

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BİRLEŞİK BİLGİSAYARLI TEK FOTON EMİSYON
TOMOĞRAFİSİ/BİLGİSAYARLI TOMOĞRAFİ (SPECT/CT) İLE BİRLEŞİK
POZİTRON EMİSYON TOMOĞRAFİSİ/BİLGİSAYARLI TOMOĞRAFİ
(PET/CT) SİSTEMLERİNDE TOMOĞRAFİK GÖRÜNTÜLERE SİSTEM
YAZILIM PARAMETRELERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

HİKMAT OSMAN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

ANKARA

2015

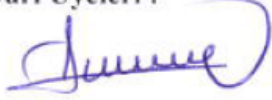
Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Hikmat OSMAN tarafından hazırlanan "**Birleşik Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi / Bilgisayarlı Tomografi (SPECT/CT) ile Birleşik Pozitron Emisyon Tomografisi / Bilgisayarlı Tomografi (PET/CT) Sistemlerinde Tomografik Görüntülere Sistem Yazılım Parametrelerinin Etkisinin İncelenmesi**" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı / Sağlık Fiziki Programında **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç.Dr.Turan OLĞAR

Jüri Üyeleri :



Doç. Dr. Turan OLĞAR

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü



Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü



Doç. Dr. Bengül GÜNALP

Gülhane Askeri Tıp Akademisi Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BİRLEŞİK BİLGİSAYARLI TEK FOTON EMİSYON TOMOĞRAFİSİ/BİLGİSAYARLI TOMOĞRAFİ (SPECT/CT) İLE BİRLEŞİK POZİTRON EMİSYON TOMOĞRAFİSİ/BİLGİSAYARLI TOMOĞRAFİ (PET/CT) SİSTEMLERİNDE TOMOĞRAFİK GÖRÜNTÜLERE SİSTEM YAZILIM PARAMETRELERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Hikmat OSMAN

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Turan OLĞAR

Nükleer Tıp görüntüleri organ metabolik düzensizliklerin saptanması ile ilgili önemli bilgi sağlar. Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografi (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) ve Pozitron Emisyon Tomografisi (Positron Emission Tomography, PET) sistemleri bu amaç için kullanılan başlıca sistemlerdir. Nükleer tıp uygulamalarında hastalığın doğru teşhisini sağlayan optimum görüntü kalitesi için bu sistemlerin kalite kontrol ve performans testlerinin yapılması gereklidir. Bu çalışmanın amacı, nükleer tıp görüntüleme sistemlerinde kullanılan tomografik görüntü oluşturma yöntemleri ve görüntü işleme parametrelerinin görüntü kalitesine etkisinin araştırılmasıdır. Bu amaç doğrultusunda tomografik görüntüler, bir SPECT ve bir PET sistemi kullanılarak farklı performans ölçüm fantomları (Jaszczak, Hoffman 3-D Beyin Fantomu) aracılığıyla filtre geriye projeksiyon (Filtered Back Projection, FBP) ve tekrarlayıcı (3D-Ordered Subset Expectation Maximization, OSEM) kesit görüntüsü elde etme yöntemleri ve farklı görüntü işleme parametreleri (filtre, tekrar sayısı, alt grup sayısı, filtre genişliği ve büyütme faktörü) kullanılarak oluşturulmuştur. Foton azalım düzetmesi için, SPECT ve PET sistemleri ile birleşik olarak kullanılan bilgisayarlı tomografi (BT) sistemlerinden elde edilen transmisyon görüntüleri kullanılmıştır. Farklı parametre ile oluşturulmuş her görüntü üzerinde % rms, kontrast, homojenite, kontrast gürültü oranı (Contrast to Noise Ratio, CNR), radyoaktif tutulum oranı (Radioactivity Concentration Ratio, RCR) ve tomografik uzaysal ayırma gücü (FWHM) ölçülmüştür. Ölçümler sonucunda, uzaysal ayırma gücünün ve kontrastın PET sisteminde SPECT sistemine göre daha yüksek olduğu, 3D-OSEM tekrarlayıcı teknikte ise 4-6 tekrar ve 8-16 alt grup seçiminin kabul edilebilir bir görüntü kalitesi için optimum olduğu sonucuna varılmıştır.

2015, 131 sayfa

Anahtar Kelimeler: Nükleer tıp, Görüntü Kalitesi, Algoritma, Filtre, Foton azalımı, Jaszczak, Hoffman, NEMA, Uzaysal ayırma gücü, Kontrast, Gürültü, Homojenite.

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION OF THE SYSTEM SOFTWARE PARAMETERS EFFECTS ON THE TOMOGRAPHIC IMAGES IN THE COMBINED SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY/ COMPUTED TOMOGRAPHY (SPECT/CT) AND COMBINED POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY/ COMPUTED TOMOGRAPHY (PET/CT) SYSTEMS

Hikmat OSMAN

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Health Physics Master Program

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Turan OLGAR

Nuclear medicine images provides important information about metabolic abnormality of the organs. SPECT and PET systems are the main imaging systems using for this purpose. Quality control and performance tests of these systems are necessary for the optimum image quality required for correct diagnosis in nuclear medicine applications. The aim of this study is to investigate effect of tomographic image reconstruction methods and different image processing algorithms on tomographic image quality. for this purpose, tomographic images were reconstructed by using both filtered back projection and 3D-OSEM tomographic images reconstruction methods and different image processing parameters like filter, iteration number, subset number, filter width and zoom factor and different performance measurement phantoms (Jaszczak, Hoffman 3D- Brain phantom) for each SPECT and PET imaging systems. For foton attenuation correction in both SPECT and PET, CT transmission images were used. Relative noise (% rms – %root mean square), contrast, homogeneity, contrast- noise ratio (CNR), radioactivity concentration ratio and spatial resolution were measured for each tomographic image formed by using different prameters. As a result of the measurements, the spatial resolution and contrast in the PET system were better than that in SPECT system and 4-6 iterations and 8-16 subsets for 3D-OSEM method were observed as the optimum choice for acceptable image quality.

2015, 136 pages

Key words: Nuclear medicine, image quality, Algorithm, Filter, Photon attenuation, Jaszczak, Hoffman, NEMA, Spatial resolution, contrast, Noise, Uniformity.

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarımda bana araştırma olanağı sağlayan, yönlendiren ve geniş hoőgörüsü ile destek veren çalıőmamın her aşamasında engin bilgi, danışman hocam Sayın Doç. Dr. Turan OLGAR'a öneri ve yardımlarını esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a, çalıőmalarım süresince desteklerinden dolayı, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde Asena YALÇIN'a ve Őule KAYA'ya, Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde nükleer Tıp bölümünde çalıőanlara özellikle arkadaőım Sayın İsmail FINDIKLI'ya, benden manevi desteklerini esirgemeyerek her zaman beni destekleyen babam Sayın İbrahim OSMAN'a, annem Sayın Emine OSMAN'a ve Eőim Sayın Suzan OSMAN'a, sonsuz minnet ve teőekkürlerimi sunarım.

Hikmat OSMAN

Ankara, 2015

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
SİMGELER DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
ÇİZELGELERİN DİZİNİ	xx
1.GİRİŞ.....	1
2.KURUMSAL TEMELLER.....	3
2.1 PET Sisteminin Genel Prensipleri	3
2.1.1 Pozitron Anihilasyon Olayı :	3
2.1.2 Anihilasyon Fotonların Deteksiyonu :	4
2.1.3 Farklı Çakışmalar :	4
2.2 PET Sisteminin Dedektör Özellikleri	6
2.3 Puls Yükseklik Analizörü	7
2.4 Fotoçoğaltıcı Tüpler	8
2.5 PET Sisteminin Detektör Tasarım Özellikleri.....	10
2.6 BT(Bilgisayarlı Tomografi) Sistemi	12
2.7 BT Sistemin Tasarım Özellikleri.....	13
2.8 PET/ BT Sistemleri.....	14
2.9 SPECT Sistemi.....	13
2.9.1 SPECT Sisteminin Genel Prensipleri.....	16
2.9.2 SPECT Sistemlerinin Tasarım Özellikleri.....	17
2.9.3 SPECT Sisteminde Tomografik Bilgilerin Toplanması	19
2.10 Tomografik Bilgilerin Gösterilmesi	23
2.11 Tomografik Görüntülerin Filtrasyonu	25
2.12 Tomografik Görüntülerin Elde Edilmesinde Kullanılan Matematiksel Yöntemler	29
2.12.1 Projeksiyon İşlemi	31
2.12.2 Geriye Projeksiyon Yöntemi	33

2.12.3 Filtre Geriye Projeksiyon Yöntemi (Filtered Backprojection- FBP).....	36
2.12.4 Tekrarlayıcı (Iterative) Yöntemler	37
2.13 Tomografik Görüntü kalitesine Etki Eden Faktörler	42
2.13.1 Gürültü.....	42
2.13.2 Saçılan Fotonlar	43
2.13.3 Foton Azalımı.....	45
2.13.4 Foton Azalımının Düzeltmesi	46
2.14 SPECT Sistemin Performans Özellikleri.....	49
2.14.1 Homojenite.....	49
2.14.2 Uzaysal Ayırma Gücü.....	51
2.15 PET Sistemin Performans Özellikleri.....	52
2.15.1 Uzaysal ayırma gücü.....	52
2.15.2 Tesadüfi Sayım Hızı.....	53
2.15.3 Hassasiyet.....	54
2.15.4 Foton azalımı.....	54
2.15.5 Radyoaktif azalım.....	55
2.15.6 Saçılan ışınlar.....	55
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	56
3.1 Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri.....	56
3.1.1 Siemens Biograph 6 True Point PET/CT.....	56
3.1.2 GE İnfinia Hawkeye 4 SPECT/CT.....	57
3.2 Çalışmalarda Kullanılan Deney Donanımları.....	58
3.2.1 Hoffman 3D Beyin Fantomu (Model BR/3D/P).....	58
3.2.2 JASZCZAK Fantomu (Model ECT/DLX/P)	59
3.2.3 ⁶⁸ Ge Çubuk Kaynak Fantomu (⁶⁸ Ge Rod Source).....	60
3.2.4 NEMA PET Scatter Fantomu (PET/NEMA-SCT/P)	60
3.2.5 ⁶⁸ Ge PET Silindirik Fantomu.....	61
3.3 Çalışmalarda Gerçekleştirilen Testler	62
3.4 JASZCZAK Fantomu ile Yapılan Çalışmalar.....	62
3.5 Hoffman Beyin Fantomu ile Yapılan çalışmalar	63
3.6 ⁶⁸ Ge Çubuk Kaynağı ile Yapılan Çalışmalar.....	63
3.7 Doldurulabilir Çubuk Kaynağı ile Yapılan Çalışmalar.....	63
3.8 NEMA PET Scatter Fantomu ile Yapılan Çalışmalar	64

3.9 ⁶⁸Ge PET Silindirik Fantomu ile Yapılan Çalışmalar	64
3.10 Çalışmada Yapılan Ölçümler	65
3.10.1 Hoffman Fantomu ile Yapılan Ölçümler	65
3.10.2 Jaszczak Fantomu ile Yapılan Ölçümler	67
3.10.3 ⁶⁸Ge Fantomu ile Yapılan Ölçümler	68
4. BULGULAR	69
4.1 PET/BT Sisteminin Analizi	69
4.1.1 Jaszczak Fantomu ile Elde Edilen Bulgular	71
4.1.2 Hoffman Fantomu ile Elde Edilen Bulgular	89
4.2 SPECT/BT Sisteminin Analizi	100
4.2.1 Jaszczak Fantomu ile Elde Edilen Bulgular	101
4.2.2 Hoffman Fantomu ile Elde Edilen Bulgular	117
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	129
KAYNAKLAR	133
ÖZGEÇMİŞ	137

SİMGELER DİZİNİ

PET	Pozitron Emisyon Tomografisi (Positron Emission Tomography)
LOR	Yanıt Çizgisi (Line Of Response)
PHA	Puls Yükseklik Analizörü (Pulse Hight Analyser)
LLD	Alt Seviye Ayırıcısı (Low Level Discriminator)
ULD	Üst seviye Ayırıcısı (High Level Discriminator)
ΔE	Pencere Genişliği
Z_{eff}	Etkin Atom Numarası
NaI(Tl)	Talyum Katkılı Sodyum İyodür Kristali
BGO	Bizmut Germanat
BaF ₂	Baryum Florür
GSO	Gadolinyum Oksit Sülfat
LSO	Lutesyum Oksit Sülfat
YSO	İtriyum Oksit Sülfat
CsI(Tl)	Talyum Katkılı Sezyum İyodür Kristali
μ	Lineer azalım katsayısı
HU	Hounsfield Numaraları (Hounsfield Units)
SPECT	Tek Fonton Bilgisayarlı Emisyon Tomografisi (Single Photon Emission Computed Tomography)
CT	Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)
MR	Manyetik Rezonans (Magnetic Resonance)
ECT	Emisyon Bilgisayarlı Tomografisi (Emission Computed Tomography)
FOV	Görüş Alanı (Field of View)
PMT	Fotoçoğaltıcı Tüp (Photomultiplier Tube)
f_c	Kesim Frekansı
n	Güç Faktörü

γ	Gama Işını
FBP	Filtre Geriye Projeksiyon (Filtered Back Projection)
OSEM	Sıralı Altgrup Beklenti Maksimizasyonu (Ordered Subset Expectation Maximization)
MLEM	Maksimum Olasılık Beklenti Maksimizasyonu (Maximum Likelihood Expectation Maximization)
rms	Ortalama Karekökü (root mean square)
SD	Standart Sapma (Standard Deviation)
Mean	Ortalama(Piksel ortalama sayımı)
C	Kontrast
BG	Background
Lez	Lezyon
NEMA	N ational E lectrical M anufacturers A ssociation
ROI	İlgili Alan (Region Of Interest)
FWHM	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (Full Width at Half Maximum)
E_0	Fotopik Enerjisi
N	Detekte Edilen Foton Sayısı
N_0	Kaynaktan Salınan Foton Sayısı
RCR	Radyoaktivite Tutulum Oranı (Radioactivity Concentration Ratio)
GM	Gri Madde (Grey Matter)
WM	Beyaz Madde (White Matter)
CSF	Beyin Omurilik Sıvısı (Cerebrospinal Fluid)
CNR	Kontrast-Gürültü Oranı (Contrast Noise Ratio)
HBP	Hoffman Beyin Fantomu (Hoffman Brain Phantom)
Ls	Düşük Sayım İstatistiği (Low statistics)
Hs	Yüksek Sayım İstatistiği (High statistics)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Pozitron anihilasyon fotonlarının oluşumu.....	3
Şekil 2.2 PET sisteminde kullanılan eş zaman sayım devresi	4
Şekil 2.3 PET sisteminde çakışma türleri	5
Şekil 2.4 Puls yükseklik analizörü (PHA)	8
Şekil 2.5 Fotoçoğaltıcı tüp yapısı	9
Şekil 2.6 NaI(Tl) kristali PMT üzerine yerleştirilmesi.....	9
Şekil 2.7 8x8 detektör elemanı içeren blok detektör tasarımı.....	10
Şekil 2.8 Foto tüplerin kristallere bağlantısı.....	10
Şekil 2.9 Fotoçoğaltıcı tüplerin blok detektörlere bağlanması.....	10
Şekil 2.10 Blok detektörler yan yana ring şeklinde yerleştirilmesi	10
Şekil 2.11 PET sisteminin farklı detektör konfigürasyonları.....	11
Şekil 2.12 X-ışınları hastadan geçtikten sonra detektörlerde detekte edilmesi	12
Şekil 2.13 Görüntülerin HU numaralarına çevrilmesi.....	13
Şekil 2.14 Standart BT sistemin parçaları	13
Şekil 2.15 Spiral BT sistemi	14
Şekil 2.16 Siemens biograph6 PET/BT sistemi.....	15
Şekil 2.17 PET/BT sistem içeriği.....	16
Şekil 2.18 Çift detektörlü SPECT sistemi.....	17
Şekil 2.19 SPECT sistemlerinin farklı tasarımları.....	18
Şekil 2.20 SPECT sisteminde kesit görüntülerinde görüş alanının detektör şekline bağlı olarak değişimi.....	18
Şekil 2.21 SPECT sistemlerin kolimatörleri.....	20
Şekil 2.22 SPECT sisteminde detektör pozisyonları.....	21
Şekil 2.23 SPECT kamera orbit şekilleri.....	22
Şekil 2.24 Projeksiyon işlemi sonucunda yıldız artefaktların oluşumu.....	22

Şekil 2.25 Noktasal kaynak için farklı açılardan alınan projeksiyon bilgileri sinogram ile gösterilmesi.....	24
Şekil 2.26 Noktasal kaynak için farklı açılardan alınan projeksiyon bilgileri linogram ile gösterilmesi.....	25
Şekil 2.27 Ramp filtresi	26
Şekil 2.28 Butterworth filtresi.....	27
Şekil 2.29 Hanning filtresi	27
Şekil 2.30 Hamming filtresi	28
Şekil 2.31 Gauss filtresi	29
Şekil 2.32 Belirli bir açıda (θ) projeksiyon bilgilerin toplanması.....	30
Şekil 2.33 3x3 kesit görüntüsü.....	31
Şekil 2.34 256x265 Shep-logan fantomun kesit görüntüsü.....	31
Şekil 2.35 2x3 Sinogram için geriye projeksiyon işlemi.....	34
Şekil 2.36 $\theta = 0^\circ$ için aynı projeksiyon olmasına rağmen elde edilen farklı görüntüler.....	35
Şekil 2.37 Farklı projeksiyon sayısı ile alınan görüntüler	35
Şekil 2.38 Farklı açılarda projeksiyon bilgileri toplanması ve geriye yansıtılması.....	36
Şekil 2.39 Geriye projeksiyon tekniğinde filtre işlemi	37
Şekil 2.40 Cebirsel tekniğinin (ART) çalışma prensibi.....	40
Şekil 2.41 Tekrarlayıcı tekniğinde altgrup sayısı (subset) işlemi yapılması	42
Şekil 2.42 Pencere yöntemi ile foton saçılımının düzeltilmesi.....	44
Şekil 2.43 Homojen bir görüntüde foton azalmanın etkisi.....	46
Şekil 2.44 Dört farklı açıda piksele uygulanacak düzeltme faktörlerin belirlenmesi....	48
Şekil 2.45 PET/BT sisteminde alınan homojenite görüntüsü.....	50
Şekil 2.46 Noktasal kaynak ile ayırma gücünün nümerik olarak değerlendirilmesi.....	51
Şekil 2.47 Uzaysal ayırma gücünün mesafe ile değişmesi	52
Şekil 3.1 Siemens Biograph 6 True Point PET/BT.....	57
Şekil 3.2 GE infinia hawkeye 4 SPECT/BT.....	58

Şekil 3.3 Hoffman 3D beyin fantomu (model BR/3D/P).....	59
Şekil 3.4. Deluxe Jaszczak fantomu (model ECT/DLX/P).....	60
Şekil 3.5 ⁶⁸ Ge çubuk kaynak fantomu.....	60
Şekil 3.6 NEMA PET scatter fantomu (PET/NEMA-SCT/P), ⁶⁸ Ge silindirik PET fantomu	61
Şekil 3.7 PET/BT ve SPECT/BT sistemlerinde görüntü toplama aşaması.....	64
Şekil 3.8 RCR , kontrast ve % rms ölçmek üzere kullanılmış Hoffman fantomunun görüntüsü.....	66
Şekil 3.9 Gürültü ve kontrast hesaplamalarında kullanılan kesit görüntüleri.....	67
Şekil 4.1 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları.....	71
Şekil 4.2 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem , farklı filtreler için hesaplanan % rms sonuçları.....	72
Şekil 4.3 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan CNR sonuçları.....	72
Şekil 4.4 PET, Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları.....	73
Şekil 4.5 PET, Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan % rms sonuçları.....	73
Şekil 4.6 PET, Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan CNR sonuçları.....	74
Şekil 4.7 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan kontrast sonuçları (256x256 matris, Hanning filtre).....	74
Şekil 4.8 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan % rms sonuçları (256x256 matris, Hanning filtre).....	75
Şekil 4.9 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan CNR sonuçları (256x256 matris, Hanning filtre).....	75
Şekil 4.10 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan kontrast sonuçları (168x168 matris, Gauss filtre-5mm).....	76
Şekil 4.11 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan % rms sonuçları (168x168 matris, Gauss filtre-5mm).....	76

Şekil 4.12 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan CNR sonuçları (168x168 matris, Gauss filtre-5mm).....	77
Şekil 4.13 PET, Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapları ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları.....	77
Şekil 4.14 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı lezyon çapları ve filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları.....	78
Şekil 4.15 PET, Jaszczak fantomu, FBP yöntemi, farklı lezyon çapları ve filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları.....	78
Şekil 4.16 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı lezyon çapları ve tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları.....	79
Şekil 4.17 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı lezyon çapları ve altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları.....	79
Şekil 4.18 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı lezyon çapı ve görüntü toplama parametreleri için hesaplanan kontrast sonuçları	80
Şekil 4.19 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları.....	80
Şekil 4.20 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan % rms sonuçları.....	81
Şekil 4.21 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan CNR	81
Şekil 4.22 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları.....	82
Şekil 4.23 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan % rms sonuçları.....	82
Şekil 4.24 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan CNR sonuçları.....	83
Şekil 4.25 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtre genişliği için hesaplanan kontrast sonuçları.....	83
Şekil 4.26 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtre genişliği için hesaplanan % rms sonuçları.....	84
Şekil 4.27 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtre genişliği için hesaplanan CNR sonuçları.....	84

Şekil 4.28 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı zoom için hesaplanan kontrast sonuçları.....	85
Şekil 4.29 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı zoom için hesaplanan % rms sonuçları.....	85
Şekil 4.30 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı zoom için hesaplanan CNR sonuçları.....	86
Şekil 4.31 PET, Jaszczak fantomu, farklı filtreler için alınmış görüntüler, FBP yöntemi (üst), tekrarlayıcı yöntem (alt).....	86
Şekil 4.32 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı (üst), altgrup sayısı (subset)(orta) ve filtre genişliği(alt) ile alınmış görüntüler.....	87
Şekil 4.33 PET, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı zoom için alınmış görüntüler.....	88
Şekil 4.34 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları.....	89
Şekil 4.35 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan % rms sonuçları.....	89
Şekil 4.36 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan RCR sonuçları.....	90
Şekil 4.37 PET, Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları.....	90
Şekil 4.38 PET, Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan % rms sonuçları.....	91
Şekil 4.39 PET, Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan RCR sonuçları.....	91
Şekil 4.40 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan kontrast sonuçları (256x256 matris, Hanning filtre).....	92
Şekil 4.41 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan % rms sonuçları (256x256 matris, Hanning filtre).....	92
Şekil 4.42 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan RCR sonuçları (256x256 matris, Hanning filtre).....	93
Şekil 4.43 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan kontrast sonuçları (168x168 matris, Gauss filtre-5mm).....	93

Şekil 4.44 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan % rms sonuçları (168x168 matris, Gauss filtre-5mm)	94
Şekil 4.45 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı sayım istatistiği için hesaplanan RCR sonuçları (168x168 matris, Gauss filtre-5mm).....	94
Şekil 4.46 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları.....	95
Şekil 4.47 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan % rms sonuçları.....	95
Şekil 4.48 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan RCR değerleri.....	96
Şekil 4.49 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları.....	96
Şekil 4.50 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan % rms sonuçları.....	97
Şekil 4.51 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan RCR sonuçları.....	97
Şekil 4.52 PET, Hoffman fantomu, farklı filtreler için alınmış görüntüler, FBP yöntemi (üst), tekrarlayıcı yöntemi (alt).....	98
Şekil 4.53 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için alınmış görüntüler.....	98
Şekil 4.54 PET, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için alınmış görüntüler.....	99
Şekil 4.55 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları.....	101
Şekil 4.56 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan % rms sonuçları.....	101
Şekil 4.57 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan CNR sonuçları.....	102
Şekil 4.58 SPECT, Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları.....	102
Şekil 4.59 SPECT, Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan % rms sonuçları.....	103

Şekil 4.60 SPECT, Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan CNR sonuçları.....	103
Şekil 4.61 SPECT, Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapları ve kesit elde etme yöntemleri için kontrast sonuçları.....	104
Şekil 4.62 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı lezyon çapları ve filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları.....	104
Şekil 4.63 SPECT, Jaszczak fantomu, FBP yöntemi, farklı lezyon çapları ve filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları.....	105
Şekil 4.64 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı lezyon çapları ve tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları.....	105
Şekil 4.65 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı lezyon çapları ve altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları.....	106
Şekil 4.66 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem , farklı tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları.....	106
Şekil 4.67 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan % rms sonuçları.....	107
Şekil 4.68 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan CNR sonuçları.....	107
Şekil 4.69 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları.....	108
Şekil 4.70 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan % rms sonuçları.....	108
Şekil 4.71 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan CNR sonuçları.....	109
Şekil 4.72 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtre genişliği için hesaplanan kontrast sonuçları.....	109
Şekil 4.73 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı, filtre genişliği için hesaplanan % rms sonuçları.....	110
Şekil 4.74 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtre genişliği için hesaplanan CNR sonuçları.....	110
Şekil 4.75 SPECT, Jaszczak fantomu, FBP yöntemi, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan kontrast sonuçları.....	111

Şekil 4.76 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan kontrast sonuçları,	111
Şekil 4.77 SPECT, Jaszczak fantomu, FBP yöntemi, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan % rms sonuçları.....	112
Şekil 4.78 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan % rms sonuçları.....	112
Şekil 4.79 SPECT, Jaszczak fantomu, FBP yöntemi, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan CNR sonuçları.....	113
Şekil 4.80 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan CNR sonuçları	113
Şekil 4.81 SPECT, Jaszczak fantomu, FBP yöntemi, BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan kontrast sonuçları.....	114
Şekil 4.82 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntemi BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan kontrast sonuçları	114
Şekil 4.83 SPECT, Jaszczak fantomu, FBP yöntemi, BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan % rms sonuçları.....	115
Şekil 4.84 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan % rms sonuçları.....	115
Şekil 4.85 SPECT, Jaszczak fantomu, FBP yöntemi, BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan CNR sonuçları.....	116
Şekil 4.86 SPECT, Jaszczak fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan CNR sonuçları.....	116
Şekil 4.87 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları.....	117
Şekil 4.88: SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan % rms sonuçları.....	117
Şekil 4.89 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtreler için hesaplanan RCR sonuçları.....	118
Şekil 4.90 SPECT, Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları	118
Şekil 4.91 SPECT, Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan % rms sonuçları	119

Şekil 4.92 SPECT, Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan RCR sonuçları	119
Şekil 4.93 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları.....	120
Şekil 4.94 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan % rms sonuçları.....	120
Şekil 4.95 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı tekrar sayısı için hesaplanan RCR sonuçları.....	121
Şekil 4.96 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları.....	121
Şekil 4.97 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan % rms sonuçları.....	122
Şekil 4.98 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan RCR sonuçları.....	122
Şekil 4.99 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtre genişliği için hesaplanan kontrast sonuçları.....	123
Şekil 4.100 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı filtre genişliği için hesaplanan % rms sonuçları.....	123
Şekil 4.101 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, farklı, filtre genişliği için hesaplanan RCR sonuçları.....	124
Şekil 4.102 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan kontrast sonuçları.....	124
Şekil 4.103 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan % rms sonuçları.....	125
Şekil 4.104 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı güç faktörleri için hesaplanan RCR sonuçları.....	125
Şekil 4.105 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan kontrast sonuçları.....	126
Şekil 4.106 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan % rms sonuçları.....	126
Şekil 4.107 SPECT, Hoffman fantomu, tekrarlayıcı yöntem, BW filtresinin farklı kesim frekansları için hesaplanan RCR sonuçları.....	127

Şekil 4.108 Jaszczak fantomu, PET/BT sistemi (üst), SPECT/BT sistemi (alt), azalım düzeltmeli (sol), azalım düzeltmesiz (orta), fark görüntüsü (sağ).....128

ÇİZELGELERİN DİZİNİ

Çizelge 2.1 Bazı katı sintilasyon dedektörler ve özellikleri	6
Çizelge 3.1 PET/BT ve SPECT/BT sistemlerinde ölçümlerin gerçekleştirildiği protokoller	62
Çizelge 3.2 SPECT/BT sisteminde görüntüleri göstermek için hekimlerin kullandıkları ve hazır bulunan protokoller	63
Çizelge 4.1 Farklı görüntü matris boyutları ölçülmüş uzaysal ayırma gücü sonuçları..	69
Çizelge 4.2 PET/BT sisteminin uzaysal ayırma gücü (hava ve saçıcı ortam) ve homojenite sonuçları	69
Çizelge 4.3 PET/BT sisteminin farklı filtreler için hesaplanan uzaysal ayırma gücü sonuçları	69
Çizelge 4.4 PET/BT sisteminin görüş alanının (FOV) farklı noktalarında uzaysal ayırma gücü sonuçları (Matris boyutu: 256x256, tekrarlayıcı (3D-OSEM)..	70
Çizelge 4.5 PET/BT sisteminin farklı parametreler için hesaplanan uzaysal ayırma gücü değerleri	70
Çizelge 4.6 PET/BT sisteminde Hoffman fantomu ve gerçek hastada (D.G) hesaplanan RCR sonuçları	71
Çizelge 4.7 SPECT/BT sisteminin planar uzaysal ayırma gücü sonuçları (Matris boyutu: 1024x1024, piksel boyutu: 0.3 mm, Hanning filtre, Tekrarlayıcı (3D-OSEM))	100
Çizelge 4.8 SPECT/BT sisteminin tomografik (hava ve saçıcı ortam) uzaysal ayırma gücü sonuçları	100
Çizelge 4.9 SPECT/BT sisteminin Homojenite sonuçları	100
Çizelge 4.10 PET/BT ile SPECT/BT sistemlerin karşılaştırılması	127

1.GİRİŞ

Tıpta hastalıkların teşhisinde görüntüleme yöntemleri çok önemli bir yere sahiptir. Genel radyolojik görüntüleme tekniklerinde anatomik bilgi elde edilirken, nükleer tıpta organlarla ilgili fonksiyonel bilginin elde edilmesi amaçlanır. Görüntüleme, hastaya verilen radyoaktif maddeden yayınlanan parçacıkların (pozitron) doku ile etkileşmesi sonucunda çıkan fotonların algılanması ve ölçülmesi temeline dayanır. Planar ve tomografik görüntülerin alınması ile hastaya ait bilgiler elde edilir. Bunun için gama kamera, bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) kullanılmaktadır. SPECT ve PET sistemlerinde, hastalığın doğru bir şekilde teşhisinin sağlanmasında görüntü kalitesi çok önemli bir yer tutmaktadır. Ancak nükleer tıpta görüntü kalitesi, foton azalımı, foton saçılması gibi fiziksel sebeplerin yanı sıra hasta hareketi ve kesitlerin elde edilmesinde tercih edilen matematiksel algoritmalar nedeniyle etkilenmektedir. Görüntü kalitesinin temini için görüntüleme sistemlerinin kalite kontrol ve performans testlerinin yapılması en öncelikli konulardandır. Görüntü kalitesini olumsuz etkileyen enstrümantasyon uyumsuzluğu ile ilgili sorunların görüntü işleme teknikleri ile belirli ölçüde giderilebilmesidir. Bunun yanı sıra uygun görüntü işleme teknikleri kullanılarak nümerik sonuçların elde edilmesi de mümkün olur. Görüntü işleme teknikleri en fazla görüntüdeki gürültünün azaltılması, keskinliğin ve ayırma gücünün iyileştirilmesi amacıyla uygun olarak yapılır. Ancak bu algoritmaların hatalı veya bilinçsiz kullanılması klinik incelemelerde yanlış teşhislere yol açabilir.

Bu çalışmanın amacı, Jaszczak ve Hoffman 3-D Brain fantomları kullanılarak SPECT ve PET sistemlerinde klinikte kullanılan görüntü işleme parametrelerinin ve kesit elde etme algoritmalarının görüntü kalitesine olan etkilerinin incelenmesidir. Bu amaçla, rölatif gürültü, homojenite, kontrast, kontrast-gürültü oranı (CNR) ve radyoaktivite tutulum oranı (RCR) gibi parametreler ölçülmüş ve klinikte kullanılan yazılım parametrelerinin doğruluğu araştırılmıştır. Çalışmalar Atatürk Araştırma ve Eğitim Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında, Siemens Biograph 6 True Point PET/CT ve GE Infinia Hawkeye 4 SPECT/CT sistemlerinde gerçekleştirilmiştir. Kesit görüntülerinin değerlendirilmesinde ImageJ yazılımı kullanılmıştır.

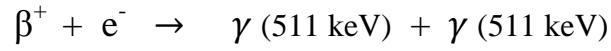
Tezin birinci bölümünde PET/CT ve SPECT/CT sistemlerinin kuramsal temelleri anlatılmıştır. Materyal ve Yöntem bölümünde tez çalışması sırasında görüntülerin elde edilmesi için kullanılan Jaszczak ve Hoffman fantomlarının özellikleri ve görüntünün elde edildiği PET/CT ve SPECT/CT sistemleri hakkında bilgiler verilmiştir. Bulgular bölümünde ise görüntü üzerinde yapılan değerlendirmeler sunulmuştur. Son bölümde ise tez çalışması boyunca elde edilen bulgular literatür ile karşılaştırılarak tartışılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

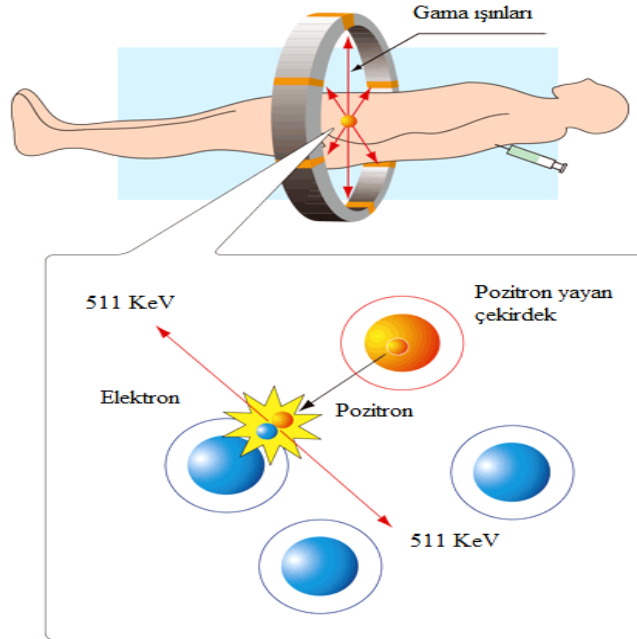
2.1 PET Sisteminin Genel Prensipleri

2.1.1 Pozitron Anihilasyon Olayı

Pozitron Emisyon Tomografi (PET), nükleer tıpta kullanılan bir görüntüleme sistemidir. Hastaya pozitron yayını yapan radyonüklitler enjekte edilir ve bu pozitronların vücut içerisinde elektronlarla etkileşmesi sonucunda meydana gelen anihilasyon fotonlarının dedeksiyonları sonucunda kaynak haline gelen organın görüntüsü elde edilir.



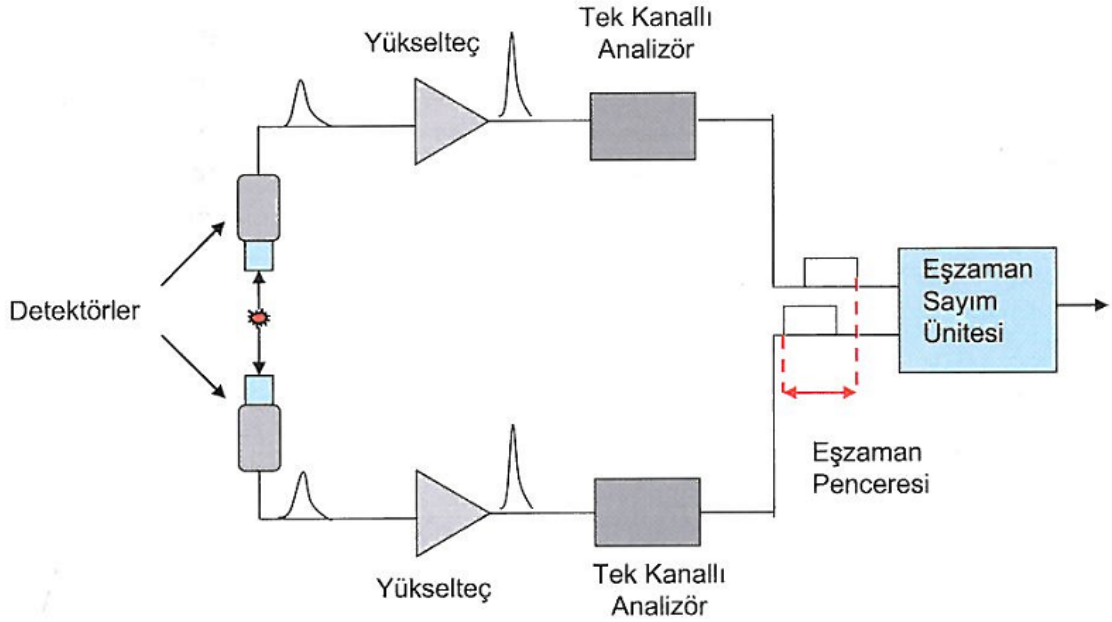
Pozitron tüm kinetik enerjisini çevre atomlara vererek yavaşlar ve ortamda bulunan bir elektron ile etkileşerek yok olur. Sonuçta elektron ve pozitron durgun kütle enerjilerine (511 keV) eşdeğer enerjide iki anihilasyon fotonu birbirleri ile ters yönde (180°) salınırlar (şekil 2.1). Ortaya çıkana anihilasyon fotonları karşılıklı detektörlerde detekte edilir. Anihilasyon fotonları iki detektör arasında “yanıt çizgisi” (Line Of Response - LOR) adı verilen düz bir çizginin herhangi bir noktasından çıkmışlardır [10].



Şekil 2.1 Pozitron anihilasyon fotonlarının oluşumu [33]

2.1.2 Anhilasyon Fotonların Deteksiyonu

PET sisteminin en önemli hususlarından bir tanesi, pozitron anihilasyonu sonucunda meydana gelen fotonların eşzamanlı olarak detekte edilmesidir. Bu amaç için tüm detektörler karşılıklı olarak yerleştirilmiştir ve bir eş zaman devresi kullanılır (şekil 2.2). Anihilasyon fotonlarının kristal ile etkileşmesi sonucunda dedektör çıkışında pulslar elde edilir. Bu pulsların genlikleri gelen fotoların enerjileri ile orantılıdır. Bu pulslar yükselteç içinde şekillendirildikten sonra mantık pulslarına çevrilip eş zaman devresine gönderilir. Mantık pulslarının üst üste gelmemeleri ve aynı anihilasyon olayına ait iki ayrı foton olarak kayıt edilmesi için eş zaman devre penceresi genişliği (τ) mümkün olduğu kadar dar seçilir [10].



Şekil 2.2 PET sisteminde kullanılan eş zaman sayım devresi [10]

2.1.3 Farklı Çakışma Olayları

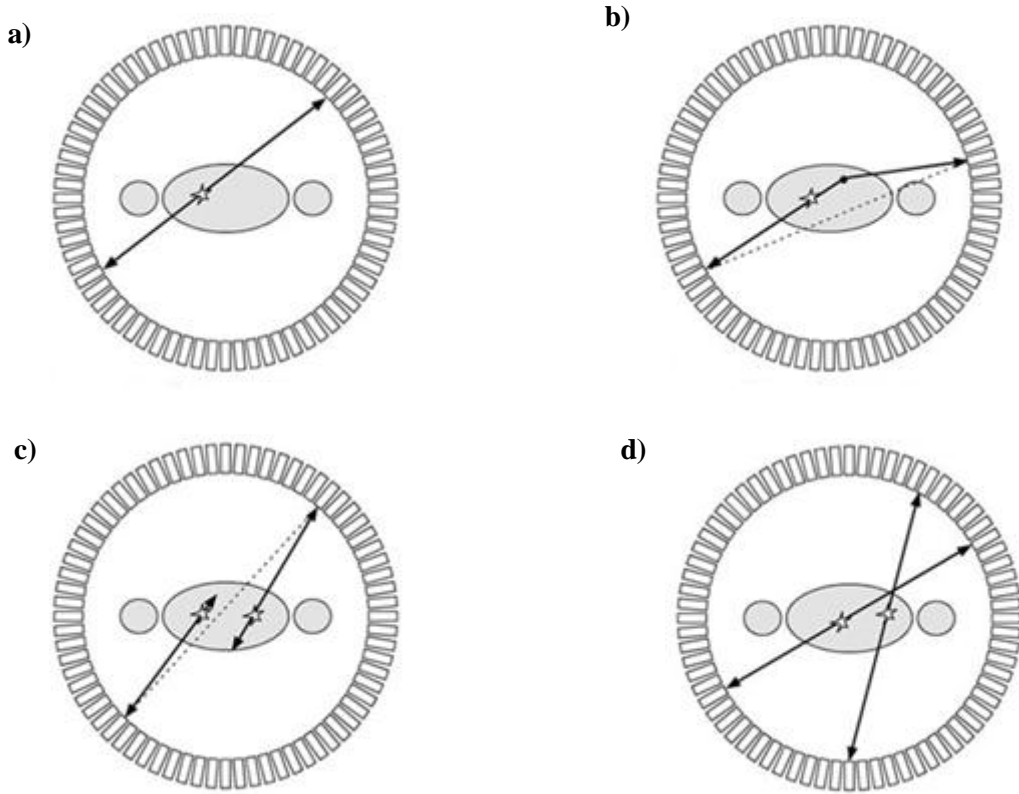
Kaynak içerisinde gerçek eş zamanlı anihilasyon fotonlarının salındığı çakışmalardan başka, çok sayıda farklı foton çakışma olaylarının da gerçekleşmesi mümkündür, Bunlar:

Gerçek çakışma : Bu tür çakışmada aynı anihilasyon olayına ait fotonlar eş zamanlı olarak kayıt edilir.

Saçılan radyasyon çakışması : Bu tür çakışmada aynı anihilasyon olayına ait fotonlardan bir tanesi saçılır, ancak yine de iki foton eş zamanlı olarak kayıt edilir.

Rastgele çakışma : Bu tür çakışmada aynı anihilasyon olayına ait olmayan iki foton saçıldıktan sonra eş zamanlı olarak kayıt edilir.

Çoklu çakışma : Bu tür çakışmada farklı anihilasyon olaylarına ait fotonlar farklı olay olarak ve eş zamanlı olarak kayıt edilir.



Şekil 2.3 PET sisteminde çakışma türleri : (a) gerçek çakışma , (b) saçılmış çakışma

(c) Rastgele çakışma , (d) Çoklu çakışma [32]

2.2 PET Sisteminin Dedektör Özellikleri

PET sistemlerinde kullanılacak sintilasyon dedektörleri ile ilgili çok sayıda çalışma bulunmakla beraber, PET teknolojisinde sadece birkaç tanesi yaygın olarak kullanılmaktadır. Sintilasyon dedektörleri ve bazı özellikleri çizelge 2.1 gösterilmektedir. PET sisteminde dedektör seçilirken aşağıdaki gibi bazı özelliklere dikkat edilmelidir.

- 1- 511 keV'li fotonlar için lineer durdurma gücü.
- 2- Sintilasyon sönüm (bozunma) süresi (decay time)
- 3- Gelen gama fotonların başına sintilatörden salınan sintilasyon fotonu sayısı
- 4- Dedektör ayırma gücü

Dedektör durdurma gücü, fotonların dedektör ortamındaki kat ettiği mesafeyi belirler ve bu mesafe dedektör materyalinin kütle soğurma katsayısına ve dolayısıyla yoğunluğuna ve etkin atom numarasına (Z_{eff}) bağlıdır.

Çizelge 2.1 Bazı katı sintilasyon dedektörler ve özellikleri [7]

Sintilatör	Etkin atom numarası (Z_{eff})	Yoğunluk (g/cm^3)	Sönüm süresi (ns)	Işık verimi (Işık foton sayısı/keV)	* $\mu(cm^{-1})$ /511 keV	*% Enerji ayırma gücü/511keV
NaI(Tl)	51	3,67	250	38	0,34	7,8
BGO	74	7,13	300	6	0,96	10
BaF2	54	4,89	0,6	2	0,44	11,4
GSO	59	6,71	50	10	0,67	9,5
LSO	66	7,40	40	29	0,87	10,1
YSO	34	4,53	70	46	0,39	12,5
CsI(Tl)	54	4,51	1000	52	0,483	4,53
LYSO	65	7,2	50	25	0,87	20

- $\mu(cm^{-1})$: lineer azalım katsayısı.
- % Enerji ayırma gücü % R = $[\Delta E/E] \times 100$

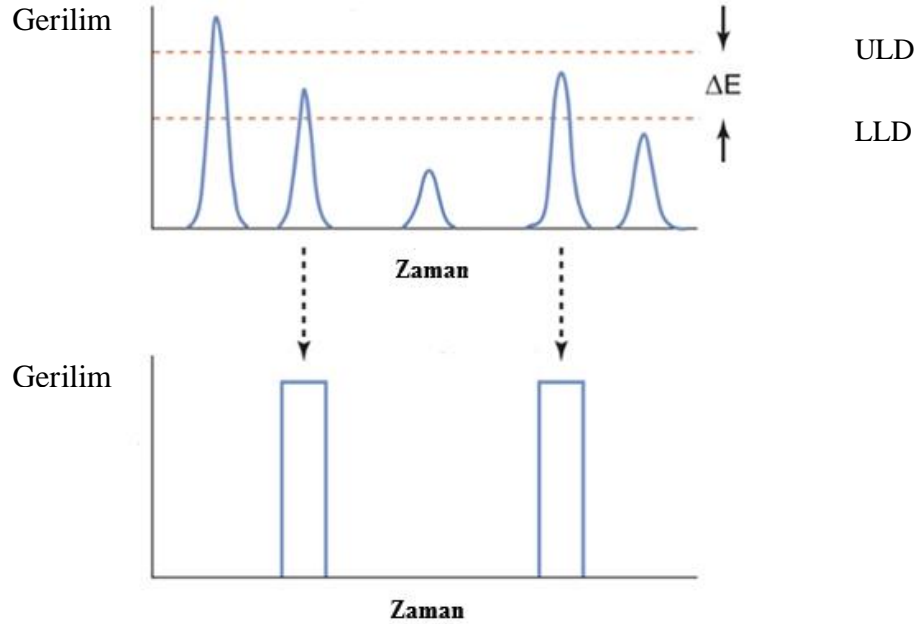
Kristal üzerine gelen anihilasyon γ fotonları kristal materyali (sintilatör) ile etkileşerek görünür bölgede ışık fotonların çıkmasına neden olur. Ortaya çıkan ışık fotonlarının dalga boyları kristalden kristale değişir ve kristal materyaline bağlıdır (Çizelge 2.1).

