

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BİLGİSAYARLI TEK FOTON EMİSTONLU SİSTEMLERDE
MTF VE DQE BULUNMASI**

ÇİĞDEM DUMAN

FİZİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ANKARA
2007**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Çiğdem DUMAN tarafından hazırlanan “**Bilgisayarlı Tek Foton Emisyonlu Sistemlerde MTF ve DQE Bulunması**” adlı tez çalışması 06/11/2007 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : *Prof. Dr. Doğan BOR*

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Jüri Üyeleri:

Başkan: *Prof. Dr. Metin KIR*

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Üye : *Prof. Dr. Doğan BOR*

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : *Doç. Dr. Mehmet KABAK*

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof.Dr.Ülkü MEHMETOĞLU

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BİLGİSAYARLI TEK FOTON EMİSYONLU SİSTEMLERDE MTF VE DQE BULUNMASI

Çiğdem Duman

Ankara Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof.Dr. Doğan BOR

Organ fonksiyonlarını görüntülemeye kullanılan Gama Kamera ve özellikle de Bilgisayarlı Tek Foton Emisyonlu Tomografisi (SPECT - Single Photon Emission Computed Tomography) cihazları büyük önem taşımaktadır. Bu sistemlerin en büyük problemi gürültüdür. Sistemin görüntü kalitesi görsel ve sayısal olmak üzere iki şekilde değerlendirilir. Görsel değerlendirme görüntüyü değerlendiren kişiye bağlı olduğundan güvenilir değildir. Bu sebeple ayırma gücünün sayısal değerlendirmesi için modülasyon transfer fonksiyonu (MTF - Modulation Transfer Function), gürültünün sayısal değerlendirmesi için ise gürültü dağılım spektrumu (NPS – Noise Power Spectrum) parametreleri kullanılmaktadır.

Çalışmanın amacı, ayırma gücünü ve gürültüyü frekans ve uzaysal ortamda hesaplamaktır. Hesaplamalar ayırma gücünü etkileyen faktörlerle (farklı matris boyutlarında, farklı kaynak-detektör mesafelerinde, kaynak ve detektör arasında farklı kalınlıklarda saçıcı bulunduğu) ve gürültüyü etkileyen faktörlerle (farklı matris boyutlarında, farklı filtreler uygulayarak ve farklı sayımlarda) hem planar hem de tomografik görüntüler üzerinden yapılmıştır.

2007, 76 sayfa

Anahtar Kelimeler: Nükleer Tıp, SPECT, MTF, NPS, LSF

ABSTRACT

Master Thesis

FINDING MTF AND DQE IN SINGLE PHOTON EMISSION SYSTEMS

Çiğdem Duman

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

Supervisor: Prof.Dr. Doğan BOR

Gamma Camera and especially SPECT (single Photon Emission Computed Tomography) machines that are used to display the organ functions have important role in imaging systems. Noise is the biggest problem for these systems. System's image quality and spatial resolution evaluated in two ways – visual and numeric. Visual evaluation depends on the person who evaluate. So it is not reliable. Because of that for spatial resolution's numeric appreciation modulation transfer function (MTF), for noise noise power spectrum (NPS) are used.

My work's aim is to calculate the resolution and noise in spatial and frequency domain. The calculations were made with the factors which affect resolution (different matrix, different source- detector distance, different scatter thicknesses between source and detector) and affect the noise (different matrix, different filters and different counts) in both tomographic and planar studies.

2007, 76 pages

Key Words : Nuclear Medicine, SPECT, MTF, NPS, LSF

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada, bana her konuda yardımcı olan hocam Sayın Prof.Dr. Doğan BOR'a (Ankara Üniöersitesi Mühendislik Fakültesi) teőekkürlerimi sunarım. Çalıőmalarım sırasında yardımlarını esirgemeyen Arő. Gör. Turan OLGAR'a, Ankara ünöersitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Bölümünde alıőan fizik mühendisi Selma TAŐTAN'a ve tüm hastane çalıőanlarına, Onur EDE' ye, tüm arkadaşlarıma teşekkür ederim. Ayrıca çalıőmalarım süresinde verdikleri destek için Kezban Songül ATİK ve Rufiyet KURT' a çok teşekkür ederim.

En önemlisi çalıőmalarım boyunca varlıklarını ve desteklerini esirgemeyen babam Necdet DUMAN, annem Aysel DUMAN, ablam Pınar DUMAN'a gösterdikleri sabır için sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Çiğdem DUMAN

Ankara, Kasım 2007

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER	2
2.1 Nükleer Tıp ve Görüntü Oluşturma	2
2.2 Kesit Görüntülerinin Elde Edilmesi	4
2.2.1 Filtre geriye projeksiyon	5
2.2.2 Tekrarlayıcı teknikler	6
2.3 Sistem Performansının Değerlendirilmesi.....	8
2.4 Görüntü Kalitesini Etkileyen Nedenler	8
2.4.1 Fiziksel nedenler	9
2.4.2 Tasarımdan kaynaklı nedenler.....	10
2.4.3 Görüntünün toplanmasındaki parametreler	11
2.4.4 Görüntü nün işlenmesindeki parametreler.....	13
2.5 Sistemin Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi.....	16
2.5.1 Görsel değerlendirme	16
2.5.2 Sayısal değerlendirme	17
2.5.2.1 Uzaysal ortamda değerlendirme	17
2.5.2.2 Görüntünün toplam performansının ölçülmesi	18
2.5.2.3 Görüntü kalitesinin frekans ortamında saptanması	20
2.5.2.3.1 Modülasyon transfer fonksiyonu	22
2.5.2.3.2 Gürültü dağılım spektrumu.....	25
2.5.2.3.3 Deteksiyon kuantum etkinliği.....	27
3. MATERYAL ve YÖNTEM	29
3.1 Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri.....	29
3.2 Deneylerde Kullanılan Test Cihazları,Objeler ve Bilgisayar Programları.....	29
3.3 Çalışmalarda Gerçekleştirilen Testler.....	30
3.3.1 Modülasyon transfer fonksiyonu elde edilmesi.....	30

3.3.2 Gürültü dağılım spektrumu elde edilmesi	31
3.3.3 Deteksiyon kuantum etkinliğinin elde edilmesi.....	32
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	33
4.1 Ayırma Gücünün Nümerik Değerlendirilmesi	33
4.1.1 Planar çalışmalar.....	34
4.1.1.1 Farklı martis boylarında kolimatörlü-kolimatörsüz ayırma gücü ölçümü .34	
4.1.1.2 Farklı mesafelerde kolimatörlü ayırma gücü ölçümü	36
4.1.1.3 Farklı saçıcı kalınlıklarında kolimatörlü ayırma gücü ölçümü	39
4.1.1.4 Spect geometrisinde saçıcı varken ve yokken dönme çapının ayırma gücüne etkisi	41
4.1.2 Tomografik çalışmalar	43
4.1.2.1 Saçıcı ortam varken ve yokken mesafenin ayırma gücüne etkisi	43
4.1.2.2 Farklı filtrelerin ayırma gücüne etkisi	47
4.2 Gürültünün Nümerik Olarak Değerlendirilmesi	49
4.2.1 Planar çalışmalar.....	50
4.2.1.1 Farklı matrislerin NNPS'e etkisi	50
4.2.1.2 Farklı sayımların NNPS' e etkisi	52
4.2.1.3 Farklı filtre boyutlarının NNPS'e etkisi.....	53
4.2.2 Tomografik çalışmalar	56
4.2.2.1 Projeksiyon başına toplanan farklı sayımın NNPS'e etkisi	56
4.2.2.2 Farklı filtrelerin ve bu filtrelerin farklı kesim frekanslarının NNPS'e etkisi.....	59
4.3 Sistem Performansının Nümerik Değerlendirilmesi.....	65
4.3.1 Farklı matrislerin sistem performansına etkisi.....	65
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	67
KAYNAKLAR.....	75
ÖZGEÇMİŞ.....	76

SİMGELER DİZİNİ

SPECT	Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi
MTF	Modülasyon Transfer Fonksiyonu
NPS	Gürültü Dağılım Spektrumu
NNPS	Normalize Gürültü Dağılım Spektrumu
LSF	Çizgi Dağılım Fonksiyonu
PSF	Nokta Dağılım Spektrumu
ERF	Kenar Dağılım Fonksiyonu
DQE	Deteksiyon Kuantum Etkinliği
NaI(Tl)	Sodyum İyodür Talyum
rms	Kareli Ortalamanın Karekökü
SNR	Sinyal Gürültü Oranı
ADC	Analog-Dijital Çevirici
YYTG	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik
OYTG	Onuncu Yükseklikteki Tam Genişlik
NEMA	(The National Electrical Manufacturers Association)
ROI	İlgi Alanı (Region Of Interest)
FFT	Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform)
FD	Fourier Dönüşümü
TFD	Ters Fourier Dönüşümü
CO	Dairesel Yörünge (Circular Orbit)
NCO	Dairesel Olmayan Yörünge (Noncircular Orbit)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Görüntüleme Sisteminin Çalışma Prensibi.....	3
Şekil 2.2 Gama Kamera Şekli.....	3
Şekil 2.3 Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi Şekli.....	4
Şekil 2.4 Tomografik Kesit Görüntüsü.....	4
Şekil 2.5 Basit Geriye Projeksiyon Şekli.....	5
Şekil 2.6.a Yokuş Fonksiyonunun Frekans Uzayındaki Şekli.....	6
Şekil 2.6.b Yokuş Fonksiyonunun Konum Uzayındaki Şekli.....	6
Şekil 2.7 Bar Fantomu Görüntüsü.....	16
Şekil 2.8 Homojen Bir Objedeki Lezyonu Gösteren Şekil.....	19
Şekil 2.9 Bir Dalganın Fourier ve Ters Fourier Dönüşümü.....	20
Şekil 2.10 Birim Uzunlukta Farklı Sayıda Çizgi Çifti İçeren Bir Test Fantomundan Elde Edilen Modülasyon Transfer Fonksiyonu.....	22
Şekil 2.11 Çizgi Dağılım Fonksiyonu.....	23
Şekil 2.12 Kenar Görüntüsü ve Kenar Dağılım Fonksiyonu Görüntüsü.....	23
Şekil 2.13 İdeal ve Gerçek Durumlardaki Modülasyon Transfer Fonksiyonu.....	24
Şekil 3.1 Nema Lineerite Fantomu.....	29
Şekil 3.2 SPECT Ayırma Gücü Fantomu (Üçlü Çizgisel Kaynak).....	30
Şekil 3.3 Jaszak Fantom Görüntüsü.....	31
Şekil 4.1 Kolimatör Takılı İken Farklı Matrislerde MTF Değeri.....	33
Şekil 4.2 Kolimatör Takılı İken Farklı Matrislerde MTF Değerinin İncelenmesi.....	34
Şekil 4.3 Aynı Sayımda 256 ve 1024 Matrislerde Kolimatör Takılı İken ve Kolimatör Takılı Değilken MTF Değeri.....	35
Şekil 4.4 Kolimatör Takılı İken Farklı Mesafelerde MTF Değerinin İncelenmesi.....	35
Şekil 4.5 Farklı Mesafelerde MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye Düştüğü Frekans Değerleri.....	36
Şekil 4.6 Farklı Mesafelerde YYTG ve OYTG Değerleri.....	36
Şekil 4.7 Kolimatör Takılı İken Farklı Saçıcı Kalınlıklarında MTF Değerinin İncelenmesi.....	37
Şekil 4.8 Farklı Saçıcı Kalınlıklarında MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye Düştüğü Frekans Değerleri.....	38
Şekil 4.9 Farklı Saçıcı Kalınlıklarında YYTG ve OYTG Değerleri.....	38
Şekil 4.10 SPECT Cihazından Farklı Mesafelerde Saçıcı Yokken Planar Olarak Alınan Görüntülerin MTF'leri.....	39

Şekil 4.11 SPECT Cihazından Farklı Mesafelerde Saçıcı Varken Planar Olarak Alınan Görüntülerin MTF'leri.....	40
Şekil 4.12 Saçıcı Yokken Sadece Yokuş Filtre Uygulanmış Tomografik Kesitlerde Mesafenin MTF'e Etkisi.....	41
Şekil 4.13 Saçıcı Yokken Dönme Çapının Tomografik Çalışmalarda YYTG'e Etkisi.....	41
Şekil 4.14 Saçıcı Yokken Dönme Çapının Tomografik Çalışmalarda OYTG'e Etkisi.....	42
Şekil 4.15 Saçıcı Varken Mesafenin Tomografik Çalışmalarda MTF'e Etkisi	43
Şekil 4.16 Saçıcı Varken Dönme Çapının Tomografik Çalışmalarda YYTG'e Etkisi.....	43
Şekil 4.17 Saçıcı Varken Dönme Çapının Tomografik Çalışmalarda OYTG'e Etkisi.....	44
Şekil 4.18 Farklı Dönme Çaplarında Kesim Frekansı 1 Olan Yokuş Filtre, Aynı Güç Faktörlerinde (5) ve Farklı Kesim Frekanslarındaki (0.2, 0.4) Butterworth Filtreli Kesit Görüntülerinin MTF Değeri.....	45
Şekil 4.19 Projeksiyon Başına 750kilo Sayımda Farklı Filtre ve Aynı Filtrenin Farklı Kesim Frekansları Uygulanmış Görüntüler.....	45
Şekil 4.20 Farklı Dönme Çaplarında Saçıcı Yokken Aynı Kesim Frekansında (0,4) ve Aynı Güç Faktöründe (5) Butterworth Filtre Uygulanmış Görüntülerin MTF Değerleri.....	46
Şekil 4.21 Farklı Dönme Çaplarında Saçıcı Varken Aynı Kesim Frekansında (0,4) ve Aynı Güç Faktöründe (5) Butterworth Filtre Uygulanmış Görüntülerin MTF Değerleri.....	46
Şekil 4.22 64x64 Matriste Planar Olarak Anılan Homojenite Görüntünün NNPS Değeri.....	50
Şekil 4.23 128x128 Matriste Planar Olarak Anılan Homojenite Görüntünün NNPS Değeri.....	50
Şekil 4.24 512x512 Matriste Planar Olarak Anılan Homojenite Görüntünün NNPS Değeri.....	51
Şekil 4.25 256x256 Matriste Planar Olarak Farklı Sayımlarda Anılan Homojenite Görüntüsünden Hesaplanan NNPS Değeri.....	52
Şekil 4.26 512x512 Matristeki Homojenite Görüntüsüne 3x3 Matrisli Medyan Filtrenin Uygulanması ile Hesaplanan NNPS Değeri.....	53

Şekil 4.27 512x512 Matristeki Homojenite Görüntüsüne 5x5 Matrisli Medyan Filtrenin Uygulanması ile Hesaplanan NNPS Değeri.....	54
Şekil 4.28 512x512 Matristeki Homojenite Görüntüsüne 7x7 Matrisli Medyan Filtrenin Uygulanması ile Hesaplanan NNPS Değeri.....	54
Şekil 4.29 512x512 Matristeki Homojenite Görüntüsüne 2 Piksel Komşuluğundaki Ortalama Filtrenin Uygulanması ile Hesaplanan NNPS Değeri.....	55
Şekil 4.30 512x512 Matristeki Homojenite Görüntüsüne 5 Piksel Komşuluğundaki Ortalama Filtrenin Uygulanması ile Hesaplanan NNPS Değeri.....	55
Şekil 4.31 Projeksiyon Başına 100kilo sayımda NNPS Değeri.....	56
Şekil 4.32 Projeksiyon Başına 250kilo sayımda NNPS Değeri.....	56
Şekil 4.33 Projeksiyon Başına 500kilo sayımda NNPS Değeri.....	57
Şekil 4.34 Projeksiyon Başına 750kilo sayımda NNPS Değeri.....	57
Şekil 4.35 Projeksiyon Başına 1 Milyon sayımda NNPS Değeri.....	58
Şekil 4.36 Projeksiyon Başına Farklı Sayımlarda Alınan Kesit Görüntüleri	58
Şekil 4.37 Projeksiyon Başına 750kilo sayımlı Görüntülerde Butterworth Filtrenin Farklı Kesim Frekanslarının NNPS'e Etkisi	59
Şekil 4.38 Projeksiyon Başına 750kilo sayımlı Görüntülerde Hanning Filtrenin Farklı Kesim Frekanslarının NNPS'e Etkisi	60
Şekil 4.39 Farklı Kesim Frekanslarında Butterworth Filtre Görüntüleri.....	60
Şekil 4.40 Farklı Kesim Frekanslarında Hanning Filtre Görüntüleri.....	60
Şekil 4.41 Projeksiyon Başına 250kilo sayımlı Görüntülerde Butterworth Filtrenin Farklı Kesim Frekanslarının NNPS'e Etkisi	61
Şekil 4.42 Projeksiyon Başına 750kilo sayımlı Görüntülerde Hanning Filtrenin Farklı Kesim Frekanslarının NNPS'e Etkisi	61
Şekil 4.43 Projeksiyon Başına 100kilo sayımlı Görüntülerde Butterworth Filtrenin Farklı Kesim Frekanslarının NNPS'e Etkisi	62
Şekil 4.44 Projeksiyon Başına 750kilo sayımlı Görüntülerde Hanning Filtrenin Farklı Kesim Frekanslarının NNPS'e Etkisi	62
Şekil 4.45 Aynı Sayımda ve Aynı Kesim Frekanslarında (0,9) Butterworth ve Hanning Filtrelerinin NNPS'e etkisi.....	63
Şekil 4.46 Aynı Sayımda ve Aynı Kesim Frekanslarında (0,9) Butterworth ve Hanning Filtrelerinin Uygulandığı Kesit Görüntüleri.....	63

Şekil 4.47 Aynı Sayımda (100kilo Sayım) Tomografik ve Planar Görüntülerin NNPS Değerlerinin Karşılaştırılması.....	64
Şekil 4.48 Aynı Sayımda Planar ve Tomografik Kesit Görüntüleri.....	64
Şekil 4.49 64x64 Matriste DQE Değeri.....	65
Şekil 4.50 128x128 Matriste DQE Değeri.....	65
Şekil 4.51 512x512 Matriste DQE Değeri.....	66

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1 Kolimatör Takılı iken Farklı Matrislerde MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye Düştüğü Frekanslar	33
Çizelge 4.2 Kolimatör Takılı iken Farklı Matrislerde YYTG ve OYTG Değerleri	33
Çizelge 4.3 Kolimatör Takılı Değilken Farklı Matrislerde MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye Düştüğü Frekanslar	34
Çizelge 4.4 Kolimatör Takılı Değilken Farklı Matrislerde YYTG ve OYTG Değerleri.....	34
Çizelge 4.5 Kolimatör Takılı iken Farklı Mesafelerde Belirli Frekanslarda %MTF Değerleri.....	35
Çizelge 4.6 Kolimatör Takılı iken Farklı Mesafelerde MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye Düştüğü Frekanslar	36
Çizelge 4.7 Kolimatör Takılı iken Farklı Mesafelerde YYTG ve OYTG Değerleri	36
Çizelge 4.8 Kolimatör Takılı iken Farklı Saçıcı Kalınlıklarında Belirli Frekanslarda %MTF Değerleri	37
Çizelge 4.9 Kolimatör Takılı iken Farklı Saçıcı Kalınlıklarında MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye Düştüğü Frekanslar	38
Çizelge 4.10 Kolimatör Takılı iken Farklı Saçıcı Kalınlıklarında YYTG ve OYTG Değerleri	38
Çizelge 4.11 Saçıcı Ortam Yokken ve Varken Belirli Frekanslarda %MTF Değerleri..	40
Çizelge 4.12 Saçıcı Ortam Yokken ve Varken farklı Dönme Çapı Mesafelerinde YYTG ve OYTG Değerleri.....	40
Çizelge 4.13 Farklı Dönme Çaplarında Tomografik ve Planar Görüntülerde YYTG ve OYTG Değerleri.....	42
Çizelge 4.14 Farklı Dönme Çaplarında Saçıcı Yokken Tomografik ve Planar Çalışmalarda MTF'in 0,5 ve 0,2'ye Düştüğü Frekans Değerleri.....	42
Çizelge 4.15 Saçıcı Varken Tomografik Çalışmalarda Dönme Mesafesinin YYTG ve OYTG Değerlerine Etkisi.....	44
Çizelge 4.16 Farklı Dönme Çaplarında Saçıcı Varken Tomografik ve Planar Çalışmalarda MTF'in 0,5 ve 0,2'ye Düştüğü Frekans Değerleri.....	44

Çizelge 4.17 Saçıcı Varken ve Yokken Farklı Dönme Çaplarında Belirli Frekanslarda %MTF Değerleri.....	46
Çizelge 4.18 Farklı Matris Boyutlarında Varyans Değerlerinin Değişimi.....	51
Çizelge 4.19 256x256 Matriste Planar Olarak Farklı Sayımlarda Alınan Homojenite Görüntüsünden Hesaplanan Varyans Değerleri.....	52
Çizelge 4.20 512x512 Matristeki Homojenite Görüntüsüne Farklı Piksel Komşuluklarında Medyan Filtrenin Uygulanması ile Hesaplanan Varyans Değerleri.....	54
Çizelge 4.21 512x512 Matristeki Homojenite Görüntüsüne Farklı Piksel Komşuluklarında Ortalama Filtrenin Uygulanması ile Hesaplanan Varyans Değerleri.....	55
Çizelge 4.22 Projeksiyon Başına Farklı Sayımlarda Alınan Kesit Görüntülerinde Varyans Değerleri.....	59
Çizelge 4.23 Farklı Filtreler ve Filtrelerin Farklı Kesim Frekanslarında Varyans Değerleri.....	60
Çizelge 4.24 Aynı Sayımda Planar ve Tomografik Kesit Görüntülerinden Hesaplanan Varyans Değerleri.....	64
Çizelge 4.25 Farklı Matrislerde Belirli Frekanslarda DQE Değerleri.....	66

1. GİRİŞ

Nükleer tıpta amaç organları ve organ fonksiyonlarını görüntülemektir. Görüntüleme, hastaya verilen radyoaktif maddeden çıkan fotonların deteksiyonuna dayanır. Planar ve tomografik görüntülerin alınması ile hastaya ait bilgiler elde edilir. Bunun için gama kamera ve bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (SPECT) cihazları kullanılır. Ancak nükleer tıpta görüntü kalitesi var olan birçok nedenden dolayı (gürültü, saçılanlar, foton azalımı) bozular. Görüntü kalitesini tanımlamak için tasarlanmış fantomlar ile ölçümler görsel olarak yapılabilir. Bu testlerin yapılması oldukça basittir ve kısa sürede gerçekleştirilebilir ancak sonuçlar gözlemciye bağlıdır. Bu nedenle görüntü kalitesinin nümerik olarak belirlenmesi gerekir. Bu bağlamda birçok parametre vardır (MTF, NPS, kontrast gibi).Görüntü kalitesinin saptanmasında kullanılan matematiksel teknikler ise sistemin performansına yönelik olarak nümerik değerler verirler. Ancak ölçümleri karmaşıktır. Modülasyon transfer fonksiyonu (Modulation transfer function-MTF) sistemin ayırma gücünü ve gürültü dağılım spektrumu (Noise power spectrum-NPS) gürültü spektrumunu frekans uzayında verirler. Deteksiyon kuantum etkinliği (Detection quantum efficiency-DQE) ise sistemin performansını yani sistemin hem foton kullanma yeteneğini hem de görüntü kalitesini birlikte göstermektedir.

Bu amaçla tezde, nükleer tıpta kullanılan gama kamera ve bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisinde elde edilen görüntülerin kalitesi nümerik olarak hesaplanmaktadır. Bunun için ise bölümümüzdeki MEDISO TH-33 Gama Kamera ve Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim dalındaki SIEMENS E-CAM bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi cihazları kullanılmıştır.

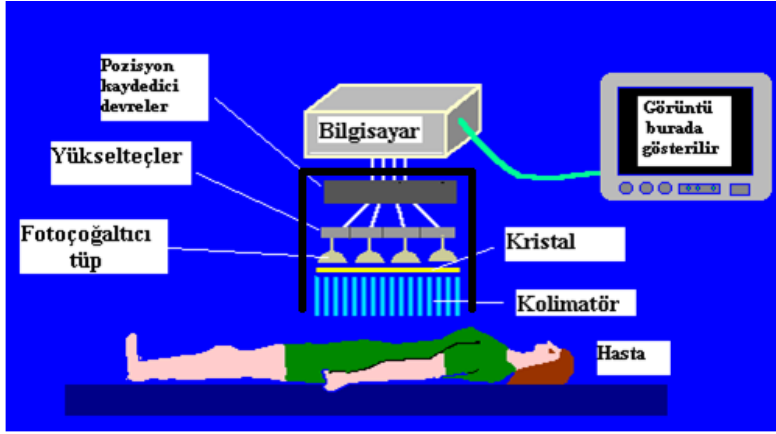
2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Nükleer Tıp ve Görüntü Oluşturma

Yüzyılı aşkın bir süredir insanlığın yararı için kullanılmakta olan radyoaktivite, hastalıkların tanı ve tedavisinde her geçen gün artan bir oranda uygulanmakta, başka hiçbir yöntemle sağlanamayacak bilgilerin elde edilmesinin yanı sıra, birçok hastalıkta hasta için son derece kolay ve rahat tedavi olanağı da sunmaktadır.

Nükleer tıp çalışmalarında kullanılan görüntüleme sistemleri incelenecek organa göre seçilen radyofarmasotiğin hastaya verilmesinden sonra kaynak haline gelen organdan çıkan gama ışınlarının detekte edilmesi prensibi ile çalışırlar. Sonuçta elde edilen görüntü organın şekli, büyüklüğü ve fonksiyonları ile ilgili önemli bilgiler verir (Şekil 2.1).

Kaynak organdan çıkan fotonlar her yöne hareket eder. Ancak detektörün önünde bulunan kolimatör sadece detektöre dik gelen fotonların geçmesine izin verir. Farklı açılarda veya hasta içerisinde saçılan fotonların detektöre ulaşmasını engeller (Sprawls 1987). Kolimatörden geçen fotonlar disk şeklindeki NaI(Tl) kristalinde durdurularak sintilasyon fotonu meydana getirirler. Sintilasyon olayı sonunda meydana gelen ve her yöne yayılan sintilasyon fotonlarının foto tüplere kayba uğramadan ulaşmaları gerekir. Bunun için kristal - foto tüp arasında optik geçirgenliği yüksek olan bir yağ bulunur. Foto tüpe gelen fotonlar fotoelektrik olay ile durdurularak elektronları meydana getirir. Bu elektronlar foto tüp içindeki katot-anot arasında uygulanan artı gerilimle hızlandırılıp, elektrotlar sayesinde çoğaltılarak anoda ulaşır. Burada ise gelen gama ışınlarının enerjilerine bağlı olarak farklı büyüklükte voltaj pulsları meydana getirirler. Bu pulslar ön yükselteçte büyütülüp şekillendirilir. Ön yükselticiler bunun dışında detektörden gelen küçük sinyalleri yükseltmek, detektörle elektronik devreler arasındaki empedans eşitliğine sağlamak ve bir süzgeç devresi gibi davranıp gürültüyü kesmek gibi işlevlere sahiptir (Knoll 1989). Yükselteler ise ön yükselteçten gelen darbelerin genliklerini birkaç volt mertebesine çıkarır. Puls yükseklik analizörü tarafından istenilen enerji aralığındaki pulslar kayıt ünitelerine giderler. Kayıt ünitelerine gelen bu analog pulslar analog-dijital çeviriciler (ADC) tarafından sayısallaştırılır. Bu bilgiler de bilgisayara aktarılır ve ekranda görüntülenir.



Şekil 2.1 Görüntüleme sisteminin çalışma prensibi

İki tip görüntüleme şekli vardır.

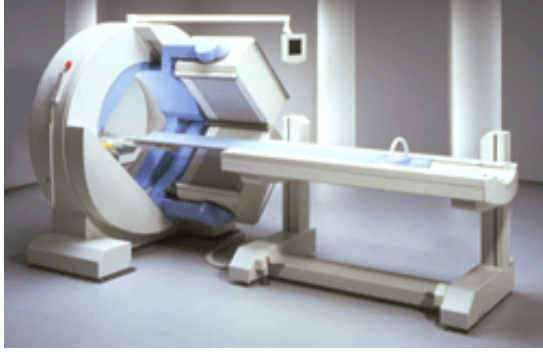
1. Planar görüntüleme
2. Tomografik görüntüleme

Her iki görüntüleme şeklinde kullanılan cihazların çalışma prensipleri aynıdır. Planar görüntüleme “gama kamera” kullanılır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 Gama kamera şekli

Tomografik çalışmalar için ise “Bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (Single Photon Emission Tomography-SPECT)” cihazı kullanılır (Şekil 2.3). Organda tutulan aktivite üç boyutludur, planar çalışmalarda bir yönde elde edilen görüntülerde organın bu yönde tüm derinliğinden gelen bilgiler üst üste binmektedir, yani derinlik bilgisi kaybolmaktadır. Tomografik çalışmalarda ise görüntü her yönden toplandığı için bu sorunla karşılaşılmaz. Detektörün hasta etrafında dönmesiyle belirli açılarda bilgi toplanır, daha sonra bilgisayarda özel algoritmalar kullanılarak kesit görüntüleri elde edilir.