Daha önce bölüm 2.2’de bahsedildiği, seçilen sintilasyon kristallerinin 511 keV enerjideki anihilasyon fotonları durdurma gücü yüksek olmalıdır. Bunun için kristalin etkin atom numarasının ve yoğunluğunun yüksek olmasını gerektirir. Ayrıca kristalin gelen fotonlara çok çabuk yanıt verebilmesi gerekir. NaI(Tl) kristalinin ışık verimi (foton/keV) çok yüksek olup bozunum zamanı ise oldukça uzundur (250 ns) , ayrıca düşük yoğunluğu nedeniyle durdurma gücü BGO, LSO ve GSO ‘ya göre daha azdır . BGO kristali daha uzun bozunma zamanına sahiptir (300 ns) ve ışık verimi NaI(Tl) kristaline göre nispeten düşüktür [7], ancak durdurma gücü son derece yüksektir ve kullanıldığı PET sistemlerine yüksek hassasiyet kazandırır. Enerji ayırma gücünün kötü olması nedeniyle çok sayıda saçılan foton dedekte edilir, bu nedenle bazı sistemlerde dedektör önüne kolimatör görevi yapacak kurşun veya tungsten septalar yerleştirilmiştir. GSO kristali, PET incelemeleri için daha iyi özellikleri olan bir kristaldir. GSO kristali, LSO’ye göre daha düşük lineer durdurma gücü ($0.67 \text{ cm}^{-1}/511 \text{ keV}$) ve ışık verimi (10 foton/keV) olmasına rağmen daha iyi enerji ayırma gücüne sahiptir. LSO’nun temel bir problemi içeriğinde doğal bir radyoaktif izotop olan Lu-176 bulunmasıdır. Ancak PET sisteminde bir problem yaratmaz çünkü bu izotop tarafından salınan enerji 511 keV’den düşüktür [7] .

2.3 Puls Yükseklik Analizörü

Detektörden çıkan elektrik pulsları, yükselteçte şekillendirildikten sonra puls yükseklik analizörüne (Puls Height Analyser - PHA) gönderilir. PHA’de iki tane elektrik pencere bulunmaktadır, bunlar alt seviye ayırıcısı (LLD) ve üst seviye ayırıcısı (ULD)’dir (şekil 2.4) . Bu iki pencerenin arasına (ΔE) gelen pulslar geçer ve mantık pulslarına çevirilir. Başka bir ifade ile PHA belli bir aralıktaki gelen pulsların geçmesine izin verir. Genelde Radyasyon dedeksiyon detektörlerinde analizörün alt seviye ayırıcısı tam doğal fon seviyesinde ayarlanmaktadır. Nükleer tıpta görüntüyü oluşturacak elektrik sinyali organdan saçılan ışınları içermemelidir, bu nedenle analizör penceresi(ΔE) çok dar bir şekilde ayarlanır. Bu şekilde görüntü kalitesi artar, ancak bu

sefer dedeksiyon etkinliği azalır. PET sisteminde analizör pencere genişliği (ΔE) yaklaşık 350 – 650 keV ve pencere merkezi tam 511 keV'e ayarlanır [7].

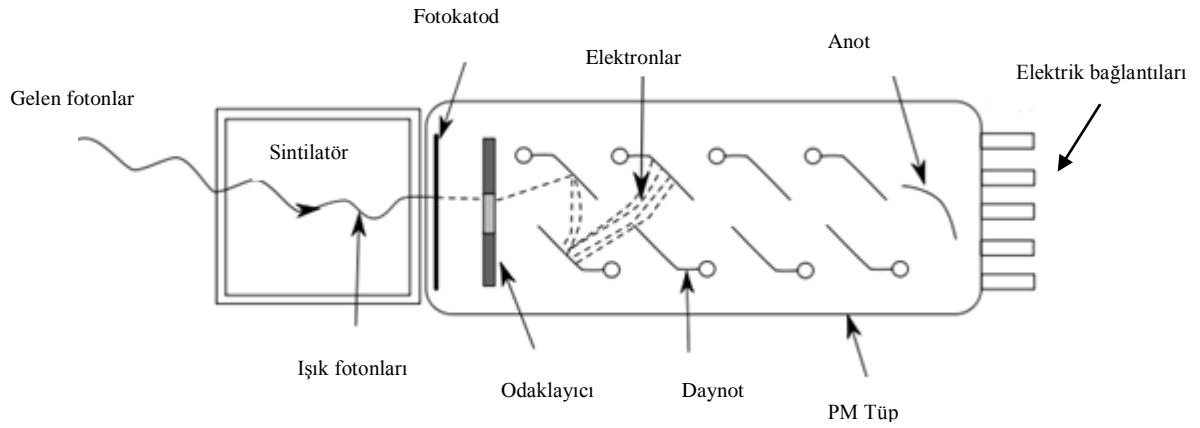


Şekil 2.4 Puls yükseklik analizörü (PHA) [30]

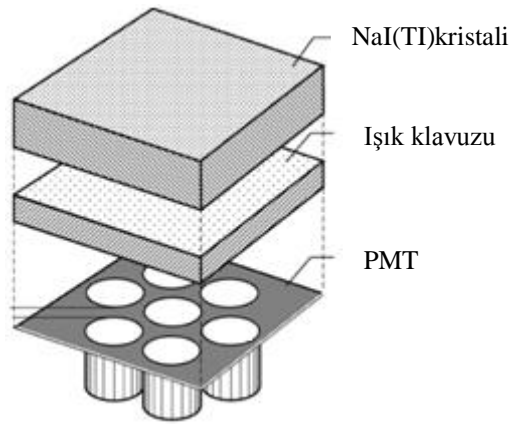
2.4 Fotoçoğaltıcı Tüpler - PMT

Yukarıda görüldüğü gibi anihilasyon fotonlarının kristal ile etkileşmesi sonucunda ışık fotonları salınır ve bu ışık fotonları, sistem elektroniği tarafından kullanılarak elektrik pulslarına çevrilir (Şekil 2.5). Genelde foto çoğaltıcı tüpler küçük boyutlarda tasarlanır. Bunun nedeni, ışığı sinyale çevirme etkinliklerinin yüksek olması ve uzaysal ayırma gücünün iyileştirilebilmesidir. Foto çoğaltıcı tüplerin en önemli üstünlükleri algıladıkları ışık miktarının çok düşük olması durumunda bile yüksek kazançlarıdır. İdeal durum her kristale tek bir foto çoğaltıcı tüpün bağlanmasıdır, ancak PMT'lerin belirli bir boyut altında yapılmaları mümkün değildir. Çoğu zaman fototüpün direkt olarak sintilatöre bağlanması mümkün değildir ve tüp ile kristal arasına yerleştirilen ışık klavuzu (light pipe) ile sintilasyon ışığının yüksek bir etkinlik ile tüpe yönlendirilmesi mümkün olur. Bu tabakanın bir diğer yararı üzerine gelen ışığın tüm fotokatod üzerine yaymasıdır. Genelde ışık klavuzları optik geçirgenliği ve kırılma indeksi yüksek olan maddelerden yapılır. Gama kameraların detektörlerinde yer alan geniş alanlı NaI(Tl) kristalleri bazı PET sistemlerinde kullanılmaktadır (Şekil 2.6).

Sistemin geometrisine bağlı olarak bu kristaller düzlemsel yada eğimli olarak tasarlanmıştır. Sistemin ayırma gücü kristallerin boyutuna bağlıdır bu nedenle SPECT sistemlerinde kullanılan kristaller yaklaşık 10 mm kalınlığında seçilirken, 511 keV enerjideki fotonlarını durdurabilmesi için PET sistemlerinde asgari 25 mm kalınlık kullanılmaktadır. Ancak bu durumda sintilasyon fotonlarının yatay dağılımı artar ve dolayısıyla kristal içi compton etkileşmeleri çoğaldığından uzaysal ve enerji ayırma güçleri bozulmaktadır [7].



Şekil 2.5 Foto çoğaltıcı tüp [34]

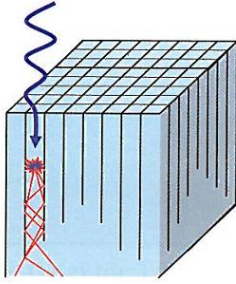


Şekil 2.6 NaI(TI) kristali PMT üzerine yerleştirilmesi [34]

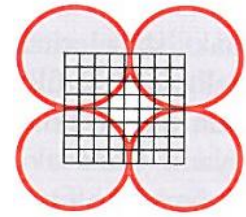
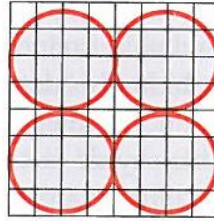
2.5 PET Sisteminin Dedektör Tasarım Özellikleri

Halka tipi PET sistemde en fazla blok dedektörler kullanılmaktadır. Bu tasarımlarda blok şeklindeki kristalin bir yüzeyinde çok ince boyutta ayırık dedektör elementleri elde edilir. Bu ayırık dedektörlerin birbirinden optik olarak izole edilmesi için her dedektöre ayrı bir ışık klavuzu sağlar ve ışığın lateral dağılmasının önüne geçilir (Şekil 2.7). Optik izolasyon, yarıklara yansıtıcı bir maddenin konulması ya da kristaller arasında çok ince bir boşluk bırakılması (0.2 mm) ile sağlanır. Foto tüplerin bloklar üzerinde yerleştirilmelerinde şekil 2.8’de gösterildiği gibi 4 tüpün tüm bloğun içerisinde kalacağı klasik tasarımdan başka, her tüp alanının dörtte birinin bir blok tarafından paylaşıldığı (çeyrek paylaşım) tasarımlar vardır.

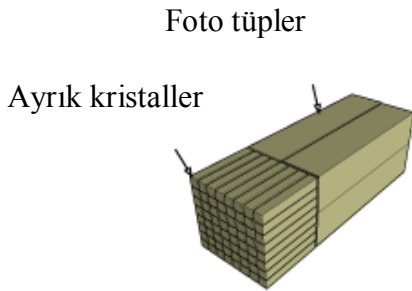
Blok dedektörler yan yana getirilerek (Şekil 2.10) aksiyel yönde daha geniş halkalar elde edilir ve PET sisteminin sayım verimi artırılırken tarama süresi azaltılmış olur [10].



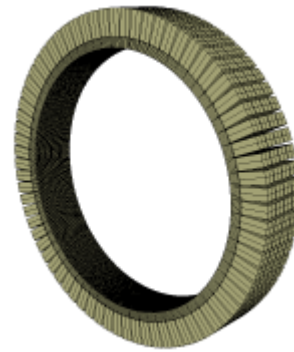
Şekil 2.7 8x8 dedektör elemanı içeren blok dedektör tasarımı



Şekil 2.8 Foto tüplerin kristallere bağlantısı. Klasik tasarım (sol), çeyrek paylaşım (sağ)



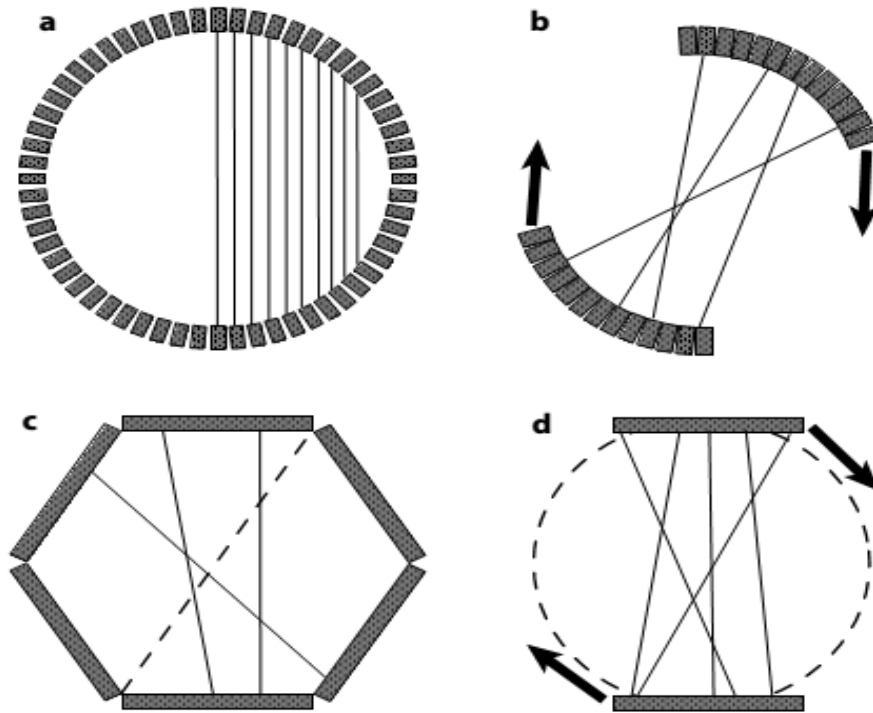
Şekil 2.9 Fotoçöğaltici tüplerin blok dedektörlere bağlanması [35]



Şekil 2.10 Blok dedektörler yan yana halka şeklinde yerleştirilmesi (Halka dedektörler) [35]

1.7 PET SİSTEMLERİ

Genel olarak, PET sistemleri blok detektörler halinde tasarlanır. Bu detektörler kısmi veya tam geometride halkalar şeklinde yerleştirilir ve bu halkaların çapı yaklaşık 80-90 cm civarındadır. Tam geometrideki halkalar dairesel veya altıgen şeklinde tasarlanmıştır. Yeni PET sistemlerinde kısmi halka geometri kullanılır ve blok detektörler karşılıklı olarak yerleştirilmiştir. PET sistemlerinin bazı detektör konfigürasyonları şekil 2.11'de gösterilmektedir. Yeni PET sistemlerinde aksiyel yöndeki görüş alanı sabittir ve tüm vücut taramalarında görüş alanı bilgisayar ile kontrol edilmektedir. Tüm vücut taraması için, hasta farklı pozisyonlarda yerleştirilebilir. PET sisteminin, tüm vücut taraması için aksiyel görüş alanı üreticisinin tasarımına bağlı olarak değişmektedir [2].

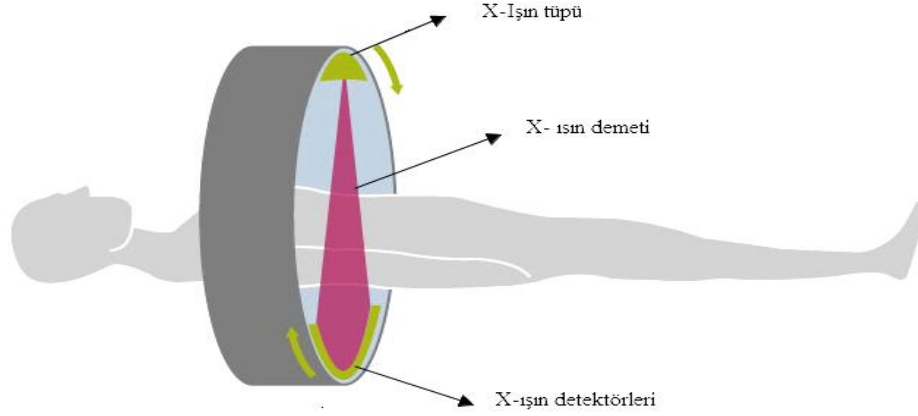


Şekil 2.11 PET sisteminin farklı detektör konfigürasyonları : (a) Tam halka dairesel ve sabit konfigürasyon, (b) Kısmi halka dairesel ve hareketli konfigürasyon (c) Altıgen ve sabit konfigürasyon (düzlemsel detektör), (d) Gama kamera konfigürasyonu (hareketli düzlemsel detektör) [2]

2.6 Bilgisayarlı Tomografi Sistemi - BT

Bilgisayarlı tomografisi fikri 1963 yılında Cormak tarafından ortaya atılmış ve radyolojide yeni bir yol açmıştır. Bilgisayarlı tomografi ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar 1967 yılında G.Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve 1971 yılında hastanelerde uygulamaya başlamış olup, günümüzde en çok kullanılan görüntüleme tekniklerinden bir tanesi olmuştur. BT sistemi genelde dört parçadan oluşmaktadır. Bunlar; gantri, X-ışın tüpü, dedektör dizisi ve hasta yatağıdır.

Gantride karşılıklı olarak yerleştirilmiş X-ışın tüpü, hasta yatağı çevresinde dönme hareketi yaparken birçok açıda elde edilen görüntüler, kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılır [36].

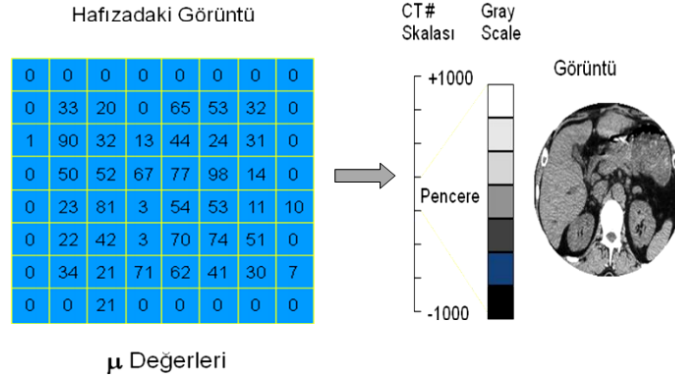


Şekil 2.12 X-ışınları hastadan geçtikten sonra dedektörlerde detekte edilmesi

Dedektörlere ulaşan x ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda azalıma uğrar (Şekil 2.12). Ancak bu dedektörlerden bir tanesi referans olarak kullanılmaktadır, yani hastadan geçmeyip azalıma uğramayan x ışınlarını ölçmektedir. Azalıma uğrayan (N) ve uğramayan (N_0) x ışınları birbirleri ile kıyaslanarak azalım katsayısı (μ) aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır.

$$N=N_0 \exp(-\mu t) \quad (1)$$

Burada t, x ışınların geçtiği kalınlıktır. Ölçülen azalım katsayıları sistemin hafızasında bir görüntü olarak kayıt edilir (Şekil 2.13).

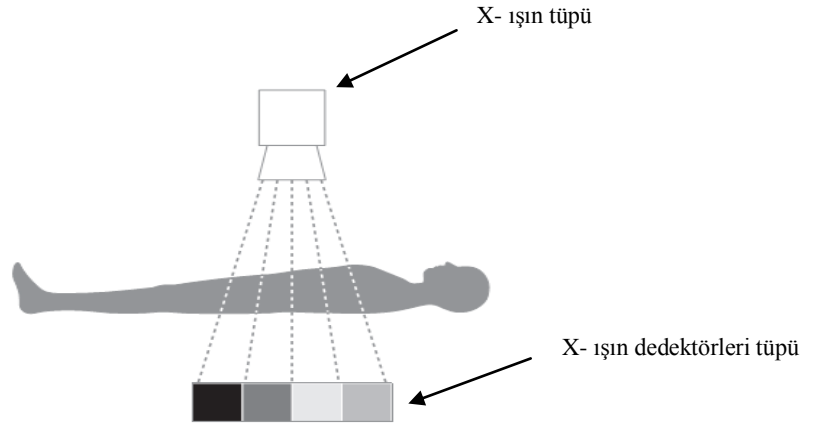


Şekil 2.13 Görüntülerin HU numaralarına çevrilmesi [10]

Kesit görüntülerini azalım katsayıları oluşturur. Bu katsayılar daha sonra Hounsfield Numaralarına (Hounsfield Units) çevrilir. Görüntülemenin amacına göre belirli bir HU aralığı istenilen gri seviyede gösterilir. Şekil 2.13’de rakamlar keyfi olarak alınmıştır, gerçek μ değerlerini temsil etmemektedir.

2.7 BT Sistemin Tasarım Özellikleri

BT sistemi daha önce bahsedildiği gibi (Bölüm 2.6) üç ana kısımdan oluşmaktadır. Masa gantri boşluğu içerisine girip çıkabilir. Her bir kesit görüntüsü toplama işlemi tamamlandıktan sonra hasta yatağı bir miktar ilerlemektedir. Bu şekilde hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler alınabilir. BT sistemin kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemi olduğu için istenilen kesit kalınlığına eşit kalınlıkta bir x ışın demeti yeterli olacaktır. Bu nedenlerle tüpten çıkan x ışınları kolime edilerek yelpaze şeklinde bir demet haline getirilir (şekil 2.14).



Şekil 2.14 Çoklu kesit BT Sistemi [36]

Daha sonraki tasarımlarda gantri'nin dönme ve hasta yatağının sürekli hareketleri senkronize edilmiş ve helikal tomografiler ortaya çıkmıştır (Şekil 2.15). Helikal sistemlerde görüntü kalitesi, radyasyon dozu açısından kullanıcı tarafından seçilmesi gereken önemli bir parametre olan pitch faktörü (PF) tek ve çok kesitli sistemler için tanımlanmaktadır. Tek kesitli sistemler için pitch faktörü, 360^0 rotasyon süresince olan masa hareket miktarının tek kesit kalınlığına oranı olarak hesaplanmaktadır. Çok kesitli sistemlerde ise bu faktör, detektör ve x ışın demet genişlikleri için ayrı ayrı tanımlanır. 360^0 rotasyon süresince olan masa hareket miktarının x ışın demet genişliğine oranı **kolimatör pith** ve rotasyon süresince olan masa hareketinin detektör genişliğine oranı **dedektör pitch** olarak tanımlanmaktadır. Pitch faktörünün 1'den büyük olması durumunda daha geniş bir saha taranır, ancak görüntü kalitesi düşer, radyasyon dozu da azalır [10].



Şekil 2.15 Çoklu Kesit Helikal BT Sistemi [36]

2.8 PET/BT Sistemleri

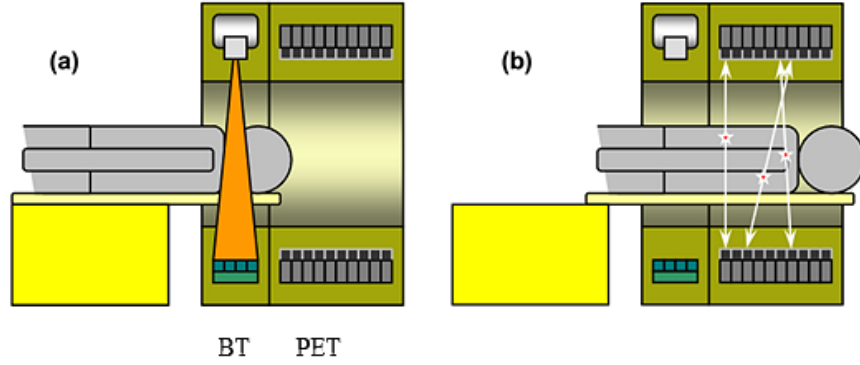
İlk başta, fonksiyonel tomografik görüntüleme cihazları (SPECT, PET) ve anatomik görüntüleme cihazları (BT, MRI gibi) ayrı sistemler şeklindeydi, yani her sistem ayrı bir tasarım ve ayrı bir gantri içinde yer almaktadır. Bu ayrı sistemler ilk olarak 1960 yıllarında birleştirildi ve bu birleştirilme sayesinde ilk füzyon görüntüsü elde edilip hekimlere teşhis açısından kolaylık sağlanmış oldu. Ancak bu sistemlerin birleşiminin avantajları olmasına rağmen dezavantajları da mevcuttur. Bunlardan bir tanesi, hastanın her iki cihazda aynı pozisyonda olmamasıdır. İlk başta beyin için görüntü füzyonu MR,

BT ve PET ile başarı ile yapılmıştır, ancak en sık karşılaşılan sorun hizalamadır ve bu sorun lazer ve hasta üzerine işaretleyiciler yapıştirılarak çözülmüştür [2]. Fonksiyonel PET ve SPECT gibi görüntüleme yöntemleri genellikle düşük anatomik bilgi, düşük uzaysal ayırma gücü ve yüksek gürültüye sahiptir. Farklı sistemlerden gelen görüntülerin birleştirme sorunlarını çözmek için bir yol, cihazların birleştirilmesidir (emisyon ve transmisyon). Birleştirilen cihazlara çoklu modalite denir (Şekil 2.16 ve 2.17).



Şekil 2.16 Siemens Biograph 6 PET/BT sistemi

PET/BT gibi bir cihazda elde edilen görüntü (tek bir çalışmada) hem anatomik bilgi (BT) hem fonksiyonel bilgiye (PET) sahiptir. Ayrıca PET/BT sisteminde elde edilen veriler tamamlayıcıdır. BT doğru anormal yapıları lokalize ederken, PET de anormal metabolizma alanları vurgulamak için kullanılır. Ayrıca birleştirilmiş PET/BT sisteminin en büyük avantajları BT ile elde edilen görüntünün farklı düzeltme işlemlerinde kullanılmasıdır, bunlar kısmi hacim etkisi düzeltmesi (Partial volume corrections) ve foton azalım düzeltmesidir (Attenuation correction) [2].



Şekil 2.17 PET/BT sistem içeriği. (a) BT ile görüntü toplanması, (b) PET ile görüntü toplanması [31]

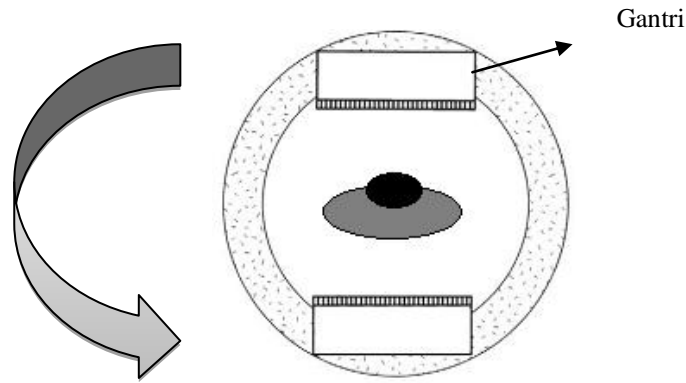
2.9 SPECT Sistemi

SPECT'in temeli 1917 yılında Avustralyalı matematikçi *J. Radon* tarafından yayınlanan bir makale ile atılmıştır. Bu yayında radon iki ya da üç boyutlu bir objenin çeşitli açılarda altındaki görünümünün yeniden elde edilebileceğini vurgulamıştır. 1922 yılında radyolojide x- ışın tüpü hasta üzerinde döndürülerek tomografi denemeleri yapılmış, fakat objenin üç boyutlu yapısının oluşturulması ancak bilgisayarlı tomografinin geliştirilmesiyle anlam kazanmıştır.

2.9.1 SPECT Sisteminin Genel Prensipleri

Konvansiyonel gama kamera sistemlerinde, organdan yayılan gama fotonları kolimatör tarafından yönlendirilerek detektör elementi olan NaI(Tl) kristalin üzerine düşürülür. Kolimatörün bir işlevi de, çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır. NaI(Tl) kristali, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları çıkarır. Sintilasyon fotonları ışık klavuzu tarafından odaklanıp PMT'lerin girişindeki fotokatoda çarpılarak buradan elektronların kopmalarına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içindeki daynodlar arasında yüksek gerilim etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayıları artar. Elektronlar PMT dışındaki anoda toplanır ve sonuçta bir elektrik sinyali elde edilir. Bu sinyal, çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilip, şekillendirildikten

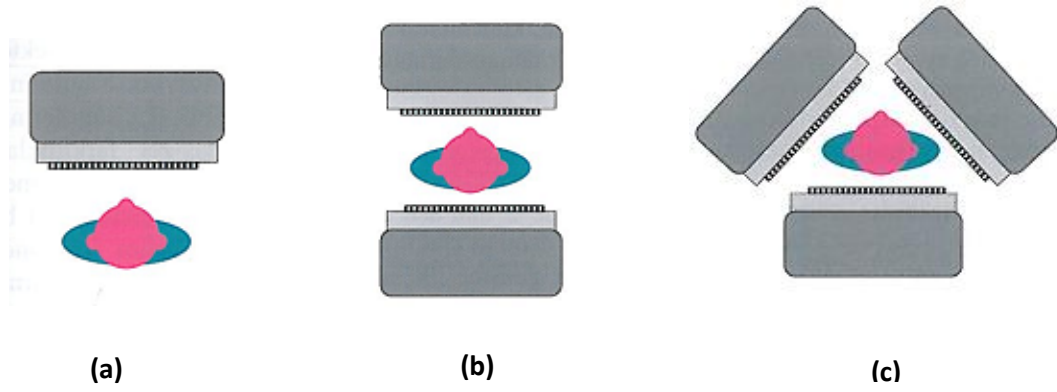
sonra iki boyutlu (planar) bir görüntüye dönüştürülmektedir. Konvansiyonel gama kameralarda, üç boyutlu bir objenin tek bir açıda iki boyutlu bir görüntüsü (Radyoaktif madde dağılımı) elde edilir, yani bu sistemler obje derinliği ile ilgili bilgiler vermemektedir. Bu sorun SPECT sisteminin ortaya çıkmasına neden olmuştur. SPECT sisteminde detektör hasta etrafında dönerek (Şekil 2.18) üç boyutlu görüntüler elde edilir (tomografik görüntüler). Böylece obje derinliği ile ilgili bilgiler elde edilebilir. Nükleer tıpta tomografik görüntüleme prensibi hasta etrafında, farklı açılardan hastadan salınan radyasyon dedeksiyonuna dayanmaktadır ve bu Emisyon Bilgisayarlı Tomografi olarak adlandırılır (*Emission Computed Tomography* - ECT). ECT adlandırılan bu yöntemde farklı matematiksel algoritmalar ve izotoplar (^{99m}Tc , ^{123}I , ^{67}Ga) kullanılarak tomografik görüntüler (kesit görüntüleri) elde edilmektedir.



Şekil 2.18 Çift detektörlü SPECT sistemi, gantri hasta etrafında dönerek görüntü toplaması [3]

2.9.2 SPECT Sistemlerinin Tasarım Özellikleri

İlk SPECT sistemleri 1960 yıllarının başında değişik detektörler kullanılarak tasarlanmıştı. Ancak daha sonra 1970 yıllarında Anger gama kameraları SPECT sistemlerinin temel bileşeni olmuştur. Detektörün geniş görüş alanı sayesinde aynı anda birden fazla kesit bilgisinin toplanması, bu sistemlerde mümkündür. Başlangıçta tek detektörlü olarak tasarlanan bu sistemler 1990 yılından sonra iki ve üç detektörlü olarak geliştirilmişlerdir (Şekil 2.19).

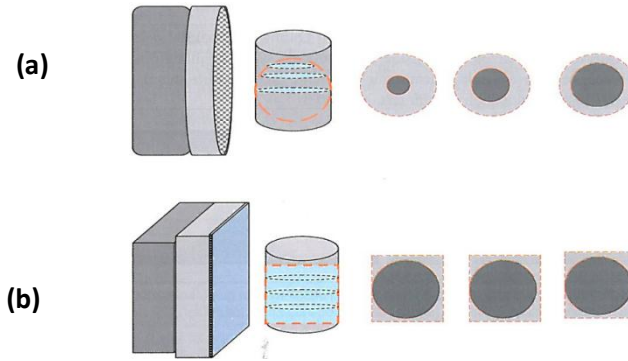


Şekil 2.19 SPECT sistemlerinin farklı tasarımları : (a) Tek detektörlü sistem, (b) Çift detektörlü sistem, (c) Üç detektörlü sistem

Birden fazla detektör olmasının üstünlükleri:

- 1) Sayım veriminin artması ile görüntüler daha kısa bir sürede toplanabilir.
- 2) Sayım veriminin artması nedeni ile yüksek ayırma güçlü kolimatörler de kullanılabilir, böylece yüksek ayırma güçlü görüntüler elde edilebilir.

SPECT detektörlerindeki bir diğer gelişme ilk zamanlarda dairesel olarak yapılan detektör şekillerinin dörtgen olarak tasarlanmasıdır. Dairesel detektör ile tüm açılar sonucu elde edilen hacim silindir değil küredir. Dolayısıyla transvers kesitler görüş alanı boyunca farklı çapta diskler olarak görüntülenir ve sadece merkezi kesit tüm detektör çapındadır. Bu nedenle büyük boyuttaki organların üst ve alt kısımlarından elde edilen kesit görüntüleri görüş alanının dışına çıkabilir. Detektör şeklinin dörtgen yapılmasıyla bu sorun çözülmüştür (Şekil 2.20) [10].



Şekil 2.20 SPECT sisteminde kesit görüntülerinde görüş alanının detektör şekline bağlı olarak değişimi, (a) Dairesel detektör, (b) Dörtgen detektör

2.9.3 SPECT Sisteminde Tomografik Bilgilerin Toplanması

SPECT sistemimde detektör hasta etrafında dönerek farklı açılarda bilgi (Görüntü) toplanmaktadır. Ancak optimum bir görüntü elde edebilmek için bilgi toplama parametrelerinin çok dikkatli bir şekilde seçilmesi gerekmektedir. Bu parametrelerden;

- Kolimatör seçimi
- Matris boyutu
- Dönme çapı
- Orbit (dönme yörüngesi) seçimi
- Projeksiyon sayısı
- Projeksiyon başına geçen süre

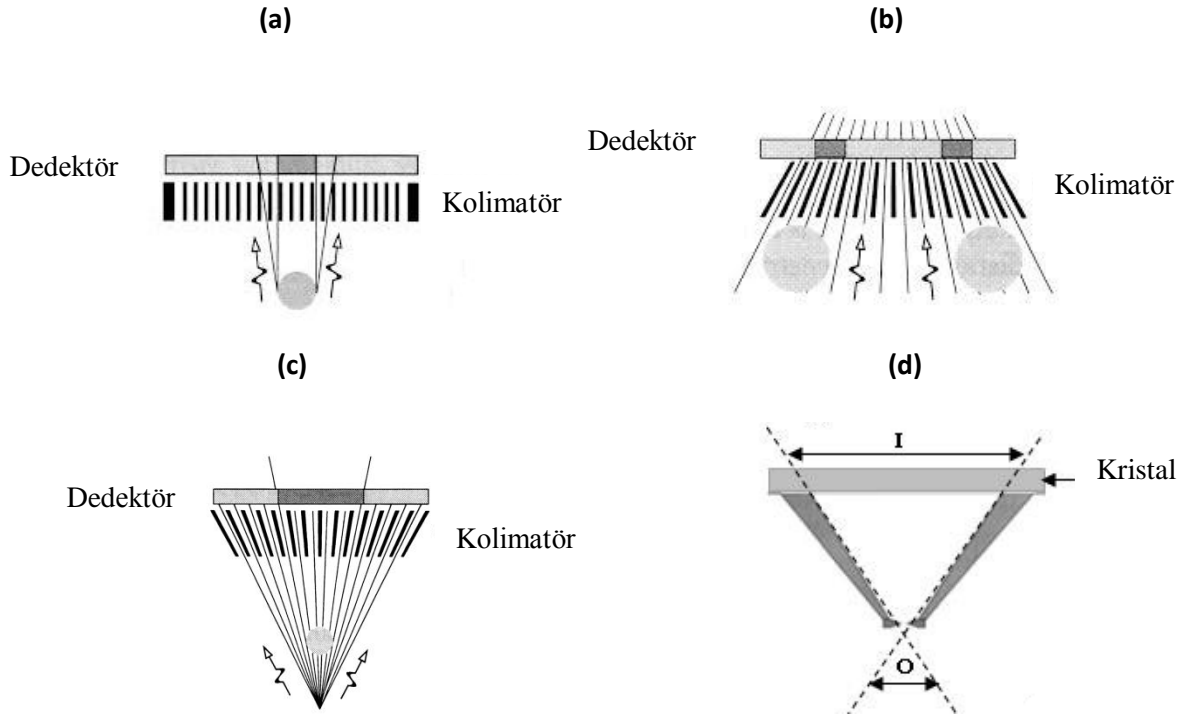
Kolimatör Seçimi

Kolimatör, hasta ile detektör kristali arasına yerleştirilen bir araçtır. Kolimatörler hastadan farklı yönlerde çıkan ve kaynak ile ilgili her hangi bir bilgi taşımayan saçılan ışınları durdurmak için kullanılır. Genelde kolimatör yapısında yoğunluğu ve atom numarası yüksek olan melzemeler (Tungsten veya Kurşun) kullanılmaktadır. Kolimatör tasarımında en önemli husus, etkin bir sayım hassasiyeti ile elde edilecek görüntülerin organla ilgili detayları iyi bir ayırma gücü ile vermesidir. Bir başka ifade ile kolimatör seçilirken hassasiyet ile ayırma gücü arasında bir tercih yapılmalıdır.

Genelde kolimatörler çok kanallı ve tek delikli (pinhole) olmak üzere ikiye ayrılır. Çok kanallılar paralel, birbirine yaklaşan (konverjan) ve birbirine uzaklaşan (diverjan) olmak üzere üç sınıftır (Şekil 2.21).

Şekil 2.21'de gösterildiği gibi paralel kolimatör halinde görüntülenecek obje aynı boyutta görüntülenmektedir. Diverjan kolimatör halinde görüntülenecek obje küçültülerek görüntülenmektedir (büyük organları görüntülemek için). Konverjan ve Pinhole kolimatörlerde görüntülenecek obje büyütülerek görüntülenmektedir (Küçük organları görüntülemek için). Kolimatör deliklerinin şekil, uzunluk, çap ve düzenlenişleri kolimatör performansını etkiler.

- Yüksek ayırma güçlü kolimatörlerinde delik sayısı fazla, çap küçüktür.
- Yüksek hassasiyet kolimatörlerinde delik sayısı az, çap büyüktür.



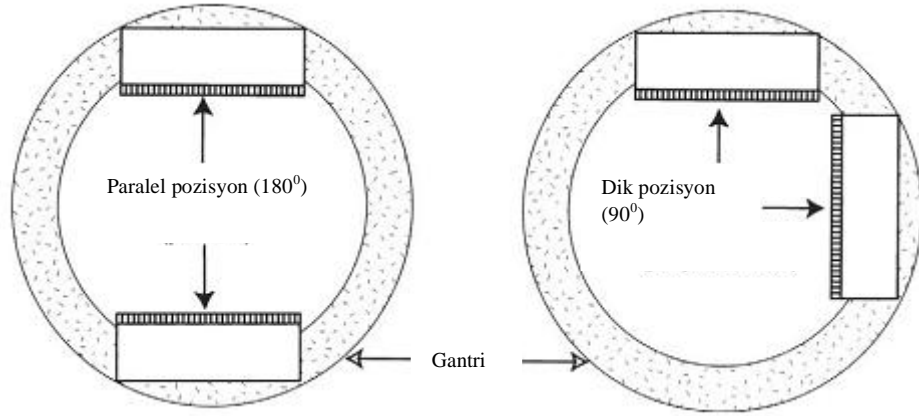
Şekil 2.21 SPECT sistemin Kolimatörleri : (a) Paralel delikli kolimatör , (b) Diverjan kolimatör , (c) Konverjan kolimatör , (d) Pinhole kolimatör [29]

Matris Boyutu

Çoğu SPECT sistemlerinde, görüntü matris boyutu görüntüleme moduna ve görüntülenecek objenin minimum boyutuna bağlı olarak değişmektedir. Örneğin statik (planar) görüntüleme modunda matris boyutu 64x64 seçilmektedir. Örnekleme teorisine göre belirli frekanstaki bir objeyi görüntüleyebilmek için örnekleme frekansı obje frekansından en az iki kat büyük olmalıdır (Nyquist Frekansı). Başka bir ifade ile belirli boyutta bir objeyi görüntüleyebilmek için görüntü piksel boyutu obje boyutundan en az iki kat küçük olmalıdır. Örneğin 540 mm görüş alanlı (FOV) bir gama kamerada, Zoom Faktörü 1.4 ve görüntü matris boyutu 64x64 ise, görüntü piksel boyut 6 mm olacaktır. Sonuçta görüntülenebilecek obje boyutu 1.2 cm ve yukarıdır. Bazen SPECT sisteminde özellikle kemik taramalarında, uzaysal ayırma gücünü iyileştirmek için görüntü matrisi 128x128 olarak kullanılmaktadır [6].

Dönme Çapı

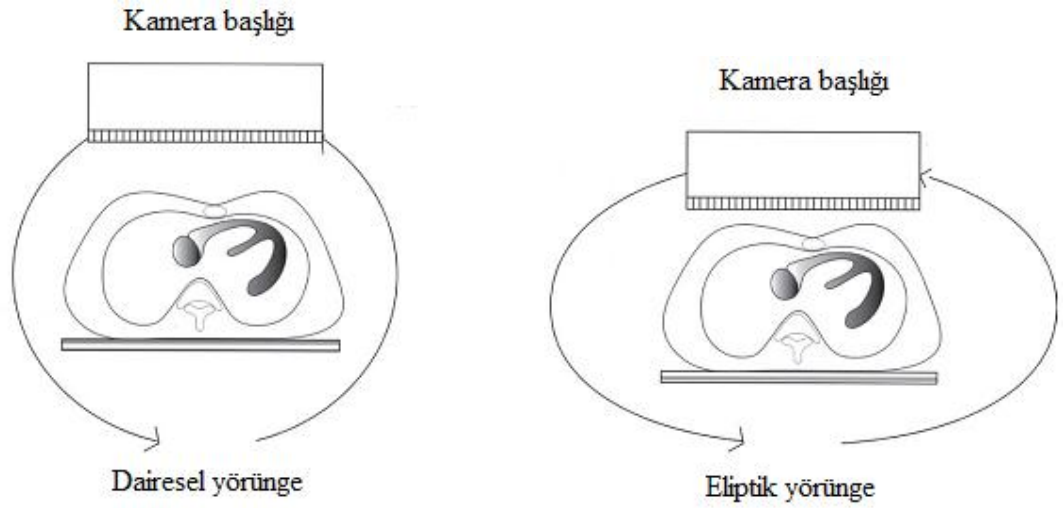
Kesit görüntülerinde uzaysal ayırma gücü detektör-hasta mesafesine bağlı olarak değişmektedir. Bu nedenle tarama sırasında detektör-hasta mesafesi minimuma indirilmeye çalışılmaktadır. Genelde kalp incelemelerinde detektör-hasta mesafesini minimum yapmak amacıyla detektör açıları 180° veya 270° yapılmaktadır. Ayrıca hastanın arka ve ön kısımlarından çıkan faydalı (azalıma uğramamış) foton sayısı fazladır böylece sistemin hem hassasiyeti hem uzaysal ayırma gücü artmış olur (Şekil 2.22). Yeni SPECT sistemlerinde, gantri içinde bir sensör kullanılmaktadır. Böylece gantri hastaya değmeden detektör-hasta mesafesi minimuma indirilmektedir [10].



Şekil 2.22 SPECT sisteminde detektör pozisyonları [3]

Orbit (dönme yörüngesi) Seçimi

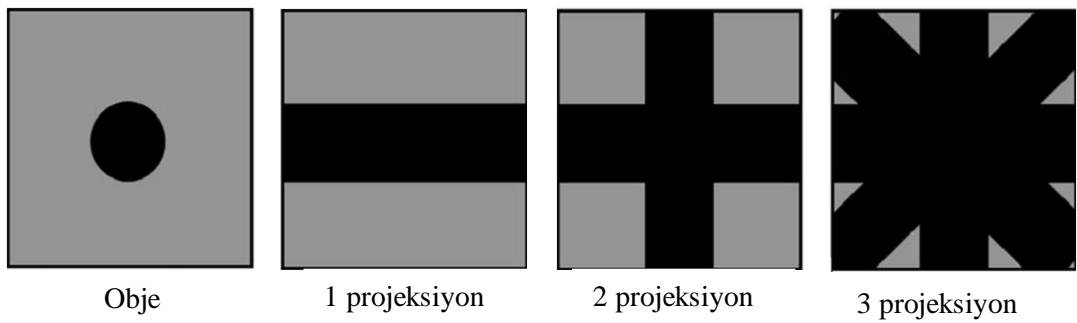
SPECT sisteminin kamerası hasta etrafında dönerken, detektör-hasta mesafesi minimum ve sabit olmalıdır, ancak insan vücut şekli dairesel olmadığı için bu mesafe sürekli değişmektedir ve görüntü kalitesi olumsuz etkilenmektedir. Bunun için kamera hasta etrafında dönerken dairesel yörünge yerine eliptik yörünge şeklinde dönmektedir. Böylece detektör-hasta mesafesi sabit ve minimum olup görüntü kalitesi artırılmış olur (Şekil 2.23) [6].



Şekil 2.23 SPECT kameranın orbit şekilleri [3]

Projeksiyon Sayısı

Kesit görüntülerinde görüntü kalitesi projeksiyon sayısına bağlı olarak değişmektedir. Az sayıda projeksiyon kullanılması durumunda görüntü kalitesi olumsuz bir şekilde etkilenir ve sonuçta görüntüde sahte görüntü (yıldız artefakt) ortaya çıkar (Şekil 2.24). Çok sayıda projeksiyon kullanılması durumunda görüntü kalitesi iyileşir ancak inceleme süresi de artar. Yıldız artefaktları gidermek amacıyla yokuş (ramp) filtresi kullanılır. Klinik uygulamalarında en çok 360° 'de 120 projeksiyon kullanılmaktadır [6].



Şekil 2.24 Projeksiyon işlemi sonucunda yıldız artefaktların oluşumu

Projeksiyon Başına Geçen Süre

Genelde, SPECT sisteminde yüksek kalitede bir görüntü elde edebilmek için görüntü toplama süresi (projeksiyon başına geçen süre) her zaman yüksek tutulmalıdır. Ancak hasta hareketinden kaynaklanabilecek görüntü kusurları inceleme süresine bir sınır koymaktadır. Tipik bir görüntü için (120 projeksiyonlu, 360°) projeksiyon başına geçen süre yaklaşık 15-30 s civarında olup toplam görüntü toplama süresi 15-30 dakikadır. Ancak bu süre kalp incelemelerinde 10-15 dakikaya düşmektedir [6].

2.10 Tomografik Bilgilerin Gösterilmesi

Tomografik görüntüleme vücut içerisindeki radyoaktivite dağılımı transvers kesitler olarak elde edilir. Daha sonra bu farklı kesitler üst üste koyularak üç boyutlu bir görüntü elde edilir. Başka bir ifade ile vücut içerisindeki radyoaktivite dağılımı üç boyutlu olarak gösterilir. Bu elde edilen görüntüleri bilgisayar ekranında göstermek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar;

- Sine Gösterimi
- Sinogram
- Linogram

Sine Gösterimi

Belirli bir süre içerisinde farklı açılarda elde edilen görüntüler peş peşe ve hızlı bir şekilde gösterilerek dinamik bir görüntü elde edilir. Sine gösterimi ile inceleme sırasında hasta hareketinin olup olmadığı veya görüş alanının (FOV) dışına çıkılıp çıkmadığı ve dönme merkezi hataları saptanabilir.

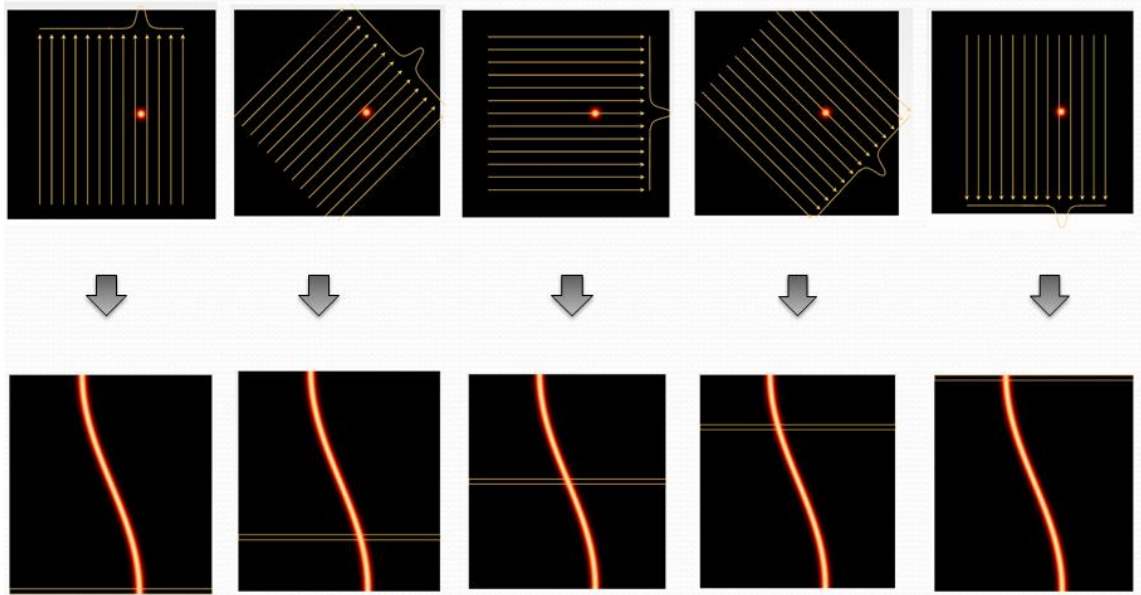
Sinogram

Farklı açılardan elde edilen projeksiyon bilgilerin tek bir görüntü olarak gösterilmesidir. Her bir projeksiyona ait görüntü matrisinin kaynak olduğu satırlar seçilerek ve üst üste yerleştirilerek sinogram görüntüsü elde edilir (Şekil 2.25). Sinogram

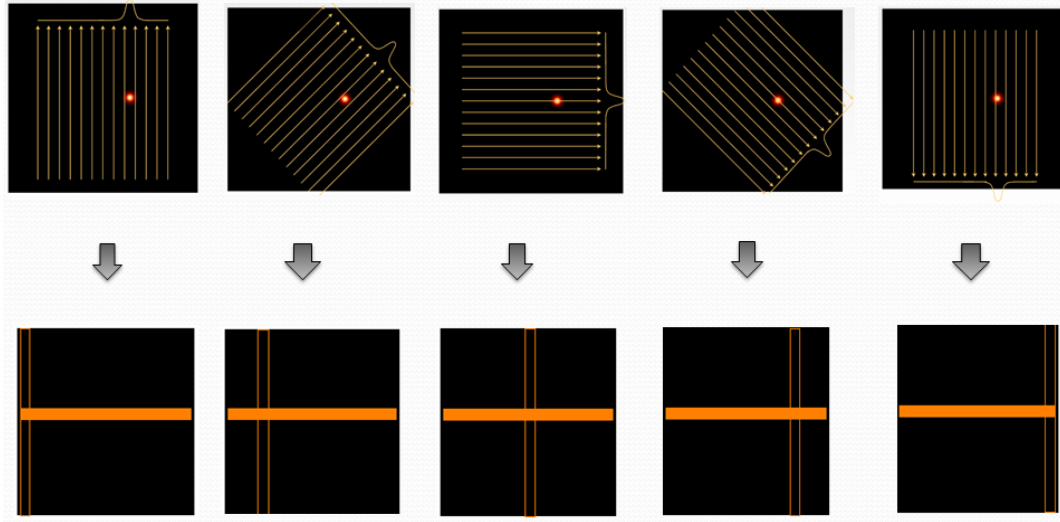
görüntüsünde yatay eksen projeksiyon bilgilerini verirken dik eksen ise açığı göstermektedir. Sinogram gösterimi ile sistem ve hastadan kaynaklanan hasta hareketi ve dönme merkezi gibi hatalar algılanabilmektedir.

Linogram

Farklı açılardan elde edilen projeksiyon bilgilerini göstermek amacıyla kullanılan başka bir yöntemdir. Her bir projeksiyona ait görüntü matrisinin tüm sütunlarını toplayarak tek bir sütun olarak kayıt edilir. Elde edilen tüm bu sütunler yan yana yerleştirilerek yeni görüntü (Linogram) matrisi elde edilir (Şekil 2.26). Linogram gösterimi ile düşey yöndeki hasta hareketi algılanabilmektedir.



Şekil 2.25 Noktasal kaynak için farklı açılardan alınan projeksiyon bilgilerinin sinogram ile gösterilmesi



Şekil 2.26 Noktasal kaynak için farklı açılardan alınan projeksiyon bilgilerinin linogram ile gösterilmesi.

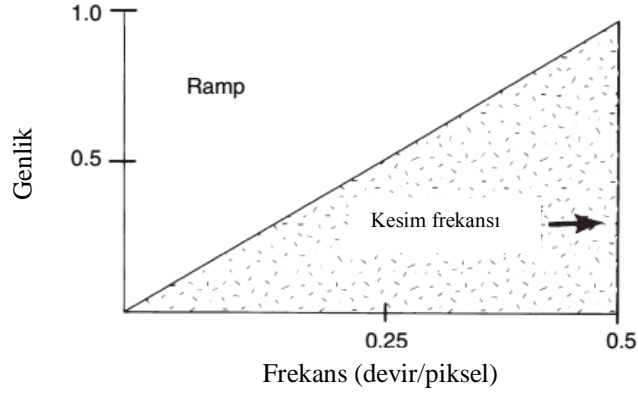
2.11 Tomografik Görüntülerin Filtrasyonu

Tomografik görüntüleme farklı açılardan projeksiyon bilgileri toplanarak bir görüntü elde edilir. Ancak bu görüntülerde farklı nedenlerden kaynaklanan bir çok artefakt ortaya çıkmaktadır (Gürültü, yıldız artefakt, ring artefakt...). Böylece görüntü kalitesi bozulur ve değerlendirilmesi çok zor olur. Ancak kesin ve doğru sonuçlar elde edilebilmek için görüntü kalitesi yüksek olmalıdır, bu nedenle görüntü üzerine bir takım matematiksel işlemler uygulayarak artefaktlar ortadan kaldırılır. Bu matematiksel işlemlere filtrasyon denir. Filtrasyon işleminde farklı filtreler kullanılmaktadır. Bu filtrelerin görüntü üzerindeki etkisi bir filtreden diğerine değişmektedir. Bazı filtreler, görüntü üzerindeki gürültüyü azaltırken bazıları ise kenar deteksiyonunu artırıcı ve keskinleyici filtrelerdir. Tomografik görüntülerinde en yaygın olarak kullanılan filtreler Butterworth, Hanning, Hamming, Gauss ve Ramp filtrelerdir [3].

Yokuş (Ramp) Filtre

Bu filtre, kesit görüntülerinde çok yaygın olarak kullanılmaktadır. Kesit görüntülerinde özellikle geriye projeksiyon yönteminde görüntü üzerinde ortaya çıkan yıldız artefaktları ortadan kaldırmak amacıyla Ramp filtre kullanılır (Şekil 2.27). Ancak bu filtre yüksek geçirgen (görüntü üzerindeki tüm frekansları geçirir) bir filtre olduğu için

görüntü üzerinde gürültü miktarı aşırı derecede artar. Bu neden Ramp filtre ile gürültüyü azaltmak için yumuşatıcı bir filtre kullanılır [20].



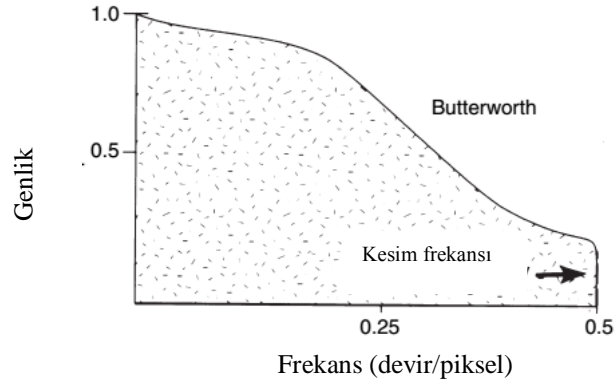
Şekil 2.27 Ramp Filtresi [3]

Butterworth Filtre

Bu filtre görüntü üzerindeki gürültüyü ortadan kaldırmak amacıyla kullanılır (Şekil 2.28) ve aşağıdaki formül ile verilmektedir.

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

Burada f uzaysal frekans, f_c kesim frekansı ve n güç faktörüdür. Güç faktörü arttıkça filtre daha hızlı sıfır değerine iner ve böylece filtre düşük frekans geçirgen (sadece görüntü üzerindeki düşük frekansları geçirir) bir özelliğe sahip olur. Kesim frekans artmasıyla filtre yüksek geçirgen bir özelliğe sahip olur ve sonuçta görüntü üzerindeki gürültü miktarı da artar, çünkü görüntü üzerindeki gürültü her zaman yüksek frekanslardadır [3].



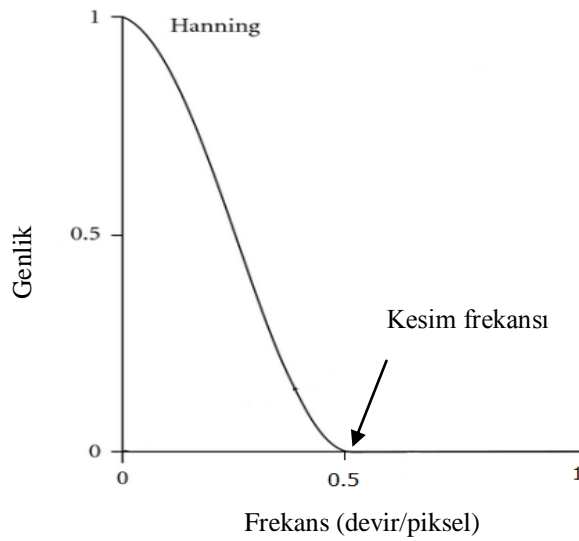
Şekil 2.28 Butterworth Filtre [3]

Hanning Filtre

Kesit görüntülerin üzerindeki gürültüyü ortadan kaldırmak amacıyla kullanılan bir diğer filtredir ve aşağıdaki formül ile verilmektedir (Şekil 2.29).

$$H(f) = 0.5 [1 + \text{Cos}(\pi f/f_c)] \quad (3)$$

Burada, f uzaysal frekans ve f_c kesim frekansdır. Bu filtrenin değişken parametresi f_c olup, yüksek değerlerinde gürültü artmaktadır.



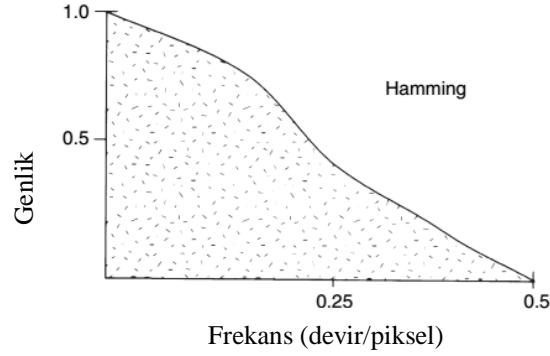
Şekil 2.29 Hanning Filtre

Hamming Filtre

Bu filtre, alçak geçirgen bir filtredir (Şekil 2.30). Yüksek frekansta görüntü üzerindeki gürültüyü azaltmak amacıyla kullanılır. Genelde Hamming filtre, Butterworth filtresine çok benzer ancak iki filtrenin arasındaki tek fark Hamming filtrede güç faktörü (n) olmamasıdır. Bu filtrenin frekans ortamındaki formülü aşağıda gösterilmektedir.

$$H(f) = 0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{\pi f}{f_c}\right) \quad 0 \leq |f| \leq f_c \quad (4)$$

Burada f uzaysal frekans, f_c ise kesim frekansıdır.

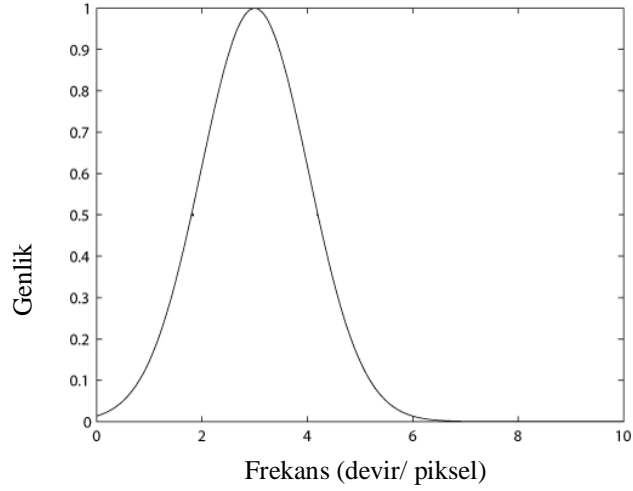


Şekil 2.30 Hamming Filtre [3]

Gauss Filtre (Gaussian)

Bu filtre bant geçirgen bir filtredir (Şekil 2.31). Yani belirli bir frekans aralığında uygulanır. Butterworth filtrede olduğu gibi bu filtrede iki değişken bulunmaktadır, bunlar kesim frekansı (f_c) ve güç faktörüdür (n). Bu filtrenin frekans ortamındaki formülü aşağıdaki gibi verilmektedir.

$$G(f) = e^{-\frac{(f-f_c)^2}{2n^2}} \quad (5)$$



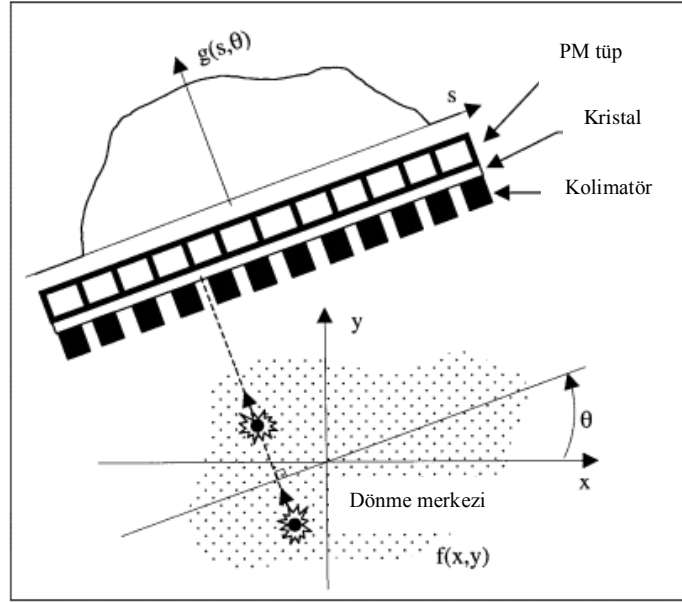
Şekil 2.31 Gauss Filtre

2.12 Tomografik Görüntülerin Elde Edilmesinde Kullanılan Matematiksel Yöntemler

Nükleer tıp görüntülemelemedeki genel prensip, insan vücuduna enjekte edilen radyoaktif madde sonucunda çıkan gama ışınlarının (γ) farklı cihazlarda dedekte edilmesidir. Gama kamera sistemindeki gibi, detektör hasta etrafında dönerek farklı açılarda hastadan çıkan gama ışınları dedekte edilerek iki (planar) veya üç boyutlu (tomografik) bir görüntü elde edilir. Elde edilen bu görüntü, vücut içerisindeki radyoaktif madde dağılımını göstermektedir. Genelde görüntü kalitesi daha önce anlatıldığı gibi, görüntü toplama aşamasında kullanılan parametreler ile değişmektedir. Bu parametreler, filtre, matris boyutu, projeksiyon sayısı ve görüntü toplanmasında kullanılan matematiksel yöntemlerdir. Emisyon tomografik görüntülemelemedeki kullanılan görüntü toplama yöntemleri çok sayıda olmasına rağmen, ancak birkaç tane yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunlar;

- **Filtre Geriye Projeksiyon Tekniği (FBP)**
- **Tekrarlayıcı Teknikler(Iterative) :**
 - Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM)
 - Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM)

Daha önce ifade edildiği gibi, detektör hasta etrafında dönerken farklı açılardan projeksiyon bilgileri toplayarak organ içerisindeki aktivite dağılımı dijital bir görüntü olarak elde edilmektedir. Farklı açılarda bilgi toplama ve projeksiyon işleminin nasıl yapıldığı aşağıdaki şekil 2.32 'de gösterilmektedir.

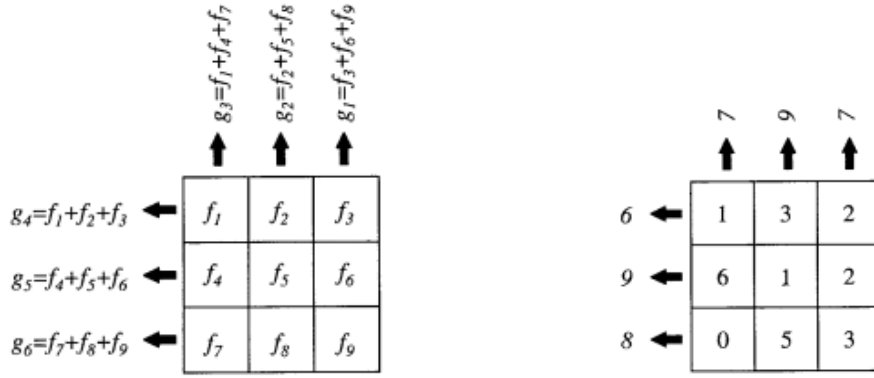


Şekil 2.32 Belirli bir açıda (θ) projeksiyon bilgilerin toplanması [1]

Burada $g(s,\theta)$, dedektör boyunca s konumu ve θ açısındaki detekte edilen sintilasyon olayların sayısıdır (γ -foton sayısı). $f(x,y)$ ise görüş alanında (FOV) ve herhangi bir noktadan (x,y) salınan γ -fotonlarının sayısıdır. Burada $f(x,y)$ bilinmeyen bir miktardır ve amaç bu $f(x,y)$ değerine ulaşmaktır.

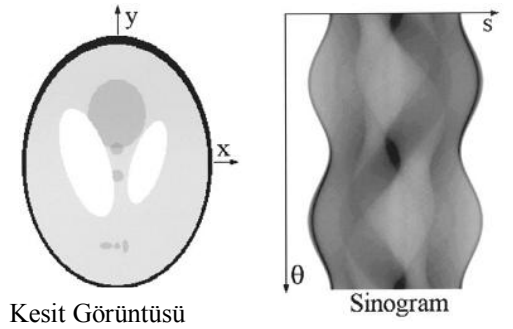
Şekil 2.32 'de görüldüğü gibi g fonksiyonu , kolimatörden geçen ve kristal üzerindeki f fonksiyonunun projeksiyonlarıdır. Başka bir ifade ile $g(s,\theta)$ dedektör θ açısındayken s konumunda detektör tarafından kayıt edilen toplam sayıdır (şekil 2.33) ve aşağıdaki formül ile ifade edilir.

$$g(s, \theta) = \sum_{\theta} f(x, y) \quad (6)$$



Şekil 2.33 3x3'lik kesit görüntüsü $\theta = 0$ ve $\theta = 90^\circ$ projeksiyon işlemi (sol), projeksiyon işlemi göstermek için bir örnek (sağ)

g değerleri elde edildikten sonra 2D bir görüntü olarak kayıt edilir ve bu görüntü sinogram olarak adlandırılır. Sinogram görüntüsünde yatay eksen dedektör üzerindeki sayım pozisyonununun (s) temsil ederken, dikey eksen ise detektör açısını (θ) temsil etmektedir (şekil 2.34). Ancak buradaki problem verilen sinogram görüntüsünden (g), ilgili kesitteki aktivite dağılımını (f) bulmaktır. Bu problem farklı matematiksel yöntemler kullanılarak çözülmüştür.



Şekil 2.34 256x265 matrislik Shep -logan fantomun kesit görüntüsü (sol) Sinogram ile gösterilmesi (sağ) [1]

2.12.1 Projeksiyon İşlemi

Şekil 2.32'de gösterildiği gibi, sadece kolimatör üzerine dik gelen ve kolimatör deliklerine paralel olan fotonlar dedektörde dedekte edilmektedir. Dedektör açısı θ ve sintilasyon konumu s arasındaki bağıntı aşağıdaki gibi verilmektedir.

$$s = x \cdot \cos(\theta) + y \cdot \sin(\theta) \quad (7)$$

Projeksiyon bilgileri belirli bir noktadan (s) ve belirli bir açıdan (θ) dedekte edilen foton sayısı olarak ifade edilir (saçılım ve azalım olmadığı takdirde). Matematiksel olarak projeksiyon işlemi Radon transformu ile aşağıdaki gibi gösterilmektedir.

$$g(s, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f((s \cos \theta - u \sin \theta), (s \sin \theta + u \cos \theta)) du \quad (8)$$

$$\begin{cases} x = s \cos \theta - u \sin \theta \\ y = s \sin \theta + u \cos \theta \end{cases} \quad (9)$$

Yukarıdaki formülde verildiği gibi $g(s, \theta)$ fonksiyonu, $f(x, y)$ fonksiyonunun toplamıdır ve ışın (ray) olarak tanımlanır. Bilgisayar sonlu elementlerle çalıştığı için $g(s, \theta)$ ve $f(x, y)$ her zaman kesikli değerler olup s, θ , x ve y ise sonlu değerlerdir. Ancak belirli bir açıda (θ) kesit görüntülerinde ve detektördeki ölçüm noktaları elementlerle (piksel) ifade edilip, bölme (bin) olarak tanımlanır.

$$\text{Bölme sayısı (bin)} = \text{ölçüm nokta sayısı} \times \text{açı sayısı}$$

Şekil 2.33'de gösterilen 3x3'lik kesit görüntüsü, 2 satır ve 3 sütunlu bir sinogram görüntüsüdür ve bölme sayısı 6'dır. Yani sinogram görüntüsü, bir matris olarak düşünülebilir. Bu matriste bölme konumu i ile ve piksel konumu ise j ile ifade edilir. sonuçta g ifadesi aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$g_i = \sum_{j=1}^m a_{ij} f_j \quad (10)$$

Her projeksiyon, diğer projeksiyonlardan bağımsız olduğu için (10) eşitliği aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$g = A \cdot f \quad (11)$$

$$A = \begin{bmatrix} a_{ij} \end{bmatrix} \quad (12)$$

Burada g projeksiyon bilgilerinin vektörü, f görüntü bilgilerinin vektörü, m piksel sayısı, a_{ij} ise A matrisin elementleri olup, A illeri projeksiyon operatörüdür.

A matrisinin elemanları (a_{ij}) olmak üzere i satır ve j sütundaki elementleri ifade eder. Burada önemli olana nokta a_{ij} ağırlık faktörü olarak düşünülebilir. Başka bir ifade ile a_{ij} , j 'inci pikselin i bölmedeki dedekte edilen foton sayısına katkısını temsil eder. (11) eşitliğinin çözümü aşağıdaki gibi verilebilir.

$$f = A^{-1} \cdot g \quad (13)$$

(13) eşitliğine göre sinogram görüntüsü elde edebilmek için A^{-1} değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. Ancak A^{-1} 'in belirlenmesinde bazı sorunlar olabilir. Bunlar;

- Bilgisayar için çok ağır ve yoğun bir işlem olabilir.
- A^{-1} mevcut olmayabilir.
- A^{-1} tek çözüm olmayabilir.
- A^{-1} kötü durumda olabilir. Yani g değerinde küçük bir değişiklik için f değerinde büyük değişikliğe neden olabilir.

2.12.2 Geriye Projeksiyon Yöntemi

Projeksiyonla ilgili olarak, geriye projeksiyon aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$b(x, y) = \int_0^{\pi} g(s, \theta) d\theta \quad (14)$$

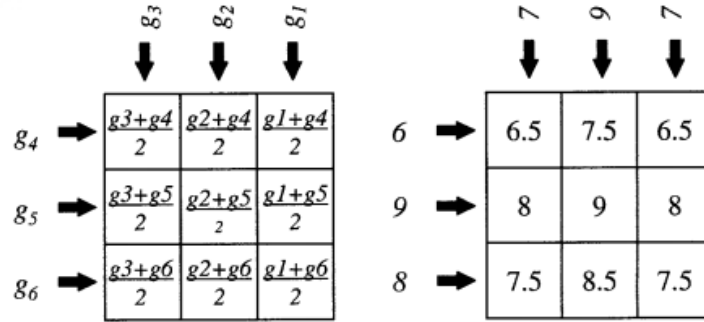
Projeksiyon bilgilerine geriye projeksiyon uygulanması, toplam algoritması olarak adlandırılır (summation) ve geriye projeksiyon, herhangi bir (x,y) noktasından geçen tüm ışınların toplamının bu noktada biriktirilmesidir. İdeal şartlarda (foton azalımı olmadığı takdirde) geriye projeksiyon açıları 0 ile 180° arasında seçilmektedir. Çünkü 180° ile 360° arasında elde edilen projeksiyon bilgileri yeni bir bilgi vermemektedir ve bu aralık $[0, 180^\circ]$ aralığının simetriğidir.

(14) eşitliğindeki integral, toplam işareti ile değiştirilirse aşağıdaki gibi bir formül elde edilir.

$$\bar{b}(x, y) = \sum_{k=1}^p g(s_k, \theta_k) \Delta\theta \quad (15)$$

Burada p , π boyunca projeksiyon sayısı, θ_k k'inci projeksiyon açısı, s_k detektör üzerinde k'inci pozisyon ve $\Delta\theta$ ise peş peşe iki projeksiyon arasındaki açısal adım ($\Delta\theta=\pi/p$).

Burada önemli olan nokta $\bar{b}(x, y)$ 'nin bulunmasıdır. Bu amaç için belirli bir noktada (x, y) ve açı θ için önce detektör üzerindeki ölçüm noktası(s), eşitlik 7'den belirlenir, daha sonra projeksiyon bilgileri $g(s, \theta)$ toplanıp s'e eklenir. Elde edilen toplam bilgi (g ile s) projeksiyon sayısına bölünür (Şekil 2.35) [1].

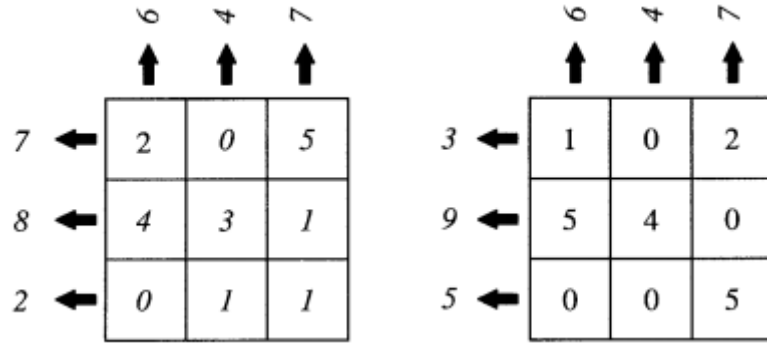


Şekil 2.35 2x3 sinogram için geriye projeksiyon işlemi (sol), Geriye projeksiyon işlemi için bir örnek (sağ)

Şekil 2.35'te görüldüğü gibi, her piksel içindeki değer aşağıdaki gibi verilir.

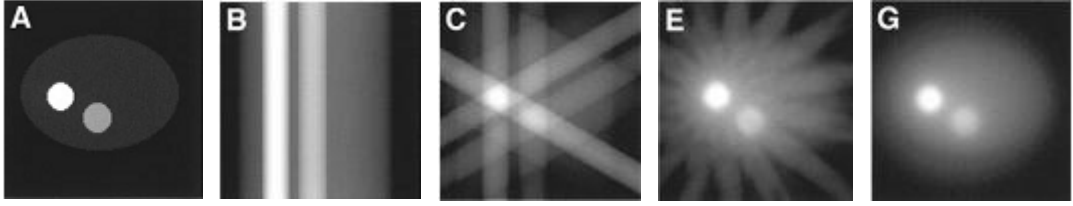
$$\text{Piksel değeri} = \text{piksel için ışınların toplamı (ray)} / \text{projeksiyon sayısı}$$

Şekil 2.36'ya bakılacak olursa, aynı projeksiyonlardan farklı görüntüler elde edilebilir. Yani aynı açıda ve aynı projeksiyon için farklı görüntüler elde edilmiştir, sonuçta elde edilen görüntülerden hangisinin gerçek görüntü olduğunu saptamak zorlaşır [1].



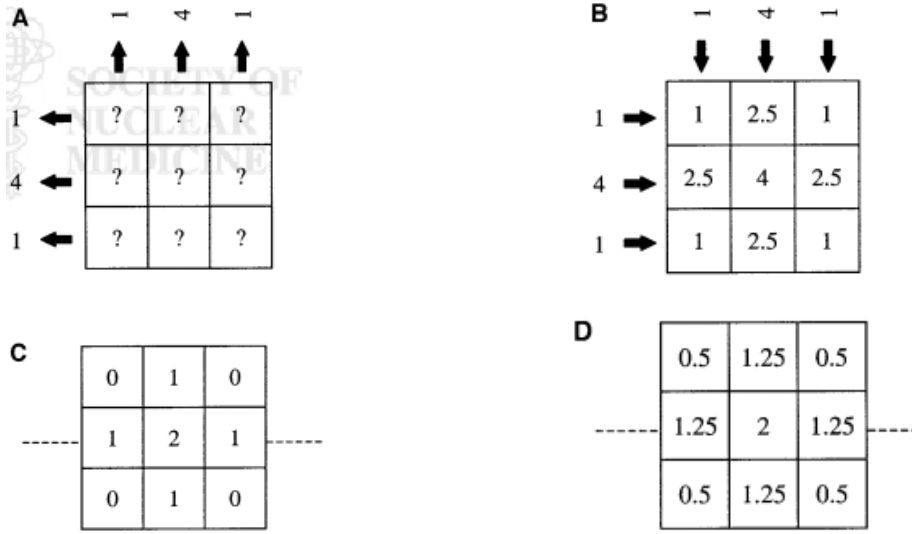
Şekil 2.36 $\theta = 0^\circ$ için aynı projeksiyon olmasına rağmen elde edilen farklı görüntüler.

Projeksiyona bağlı başka bir problem ise, projeksiyon sayısının matris boyutuna göre düşük olmasıdır ve sonuçta görüntü üzerinde bir artefakt (yıldız artefakt) ortaya çıkar (şekil.2.37). Projeksiyon sayısı artırılarak bu sorun ortadan kaldırılır [1].



Şekil 2.37 (A) Projeksiyon görüntüleri oluşturacak bir kaynak, (B) Projeksiyon sayısı-1, (C) Projeksiyon sayısı-3, (E) Projeksiyon sayısı-16 , (G) Projeksiyon sayısı-64

Şekil 2.37'de gösterildiği gibi geriye projeksiyon işleminin sonucunda elde edilen görüntüde yıldız artefakt ortaya çıkmaktadır. Bunun sebebi, bilgisayar kaynağın pozisyonunu tam bilmediği için tüm ışın boyunca ve tüm piksellere aynı değer vermesidir (şekil 2.38). Başka bir ifade ile kaynak görüntüsü tam gerçek kaynağı temsil etmemektedir. Ancak bu sorun filtre geriye projeksiyon yöntemi ile çözülmüştür [1].



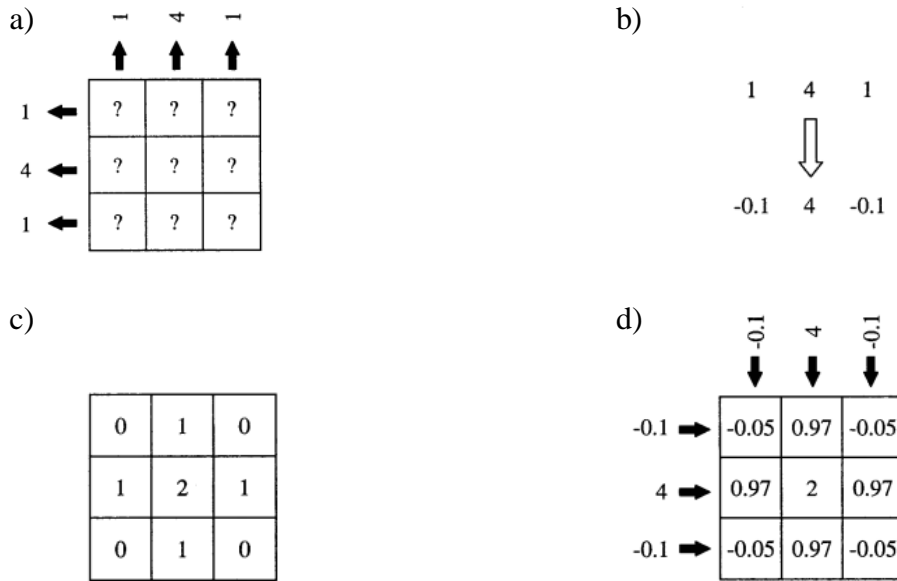
Şekil 2.38 (A) Farklı iki açıda projeksiyon bilgileri, (B) Projeksiyon bilgilerinden piksel değerlerinin bulunması, (C) A'daki projeksiyon bilgilerini veren gerçek görüntü, (D) C'deki maksimum piksel değerine normalize edilen sonuç görüntüsü

2.12.3 Filtrelenmiş Geriye Projeksiyon Yöntemi (Filtered Backprojection- FBP)

Kesit görüntülerine uygulanan filtrenin önemi ve etkisini iyice anlamak için, uzaysal frekans konsepti iyice bilinmelidir. Görüntü frekansları tıpkı ses frekanslarına benzemektedir. Yüksek frekanstaki seslerin duyulabilmesi için belirli bir süre içerisinde, ses genliğinin çok hızlı bir şekilde değişmesi gerekmektedir. Benzer şekilde, görüntüdeki yüksek frekansları gözlemlemek için, genliklerinin belirli bir mesafe içerisinde çok hızlı değişmesi gerekmektedir [1]. Bunun için görüntüdeki frekans, uzaysal frekans olarak adlandırılır. Örneğin 4'lü ve 64'lü bir dama tahtası sırasıyla düşük ve yüksek uzaysal frekanslı bir görüntüyü temsil eder. Genelde bu filtreler daha önce açıklandığı gibi, görüntüdeki bulanıklıkları ortadan kaldırmak amacıyla kullanılır. Geriye projeksiyon sonucunda ortaya çıkan bulanıklıkları ortadan kaldırmak için çözüm, geriye projeksiyon bilgilerinin filtre edilmesidir. Buna filtre geriye projeksiyon tekniği (FBP) denir. Pratikte elde edilen görüntüde farklı frekanslarda bileşenler bulunmaktadır ve filtre işlemi bu bileşenlere verilen ağırlık olarak tanımlanır. Sonuçta filtre geriye projeksiyon işleminin matematiksel olarak ifadesi aşağıdaki gibi verilir.

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \hat{g}(s, \theta) d\theta \quad (16)$$

Burada $f(x,y)$ kesit görüntüsü, $\hat{g}(s,\theta)$ ise $g(s,\theta)$ 'nin Ramp filtresi ile filtre edilmiş halidir. Filtre işlemi gerçekleştirilirken, görüntüdeki her bileşene verilen ağırlık frekansı ile orantılıdır. Filtre işlemi bittikten sonra projeksiyonlarda negatif değerler bulunabilir. Ancak bu negatif değerler pozitif değerlerle birbirlerini yok eder ve sonuçta bulanıklık azalmış olup görüntü kenarları da keskinleşmiş olur (Şekil 2.39). Ancak bu filtre yüksek geçiren bir filtre olduğu için görüntü üzerindeki gürültü miktarı da daha baskın hale gelmiş olur. Bunun için kesit görüntülerinde her zaman Ramp filtre ile pencere fonksiyonu kullanılır. Ancak gürültü azalırken görüntü keskinliği de kaybolur ve sonuçta ayırma gücünde bir miktar azalma gerçekleşir.



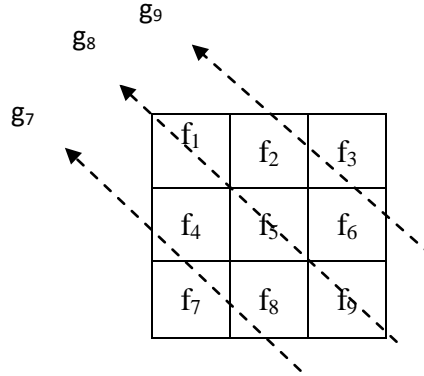
Şekil 2.39 (a) Farklı iki açıda projeksiyon bilgileri, (b) Projeksiyon bilgilerinin filtre (Ramp) edilmesi sonucunda ortaya çıkan negatif bilgiler, (c) a'daki projeksiyon bilgilerini veren gerçek görüntü, (d) Filtre geriye projeksiyon işleminin sonucunda elde edilen görüntü

Kesit görüntüsü oluşturmak için aşağıdaki ifadenin çözümünün bulunması gerekmektedir [1].

$$g = A \cdot f \quad (17)$$

$$\begin{aligned}
 f_3 + f_6 + f_9 &= g_1 \\
 f_2 + f_5 + f_8 &= g_2 \\
 f_1 + f_4 + f_7 &= g_3 \\
 f_1 + f_2 + f_3 &= g_4 \\
 f_4 + f_5 + f_6 &= g_5 \\
 f_7 + f_8 + f_9 &= g_6
 \end{aligned}
 \quad ; \quad A = \begin{bmatrix} 001001001 \\ 010010010 \\ 100100100 \\ 111000000 \\ 000111000 \\ 000000111 \end{bmatrix} \quad (18)$$

(18) ve (19) eşitlikler, 3x3'lik matris, 0° ile 90° açılarda alınan projeksiyonlar için geçerlidir. Ancak pratikte durum farklıdır çünkü projeksiyon bilgileri, daha önce gösterildiği gibi 0° ile 180° arasında alınır. Bunun için 90° ile 180° arasındaki alınan projeksiyon bilgileri (g) aşağıdaki gibi verilebilir.



Burada :

$$\begin{aligned}
 2(\sqrt{2}-1)f_4 + (2-\sqrt{2})f_7 + 2(\sqrt{2}-1)f_8 &= g_7 \\
 \sqrt{2}f_1 + \sqrt{2}f_5 + \sqrt{2}f_9 &= g_8 \\
 2(\sqrt{2}-1)f_2 + (2-\sqrt{2})f_3 + 2(\sqrt{2}-1)f_6 &= g_9
 \end{aligned} \quad (19)$$

Yukarıda gösterildiği gibi eşitlikler (18) ve (19) açıya bağlı olarak değiştiğinden dolayı projeksiyon bilgileri de değişmektedir. Yani projeksiyon açısı değişince A değerleri de değişir. Çünkü A, piksel içerisinde ışın boyunca kat edilen mesafe olarak temsil eder ve sonuçta bu mesafe açıya bağlı olarak değişir [27].

Buradaki amaç eşitlik 17'nin çözümünü bulmak, yani f değerlerini belirlemektir. Ancak bu işlem kolay bir işlem değildir, çünkü f değerlerin belirlenmesi için bir takım denklemlerin (18 ve 19 gibi) çözülmesi gerektirir. Tekrarlayıcı algoritmasındaki genel prensip, bir çok ardışık tahmini çözümlerle (17) eşitliğinin çözümünü bulmaktır. Bu algoritmaya göre, tahmini çözümlere karşı gelen projeksiyon bilgileri, ölçülen projeksiyon bilgileri ile karşılaştırılır. Karşılaştırma sonucu, tahmini çözümünü güncellemek için kullanılır ve sonuçta yeni bir tahmini çözüm elde edilir. Örnek olarak, ilk tahmini çözüm (f değerleri), genelde homojen bir görüntü olarak seçilir (tüm f değerleri 0 veya 1). Bu amaç için, tekerarlayıcı tekniğinin bir örneği olduğu için, cebirsel teknikler kullanılır (ART- Algebraic Reconstruction Technique). Sonuçta eşitlik 17'nin çözümü, tekrarlayıcı algoritmaya göre aşağıdaki gibi verilir.

$$f_j^{(k+1)} = f_j^k + \frac{g_i - \sum_{j=1}^N f_{ji}^k}{N} \quad (20)$$

Burada $f_j^{(k)}$ ve $f_j^{(k+1)}$ sırasıyla, ilk seçilen tahmini çözüm (görüntü) ve karşılaştırılma sonucunda elde edilen güncellenmiş görüntülerdir. N, i ışın boyunca piksel sayısıdır.

$\sum_{j=1}^N f_{ji}^k$, i ışın boyunca N pikseldeki toplam sayıdır. g_i , i ışın boyunca projeksiyon

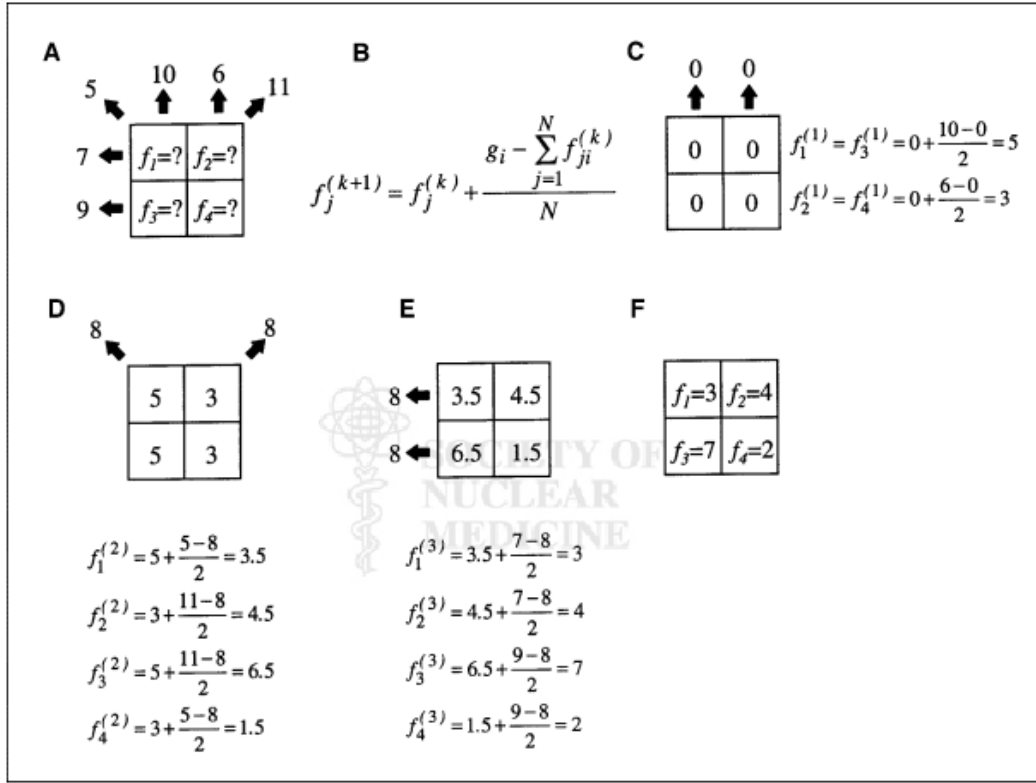
bilgileri ve k ise karşılaştırma sayısıdır (tekrar sayısı). Yukarıda görüldüğü gibi, (20) eşitliği iki kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısım ($f_j^{(k)}$) tahmini olarak seçilen görüntü

ve ikinci kısım ($\frac{g_i - \sum_{j=1}^N f_{ji}^k}{N}$) düzeltme kısmıdır (düzeltme faktörü). Düzeltme kısmında

görüldüğü gibi, ölçülen ve tahmin edilen projeksiyonlar birbirileri ile yakın değerlerde olması durumunda arasındaki fark çok küçük olacaktır ve sonuçta yeni ölçülen ve ilk başta tahmini olarak seçilen görüntü birbirileri ile aynı olacaktır. Bunun için tekrar sayısı (karşılaştırma sayısı) arttıkça (20) eşitliğindeki düzeltme faktörü minimuma inecektir ve elde edilen görüntü (çözüm), gerçek görüntüye yaklaşacaktır.

Şekil 2.40'da 2x2'lik görüntü matrisi için tekrarlayıcı tekniğin çalışma prensibi gösterilmektedir. Ancak tahmini görüntü ile ölçülen görüntü arasındaki farkı

minimumu indirmek amacıyla farklı tekrarlayıcı teknikler ortaya çıkmıştır. Bunlar; MLEM, OSEM ve MAP algoritmalarıdır.



Şekil 2.40 Cebirsel tekniğinin (ART) çalışma prensibi [1]

2.12.4.1 MLEM Algoritması - Maximum Likelihood Expectation Maximization

Hatırlanacak olursa, bizim amacımız $g=A \cdot f$ ifadesinin çözümünü bulmaktır, yani görüntüyü oluşturan f değerlerini belirlemektir. Radyoaktivite azalımı, poisson dağılımına göre bir davranış gösterdiği için g değerleri de ona göre farklı olacaktır. Ancak poisson dağılımı dikkate alınmadığı takdirde her bir g değeri için bir f değeri (çözüm) elde edilecektir. MLEM algoritmasının genel amacı f değerlerini belirlemek için en ideal tahmini çözümü (görüntü) belirlemektir. Burada f , sinogram görüntüsü (g) oluşturacak radyoaktif azalımın (\bar{f}) ortalama sayısıdır. Poisson dağılımı kullanılarak dedekte edilen sayım miktarı tahmin edilebilir. MLEM algoritmasında tekrarlama işlemi iki adımdan oluşur. (a) beklenti adımı (expectation step), bu adımda ölçülen görüntü olasılığını ifade eden formüller oluşturulur, (b) maksimizasyon adımı

(maximization step), bu adımda büyük bir olasılıkla ölçülen verileri verecek görüntü bulunur. MLEM algoritmasının matematiksel ifadesi aşağıdaki gibi verilmektedir:

$$\bar{f}_j^{(k+1)} = \frac{\bar{f}_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^n a_{ij}} \sum_{i=1}^n \frac{g_i}{\sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j^{(k)}} a_{ij}. \quad (21)$$

Burada, ($\bar{f}_j^{(0)}$) ilk seçilen tahmini görüntüdür ($k = 0$) ve bu görüntü homojen veya FBP tekniği ile alınan bir görüntüdür. Dikkate edilmesi gereken şey ilk seçilen tahmini görüntü sıfır veya negatif seçilmemelidir, çünkü (21) eşitliğinde görüldüğü gibi ilk seçilen görüntü ($\bar{f}_j^{(0)}$) başka faktörlerle çarpılmış durumunda dolayısıyla sonuç

görüntüsü sıfır veya negatif çıkacaktır. ($\frac{g_i}{\sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j^{(k)}}$) faktörü, i bölme sayısı için, ölçülen

ve tahmin edilen sayıların oranıdır. $\sum_{i=1}^n \frac{g_i}{\sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j^{(k)}} a_{ij}$ faktörü ise, j piksel için bu oranın

geriye projeksiyonudur. (21) ifadesi piksel piksel uygulanır ve tüm görüntüdeki pikseller için aşağıdaki gibi verilir.

$$\text{Görüntü}^{(k+1)} = \text{Görüntü}^{(k)} \times \text{Normalize edilmiş (ölçülen projeksiyonlar / projeksiyon sayısı)} \quad (22)$$

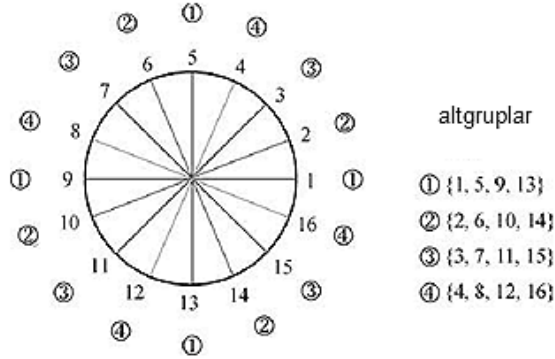
(21) eşitliğine göre belirli bir tekrar sayısı (k) için tahmini olarak seçilen görüntü için yeni bir görüntü elde edilir. Ayrıca bir görüntü elde edildikten sonra bu görüntüye ait projeksiyonların simüle edilmesi mümkündür. Simüle edilmiş projeksiyonlar ölçülen projeksiyon ile karşılaştırılarak ikisinin arasındaki fark en son elde edilen görüntüyü güçellemek için kullanılır ve sonuçta yeni bir görüntü ($k+1$ tekrarlı) elde edilir.

Bu işlem birkaç kere tekrarlanır, ancak MLEM yöntemi oldukça yavaştır bunun için tekrar sayısı 50-200 arasında gerekmektedir.

2.12.4.2 OSEM Algoritması – Ordered Subset Expectation Maximization

MLEM algoritmasını hızlandırmak amacıyla bu algoritma **Hudson** ve **Larkin** tarafından geliştirilmiştir [1]. Bu algoritmada projeksiyonlar dizisi belli bir alt gruplara

altgrup sayısı (subset) ayrılır. Örneğin 16 projeksiyon için, bu projeksiyonlar 4 alt gruba ayrılabilir ve her bir alt grup 4 görüntü içermektedir (Şekil 2.41) .