Şekil 2.3 Bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi şekli

Tomografik çalışmalarda dönme açısı genelde 360° iken görüntülenecek organa bağlı olarak bu 180° ve 90° de olabilir. Dönme sırasında birçok açıda, objeden toplanan görüntülerin toplamı elde edilir. Bu kadar görüntü toplamı ile hastanın uzun eksenine dik ve istenilen kalınlıktaki transaksiyel kesitler elde etmek için bilgiyi analitik olarak işleme imkânı tanır (Jan 2006). Kesitler artan kontrastlı görüntüler oluştururlar.

Her açıda alınan bilgi “projeksiyon” olarak adlandırılır. Projeksiyon sayısı detektörlerin hasta etrafında dönerken kaç farklı açıda durup bilgi alınacağını ifade eden parametredir. Eğer tomografik bilgi 360 derecenin 64 açısında alınmışsa, 64 tane projeksiyon var demektir. Projeksiyon sayısı kesit görüntülerindeki sayım istatistiğini değiştirmesi açısından önemli bir parametredir.

2.2 Kesit Görüntülerinin Elde Edilmesi

Hasta etrafından birçok açıdan bilgi alınırken, projeksiyondan şekil 2.4’deki gibi tomografik kesitlerini elde etmek mümkündür.

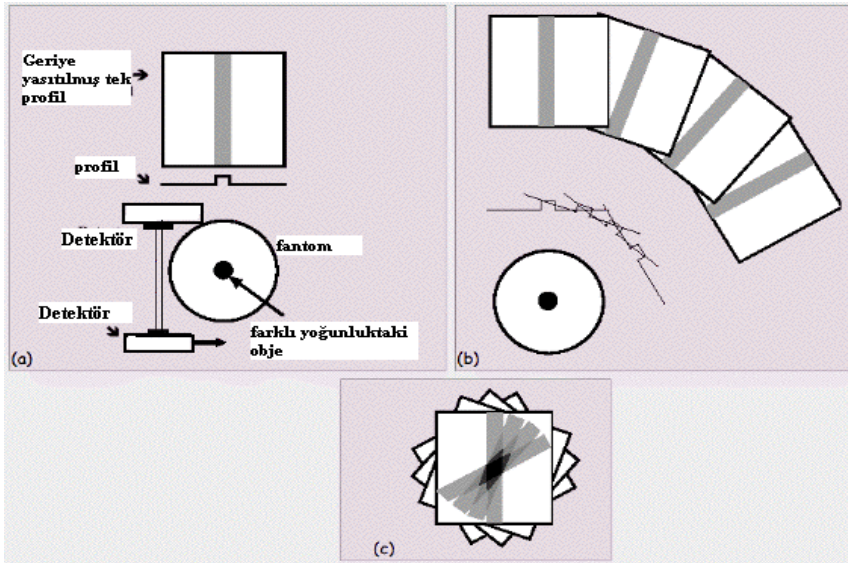


Şekil 2.4 Tomografik kesit görüntüsü

Kesit görüntülerinin eldesinde kullanılan matematiksel yöntemler filtre geriye projeksiyon yöntemi ve tekrarlayıcı teknikler.

2.2.1 Filtre geriye projeksiyon

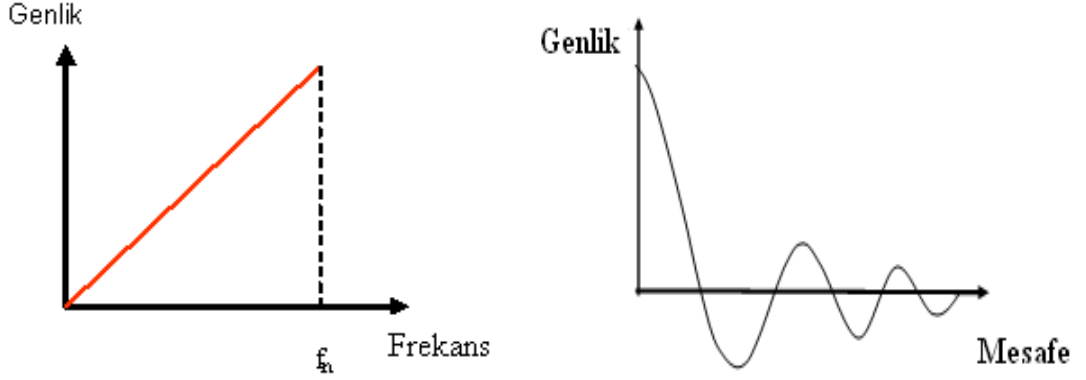
Filtre geriye projeksiyon yöntemi, projeksiyonlarla alınan bilginin yeniden oluşturma matrisine geri yansıtılmasıdır. Tomografik çalışmalarda detektör hasta etrafında dönerek önceden tespit edilen açılarda bilgi toplar (projeksiyon). Bilgisayar projeksiyon bilgisinin organın hangi derinliğinden geldiğini kestiremeyeceğinden bilgi bu matristeki tüm piksellere eşit yansıtılır. Yansıtma işlemi sonucunda bilgilerin üstü üste bindiği yerde objenin gerçek görüntüsü elde edilir. Ancak projeksiyonların geriye yansıtılması objeyi $1/r$ kadar değiştirir. Yani yeniden elde edilmiş görüntü gerçek görüntünün $1/r$ ile konvolve edilmiş halidir (Bringham 1980, Herman 1980, Macovski 1983). Bu bozulmaya “yıldız etkisi” denir. Aşağıda basit geriye projeksiyonun şekli verilmektedir.



Şekil 2.5 Basit geriye projeksiyon şekli

Bu etkinin ortadan kaldırılması için projeksiyonlar bir takım matematiksel işlemlerden geçirilirler, bu işlemlere filtre uygulaması denir. Filtre işlemi gerçekte bilgi taşımayan piksel sayımlarının ortadan kaldırılmasıdır. Filtre işlemi her ışının merkezi piksellerinin dışındaki kenar piksellere negatif ağırlık verilerek gerçekleştirilir. Sonuçta kesit görüntüsünde merkezi piksellerin dışındaki pikseller negatif olacak ve bu negatif

değerler ikinci ışından gelen ve yıldız etkisini oluşturacak pozitif piksel içeriklerini dengeleyeceklerdir. Bunun için görüntü frekans uzayında yokuş filtre ile çarpılır. Aynı işlem yokuş fonksiyonunun konum uzayındaki eşdeğeri olan “Sinc” ile konvolüsyonu ile de gerçekleştirilebilir. Aşağıda yokuş fonksiyonunun frekans (Şekil 2.6.a) ve konum uzaylarındaki (Şekil 2.6.b) şekilleri verilmektedir.



Şekil 2.6.a Yokuş fonksiyonunun frekans uzayındaki şekli, b. yokuş fonksiyonunun konum uzayındaki şekli

Yokuş fonksiyonunun yüksek frekansları geçirgenliği fazladır. Bu yüzden geriye projeksiyon sırasında gürültü artar. Gürültü ise “Pencere Fonksiyonu” adı verilen filtrelerin kullanımı azaltılır (Hamming 1977). Bu filtrelerden bölüm 2.4.4’de bahsedilecektir.

2.2.2 Tekrarlayıcı teknikler

Kesit görüntülerinin elde edilmesinde sık kullanılan bir yöntem olan tekrarlayıcı teknikler belirli bir düzen içinde çalışırlar.

- Bir başlangıç görüntüsü seçilir.
- Bu görüntüden, sanki gerçek görüntüyümüş gibi, projeksiyonlar elde edilir.
- Bu projeksiyonlar ölçülen projeksiyonlarla karşılaştırılır.
- Karşılaştırma sonucu düzeltme faktörleri bulunur ve başlangıç görüntüsü yeniden düzenlenir.
- İşlemler gerçek görüntünün en iyi yaklaşımını buluncaya kadar (b) şikkından itibaren tekrarlanır.

Tekrarlayıcı teknikler iki kategoride incelenebilir; birincisi ART (Algebraic Reconstruction Technique), ikincisi ise tekrarlayıcı istatistiksel tekniklerdir (ML-EM ve OSEM).

En basit yöntem olan ART aşağıdaki formülle ifade edilir;

$$f_j^{(k+1)} = \frac{g_i - \sum_{j=1}^N f_{ji}^k}{N} \quad (2.1)$$

Burada f_j^k ve $f_j^{(k+1)}$ işlem yapılan ve yapılacak olan görüntüler; N, i ışını boyunca toplam piksel sayısı; toplam f_{ji}^k , k'ncü tekrarda i ışını boyunca N pikseldeki toplam sayım ve g_i , i ışını için ölçülen toplam sayım miktarıdır. Yeni görüntü bir önceki görüntüye düzeltme faktörlerinin eklenmesi ile bulunur. Karşılaştırma sırasında ise hesaplanan görüntü ölçülenden çıkarılır ve aralarında herhangi bir fark kalmadığında düzeltme faktörü sıfır olur.

Diğer tekrarlayıcı teknik ML-EM (Maximum likelihood expectation maximization)'dir. Bu teknik SPECT çalışmalarında iyi bir görüntü kalitesi için yapılması gereken foton azalımı, homojenite ve saçılma düzeltmelerini görüntü oluşturulurken yapılmasını sağlar (Manglos *et al.* 1991). Bu tekniğin çalışma prensibi;

- a) İlk iterasyondan elde edilen başlangıç görüntüsü yeniden projekte edilir.
- b) Her piksel için (ölçülen görüntü / yeniden projekte edilen görüntü) oranı oluşturulur.
- c) Oran geriye yansıtılır ve sonuç normalize edilir.
- d) Yeni görüntü, (ilk iterasyondan edinilen görüntü \otimes oranların normalize geriye projeksiyonları) ile elde edilir.

ML-EM algoritması yavaş çalışır. Ayrıca, iterasyon sayısı arttıkça gürültü de artar ve böylece doğru dönüşüm sağlanamaz. Bu nedenle iterasyon sayısı sınırlıdır.

Son yöntem olan OSEM (Ordered subset expectation maximization), ML-EM tekniğinin hızlandırılmasında kullanılır ve hasta etrafında toplanan projeksiyonlar alt

gruplara ayrılırlar. Her alt grup hasta etrafında eşit olarak dağılacak şekilde ayarlanır. Tüm tekrar işlemi, tüm grupların tekrarlarının bitmesinden sonra sona erer.

2.3 Sistem Performansının Değerlendirilmesi

Sistem performansının değerlendirilmesinde etkin birçok parametre vardır. Homojenite, uzaysal ayırma gücü, enerji ayırma gücü ve sayım hızı performansı bunlar arasındadır. Detektör homojen bir kaynak ile her noktasında eşit miktarda ışınlandığında elde edilen görüntüdeki bölgesel sayım farklılıkları olmamalıdır.

Kameranin birbirine ne kadar yakın kaynakları ayrı ayrı görüntüleyebileceği ise uzaysal ayırma gücü olarak tanımlanır. Yani kameranın iki ayrı kaynağı ayırt edebilme yeteneğidir.

Enerji ayırma gücü, gama kameranın birbirine ne kadar yakın enerjideki fotonları ayrı ayrı detekte edebilme kabiliyetidir. Enerji ayırma gücünü gelen foton sayısının istatistiksel dağılımı etkiler. Sayıdaki istatistiksel farklılıklar, farklı büyüklüklerde pulsların oluşmasına neden olur.

Diğer bir parametre ise sayım hızı performansıdır. Görüntü kalitesinin en üst düzeyde olması için kaynaktan çıkan mümkün olan en fazla fotonun algılanması gerekir. Hastaya verilen dozun artırılması sayımın artmasına neden olacaktır. Ancak gelen fotonlar detektörün algılama süresinden daha hızlı ise detektör ölü zamana girer ve sayımlar düşer. Hastaya yüksek aktivite verilmesine rağmen normal miktarda verilmiş gibi sayım hızı alınır.

2.4 Görüntü Kalitesini Etkileyen Nedenler

Sistemin görüntü kalitesini etkileyen bir takım nedenler vardır. Bunlar;

- Fiziksel nedenler
- Tasarımdan kaynaklı nedenler
- Görüntünün toplanması sırasındaki parametreler
- Görüntünün işlenmesi sırasındaki parametreler

2.4.1 Fiziksel nedenler

- Foton azalımı
- Saçılanlar
- Gürültü

Bir kaynaktan çıkan fotonlar geçtikleri yol boyunca içinde buldukları ortamla etkileşerek azalır. Fotonların hasta içinde sayısı olarak azalması bir sorundur. Ayrıca derinlerden gelen fotonların etkileşme miktarı yüzeyle 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.

$$N = N_0 \exp(-\mu x) \quad (2.2)$$

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 fotonların görüntü kalitesini önemli ölçüde etkiler. Fotonun hasta içinde etkileşmeden enerjisinin tamamını fotoelektrik olay ile detektöre bıraktığı durumda elde edilen konum bilgileri objeden çıkan fotonun gerçek yeri ile uygunluk içindedir. Hastada saçılarak (Compton etkileşmesi yaparak), enerjilerinin bir kısmını doku üzerinde bırakan fotonlar, detektöre orijinal yollarından saptıkları için, bu fotonlardan elde edilen pozisyon bilgisi, objeden gelen fotonun pozisyon bilgisi ile uyumlu olmayacaktır. Bu yüzden fotonların bilgisi görüntünün oluşturulmasında kullanılmaz. Ancak çok küçük açılarda saçılan fotonlar analizörün enerji penceresine girebilir. Bu da obje görüntüsünde bozulmalara neden olur. Esas enerji bilgisini taşımayan bu fotonlar görüntü kontrastının bozulmasına neden olur. Homojen bir background dağılımı içinde bulunan bir objenin kontrastı, içerdiği aktivitenin çevresindeki background dağılımına göre farkına bağlıdır.

Gürültü, görüntüdeki bilgi içermeyen sayımlardır. 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; yani lezyon deteksiyonunun zorlaşmasına neden olmaktadır. Artan sayım miktarıyla, gürültünün azaltılması ve kontrastın artırılması mümkün iken, hasta dozunun artması ve ölü zaman problemleri nedeniyle bu tercih edilmez. Ölçüm zamanının artışı da gürültüyü azaltan etkenlerdendir ancak bu sefer de hastanın istemli veya istemsiz hareketi, görüntüde sorun yaratır. Sistematik gürültü sistemin kendisinden kaynaklıdır. Ayrıca kesit görüntülerinin elde edilmesi sırasında da sistematik gürültü oluşabilir. Geriye projeksiyon işlemi sırasında hastaya ait bilgilerle beraber gürültü de geriye yansıtılır. Farklı açılardan geriye yansıtılan bu bilgilerin üst üste gelmesi de gürültünün artmasına neden olur. Gürültü görüntülerdeki istenmeyen sinyallerdir ve nümerik olarak sayım yoğunluğunun standart sapması olarak ifade edilir. Gürültü basitçe, pikseller arasındaki değer farklılıklarının karekök ortalaması (rms değeri)dir (Gulberg 1987).

$$\% \text{ rms değeri} = [(\text{standart sapma}) / (\text{ortalama sayım değeri})] \times 100 \quad (2.3)$$

2.4.2 Tasarımdan kaynaklı nedenler

Detektör tasarımı görüntü kalitesini etkileyen sistem kaynaklı nedenlerden biridir. Detektör tasarımı kolimatör seçimi, kristalin kalınlığı, foto çoğaltıcı tüpün sayısı, puls işleme elektroniğini içermektedir. Kolimatör tasarımında en önemli nokta, etkin bir sayım hassasiyetinde elde edilecek görüntülerin organla ilgili detayları iyi bir ayırma gücü ile vermesidir. SPECT çalışmalarında kolimatör yapımında ilk dikkat edilecek parametre, gama ışın enerjisi ile ilgili olarak kolimatörde kullanılan septa kalınlıklarıdır. Kullanılacak izotop enerjisi göz önüne alınarak yapılır. Yüksek enerjili fotonlar için kalın septalar tercih edilir. Diğer parametre ise kolimatörün fiziksel boyutunun (delik çapı, delik uzunluğu, septa kalınlıkları) seçimidir ki bu hassasiyet (fotonların geçişi) ve uzaysal ayırma gücü performansı arasında ters bir bağlantı sağlar. Yani biri iyileşirken diğeri bozulur. Kolimatör ayırma gücü ayrıca kaynak- kamera mesafesine bağlıdır. Mesafe arttıkça görüş alanı da artar ve görüntüdeki detaylar gözlenemez olur. Ayırma gücünü sınırlayan diğer parametre kristaldir. Kristal kalınlığı ayırma gücünü etkiler.

Kristal kalınlığının artması fotonların durdurulduğu noktalarda oluşan ışık demetleri genişlemesine ve ayırma gücünün bozulmasına neden olur. Ancak kristalin kalınlığının azaltılması ayırma gücünü iyileştirirken, gama fotonlarının durdurulma olasılığının azalması sistem hassasiyetinin azalmasına neden olur. Bunların dışında uygun sayıda foto tüp kullanılmaması, onların düzgün yerleştirilmemesi ve foto tüp şekilleri (yuvarlak ya da hegzagonal olmaları) de ayırma gücünü etkiler. Sistem elektroniğinde yer alan puls yükseklik analizörü ile sadece istenilen enerjilere uygun pulsların kayıt ünitesine gönderilmesi beklenir. Kullanılan radyoaktif maddenin enerjisine uygun enerji aralığında pencere genişliği sečililir. Pencerenin geniş seçilmesi saçılan fotonların alınmasına ve dolayısıyla kontrast ve ayırma gücünün bozulmasına neden olur.

Homojeniteyi etkileyen nedenler; foto tüp kazançlarının ayarlarındaki hatalar(tunning problemi), bozuk tüpler, hatalı analog-dijital çevrimi (hatalı ADC), hatalı puls yükseklik analizörü ayarı, kristaldeki nemlenmeler ve kırılmalardır. Aynı miktar aktiviteler için eşit pulsların elde edilebilmesi amacı ile foto tüp kazançlarının doğru ayarlanması gerekmektedir. Bu işleme tuning denir. Tuning ayarın bozulmuş olan foto tüp diğerlerinden farklı büyüklükte puls oluşumuna neden olacaktır. Eğer foto tüplerden biri bozuk ise o tüpün olduğu yerde sayım gözlenmez. Kristalin her noktasının mükemmel bir yapıda olmaması (örneğin kristalde kırıkların olması veya kristalin nemlenmesi), farklı noktalarda aynı enerjide foton soğrulmasına rağmen birbirinden sayıca biraz farklı sintilasyon fotonlarının oluşmasına neden olur. Ayrıca nokta kaynak hassasiyetinin bölgesel değişimi ve lineerlikten sapma de homojeniteyi bozan nedenler arasında yer almaktadır (Bor 1990).

2.4.3 Görüntülerin toplanmasındaki parametreler

Artan hasta detektör mesafesi ayırma gücünü değiştirir. Hasta detektörden uzaklaşıkça kameranın görüş alanı artar ve birbirine yakın noktalar kamera tarafından ayırt edilemez duruma gelir. Bu birbirine yakın objeler kolimatör yüzeyinde olsalar her biri ayrı ayrı detekte edilebileceklerdi. Bu nedenle yapılan çalışmalarda detektör-kaynak mesafesi minimum sečililir. Böylece obje detayları daha iyi görüntülenebilmektedir.

Diğer bir parametre örneklemedir. Piksellerden oluşan dijital görüntünün analog görüntüyü tam olarak yansıtabilmesi için bu piksellerin belirli bir boyutta seçilmesi gerekir. Bu işleme görüntünün örneklenmesi denir. İdeal piksel boyutunun ya da örnekleme aralığının saptanabilmesi için gürültünün frekans uzayında incelenmesi, bir yöntemdir. Böylelikle görüntüyü oluşturan en yüksek frekanslar görülmüş olur. Piksel boyutunun seçiminde $\Delta x = 1/2f_n$ ifadesine göre seçilir. 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 uzayındaki örneklemede (temel frekans) en düşük frekans dikkate alınacaktır. En düşük frekans tüm görüntü boyunca sadece bir devir yapacaktır. Eğer d örnekleme mesafesi yani piksel boyutu ve tüm görüntü N tane pikselden oluşuyorsa Fourier spektrumundaki örnekleme aralığı $1 / N\Delta x$ olacaktır. Fourier spektrumunda diğer önemli husus frekans uzayındaki bu örneklemin hangi yüksek frekansa kadar sürdürüleceğidir. Daha önce ifade edildiği gibi spektrum $f_n = 1/2\Delta x$ değerinde yani Nyquist frekansında sona erdirilecektir. Eğer örnekleme nyquist aralığında yapılırsa analog sinyalin sayısal temsilinde bozulma olmayacaktır. Ama sinyal bu frekans değerinden daha düşük bir frekansta örneklenirse sinyalin temsili de düşük bir frekansta olur ve aliasing adı verilen kusurlar ortaya çıkar. Bu husus analog görüntüde gerçekte nyquist frekansından daha büyük frekansların olması ve bu yüksek frekansların görüntüye daha düşük frekanslarda yansımalarıdır. Böylece aslında 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. Detektör boyutu ve piksel boyutu birlikte dijital görüntünün elde edileceği matris boyutunu belirler. Matris boyutu, görüntülenecek objenin bilgisayarda ne kadar görüntü elemanı yani pikselle ifade edileceğini belirler. 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 arttırır. Bu nedenle matris boyutu dikkatlice seçilmelidir. Tomografik uygulamalarda, kliniklerde en sık kullanılan matris boyutu 128x128 matristir.

Tomografik görüntülerde hem projeksiyon görüntüsünün matris boyutu hem de kesit görüntüsünün matris boyutu saptanmalıdır ve bunlar birbirine eşittir. Diğer taraftan

tomografik incelemelerde dikkate alınması gereken hususlar vardır. Örneğin, projeksiyon sayısı detektörlerin hasta etrafında dönerken kaç farklı açıda durup bilgi alacağını ifade eden parametredir. Klinikte kullanılan detektör sayısı ve konfigürasyona bağlı olarak, projeksiyon sayısı değişir. Projeksiyon sayısının artması inceleme süresini uzatırken, az sayıda projeksiyon kullanılması gene görüntülerin istatistik kalitesini etkiler. Optimum projeksiyon sayısı kamera ayırma gücüne ve hasta boyutuna bağlıdır.

SPECT sistemlerinde 1, 2 veya 3 adet detektör bulunabilir. Sistemdeki detektör sayısı sisteme çeşitli avantaj ve dezavantajlar katar. Günümüzde daha çok 2 detektörlü sistemler kullanılmaktadır. Detektör konfigürasyonu, detektörlerin birbirlerine göre konumlarını ifade eder. Birçok 2 detektörlü sistemde sıklıkla 76°, 90° ve 180°'lik detektör konfigürasyonları kullanılır. Bu konfigürasyonların seçimi çalışmanın türüne ve hasta kalınlığına bağlıdır.

Detektör yörüngesi, detektörün hasta etrafında nasıl bir geometrik yörünge ile döndüğünü ifade eder. Üç tip dönme yörüngesi vardır. Birincisi dairesel yörüngedir (Circular Orbit- CO) ve bunda detektör hastanın etrafında, ayarlanan yatak yüksekliği ve detektör mesafesinde dairesel olarak hareket eder. İkincisi dairesel olmayan yörüngedir (Noncircular Orbit-NCO). Detektörün ön yüzündeki sensörler yardımı ile hastanın konumu belirlenir ve en yakın mesafeden bilgi toplayacak şekilde detektör yaklaşır ve uzaklaşır. Üçüncüsü ise detektörün hasta etrafında belirlenen eliptik bir yörüngede dönerek bilgi topladığı yörüngedir.

2.4.4 Görüntünün işlenmesindeki parametreler

Bilgisayara aktarılan planar görüntüler ve tomografik kesitler hafızada iki boyutlu rakamlardan oluşmuş desen olarak yer alır. Bu görüntüler üzerinde her türlü matematiksel işlemi yapmak mümkündür. Bu işlemlerin yapılmasındaki amaç,

- Gürültünün azaltılması
- Görüntü kenarlarının keskinliğinin arttırılması (Bulanıklığın azaltılması)
- Görüntü kenarlarının deteksiyonudur.

Kısaca görüntü kalitesinin artırılmasıdır. Görüntü kalitesi, fiziksel ve ya sistem tasarımından kaynaklı nedenlerden dolayı bozulur. Görüntülere bu bozuklukların ortadan kaldırılması için piksel operasyonları ya da filtre işlemleri uygulanır.

Görüntüler iki farklı ortamda incelenir;

- Uzaysal ortam
- Fourier ortamı

Kesit görüntülerini elde ederken seçilen algoritma çok önemlidir. Kullanılan tekniklerden filtre geriye projeksiyonda yokuş filtre ile beraber kullanılan filtrenin ve bu filtre ile ilgili parametrelerin (kesim frekansı, güç faktörü) seçimi görüntü kalitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Ayrıca tekrarlayıcı teknikte tekrar sayısı da yine önemli bir parametredir.

Gürültüyü azaltmak için kullanılan filtreler yumuşatıcı filtreler olarak da adlandırılırlar. Bunlara butterworth, hanning, mean(ortalama) , medyan, dokuz nokta filtreleri örnek olarak verilir. Gürültünün azaltılması için görüntüyü iyileştirmek için kullanılan yöntemin aksine yüksek frekans bilgileri bastırılır bunun için ise alçak geçiren filtre kullanılır. Ancak bunlar bir miktar keskinlik kaybına da neden olurlar. Filtre boyutunun görüntüye etkisi fazladır. Filtre boyutu arttıkça içeriği değiştirilecek olan piksel daha uzak komşuluğundaki piksellerden etkilenecek yani korelasyon artacak ve gürültü azalırken bilgi kaybı artacaktır. En yaygın olarak kullanılan yumuşatıcı filtre dokuz nokta filtredir. Bu filtre aşağıdaki gibidir

$$\begin{vmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{vmatrix}$$

Yukarıdaki ifade 3x3 boyutundadır. Filtre boyutu 5x5 veya 7x7 olarak arttırıldığında aşağıdaki gibi olur

$$\begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 2 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 4 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 2 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} \quad \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 2 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 2 & 4 & 2 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 2 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{vmatrix}$$

Ortalama(Mean) filtrede her pikselin içeriği, kendi ve komşuluğundaki piksel içeriklerinin ortalaması ile yer değiştirir. Böylelikle sayım içeriği çevresindeki piksellerin içeriğinden çok farklı olan pikseller ortadan kaldırılır yani içerikleri çevre piksellerle uyumlu hale getirilir. Bu filtrenin sorunu çok farklı değere sahip olan bir pikselin tüm piksellerin ortalamasını değiştirmesidir. Bu filtrenin matris olarak yazımı;

$$1/9 \quad \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix}$$

Medyan filtre uzaysal ortamda doğrusal olmayan filtrelerden biridir ve alçak geçiren filtredir. Bu filtre gürültüyü azaltırken görüntü keskinliğini pek fazla etkilemez. Gerçek görüntünün her pikseli, filtrenin merkezi filtresi olarak alınır ve pikselin komşuluğundaki piksellerin sayım içeriklerine bakılarak medyan değeri bulunur. Bunun için komşuluktaki tüm piksellerin değerleri büyükten küçüğe doğru sıralanır ve medyan değeri bulunarak merkezi piksele atanır. İşlem, gerçek görüntüdeki tüm pikselleri merkezi piksel olarak alır ve komşu piksellerdeki değerlere göre medyan değeri değiştirilir. Bir diğer alçak geçiren filtre ise hanning filtredir. Bu filtre mantık olarak medyan filtreye benzer. Hanning pencere fonksiyonu sadece tek bir parametreye yani kesim frekansına sahiptir. Frekans uzayında Hanning filtrenin fonksiyonel formu;

$$\begin{aligned} W(f) &= 0,5 + 0,5\cos(\pi f / f_c) & ; f \leq f_c \\ W(f) &= 0 & ; f > f_c \end{aligned} \quad (2.4)$$

Burada f_c kesim frekansıdır. Kesim frekansı ne kadar düşük seçilirse görüntü o kadar yumuşayacaktır. Gürültü azalacak ama bilgi kaybı da artacaktır. Kesim frekansı her zaman nyquist frekansına eşit olmayabilir ancak maksimum değeri bu frekansa eşit olmalıdır.

Butterworth filtre iki parametreye sahiptir, kesim frekansı ve güç faktörüdür. Yüksek güç faktörü keskinliği yok eder. Güç faktörü, filtre şekillendirmede geniş esneklik sağlar. Butterworth filtre;

$$W(f) = 1/[1 + (f/f_c)^{2n}] \quad (2.5)$$

Formülde f_c kesim frekansı, n ise güç değeridir. Görüntüye uygulanacak filtre seçimi uzaysal ayırma gücüne (mesafeye, kolimatöre) ve her projeksiyondaki sayım istatistiğine (pikseldeki sayım miktarına) bağlıdır. Düşük sayımlı görüntüler yüksek frekansları düzeltmek için yeterli sayım bilgisine sahip değildir.

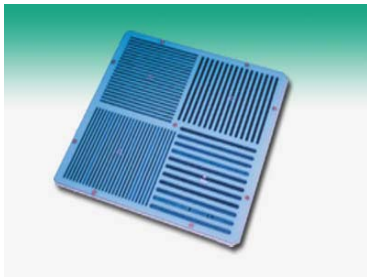
Frekans uzayında filtre işlemi, amaca göre bazı frekans genliklerinin arttırılması ya da azaltılmasıdır. Bunun için hem görüntünün hem de filtrenin fourier dönüşümleri alınmalı ve çarpılmalıdır.

Görüntüleme sırasında kesim frekansının azaltılması (yani yüksek frekansların atılması) durumunda detay kaybolur, bu görüntünün yumuşatılması demektir. Bu yüzden kesit görüntüsünü elde ederken önemli kısım, görüntüde yeterli detayın elde edilmesi için doğru kesim frekansının gerçekçi bir değerlendirme ile bulunmasıdır. Eğer kesim frekansı uygun bir değere düşürülürse, oluşan görüntüdeki detaylar gerçek objeyle paralellik taşır.

2.5 Sistemin Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi

2.5.1 Görsel değerlendirme

Görüntü kalitesinin görsel değerlendirilmesinde bazı parametreler vardır. Örneğin ayırma gücünün görsel değerlendirmesinde şekil 2.7'deki bar fantomu kullanılır. Bar fantomu farklı kalınlıklarda ve farklı yönlerde birbirine paralel kurşun şeritlerden oluşan bir fantomdur. Her bölmedeki çizgiler arasındaki kalınlık farkı 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 yani subjektiftir.



Şekil 2.7 Bar fantomu görüntüsü

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

Sonuçlar gözlemci değişimi ile değiştiği için, objektif sonuçlar elde etmek amacı ile değerlendirmelerin nümerik olarak da yapılması gerekir.

2.5.2 Sayısal değerlendirme

2.5.2.1 Uzaysal ortamda değerlendirme

Sistem performansını belirlemede 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 ve formülü aşağıdaki gibidir;

$$\% \text{ İntegral Homojenite} = \left\{ \frac{(C_{maks} - C_{min})}{(C_{maks} + C_{min})} \right\} \times 100 \quad (2.6)$$

Formüldeki C_{maks} ve C_{min} görüş alanındaki maksimum ve minimum piksel sayılarıdır. Diğer değerlendirme olan “diferansiyel değerlendirme” ise, 5 piksel mesafedeki sayım yoğunluğunun maksimum değişim hızı olarak tanımlanır. Diferansiyel homojenite;

$$\% \text{ Diferansiyel Homojenite} = \left\{ \frac{(A_{maks} - A_{min})}{(A_{maks} + A_{min})} \right\} \times 100 \quad (2.7)$$

İfadedeki 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 ölçülen görüntüsü yani nokta dağılım fonksiyonu (point spread function (PSF)), kameranın

uzaysal ayırma gücünü tamamen gösterir. Çizgisel kaynağın ölçülen görüntüsü yani çizgi dağılım fonksiyonu (line spread function (LSF)), belirli yönde kameranın uzaysal ayırma gücünü gösterir. Kamera ayırma gücünün sayısal olarak ölçümlü, çizgi dağılım fonksiyonu veya nokta 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 göstermez, bu etkiyi görmek için OYTG değerine bakılır. Saçılan ışınların etkisi yavaş yavaş değişir ve PSF profilinin kuyruk kısmının uzamasına neden olur.

Tomografik çalışmalarda merkezi kaynak dönme merkezi üzerinde olduğu için görüntüleme sırasında sürekli aynı mesafede olur. Dönme çapı arttıkça kaynaklarda bozulmalar gözlenir. Bu durum kaynakların profilleri arasında da farka neden olur.

Tomografik uygulamalardaki ayırma gücü kaybının belirlenmesi için merkezi tomografik uzaysal ayırma gücünün planar uzaysal ayırma gücüne oranı hesaplanır. Bu oranın 1,10'un üzerinde olması genellikle dönme merkezi düzeltmesinin kötü olmasından kaynaklanabileceği belirtilmiştir (Graham *et al.* 1995). Bu orana bir diğer etken ise uygulanan filtrenin yokuş fonksiyonundan farklı olmasıdır.

2.5.2.2 Görüntünün toplam performansının ölçülmesi

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

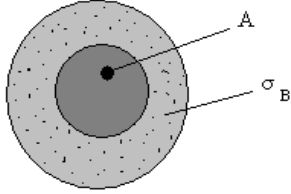
Kaynak organdan çıkan fotonların vücut içinde ya da detektör-hasta arasındaki ortamlarda saçıldıktan sonra detekte edilmeleri görüntü kalitesini önemli ölçüde etkiler. Saçılan fotonların etkisi 'kontrast' ile ölçülür. Kontrast hasta içindeki bir oluşumun (lezyon, nodül gibi) veya bir objenin sayım miktarının, çevredeki sayım miktarlarına

olan farklılığı olarak tanımlanabilir. Kontrast ölçümü obje ve çevre üzerinde çizilen ilgi alanları ile gerçekleştirilir. Kontrast, yüzde cinsinden

$$\% \text{ kontrast} = \frac{|C_{\text{obje}} - C_{\text{çevre}}|}{|C_{\text{çevre}}|} \times 100 \quad (2.8)$$

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. Ayrıca görüntü kontrastı gözlemci tarafından da değerlendirilebilir.

Homojen bir objede lezyonun (Şekil 2.8) detekte edilebilmesi için;



Şekil 2.8 Homojen bir objedeki lezyonu gösteren şekil

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 sonuçtaki kontrast;

$$C = (\bar{q}_b - \bar{q}_0) / \bar{q}_b \quad (2.9)$$

Korele olmayan background sayımı için gürültü Poisson istatistiği ile tanımlanır ve

$$\sigma_h = \sqrt{A \times \bar{q}_b} \quad (2.10)$$

Böylece SNR_{Rose} ;

$$SNR_{\text{Rose}} = \frac{A(\bar{q}_b - \bar{q}_0)}{\sqrt{A \times \bar{q}_b}} \quad (2.11)$$

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 ila 7 arasındadır (Maalej 2005).

Modelin en önemli problemi değerlendirmenin 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 ve onun yerine farklı bir tanıma ihtiyaç duyulmuştur. Bu tanım “Gürültü Dağılım Spektrumu”dur ve daha sonra anlatılacaktır.

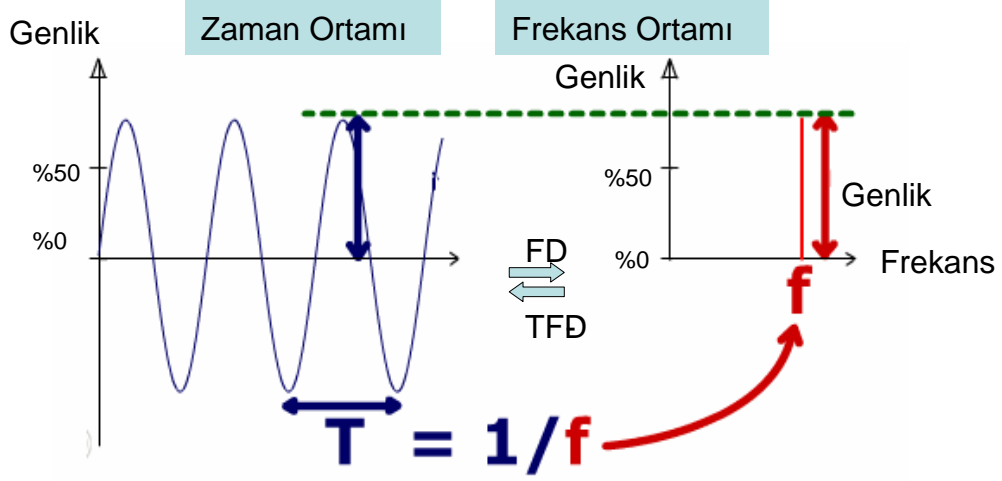
2.5.2.3 Görüntü kalitesinin frekans ortamında saptanması

Nükleer tıp görüntüleri kaydedilen radyonüklid salınımının uzaysal dağılımını gösterir. Dağılımın bu gösterimi uzaysal gösterim olarak adlandırılır. Genelde kesit görüntü eldesinde görüntü bilgisi uzaysal ortamdan frekans uzayına çevrilir. Bu çevirim, farklı frekans ve fazların (buradaki faz farklı başlangıç noktaları olan sine ve kosine fonksiyonları ifade eder) sine ve kosine fonksiyonlarının toplamı ile gösterilen herhangi bir matematiksel fonksiyonuna dayanmaktadır. Aşağıdaki formül de periyodik bir dalganın sine ve kosine dalgalarının toplamı halinde gösterimidir;

$$f(x) = \frac{1}{2} a_0 + a_1 \cos(x) + a_2 \cos(2x) \dots + a_n \cos(nx) \\ + b_1 \sin(x) + b_2 \sin(2x) \dots + b_n \sin(nx) \quad (2.12)$$

Fourier spektrumu sine 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 dönüştürmek için kullanılır. Diğer bir deyişle, şekil 2.9’deki gibi, sine dalgasının frekansı ve genliği bu dalganın fourier dönüşümü alınarak tanımlanabilir ve görüntünün fourier dönüşümünün uzaysal ortama çevirimi “ters fourier dönüşümü”dür.



Şekil 2.9 Bir dalganın fourier ve ters fourier dönüşümü

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

$$F(u,v) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) \exp [-i2\pi(ux + vy)] dx dy \quad (2.13)$$

Görüntünün frekans uzayından uzaysal ortama dönüşümünün denklemi (yani ters fourier dönüşümü-TFD);

$$f(x,y) = \iint_{-\infty}^{+\infty} F(u,v) \exp [i2\pi(ux + vy)] dx dy \quad (2.14)$$

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 (birbirine çok yakın bölgelerdeki yoğunluk farkının yüksek olduğu yerlerdeki) bilgiyi içerir ve görüntünün düşük frekansları yoğunluktaki daha yavaş değişim bilgilerini 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).

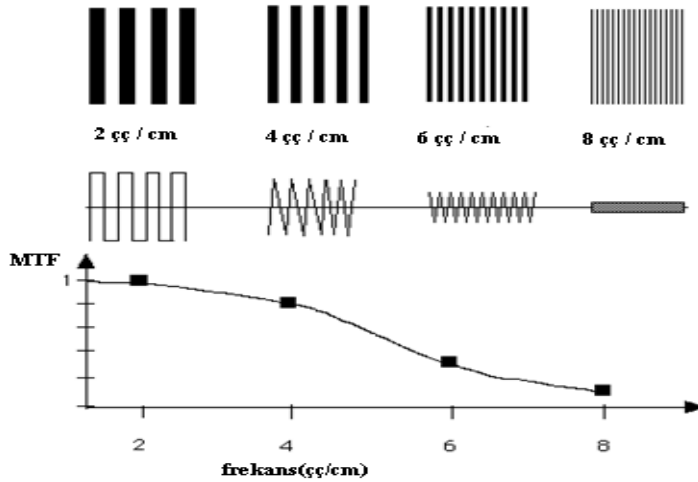
Planar görüntülerin nümerik değerlendirilmesinde Rose model yeterlidir. Ancak gürültünün şiddetinin tanımlanması için ve tomografik görüntülerde oluşan gürültü korelasyonu nedeniyle daha ileri tekniklerin kullanılır (Workman and Brettle 1997). Bu ileri teknikler;

1. Modülasyon transfer fonksiyonu
2. Gürültü dağılım spektrumu
3. Deteksiyon kuantum etkinliği

2.5.2.3.1 Modülasyon transfer fonksiyonu

Gama kamera ve diğer görüntüleme sistemlerinin ayırma gücünü nicel olarak değerlendirmek ve karakterize etmek için kullanılan modülasyon transfer fonksiyonu (Modulation Transfer Function-MTF), sistemin belirli frekanslarda sinyal yanıtıdır. Modülasyon transfer fonksiyonu görüntüleme sisteminde ayırma gücü ve keskinliğin görüntüye birlikte etkisinin ölçümünde kullanılır. Yani her bir frekansta sisteme verilen sinyalin genliğinin sistem çıkışındaki genliğinin girişindeki genliğine oranıdır.

Bir görüntüleme sisteminin girişine farklı frekanslarda giriş bilgileri uygulanırsa, görüntüleme sisteminin çıkışındaki işaretin genliği yüksek frekanslara gidildikçe düşer ve sonunda sistemin minimum çıkış verdiği bir sınıra ulaşılır (Şekil 2.10). Bu nokta sistemin ayırma gücünün sınırını vermektedir.



Şekil 2.10 Birim uzunlukta farklı sayıda çizgi çifti içeren bir test fantomundan elde edilen modülasyon transfer fonksiyonu

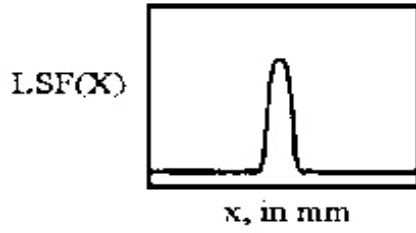
MTF'in belirlenebilmesi için yukarıdaki görüntüleri verecek kaynakların tasarımı zordur. Onun için MTF ölçümünde daha basit yöntemler kullanılır. Bunlar nokta

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 fonksiyonun ölçülmesi pratikte zor olduğundan, daha kolay ölçülebilen çizgi dağılım fonksiyonu (LSF) kullanılır. Çizgi, sonsuz noktanın bir araya gelmesinden dolayı oluştuğundan çizgi dağılım fonksiyonu, nokta dağılım fonksiyonunun bir boyuttaki integralidir (Williams *et al.* 1999).

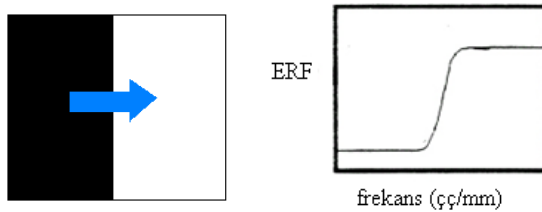
$$lsf(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} psf(x,y)dy \quad (2.15)$$

Çizgi dağılım fonksiyonu (LSF), (Şekil 2.11) görüntü işlenmesiyle orijinal görüntünün nasıl dağıldığını gösterir.



Şekil 2.11 Çizgi dağılım fonksiyonu

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 fonksiyonun elde edilmesi için bir kurşun levha kamera üzerine yerleştirilir ve şekil 2.12'deki 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. Bu görüntüleme sisteminin kenarlarda nasıl davrandığını gösterir. Kenar dağılım fonksiyonunun türevi çizgi dağılım fonksiyonunu verir.

$$l_{sf}(x) = \frac{d(ERF(x))}{dx} \quad (2.16)$$

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

$$MTF(x) = FFT\{l_{sf}(x)\} \quad (2.17)$$

Yani, nokta dağılım fonksiyonunun iki boyutlu fourier dönüşümü de modülasyon transfer fonksiyonu verir.

$$MTF(f_x, f_y) = 2DFT\{psf(x, y)\} \quad (2.18)$$

Kenar dağılım fonksiyonu kullanılarak;

$$MTF(x) = \frac{\left| \int \frac{d}{dx} ERF(x) e^{-2i\pi f_x x} dx \right|}{\left| \int \frac{d}{dx} ERF(x) dx \right|} \quad (2.19)$$

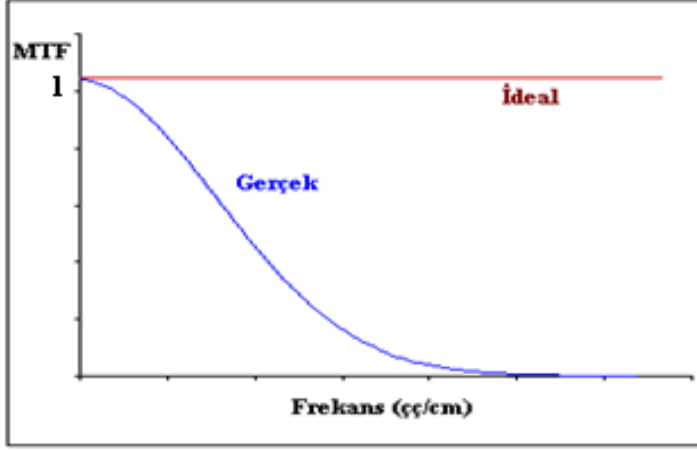
Burada LSF(x) çizgisel dağılım fonksiyonu, ERF(x) ise kenar dağılım fonksiyonudur.

Normalize modülasyon transfer fonksiyonu;

$$MTF(x) = \frac{\left| \int l_{sf}(x) e^{-2i\pi f_x x} dx \right|}{\left| \int l_{sf}(x) dx \right|} \quad (2.20)$$

$$\begin{aligned} \int l_{sf}(x) e^{-2i\pi f_x x} dx &= \left| \int \left\{ \int psf(x, y) dy \right\} e^{-2i\pi f_x x} dx \right| \\ &= |2dft\{psf(x, y)\}|_{f_y=0} \\ &= MTF(f_x, 0) \end{aligned} \quad (2.21)$$

Sonuçta tek boyutlu modülasyon transfer fonksiyonu elde edilir ve şekli aşağıdaki gibidir.



Şekil 2.13 İdeal ve gerçek durumlardaki modülasyon transfer fonksiyonu

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. Bu ifadede N_x , piksel sayısı ve Δx ise mm cinsinden piksel boyutudur. Gelen analog sinyal tam Nyquist aralığında örneklenmiş ise sayısal bozulma olmayacaktır.

2.5.2.3.2 Gürültü dağılım spektrumu

Gürültü basit anlamda, pikseller arasındaki bu değer farklılıklarının karekök ortalaması (piksel değerlerinin standart sapması) olup, sinyal değerlerine bağlı görüntüdeki dalgalanmaların büyüklüğünden bahseder (Giger *et al.* 1986, Marshall *et al.* 1995). Gürültü dağılım spektrumu gürültünün frekans uzayındaki genlik değişimidir ve Wiener Spektrumu olarak da adlandırılır. Alınan homojen bir görüntü, küçük ilgili alanlara bölünerek sayısallaştırılır ve her bölgenin gürültü dağılım spektrumu frekans uzayında hesaplanır. Her ilgili alanın gürültü dağılım spektrumlarının ortalaması alınarak görüntünün normalize gürültü dağılım spektrumu elde edilir.

$$NNPS(f_x, f_y) = \frac{1}{M} \frac{(|FT\{\xi_s(x_i, y_j)\}|^2)}{N_x N_y} \Delta_x \Delta_y \quad (2.22)$$

$$\delta_s = \frac{\Delta_s(x_i, y_j)}{I_s} \quad (2.23)$$

bağıntısı ile elde edilir (Dobbins III *et al.* 1995, Williams *et al.* 1999, Bath 2003). Burada $\Delta_s(x_i, y_j) = [I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)]$ olarak ifade edilmektedir. $I(x_i, y_j)$, sayısallaştırılan görüntünün x_i, y_j noktasındaki pikselinin sayısal değeri ve $S(x_i, y_j)$ ise görüntüdeki düşük frekanslı gürültünün kaldırılması için gerçek görüntüye uygulanan alçak geçiren filtre sonucunda elde edilen görüntünün x_i, y_j noktasındaki pikselinin sayısal değeridir. Çalışmalarda alçak geçiren filtre olarak ortalama (mean) filtre kullanılmıştır. N_x, N_y , görüntünün yatay ve dikey yöndeki piksel sayıları ve Δ_x, Δ_y , yatay ve dikey yönde piksel boyutunu ifade etmektedir. M ise gürültü dağılım spektrumunun kaç ilgili alan üzerinden hesaplandığını gösterir. Bu formüllerde gürültü dağılım fonksiyonu ortalama sayım değerine normalize edilir.

Bu tanımlama, NNPS'in integralinin, toplam gürültü varyansına eşit olduğu tanımlamasını da içermektedir (Flynn *et al.* 1999).

Formülde gerçek görüntüden filtre uygulanmış görüntünün çıkarılması sayesinde sadece yüksek frekanslı bilgi yani gürültü elde edilecektir. Fourier dönüşümü sayesinde gürültü frekans uzayında tanımlanır. Sonucun mutlak değeri ve karesi de alınarak öncelikle negatif değerlerden sonra ise fourier dönüşümü sonucu ortaya çıkan kompleks sayılar ortadan kaldırılır.

Gürültü dağılım spektrumu frekans uzayında örneklenirken, örnekleme sıklığı modülasyon transfer fonksiyonunda olduğu gibi $\Delta f_x = 1 / (N_x \Delta_x)$ 'dir. Elde edilen iki boyutlu gürültü dağılım spektrumunun doğruluğunu saptamak için NNPS'in integralinin toplam varyansa eşit olup olmadığına bakılır (Flynn *et al.* 1999). Yani;

$$\sigma_s^2 = \frac{1}{N^2} \sum \sum \frac{|FT(\delta_s)|^2}{N^2} \Delta_x \Delta_y \quad (2.24)$$

Formülde x ve y yönlerindeki piksel değerleri birbirlerine eşit oldukları için ayrı ayrı verilmeyip N ile ifade edilmektedir. I_s görüntünün ortalama piksel değeridir.

2.5.2.3.3 Deteksiyon kuantum etkinliği

Deteksiyon kuantum etkinliği sistem performansını bir bütün olarak ifade eder. Deteksiyon kuantum etkinliği, giriş ve çıkıştaki sinyal gürültü oranlarının karelerinin karşılaştırılmaları ile elde edilir.

$$DQE = \frac{SNR_{\text{çıkış}}^2}{SNR_{\text{giriş}}^2} \quad (2.25)$$

Bu denklemde $SNR_{\text{çıkış}}$ çıkıştaki sinyal gürültü oranı, $SNR_{\text{giriş}}$ girişteki sinyal gürültü oranıdır. DQE radyasyonun kuantum özelliği ile yakından ilişkilidir. Radyasyonun ölçümü her zaman belirsizlik içerir, ama giriş ve çıkıştaki SNR değerlerinin karşılaştırılması ile radyasyonun doğasından kaynaklı dalgalanmalar detektör tarafından ortadan kaldırılır ve detektör ideal detektör (gelen tüm fotonları sinyale hiçbir gürültü eklemeyen detekte eden detektör) ile karşılaştırılır. Yükselteçte sinyaller yükseltirken, gürültü de yükseltildiği için DQE değerini azalır.

Herhangi bir foton- sayım detektörü için yukarıdaki formülle tanımlanan DQE, ideal detektörün çıkışta aynı belirsizliği veya aynı SNR ölçümünü vermek için var olan fotonun uygun oranı olarak tanımlanır. Yukarıdaki formül aşağıdaki gibi de yazılabilir;

$$DQE = \frac{MTF(x,y)^2}{NNPS(x,y)N} \quad (2.26)$$

Burada N, foton sayısıdır, fotonun Poisson dağılımı nedeniyle $SNR_{\text{giriş}}^2$ e eşittir (Workman and Brettle 1997) ve aşağıdaki formülle hesaplanır. Formül sayesinde sistem çıkışındaki sinyal ölçümüne gerek duyulmaz.

$$N = \frac{N_0 \times t \times 0.89}{A} \quad (2.27)$$

N_0 düzlemsel kaynak hazırlamakta kullanılan aktivite değeri, t sayımın toplanma süresi, A etkin alan, 0.89 ise Tc-99m için verimlilik faktörüdür.

Yukarıdaki DQE formülünde yer alan NNPS(x,y) değeri korele olmayan gürültüler için aşağıdaki formülle hesaplanır;

$$NNPS = \frac{p}{I} \quad (2.28)$$

p piksel değeri, \bar{I} ortalama sayıdır.

DQE sadece detektör özelliklerini göstermek için kullanılır. Eğer iki detektör karşılaştırılacaksa yüksek miktarda foton detekte eden detektör, yüksek DQE değerine sahip olmak zorunda değildir çünkü fotonun deteksiyonu detektörde sadece ilk aşamadır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri

1. Cihazın adı: MEDISO TH-33 Gama Kamera
TIROID DIJİTAL GAMA KAMERA
Detektör boyutları: 230x215 mm
2. Cihazın adı: SIEMENS E-CAM

3.2 Deneylerde Kullanılan Test Cihazları, Objeler ve Bilgisayar Programları

1. Çizgisel kaynak tüpü : 1 mm çapında, 36 cm uzunluğunda cam
2. CAPINTEC CRC-15R Doz Kalibratörü :
İyon odası : İnce duvarlı, derin kuyu tipi iyon odası. (26cm derinlik x 6,4 cm çaplı)
3. Saçıcı ortam : 25,5 x 25,5 x 2,5 boyutlarında akrilik maddesinden yapılmış saçıcı
4. Lineerite Fantomu
Boyutları : 24,8cm x 24,8 cm
Kurşunçizgilerin genişlikleri : 1 mm
5. SPECT Ayırma Gücü Fantomu:
Boyutları :20,3 x 20,3cm
Yapım maddesi : Akrilik
Tüpler : 1mm çapında 3 tane paslanmaz çelik tüp
6. SPECT Performans Fantomu: JASCZAK fantomu
SPECT Fantom, Deluxe
Soğuk nodül çapları: 4.8 mm, 6.4 mm, 7.9 mm,9.5 mm,11.1 mm,12.7 mm
Küre çapları : 9.5mm, 12.7 mm, 15.9 mm, 19.1 mm, 25.4 mm, 31.8 mm
7. Düzlemsel Kaynak
Boyutları : 53 x 40 cm
8. InterviewXP Clinical Processing System v1.4.36.53
9. Image J 1.37v
- 10.MATLAB 7.0

3.3 Çalışmalarda Gerçekleştirilen Testler

3.3.1 Modülasyon transfer fonksiyonu elde edilmesi

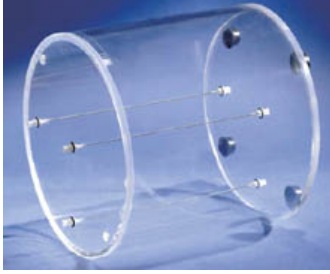
Planar ölçümlerde Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde yer alan MEDISO TH-33 Gama Kamera kullanılmıştır. Dijital gama kamera detektörü kolimatör takılı iken 180 derece çevrilmiştir. Doz kalibratöründe ölçülerek hazırlanan 1–2 mCi aktiviteli Tc-99m kaynağı çizgisel kaynak tüpüne şırınga ile doldurulmuştur. Kaynak kameranın tam ortasına düz bir şekilde, yani açılındırılmadan yerleştirilmiştir. Görüntü; enerji değeri 140 keV, pencere genişliği %20 ve büyütme faktörü 1 iken 3'er milyon sayım ile alınmıştır. Çalışmalar farklı matris değerlerinde, yani 64x64, 128x128, 256x256, 512x512, 1024x1024 matrislerde, farklı kaynak detektör mesafelerinde (5cm, 10cm, 15cm, 20cm) ve kaynak detektör arasına konulan farklı kalınlıklardaki saçıcılarla (5cm, 10cm, 15cm) alınmıştır. DICOM formatındaki bu görüntüler ImageJ 1.37v adlı programa transfer edilmiştir. Çizgisel kaynağın görüntüsü üzerinden ilgili alan (ROI) çizilmiş ve bu ilgili alanların profili çizdirilmiştir. Profil çizgisel dağılım fonksiyonunu(LSF) verir. Profilin nümerik değerleri kaydedilmiştir. Bu nümerik değerlerden profilin yarı yükseklikteki tam genişlik (YYTG) ve onuncu yükseklikteki tam genişlik (OYTG) değerleri hesaplanmıştır. Daha sonra bu değerler MATLAB 7.0 programına aktarılmıştır. Ardından modülasyon transfer fonksiyonu hesaplanmıştır.

Çalışmanın bir diğer aşamasında kolimatör çıkarılmış ve kamera 180 derece çevrilmiştir. 500- 600 μ Ci aktivite detektör çapının 5 katı uzaklığına yerleştirilmiştir. Lineerite fantomu (Şekil 3.1) detektör üzerine çizgiler düz olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bir önceki görüntü toplama şartlarında farklı matrislerde görüntüler alınmış ve aynı bilgisayar programları yardımı ile MTF, YYTG ve OYTG değerleri hesaplanmıştır.



Şekil 3.1 Nema lineerite fantomu

Tomografik ölçümlerde ise Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Bölümü'nde bulunan SIEMENS E-CAM cihazı kullanılmıştır. Ayırma gücünün hesaplanması için şekil 3.2' deki SPECT ayırma gücü fantomu kullanılmıştır.



Şekil 3.2 SPECT ayırma gücü fantomu (üçlü çizgisel kaynak)

Fantom yatağa yerleştirildikten sonra dönme çapı en az olacak şekilde detektörler yaklaştırılmıştır. Bu mesafe SIEMENS E-CAM cihazı için 22,8 cm'dir. Görüntünün matrisi, piksel boyutunun analog ayırma gücünü bozmaması için NEMA' nın önerisi ile piksel boyutu 2,5'ten küçük olacak şekilde (256x256) ayarlanmıştır. Bilgi toplama şartları (enerji değeri, pencere genişliği) planar görüntüdeki ile aynıdır. Fantom görüntüsü öncelikle fantom içinde su yokken farklı mesafeler (22.8, 26.8, 30.8 cm) için tomografik olarak alınmıştır. Ayrıca aynı şartlarda statik olarak da görüntüler alınmıştır. Daha sonra fantom içine su doldurulmuştur. Aynı işlemler tekrarlanmıştır. Alınan görüntülerin MTF, YYTG ve OYTG değerlerinin hesaplanması planar görüntülerdeki ile aynıdır.