Şekil 2.41 Toplam 16 projeksiyon 4 altı gruba ayrılmıştır

Her alt gruptaki projeksiyon sayısının eşit olması çok önemlidir, çünkü projeksiyonların eşit olması durumunda algoritmayı daha iyi anlayabilmek için bir kolaylık sağlamaktadır. Daha sonra MLEM algoritması her alt grup için sırayla tek tek uygulanır. Örneğin, OSEM algoritmasında 4 alt grup kullanılırsa, OSEM algoritması standart MLEM algoritmasına göre yaklaşık 4 kat daha hızlandırılmış olur. Böylece görüntü elde etme süresinden kısaltılmış olur.

2.13 Tomografik Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler

Tomografik görüntüleme doğal olarak ortaya çıkan ve görüntü kalitesini bozan bazı fiziksel faktörler vardır. Bunlar;

- Gürültü (noise)
- Foton azalımı (attenuation)
- Foton saçılımı (scatter)

Bu faktörlerin görüntüden tamamen kaldırılmaları mümkün değildir, ancak bazı yöntemler kullanılarak etkileri azaltılabilir [11].

2.13.1 Gürültü

Gürültü, bir obje (aktivite dağılımı homojen) görüntüsünün sayım dağılımındaki dalgalanmaların bir ölçüsüdür. Gürültü sistematik ve sistematik olmayan olmak üzere ikiye ayrılabilir. Sistematik olmayan gürültü, sınırlı sayıda foton deteksiyonundan

kaynaklanır ve poisson istatistiği ile ifade edilir. Poisson istatistiğine göre standart sapma (σ) ortalama sayımın (N) kareköküdür. Görüntüdeki gürültünün ölçüsü olan rms (Root- Mean -Square) standart sapmanın ortalama sayıma oranıdır.

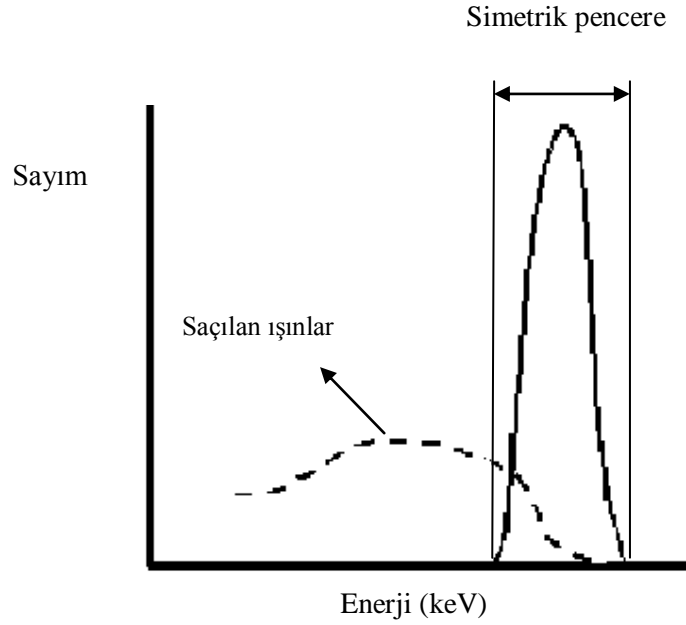
$$\sigma = \sqrt{N} , \quad \text{rms} = \frac{\sigma}{N} = \frac{\sqrt{N}}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}} \rightarrow \% \text{ rms} = \frac{1}{\sqrt{N}} \times 100 \quad (23)$$

Görüntüdeki gürültüyü sayım miktarı belirler. Başka bir ifade ile gürültü azaltma yöntemlerinden bir tanesi sayım miktarının artırılmasıdır. Örneğin 64x64 'lük bir görüntü matrisi için 1 milyon sayım (1M) içeren bir görüntüde, piksel başına ortalama sayım 244 bulunacaktır. Bu sayım miktarı için standart sapma 15.6'dır. Teorik olarak bu görüntü için % rms, % 6.4 olacaktır. 10M sayım toplanması durumunda % rms, % 2 olacaktır. Hasta çalışmalarında hastaya verilen aktivite sınırlı olduğu için sayımın artırılması ancak sayım süresinin artırılması ile mümkündür. Sayım süresinin artırılması durumunda hastanın çekim sırasında hareket etme olasılığı artıracığı için görüntüde hareket artefaktları ortaya çıkabilmektedir. Sistemik gürültü ise, kesit görüntülerinin elde edilmesi sırasında ortaya çıkar. Geriyeye projeksiyon sırasında, hastaya ait bilgilerle birlikte gürültü de kesit görüntüsü matrisi boyunca geriye yansıtılır. Farklı açılardan geriye yansıtılan projeksiyonlara ait gürültülerin de üst üste binmesi, gürültü baloncuklarının (noise bulb) oluşmasına neden olur. Bunun yanı sıra kesit görüntüsü elde edilmesinde filtre kullanımı (Yokuş ve Hanning) ile gürültü miktarı azaltılmaktadır. Bir görüntüde % rms (gürültü) hesaplarken, görüntü üzerinde ROI (Region Of Interest) çizilir. Alandaki ortalama sayım ve standart sapma bilgisayar tarafından hesaplanır ve yukarıdaki formül (23) ile % rms hesaplanır.

2.13.2 Saçılan Fotonlar

Hasta içerisinden saçılan fotonların görüntü kalitesi üzerinde önemli etkileri vardır. Hasta içerisinde saçılma nedeni ile yön değiştiren fotonlar, dedekte edilmeleri durumunda farklı bir pozisyondan gelmiş gibi görüntülenir ve sonuçta sistemde kayıt edilen bilgi hatalı bilgi sayılacaktır. Saçılan fotonların görüntü üzerindeki etkisini ortadan kaldırmak amacıyla farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlardan bir tanesi simetrik pencere yöntemidir. Pencere kullanımı ile saçılan fotonların büyük bir kısmı

görüntüye alınmadan atılır. Buna rağmen düşük açılarda saçılan fotonlar az enerji kaybettikleri için pencere içerisine de girebilirler. Klinik uygulamalarda SPECT sisteminde fotopik eneji (140 keV) tam pencere merkezine gelecek şekilde ve pencere genişliği de ± 15 keV olarak seçilmektedir (Şekil 2.42).



Şekil 2.42 Pencere yöntemi ile foton saçılım düzeltmesi

Saçılan fotonların etkisi kontrast ile ölçülür. Kontrast, hasta içerisindeki bir oluşum (lezyon, nodül gibi) veya bir objenin sayım miktarının, çevresindeki (Background) sayım miktarına olan farklılığı olarak tanımlanır. Eğer objenin sayımı, çevre sayımından fazla ise obje "sıcak"; az ise "soğuk" olarak adlandırılır [11].

Kontrast ölçümü, obje ve çevre üzerinde çizilen ROI'ler ile gerçekleştirilir ve aşağıdaki formülden hesaplanır.

$$Kontrast(C) = \frac{|BG - Lezyon|}{BG} \quad (24)$$

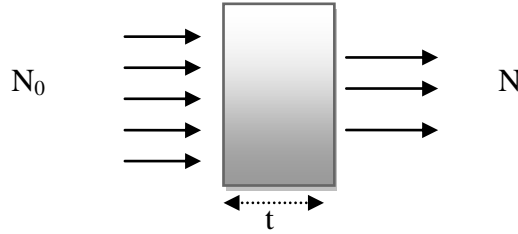
BG: Çevredeki ortalama sayım

Lezyon : Lezyondaki ortalama sayım

Saçılan fotonların pencere içerisindeki oranının artması kontrastı azaltır. Geniş pencere kullanımı ile bu oranı artacağı için kontrast azalır.

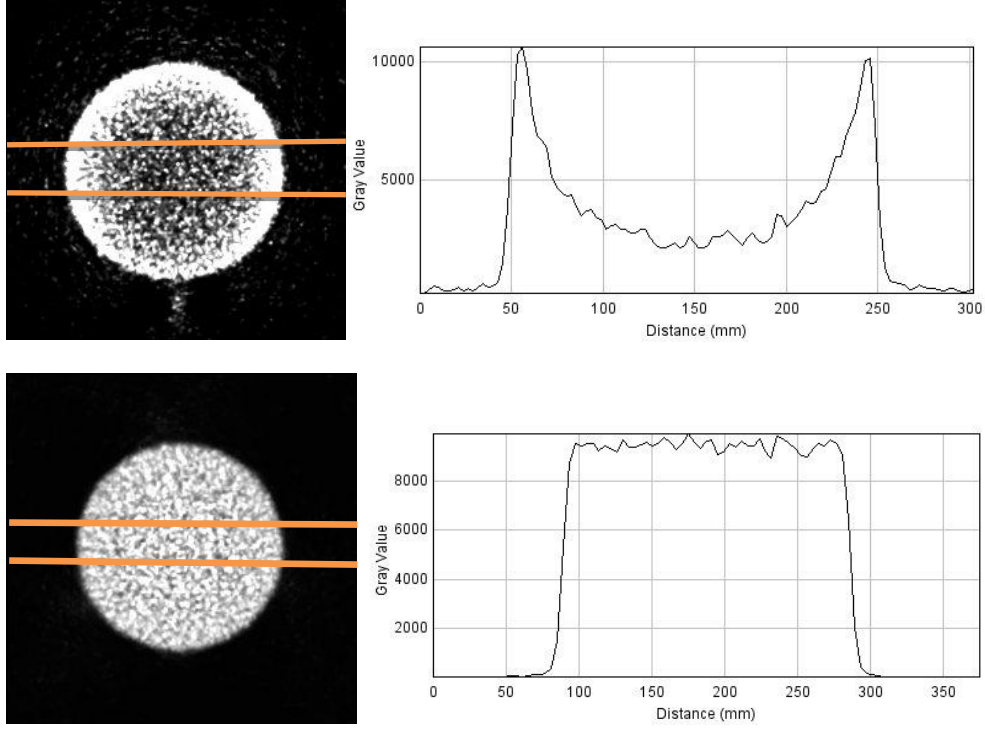
2.13.3 Foton Azalımı

Foton azalımı, görüntü kalitesini etkileyen diğer bir faktördür. Radyolojik uygulamalarda foton azalımı görüntülemenin temelini oluştururken, nükleer tıpta istenmeyen bir etkidir. Hasta içerisinde çıkan fotonlar vücudu geçerken soğurulmaya uğrarlar [10].



$$N=N_0 \exp(-\mu t) \quad (25)$$

Burada gelen ve geçen foton şiddetleri N_0 ve N ile verilirken μ ve t ortamın doğrusal soğurma katsayısı ve kalınlığıdır. μ ortamın yapısına ve foton enerjisine bağlıdır. Bu soğrulma, hastanın iç bölgelerinden gelen fotonlarda, kenarlardan gelenlere göre daha fazladır. Bu nedenle kesit görüntülerindeki aktivite dağılımı, gerçek dağılımı yansıtmamaktadır. Yeni çıkan nükleer tıp görüntüleme sistemlerinde foton azalımını düzeltmek için bilgisayarlı tomografi sistemleri kullanılmaktadır. Foton azalımı görsel olarak, homojen bir objenin kesit görüntüsünün merkezinden geçen bir profil yardımıyla değerlendirilebilir (Şekil 2.43). Şekilde görüldüğü gibi aktivite dağılımı homojen bir silindirin kesit görüntüsünde, iç kısmındaki sayım yoğunluğu kenarlara göre daha düşüktür.



Şekil 2.43 Foton azalımlı (üst), azalımsız (alt) Jaszczak fantomun kesit görüntüsü

2.13.4 Foton Azalımının Düzeltilmesi

Foton azalımının, kesit görüntülerinde kenardan merkeze doğru artan bir şekilde piksel sayımlarını azalttığı ifade edilmişti (Şekil 2.43). Azalımın düzeltilmesi her bir piksele sayım kayıplarının tekrar eklenmesi olarak basitçe ifade edilebilir. Ancak her bir projeksiyon için $N=N_0 \exp(-\mu t)$ olarak verilen azalım ifadesi incelenecek olursa bilinmeyenlerin sayısı t ve μ olmak üzere iki tanedir, ayrıca μ 'nün değeri hem enerji hem de dokuya bağlıdır. Sonuçta tek bir denklemde iki bilinmeyen olduğu için foton azalımının düzeltilmesi basit bir problem olmaktan çıkar. Çözüm için birçok yöntem önerilmiştir [10].

2.13.4.1 Azalım katsayısının (μ) sabit kabul edildiği yöntemler

Soğurucu ortamın homojen olması durumunda μ sadece enerjiye bağlıdır ve azalım düzeltilmesi iki şekilde yapılmaktadır.

a) Düzeltmenin projeksiyonlarda yapılması

Projeksiyonların 360⁰ boyunca elde edilmesi durumunda birbirinden 180⁰ zıt yönde alınmış projeksiyonların aritmetik ya da geometrik ortalamalarının elde edilmesiyle foton azalımı düzeltilebilir.

b) Düzeltmenin kesit görüntülerinde yapılması (Chang Yöntemi)

En fazla kullanılan Chang yönteminde azalım düzeltmesi kesit görüntülerine uygulanır. Hiçbir düzeltmenin yapılmadığı kesit görüntüleri elde edildikten sonra, her piksel için düzeltme faktörleri bulunur. Görüntünün her noktasına uygulanan bu faktörler, belirli sayıdaki projeksiyonlar için ortalama azalımın tersidir. Düzeltme işlemi, her pikselin kendi faktörü ile çarpılması ile elde edilir. Azalım terimi tek bir projeksiyon dikkate alındığı zaman her piksel için $\exp(-\mu t)$ olduğundan düzeltme faktörü de $\exp(\mu t)$ ile orantılı olacaktır. Başka bir ifade ile azalım sonucunda her pikselde ortaya çıkan sayım kaybı tekrar o piksele ilave edilmektedir. Ancak karşılaşılan sorun ortamın kalınlığı (t) bilinmemesidir. Bunun için kesit görüntüsüne kenar algılayıcı filtre kullanılır ve elips gibi bir geometrik şekil uyarlanarak her pikselin organ sınırına olan mesafeleri saptanır. Şekil 2.44'da görüldüğü gibi bir pikselden 4 ışın geçmesi durumunda ortalama azalım faktörü aşağıdaki gibi yazılır [10].

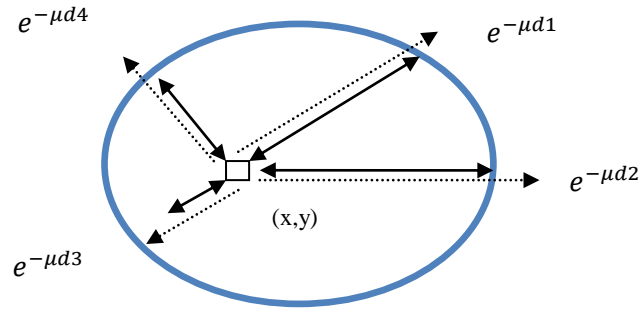
$$A.F = \frac{1}{n} [e^{-\mu d_1} + e^{-\mu d_2} + e^{-\mu d_3} + e^{-\mu d_4}] \quad (26)$$

Burada sadece $n = 4$ projeksiyon dikkate alınmıştır. Bu ortalama azalımın tersi ise bu pikseldeki sayımların çarpılacağı düzeltme faktörünü (DF) verecektir. Daha genel bir durum için bu faktör aşağıdaki gibi yazılır.

$$D.F = \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M e^{-\mu d_{\theta i}} \right]^{-1} \quad (27)$$

$$f(x,y) = g(x,y) \times D.F \quad (28)$$

Burada $g(x,y)$ ve $f(x,y)$ sırasıyla düzeltilmemiş ve düzeltilmiş görüntüleri vermektedir. M ise her piksel için dikkate alınacak projeksiyon sayısıdır, $d_{\theta i}$ ise, θ açısındaki projeksiyon için (x,y) noktasından vücut sınırına kadar olan mesafedir.



Şekil 2.44 Dört farklı açıda piksele uygulanacak düzeltme faktörlerinin belirlenmesi.

2.13.4.2 Sabit olmayan azalım katsayısının (μ) kullanıldığı yöntemler

Kalp ve akciğer gibi organların görüntülenmesinde her projeksiyon boyunca μ değerleri farklı olan dokular vardır. Böyle durumlarda sabit bir μ kullanılması görüntülerde bozulma ve nümerik değerlendirmelerde hatalara yol açar. Bu nedenle, kesit görüntülerinin elde edileceği vücut kısmının μ haritası öncelikle çıkarılır. Daha sonra Chang düzeltme yönteminde sabit μ yerine her nokta için elde edilmiş μ değerleri kullanılabilir. Ancak azalım katsayısını belirlemek üzere iki yöntem bulunmaktadır. Bunlar, vücut dışında bulunan kaynakların ve klasik x-ışın görüntülerinin kullanıldığı yöntemlerdir [10].

a) Vücut dışında bulunan kaynaklar ile μ değerlerinin saptanması (transmisyon görüntüleri)

Bu yöntemde, vücut dışına yerleştirilen kaynaktan çıkan fotonlar hastadan geçtikten sonra dedektöre ulaşırlar ve sonuçta vücudun foton geçirgenliğinin görüntüsü elde edilir. Bu görüntünün her noktası projeksiyon boyunca ölçülen toplam μ değerini yansıtır. Vücudun şekil ve yapısı homojen olmadığından, azalım katsayısı haritaları her projeksiyon için ayrı ayrı belirlenmelidir. Bunun için transmisyon görüntülerinin farklı açılarda alınması gerekir. $N=N_0 \exp(-\mu t)$ olarak verilen azalım ifadesine dikkat edilecek olursa, hiçbir soğurucunun olmadığı durum için de bir görüntü toplanmalıdır (N_0 'ın bulunabilmesi için). "Boş tarama" olarak adlandırılan bu görüntünün birkaç açıda alınması gerekmektedir. Boş tarama ve transmisyon görüntülerinin birbirlerine oranlarının logaritmaları alınarak her görüntü noktası için μ haritası oluşturulur.

b) BT (x- ışın) görüntüleri ile μ değerlerinin saptanması

PET ve BT sistemlerinin (SPECT ve BT dahil) aynı gantride bulunmalarının avantajları, transmisyon ve emisyon görüntülerinin peş peşe alınmaları ve hasta hareketlerinden veya hasta pozisyon farklılıklarından kaynaklanabilecek görüntü bozuklukların azaltılmış olmasıdır. Gantri içinde bulunan x-ışın tüpünden çıkan ve yüksek akıya sahip olan fotonlar hasta vücudundan geçtikten sonra detektörlere ulaşır ve sistem tarafından bir görüntü matrisi (Hounsfield Numaraları-HU) olarak kayıt edilir. Daha sonra HU numaraları, dokuya ve emisyon görüntüsünde kullanılan izotop enerjisine uygun azalım katsayıları ile yer değiştirir. Daha sonra SPECT veya PET ile aynı matris, kesit kalınlığı ve aynı kesit pozisyonunda olacak şekilde düzenlenir ve doğrusal azalım katsayısı (μ) haritaları elde edilir [10].

2.14 SPECT Sisteminin Performans Özellikleri

Bu bölümde SPECT sisteminin performansını belirleyen parametreler, ölçüm yöntemleri ve bu parametrelere etki eden faktörler üzerinde durulacaktır [11].

2.14.1 Homojenite

Dedektör, homojen bir kaynak ile her noktasında eşit miktarda ışınlandığında elde edilen görüntüdeki sayım dağılımı, dedektörün homojenitesi olarak tanımlanır. Homojenite değerlendirmeleri, kolimatörsüz (intrinsic) ve kolimatörlü (extrinsic) olmak üzere iki şekilde yapılır. Bu değerlendirmeler görsel veya sayısal olarak yapılabilir. Görsel değerlendirmede alınan homojenite görüntüsü, daha önce elde edilmiş ve geçerliliği kanıtlanmış homojenite görüntüsü ile karşılaştırılır. Ayrıca bu karşılaştırma, görüntüyü inceleyen kişiye bağlı olacaktır (Şekil 2.45).

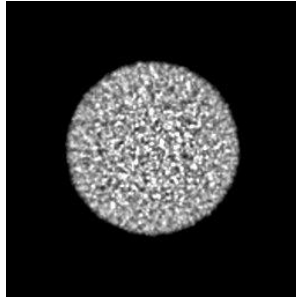
Sayısal değerlendirme genelde NEMA tarafından önerilen yöntem ile gerçekleştirilir. Bu yöntem, günümüzde tüm üretici firmalar tarafından standart olarak kabul edilmiştir. Yöntemdeki iki değerlendirmeden biri olan "Integral Homojenite", detektör görüş alanındaki sayım yoğunluğunun maksimum sapması olarak tanımlanır ve aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$\% \text{ Integral Homojenite} = \frac{C_{\max} - C_{\min}}{C_{\max} + C_{\min}} \times 100 \quad (29)$$

Burada, C_{\max} ve C_{\min} görüş alanı içerisindeki maksimum ve minimum sayımlardır. Diğer değerlendirme olan "Diferansiyel Homojenite" ise belirli bir mesafedeki (örneğin 5 piksel mesafesi) sayım yoğunluğunun maksimum değişim hızı olarak tanımlanır ve aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$\% \text{ Diferansiyel Homojenite} = \frac{S_{\max} - S_{\min}}{S_{\max} + S_{\min}} \times 100 \quad (30)$$

Burada, S_{\max} ve S_{\min} seçilen mesafedeki maksimum ve minimum sayımlardır. NEMA standartlarına göre integral homojenite % 10'den ve Diferansiyel Homojenite % 5'dan küçük olmalıdır.



Şekil 2.45 SPECT/CT sisteminde alınan homojenite görüntüsü

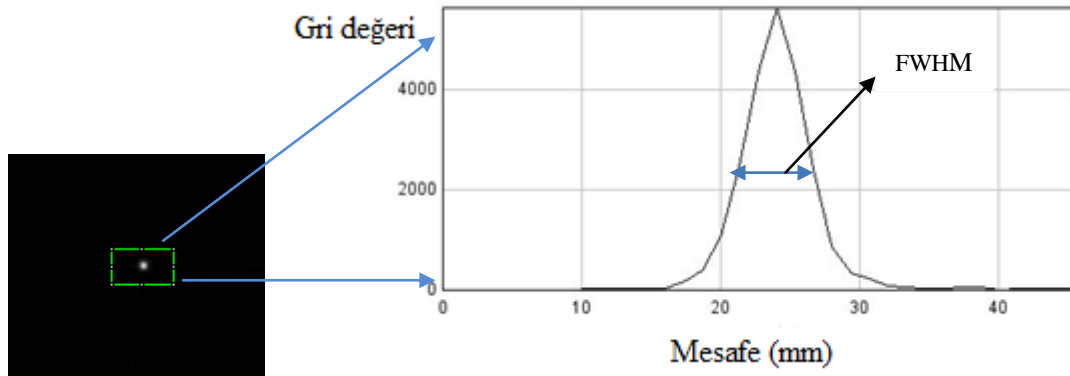
Homojenite kusuru nedeni ile kesit görüntüsünde, dönme merkezi etrafında sıcak veya soğuk bir ring şeklinde homojenite bozuklukları (Ring artefaktlar) meydana gelir. Homojenite bozuklukları dedektör ve sistem elektroniğinden kaynaklanmaktadır. Bunlar fotoçoğaltıcı tüp kazançlarının uygun ayarlanmaması, bir veya birkaç tüpün çalışmaması, kristaldeki kusur ve kırılmalar, kristali tüpe bağlayan jelin homojen olmaya dağılımı, yüksek sayım hızında bilgi toplama ve puls yükseklik analizörünün (PHA) hatalı ayarlanmasıdır [10].

2.14.2 Uzaysal Ayırma Gücü

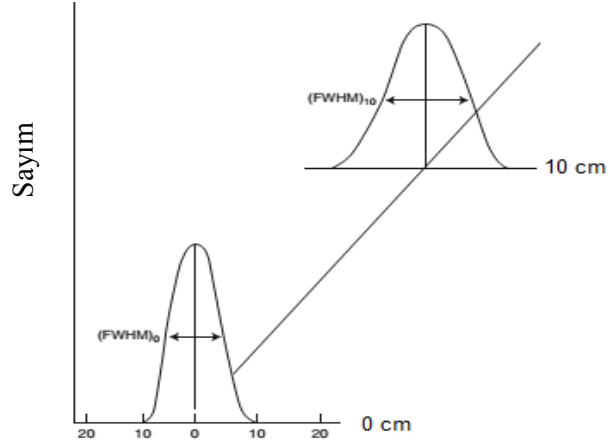
Detektörün birbirine yakın iki objeyi ayrı ayrı görüntüleyebilme yeteneğine uzaysal ayırma gücü denir. Uzaysal ayırma gücü değerlendirmelerinde, noktasal ve çizgisel kaynaklar, NEMA ayırma gücü fantomu ve diğer ayırma gücü fantomları kullanılabilir. NEMA ayırma gücü fantomu ile noktasal veya çizgisel kaynaklar kullanılarak elde edilen görüntü üzerinde profil çizilerek uzaysal ayırma gücü sayısal olarak (FWHM) ölçülebilir (Şekil 2.46). Bu profiller Gauss eğrisi şeklinde olacaktır. Bu eğrinin yarı yükseklikteki tam genişliği (FWHM) uzaysal ayırma gücünü verir.

Kristal kalınlığı, fotoçoğaltıcı tüp sayısı, detektör-kaynak mesafesi (Şekil 2.47) ve kolimatör, sistemin uzaysal ayırma gücünü etkileyen faktörlerdir. Kristal kalınlığı arttıkça kristal içerisinde ışık dağılımı nedeni ile ayırma gücü azalmaktadır (FWHM değeri artar). Kaynak- detektör mesafesi arttıkça farklı yönlerden saçılan ışınlar kristale ulaşarak ayırma gücünü bozmaktadır. Fotoçoğaltıcı tüp sayısı arttıkça ayırma gücü iyileşir. sonuçta uzaysal ayırma gücüne etki eden faktörler aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir.

- 1) Detektör tasarımı
- 2) Kolimatör seçimi ve dönme çapının uzunluğu
- 3) Projeksiyon sayısı, matris boyutları ve sayım istatistiği
- 4) Kullanılan kesit algoritması ve uygulanan filtre



Şekil 2.46 Noktasal kaynak ile ayırma gücünün nümerik olarak değerlendirilmesi



Şekil 2.47 Uzaysal ayırma gücünün mesafe ile değişimi

2.15 PET Sistemin Performans Özellikleri

PET sistemi performansını belirleyen birçok parametre mevcuttur. Uzaysal ayırma gücü, tesadüfi sayım hızı, hassasiyet, foton azalımı, radyoaktif azalım ve saçılan ışınlar performansı etkileyen fiziksel sorunlardır ve her biri için düzeltme teknikleri önerilmiştir. Sistemin performansını belirlemek için sistemin tasarımı ile de ilgili özelliklerin ölçülmesi gerekir ve bu NEMA (National Electrical Manufacturers Association) tarafından önerilen ölçüm protokollerinin standart kabul edilmesi ile gerçekleştirilir. NEMA tarafından ilk önerilen NU94 yöntemleri daha sonra 2001 yılında PET sistemlerinin tüm gövde ve 3B taramalarındaki performanslarını da ölçecek şekilde NU01 yöntemleri ve son olarak da 2007 yılında NU07 standartları olarak genişletilmiştir [7].

2.15.1 Uzaysal ayırma gücü

PET uzaysal ayırma gücü, sistemin iki ayrı noktayı ayırt etme kabiliyetini ifade eder. Görüntülenebilen ayrı kaynaklar arasında mesafe azaldıkça, ayırma gücü daha iyi olmaktadır. PET sistemlerinde uzaysal ayırma gücünü etkileyen fiziksel ve tasarım özelliklerine bağlı faktörler vardır. Pozitronun menzili ilk faktördür. PET sistemi pozitron azalımı yapan radyoaktif çekirdeğin değil, yok olma fotonunun yerini detekte eder. Pozitron yok oluncaya kadar ortamda zikzaklı bir yol alarak birçok etkileşme

yapar. Bu uzunluk pozitronun enerjisine bağlıdır ve pozitron menziline uzundur. PET uygulamalarında kullanılan farklı izotoplara ait pozitron enerjilerinin uzaysal ayırma gücüne etkilemesi FWHM (yarı yükseklikteki tam genişlik) olarak 1- 1,5 mm arasında olup azalan pozitron enerjisi ile ayırma gücü iyileşir. Uzaysal ayırma gücünü etkileyen ikinci faktör, pozitron ve elektronun tam etkileştikleri anda tamamen hareketsiz olmamalarıdır. Bu parçacıkların düşük momentumları, aralarındaki yayılma açısının 180° 'den daha farklı (yaklaşık $0,25^\circ$) olmasına neden olur, bu etkiye doğrusallıktan sapma denir. Sistem hassasiyetini arttırmak için kalın kristallerin (2-3 cm) kullanılması durumunda, yok olma fotonlarının kristalin herhangi bir derinliğinde etkileşmeleri söz konusudur, bu ise PET görüntülerinde uzaysal ayırma gücünü bozan etkileşme derinliği sorununu ortaya çıkarır. Etkileşim derinliği bir düzeltme faktörünün kullanılmasıyla ortadan kaldırılmaya çalışılır. İlk kullanılan düzeltme faktörü sintilatör içerisindeki etkileşme sonucunda meydana gelen ışığın, kristalin ön ve arka taraflarında bulunan foto tüp ve foto diyotlar ile paylaşılmasına dayanmaktadır. Foto tüp ve foto diyotlara ulaşan ışık miktarı etkileşme derinliğine bağlı olduğundan etkileşme noktasına daha yakın olan ışık dedektörünün sinyali daha şiddetli olacaktır. Diğer düzeltme tekniğinde ise, tek değil iki farklı kristal üst üste yerleştirilmiştir [7].

2.15.2 Tesadüfi Sayım Hızı

Tesadüfi sayım hızı daha önce bahsedildiği gibi, eş zamanlı fotonların dedeksiyonunda birbiri ile bağlantılı olmayan fakat çok kısa bir zaman aralığında oluşmuş iki farklı yok olma olayına ait birer fotonun detekte edilmesi sonucu oluşur. Sistem farklı yok olma olaylarından gelen bu fotonları eş zaman penceresi içinde algıladığından eş zamanlı fotonlar olarak kabul edecektir. Bu durum düzeltme yapılmazsa görüntü kontrastını bozacak ve artefaktlar oluşturacaktır. Düzeltme tekniği geciktirilmiş eş zaman tekniğidir. Bu teknikte iki tane eş zaman devresi kullanılır. İlk devre tüm gerçek ve tesadüfi eş zaman sayımlarını tüm LOR'lar boyunca ölçer. İkinci devrede ise tüm gerçek eş zamanlı sayımlar kayıt dışı bırakılır. Yani bu devrede detekte edilen fotonlar tesadüfi fotonlardır. Her iki devrede kayıt edilen tek foton sayım hızı aynıdır. Her LOR boyunca ikinci devrede sayılan

tesadüfi fotonlar, birinci devrede kayıt edilenlerden çıkarılır. Çünkü ilk devrede gerçek + tesadüfi, ikinci devrede ise sadece tesadüfi fotonlar sayılmıştır.

2.15.3 Hassasiyet

Hassasiyet, birim aktivite başına saniyede ölçülen gerçek eş zamanlı olayların saptandığı sayım miktarıdır. Sistemin hassasiyeti, tasarım geometrisine ve 511 keV enerjideki fotonların detektör tarafından durdurulma etkinliğine bağlıdır. Geometri, detektöre ulaşan foton sayısını ifade etmektedir. Çapı küçük ve aksiyel yönde geniş tasarımı olan sistemlerin hassasiyeti fazladır. Detektör etkinliği, kullanılan kristalin yoğunluğuna ve etkin atom numarasına bağlıdır. BGO bu durumda sayım etkinliği en yüksek kristaldir. Işık azalım süresi çok hızlı olan LSO ve GSO kristallerinin yüksek sayım hızlarında kullanılması, 3B görüntülerinde yüksek kalitede tüm gövde çalışmalarının yapılmasına olanak vermiştir [10].

2.15.4 Foton azalımı

Görüntüleme ajanının enjekte edilmesi sonrasında vücut içerisindeki organlardan salınan gama fotonları (emisyon görüntüleme), detektörlere ulaşmak üzere yolları üzerindeki değişik yoğunluktaki dokulardan geçerler ve bu esnada belli oranlarda soğurulurlar. Soğurulma miktarı fotonun kat ettiği mesafe ve içerisinden geçtiği dokunun yoğunluğu ile doğru orantılıdır. Örneğin gama fotonları kemik dokusundan geçerken, akciğer dokusunda soğurulduğundan daha çok soğurulur. PET görüntüleme için kullanılan fotonlarının enerjilerinin yüksek olması (511 keV) soğurulmanın belli bir oranda sınırlı kalmasını sağlasa da yüksek çözünürlüklü görüntüler elde etmek için bir düzeltmenin yapılması gerekir. Bu işleme foton azalımı düzeltmesi adı verilir. Bu düzeltmeyi yapmak için fotonların yolu üzerindeki farklı dokulara ait düzeltme katsayılarının belirlenmesine ihtiyaç vardır. Bu bilgiler, PET tarama öncesi 511 keV enerjili bir nokta kaynak (⁶⁸Ge gibi) veya x-ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınarak (transmisyon görüntüleme) sağlanır ve her bir görüntüye bilgisayar tarafından otomatik olarak uygulanır [10].

2.17.5 Radyoaktif azalım

PET çalışmalarında çok kısa yarı ömürlü radyoaktif kaynakların kullanılması ve inceleme süresinin bu yarı ömre göre uzun olması bilgilerin radyoaktif azalıma göre düzeltilmesini gerektirir. Sinogramlar azalımın tersi olan $(0,693t/T_f)$ faktörü ile çarpılır. Burada t çalışmanın başlatıldığı zamana göre sinogramların elde edildiği süredir. T_f ise radyoaktif maddenin fiziksel yarılanma süresini temsil etmektedir.

2.17.6 Saçılan ışınlar

Compton etkileşmeleri sonucunda saçılmış eş zamanlı sayımlar ortaya çıkar. Bu durum, iki saçılmış fotonun iki zıt detektöre eş zaman penceresi içerisinde deteksiyonları şeklinde olur ve hatalı pozisyon bilgilerinin kayıt edilmesine neden olur. Aynı zamanda görüntü kontrastını bozulmasına neden olur. PET sisteminde saçılan fotonların etkisi SPECT'e göre daha fazladır. Bunun nedeni SPECT'de görüntü bozulmasını etkileyen saçılan fotonlar sadece obje boyutları ile sınırlıdır ve havadaki saçılmalar ihmal edilebilir, fakat PET'de saçılan fotonların oluşturdukları LOR'lar objeden geçmeyebilir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri

Bu çalışmada ATATÜRK Eğitim ve Araştırma Hastanesinde bulunan Siemens–Biograph 6 True Point PET/BT ve GE-İnfinia Hawkeye 4 SPECT/BT kullanılmıştır.

3.1.1 Siemens Biograph 6 True Point PET/BT

Bu görüntüleme sistemi aşağıdaki özelliklere sahiptir [37]

PET Özellikleri :

- 3D görüntü toplama özelliği
- Dedektör Ring sayısı: 39 (seçmeli 52)
- Dedektör ring çapı: 84.2 cm
- Kristal bileşimi LSO ve kristal boyutları 4x4x20 mm
- PM tüp başına kristal sayısı: 42
- Görüntü oluşturma algoritmaları : FBP, Iterative (3D-OSEM)
- Görüntü matris seçenekleri : 128x128 , 168x168 , 256x256
- Sistemin görüntü işlemlerinde kullandığı filtreler: Boxcar, Butterworth, Hamming, Hanning, Median, Parzen, Gauss, Sheplogan, Metz ve Winner filtrelerdir

BT Özellikleri :

- Sistem helikal ve çoklu kesit bir sistemdir (Helical-Multislice)
- Kesit kalınlık seçenekleri :1.25 , 2.5, 3, 4, 5, 6, 8 ve 10.0 mm
- X-ışın tüp gerilim seçenekleri: 80 , 110 ve 130 kVp
- X-ışın tüp dönme zamanı seçenekleri : 0.6 , 0.8 1.0 ve 1.5 s
- X-ışın dedektör sayısı 6 tanedir ve Ark şeklindedir
- Dedektörün z eksen yönündeki kalınlığı: 1.00 mm



Şekil 3.1 Siemens Biograph 6 True Point PET/CT

3.1.2 GE İnfina Hawkeye 4 SPECT/CT

Bu görüntüleme sistemi aşağıdaki teknik özelliklere sahiptir [38]

SPECT Özellikleri :

- PM tüp sayısı: 59 ve çapı yaklaşık: 2.53 cm
- Kristal kalınlığı: 9.5 mm
- Kristal bileşimi: NaI(Tl) ve boyutları: 60 x 45.7 cm²
- Çalışma modları : sürekli ve kesikli (step & shoot)
- Kolimatörler : LEGP, LEHR

CT Özellikleri :

- X-ışın tüp odak nokta boyutu: 0.8 x0.8 mm²
- Maksimum tüp akımı: 345 mA
- X-ışın tüp soğutma tekniği: yağ
- CT- kesit genişliği : 5 mm (aksiyel Mode), 6 mm (helikal mode)
- Eşzamanlı olarak elde edilebilir kesit sayısı: 4
- Görüntü matrix boyutu seçenekleri: 256x256 , 512x512
- Kesit görüntüsü elde etme algoritmaları : FBP , OSEM , MLEM
- Sistemin görüntü işlemlerinde kullandığı filtreler: Gauss, Butterworth, Hamming, Hanning, Median, Metz, Winner



Şekil 3.2 GE Infinia Hawkeye 4 SPECT/CT

3.2 Çalışmalarda Kullanılan Deney Donanımları

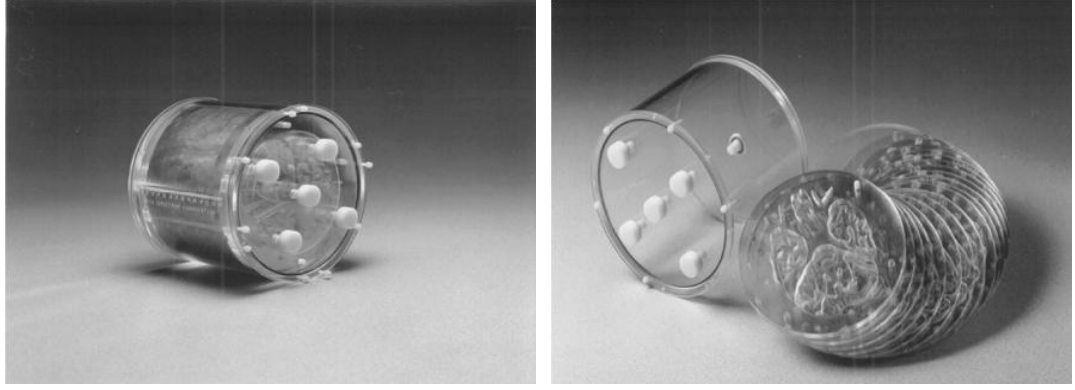
3.2.1 Hoffman 3D Beyin Fantomu (Model BR/3D/P)

Fantomun teknik özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir :

- Fantom, silindirik şekilde olup ve Polykarbonat maddesinden yapılmıştır
- Fantom, 19 tabakadan oluşmuştur ve her tabaka kalınlığı: 0.25 inch (0.635 cm)
- Fantomun iç çapı: 20.8 cm, iç yüksekliği: 17.5 cm
- Fantoma doldurulabilir hacim (Sıvı) \approx 1.2 Lt
- 5 adet doldurma tapası, 6 adet kapak vidası ve 1 adet boşaltma tapasıdır

Kullanım amaçları:

- Beyin bilgisayarlı emisyon tomografisinin çalışmalarında kullanılan yöntemlerin değerlendirilmesi
- Üç boyutlu (3-D) görüntü elde etme yöntemlerinin değerlendirilmesi
- Üç boyutlu (3-D) görüntü elde etme yöntemlerinde kullanılan azalım ve saçılım düzeltme yöntemlerinin değerlendirilmesi
- PET, SPECT ve MRI sistemlerinde 3D görüntü kayıt yöntemlerinin değerlendirilmesi
- Araştırmalar



Şekil 3.3 Hoffman 3D beyin fantomu (Model BR/3D/P)

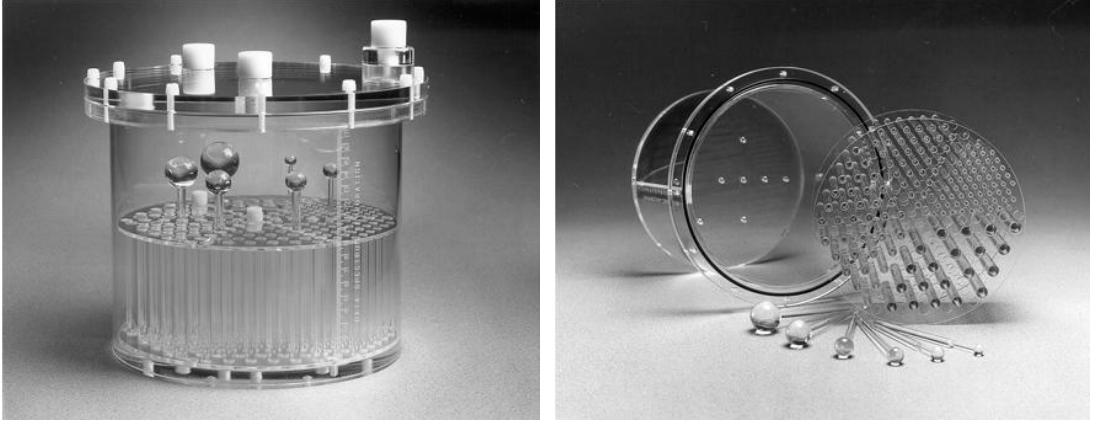
3.2.2 Jaszczak Fantomu (Model ECT/DLX/P)

Fantomun teknik özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Fantom materyali PMMA olup ve silindirik şekildedir
- Fantomun duvar kalınlığı: 3.2 mm
- Fantomun iç çapı: 21.6 cm, iç yüksekliği: 18.6 cm
- Fantom üç kısımdan oluşur Homojenite , kontrast (katı küreler) ve ayırma gücü (çubuklar) kısmıdır
- Çubuk çapları : 4.8 , 6.4 , 7.9 , 9.5 , 11.1 , 12.7 mm
- Katı küreler çapları : 9.5 , 12.7 , 15.9 , 19.1 , 25.4 , 31.8mm

Kullanım amaçları:

- PET ve SPECT sistemlerinde kullanılmaktadır
- Sistem performans değerlendirilmeleri(kolimatör, artefaktlar, kalibrasyon, görüntü elde etme yöntemleri)
- Rutin kalite kontrol testleri
- Dönme merkezi(COR) hatalarının değerlendirilmesi
- Homojenite artefaktlarının değerlendirilmesi
- Dönme çapına bağlı uzaysal ayırma gücü değişikliklerinin değerlendirilmesi
- Görüntü elde etme yöntemlerinde kullanılan filtrelerin görüntü üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi
- Görüntü elde etme yöntemlerinde kullanılan azalım ve saçılım düzeltme yöntemlerinin değerlendirilmesi - Araştırmalar



Şekil 3.4 Deluxe JASZCZAK fantomu (Model ECT/DLX/P)

3.2.3 ^{68}Ge Çubuk Kaynak Fantomu (^{68}Ge Rod Source)

- Fantom paslanmaz çelikten yapılmış ve aktivitesi: 1.2 mCi (44 MBq)
- Fantom çapı: 3.1 mm (+/- %20) uzunluğu: 190 mm
- PET sisteminin uzaysal ayırma gücü değerlendirilmelerinde kullanılmaktadır



Şekil 3.5 ^{68}Ge çubuk kaynak fantomu

3.2.4 NEMA PET Scatter Fantomu (PET/NEMA-SCT/P)

Fantomun teknik özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir :

- Fantom materyali yüksek yoğunlukta polietilen HDPE (High Density Polyethelen) maddesinden oluşmuştur
- Fantom, 4 parçadan oluşur ve her parça silindirik şekildedir
- Fantomun dış çapı: 20.3 cm , ağırlığı: 21.5 kg, uzunluğu: 70 cm

- 2 adet dişli düğme, 1 adet çizgi kaynak (line source) iç çapı: 3.2 mm , dış çapı : 5 mm, hacim: 5.9 ml, 3 adet hizalama çubuğu (Alignment)

Kullanım amaçları :

- NEMA standartlarına göre kabul testlerin değerlendirilmesi
- Görüntüleme sisteminin saçılan radyasyona hassasiyetinin değerlendirilmesi
- Çubuk kaynak için farklı aktivitenin ölü zamana etkisinin incelenmesi



Şekil 3.6 NEMA PET scatter fantomu (PET/NEMA-SCT/P) (sol), ⁶⁸Ge silindirik PET fantomu (sağ)

3.2.5 ⁶⁸Ge PET Silindirik Fantomu

Fantomun teknik özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Fantom, silindirik şekilde olup ve yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE) maddesinden üretilmiştir
- Fantomun aktif bölgesi ⁶⁸Ge ile polimer karışımından olup ve 19 cm yüksekliğindedir
- Fantomun aktivitesi (⁶⁸Ge): 2.24 mCi (83 MBq), yarı ömrü: 270.8 gün
- Fantom çapı: 21.3 cm
- Fantomun kullanım amacı sistemin homojenitesinin değerlendirilmesidir

3.3 Çalışmalarda Gerçekleştirilen Testler

Bu çalışmada öncelikle her iki sistemdeki (PET/CT ve SPECT/CT) mevcut olan standart protokoller seçilerek (tüm vücut(WB), Beyin) her iki fantom için (HBP, Jaszczak) görüntüler alınmıştır. Çalışmanın ikinci aşamasında ise farklı algoritmalar ve farklı filtreler kullanılarak yeni görüntüler oluşturulmuştur. Çalışmanın üçüncü aşamasında ise aynı algoritma kullanılarak (iterative (3D-OSEM)) farklı tekrar sayısı, farklı altgrup sayısı (subset), kullanılan filtre genişliği ve büyütme faktörü (zoom) değerleri değiştirilerek yeni görüntüler oluşturulmuştur. Çalışmanın son aşamasında elde edilen görüntüler IMAGEJ, yazılımı kullanarak değerlendirilmiştir.

3.4 Jaszczak Fantomu ile Yapılan Çalışmalar

Bu çalışmada öncelikle PET/BT için Jaszczak fantomu 2 mCi (¹⁸FDG) ile SPECT/BT için ise 15 mCi (^{99m}Tc) aktivite ile doldurulmuştur. Daha sonra fantomu her iki sistemde tüm vücut (WB) ve beyin protokollerinde sırasıyla elli milyon (50M) toplayacak şekilde taranmıştır. Görüntü toplama parametreleri, matris boyut 256x256, büyütme faktörü (zoom) 2, Hanning filtre, Tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntem için tekrar sayısı 6 ve altgrup sayısı (subset) 16, kesim frekansı 0.7 ve Butterworth filtresi için güç faktörü 5 olarak seçilmiştir.

Çizelge 3.1 PET/BT ve SPECT/BT sistemlerinde ölçümlerin gerçekleştirildiği protokoller

PET/BT – FDG (2mCi)							
Protokol adı	Toplama tipi	Filtre	Matris	Zoom	Tekrar sayısı	Altgrup sayısı (subset)	FWHM (mm)
Beyin	İterative	Gauss	256x256	2,0	6	16	2,0
Tüm Vücut	İterative	Gauss	168x168	1,0	4	8	5,0
SPECT/BT – Tc-99m (15 mCi)							
Protokol adı	Toplama tipi	kolimatör	Toplama parametreleri	matrix	Zoom	detektör	
Tüm Vücut	FBP,Tekrarlayıcı	LEHR	S&S,Arc 360,step3 dairesel 20 s/fr	128	1,5	1 , 2	

Çizelge 3.2 SPECT/BT sisteminde görüntüleri göstermek için hekimlerin kullandıkları ve hazır bulunan protokoller

Protokol adı	Yöntem	Foton azalım düzeltmesi	Filtre	Kesim frekansı (devir/cm)	Güç faktörü	Maksimum kesim frekansı (devir/cm)
General SPECT	FBP	Yok	Hanning	0,7	2,0
Oncology SPECT	FBP	Yok	Butterworth	0,28	10	2,0
Brain SPECT	FBP	Yok	Butterworth	0,5	10	2,0
Bone SPECT	FBP	Yok	Hanning	0,9	2,0

3.5 Hoffman Beyin Fantomu ile Yapılan Çalışmalar

Bu çalışmada öncelikle Hoffman Beyin Fantomu PET/BT sisteminde 1.27 mCi (^{18}FDG) ve SPECT/BT sisteminde 15.5 mCi ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) aktivite ve su ile doldurulmuştur. Fantom her iki sisteme (FOV) yerleştirilerek beyin protokolünde iki yüz milyon (200M) sayım sayım toplanmıştır. Görüntü toplama parametreleri, matris boyut 256x256, büyütme faktörü (zoom) 2, Hanning filtre, Tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntem için tekrar sayısı 6 ve altgrup sayısı 16, kesim frekansı 0.7 ve Butterworth filtresi için güç faktörü 5 olarak seçilmiştir.

3.6 ^{68}Ge Çubuk Kaynağı ile Yapılan Çalışmalar

Bu çalışmada aktivitesi 1.2 mCi (44 MBq) olan ^{68}Ge kaynağı PET/BT sistemine (FOV) yerleştirilmiştir. Tüm vücut protokolunda 100 M sayım toplanarak kaynağın kesit görüntüsü oluşturulmuştur.

3.7 Doldurulabilir Çubuk Kaynağı ile Yapılan Çalışmalar

İç çapı 1mm olan 3 adet çubuk kaynak her birisi 3mCi aktivite ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) ile doldurulmuştur. 1024x1024 matris boyutu(planar uzaysal ayırma gücü için), 256x256

matris boyutu (tomografik uzaysal ayırma gücü için), LEHR kolimatör ve dedektör-kaynak mesafesi 20 cm gibi parametreler kullanılarak ölçümler yapılmıştır.

3.8 NEMA PET Scatter Fantomu ile Yapılan Çalışmalar

Bu fantom saçıcı ortamdaki uzaysal ayırma gücü hesaplamalarında kullanılmıştır. Bunun için ^{68}Ge çubuk fantomu bu fantomun merkezine yerleştirilmiştir. Görüntü toplama parametreleri ise 168x168 matris boyutu, 50 M sayım ve tüm vücut protokolü olarak kullanılmıştır.

3.9 ^{68}Ge PET Silindirik Fantomu ile Yapılan Çalışmalar

Bu fantom sistem homojenite hesaplamalarında kullanılmıştır. Bunun için fantom, sistem görüş alanına (FOV) merkezine yerleştirilmiştir. Görüntü toplama parametreleri ise 168x168 matris boyutu, 50 M sayım ve tüm vücut protokolü olarak kullanılmıştır.



Şekil 3.7 PET/BT ve SPECT/BT sistemlerinde görüntü toplama aşaması

3.10 Çalışmada Yapılan Ölçümler

3.10.1 Hoffman Fantomu ile Yapılan Ölçümler

Beyinde Radyoaktivite Tutulum Oranı (RCR): İnsan beyni gri ve beyaz madde olmak üzere iki ana kısımdan oluşmaktadır. Bu ayrı kısımlar insan için farklı fonksiyonlar yapmaktadır. Genelde insan beyni glikoz ile çalışmaktadır. Ancak bu iki kısmın yapısından ve yaptıkları fonksiyondan dolayı her iki kısım tarafından tüketilen glikoz miktarı da değişmektedir. Genelde gri madde tarafından tüketilen glikoz miktarı, beyaz maddenin dört katıdır. İki kısmın arasında tüketilen glikoz miktarı (FDG tutulum oranı) aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır.

$$RCR = \frac{GM}{WM} \quad (32)$$

GM : Beyin gri maddedeki radyoaktivite tutulum miktarıdır (çizilen ROI için ortalama sayım miktarıdır).

WM : Beyin beyaz maddedeki radyoaktif tutulum miktarıdır.

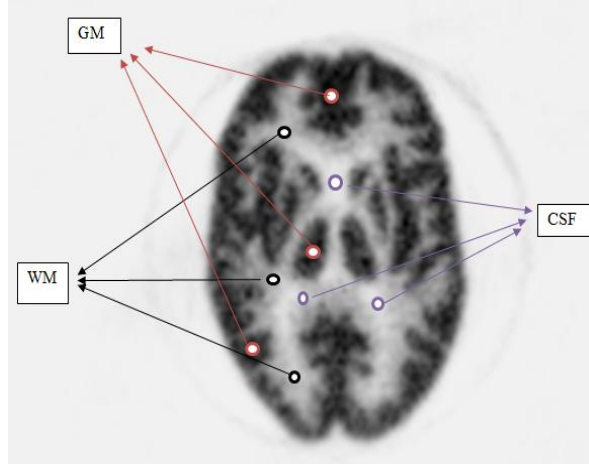
Gri madde ile CSF arasında kontrast ölçümü: İnsan beynin diğer kısmı omurilik sıvısıdır. Bu sıvı genelde beynin orta kısımlarında yer almaktadır. Düşük kontrastlı görüntüleme sistemlerinde bu sıvı gri madde ile tek bir obje olarak görüntülenir. Bu sebeple her iki kısmın (gri ile sıvı) ayrı görüntülenebilmesi için sistemin kontrastı yüksek olmalıdır ve aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır [26].

$$Kontrast(C) = \frac{BG(GM) - Lez(CSF)}{BG(GM)} \quad (33)$$

BG: Beyin gri maddede radyoaktif tutulum miktarıdır (çizilen ROI için ortalama sayım miktarıdır)

Lez: Beyin CSF olduğu yerde radyoaktivite tutulum miktarıdır (çizilen ROI için ortalama sayım miktarıdır)

CSF : Beyin omurilik sıvısı (Cerebrospinal Fluid)



Şekil 3.8 RCR , kontrast ve % rms ölçmek üzere kullanılmış Hoffman fantomunun kesit görüntüsü

Gürültü (% rms) :

Gürültü, bir obje (aktivite dağılımı homojen) görüntüsünün sayım dağılımındaki dalgalanmaların bir ölçüsüdür ve aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$\% rms = \frac{SD}{Mean} \times 100 \quad (34)$$

SD : Fantomun homojen bölgesinde çizilen ROI için standart sapmadır.

Mean :Fantomun homojen bölgesinde çizilen ROI için ortalama sayıdır.

Kontrast Gürültü Oranı (CNR) :

Kontrast gürültü oranı, medikal görüntü kalitesini ifade eden bir ölçüdür ve aşağıdaki gibi hesaplanmıştır [14].

$$CNR = \frac{BG(GM) - Lez(CSF)}{SD_{BG}} \quad (35)$$

SD_{BG} : Gri maddede (BG) çizilen ROI için standart sapma.

3.10.2 Jazczak Fantomunda Yapılan Ölçümler

Kontrast (C) :

Kontrast, hasta içerisindeki bir oluşum (lezyon, nodül gibi) veya bir objenin sayım miktarının ,çevresindeki (Background) sayım miktarına olan farklılığı olarak tanımlanır ve aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$Kontrast(C) = \frac{(BG - Lezyon)}{BG} \quad (36)$$

BG : Fantomda homojen bir bölgede çizilen ROI için ortalama sayıdır.

Lezyon : Lezyon üzerinde çizilen ROI için ortalama sayıdır.

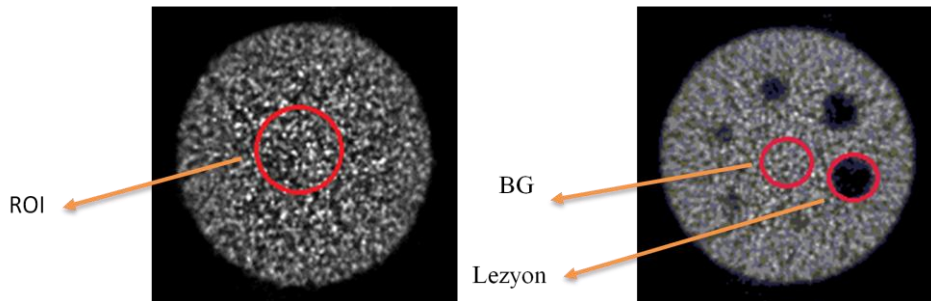
Gürültü (% rms) :

Gürültü, bir obje (aktivite dağılımı homojen) görüntüsünün sayım dağılımındaki dalgalanmaların bir ölçüsüdür ve aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$\% rms = \frac{SD}{Mean} \times 100 \quad (37)$$

SD : Fantomun homojen bölgesinde çizilen ROI için standart sapmadır.

Mean :Fantomun homojen bölgesinde çizilen ROI için ortalama sayıdır.



Şekil 3.9 Gürültü ve kontrast hesaplamalarında kullanılan kesit görüntüleri

Kontrast Gürültü Oranı (CNR):

$$CNR = \frac{(BG - Lezyon)}{SD_{BG}} \quad (38)$$

SD_{BG} : Fantomda homojen bir bölgede çizilen ROI için standart sapmadır.

3.10.3 ⁶⁸Ge Fantomunda Yapılan Ölçümler

Ayırma Gücü (FWHM):

Dedektörün birbirine yakın iki objeyi ayrı ayrı görüntüleyebilme yeteneğine uzaysal ayırma gücü denir. Çubuk kaynağın kesit görüntüsünün üzerinde ROI (profil) çizerek FWHM değerleri hesaplanmıştır.

4. BULGULAR

4.1 PET/BT Sisteminin Analizi

Ölçümlere başlamadan önce PET/BT sisteminin homojenite ve uzaysal ayırma gücü ^{68}Ge silindirik ve çubuk fantomu kullanılarak aşağıdaki gibi ölçülmüştür.

Çizelge 4.1 Farklı görüntü matris boyutları için saçıcı ortamda ölçülmüş uzaysal ayırma gücü sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset): 16 Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

PET/CT - Uzaysal ayırma gücü (FWHM) - Saçıcı ortamda			
Matris Boyutu	128x128	168x168	256x256
FWHM(mm)	10	7,98	7,16

Çizelge 4.2 PET/BT sisteminin uzaysal ayırma gücü ve homojenite sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset): 16 Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, matris boyutu: 256x256, , büyütme faktörü (zoom): 2)

PET/BT Uzaysal ayırma gücü – FWHM(mm)		PET/CT – ^{68}Ge		
		Homojenite (%)	İntegral	Diferansiyel
Hava	4,65	UFOV*	9,16	4,65
Saçıcı ortam	7,16	CFOV*	6,98	3,37

Çizelge 4.3 PET/BT sisteminin farklı filtreler için hesaplanan uzaysal ayırma gücü sonuçları ,matris boyutu:256x256, kesim frekansı:0.7, büyütme faktörü (zoom):2, tekrarlayıcı yöntem için tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı(subse):16

Filtre	FWHM_(mm)	
	FBP	Tekrarlayıcı (3D-OSEM)
Butterworth*	4,82	4,10
Gauss	5,04	4,84
Hanning	4,90	4,65

*UFOV: Faydalı Görüş Alanı

*CFOV: Merkezi Görüş Alanı

*Butterworth filtre için güç faktörü $n = 5$

Uzaysal ayırma gücü artan matris boyutu (küçülen piksel boyutu) ile artmıştır. Saçı ortamdaki FWHM, havaya göre daha büyüktür, yani ayırma gücü bozulmuştur (çizelgeler 4.1 ve 4.2). Çizelge 4.2’de sistemin homojenite sonuçları verilmiştir ve bu sonuçlar NEMA standartlarına göre (integral homojenite < %10, diferansiyel homojenite < %5) uyumlu bulunmuştur.

Çizelge 4.4 PET/BT sisteminin görüş alanının farklı noktalarında uzaysal ayırma gücü sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, matris boyutu: 256x256, büyütme faktörü (zoom): 2)

PET/BT- Uzaysal ayırma gücü- FWHM (mm)- 3D-OSEM	
Transvers (x= 0 , y = 1 cm)	5,18
Tanjantial (x=0 , y = 10 cm)	5,66
Radial (x=10 , y = 0 cm)	6,05

Çizelge 4.5 PET/BT sisteminin farklı parametreler için hesaplanan uzaysal ayırma gücü sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, matris boyutu: 256x256)

Tekrar sayısı	FWHM (mm)	Altgrup sayısı	FWHM (mm)	Zoom	FWHM (mm)	Filtre genişliği (mm)	FWHM (mm)
1	4,60	4	4,61	1	6,13	2	4,43
2	4,40	8	4,63	2	4,65	4	6,08
3	4,61	16	4,52	3	4,85	6	7,66
4	4,48	21	4,30	4	4,60	8	9,46
5	4,37						
6	4,43						
7	4,40						
8	4,62						
Ortalama	4,49		4,39		5,06		6,91
SD*	0,11		0,29		0,72		2,15
% COV*	2,34		6,79		14,29		31,16
Ortanca*	4,46		4,46		4,75		6,87

% COV = SD/Ortalama × 100

SD : Standart sapma

Ortanca : Median

Çizelge 4.5’de uzaysal ayırma gücünün tekrar ve altgrup sayısı (subset) ile çok değişmediği görülmüştür. Ayrıca uzaysal ayırma gücünün filtre genişliği ve büyütme faktörü (zoom) ile arttığı görülmüştür. Ancak büyütme faktörü (zoom) = 2’den sonra çok belirgin bir değişim görülmemiştir.

Çizelge 4.6 PET/BT sisteminde Hoffman fantomu ve hastada hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem,tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset): 16,matris boyutu: 256x256, Gauss filtre, filtre genişliği: 5, kesim frekansı: 0.7)

	RCR(Düzeltilmeli)	RCR(Düzeltilmesiz)
Hasta (D.G)	3,05	4,85
Hoffman Fantomu	3,32	4,75

Çizelge 4.6’de PET/BT sisteminde fantom ve geçek hasta RCR değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmüştür.

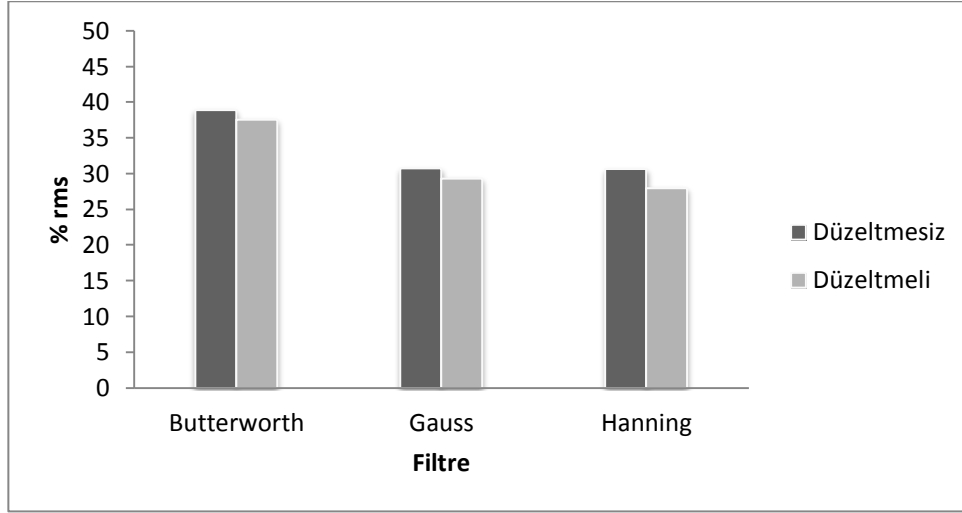
4.1.1 Jaszczak Fantomu ile Elde Edilen Bulgular

Bu fantom ile yapılan ölçümlerde, matris boyutu: 256x256, büyütme faktörü (zoom): 2, filtre genişliği: 2 mm, Butterworth filtresi için güç faktörü: 5 ve kesim frekansı: 0.7 olarak standart değerler kullanılmıştır. Ayrıca Tekrarlayıcı teknikte tekrar sayısı: 6 ve alt grup sayısı (subset): 16 olarak kullanılmıştır. Kontrast ve CNR hesaplamalarında Jaszczak fantomunda lezyonların en büyüğü (31.8 mm) kullanılmıştır.

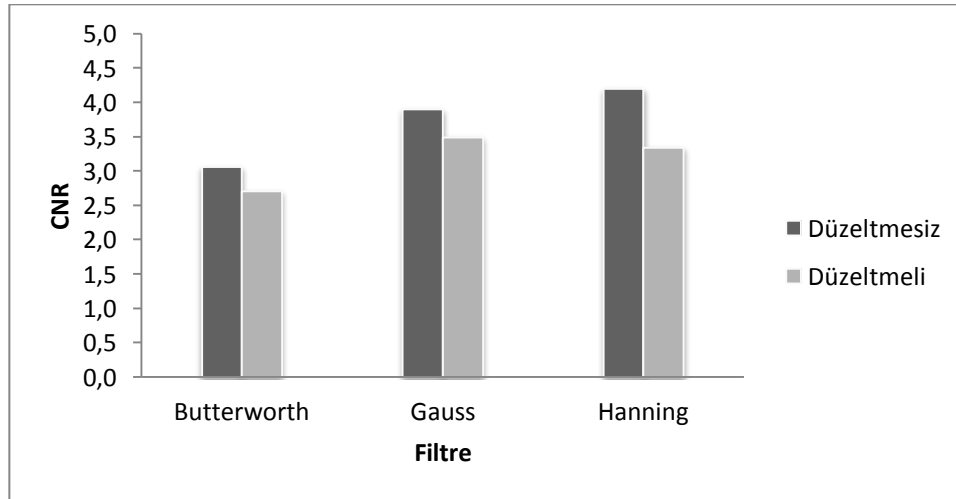


Şekil 4.1 Jaszczak fantomu, farklı filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, lezyon çapı: 31.8 mm, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

Not: Düzeltmeli: Foton azalım düzeltmesi varken; Düzeltmesiz: Foton azalım düzeltmesi yokken.

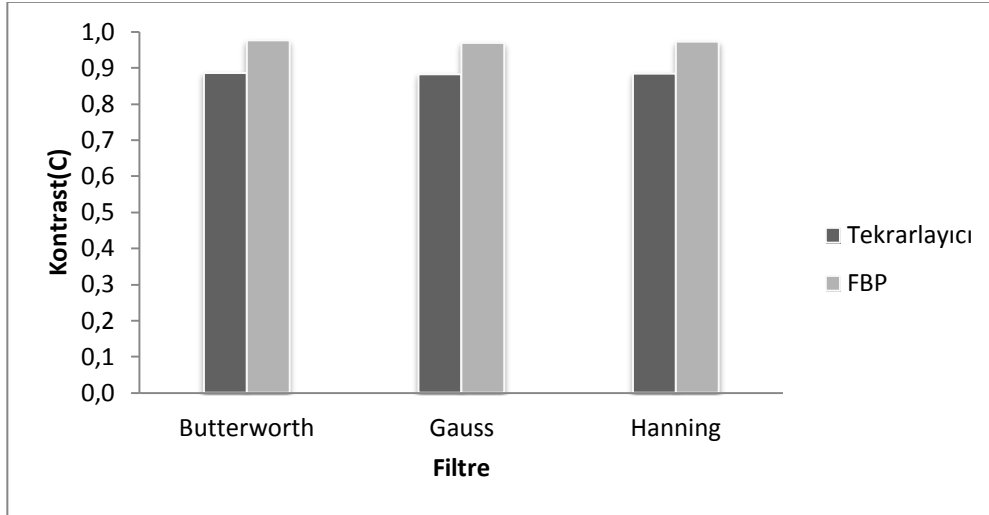


Şekil 4.2 Jaszczak fantomu, farklı filtreler için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)



Şekil 4.3 Jaszczak fantomu, farklı filtreler için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, lezyon çapı: 31.8 mm, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

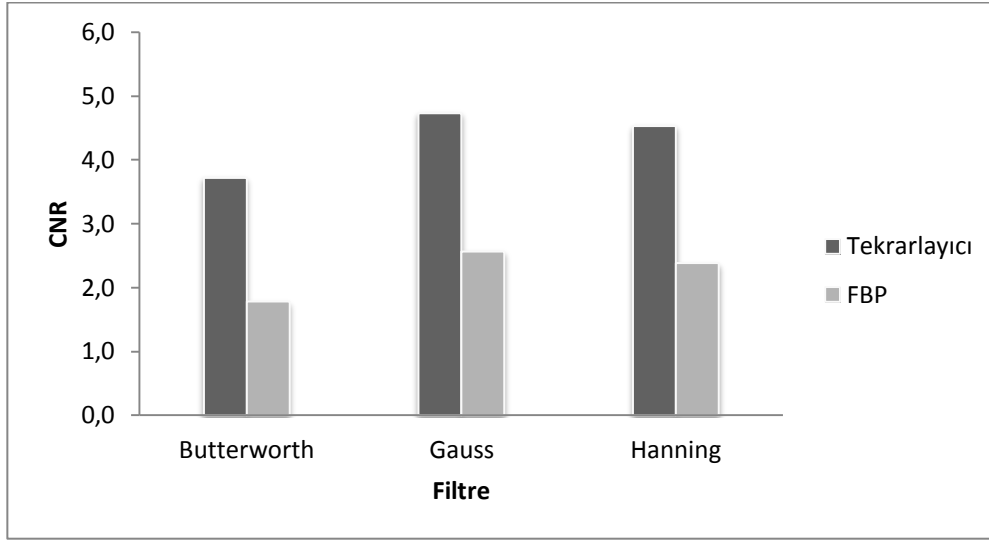
Kontrast, % rms ve CNR foton azalim düzeltmesi yokken daha yüksek bulunmuştur (Şekiller 4.1, 4.2 ve 4.3). Butterworth filtrede gürültü(% rms) miktarı, Gauss ve Hanning filtrelere göre yüksek bulunmuştur (Şekil 4.2). Hanning filtrede ise CNR, Butterworth ve Gauss filtrelere göre yüksek bulunmuştur (Şekil 4.3).



Şekil 4.4 Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 2)



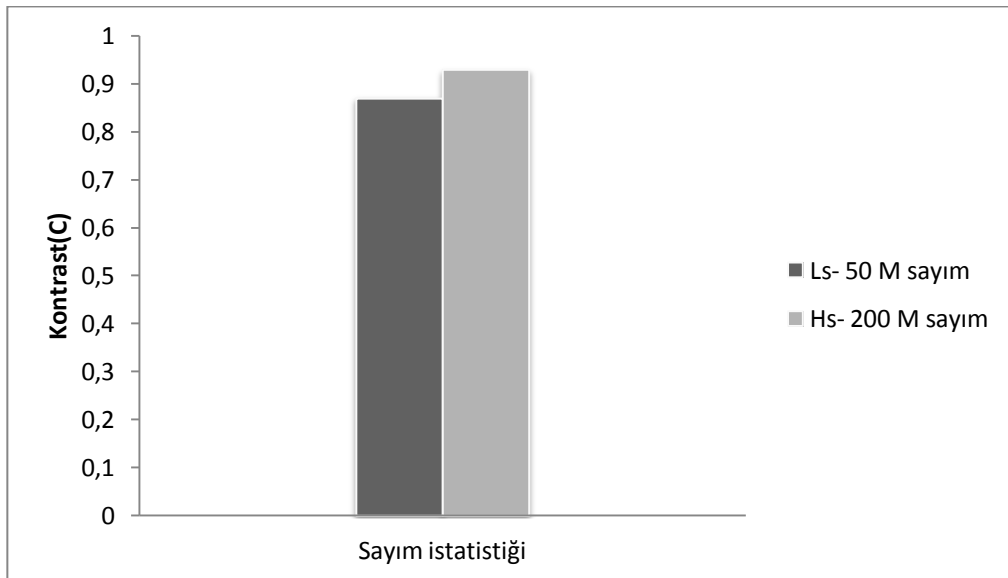
Şekil 4.5 Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan % rms sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)



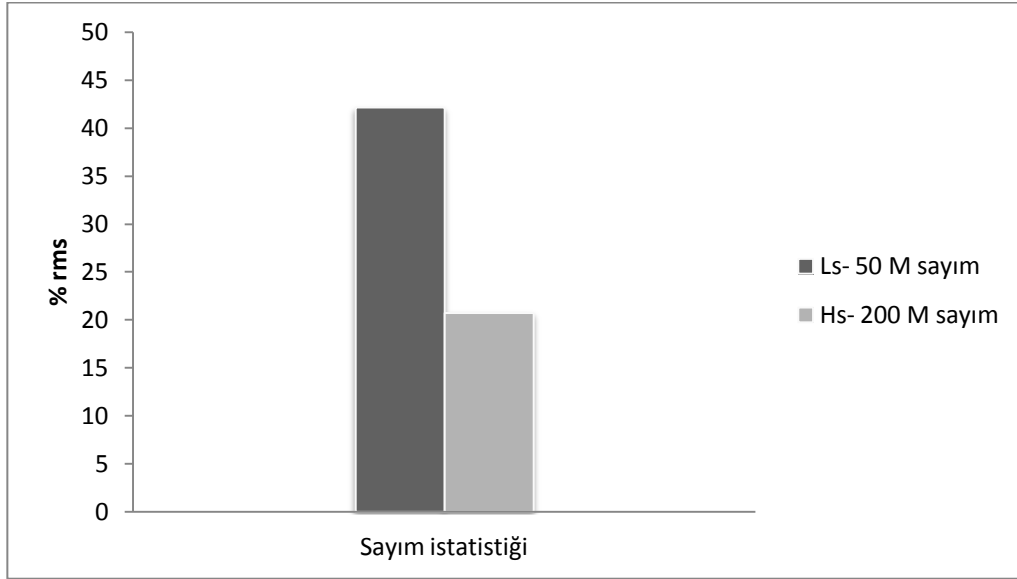
Şekil 4.6 Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan CNR sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 2)

FBP yöntemindeki kontrast ve % rms tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntemine göre daha yüksek bulunmuştur (şekiller 4.4 ve 4.5). Ancak tekrarlayıcı yöntemdeki CNR, FBP' ye göre daha yüksek bulunmuştur (şekil 4.6).

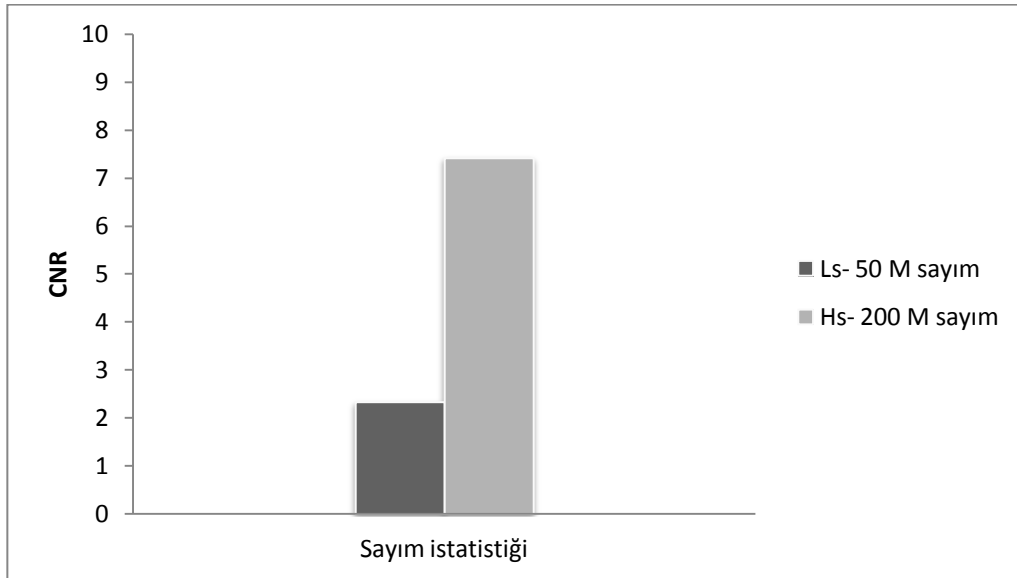
Ls: Düşük sayım istatistiği (Low statistics) , **Hs:** yüksek sayım istatistiği (High statistics)



Şekil 4.7 Jaszczak fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli,matris boyutu:256x256, lezyon çapı:31.8mm, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7)

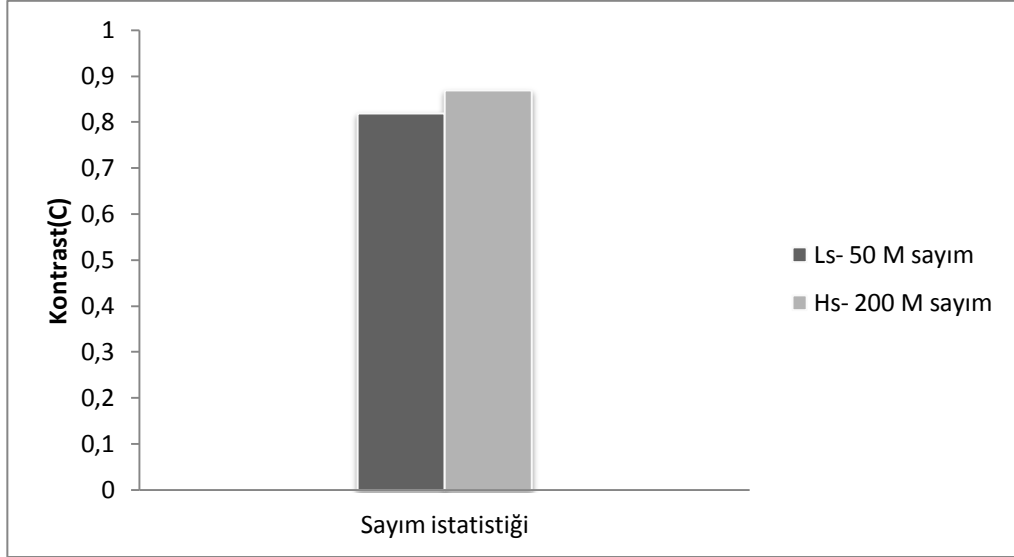


Şekil 4.8 Jaszczak fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltilmeli, matris boyutu:256x256, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7)

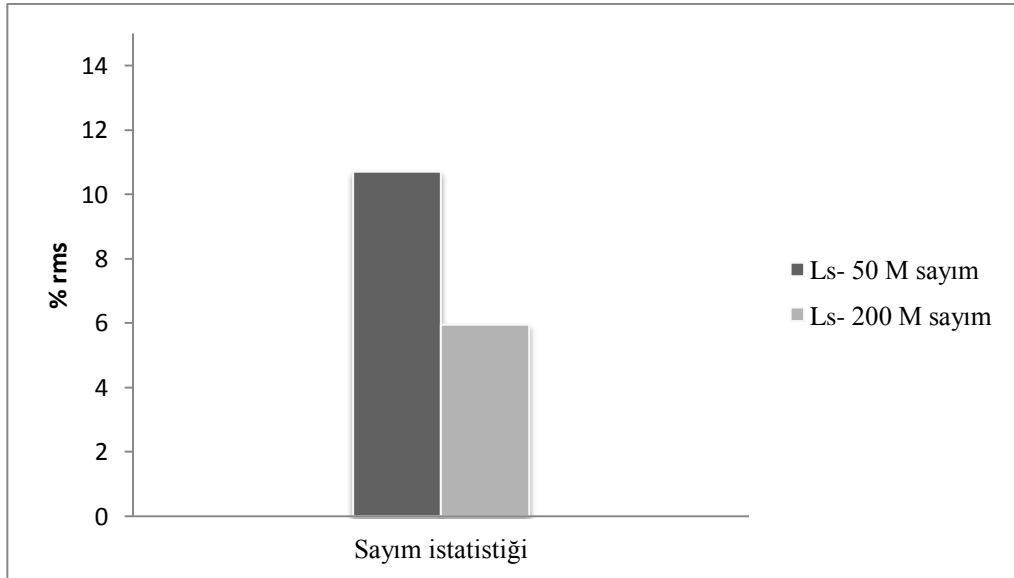


Şekil 4.9 Jaszczak fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltilmeli, matris boyutu:256x256, lezyon çapı:31.8mm Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7)

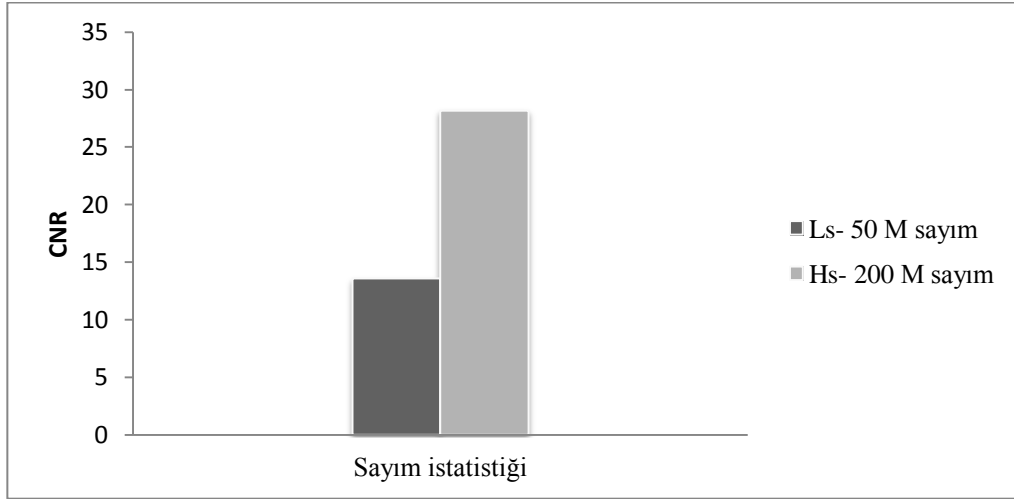
Yüksek sayım için ölçülen kontrast ve CNR'da düşük sayım sonuçlarına göre bir artış, % rms'de ise bir düşüş görülmüştür. Ancak % rms sonuçlarındaki düşüş, kontrast sonuçlarındaki artış ile kıyaslandığında daha belirgindir (Şekiller 4.7, 4.8, 4.9).



Şekil 4.10 Jaszczak fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:168x168, lezyon çapı:31.8mm, Gauss filtre, filtre genişliği:5mm, kesim frekansı: 0.7)

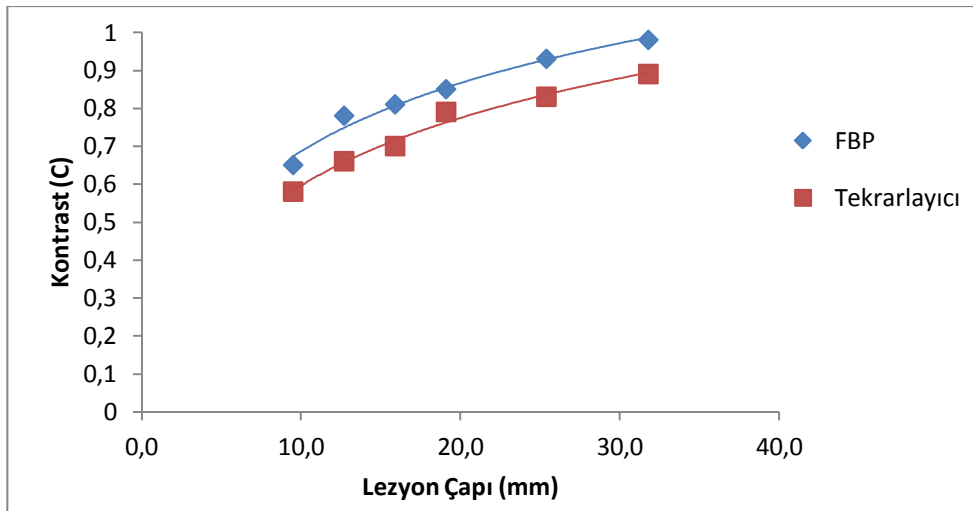


Şekil 4.11 Jaszczak fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:168x168, Gauss filtre, filtre genişliği:5mm, kesim frekansı: 0.7)

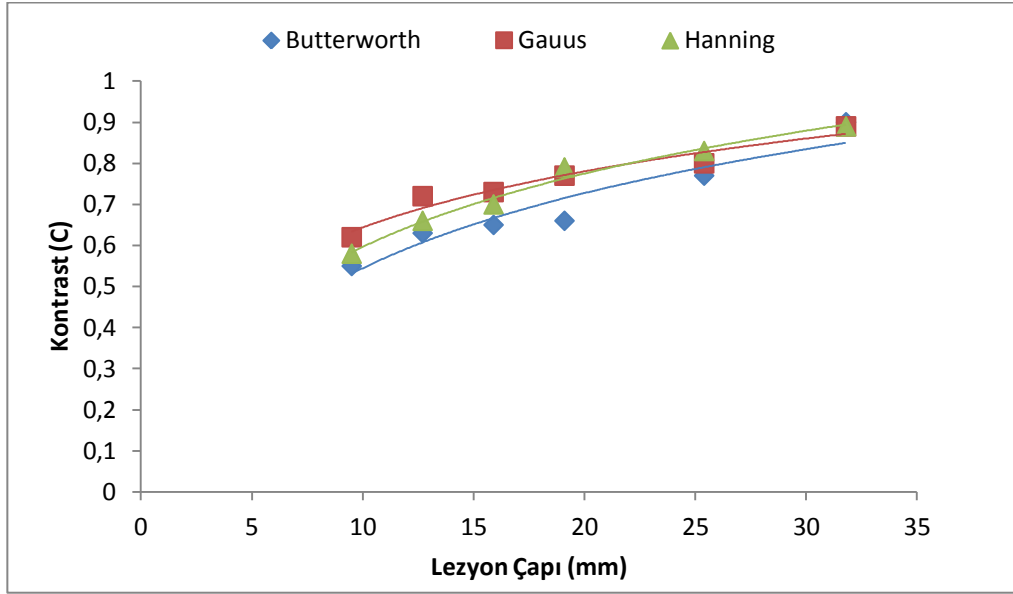


Şekil 4.12 Jaszczak fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:168x168, lezyon çapı:31.8mm Gauss filtre, filtre genişliği:5mm, kesim frekansı: 0.7)

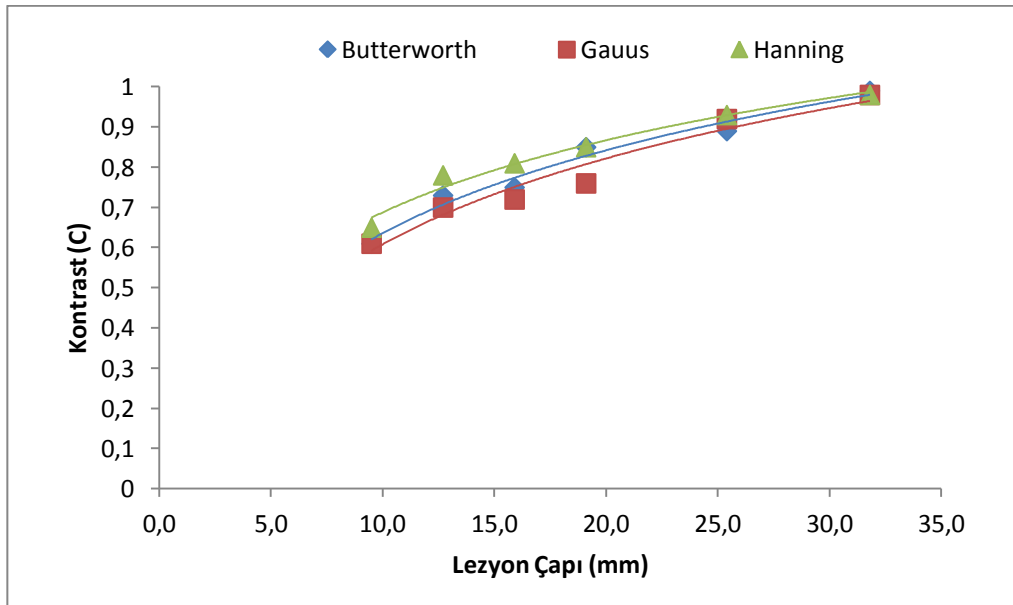
Yüksek sayım için ölçülen kontrast ve CNR'da düşük sayım sonuçlarına göre bir artış , % rms'de ise bir düşüş görülmüştür. Ancak % rms ve CNR sonuçlarındaki değişim, kontrast sonuçları ile kıyaslandığında daha belirgin olduğu gözlenmiştir (şekiller 4.10, 4.11, 4.12). Bu sonuçlar daha önce Hanning filtre için 4.7, 4.8, 4.9 şekillerindeki sonuçlarla karşılaştırıldığında daha düşük bulunmuştur. Bunun sebebi filtre ve matris boyutunun farklı olmasıdır.



Şekil 4.13 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

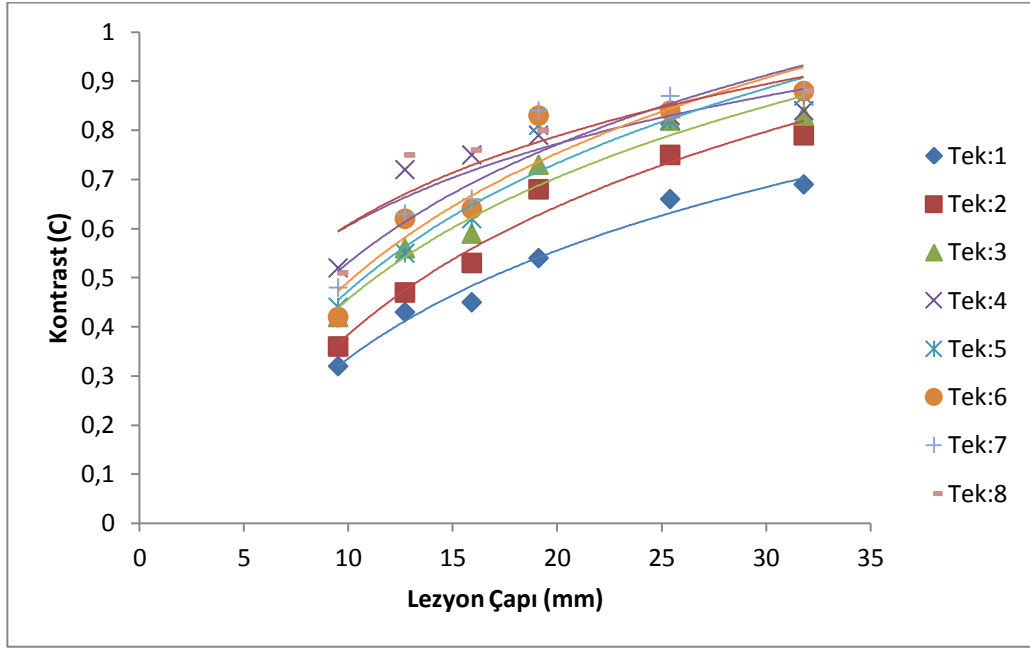


Şekil 4.14 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve filtre için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

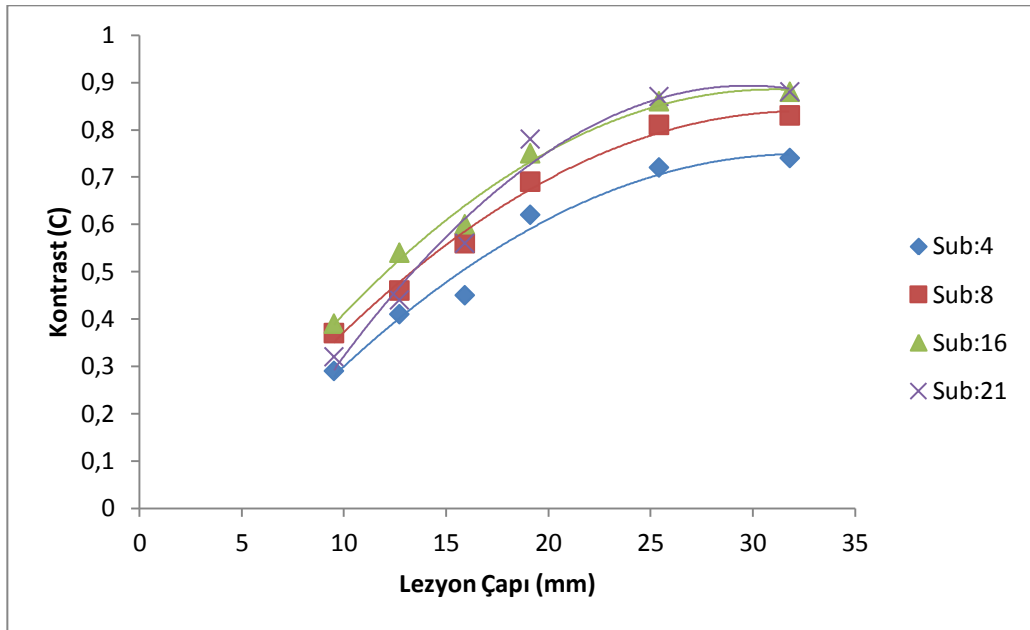


Şekil 4.15 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve filtre için hesaplanan kontrast sonuçları (FBP yöntemi, düzeltmeli, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

Daha önce şekil 4.4'de gösterildiği gibi, FBP yöntemindeki kontrast miktarı Tekrarlayıcı (3D-OSEM) yönteme göre yüksek bulunmuştur (Şekil 4.13).