3.3.2 Gürültü dağılım spektrumu elde edilmesi

Gürültünün frekans uzayında tanımlanabilmesi için homojen görüntüler kullanılır. Planar görüntüler enstitümüzde bulunan MEDISO TH-33 dijital gama kamera ile alınmıştır. Bunun için öncelikle kolimatör çıkarmış ve detektör 180 derece çevrilmiştir. 200–300 μ Ci aktiviteli Tc-99m kaynağı detektör çapının 5 katı uzaklığa, yani 130 cm uzaklığa yerleştirilmiştir. Homojen görüntü; enerji değeri 140 keV, pencere genişliği %20, büyütme faktörü 1 iken 3'er milyon sayım ile alınmıştır. Planar görüntüler farklı matris değerlerinde, yani 64x64, 128x128, 256x256, 512x512, 1024x1024 matrislerde ve farklı sayımlarda (500K, 5M ve 10M) alınmıştır. Alınan DICOM formatındaki görüntü Image J 1.37v programına transfer edilmiştir. Görüntü üzerinde 32x32

boyutlarında ilgili alan (ROI) seçilmiş ve bunların her biri metin dosyası (*.txt) olarak kaydedilmiştir. Ayrıca Ortalama filtre uygulaması da Image J programında yapılmıştır. Her ROI' ye ait matris değerleri MATLAB 7.0 programına aktarılmıştır. Her ROI için NNPS değerleri hesaplanmış ve aritmetik ortalamaları alınarak görüntünün NNPS değeri elde edilmiştir. Her ROI' ye ait matris değerlerinden varyans hesapları yine MATLAB 7.0 programı ile ilgili formüllerden yapılmıştır.

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Bölümü'nde var olan SIEMENS E-CAM cihazı ile şekil 3.3' deki Jaszak fantom görüntüsü alınmıştır. Görüntüler 128 matriste projeksiyon başına 100K, 250K, 500K, 750K ve 1M sayımlarda alınmıştır. Bölümümüzdeki bilgisayarda bulunan InterviewXP programı ile bu görüntülerin kesit görüntüleri elde edilmiş ve bunlara farklı kesim frekanslarında Hanning (0.2, 0.7, 0.9) ve Butterworth (0.2, 0.4, 0.9) filtreleri uygulanmıştır.



Şekil 3.3 Jaszak fantom görüntüsü

Görüntüler Image J programında açılmış ve NNPS hesabı planar görüntüdeki basamakların tekrarlanması ile elde edilmiştir.

3.3.3 Deteksiyon kuantum etkinliğinin elde edilmesi

Sistem performansının ölçülebilmesi için kullanılan parametre deteksiyon kuantum etkinliği (DQE)dir. DQE'nin hesaplanması için düzlemsel kaynak 15,6 mCi aktivite ile doldurulmuştur. Kaynak homojen hale gelince (yani karıştırıldıktan ve bir süre beklendikten sonra) Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan MEDISO TH-33 Gama Kamera üzerine yerleştirilmiştir. Görüntü enerji değeri 140 keV, pencere genişliği %20, büyütme faktörü 1 iken 3 milyon sayım olarak alınmıştır. Toplanan sayım için geçen süre kaydedilmiştir. Bölüm 2.5.2.3.3'teki formüller yardımı ile DQE elde edilmiştir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1 Ayırma Gücünün Nümerik Değerlendirilmesi

Ayırma gücünün nümerik değerlendirilmesi için yapılan çalışmalar;

1. Planar Çalışmalar

- 1.1 Farklı matris boyutlarında kolimatörlü- kolimatörsüz ayırma gücü ölçümü
- 1.2 Farklı mesafelerde kolimatörlü ayırma gücü ölçümü
- 1.3 Farklı saçıcı kalınlıklarında kolimatörlü ayırma gücü ölçümü
- 1.4 SPECT geometrisinde saçıcı varken ve yokken dönme çapının ayırma gücüne etkisi

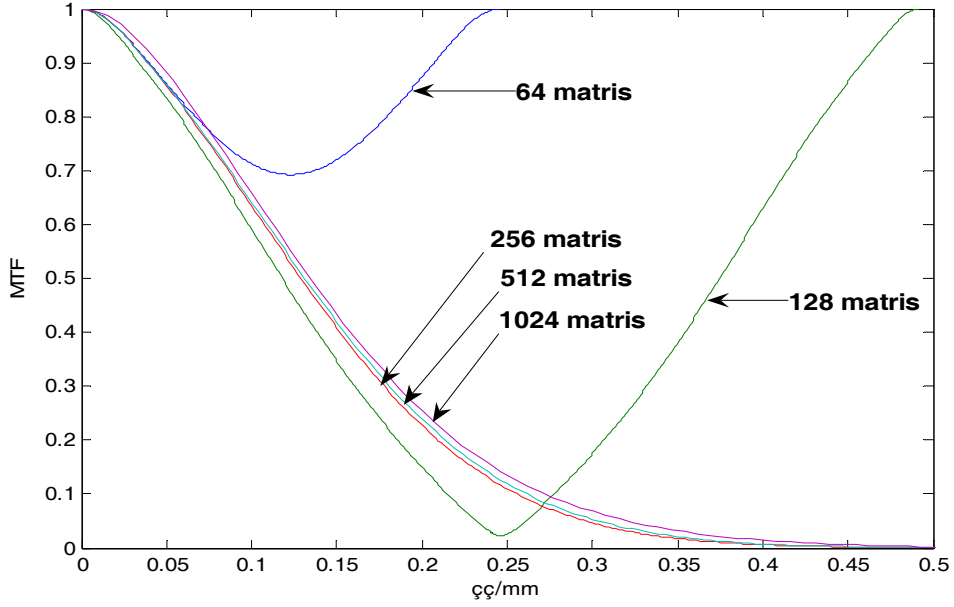
2. Tomografik çalışmalar

- 2.1 Saçıcı ortam varken ve yokken mesafenin ayırma gücüne etkisi
- 2.2 Farklı filtrelerin ayırma gücüne etkisi

Bu çalışmada sistemin ayırma gücünün sayısal olarak değerlendirilmesi için uzaysal ortamda YYTG, OYTG ve frekans uzayında MTF değerleri hesaplanmıştır. Çalışmalarda YYTG, OYTG ve MTF değerlerini bulmak için çizgisel kaynak kullanılmıştır. Görüntüler öncelikle farklı matris boyutlarında (64x64, 128x128, 256x256, 512x512, 1024x1024) alınmıştır. Daha sonra 256x256 matristeki görüntüler detektör kaynak mesafesi artırılarak (5cm, 10cm, 15cm, 20cm), detektör ile kaynak arasına farklı kalınlıklarda (5cm, 10cm, 15cm) saçıcı ortamlar yerleştirilerek alınmıştır. Ayrıca kolimatörsüz olarak ayırma gücünün hesabı için ise lineerite fantomu görüntüsü farklı matrislerde elde edilmiştir. Alınan bu görüntülerin MTF değişimleri incelenmiştir.

4.1.1 Planar çalışmlar

4.1.1.1 Farklı matris boyutlarında kolimatörlü-kolimatörsüz ayırma gücü ölçümü



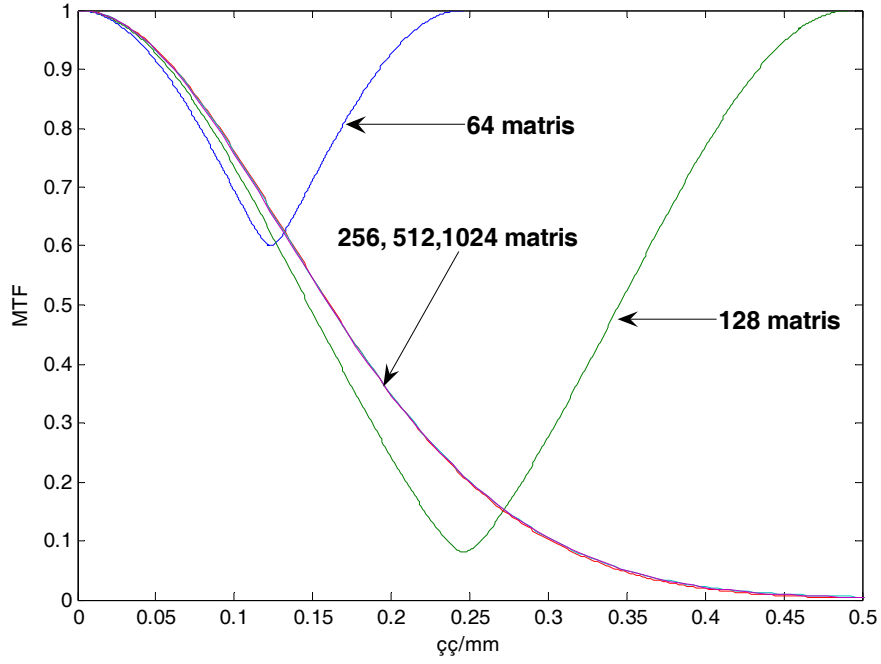
Şekil 4.1 Kolimatör takılı iken farklı matrislerde MTF değeri

Çizelge 4.1 Kolimatör takılı iken farklı matrislerde MTF'in 0,5' e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

	MTF in 0,5 e düştüğü frekans	MTF in 0,2 ye düştüğü frekans
128x128	0,12	0,19
256x256	0,13	0,21
512x512	0,13	0,21
1024x1024	0,13	0,22

Çizelge 4.2 Kolimatör takılı iken farklı matrislerde YYTG ve OYTG değerleri

	YYTG	OYTG
64x64	4,50	8,10
128x128	4,34	7,88
256x256	3,31	6,50
512x512	3,12	6,08
1024x1024	3,1	6,06



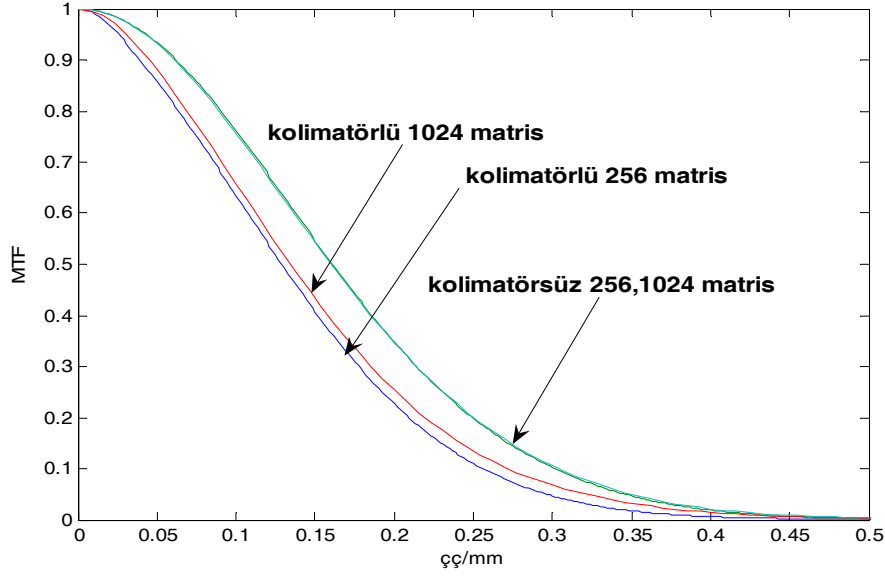
Şekil 4.2 Kolimatör takılı değilken farklı matrislerde MTF değerinin incelenmesi

Çizelge 4.3 Kolimatör takılı değilken farklı matrislerde MTF'in 0,5' e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

	MTF in 0,5 e düştüğü frekans	MTF in 0,2 ye düştüğü frekans
128x128	0,15	0,21
256x256	0,16	0,25
512x512	0,16	0,25
1024x1024	0,15	0,25

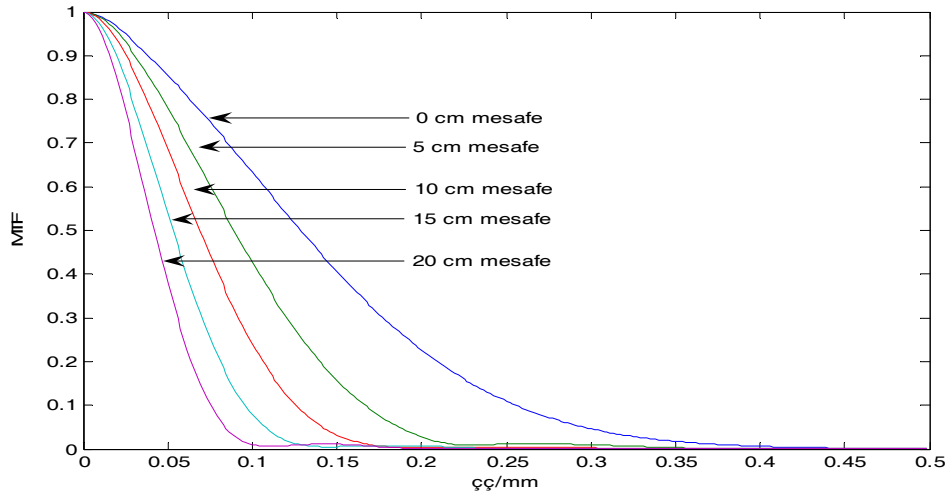
Çizelge 4.4 Kolimatör takılı değilken farklı matrislerde YYTG ve OYTG değerleri

	YYTG	OYTG
64x64	6,43	
128x128	4,10	8,40
256x256	3,30	6,52
512x512	3,12	6,11
1024x1024	3,1	6,03



Şekil 4.3 Aynı sayımda 256 ve 1024 matrislerde kolimatör takılı iken ve kolimatör takılı değilken MTF değeri

4.1.1.2 Farklı mesafelerde kolimatörlü ayırma gücü ölçümü



Şekil 4.4 Kolimatör takılı iken farklı mesafelerde MTF değerinin incelenmesi

Çizelge 4.5 Kolimatör takılı iken farklı mesafelerde belirli frekanslarda %MTF değerleri

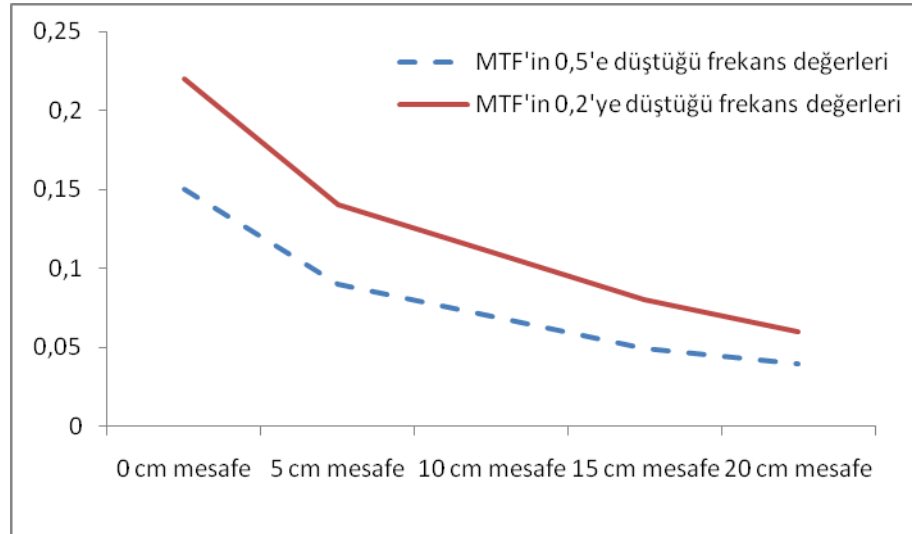
	0,04 çç/mm	0,08 çç/mm
0cm mesafe	%89	71%
5cm mesafe	%84	54%
10cm mesafe	%77	37%
15cm mesafe	%66	18%
20cm mesafe	%52	5%

Çizelge 4.6 Kolimatör takılı iken farklı mesafelerde MTF' in 0,5 ve 0,2'ye düştüğü frekanslar

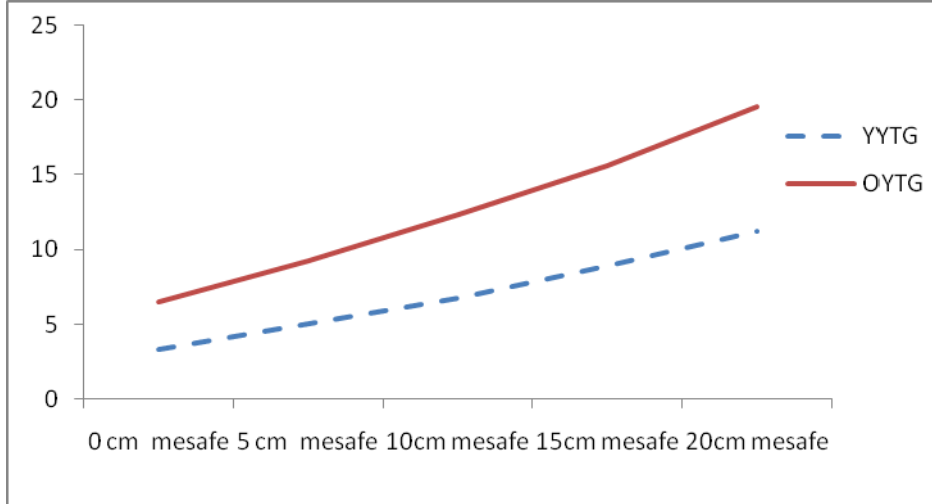
	MTF in 0,5 e düştüğü frekans	MTF'in 0,2'ye düştüğü değer
0 cm mesafe	0,15	0,22
5 cm mesafe	0,09	0,14
10 cm mesafe	0,07	0,11
15 cm mesafe	0,05	0,08
20 cm mesafe	0,04	0,06

Çizelge 4.7 Kolimatör takılı iken farklı mesafelerde YYTG ve OYTG değeri

	YYTG	OYTG
0 cm mesafe	3,31	6,49
5cm mesafe	5,03	9,11
10cm mesafe	6,8	12,29
15cm mesafe	8,87	15,56
20cm mesafe	11,23	19,5



Şekil 4.5 Farklı mesafelerde MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye düştüğü frekans değerleri

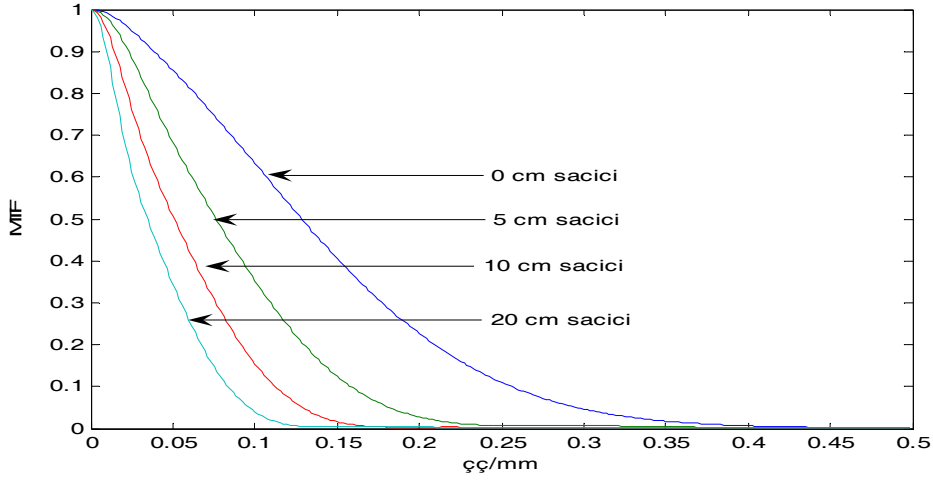


Şekil 4.6 Farklı mesafelerde YYTG ve OYTG değerleri

Şekil 4.4 ve çizelge 4.5 incelendiğinde, belirli bir frekansta kaynak detektör mesafesi arttıkça MTF değeri azalmıştır. Örneğin 0.08 çç/mm frekansta kaynak detektör üzerinde iken MTF %71, 0.04 çç/mm'de %89 iken, 15 cm mesafede % 18'e, 0.04 çç/mm frekansta % 66'ya düşmüştür. Şekil 4.5 ve Çizelge 4.6'de de beklenildiği gibi kaynak detektör mesafesinin artması ile MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye düştüğü frekans değerleri azalır. MTF'nin 0,5'e düştüğü frekans değerlerindeki değişim hızı 3.75, 0.2'ye düştüğü frekans değerlerindeki değişim hızı 3.6'dır.

Uzaysal ortamdaki sonuçlarda da şekil 4.6 ve çizelge 4.7 incelendiğinde YYTG ve OYTG değerleri de artmıştır. Yani 0 cm mesafede YYTG 3.31, OYTG 6.49 iken 15 cm mesafede YYTG 8.87, OYTG 15.56'ya çıkmıştır. Ayrıca YYTG'in mesafeye bağlı değişim hızı 1.97, OYTG'in mesafeye bağlı değişim hızı 3,24'tür.

4.1.1.3 Farklı saçıcı kalınlıklarında kolimatörlü ayırma gücü ölçümü



Şekil 4.7 Kolimatör takılı iken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF değerinin incelenmesi

Çizelge 4.8 Kolimatör takılı iken farklı saçıcı kalınlıklarında belirli frekanslarda %MTF değerleri

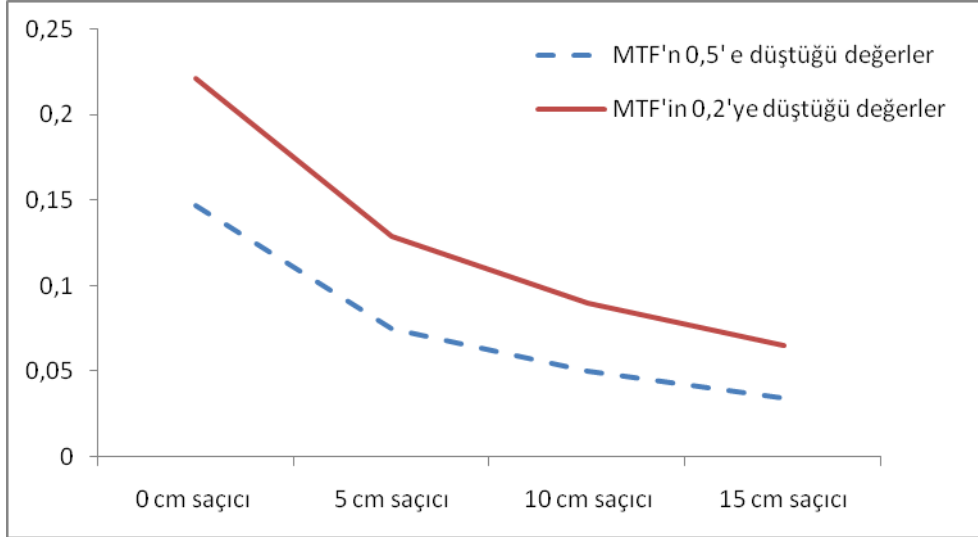
Frekans değeri	0,04 çç/mm	0,08 çç/mm
0cm saçıcı	% 89	% 72
5cm saçıcı	% 75	% 47
10cm saçıcı	% 59	% 26
15cm saçıcı	% 44	% 11

Çizelge 4.9 Kolimatör takılı iken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF'in 0,5' ve 0,2'ye düştüğü frekanslar

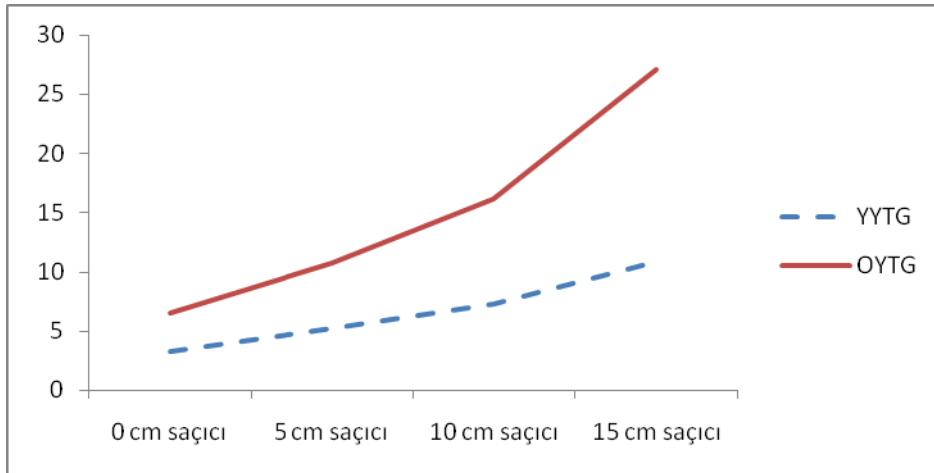
	MTF in 0,5 e düştüğü frekans	MTF in 0,2 ye düştüğü frekans
0 cm saçıcı	0,15	0,22
5 cm saçıcı	0,075	0,13
10 cm saçıcı	0,05	0,09
15 cm saçıcı	0,03	0,065

Çizelge 4.10 Kolimatör takılı iken farklı saçıcı kalınlıklarında YYTG ve OYTG değerleri

	YYTG	OYTG
0 cm saçıcı	3,31	6,49
5cm saçıcı	5,27	10,7
10cm saçıcı	7,43	16,12
15cm saçıcı	10,85	27,09



Şekil 4.8 Farklı saçıcı kalınlıklarında MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye düştüğü frekans değerleri



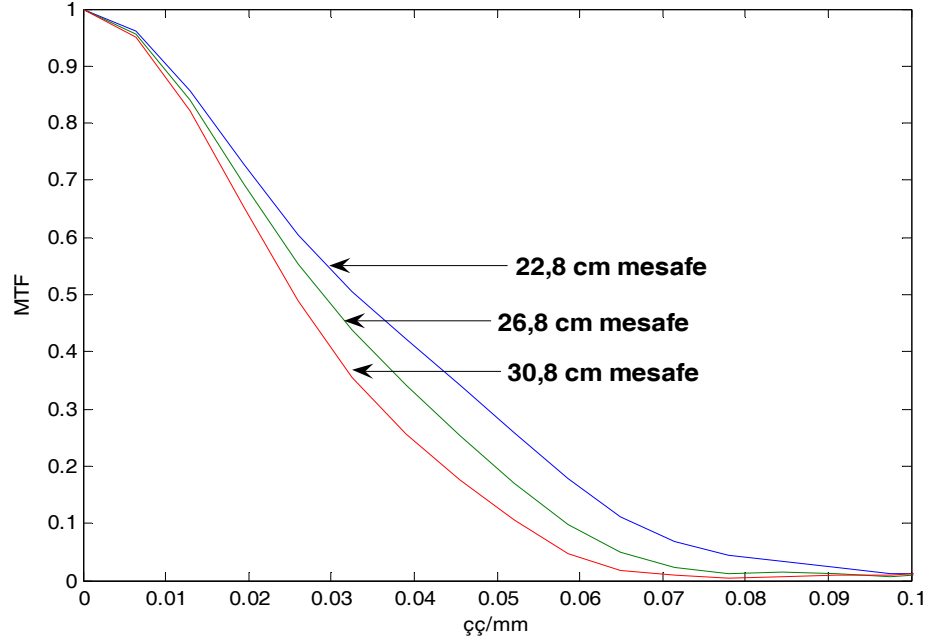
Şekil 4.9 Farklı saçıcı kalınlıklarında YYTG ve OYTG değerleri

Şekil 4.7 ve çizelge 4.9'a bakıldığında MTF değerlerinde artan saçıcı kalınlığı ile azalma gözlenmektedir. Bu durum çizelge 4.5 ile çizelge 4.8'deki %MTF değerlerinin karşılaştırılmaları ile gözlenebilmektedir. Örneğin 15 cm mesafede 0,08 çç/mm frekansta MTF %18 iken, 15 cm saçıcı varlığında aynı frekansta bu değer %11'e düşmektedir.

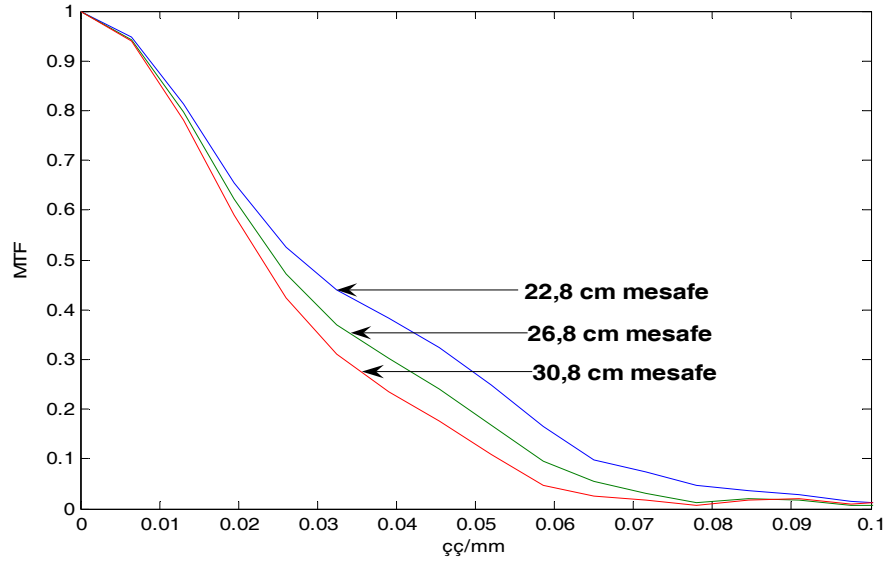
Şekil 4.9 ve Çizelge 4.10'da da görüldüğü gibi 10 cm'den daha az saçıcının olduğu durumlarda OYTG artış hızı 4,81 iken, 15 cm kalınlığında saçıcının olması OYTG değerlerindeki artış hızını 6,72'ye çıkarmaktadır. Aynı şekilde YYTG incelenecek

olursa değişim hızı 10 cm' e kadar olan saçıcı kalınlıklarında 2,05 iken, saçıcı miktarı 15 cm' e çıkınca 2,47'ye yükselmiştir.

4.1.1.4 Spect geometrisinde saçıcı varken ve yokken dönme çapının ayırma gücüne etkisi



Şekil 4.10 SPECT cihazından farklı mesafelerde saçıcı yokken planar olarak alınan görüntülerin MTF'leri



Şekil 4.11 SPECT cihazından farklı mesafelerde saçıcı varken planar olarak alınan görüntülerin MTF'leri

Çizelge 4.11 Saçıcı ortam yokken ve varken belirli frekanslarda % MTF değerleri

SAÇICI YOKKEN	22,8 cm	26,8 cm	30,8 cm
0,08 çç/mm	% 6	% 2	% 0,7
0,04 çç/mm	% 46	% 38	% 30
SAÇICI VARKEN			
0,08 çç/mm	% 6	% 2,4	% 0,9
0,04 çç/mm	% 42	% 35	% 28

Çizelge 4.12 Saçıcı ortam varken ve yokken farklı dönme çapı mesafelerinde YYTG ve OYTG değerleri

SAÇICI YOKKEN	YYTG	OYTG
22,8 cm mesafe	12,61	21,60
26,8 cm mesafe	15	24,83
30,8 cm mesafe	15,08	27,74
SAÇICI VARKEN		
22,8 cm mesafe	14,14	25,8
26,8 cm mesafe	16	29
30,8 cm mesafe	17,7	32,14

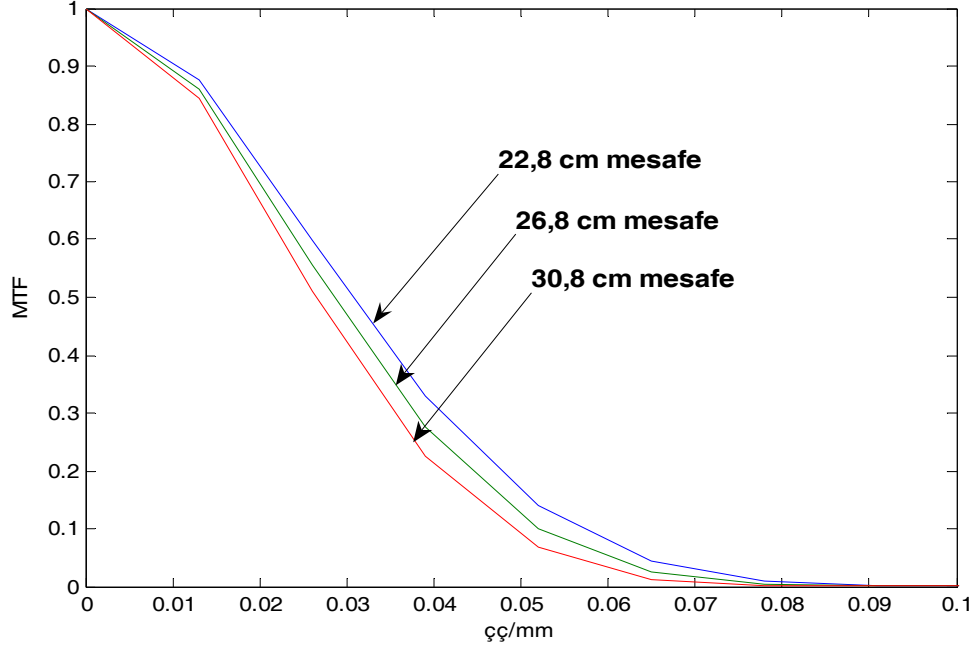
Bu çalışmalarda şekil 4.10 ve şekil 4.11 karşılaştırıldığında saçıcının varlığının orta frekanslara kadar etkin olduğu gözlenir (0.04 çç/mm).

Saçıcının varlığı sistemin ayırma gücünü olumsuz etkilemektedir. Şekil 4.11 ve Çizelge 4.11'den açıkça görülebilir. Çizelge 4.11'de saçıcı yokken detektörün 22,8 cm dönme çapında 0.04 çç/mm' de % MTF değeri % 46'dan saçıcı ortam etkisi ile % 42'ye düşmüştür.

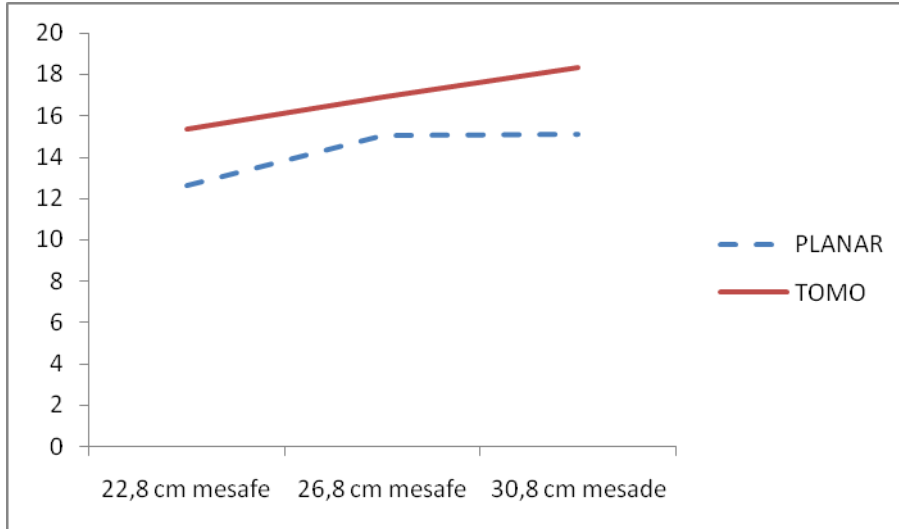
Konum uzayında da saçıcının varlığı ayırma gücünü etkiler. Yani 26,8 cm dönme çapında saçıcı yokken ve varken YYTG değerinin artışı 1 iken, OYTG' nin değişimi 4'tür.

4.1.2 Tomografik çalışmalar

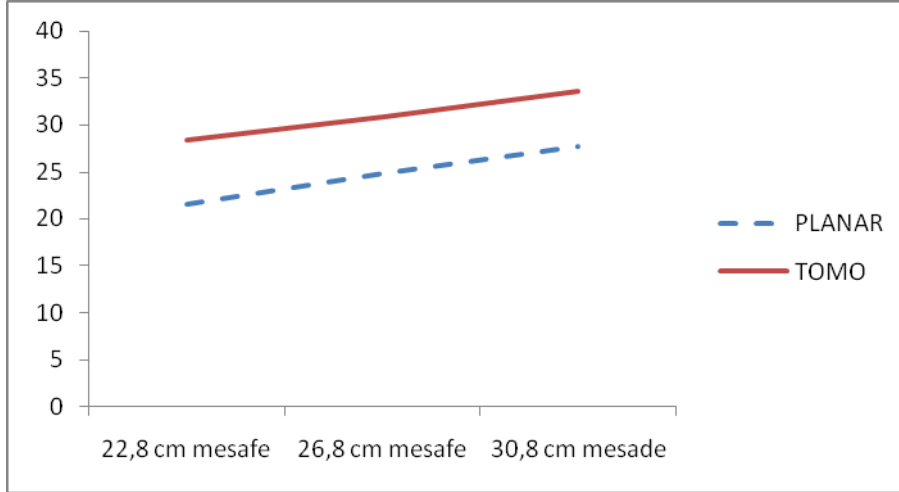
4.1.2.1 Saıcı ortam varken ve yokken mesafenin ayırma gücüne etkisi



Şekil 4.12 Saıcı yokken sadece yokuş filtre uygulanmış tomografik kesitlerde Mesafenin MTF' e etkisi



Şekil 4.13 Saıcı yokken dönme çapının tomografik çalışmalarda YYTG'e etkisi



Şekil 4.14 Saçıcı yokken dönme çapının tomografik çalışmalarda OYTG'ye etkisi

Çizelge 4.13 Farklı dönme çaplarında tomografik ve planar görüntülerde YYTG ve OYTG değerleri

Tomografik görüntüler	YYTG	OYTG
22,8 cm mesafe	15,34	28,40
26,8 cm mesafe	17	30,8
30,8 cm mesafe	18,34	33,6
Planar görüntüler		
22,8 cm mesafe	12,61	21,60
26,8 cm mesafe	15	24,83
30,8 cm mesade	15,08	27,74

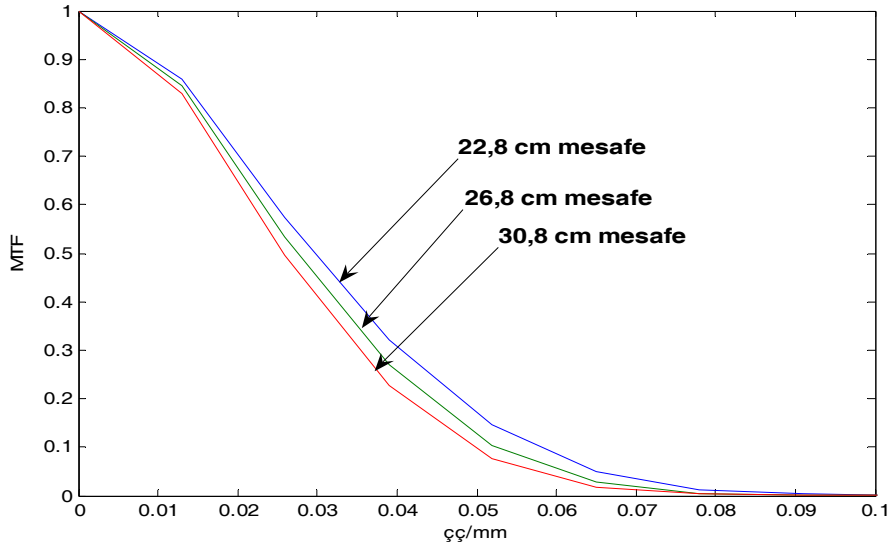
Çizelge 4.14 Farklı dönme çaplarında saçıcı yokken tomografik ve planar çalışmalarda MTF'in 0.5 ve 0.2'ye düştüğü frekans değerleri

Tomografik	MTF in 0,5 e düştüğü frekans	MTF in 0,2 ye düştüğü frekans
22,8 cm mesafe	0.040	0.043
26,8 cm mesafe	0.038	0.038
30,8 cm mesafe	0.036	0.036
Planar		
22,8 cm mesafe	0.035	0.057
26,8 cm mesafe	0.032	0.052
30,8 cm mesafe	0.028	0.044

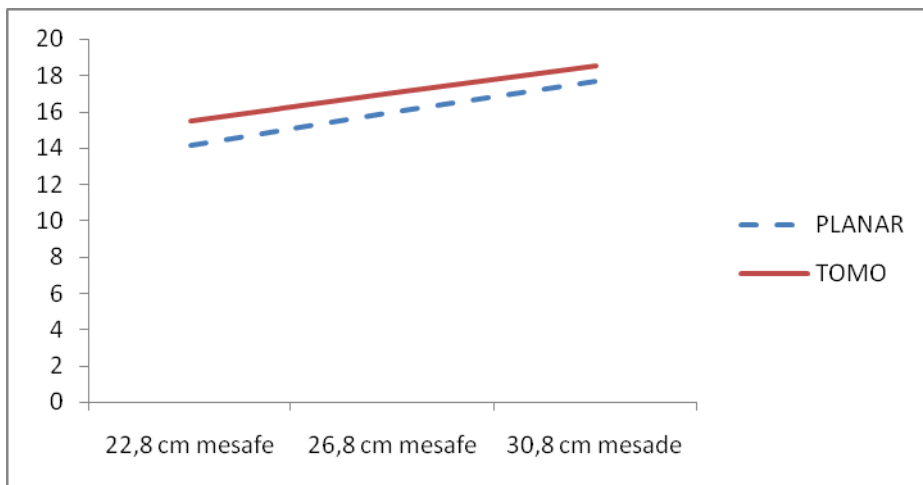
Çizelge 4.14'deki MTF'in tomografik ve planar çalışmalarda 0.5 ve 0.2'ye düştüğü frekans değerleri görülmektedir. Mesafe arttıkça MTF'nin 0.5 ve 0.2'ye düştüğü frekans değerleri azalır.

Konum uzayında sonuçları inceleyecek olursak saçıcı yokken şekil 4.13'ten ölçülen YYTG' nin tomografik çalışmada değişim hızı 1.5, planarda 1.2; şekil 4.14'ten ölçülen OYTG' nin değişim hızı ise tomografik çalışmalarda 2.6, planarda 3.1'dir.

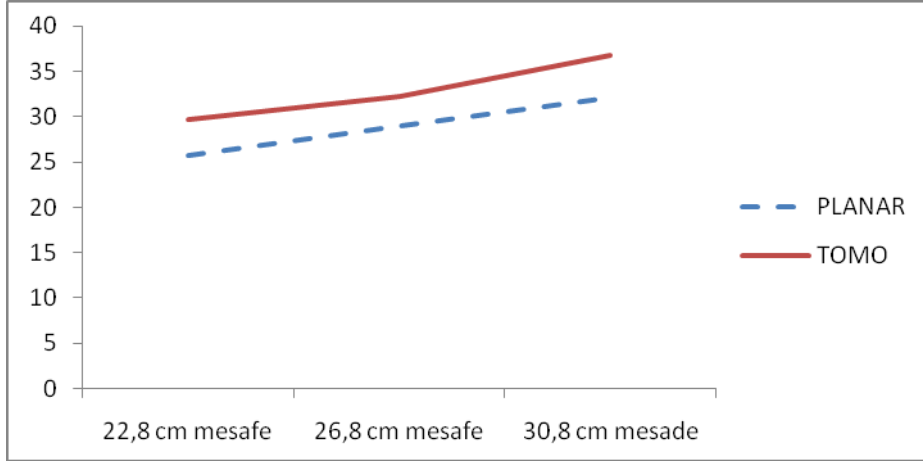
Çizelge 4.13'den yapılacak hesaplarla tomografik kesit görüntülerinden ölçülen YYTG ve OYTG sonuçları ile planar görüntülerden elde edilen sonuçlar arasındaki fark hesaplandığında en fazla fark dönme çapı 22,8 cm iken ölçülmüştür. Yani 22,8 cm mesafede YYTG değerleri arasındaki fark %9.7, OYTG değerleri arasındaki fark %13'tür.



Şekil 4.15 Saçıcı varken mesafenin tomografik çalışmalarda MTF' e etkisi



Şekil 4.16 Saçıcı varken dönme çapının tomografik çalışmalarda YYTG' e etkisi



Şekil 4.17 Saçıcı varken dönme çapının tomografik çalışmalarda OYTG'ye etkisi

Çizelge 4.15 Saçıcı varken tomografik çalışmalarda dönme mesafesinin YYTG ve OYTG değerlerine etkisi

Tomografik görüntüler	YYTG	OYTG
22,8 cm mesafe	15,5	29,7
26,8 cm mesafe	17	32,3
30,8 cm mesafe	18,5	36,8
Planar görüntüler		
22,8 cm mesafe	14,14	25,8
26,8 cm mesafe	16	29
30,8 cm mesafe	17,7	32,14

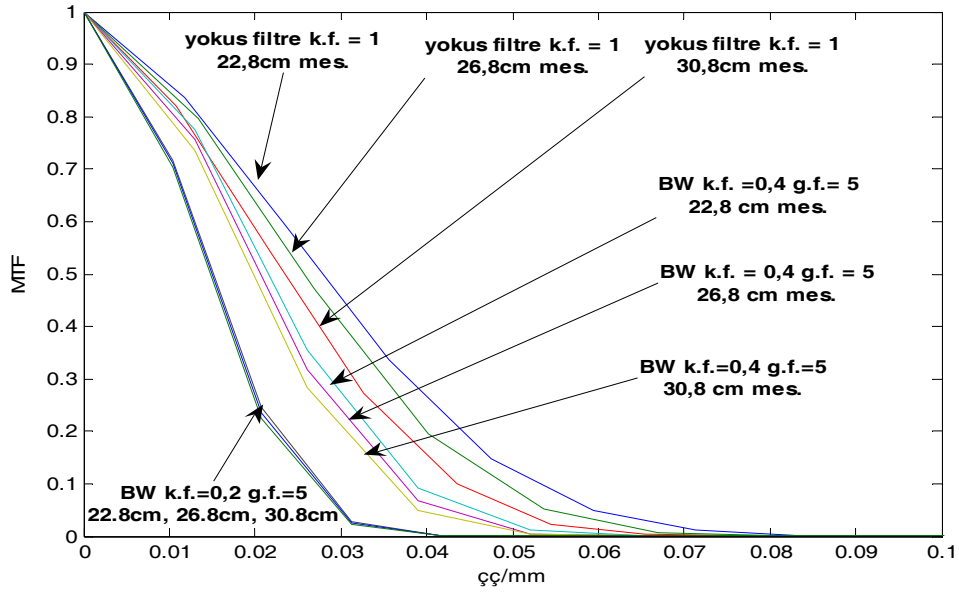
Çizelge 4.16 Farklı dönme çaplarında saçıcı varken tomografik ve planar çalışmalarda MTF'in 0.5 ve 0.2'ye düştüğü frekans değerleri

Tomografik	MTF in 0,5 e düştüğü frekans	MTF in 0,2 ye düştüğü frekans
22,8 cm mesafe	0.037	0.049
26,8 cm mesafe	0.035	0.046
30,8 cm mesafe	0.026	0.043
Planar		
22,8 cm mesafe	0.051	0.059
26,8 cm mesafe	0.048	0.05
30,8 cm mesafe	0.044	0.045

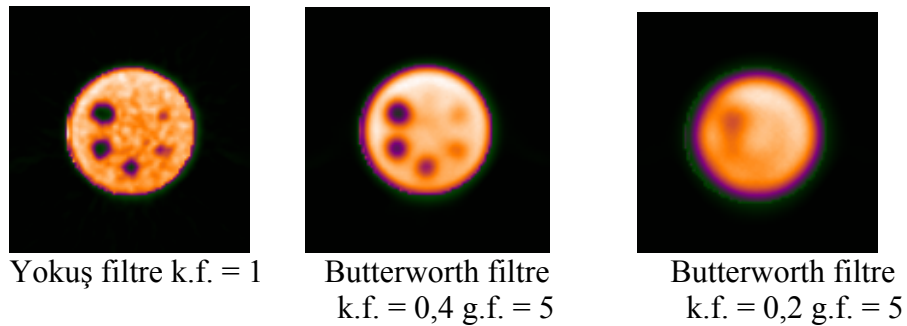
Saçıcının MTF değerine etkisinin 0,01 çç/mm' nin altında olması beklenmektedir. 0,01 çç/mm üzerinde ayırma gücü tamamen saçıcı tarafından etkilenmektedir. Bundan sonra mesafenin etkisi gözlenmektedir.

Çizelge 4.15'te saçıcı varken YYTG' nin değişim hızı tomografik çalışmalarda 1.5, planar çalışmalarda 1.78; OYTG' nin değişim hızı tomografik çalışmalarda 3.6, planar çalışmalarda ise 3.2'tir. Çizelge 4.13 ile Çizelge 4.15'i karşılaştırarak planar ve tomografik kesit görüntülerinden ölçülen YYTG, OYTG sonuçlarının farkı elde edilir. Örneğin en fazla fark saçıcının olmadığı durumdaki sonuçlara benzer olarak dönme çapının 22.8 cm olduğunda gözlenmiştir. Dönme çapı 22,8 cm iken planar görüntüler ile tomografik görüntüler arasındaki YYTG farkı % 4.6, OYTG farkı % 7'dir.

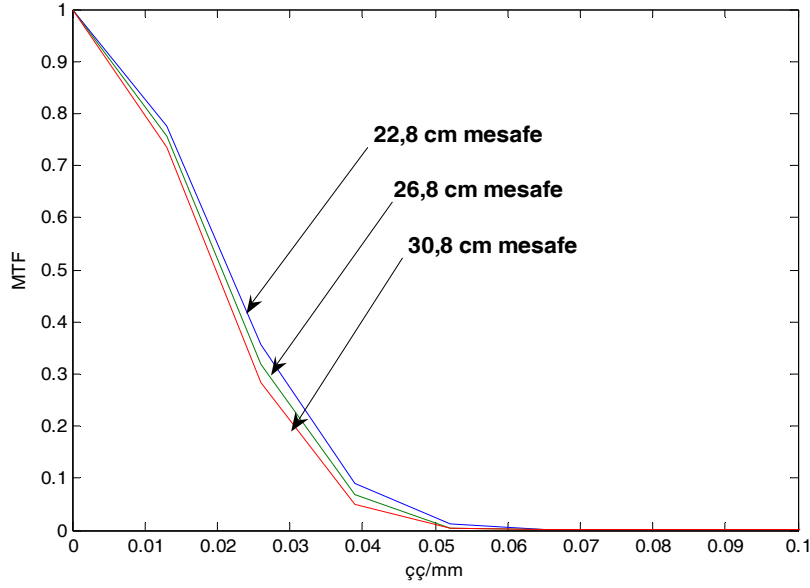
4.1.2.2 Farklı filtrelerin ayırma gücüne etkisi



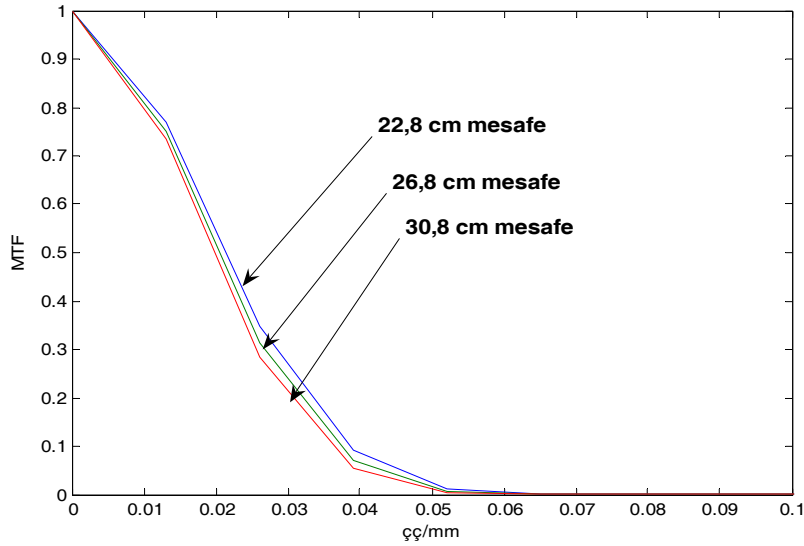
Şekil 4.18 Farklı dönme çaplarında kesim frekansı 1 olan yokuş filtre, aynı güç faktörlerinde (5) ve farklı kesim frekanslarındaki (0.2,0.4) butterworth (BW) filtreli kesit görüntülerinin MTF değerleri



Şekil 4.19 Projeksiyon başına 750 kilo sayımda farklı filtre ve aynı filtrenin farklı kesim frekansları uygulanmış görüntüler



Şekil 4.20 Farklı dönme çaplarında saçıcı yokken aynı kesim frekansında (0,4) ve aynı güç faktöründe (5) Butterworth filtre uygulanmış görüntülerin MTF değerleri



Şekil 4.21 Farklı dönme çaplarında saçıcı varken aynı kesim frekansında (0,4) ve aynı güç faktöründe (5) Butterworth filtre uygulanmış görüntülerin MTF değerleri

Çizelge 4.17 Saçıcı varken ve yokken farklı dönme çaplarında belirli frekans Değerlerinde % MTF değerleri

SAÇICI YOKKEN	22,8 cm	26,8 cm	30,8 cm
0.02çç/mm	%35	%32	%28
0.04 çç/mm	%90	%67	%49
SAÇICI VARKEN			
0.02 çç/mm	%35	%31	%28
0.04 çç/mm	%92	%71	%53

Bu şekle göre uygulanan filtre nedeni ile MTF değerinin düştüğü, yani ayırma gücünün bozulduğu gözlenmektedir. Şekil 4.19'da da MTF değerleri hesaplanan kesitlerin görüntüleri yer almaktadır. Gerçek görüntüde ayırma gücü sınırı 0,08 çç/mm iken kesim frekansı 0,4 olan butterworth filtre uygulanmış görüntüde bu sınır 0,05 çç/mm'ye (yani 1 cm'ye) ve kesim frekansı 0,2 olan butterworth filtre uygulanmış görüntüde bu değer 0.04 çç/mm'ye düşer.

4.2 Gürültünün Nümerik Olarak Değerlendirilmesi

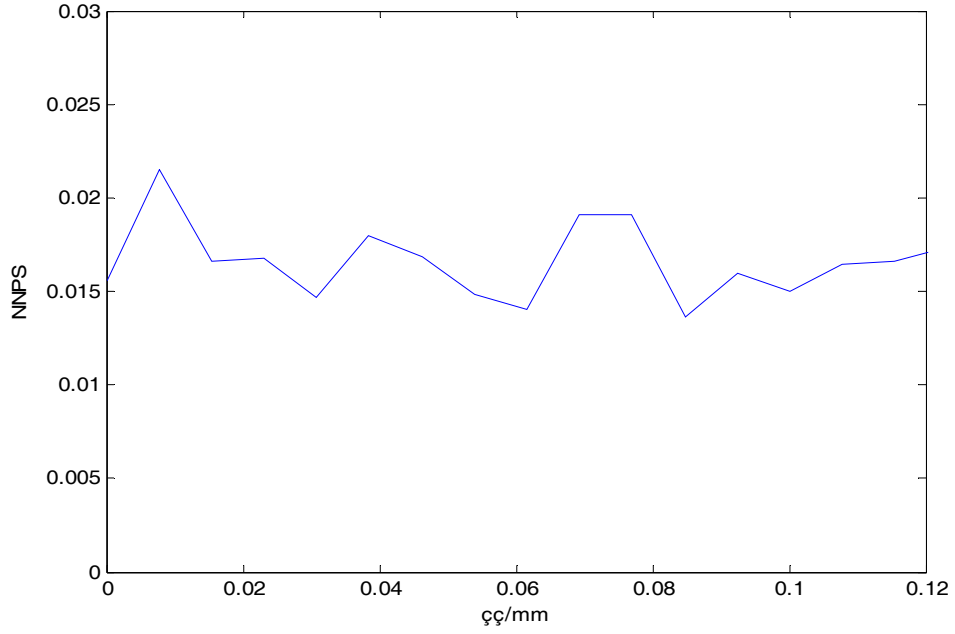
Gürültünün nümerik olarak değerlendirilmesi için yapılan çalışmalar;

1. Planar çalışmalar
 - 1.1 Farklı matrislerin NNPS' e etkisi
 - 1.2 Farklı sayımların NNPS' e etkisi
 - 1.3 Farklı filtre boyutlarının NNPS' e etkisi
2. Tomografik çalışmalar
 - 2.1 Projeksiyon başına toplanan farklı sayımın NNPS' e etkisi
 - 2.2 Farklı filtrelerin ve kesim frekanslarının NNPS' e etkisi

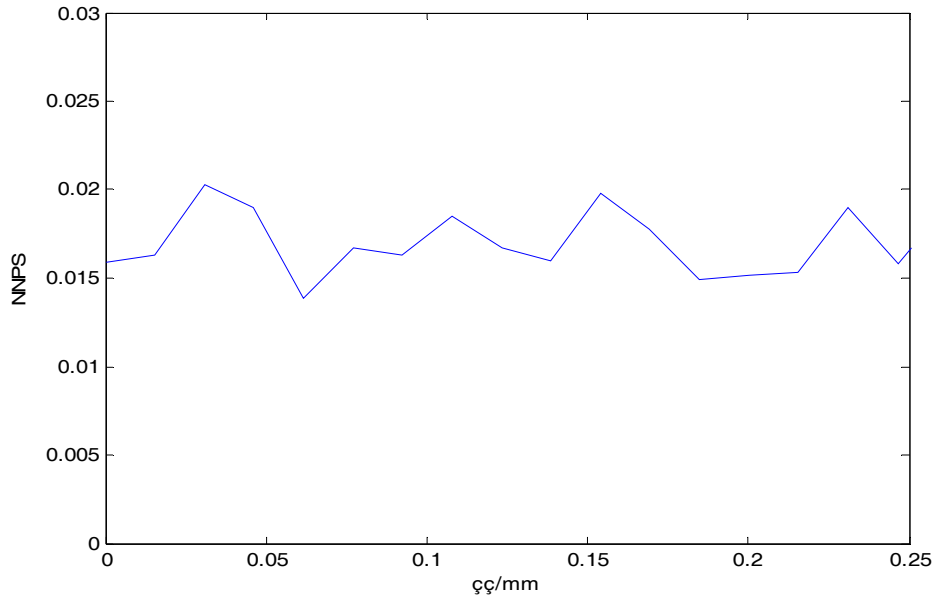
Çalışmanın devamında alınan planar ve tomografik kesit görüntüleri üzerinden 32x32 matris boyutlarında ilgili alanlar çizilmiş ve daha önce bahsedilen bilgisayar programları yardımı ile NNPS değerleri hesaplanmıştır. Öncelikli olarak gama kameradan alınan planar görüntüler incelenmiştir. Planar çalışmalarda farklı matris boyutlarında, farklı sayımlarda ve farklı boyutlarda uygulanan ortalama ve medyan filtrenin etkisi ile NNPS değerleri hesaplanmıştır. Daha sonra varyans değerleri hesaplanarak NNPS değerleri ile karşılaştırılmıştır.