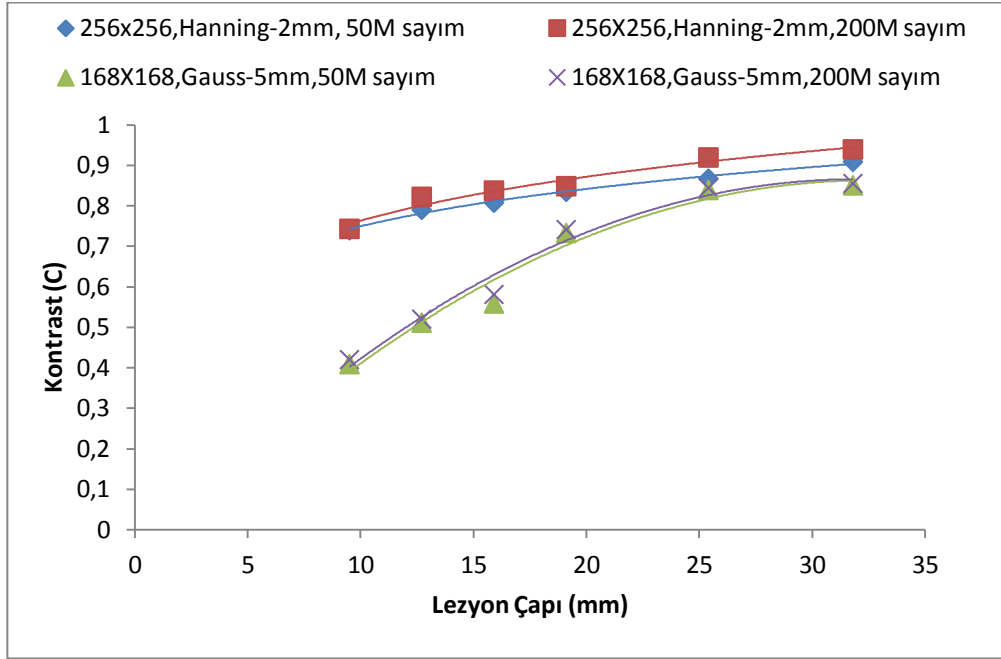


Şekil 4.16 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)



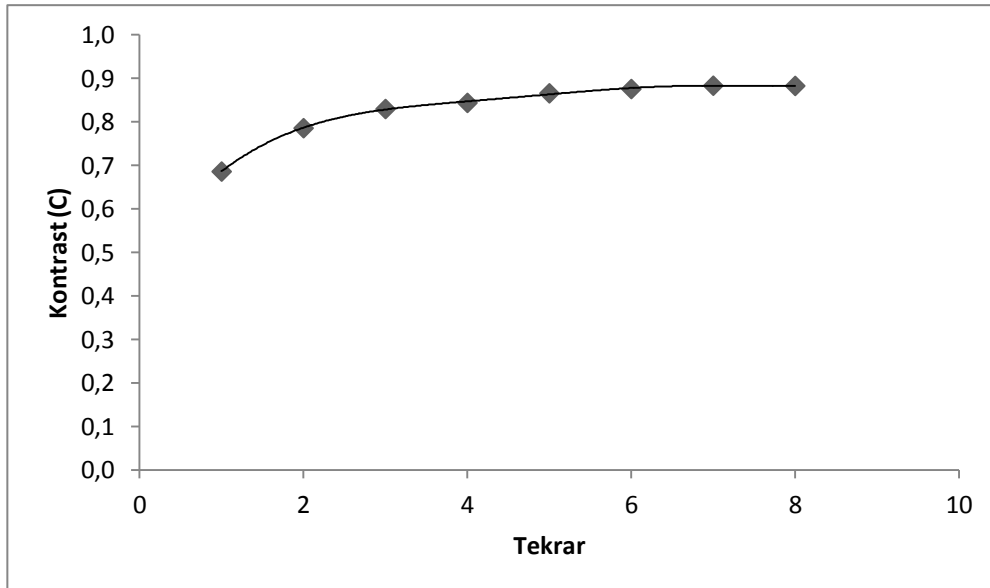
Şekil 4.17 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

Lezyon çapı arttıkça, artan tekrar ve altgrup sayısına bağlı olarak kontrast artmıştır (Şekiller 4.16 ve 4.17).

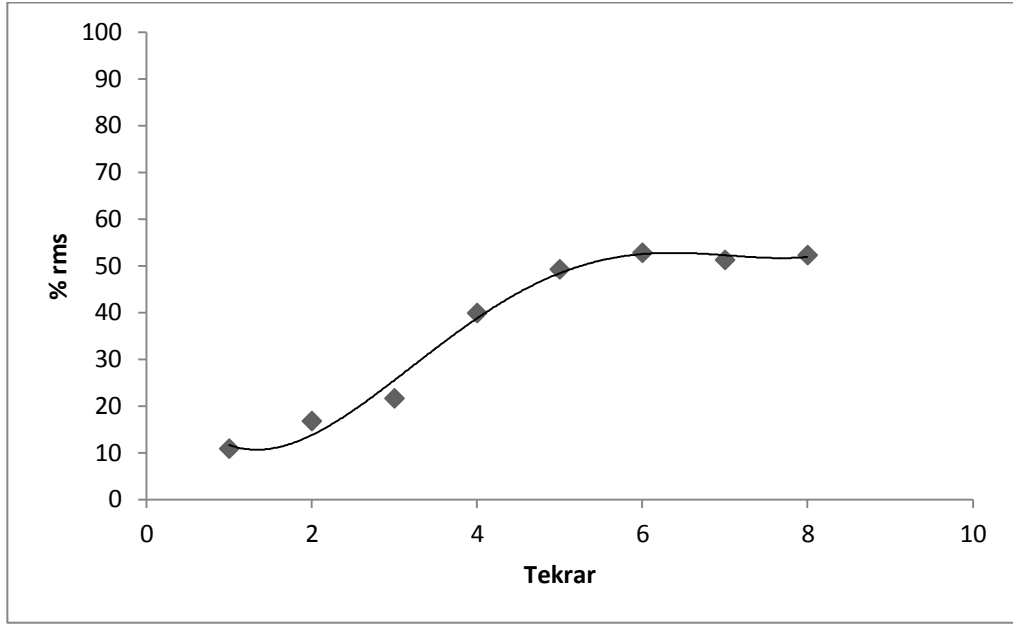


Şekil 4.18 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve görüntü toplama parametreleri için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, kesim frekansı: 0.7)

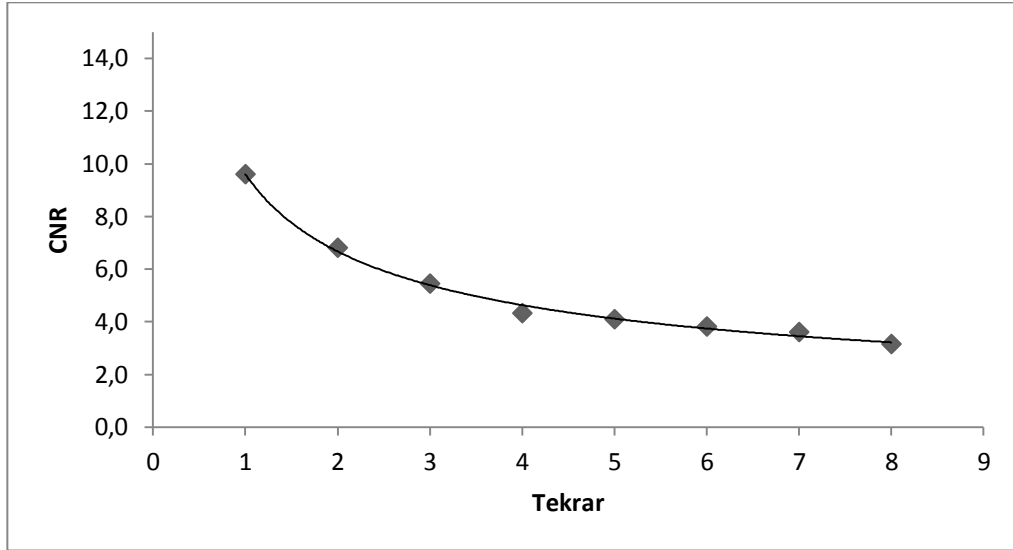
Lezyon çapı ve sayımın artması ile kontrastın arttığı görülmüştür. 256x256 matris boyutu-Hanning filtre-2mm için ölçülen kontrast sonuçları, 168x168-Gauss-5mm sonuçlarına göre yüksek bulunmuştur (Şekil 4.18).



Şekil 4.19 Jaszczak fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 2)

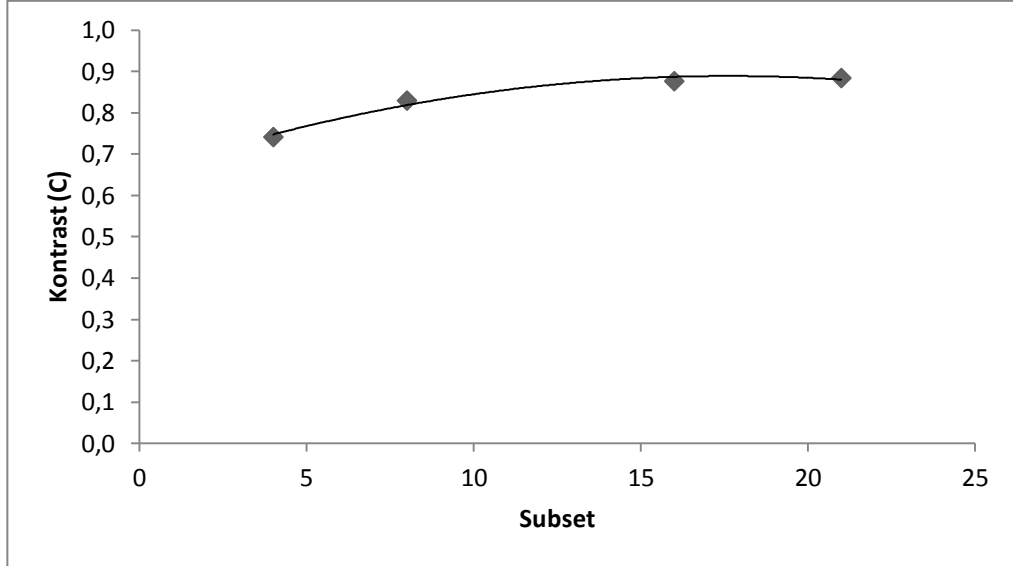


Şekil 4.20 Jaszczak fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

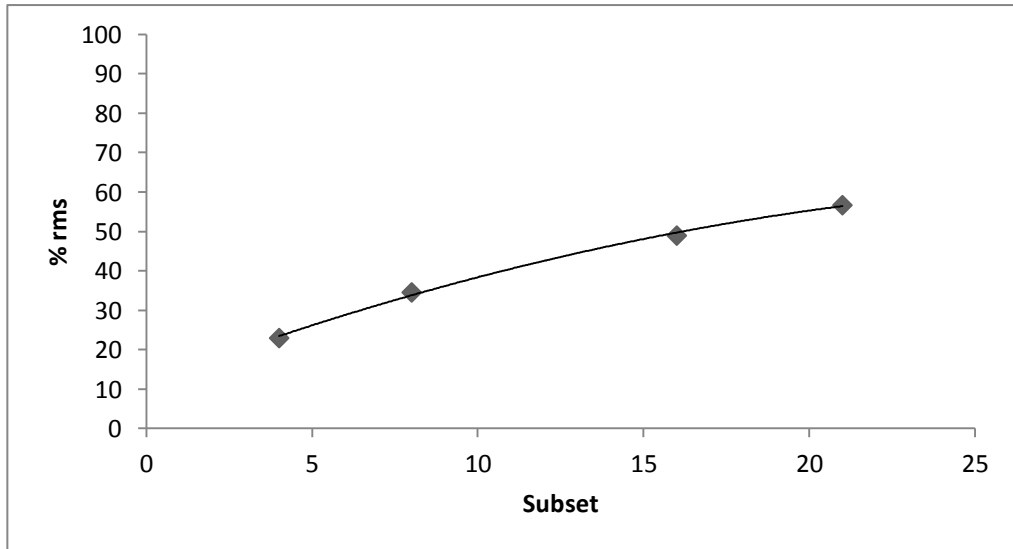


Şekil 4.21 Jaszczak fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 2)

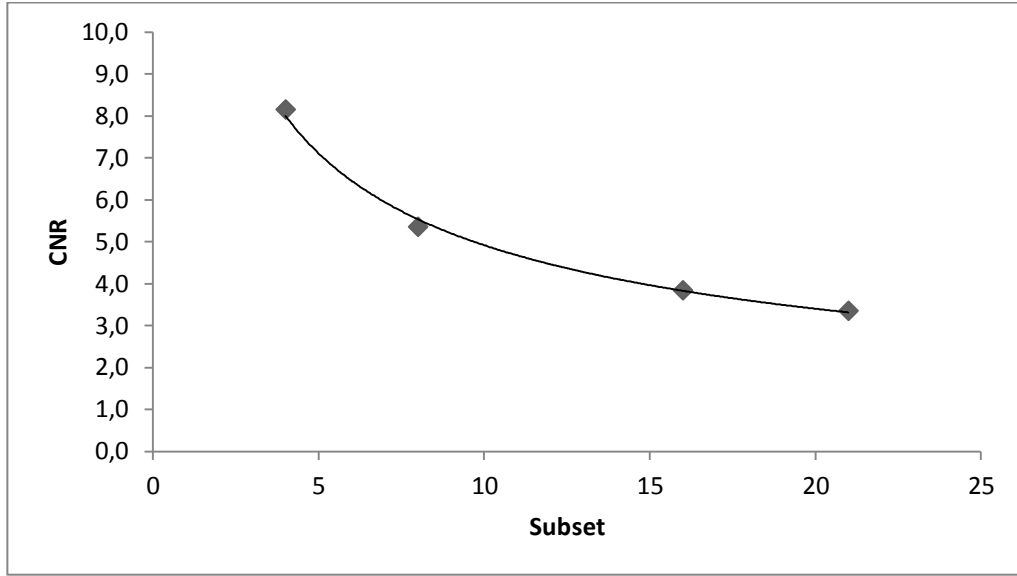
Tekrar sayısı arttıkça kontrast ve % rms'in arttığı ve CNR'nin azaldığı görülmüştür. Ancak 4. tekrardan sonra kontrastta ve CNR'de fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.19, 4.20, 4.21).



Şekil 4.22 Jaszczak fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 2)

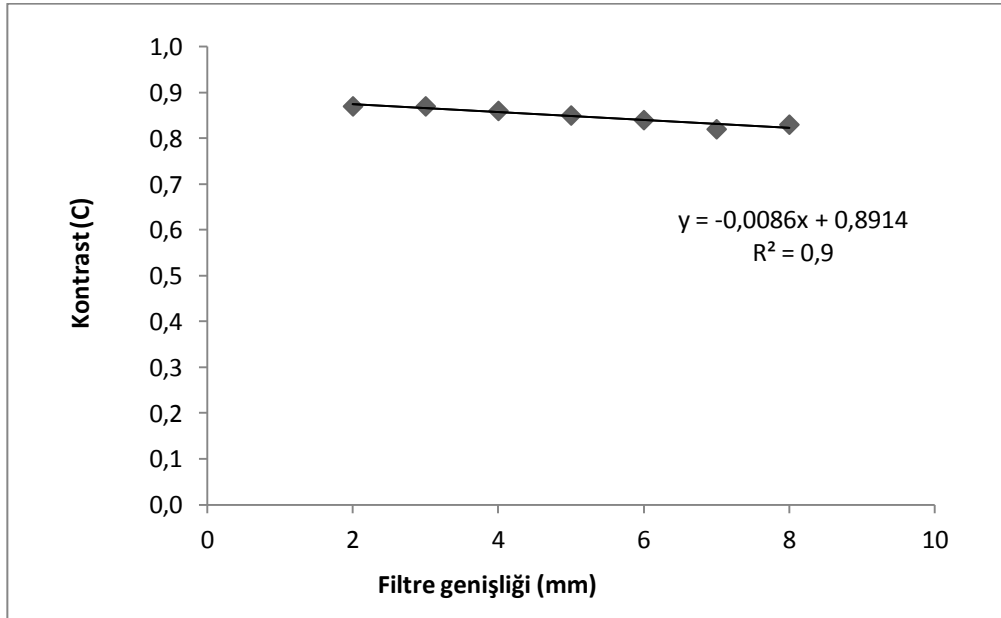


Şekil 4.23 Jaszczak fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

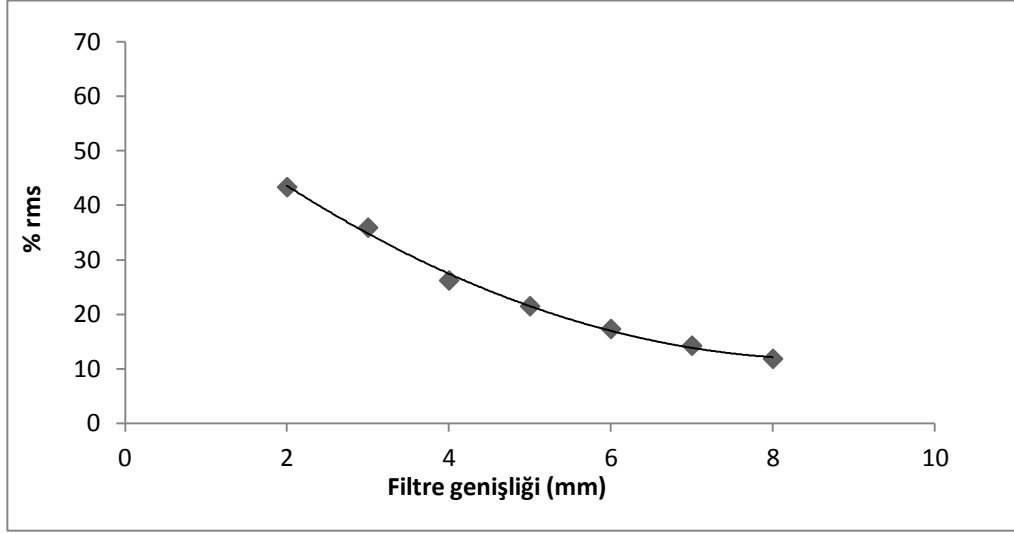


Şekil 4.24 Jaszczak fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 2)

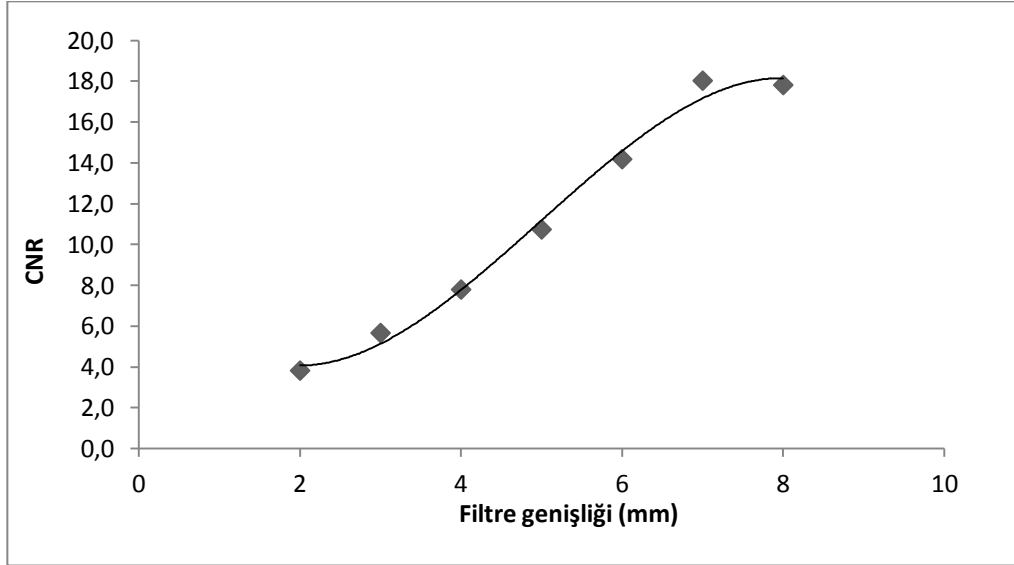
Altgrup sayısı (subset) arttıkça kontrastın ve % rms'in arttığı ve CNR'nin azaldığı görülmüştür. Ancak 8. altgrup sayısından sonra kontrast'ta ve CNR'de fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.22, 4.23, 4.24).



Şekil 4.25 Jaszczak fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 2)

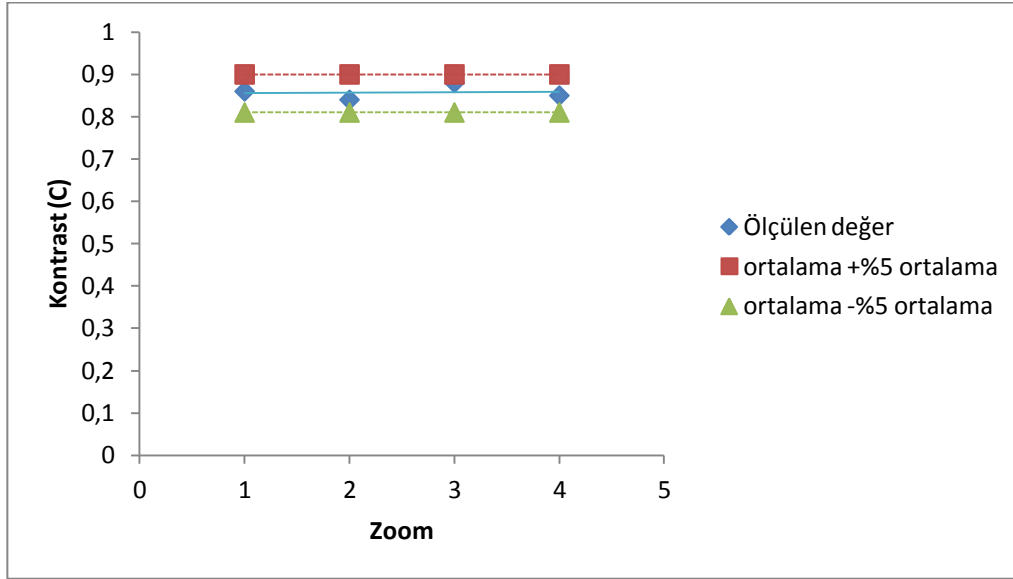


Şekil 4.26 Jaszczak fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

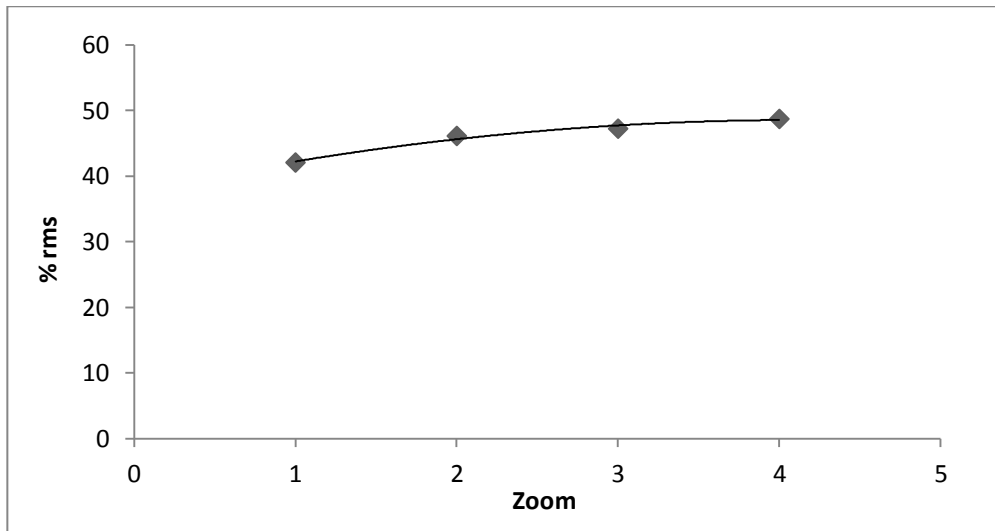


Şekil 4.27 Jaszczak fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 2)

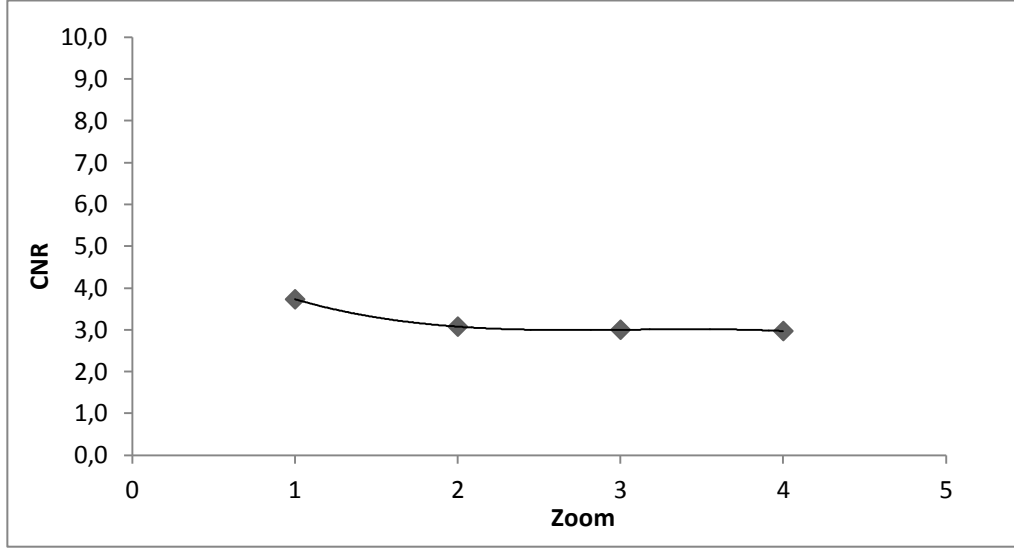
Şekil 4.25'de kontrastın, artan Gauss filtre genişliği ile azaldığı görülmüştür. Başka bir ifade ile kontrast filtre genişliği ile ters orantılıdır. Gauss filtre genişliği arttıkça % rms'in azaldığı ve CNR'in arttığı görülmüştür (Şekiller 4.26, 4.27).



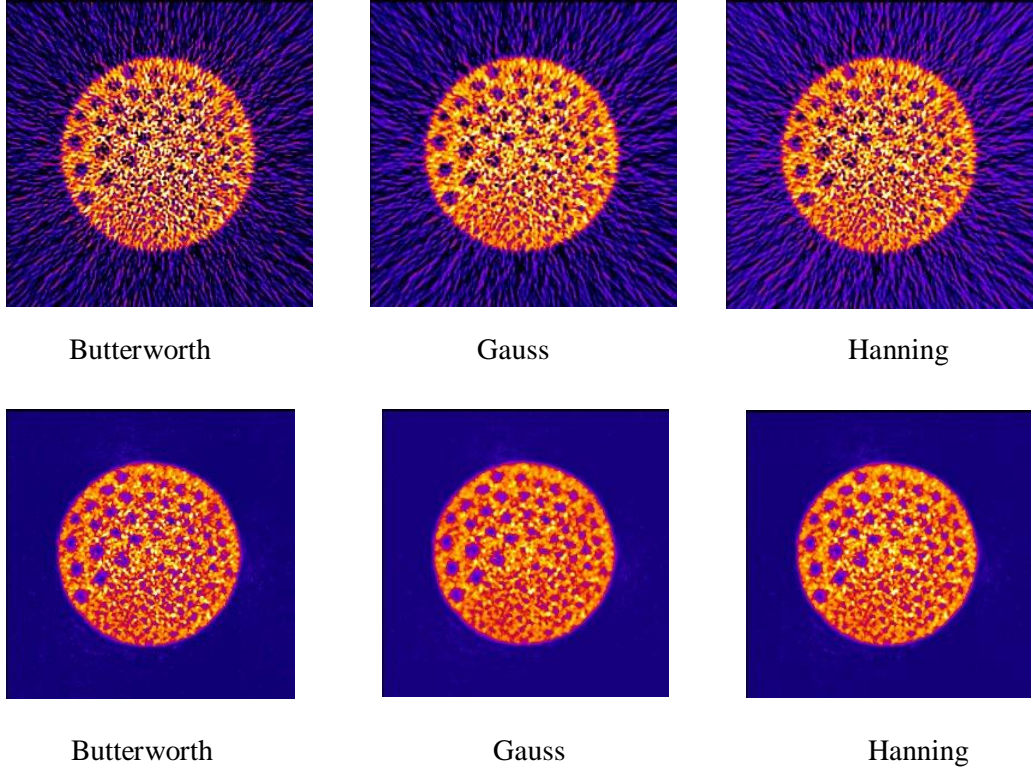
Şekil 4.28 Jaszczak fantomu, farklı büyütme faktörü (zoom) için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm)



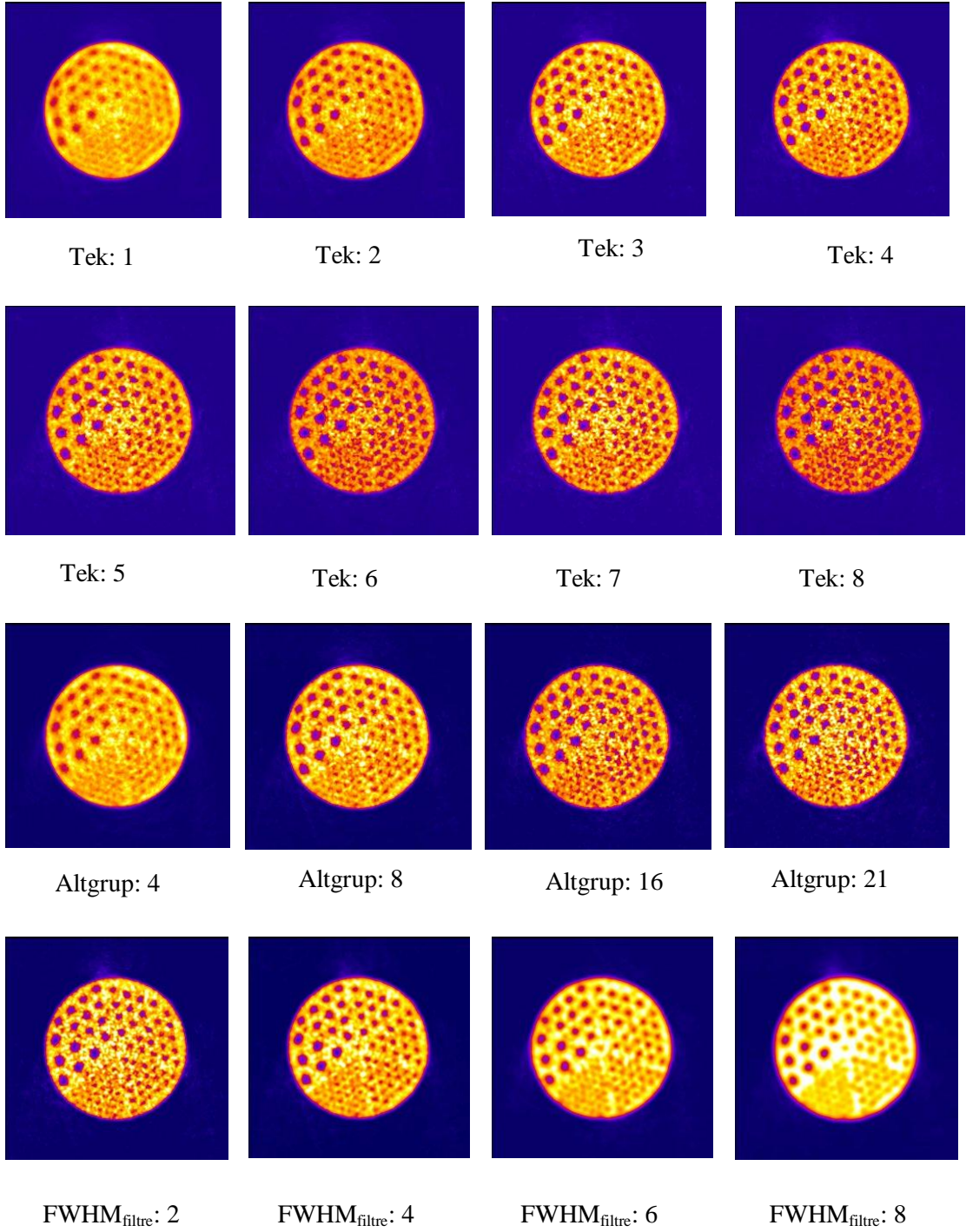
Şekil 4.29 Jaszczak fantomu, farklı büyütme faktörü (zoom) için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7)



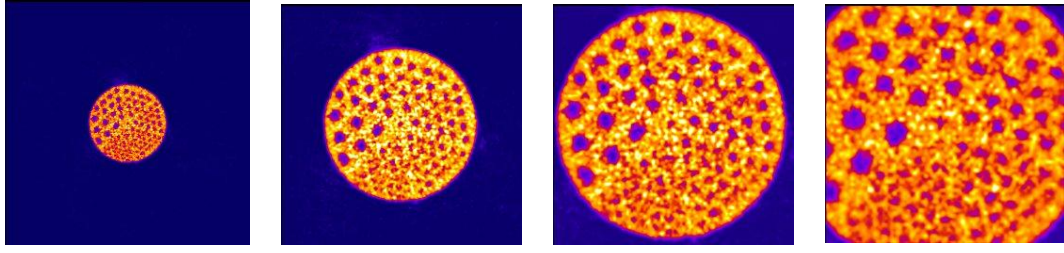
Şekil 4.30 Jaszczak fantomu, farklı büyütme faktörü (zoom) için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm)



Şekil 4.31 Jaszczak fantomu, farklı filtrele için alınmış görüntüler, FBP yöntemi (üst), tekrarlayıcı yöntem (alt), (düzeltmeli ,tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom):2)



Şekil 4.32 Jaszczak fantomunun kesit görüntüleri, tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, farklı tekrar sayısı için Hanning filtre altgrup sayısı (subset): 16, farklı altgrup sayısı (subset) için Hanning filtre tekrar: 6, Gauss filtre genişliği için tekrar: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2



Zoom : 1

Zoom : 2

Zoom : 3

Zoom : 4

Şekil 4.33 Jaszczak fantomu, farklı büyütme faktörü (zoom) için alınan kesit görüntüleri (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli ,tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7)

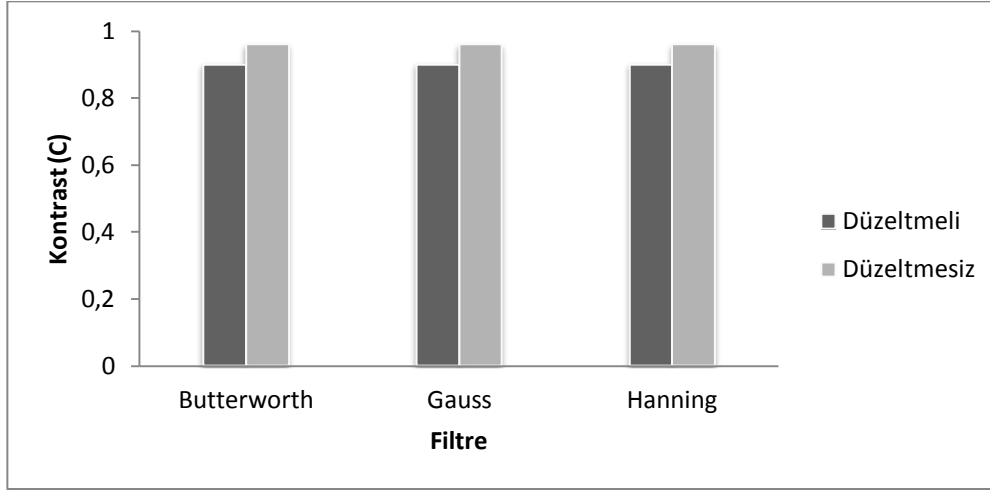
Büyütme faktörü (zoom) arttıkça % rms'in arttığı ve CNR'ın azaldığı görülmüştür. Ancak büyütme faktörü (zoom) =2'den sonra % rms ve CNR'da fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.29, 4.30). Ayrıca kontrastın büyütme faktörü (zoom) ile değişmemesi görülmüştür (şekil 4.28) .

FBP yöntemindeki gürültü miktarının (% rms), tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntemine göre yüksek olduğu görülmüştür (Şekil 4.31). Tekrar, altgrup sayısı (subset) ve büyütme faktörü (zoom) artması ile gürültünün arttığı görülmüştür (Şekiller 4.32, 4.33). Gauss filtre genişliğinin artması ile gürültünün azaldığı görülmüştür (Şekil 4.32). Bu sonuçlar daha önce gösterilen nümerik sonuçlar (Şekiller 4.5, 4.20, 4.23, 4.26, 4.29) ile uyumlu bulunmuştur.

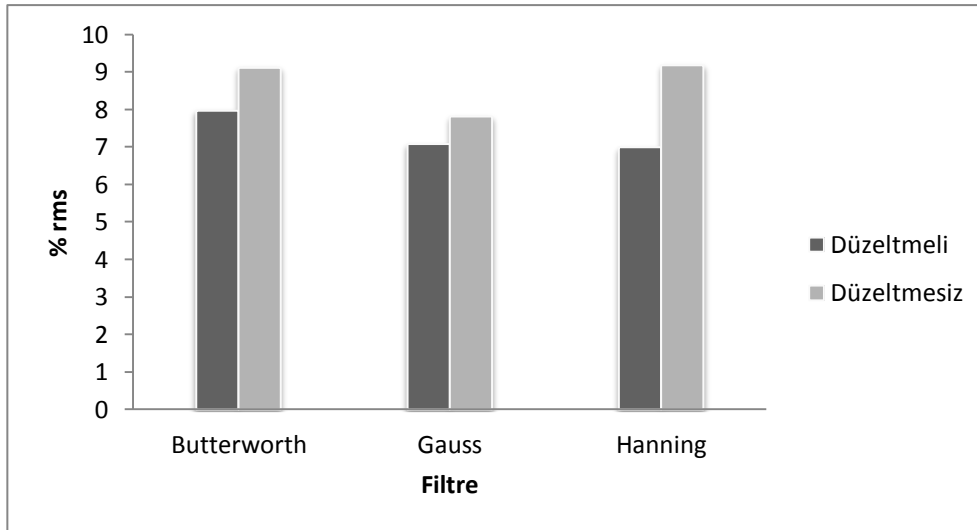
4.1.2 Hoffman Fantomu ile Elde Edilen Bulgular

Bu fantom ile yapılan ölçümlerde Jaszczak fantomunda kullanılan aynı standart değerler (görüntü parametreleri) kullanılmıştır. Ayrıca CNR yerine RCR hesaplanmıştır.

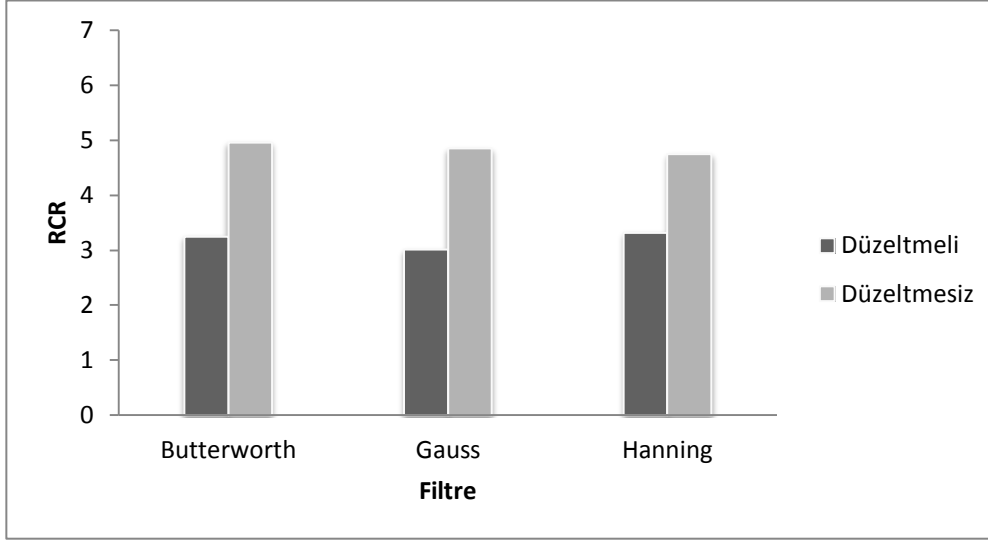
Not: Düzeltmeli: Foton azalım düzeltmesi varken; Düzeltmesiz: Foton azalım düzeltmesi yokken.



Şekil 4.34 Hoffman fantomu, farklı filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

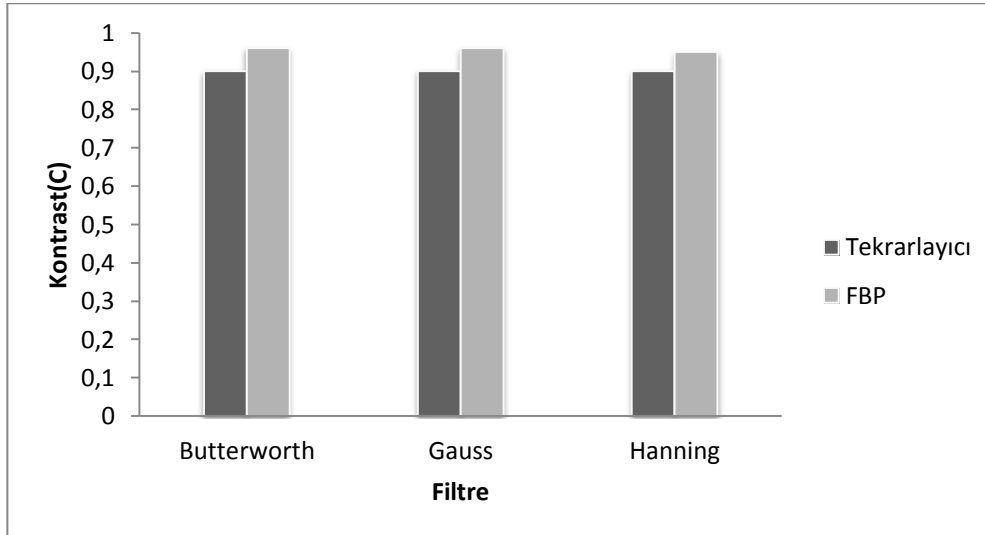


Şekil 4.35 Hoffman fantomu, farklı filtreler için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

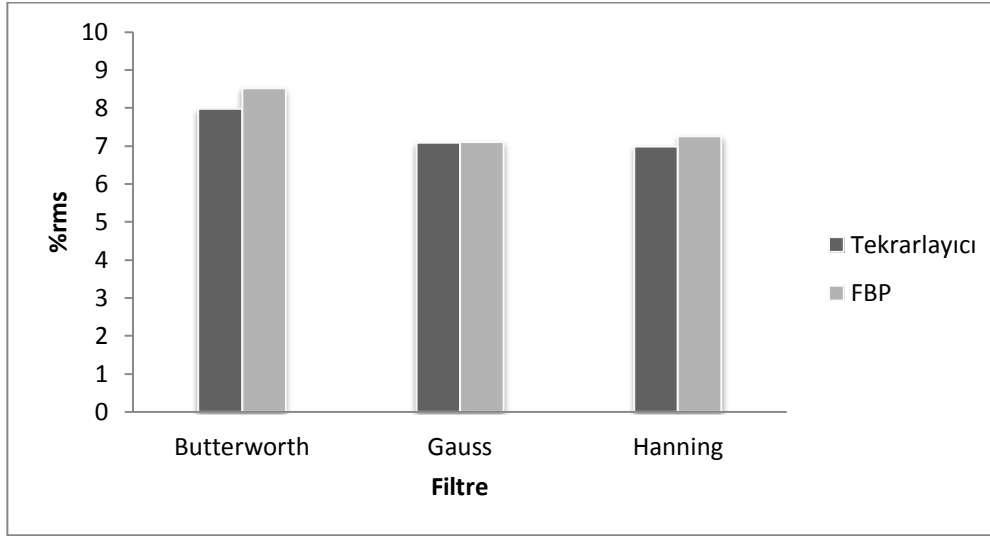


Şekil 4.36 Hoffman fantomu, farklı filtreler için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

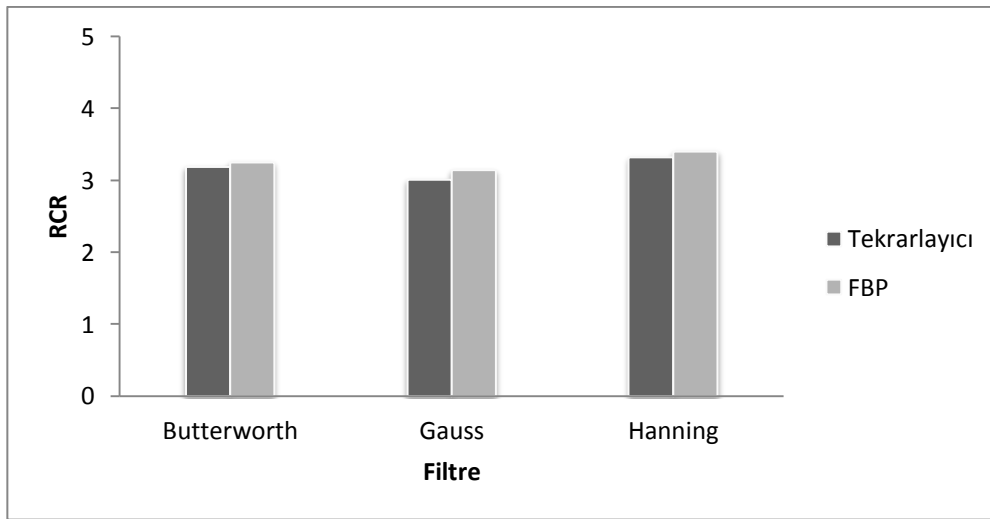
Foton azalım düzeltilmesiz ile hesaplanan kontrast, % rms ve RCR değerleri, düzeltilmelideki değerlere göre yüksek çıkmıştır (şekiller 4.34, 4.35 ve 4.36). Bu sonuçlar daha önce Jaszczak fantomunda gösterilen sonuçlar (Şekiller 4.1, 4.2, 4.3) ile uyumlu bulunmuştur.



Şekil 4.37 Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesim elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları (düzeltilmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

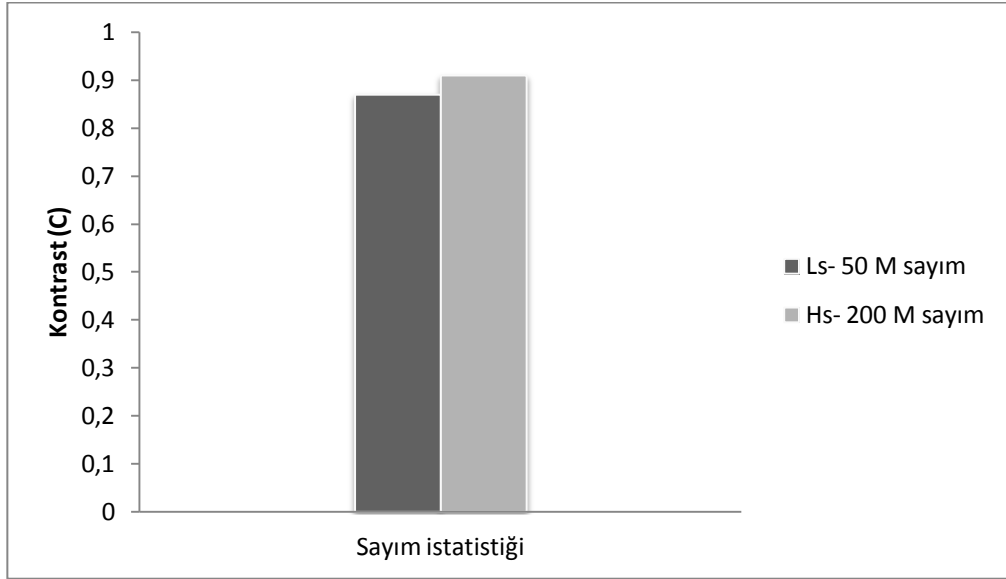


Şekil 4.38 Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan % rms sonuçları (düzeltmeli ,tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

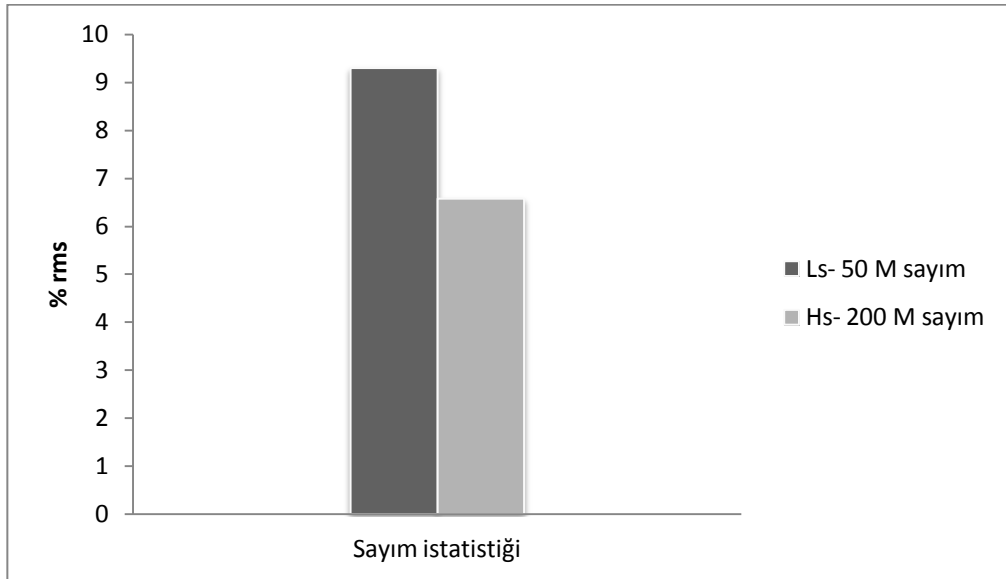


Şekil 4.39 Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan RCR sonuçları (düzeltmeli ,tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

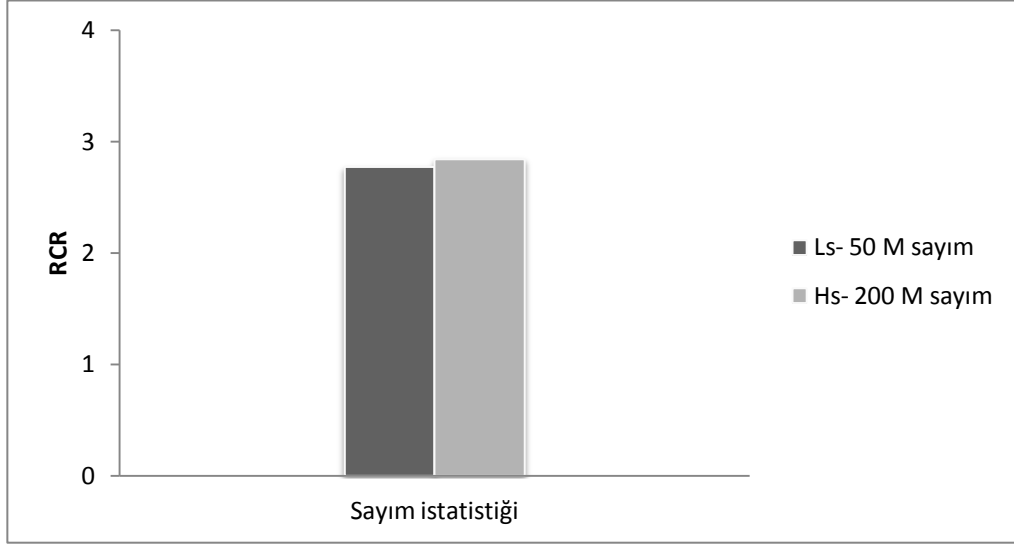
FBP yöntemindeki kontrast ve % rms değerleri, tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntemine göre yüksek, RCR için az bir fark görülmüştür (Şekiller 4.37, 4.38, 4.39). Ayrıca bu sonuçlar daha önce Jaszczak fantomunda gösterilen sonuçlar (Şekiller 4.4, 4.5, 4.6) ile uyumlu bulunmuştur.