4.2.1 Planar çalışmalar

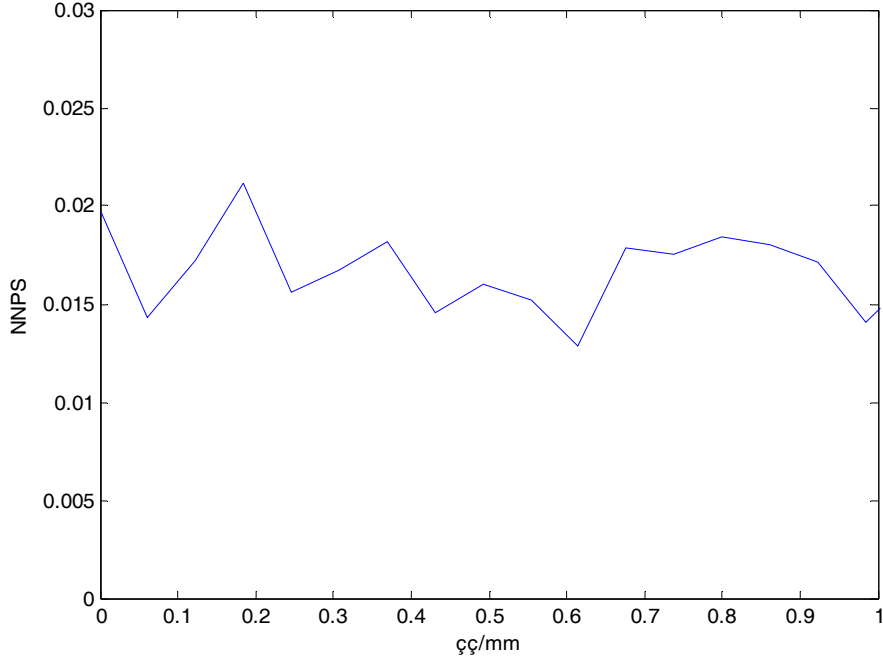
4.2.1.1 Farklı matrislerin NNPS' e etkisi



Şekil 4.22 64x64 matriste planar olarak alınan homojenite görüntüsünün NNPS değeri



Şekil 4.23 128x128 matriste planar olarak alınan homojenite görüntüsünün NNPS değeri



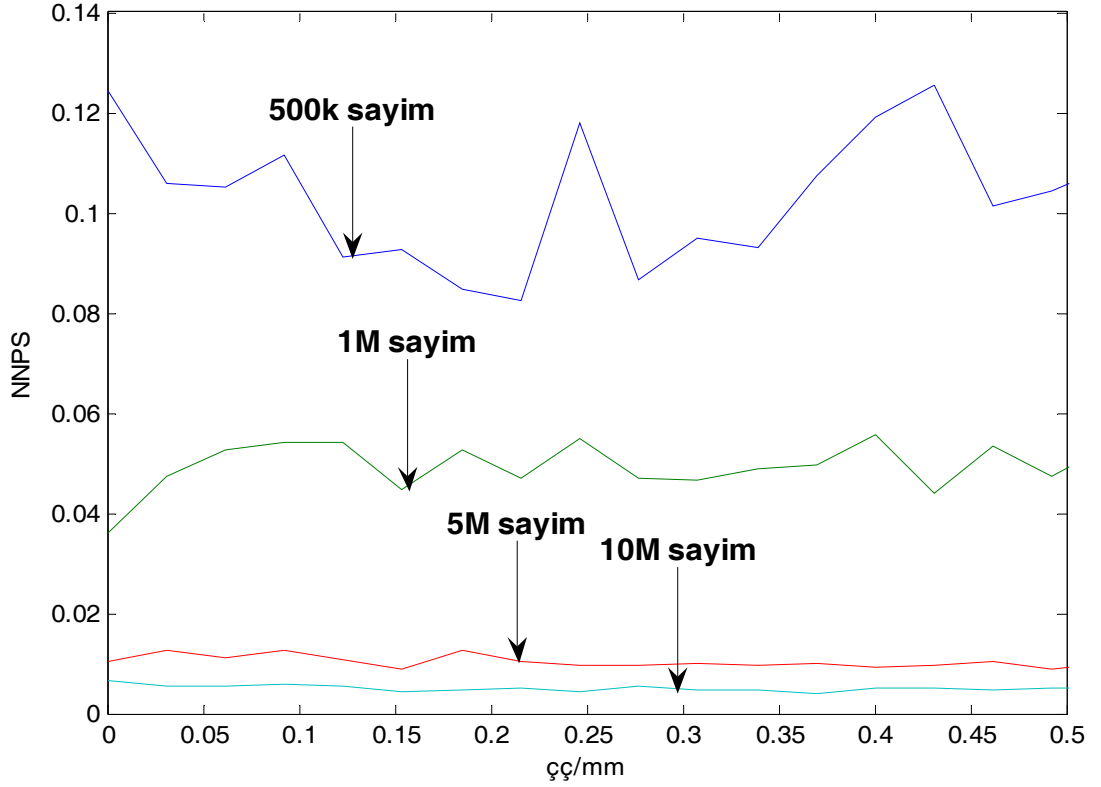
Şekil 4.24 512x512 matriste planar olarak alınan homojenite görüntüsünün NNPS değeri

Çizelge 4.18 Farklı matris boyutlarında varyans değerlerinin değişimi

MATRİS BOYUTU	VARYANS DEĞERİ
64x64	0.016928
128x128	0.016559
256x256	0.015963
512x512	0.016777
1024x1024	0.019594

Farklı matrislerde gürültü incelendiğinde, NNPS değerinin hem kendi içinde hem de matris boyutu artıkça fazla değişmemiştir. Bu durum Çizelge 4.18 de verilen varyans değerleri için de geçerlidir.

4.2.1.2 Farklı sayımların NNPS' e etkisi



Şekil 4.25 256x256 matriste planar olarak farklı sayımlarda alınan homojenite görüntüsünden hesaplanan NNPS değeri

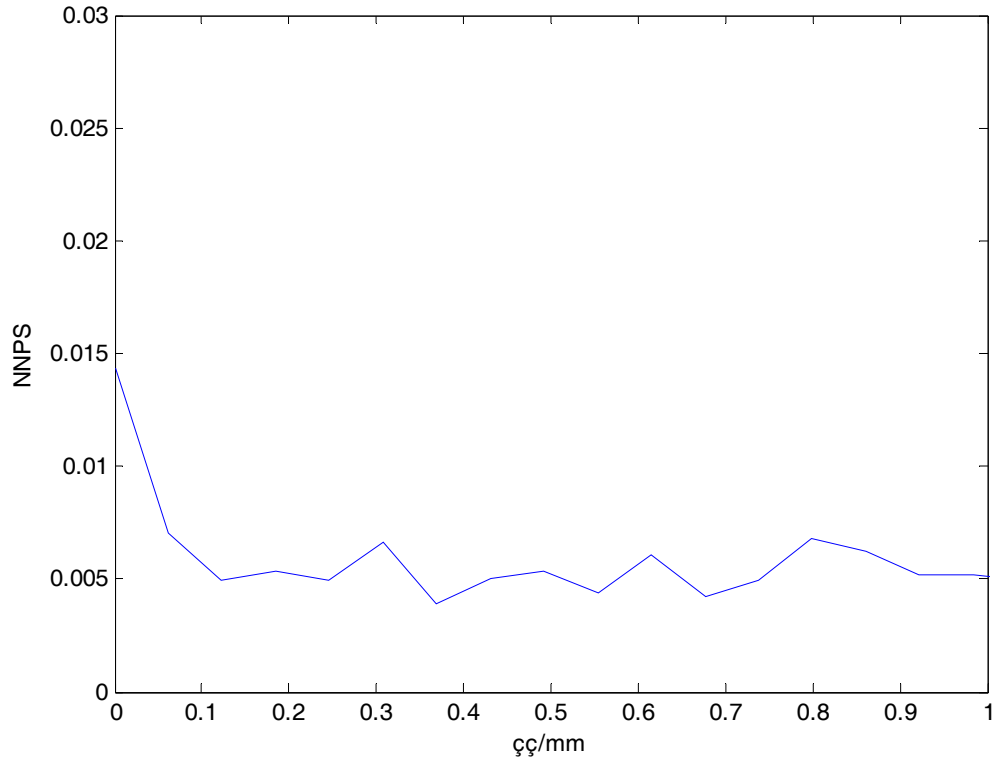
Çizelge 4.19 256x256 matriste planar olarak farklı sayımlarda alınan homojenite görüntüsünden hesaplanan varyans değerleri

SAYIM MİKTARI	VARYANS DEĞERİ
500k sayım	0,10131
1M sayım	0,049585
5M sayım	0,01016
10M sayım	0,0047791

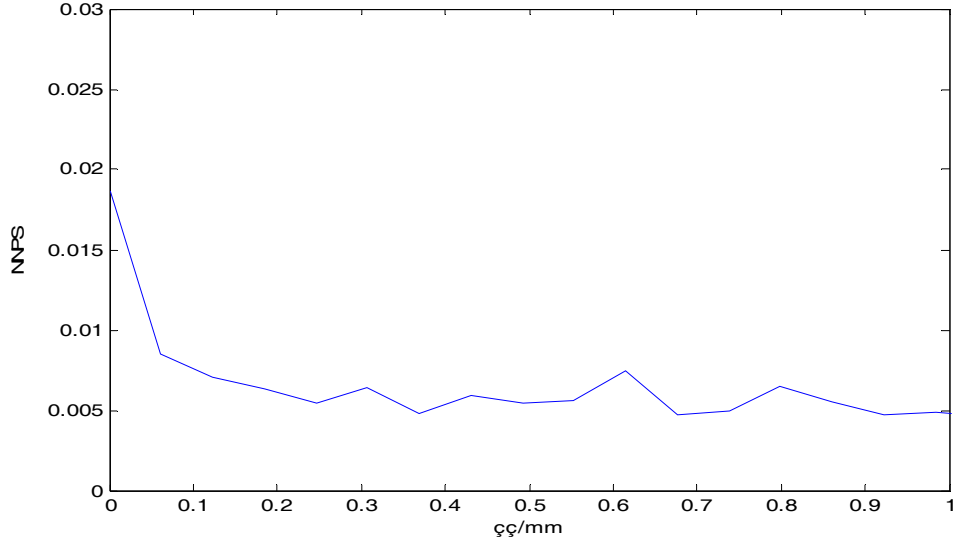
Aynı matriste (256x256) farklı sayımlarda alınan homojenite görüntüsünden hesaplanan NNPS ve varyans değerleri sayım miktarı arttıkça beklendiği gibi azalmıştır.

4.2.1.3 Farklı filtre boyutlarının NNPS' e etkisi

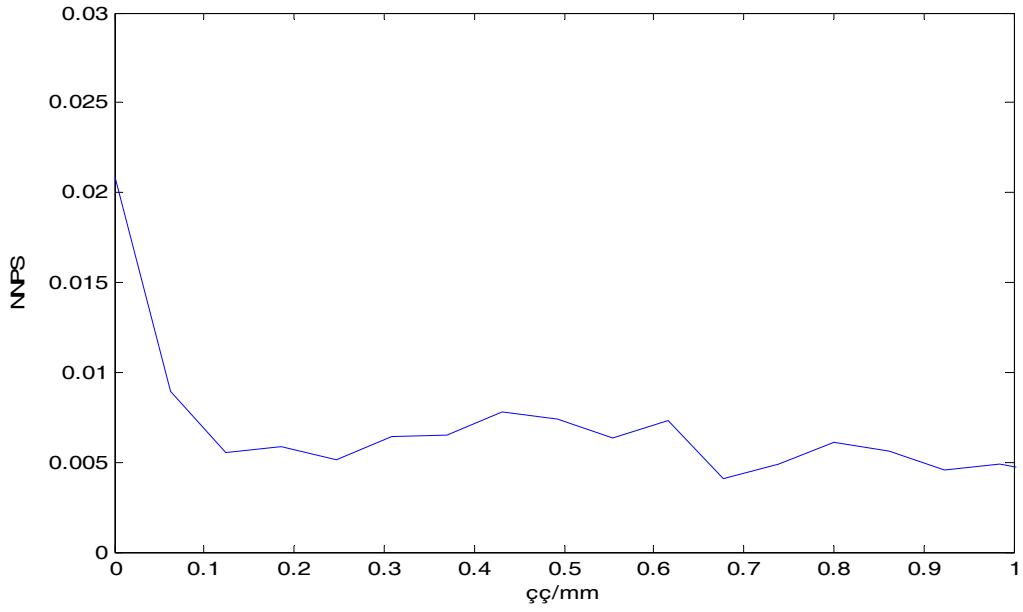
Bazı filtreler görüntüdeki gürültüyü korele eder. Örneğin ortalama(mean) filtre gibi lineer filtreler sadece piksel değerini değiştirdiğinden gürültüyü korele etmez. Ancak piksel değerlerini birçok komşu piksel değerini dikkate alarak değiştiren filtreler görüntüdeki gürültüde korelasyona neden olurlar. Medyan filtre böyle filtrelere örnektir. Bu bağlamda ölçümler medyan ve ortalama filtreler ile yapıldı.



Şekil 4.26 512x512 matristeki homojenite görüntüsüne 3x3 matrisli medyan filtrenin uygulanması ile hesaplanan NNPS değeri



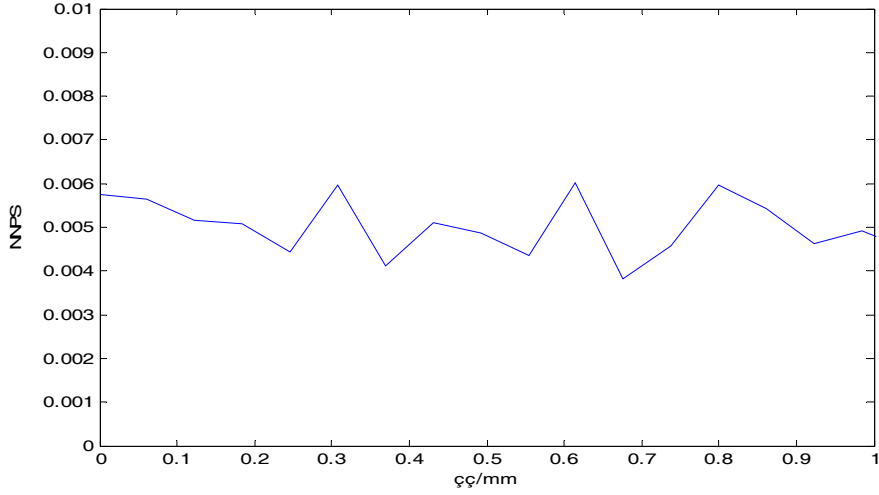
Şekil 4.27 512x512 matristeki homojenite görüntüsüne 5x5 matrisli medyan filtrenin uygulanması ile hesaplanan NNPS değeri



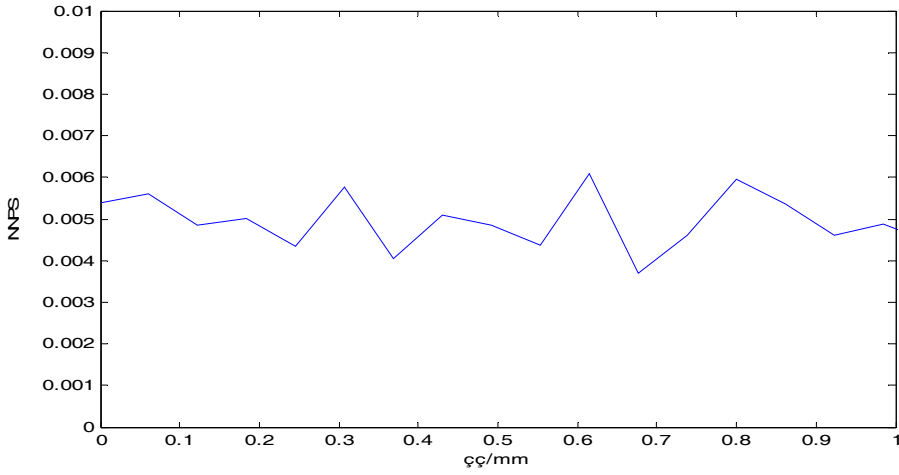
Şekil 4.28 512x512 matristeki homojenite görüntüsüne 7x7 matrisli medyan filtrenin uygulanması ile hesaplanan NNPS değeri

Çizelge 4.20 512x512 matristeki homojenite görüntüsüne farklı piksel komşuluklarında medyan filtrenin uygulanması ile hesaplanan varyans değerleri

	3x3 matris	5x5 matris	7x7 matris
VARYANS DEĞERLERİ	0.016549	0.017613	0.018283



Şekil 4.29 512x512 matristeki homojenite görüntüsüne 2 piksel komşuluğundaki ortalama filtrenin uygulanması ile hesaplanan NNPS değeri



Şekil 4.30 512x512 matristeki homojenite görüntüsüne 5 piksel komşuluğundaki ortalama filtrenin uygulanması ile hesaplanan NNPS değeri

Çizelge 4.21 512x512 matristeki homojenite görüntüsüne farklı piksel komşuluklarında ortalama filtrenin uygulanması ile hesaplanan varyans değerleri

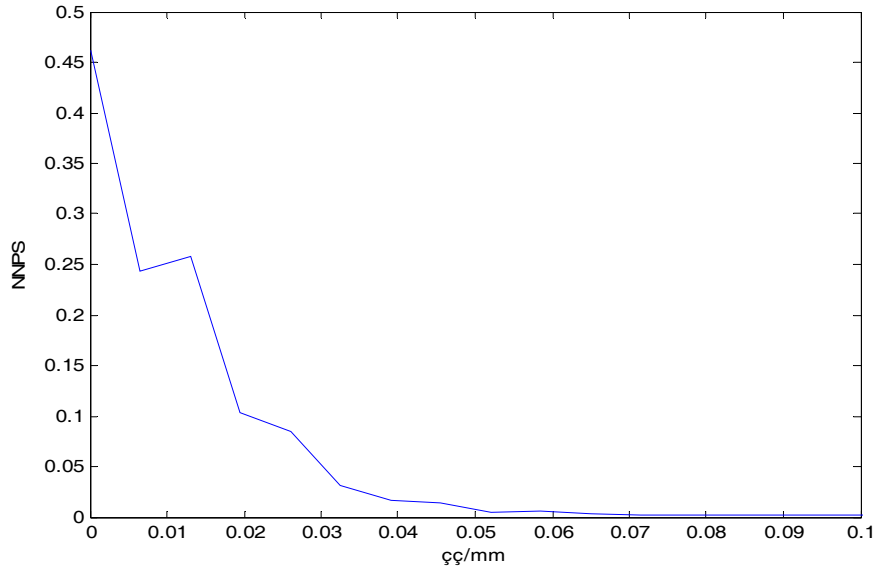
	VARYANS DEĞERLERİ
2 piksel komşuluğunda	0.0048643
5 piksel komşuluğunda	0.0050376

Şekil 4.26-4.28' e bakıldığında filtre boyutunun artması ile korelasyon arttığı görülür. Korelasyonun etkisi düşük frekanslarda yani 0,2 çç/mm ve daha düşük frekanslarda gözlenmektedir. Ancak şekil 4.29-4.30'da ortalama filtrenin piksel komşuluk sayısı artmasına rağmen korele etmediği görülmüştür.

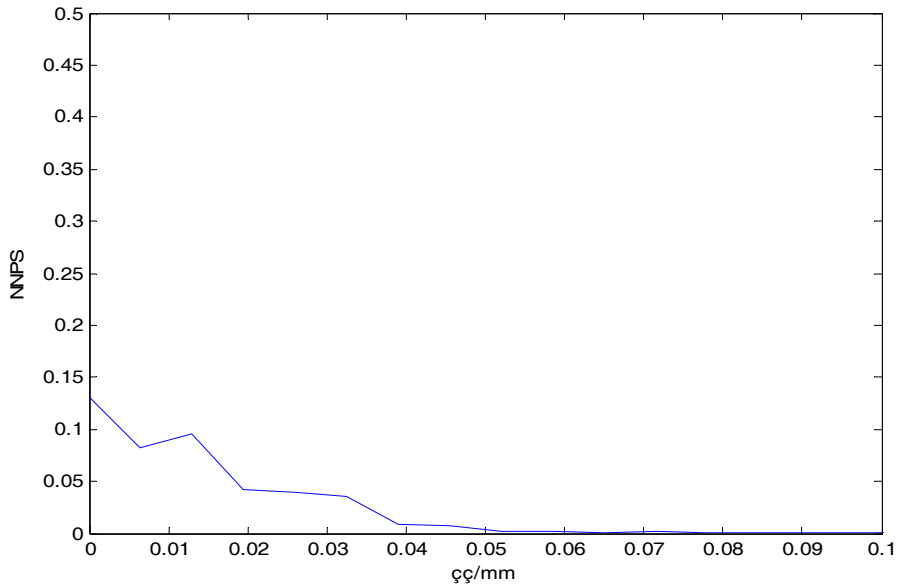
4.2.2 Tomografik çalışmalar

Tomografik görüntülerin projeksiyon başına farklı sayımlarda, farklı filtrelerde ve bu filtrelerin farklı kesim frekanslarında NNPS değerleri incelenmiştir. Ardından hesaplanan varyans değerleri ile NNPS değerleri karşılaştırılmıştır.

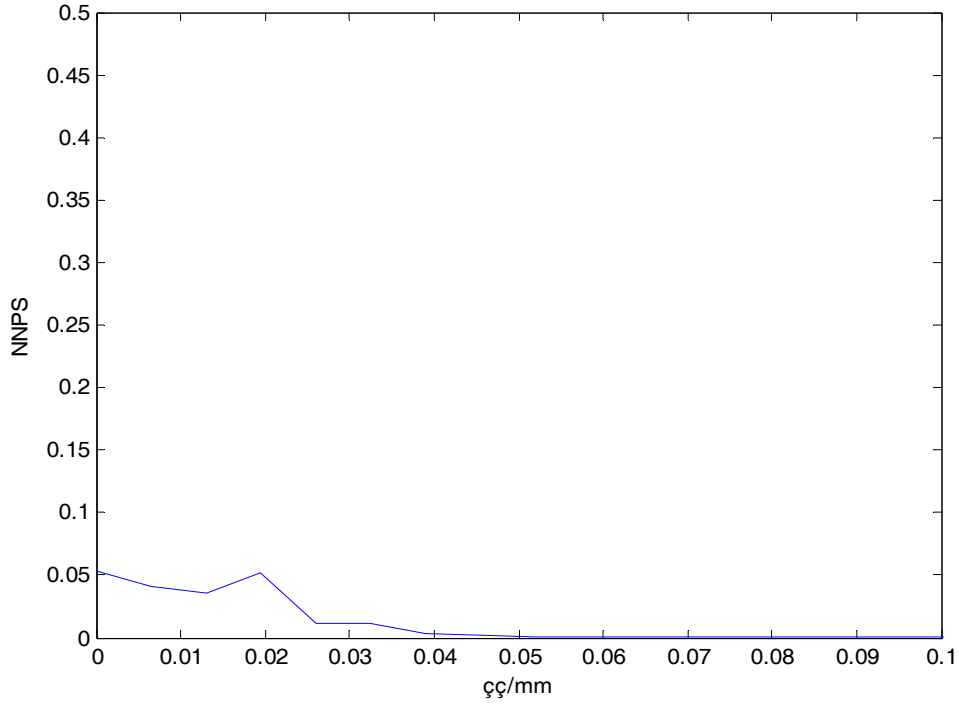
4.2.2.1 Projeksiyon başına toplanan farklı sayımın NNPS' e etkisi



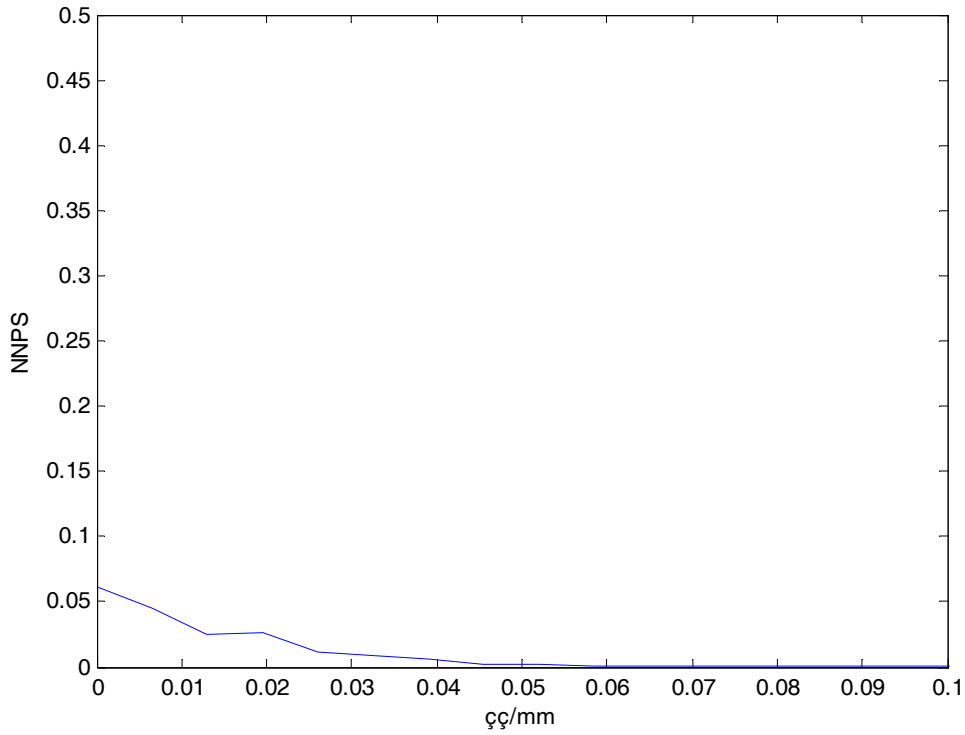
Şekil 4.31 Projeksiyon başına 100 kilo sayımda NNPS değeri



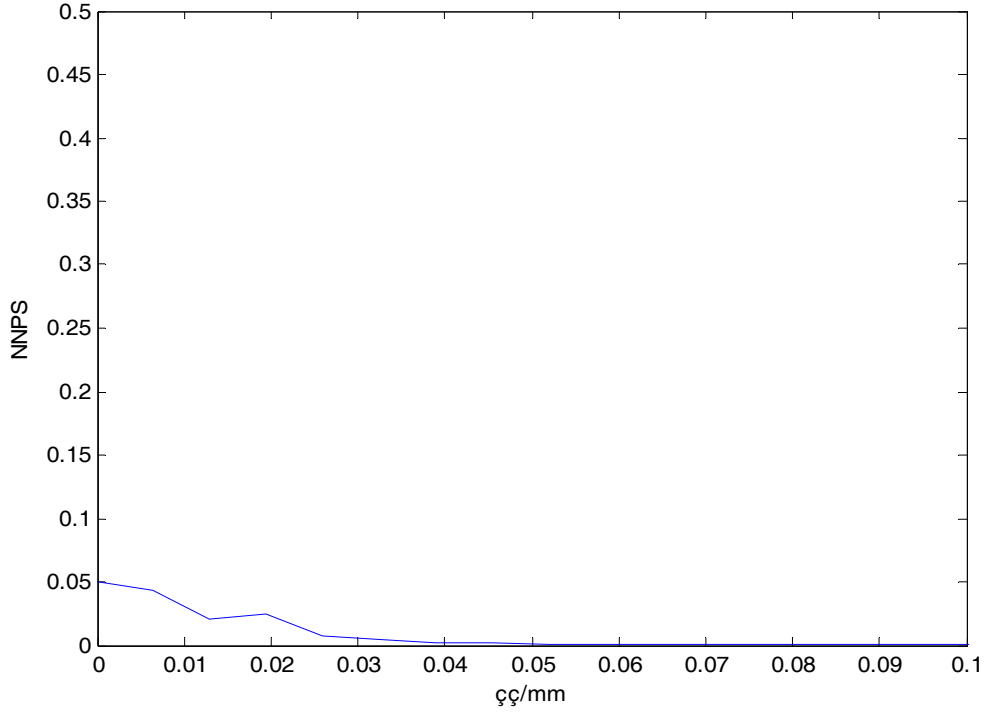
Şekil 4.32 Projeksiyon başına 250 kilo sayımda NNPS değeri