Şekil 4.40 Hoffman fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:256x256, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7)

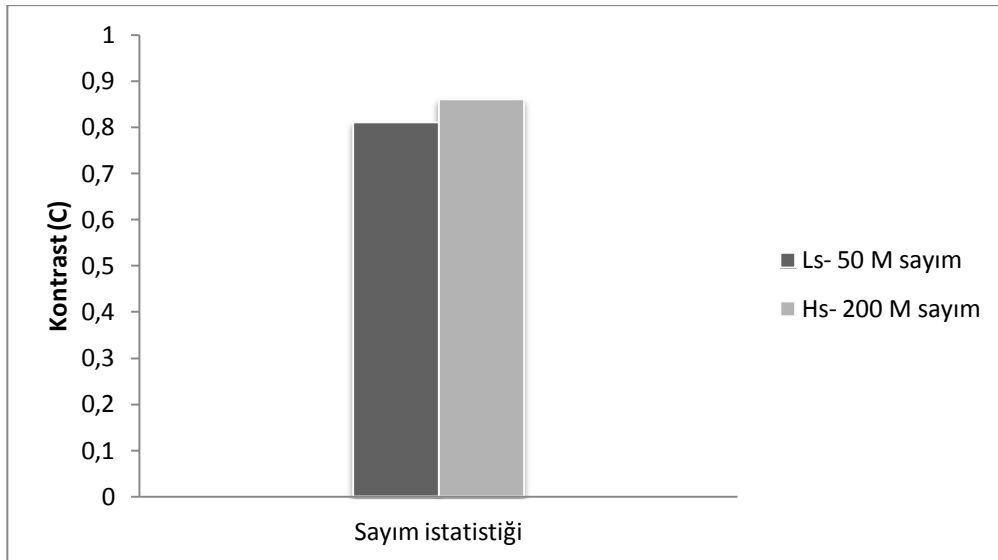


Şekil 4.41 Hoffman fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:256x256, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7)

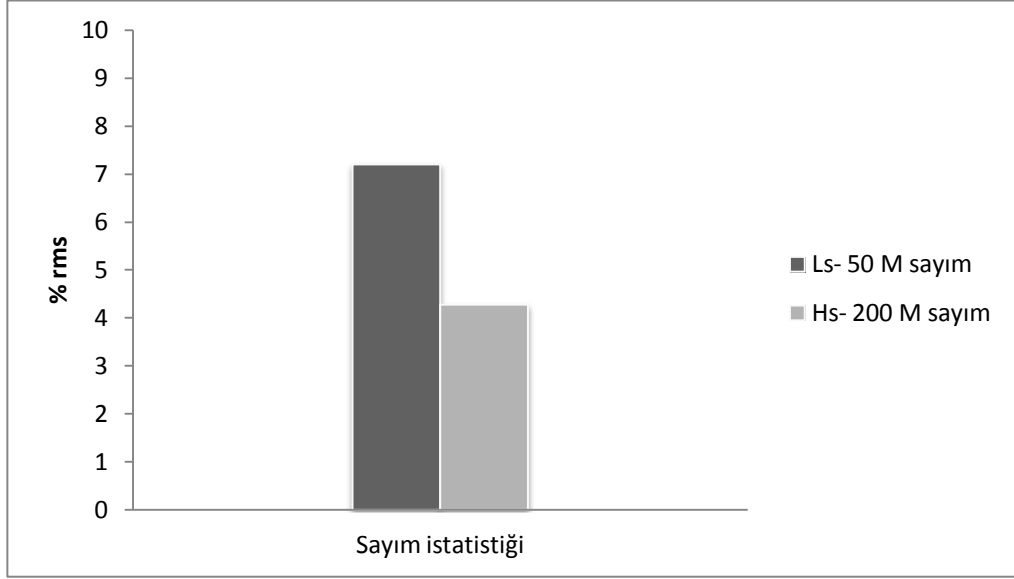


Şekil 4.42 Hoffman fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:256x256, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7)

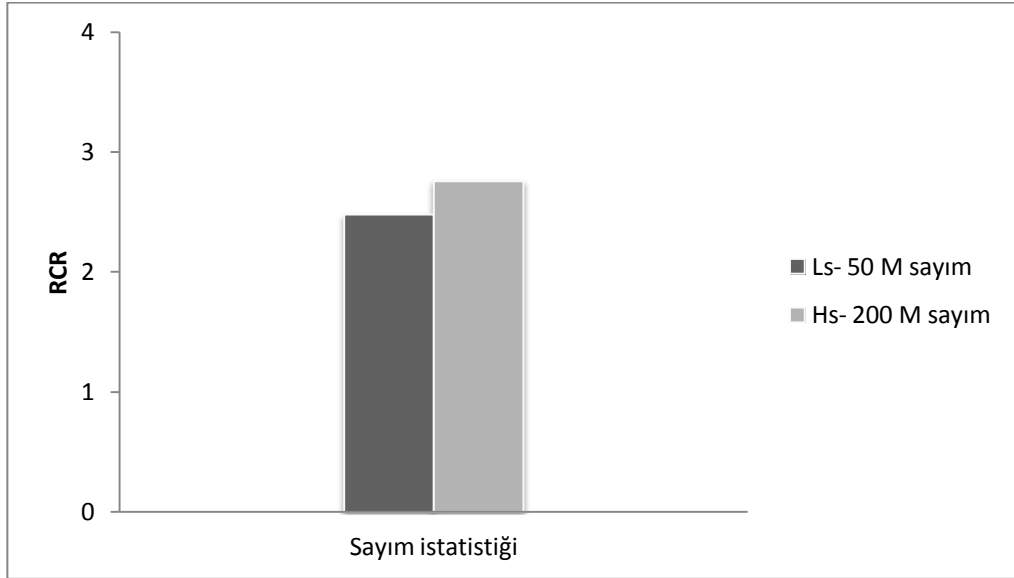
Yüksek sayım için ölçülen kontrast ve RCR'da düşük sayım sonuçlarına göre bir artış, % rms'de ise bir düşüş görülmüştür. Ancak % rms sonuçlarındaki düşüş, kontrast ve RCR sonuçlarındaki artış ile kıyaslandığında daha belirgindir (Şekiller 4.40, 4.41, 4.42).



Şekil 4.43 Hoffman fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:168x168, Gauss filtre, filtre genişliği:5mm, kesim frekansı: 0.7)



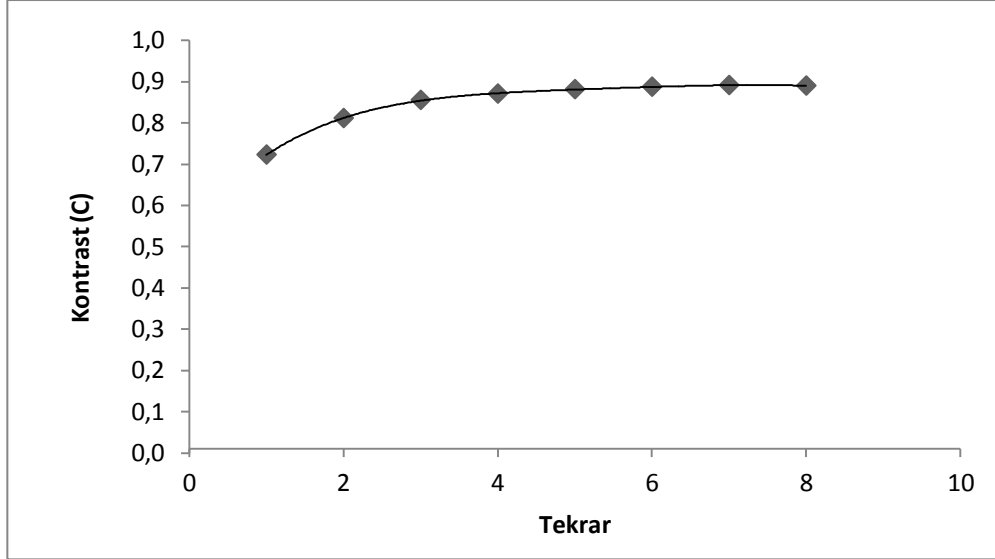
Şekil 4.44 Hoffman fantomu, farklı sayım istatistiği için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:168x168, Gauss filtre, filtre genişliği:5mm, kesim frekansı: 0.7)



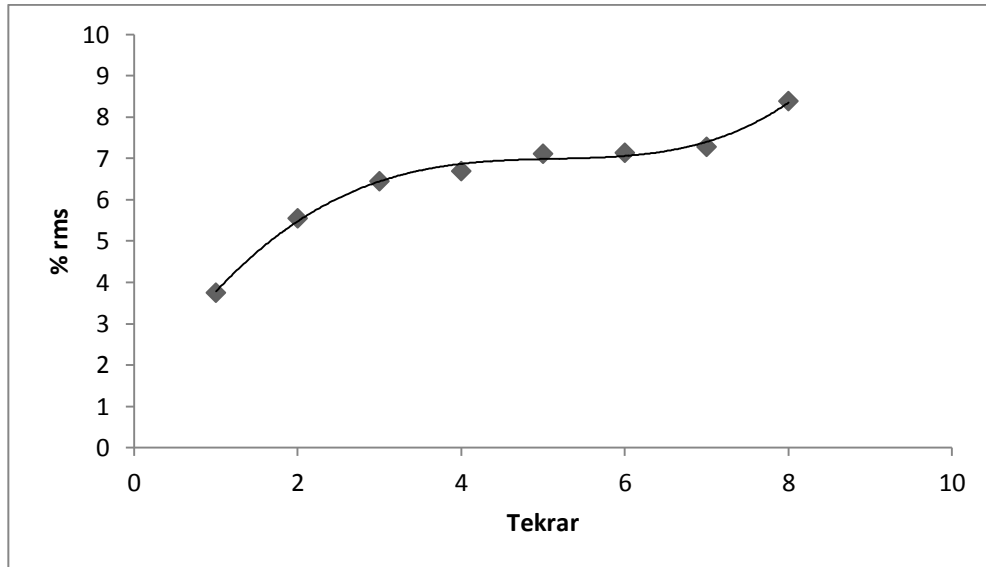
Şekil 4.45 Hoffmann fantomu, farklı lezyon çapı ve sayım istatistiği için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, matris boyutu:168x168, Gauss filtre, filtre genişliği:5mm, kesim frekansı: 0.7)

Yüksek sayım için ölçülen kontrast ve RCR'da düşük sayım sonuçlarına göre bir artış, % rms'de ise bir düşüş görülmüştür. Ancak % rms sonuçlarındaki düşüş, kontrast ve

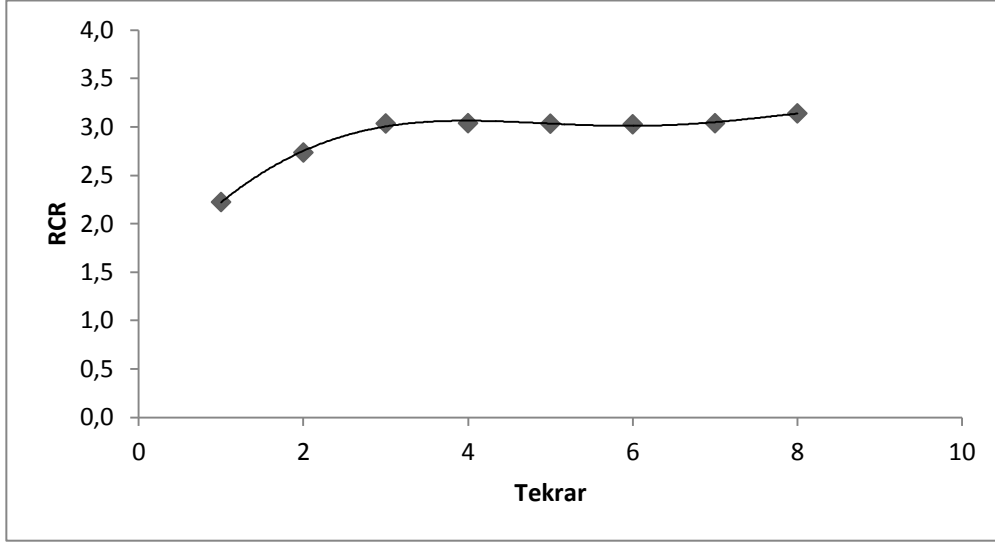
RCR sonuçlarındaki artış ile kıyaslandığında daha belirgindir (Şekiller 4.43, 4.44, 4.45). Bu sonuçlar daha önce 4.40, 4.41, 4.42 şekillerde gösterilen sonuçlarla karşılaştırıldığında daha düşük bulunmuştur. Bunun nedeni filtre ve matris boyutunun farklı olmasıdır.



Şekil 4.46 Hoffman fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

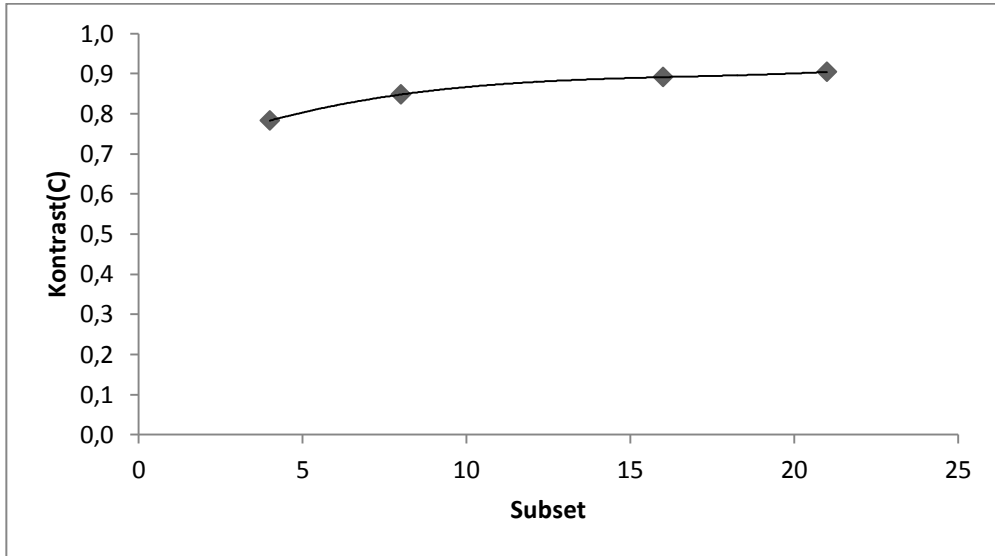


Şekil 4.47 Hoffman fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

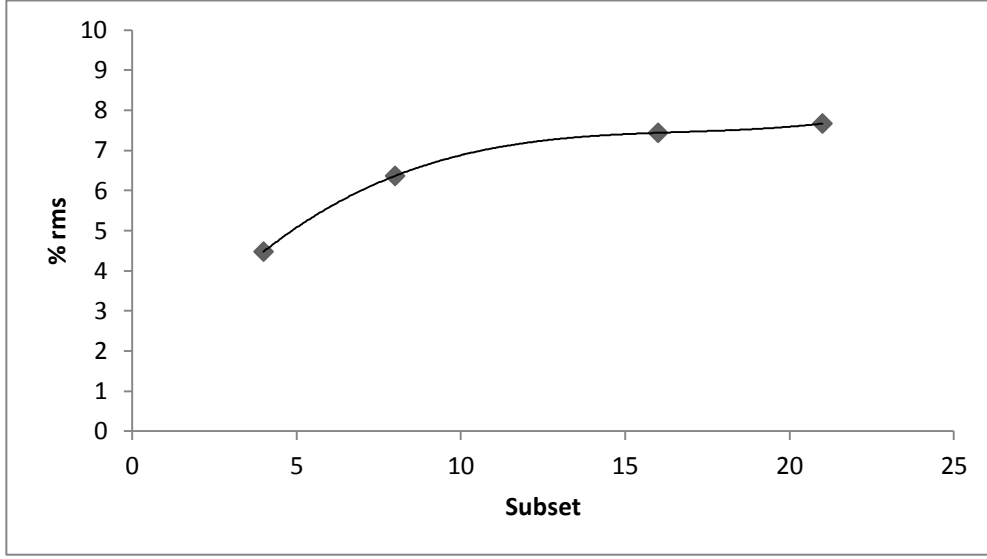


Şekil 4.48 Hoffman fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

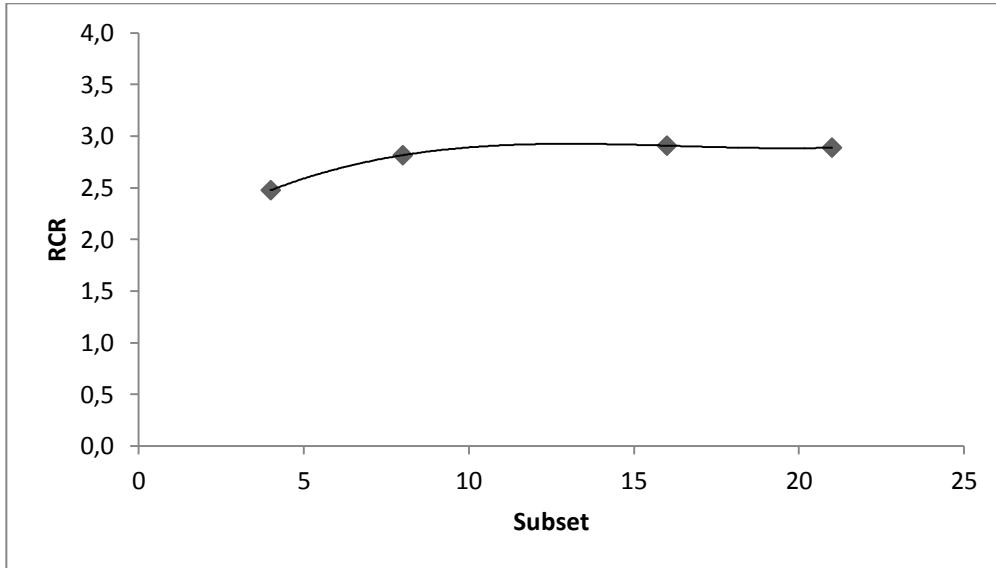
Tekrar sayısı arttıkça kontrast, % rms, ve RCR'ın arttığı görülmüştür. Ancak 4. tekrardan sonra fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.46, 4.47, 4.48). Ayrıca bu sonuçlar daha önce Jaszczak fantomu için verilen sonuçlar (Şekiller 4.19, 4.20, 4.21) ile uyumlu bulunmuştur.



Şekil 4.49 Hoffman fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

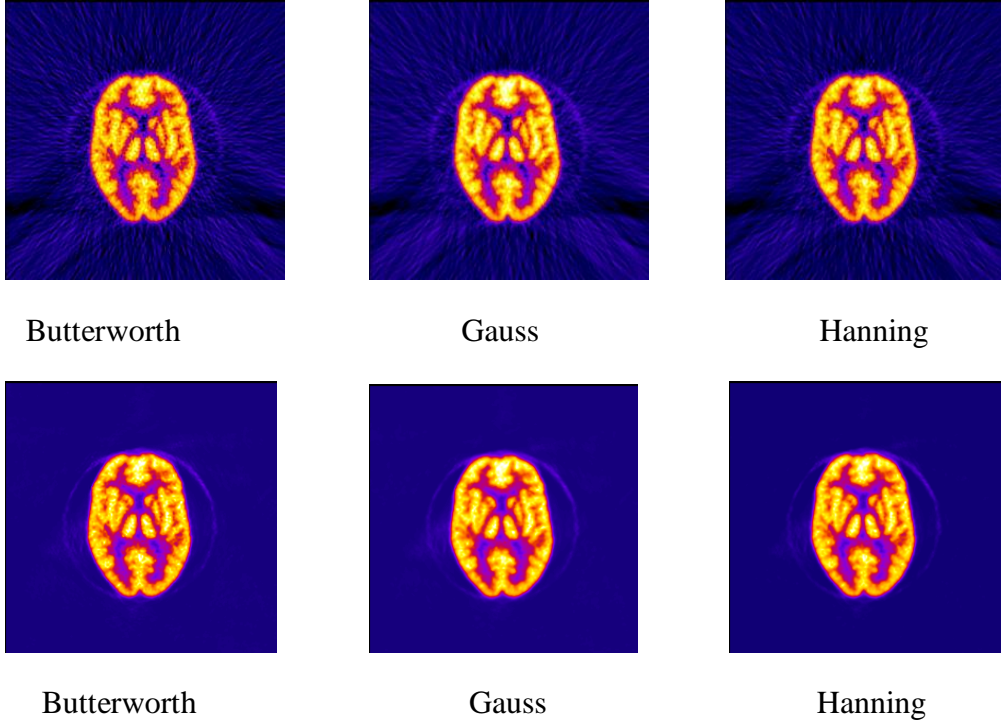


Şekil 4.50 Hoffman fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

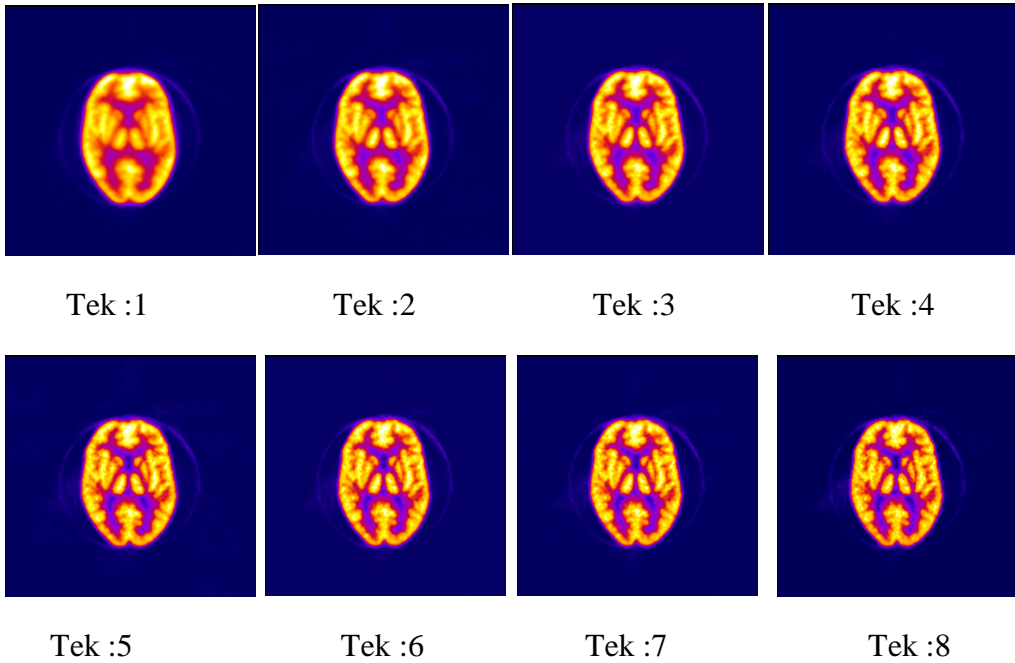


Şekil 4.51 Hoffman fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

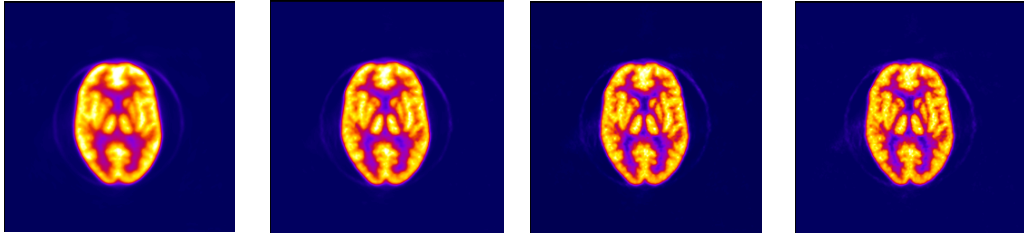
Altgrup sayısı (subset) arttıkça kontrast, % rms ve RCR'ın arttığı görülmüştür. Ancak ve 8. altgrup sayısından sonra fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.49, 3.50, 4.51). Ayrıca bu sonuçlar daha önce Jaszczak fantomunda gösterilen sonuçlar (Şekiller 4.22, 4.23, 4.24) ile uyumlu bulunmuştur.



Şekil 4.52 Hoffman fantomu, farklı filtreler için alınmış görüntüler, FBP yöntemi (üst), tekrarlayıcı yöntem (alt), (tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, büyütme faktörü (zoom):2, kesim frekansı: 0.7, düzeltmeli)



Şekil 4.53 Hoffman fantomu, farklı tekrar sayısı için alınmış görüntüler (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset): 16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)



Altgrup : 4

Altgrup : 8

Altgrup : 16

Altgrup : 21

Şekil 4.54 Hoffman fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için alınmış görüntüler (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 2)

FBP yöntemindeki gürültü miktarının (% rms) Tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntemindekine göre yüksek olduğu görülmüştür (Şekil 4.52). Tekrar ve altgrup sayısının (subset) artması ile gürültünün arttığı görülmüştür (Şekiller 4.53, 4.54). Bu sonuçlar daha önce gösterilen nümerik (Şekiller 4.38, 4.47, 4.50) ve Jaszczak fantomunun görsel sonuçları (Şekiller 4.31, 4.32) ile uyumlu bulunmuştur.

4.2 SPECT/BT Sisteminin Analizi

Ölçümlere başlamadan önce SPECT/BT sisteminin homojenite ve uzaysal ayırma gücü (havada ve saçıcı ortamda) aşağıdaki gibi ölçülmüştür.

Çizelge 4.7 SPECT/BT sisteminin planar uzaysal ayırma gücü sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, matris boyutu: 1024x1024, piksel boyutu: 0.3 mm, Hanning filtre, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

SPECT/CT - Planar Uzaysal Ayırma Gücü – FWHM(mm)	
Dedektör_1	Dedektör_2
7,7	7,34

Çizelge 4.8 SPECT/BT sisteminin tomografik uzaysal ayırma gücü sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, matris boyutu: 256x256, piksel boyutu: 4.8 mm, Hanning filtre, 120 projeksiyon-360°)

SPECT/BT- Tomografik Uzaysal Ayırma Gücü – FWHM(mm)	
Hava	Saçıcı ortam
12,13	15,65

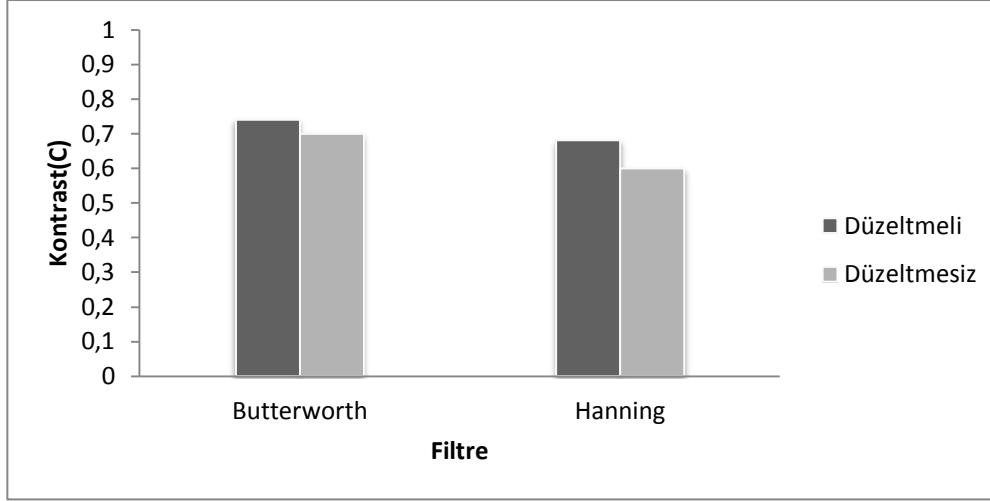
Çizelge 4.9 SPECT/BT sisteminin faydalı görüş alan (UFOV) ve merkezi görüş alan (CFOV) ve her iki dedektör için homojenite sonuçları.

SPECT/BT - Homojenite					
Dedektör_1			Dedektör_2		
Homojenite (%)	İntegral	Diferansiyel	Homojenite (%)	İntegral	Diferansiyel
UFOV	1,83	1,47	UFOV	1,94	1,45
CFOV	1,69	1,42	CFOV	1,65	1,27

SPECT/BT sisteminde planar uzaysal ayırma gücünün her iki dedektör için birbirine yakın olduğu görülmüştür (Çizelge 4.7). Ayrıca sistemin saçıcı ortamdaki tomografik uzaysal ayırma gücünün havaya göre daha düşük (FWHM daha yüksek) bulunmuştur (Çizelge 4.8). Sistemin homojenitesi ise NEMA standartlarına göre uygun bulunmuştur (Diferansiyel homojenite <%5, İntegral homojenite <%10).

4.2.1 Jaszczak Fantomu ile Elde Edilen Bulgular

Bu fantom ile yapılan ölçümlerde, 50 M sayım, matris boyutu 128x128, Butterworth filtresi için güç faktörü: 5, kullanılan tüm filtreler için kesim frekansı: 0.7 ve büyütme faktörü (zoom): 1.5 olarak kullanılmıştır.

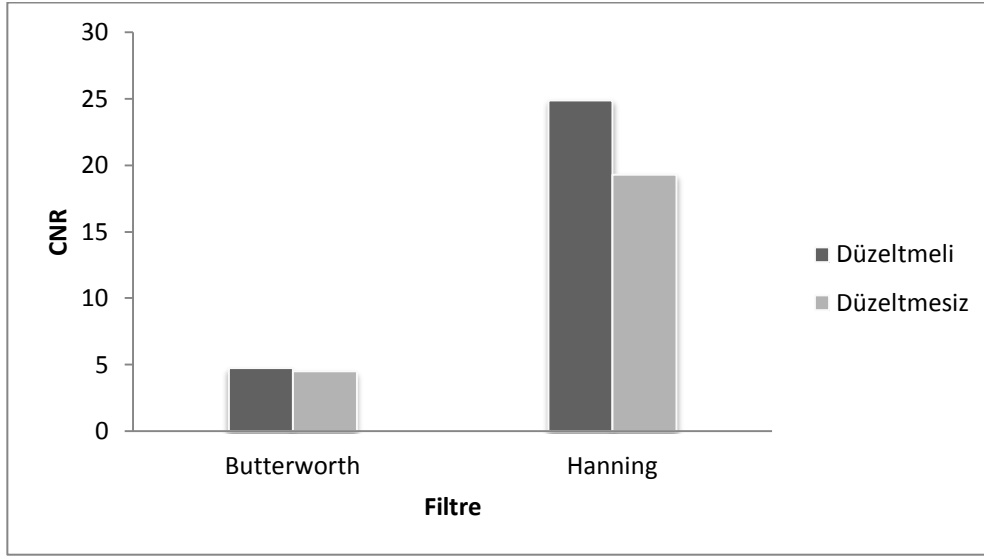


Şekil 4.55 Jaszczak fantomu, farklı filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, lezyon çapı: 31.8 mm, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

Not: Düzeltilmeli: Foton azalım düzeltmesi varken; Düzeltilmesiz: Foton azalım düzeltmesi yokken.



Şekil 4.56 Jaszczak fantomu, farklı filtreler için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

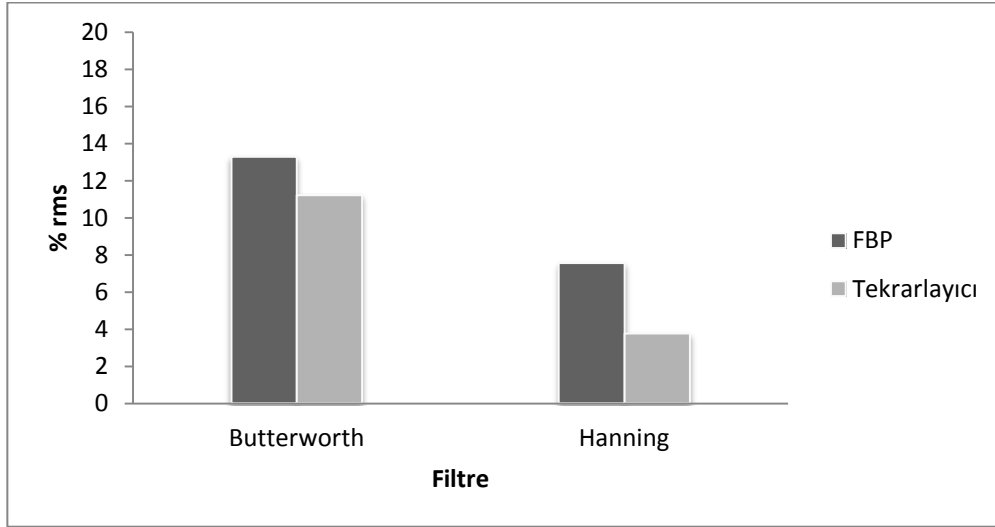


Şekil 4.57 Jaszczak fantomu, farklı filtreler için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, lezyon çapı: 31.8 mm, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

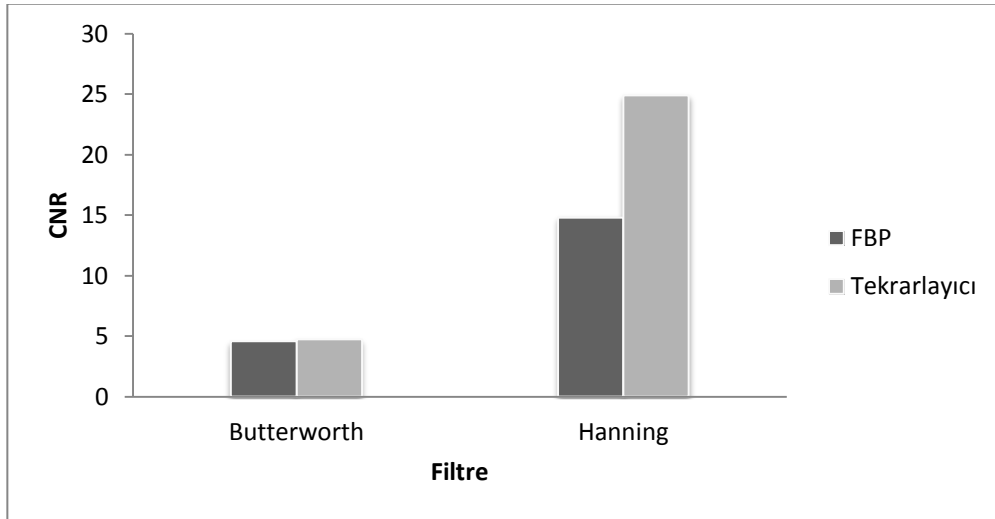
Kontrast ve CNR, foton azalım düzeltmesi varken daha yüksek bulunmuştur. Gürültü (% rms) ise foton azalım düzeltmesi yokken daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca Butterworth filtrede gürültü ve kontrast miktarı yüksek bulunmuşken, hanning filtrede CNR yüksek bulunmuştur (Şekiller 4.55, 4.56, 4.57).



Şekil 4.58 Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları (düzeltilmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

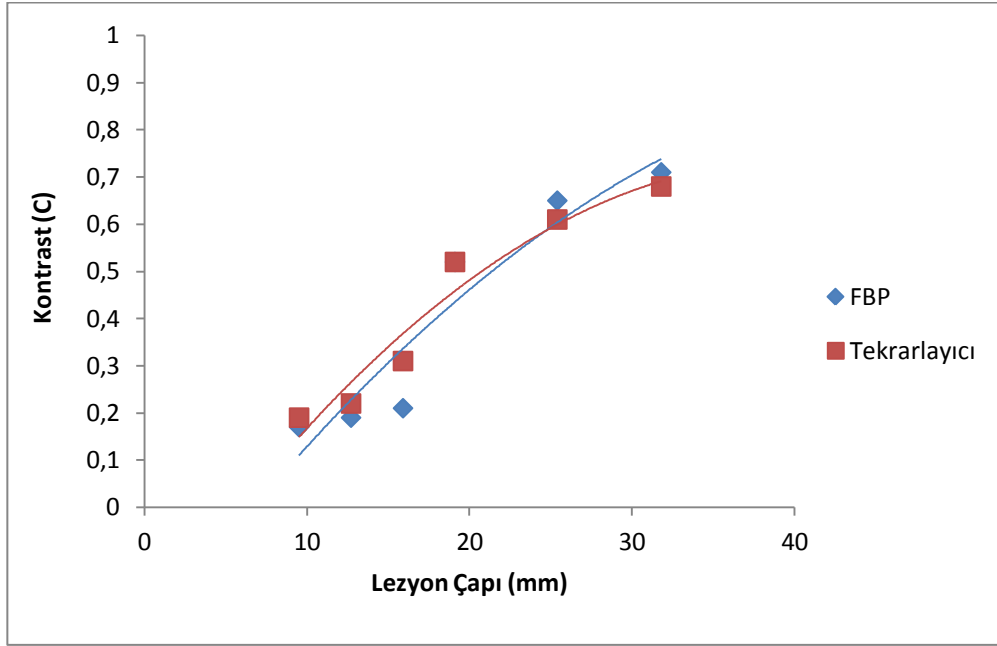


Şekil 4.59 Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan % rms sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

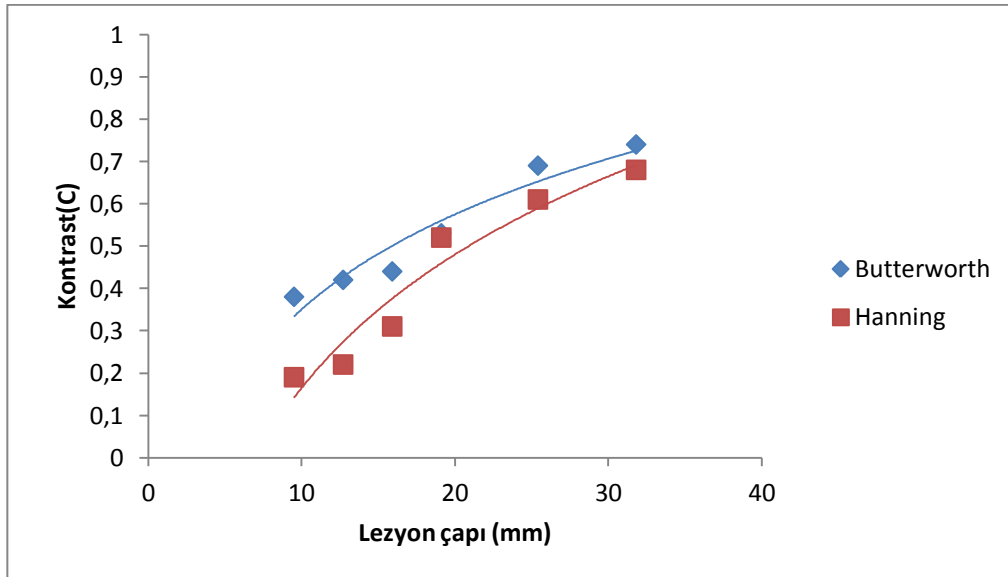


Şekil 4.60 Jaszczak fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan CNR sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

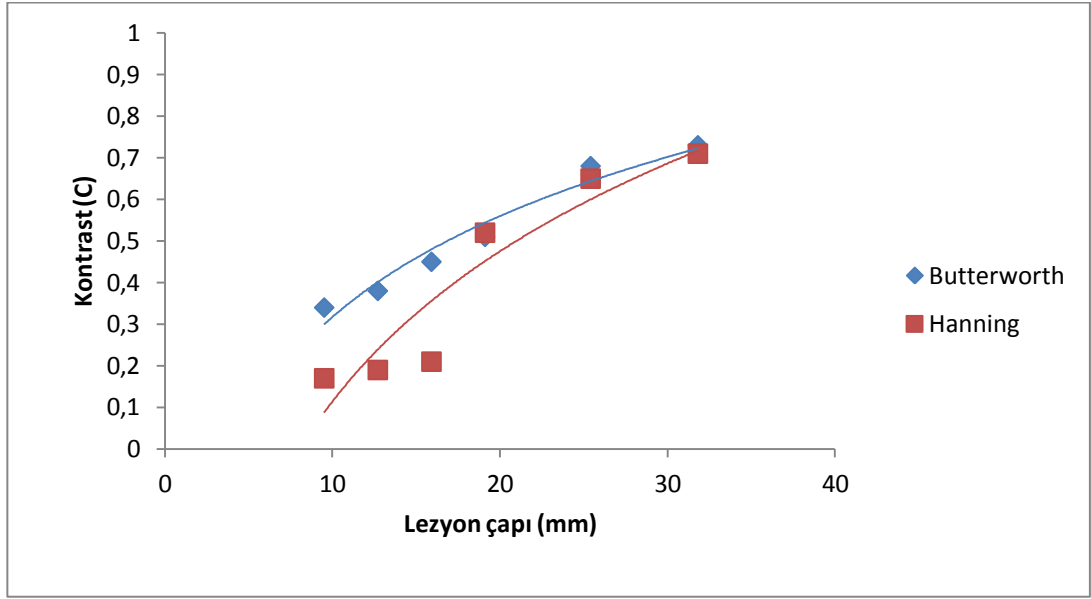
FBP yöntemindeki kontrast ve % rms, tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntemine göre daha yüksek bulunmuştur (Hanning filtre için). Ancak tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntemdeki CNR'ın, FBP'ye göre daha yüksek olduğu görülmüştür (Şekiller 4.58, 4.59, 4.60). Ayrıca bu sonuçlar daha önce gösterilen PET/BT sonuçları ile uyumlu görülmüştür (Şekiller 4.4, 4.5, 4.6).