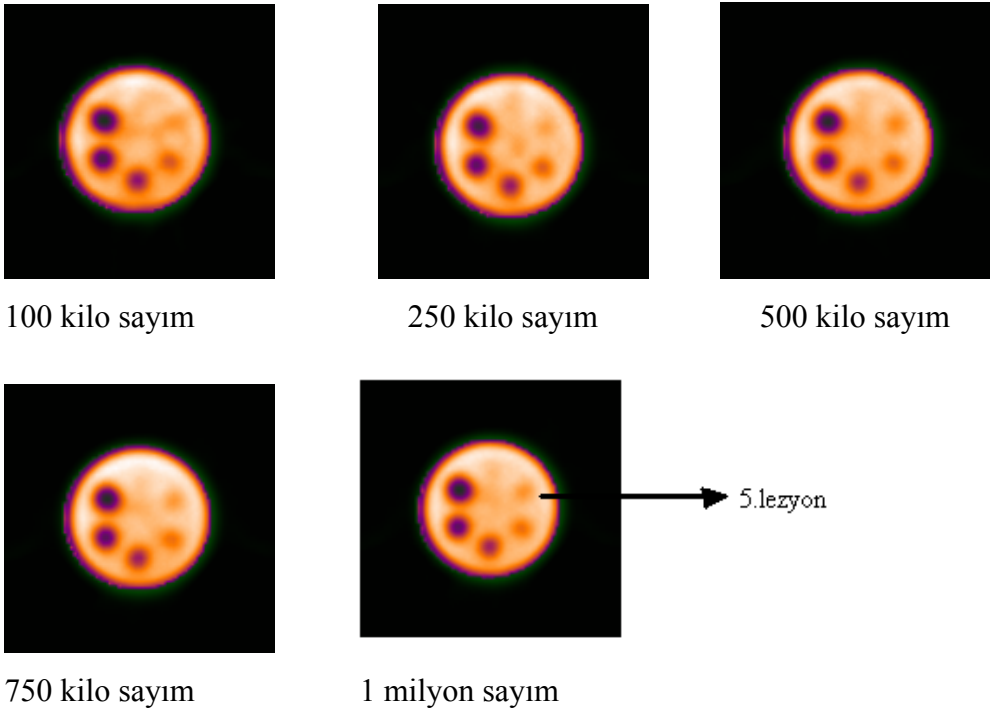
Şekil 4.33 Projeksiyon başına 500 kilo sayımda NNPS değeri



Şekil 4.34 Projeksiyon başına 750 kilo sayımda NNPS değeri



Şekil 4.35 Projeksiyon başına 1 milyon sayımda NNPS değeri



Şekil 4.36 Projeksiyon başına farklı sayımlarda alınan kesit görüntüleri

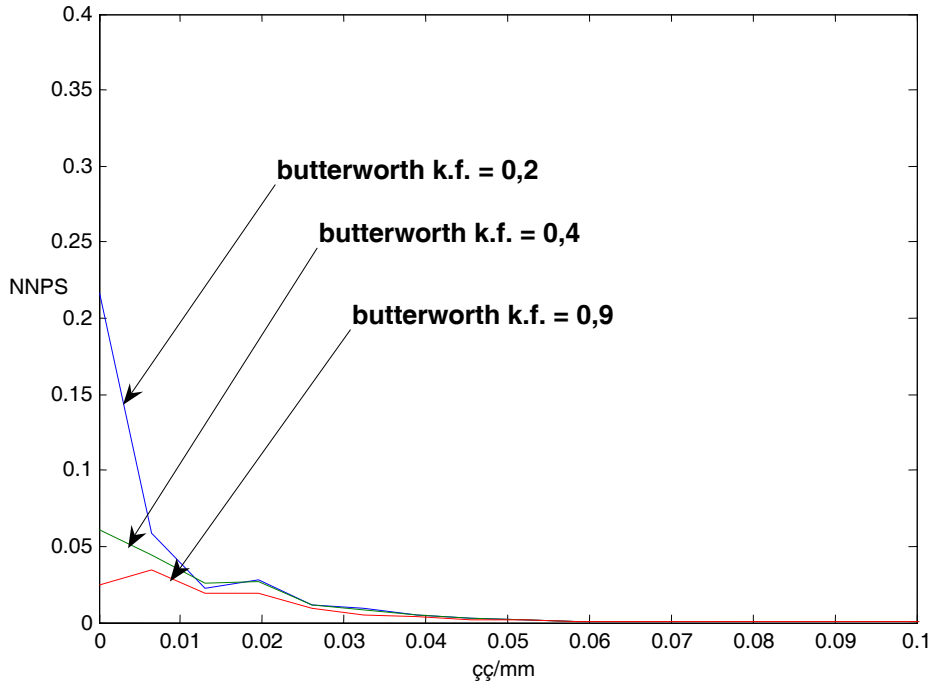
Çizelge 4.22 Projeksiyon başına farklı sayımlarda alınan kesit görüntülerinde varyans değerleri

SAYIM MİKTARI	VARYANS DEĞERİ
100k	0.66659
250k	0.33042
500k	0.2263
750k	0.14834
1M	0.11538

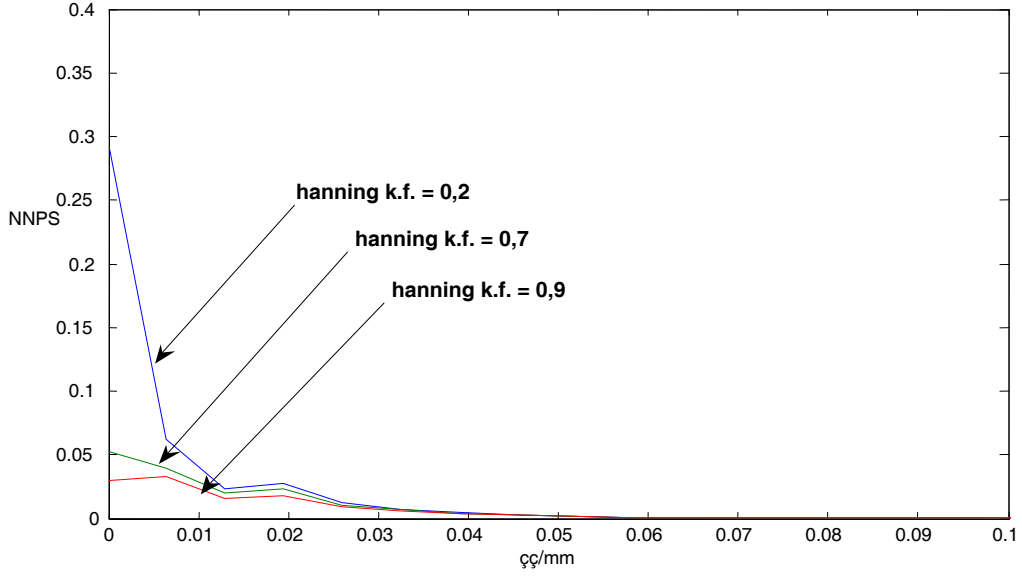
Şekil 4.31-4.35' ten de görüldüğü gibi aynı matris boyutunda sayım miktarının artışı ile gürültüyü azalmıştır.

Konum uzayında gürültü hesabı için kullanılan varyans değerleri Çizelge 4.22'de karşılaştırıldığında gürültünün azalması ile varyans değeri de azalmıştır.

4.2.2.2 Farklı filtrelerin ve bu filtrelerin farklı kesim frekanslarının NNPS' e etkisi



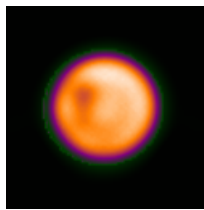
Şekil 4.37 Projeksiyon başına 750 kilo sayımlı görüntülerde Butterworth filtrenin farklı kesim frekanslarının NNPS' e etkisi



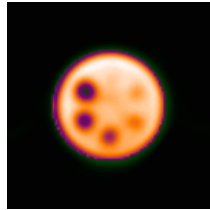
Şekil 4.38 Projeksiyon başına 750kilo sayımlı görüntülerde Hanning filtrenin farklı Kesim frekanslarının NNPS'e etkisi

Çizelge 4.23 farklı filtreler ve filtrelerin farklı kesim frekanslarında varyans değerleri

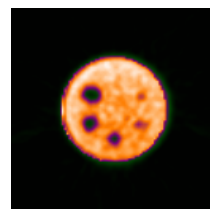
FİLTRELER VE KESİM FREKANSLARI	VARYANS DEĞERLERİ
Butterworth filtre kesim frekansı = 0,2	1.0719
Butterworth filtre kesim frekansı = 0,4	0.14834
Butterworth filtre kesim frekansı = 0,9	0.012206
Hanning filtre kesim frekansı = 0,2	0.30079
Hanning filtre kesim frekansı = 0,4	0.069735
Hanning filtre kesim frekansı = 0,9	0.036524



Kesim frekansı 0,2

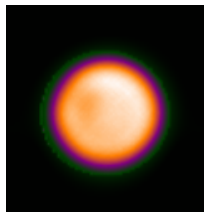


Kesim frekansı 0,4



Kesim frekansı 0,9

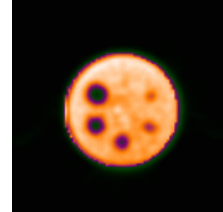
Şekil 4.39 Farklı kesim frekanslarında butterworth filtre görüntüleri



Kesim frekansı 0,2

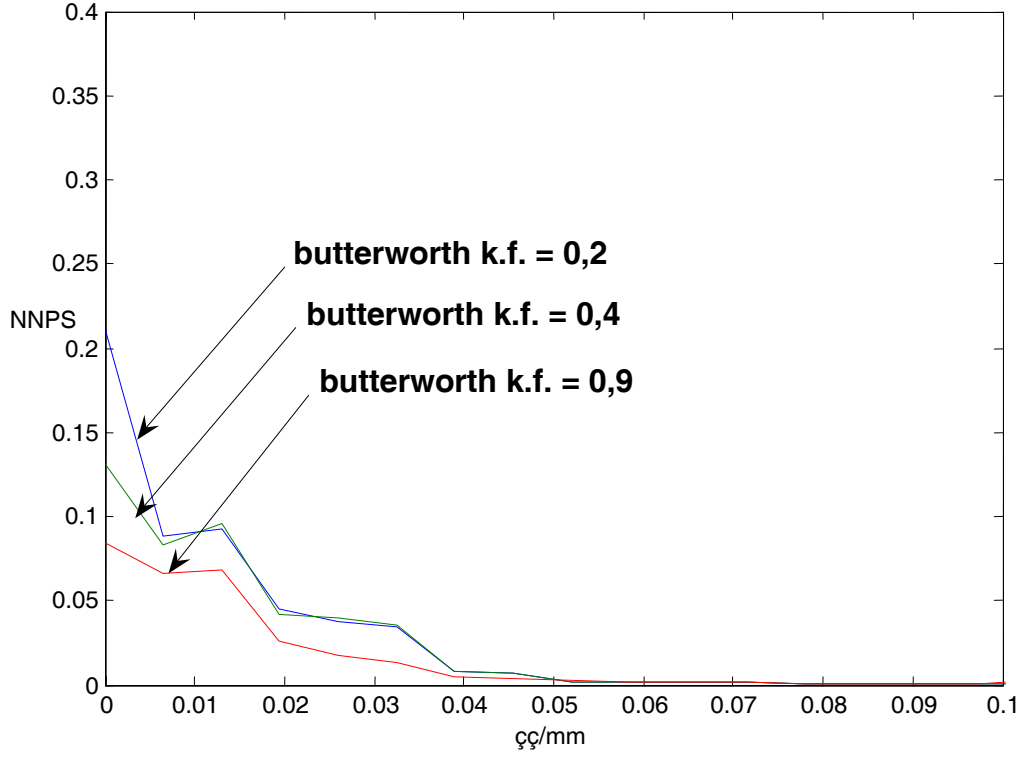


Kesim frekansı 0,7

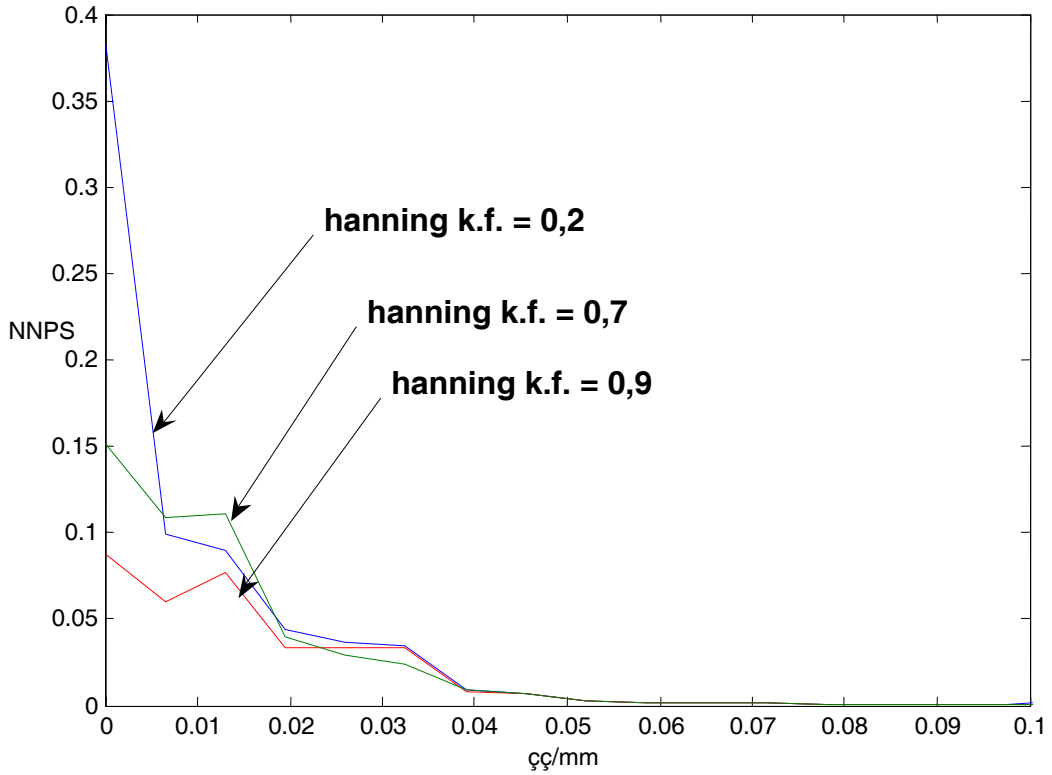


Kesim frekansı 0,9

Şekil 4.40 Farklı kesim frekanslarında hanning filtre görüntüleri

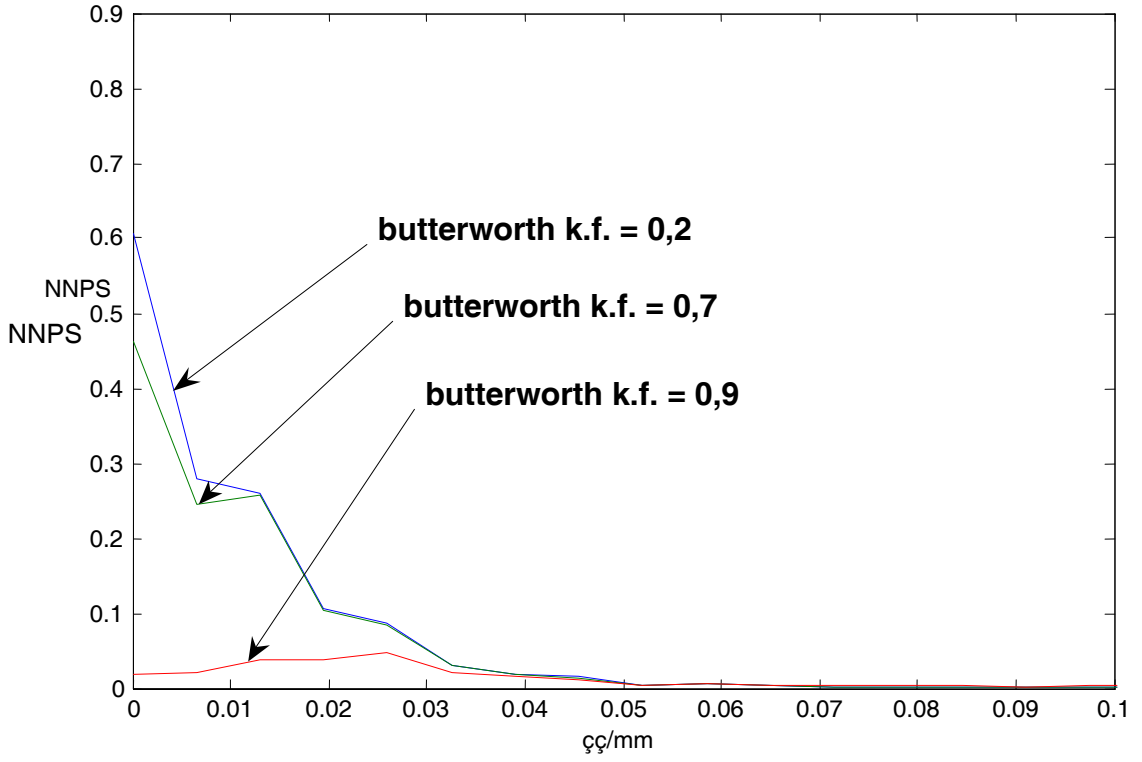


Şekil 4.41 Projeksiyon başına 250 kilo sayımlı görüntülerde Butterworth filtrenin farklı kesim frekanslarının NNPS'e etkisi

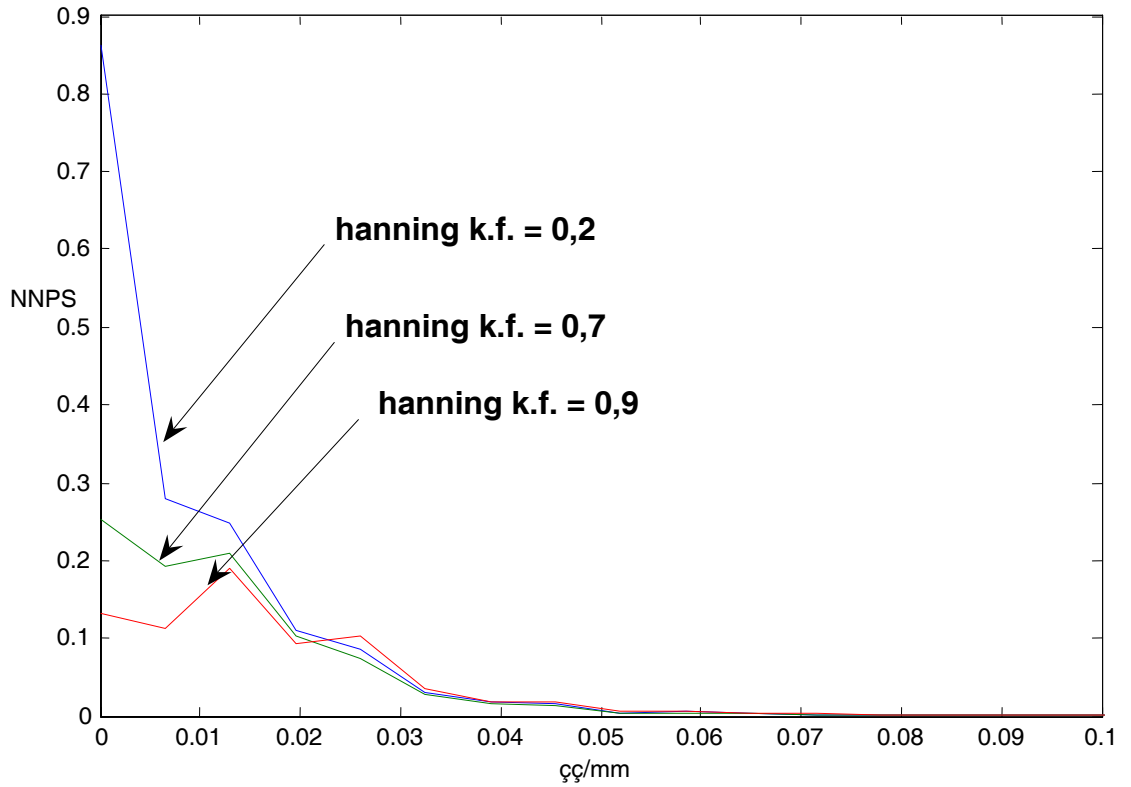


Şekil 4.42 Projeksiyon başına 250 kilo sayımlı görüntülerde Hanning filtrenin farklı kesim frekanslarının NNPS'e etkisi

kesim frekanslarının NNPS'e etkisi



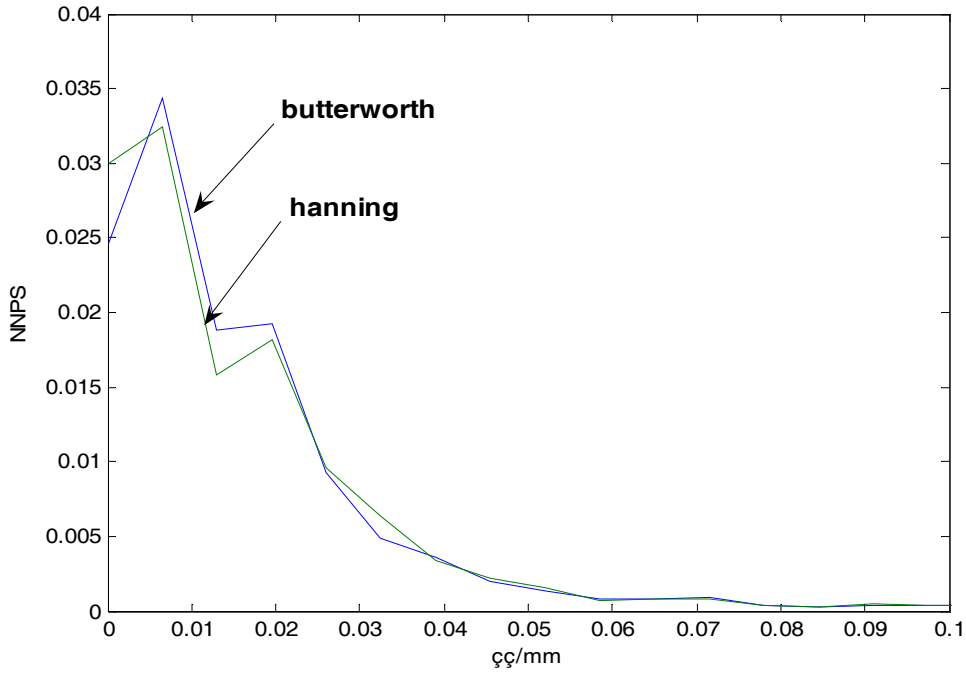
Şekil 4.43 Projeksiyon başına 100 kilo sayımlı görüntülerde Butterworth(BW) filtrenin farklı kesim frekanslarının NNPS'e etkisi



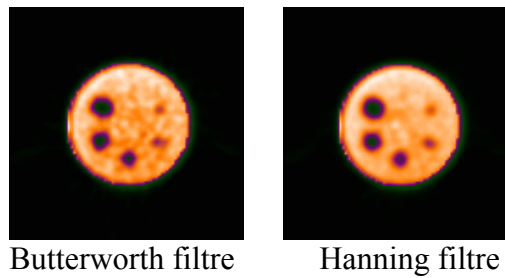
Şekil 4.44 Projeksiyon başına 100 kilo sayımlı görüntülerde Hanning filtrenin farklı

kesim frekanslarının NNPS'e etkisi

Aynı sayımda farklı kesim frekanslarında Butterworth ve Hanning filtreler incelendiğinde kesim frekansı küçük olan filtrenin yumuşatma etkisi fazladır. Çizelge 4.23'teki varyans değerleri de beklenildiği gibi gürültü azaldıkça azalmaktadır. Şekil 4.41-4.44'e göre projeksiyon başına farklı sayımlarda aynı filtrelerin etkileri incelendiğinde beklenildiği gibi gürültünün azalmıştır. Benzer durum Hanning filtre için de görülür.



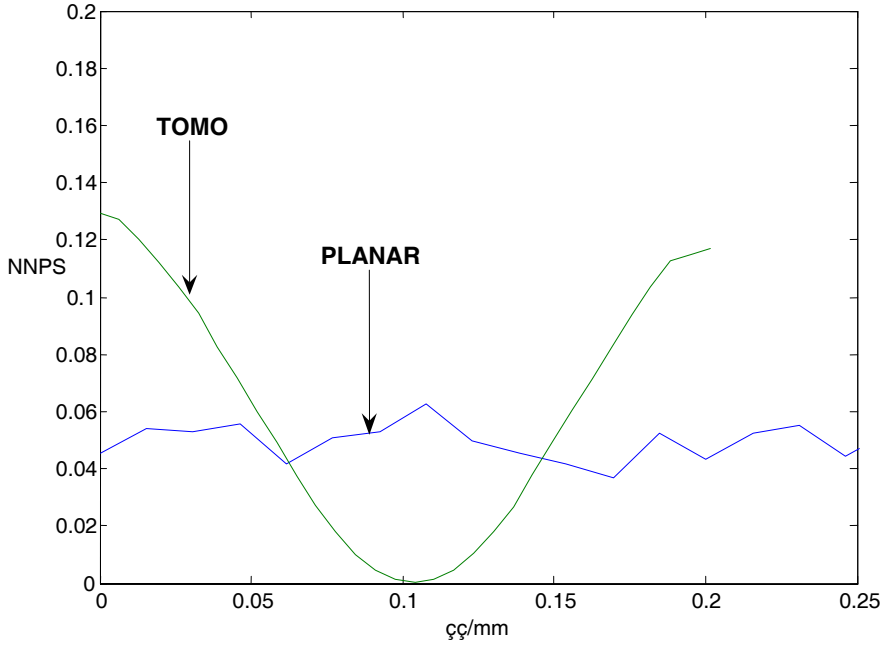
Şekil 4.45 Aynı sayımda ve aynı kesim frekanslarında (0,9) butterworth ve hanning filtrelerin NNPS'e etkisi



Şekil 4.46 Aynı sayımda ve aynı kesim frekanslarında (0,9) butterworth ve hanning filtrelerin uygulandığı kesit görüntüleri

Şekil 4.45'te aynı sayımda aynı kesim frekansında butterworth ve hanning filtre karşılaştırıldığında hanning filtrenin çok düşük frekanslarda yani 0,005 çç/mm' den küçük frekanslarda yumuşatma etkisinin daha fazla olduğu görülmektedir. Bu nedenle de NNPS değeri bu bölgede daha büyüktür. 0.005çç/mm ile 0.025 çç/mm frekansları

arasında butterworth filtrenin yumuşatma etkisinin daha fazla olduğu gözlenir. 0.025çç/mm frekansından sonra ise filtre etkisi kaybolmaya başlar.



Şekil 4.47 Aynı sayımda (100 kilo sayım) tomografik ve planar görüntülerin NNPS değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.48 Aynı sayımda planar ve tomografik kesit görüntüleri

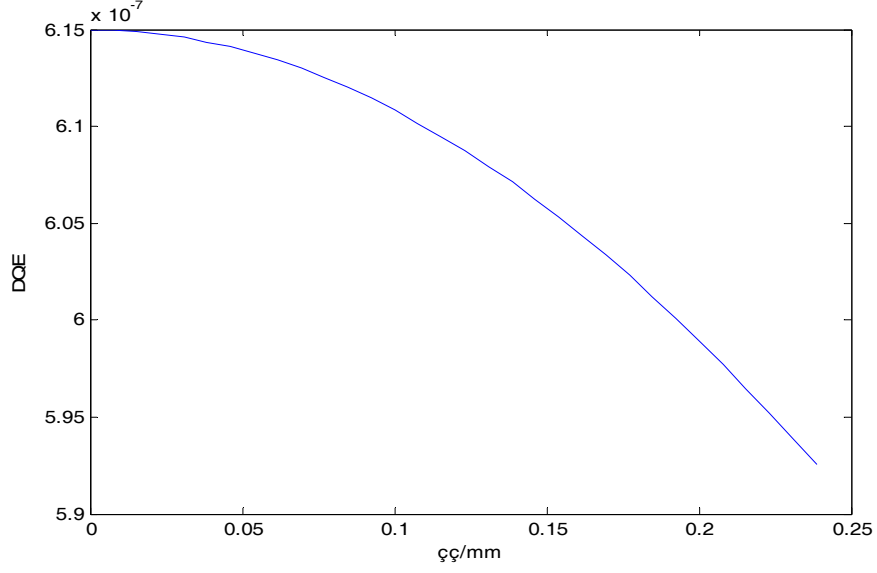
Çizelge 4.24 Aynı sayımda planar ve tomografik kesit görüntülerinden hesaplanan varyans değerleri

	VARYANS DEĞERLERİ
PLANAR	0.005
TOMOGRAFİK	0.098

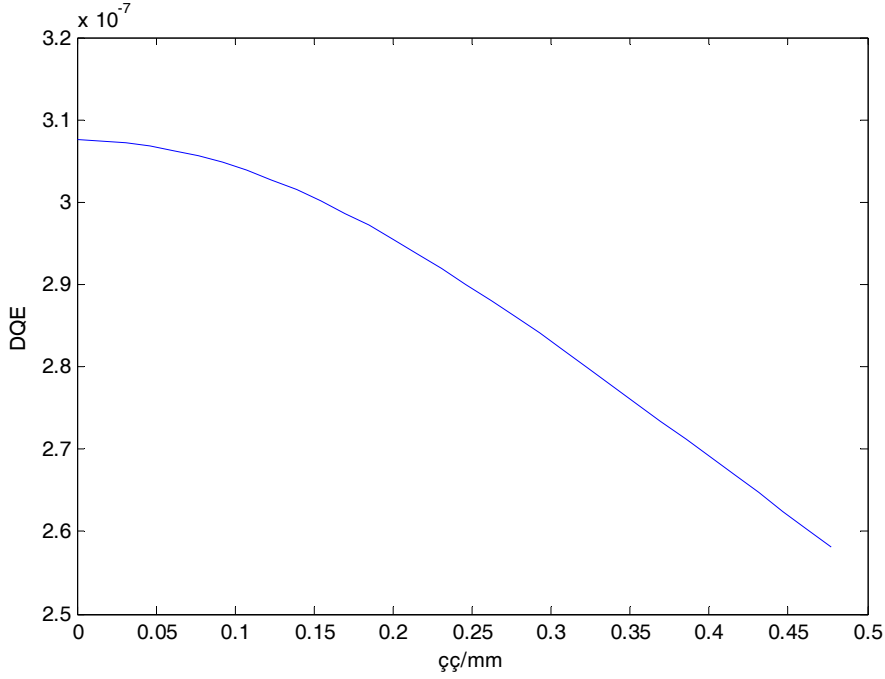
Aynı sayımlı planar ve tomografik kesit görüntüleri (kesit başına olan sayıma bakılmıştır) kesit görüntülerindeki gürültünün planar görüntülerdeki gürültüye göre daha fazladır.

4.3 Sistem Performansının Nümerik Değerlendirilmesi

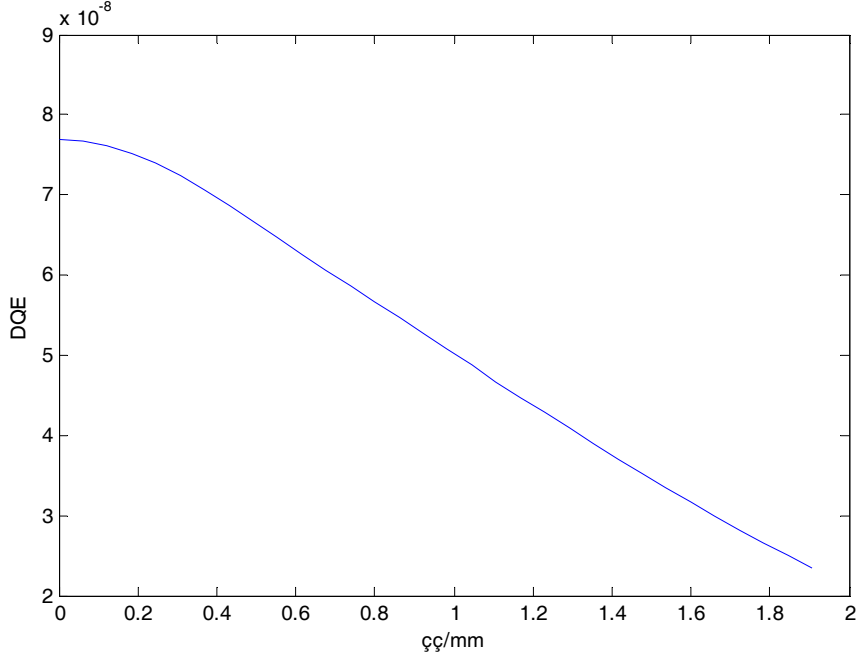
4.3.1 Farklı matrislerin sistem performansına etkisi



Şekil 4.49 64x64 matriste DQE değeri



Şekil 4.50 128x128 matriste DQE değeri



Şekil 4.51 512x512 matriste DQE değeri

Çizelge 4.25 Farklı matrislerde belirli frekanslarda DQE değerleri

	0.02 çç/mm	0.2 çç/mm
64x64	6,15E-07	5,99E-07
128x128	3,07E-07	2,95E-07
256x256	1,54E-07	1,49E-07
512x512	7,7E-08	7,52E-08
1024x1024	3,83E-08	3,73E-08

5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Tez çalışmasında ayırma gücü ve gürültü uzaysal ortamda ve frekans uzayında incelenmiştir. Çalışmalar iki kısımda incelenmiştir. Öncelikle ayırma gücü ölçümleri hem planar hem tomografik kesit görüntüleri için, daha sonra da gürültünün sayısal ölçümü yine planar ve tomografik kesit görüntüleri için yapılmıştır.

Sistemin ayırma gücü ölçümleri öncelikle planar görüntüler için değerlendirilmiştir. Planar görüntüler farklı matrislerde kolimatör takılıyken ve takılı değilken, kolimatörlü olarak farklı mesafelerde ve yine kolimatörlü olarak farklı saçıcı kalınlıklarında incelenmiştir. Ayrıca tomografik görüntülerdeki ayırma gücü ile karşılaştırmak için tomografik görüntünün toplandığı geometride planar bir çalışma yapılmış ve ayırma gücü ölçülmüştür.

Planar çalışmalarda farklı matrislerin kolimatör takılıyken ve takılı değilken ayırma gücüne etkisi şekil 4.1-4.3'te gözlenmektedir. Kolimatör takılı değilken ayırma gücü piksel boyutundan bağımsızdır. Burada tamamen analog ayırma gücü söz konusu olmaktadır. Şekil 4.1 incelendiğinde kolimatör takılı iken ise ayırma gücünün bozulduğu görülür. Burada farklı matrislerin ayırma gücüne etkisi gözlenebilmektedir. Ayırma gücü kolimatör ile bozulduğu için farklı matris kullanmanın üstünlüğü görülmektedir. Bu üstünlük şekil 4.3'te daha belirgin olarak gözlenebilmektedir. Ayrıca 64 ve 128 matrislerde gözlenen aliasing etkisi kolimatör takılı iken azalmaktadır. Çizelge 4.1 ve çizelge 4.3'te beklenildiği gibi matris boyutu arttıkça MTF'in 0,5 ve 0,2'ye düştüğü değerler artmaktadır.

Konum uzayında 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. Farklı matris (piksel) boyutlarındaki YYTG ölçümlerinde piksel boyutunun artması ile çizelge 4.2 ve çizelge 4.4'te de görüldüğü gibi ayırma gücündeki hata artmaktadır. Bunu nedeni çizgi dağılım fonksiyonunu oluşturan örnekleme kaba olmasıdır, yani nokta sayısının az olmasıdır. MTF ölçümünde de benzer çizgi dağılım fonksiyonu kullanılmakta ancak frekans ortamında yapılan örnekleme sayesinde daha fazla detay elde edilmektedir.

Detektör kaynak mesafesi arttıkça ayırma gücü bozular. Şekil 4.4, çizelge 4.5 incelendiğinde de böyle olduğu görülmektedir. Ayrıca çizelge 4.6' da da gözlemlendiği gibi MTF' in 0,2 ve 0,5' e düştüğü değerler de mesafeye bağlı olarak azalmıştır. Çizelge 4.5'e göre 0,04 çç/mm ve 0,08 çç/mm frekanslarındaki MTF'in azalım hızı artan mesafe ile artar. Ayrıca belirli bir frekansta örneğin 0,08çç/mm 'de MTF mesafe arttıkça daha hızlı azalır. Çizelge 4.6 ve şekil 4.5 incelendiğinde 5 cm'e kadar ayırma gücü mesafeye bağlı olarak hızla değişir, daha sonrasında ise azalım miktarı yavaşlar. Örneğin, 0.5 MTF değerinde 0-20 cm mesafe arasındaki değişim hızı 3.75 iken, 5-20 cm mesafe arasındaki değişim hızı 2.25'e düşer. Benzer durum 0.2 MTF değerinde de görülür. Sistem ayırma gücü sınırı da artan mesafe ile azalır.

Konum uzayında aynı durum çizelge 4.7 ve şekil 4.6 yardımları ile incelenecek olursa yine mesafe artışının YYTG değerini arttırdığı, yani ayırma gücünün bozulmasına neden olduğu görülmüştür. Yani kaynak detektör mesafesi arttıkça ayırma gücü frekans uzayında da konum uzayında da bozulmaktadır. MTF' in 0,5'e ve 0,2'ye düştüğü frekanslardaki değişim hızı YYTG ve OYTG' nin değişim hızlarından fazladır. Yani ayırma gücündeki değişim MTF' de daha belirgindir.

Şekil 4.7-4.8'den görülebildiği gibi saçıcı kalınlığı arttıkça ayırma gücü bozular. Saçılan ışınlar ait frekansların orta-büyük frekanslarda olduğu dikkate alınır, MTF'in 0,04 çç/mm' deki hızlı düşüşü anlamlı olarak ortaya çıkar. Çizelge 4.8'de görüldüğü gibi MTF' in değişim hızı 0,04 çç/mm'de incelendiğinde 0 cm' de 1.2, 5 cm'de 1.6, 10 cm'de 2.3, 15cm'de ise 4 kat azalmıştır. MTF' in iki frekans (0,04 çç/mm ve 0,08 çç/mm) arasındaki değişim hızı yine artan saçıcı kalınlığı ile artar. Ayrıca şekil 4.7'ye göre saçıcı kalınlığının artışı sistem ayırma gücü sınırını düşürmektedir. Belirli bir frekans değerinde (0,08 çç/mm) saçıcı kalınlığının 15 cm'e ulaşması ile MTF değerinin neredeyse 6 kat azaldığı da çizelge 4.9'dan görülür. Mesafe artışının MTF' ye etkisi (çizelge 4.5'deki 15 cm mesafedeki MTF değeri), saçıcı kalınlığının etkisi (çizelge 4.8' deki 15 cm saçıcı kalınlığındaki MTF değeri) ile kıyaslandığında saçıcının etkisi daha fazladır.

Saçılan ışınlar kaynak çizgisel dağılım fonksiyonunun kuyruk kısmını etkiler. Çizgi dağılım fonksiyonunun YYTG değerinin yüksek frekansları, OYTG değerinin ise daha

düşük frekansları ifade ettiğini hatırlayalım. Bunun için saçıcı ortamın etkisi en fazla onuncu yükseklikteki tam genişlik (OYTG) değerine bakılarak anlaşılır. Buradan da saçıcı varlığında ayırma gücü ölçülmesinde OYTG'nin ölçümünün önemi ortaya çıkmaktadır. Çizelge 4.8'deki MTF değişim hızının saçıcı kalınlığına göre davranışına benzer durum YYTG ve OYTG'nin kıyaslanmasında da görülür. Çizelge 4.10'a göre YYTG ve OYTG'nin değişim hızları artan saçıcı kalınlığı ile artmaktadır. (YYTG'deki değişim hızları 0 cm'de 1.6, 5 cm'de 1.4, 10cm'de 1.5 iken OYTG' de 0cm'de 1.97, 5cm'de 2, 10cm'de 2.2 ve 15 cm'de 2.5'tir). Ancak var olan artış MTF' deki kadar fazla değildir. Ayrıca şekil 4.9 ve çizelge 4.10'da da görüldüğü gibi 10 cm'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 (MTF'te de olduğu gibi) mesafe artışından daha fazla etkilediği görülmüştür.

Tomografik ayırma gücü için karşılaştırılacak standart bir değer (NEMA yönteminde olduğu gibi) henüz saptanmamıştır. Nedeni, kesit görüntüsü elde edilmesi sırasında kullanılan algoritma ve filtrelerdir. Ancak sadece yokuş filtre uygulanmış kesit görüntülerindeki ayırma gücü ile ilgili yorum yapılabilmesi için tomografik görüntünün toplandığı geometride ve aynı bilgi toplama şartlarında (aynı kaynak detektör mesafesi, NEMA' nın önerisine göre 2.5mm'den küçük piksel boyutu) planar bir çalışma yaparak ayırma gücü ölçülür. Bu değerle tomografik değer arasındaki fark %10 olmalıdır.

SPECT geometrisinde alınan planar görüntülerdeki ayırma gücü ise saçıcı ortamın etkisinde incelenmiştir. Şekil 4.10-4.11 karşılaştırıldığında saçıcının varlığının orta frekanslara kadar etkin olduğu gözlenir (0.04 çç/mm). Bu frekanstan sonra olan fark ise sadece mesafe etkisidir. Saçıcının varlığı sistemin ayırma gücünü bozar. Bu da çizelge 4.11'de saçıcı yokken ve varken detektörün farklı mesafelerdeki MTF değerlerinin karşılaştırılması ile görülebilmektedir.

Uzaysal ortamdaki sonuçlar çizelge 4.12'den incelendiğinde YYTG değerleri saçıcı ile yine çok değişmezken OYTG' deki değişim daha fazladır.

Sistemin ayırma gücünün ölçümünde ikinci kısım tomografik görüntülerin ayırma güçlerinin ölçümüdür. Tomografik çalışmalarda dönme çapı, projeksiyon başına toplanan sayım, filtre ve filtrelerin kesim frekanslarının ayırma gücüne etkisine bakılmıştır. Dönme çapının artması ile planar çalışmalarda olduğu gibi tomografik çalışmalarda da ayırma gücünü olumsuz olarak etkilediği gözlenmiştir. Şekil 4.10 ve şekil 4.12'den MTF karşılaştırılması yapıldığında 0.02 – 0.06 çç/mm arasında MTF düşüşünün daha hızlıdır. Çizelge 4.14' de MTF' in hem planar hem de tomografik çalışmalarda 0.5 ve 0.2'ye düştüğü değerler görülür. Buradan MTF' nin 0.2'ye düştüğü frekans değerindeki azalım hızına bakıldığında tomografik çalışmalarda 1.1 iken, planar çalışmalarda 1.3'tür. Bu durumda tomografik çalışmalara nazaran planar çalışmalardaki mesafe değişiminin MTF'i daha fazla etkilediği gözlenir. Ayrıca bu etki şekil 4.10 ve şekil 4.12 karşılaştırıldığında da görülür; 22.8 – 26.8 cm arasındaki MTF farkı, 26.8–30.8 cm arasındaki farktan fazladır. Yani detektörün kaynağa en yakın olduğu mesafeden itibaren gerçekleşen mesafe değişimi ayırma gücünü çok daha fazla etkilemektedir. Fakat belirli bir frekanstan sonra mesafe artışının etkisi görülmemektedir (0.08 çç/mm).

Konum uzayında sonuçları inceleyecek olursak saçıcı yokken şekil 4.13 ve şekil 4.14'ten ölçülen YYTG ve OYTG' nin tomografik ve planar çalışmalardaki değişim hızları karşılaştırıldığında değişim hızlarının arasında pek fark olmadığı görülür. Bu da yine karşılaştırmalarda MTF'i kullanmanın üstünlüğünü göstermektedir. Planar görüntülerdeki YYTG ve OYTG ile tomografik görüntülerdeki YYTG ve OYTG değerleri arasındaki fark % 10 içerisinde olması gerektiği daha önce de ifade edilmişti. Çizelge 4.13' den yapılacak hesaplarla bu fark hesaplandığında her dönme çapındaki farkın %10 civarında olduğu görülmektedir.

Mesafenin ayırma gücüne etkisine şekil 4.15'ten saçıcı ortam varken bakıldığında, saçıcı ortam etkisinin sadece dönme çapının en az olduğu durumlarda etkin olduğu görülmüştür. Saçıcının MTF değerine etkisinin düşük frekanslarda yani 0,01 çç/mm' nin altında olması beklenmektedir. 0,01 çç/mm üzerinde ayırma gücü tamamen saçıcı tarafından etkilenmektedir. Bundan sonra mesafenin etkisi gözlenmektedir. Şekil 4.11 ve şekil 4.15 kıyaslandığında en fazla dikkati çeken nokta 0.025 – 0.06 frekansları arasında planar MTF'deki yavaş azalımdır. Mesafeler arasında da MTF farklılıkları

planarda daha belirgindir. Yüksek frekanslarda yani 0,05 çç/mm'den yüksek olan frekanslarda beklenildiği gibi fazla değişim yoktur. Çizelge 4.16'ya göre MTF'in belirli bir değerinde (0.5) tomografik çalışmalarda frekansın azalım hızı 1.4, planar çalışmalarda 1.6'dır. Aynı değerlere çizelge 4.14'ten saçıcı yokken bakıldığında tomografik çalışmalardaki azalım hızı 1.1, planardakinin ise 1.3'tür. Yani saçıcının varlığı planar çalışmalarda MTF'i daha fazla etkilemektedir.

Şekil 4.16 ve şekil 4.17'de artan dönme çapının saçıcı ortam yokken ve varken konum uzayındaki ayırma gücüne etkisi verilmektedir. Bu sonuçlara göre saçıcı ortamın varlığı ile her ne kadar YYTG'nin değişim hızını etkilemişse de değişim OYTG' deki değerlerde daha belirgindir. Burada yola çıkarak MTF'te de gözleendiği gibi saçıcı ortamın varlığı ayırma gücünü tomografik çalışmalarda daha fazla etkilemektedir. Tomografik ve planar görüntülerden elde edilen YYTG değerleri arasındaki fark % 10 içerisinde olmalıdır. Çizelge 4.15'deki değerlere bakarak farkın YYTG ve OYTG için de %10 içerisinde olduğu gözlenmektedir. Saçıcı ortamın ayırma gücüne etkisi konum uzayına nazaran frekans uzayında daha belirgin olarak gözlenmiştir.

Tomografik görüntülerde kesit görüntülerine uygulanan filtre de ayırma gücünü etkilemektedir. Butterworth filtre uygulanmış kesit görüntüsünde mesafenin ayırma gücüne etkisi yokuş filtre uygulanmış görüntüdeki etkiye göre daha azdır. Şekil4.18'de sadece kesim frekansı 1 olan yokuş filtre (bu gerçek görüntüyü vermektedir), ve güç faktörleri aynı (yani 5) ancak kesim frekansları farklı (0,4 ve 0,2) olan butterworth filtre uygulanmış görüntülerin MTF grafikleri verilmektedir. Bu şekle göre uygulanan filtre nedeni ile MTF değeri düşmüş, yani ayırma gücünün bozulmuştur. Şekil 4.19'da da MTF değerleri hesaplanan kesitlerin görüntüleri yer almaktadır. Gerçek görüntüde ayırma gücü sınırı 0,08 çç/mm iken kesim frekansı 0,4 olan butterworth filtre uygulanmış görüntüde bu sınır 0,05 çç/mm'ye (yani 1 cm'ye) ve kesim frekansı 0,2 olan butterworth filtre uygulanmış görüntüde bu değer 0.04 çç/mm'ye düşmüştür. Yani filtre uygulanması ve filtrenin kesim frekansının küçülmesi ile sistemin ayırma gücü sınırı azalır. Bunun yanı sıra gerçek görüntüde mesafe etkisi daha belirgin iken, filtre uygulandığında bu etki azalmış hatta kesim frekansının düşmesi ile de mesafe etkisi nerdeyse yok olmuştur. Saçıcı ortamın etkisi şekil 4.20 ve şekil 4.21'e bakılarak değerlendirilebilir. Ancak şekiller arasında planar çalışmalarda ya da sadece yokuş filtre

uygulanmış kesit görüntülerinde olduğu gibi belirgin bir fark yoktur. Çizelge 4.17'den de anlaşılacağı gibi ayırma gücünü çok fazla etkilememiştir. Yani burada filtre etkisi baskındır.

Tezin ikinci kısmında gürültünün nümerik olarak hem frekans hem de konum uzaylarında ölçülmüştür Gürültü hesabı yine planar ve kesit görüntülerinde yapılmıştır. İlk olarak planar görüntülerde incelenmiş ve farklı matrislerin, farklı sayımların ve farklı filtre boyutlarının gürültüyü nasıl etkilediğine bakılmıştır.

Farklı matrislerde gürültü incelendiğinde, NNPS değerinin hem kendi içinde hem de matris boyutu arttıkça fazla değişmediği Şekil 4.22-4.24'ten açıkça görülür. Çünkü planar görüntüde ölçülen gürültü Poisson gürültüdür ve korele değildir. Bu nedenle frekansa bağlı olarak herhangi bir azalım meydana gelmez. Ayrıca alınan görüntülerde sayım miktarı aynıdır ve seçilen ilgili alan (ROI) başına düşen sayım değişmediğinden olduğundan NNPS değeri de beklenildiği gibi fazla değişmez.

Bu durumun Çizelge 4.18'de yer alan varyans değerlerinde de geçerli olduğu anlaşılır. Yani matris boyutu arttıkça varyans çok fazla değişmez.

Aynı matriste (256x256) farklı sayımlarda alınan homojenite görüntüsünden hesaplanan NNPS değeri (şekil 4.25), sayım miktarı arttıkça beklendiği gibi azalmıştır ve gürültü frekansa bağlı olmadığından korelasyon gözlenmemiştir. Çizelge 4.19'dan da görülebildiği gibi gürültü arttıkça varyans değeri de artış göstermektedir.

Görüntüdeki gürültüyü etkileyen bir diğer parametre filtredir. Filtre boyutunun artması da filtrenin özelliğine bağlı olarak görüntüyü etkiler. Şekil 4.26'da 512x512 matrisli homojen görüntüye 3x3 matrisli medyan filtre uygulanmıştır. Filtre boyutu daha sonra 5x5 (şekil 4.27) ve 7x7 (şekil 4.28) olacak şekilde arttırılmıştır. Bu üç şekle bakıldığında filtre boyutunun artması ile korelasyon arttığı görülür. Korelasyonun etkisi düşük frekanslarda yani 0,2 çç/mm ve daha düşük frekanslarda gözlenmektedir. Mesafe frekansla ters orantılı olduğundan filtre boyutu arttıkça korelasyonun gözlendiği frekans değeri düşmüştür.

Konum uzayındaki sonuçlar için ise çizelge 4.20'den yararlanılır. Burada NNPS değerlerine benzer olarak matris boyutu arttıkça varyans bir miktar artmaktadır ancak değişim fazla değildir.

Aynı matrisli (512x512) görüntüye 2 piksel ve 5 piksel komşuluğundaki ortalama filtre uygulanmıştır. Şekil 4.29 ve şekil 4.30'dan da gözlenebildiği gibi ortalama filtrenin komşuluk sayısının artması korelasyona neden olmamıştır ve gürültü de değişmemiştir. Bunun nedeni daha önce de açıklandığı gibi filtrelerin kendi özellikleridir. Bunun nedenle de NNPS hesaplamalarında gerçek görüntüden çıkarmak için ortalama filtre yumuşatılmış görüntü kullanılmıştır.

Çizelge 4.21'den de değişim incelendiğinde NNPS değeri ile uyumlu olarak varyansta farklılık olmamıştır.

Gürültü hesabının ikinci kısmında tomografik kesit görüntülerinden gürültü ölçümü yapılmıştır. Ölçümler projeksiyon başına farklı sayımlarda, farklı filtrelerde ve filtrelerin farklı kesim frekanslarında yapılmıştır.

Kesit görüntülerinde projeksiyon başına sayımın etkisine bakıldığında, şekil 4.31-4.35'ten de görüldüğü gibi aynı matris boyutunda sayım miktarının artışı ile gürültüyü azalmıştır. Bu sayede de şekil 4.36'daki görüntülerden de anlaşıldığı gibi görüntü kalitesi artmıştır. Örneğin projeksiyon başına 100kilo sayımlı görüntüde beşinci lezyon görünmezken 1milyon sayımlı görüntüde bu lezyon daha belirgindir ve görüntülerden de gürültünün azaldığı gözlenmektedir.

Konum uzayında gürültü hesabı için kullanılan varyans değerleri çizelge 4.22'de karşılaştırıldığında gürültünün azalması ile varyans değeri de azalmıştır.

Filtre varlığının gürültüyü etkilediği daha önce de ifade edilmişti. Aynı sayımda farklı kesim frekanslarında Butterworth ve Hanning filtreler incelendiğinde kesim frekansı küçük olan filtrenin yumuşatma etkisi fazladır. Bu durum şekil 4.39-4.40'daki görüntülerden de gözlenebilmiştir. NNPS hesabı sırasında gerçek görüntüden yumuşatılmış görüntü çıkarıldığı için, aradaki fark (gürültü) fazladır. Bu nedenle de

tomografik kesit görüntülerinde şekil 4.37-4.38'den de anlaşıldığı gibi kesim frekansı arttıkça NNPS değeri ve korelasyon azalmıştır. Butterworth filtrenin etkisine bakıldığında 0,025çç/mm frekansından daha büyük frekanslarda yani 2 cm'den daha küçük mesafeli yapılarda kesim frekansının ayırma gücünü etkilememektedir. Bu durum Hanning filtrede de gözlenmektedir. Çizelge 4.23'deki varyans değerleri de beklenildiği gibi gürültü azaldıkça azalmaktadır.

Şekil 4.41-4.44'e göre projeksiyon başına farklı sayımlarda aynı filtrelerin etkileri incelendiğinde beklenildiği gibi gürültünün azalmıştır. Benzer durum Hanning filtre için de görülür.

Şekil 4.45'de aynı sayımda aynı kesim frekansında butterworth ve hanning filtre karşılaştırıldığında hanning filtrenin çok düşük frekanslarda yani 0,005 çç/mm'den küçük frekanslarda yumuşatma etkisinin daha fazla olduğu görülmektedir. Bu nedenle de NNPS değeri bu bölgede daha büyüktür. 0.005çç/mm ile 0.025 çç/mm frekansları arasında butterworth filtrenin yumuşatma etkisinin daha fazla olduğu gözlenir. 0.025çç/mm frekansından sonra ise filtre etkisi kaybolmaya başlar. Görüntüler incelendiğinde ise hanning filtrenin yumuşatma etkisinin fazla olduğu gözlenir (şekil 4.46).

Şekil 4.47'de aynı sayımda tomografik ve planar görüntülerin NNPS değerleri karşılaştırılmaktadır. Buradan da görüldüğü gibi tomografik kesit görüntülerinde gürültü koreledir. Tomografik görüntülerde nyquist frekansı 0.1 çç/mm, planar çalışmalarda ise 0.25 çç/mm'dir.

Çizelge 4.24'te aynı sayımdaki planar ve tomografik kesit görüntülerinden ölçülen varyans değerleri bulunmaktadır. Buradan da görüldüğü gibi planar çalışmalardaki varyans değeri tomografik çalışmalardakinden daha düşüktür.

Sistem performansına farklı matrislerin etkisi incelendiğinde matris boyutu arttıkça sistemin detekte ettiği foton sayısı azalmıştır. Bu durum şekil 4.49-4.51'den gözlenebilir. Ayrıca çizelge 4.25 incelendiğinde de azalmanın sabit olduğu gözlenmektedir. Bunun nedeni ise MTF değerindeki azalımdır.

KAYNAKLAR

- Bath, M. 2003. Imaging Properties of Digital Radiographic Systems. 94p. Sweden.
- Bor, D. 1990. Gama Kameraların Çalışma Prensipleri ve Kalite Kontrol Yöntemleri. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) yayını, 112 s., Ankara
- Bringham, O.E. 1980. The Fast Fourier Transform. Prentice Hall, 473 p. New York, USA
- Cunningham, I.A. and Shaw, R. 1999. Signal-to-noise optimization of medical imaging systems 621-632p.
- Dobbins III, J. T., Ergun, D.L., Rutz, L., Hinshaw, D.A., Blume, H. and Clark, C.D. 1995. DQE(f) of four Generations of Computed Radiography.
- Flynn, M. J. and Samei, E. 1999. Experimental Comparison of Noise and Resolution for 2k and 4k Storage Phosphor Radiography Systems. Med. Phys., 26(8), 1612-1623.
- Giger, M. L., Doi, K. and Fujita, H. 1986. Investigation of Basic Imaging Properties in Digital Radiography. 7. Noise Wiener Spectra of II-TV Digital Imaging Systems. Med. Phys., 13(2), 131-138.
- Graham, L.S., Fahey, F. H., Madsen, M.T., van Aswegen, A. and Yester, M.V. 1995 Quantification of SPECT Performance: Report of Task Group 4, Nuclear Medicine Committiet. Med. Phys., 22(4); 401-409.
- Gulberg, G.T. 1987. An analytical approach to quantify uniformity artifacts for circular and non circular detector motion in single photon emission computed tomography imaging. Med. Phys., 14; 105-114.
- Hamming, R. W. 1977. Digital Filters. Prentice Hall, 234p., New York, USA
- Herman, G. T. 1980. The Fundamentals of computerized tomography. Acamis Press, 480 p., England.
- Jan, J. 2006. Medical Image Processing, Reconstruction & Restoration. Boca Raton, FL: Taylor Francis., 9-19p., 245-282p.
- Krane, S. K. 1988. Introductory nuclear physics Vol 1. John Wiley & sons, Inc., 404p., USA
- Maalej, N. 2005. Simple Procedures for Image Quality Assurance and Dose Reduction in Mammography
- Macovscy, A. 1983. Medical Imaging Systems. Prentice- Hall Inc. 256p., Englewood Cliffs, N. J., USA
- Manglos, S. H., Thomas, F. D. and Capone, R. B. 1991. Attenuation compensation of cone beam SPECT images using maximum likelihood reconstruction. IEEE Trans. Med. Imaging, 10; 66-73.
- Marshall, N. W., Faulkner, K., Busch, H.P., Marsh D.M. and Pfenning, H. 1995. A comparison of two methods for estimating effective dose in abdominal radiology. Radiat Prot Dosim., 57, 367-369.
- 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. Aspen Publishers, Inc., 545p., 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.
- Workman, A. and Brettle, D.S. 1997. Physical performance measures of radiographic imaging systems

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Çiğdem DUMAN

Doğum Yeri : Kırşehir

Doğum Tarihi : 13 / 05 / 1982

Medeni Hali : Bekâr

Yabancı Dili : İngilizce (Çok İyi)

Eğitim Durumu

Lise : Mamak Anadolu Lisesi (2000)

Lisans : Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi

Fizik Mühendisliği Bölümü (2004)

Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı (Eylül 2004–Kasım 2007)