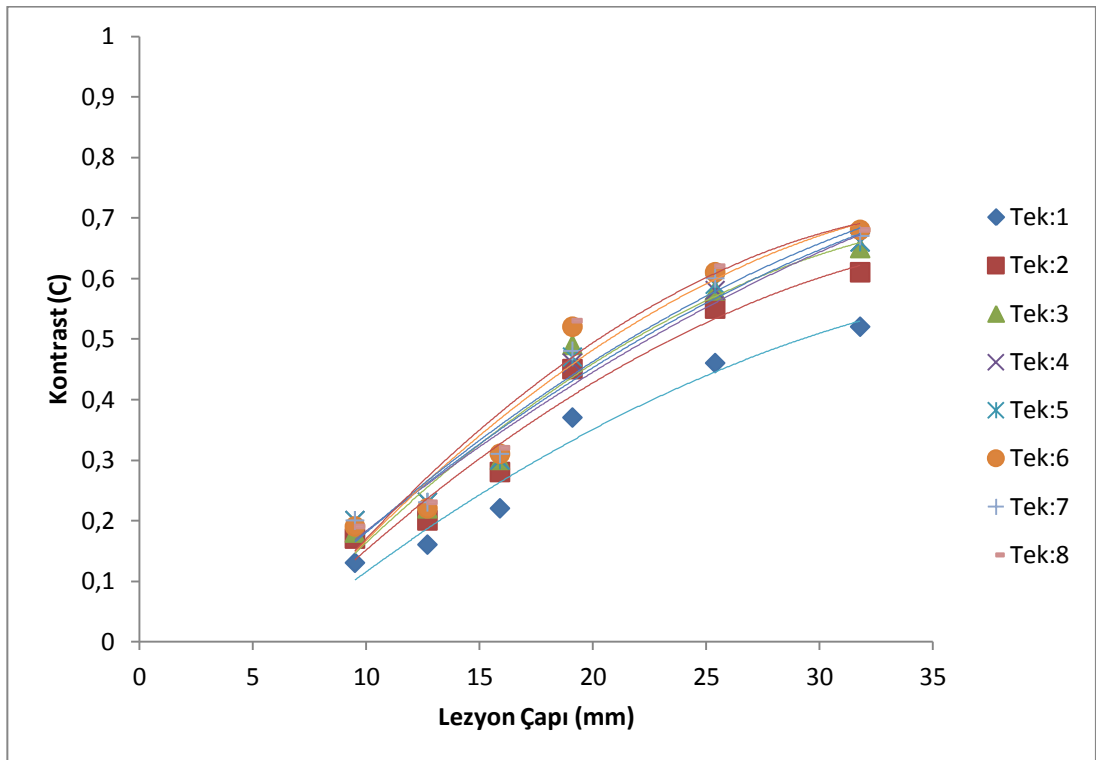
Şekil 4.61 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



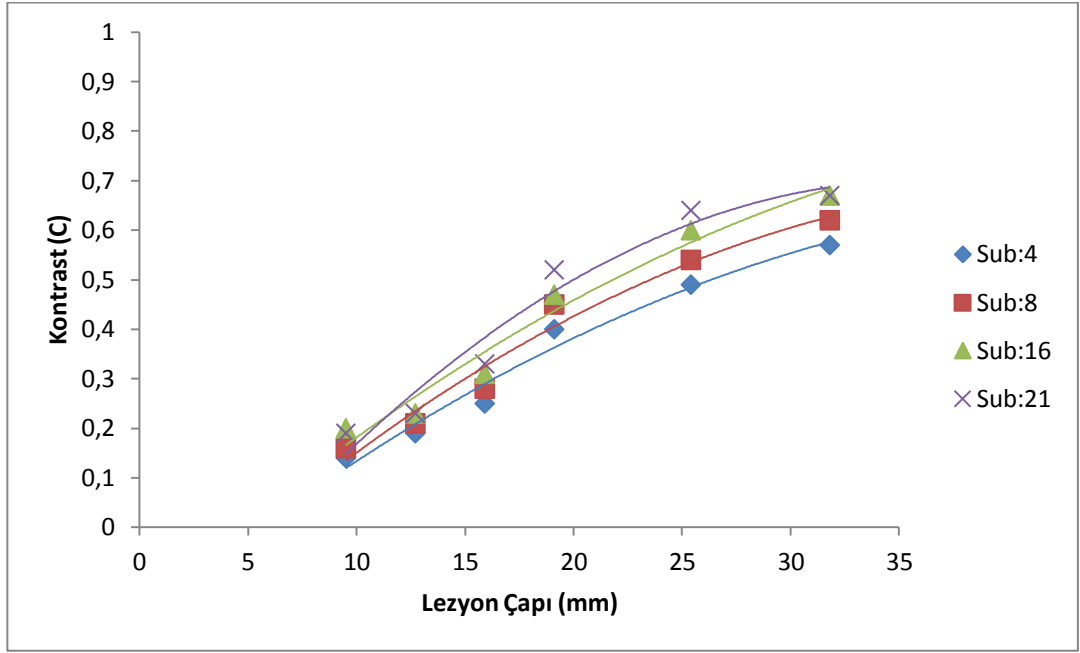
Şekil 4.62 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve filtre için hesaplanan kontrast sonuçları, tekrarlayıcı yöntem (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



Şekil 4.63 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve filtre için hesaplanan kontrast sonuçları (FBP yöntemi, düzeltmeli, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

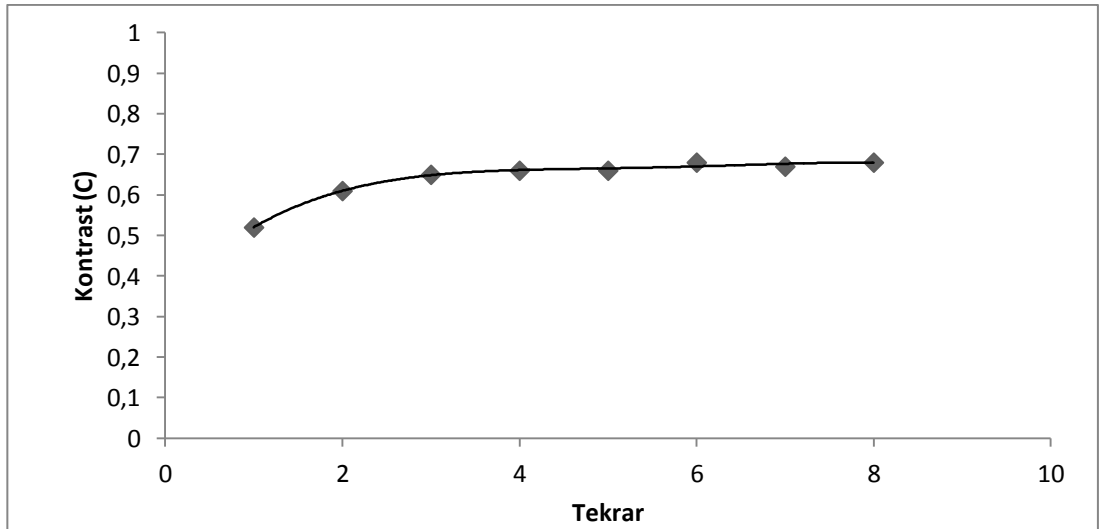


Şekil 4.64 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

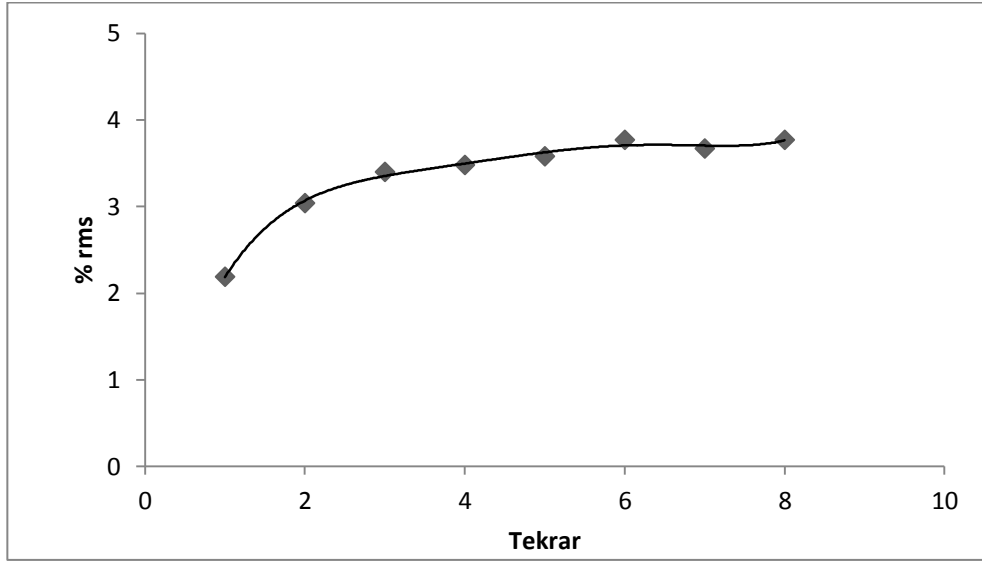


Şekil 4.65 Jaszczak fantomu, farklı lezyon çapı ve altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

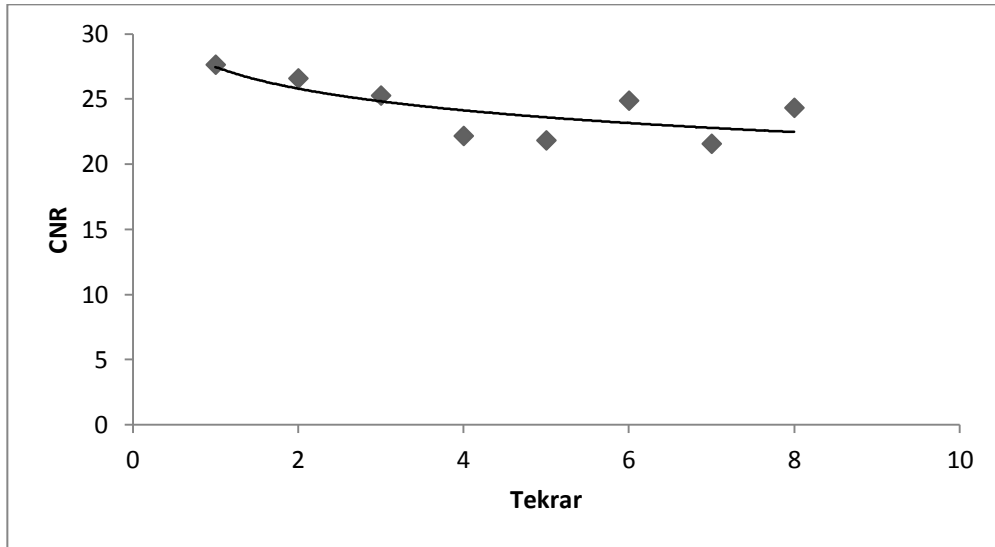
Daha önce gösterildiği gibi, FBP yöntemindeki kontrast miktarı Tekrarlayıcı (3D-OSEM) yönteme göre yüksek olduğu bulunmuştur (Şekil 4.58). Ayrıca lezyon çapı, tekrar ve altgrup sayısı (subset) arttıkça kontrastın arttığı görülmüştür (Şekiller 4.64, 4.65).



Şekil 4.66 Jaszczak fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

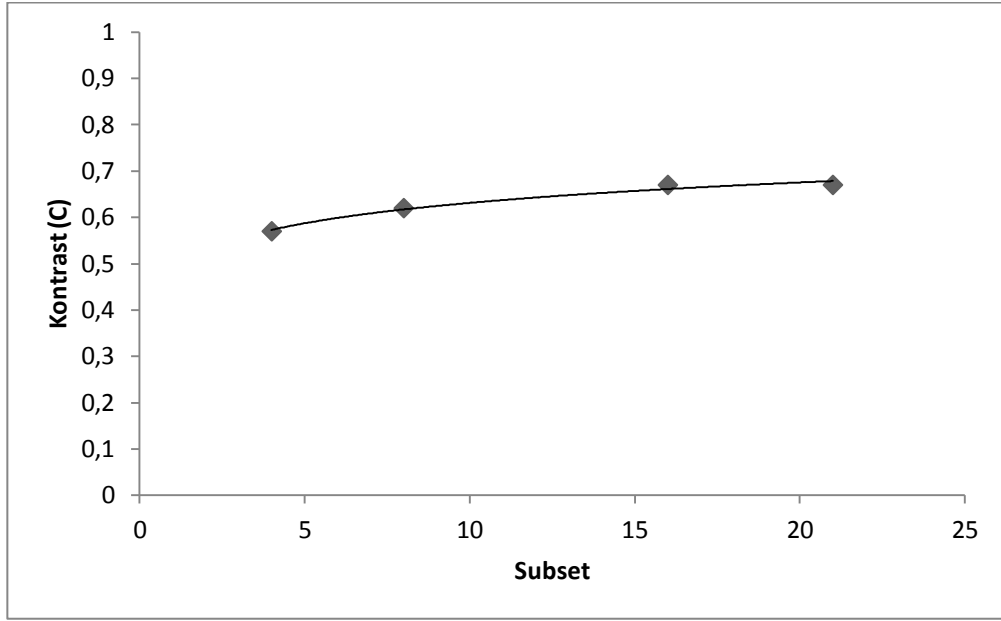


Şekil 4.67 Jaszczak fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

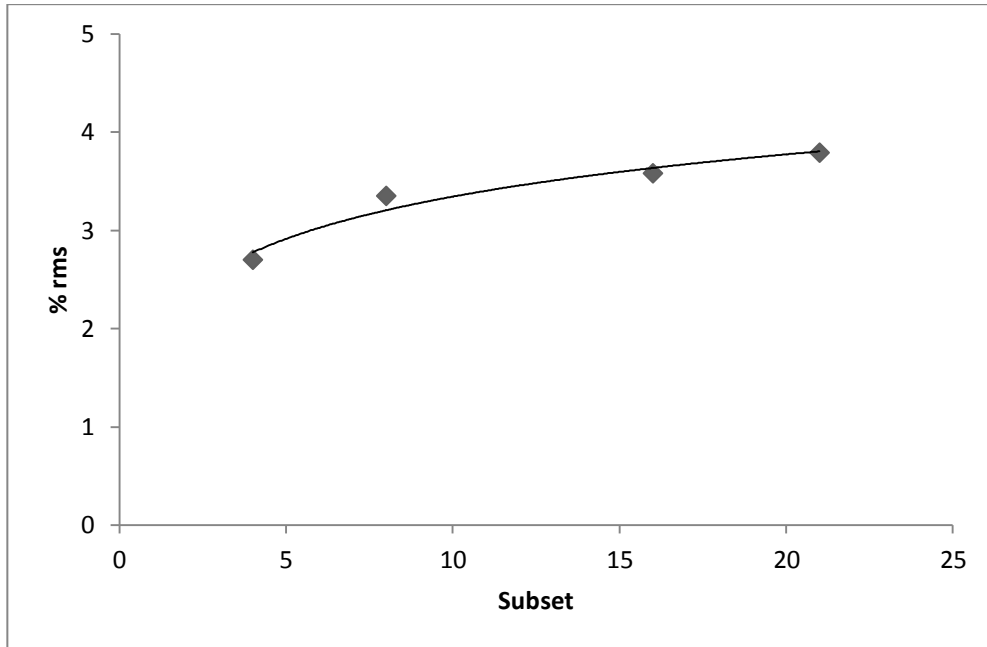


Şekil 4.68 Jaszczak fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

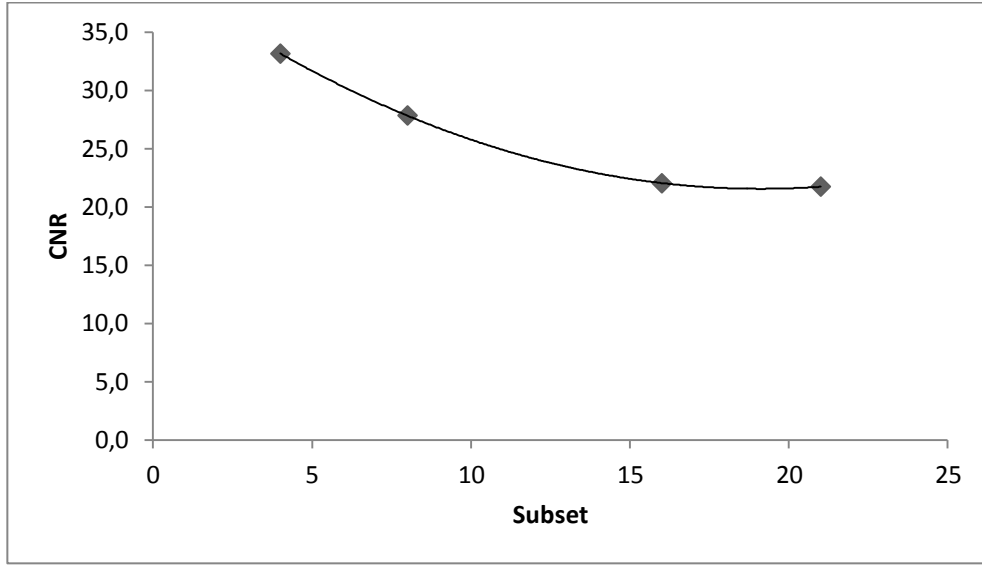
Tekrar sayısı arttıkça kontrast ve % rms'in arttığı CNR'nin ise azaldığı görülmüştür. Ancak 4. tekrardan sonra kontrastta ve CNR'de fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.66, 4.67, 4.68).



Şekil 4.69 Jaszczak fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

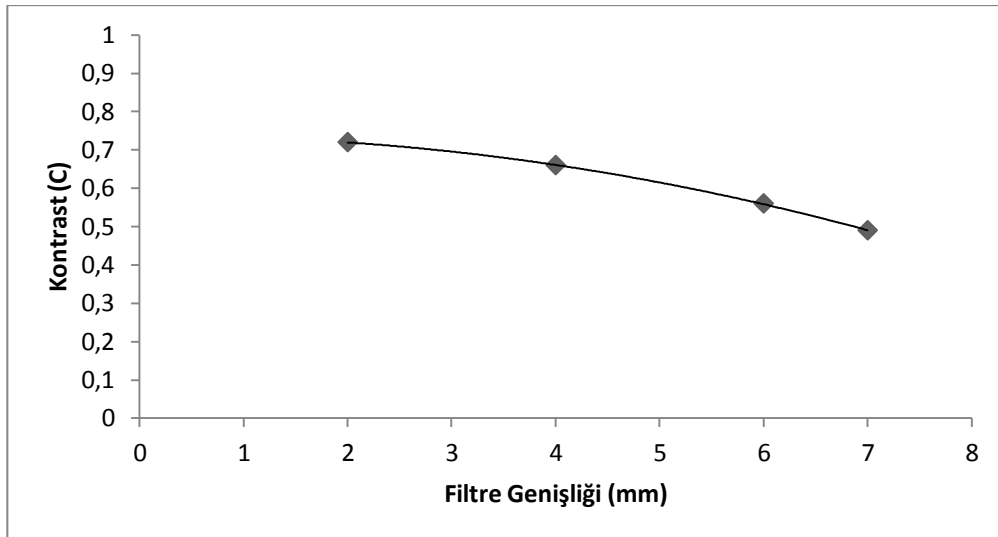


Şekil 4.70 Jaszczak fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

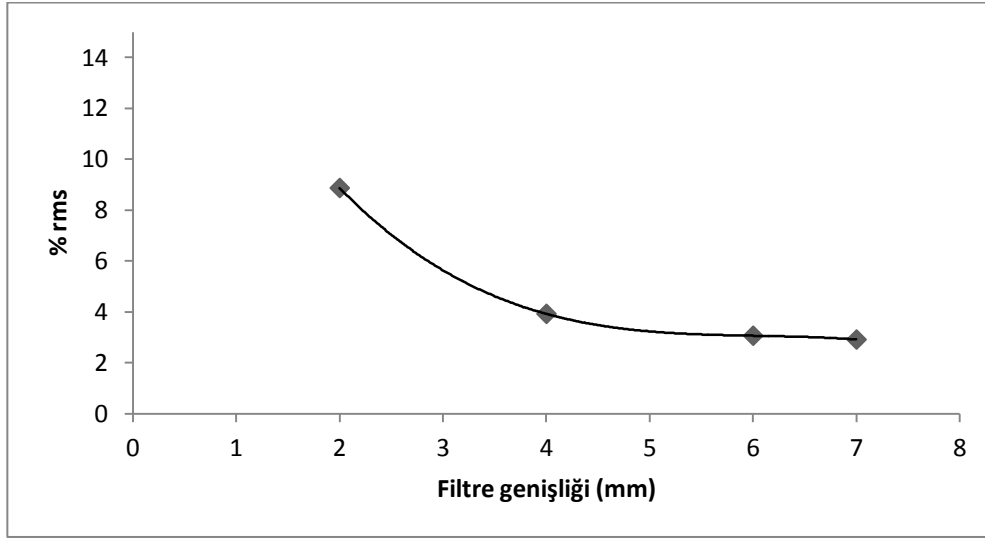


Şekil 4.71 Jaszczak fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

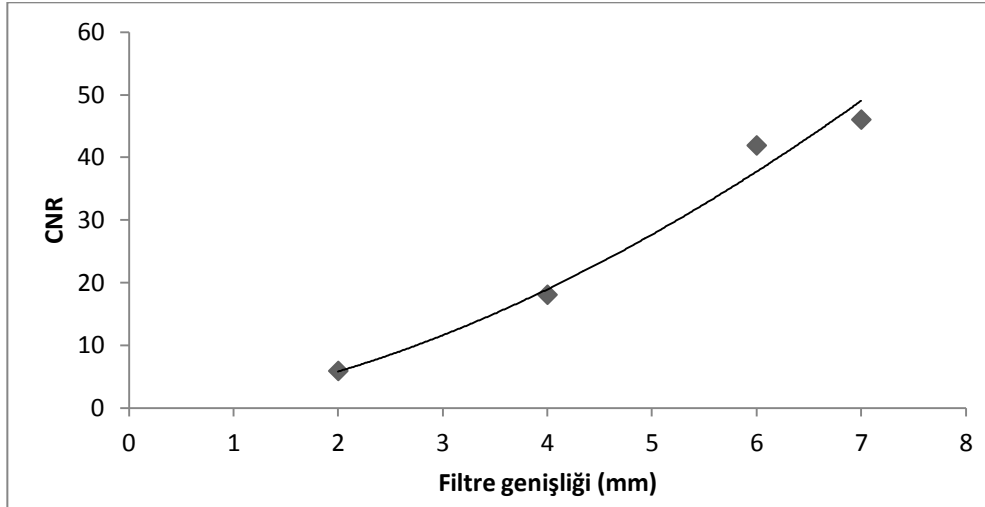
Altgrup sayısı (subset) arttıkça kontrast ve % rms'in arttığı CNR'nin ise azaldığı görülmüştür. Ancak 8. altgrup sayısından sonra kontrast ve CNR'de fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.69, 4.70, 4.71).



Şekil 4.72 Jaszczak fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

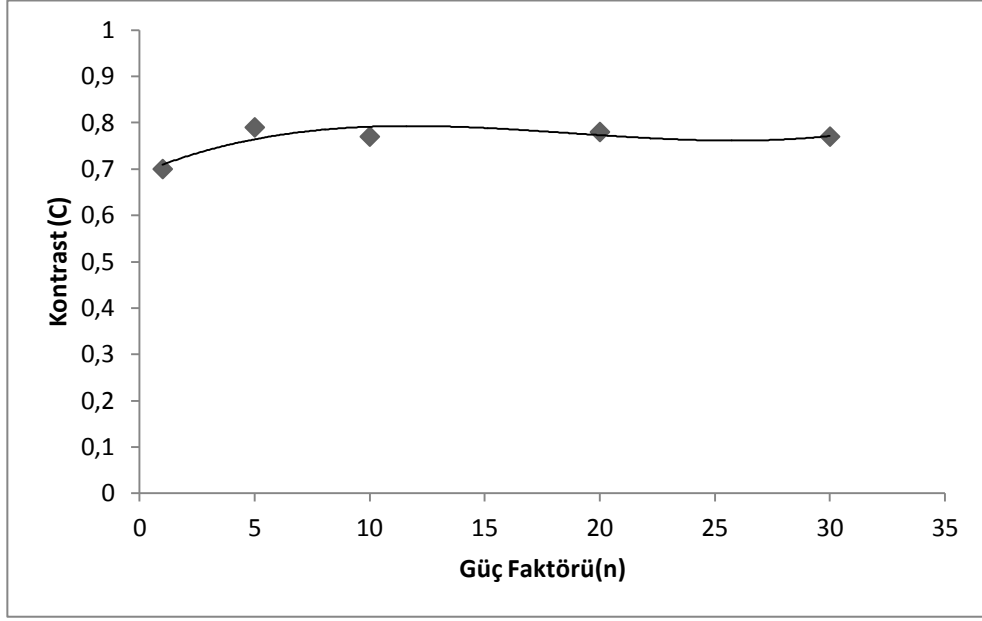


Şekil 4.73 Jaszczak fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

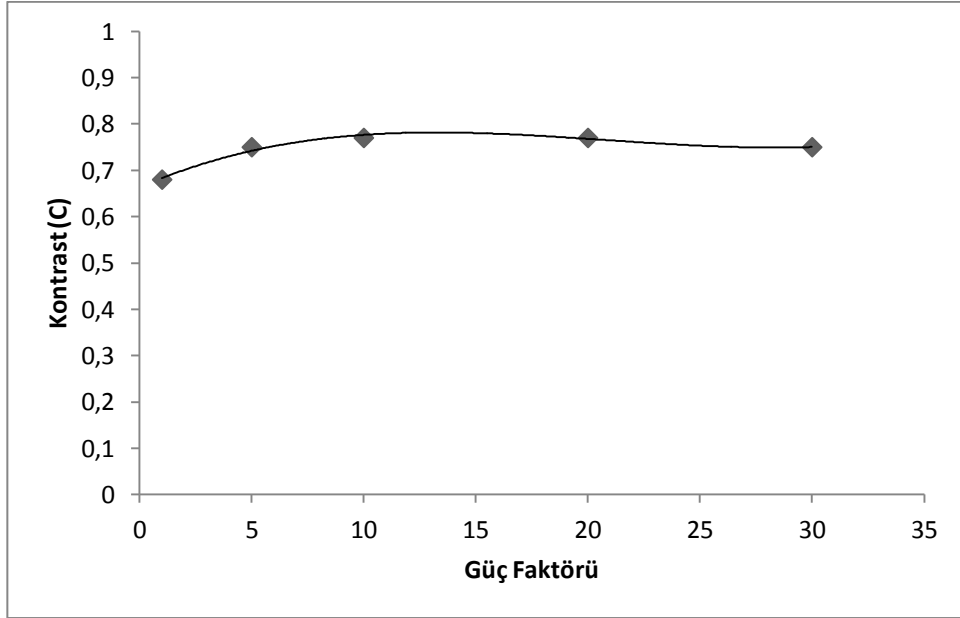


Şekil 4.74 Jaszczak fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

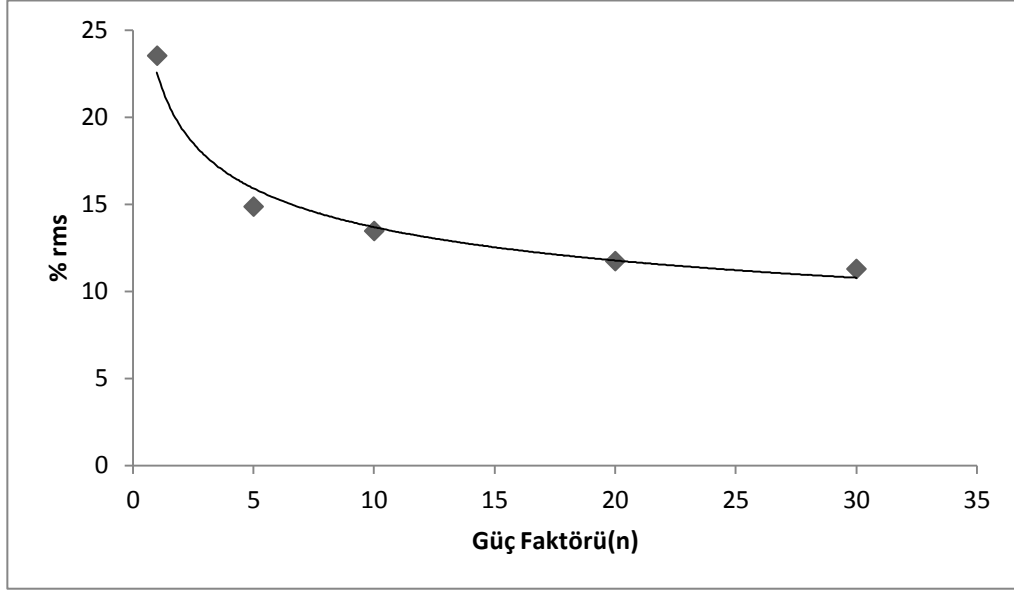
Gauss filtre genişliği arttıkça kontrastın ve % rms'in azaldığı ve CNR'nin arttığı görülmüştür. Ancak 5 mm'den sonra gürültüde fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.72, 4.73, 4.74).



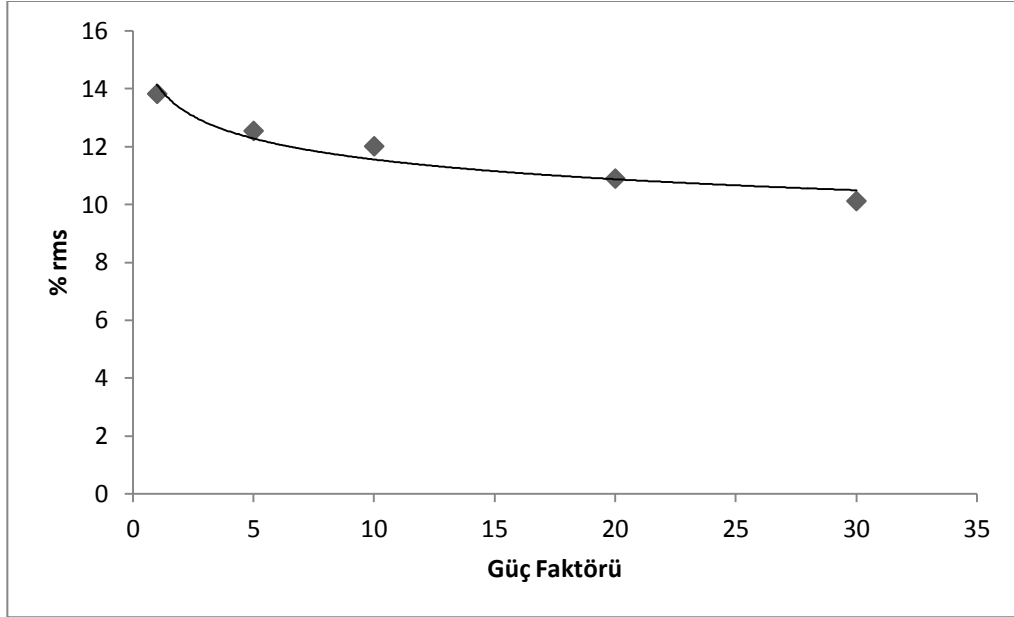
Şekil 4.75 Jaszczak fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan kontrast sonuçları (FBP yöntemi, düzeltmeli, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



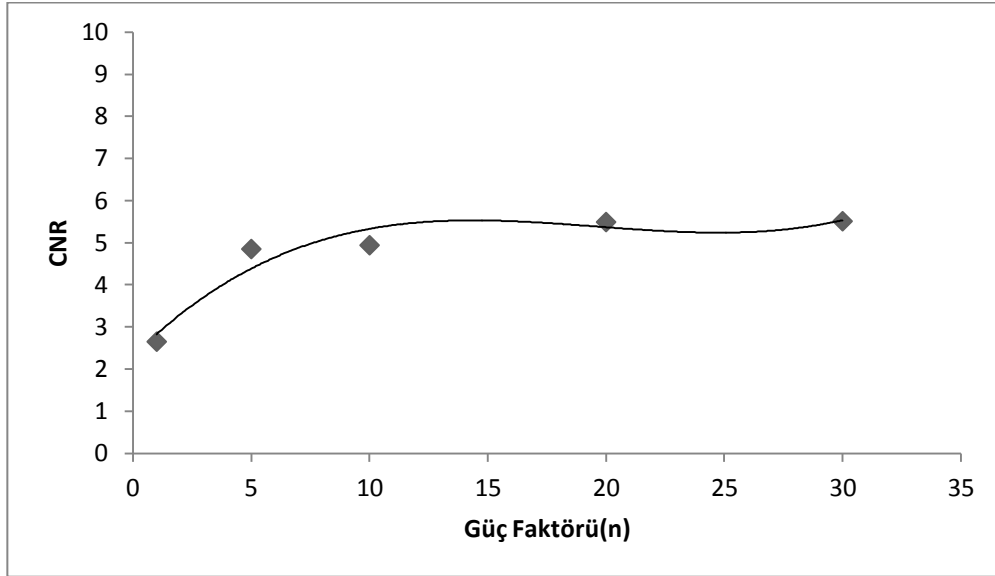
Şekil 4.76 Jaszczak fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



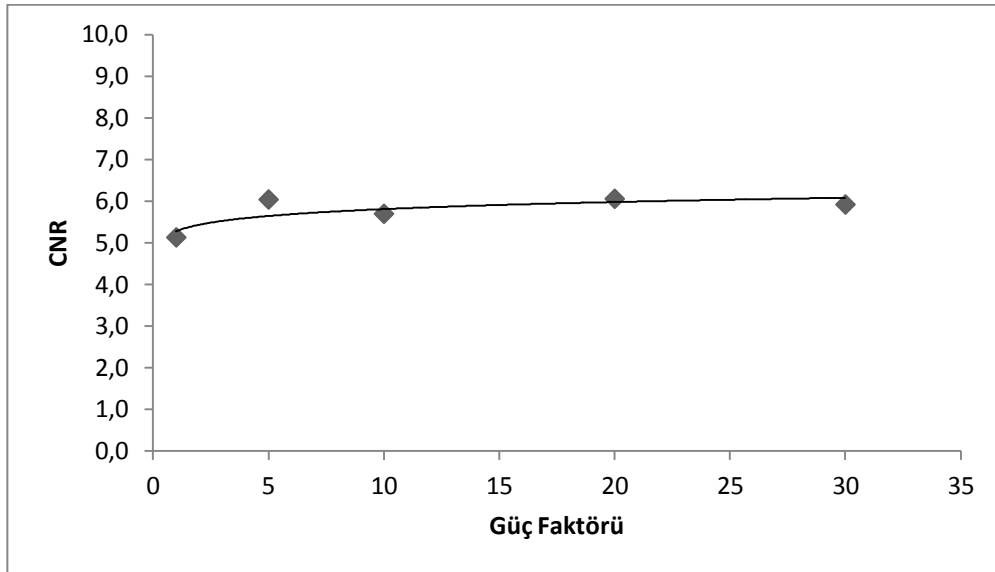
Şekil 4.77 Jaszczak fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan % rms sonuçları (FBP yöntemi, düzeltilmeli, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



Şekil 4.78 Jaszczak fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltilmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



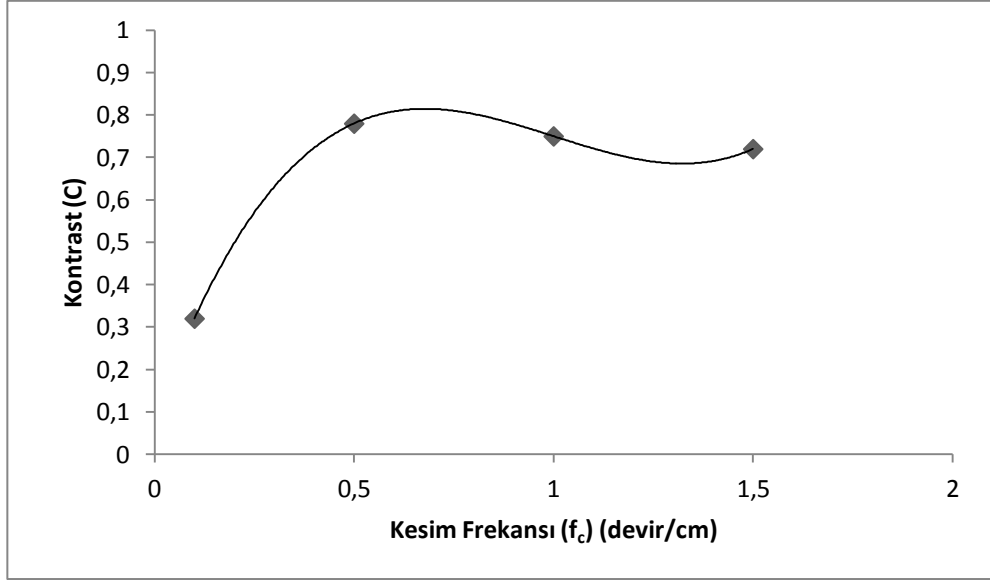
Şekil 4.79 Jaszczak fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan CNR sonuçları sonuçları (FBP yöntemi, düzeltmeli, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



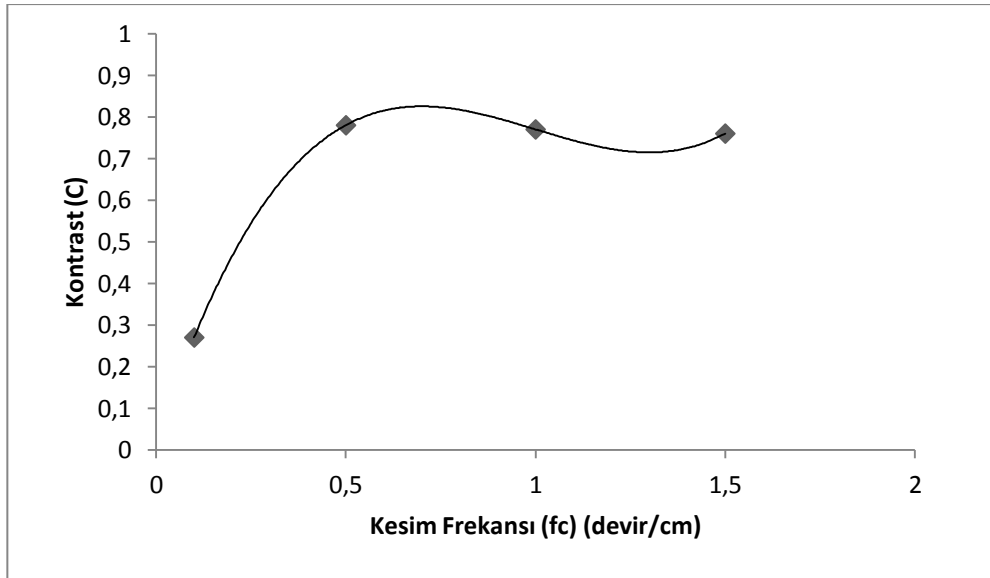
Şekil 4.80 Jaszczak fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

Butterworth filtre güç faktörü arttıkça her iki yöntemde (FBP ve tekrarlayıcı), gürültünün azaldığı, kontrast ve CNR'ın arttığı görülmüştür. Ancak $n=5$ 'den sonra

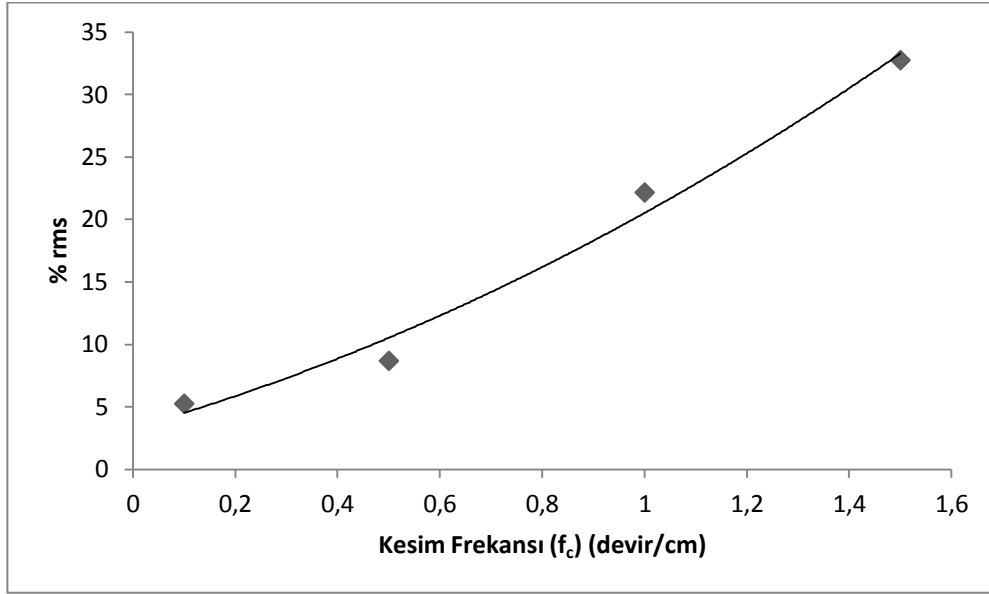
gürültü, kontrast ve CNR'da çok açık bir değişim görülmemiştir. Ayrıca her iki yöntemde de kontrast, gürültü ve CNR'ın güç faktörü ile davranışlarının aynı olduğu görülmüştür (Şekiller 4.75, 4.76, 4.77, 4.78, 4.79, 4.80).



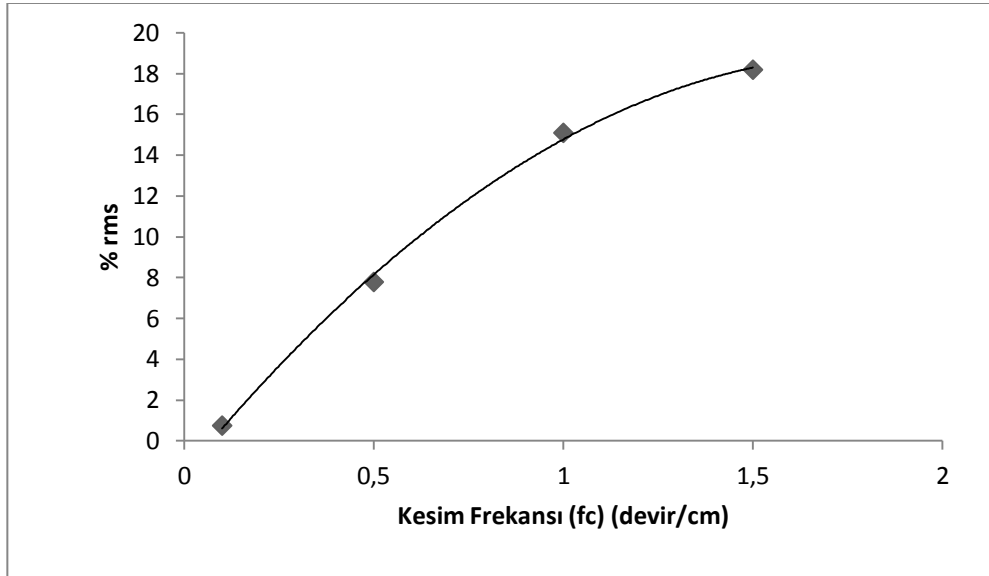
Şekil 4.81 Jaszczak fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan kontrast sonuçları (FBP yöntemi, düzeltmeli, BW filtre, güç faktörü: 5, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



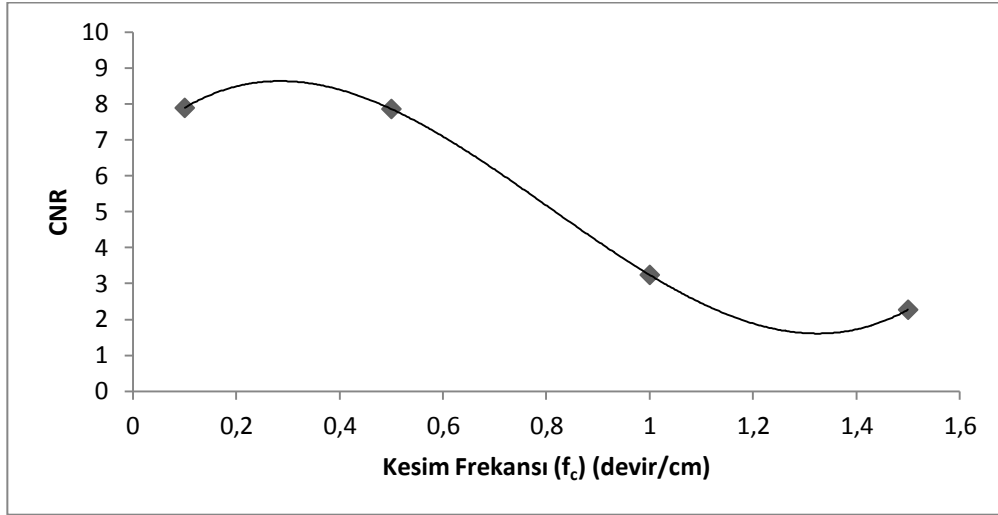
Şekil 4.82 Jaszczak fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, BW filtre, güç faktörü: 5, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



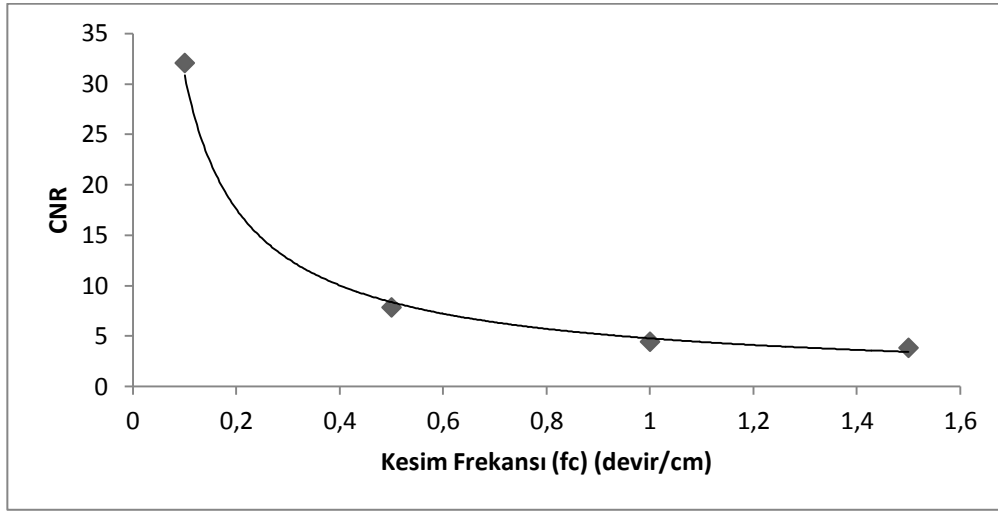
Şekil 4.83 Jaszczak fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan % rms sonuçları (FBP yöntemi, düzeltmeli, BW filtre, güç faktörü: 5, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



Şekil 4.84 Jaszczak fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, BW filtre, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, güç faktörü: 5, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



Şekil 4.85 Jaszczak fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan CNR sonuçları, sonuçları (FBP yöntemi, düzeltmeli, BW filtre, güç faktörü: 5, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

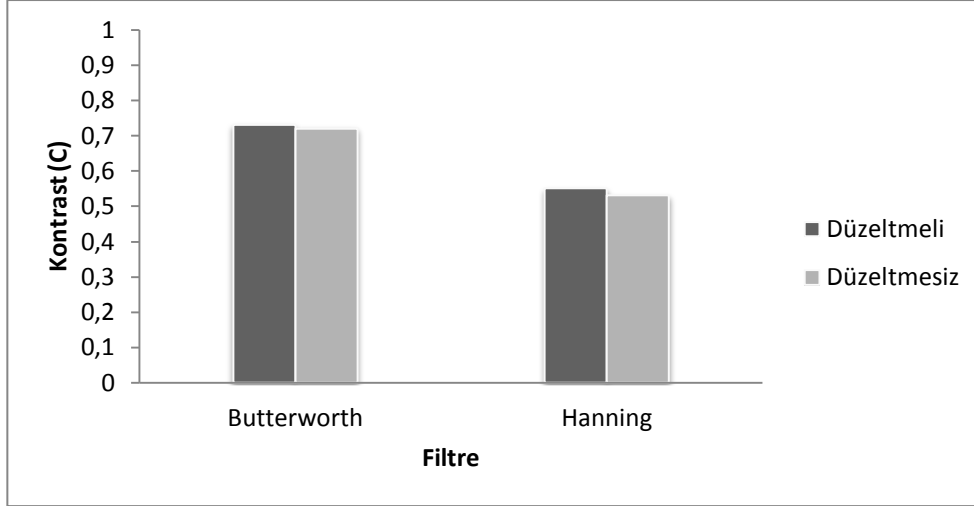


Şekil 4.86 Jaszczak fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan CNR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, BW filtre, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, güç faktörü: 5, lezyon çapı: 31.8 mm, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

Butterworth filtre kesim frekansı arttıkça her iki yöntemde FBP ve tekrarlayıcı, kontrast ve gürültünün arttığı ve CNR'nin azaldığı görülmüştür. Ancak kontrast için $f_c = 0.5$ ve CNR için $f_c = 0.7$ 'den sonra fazla bir değişim görülmemiştir. Ayrıca her iki yöntemde kontrast, gürültü ve CNR'nin kesim frekansı ile davranışları heme hemen aynıdır (Şekiller 4.81, 4.82, 4.83, 4.84 4.85, 4.86).

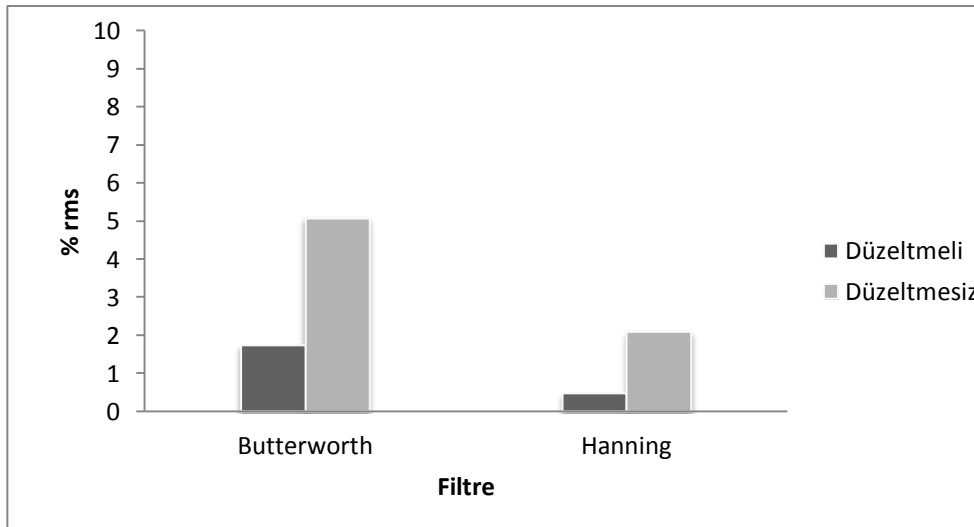
4.2.2 Hoffman Fantomu ile Elde Edilen Bulgular

Bu fantom ile yapılan ölçümlerde Jaszczak fantomunda kullanılan aynı standart değerler (görüntü parametreleri) kullanılmıştır. Ayrıca CNR yerine RCR hesaplanmıştır.

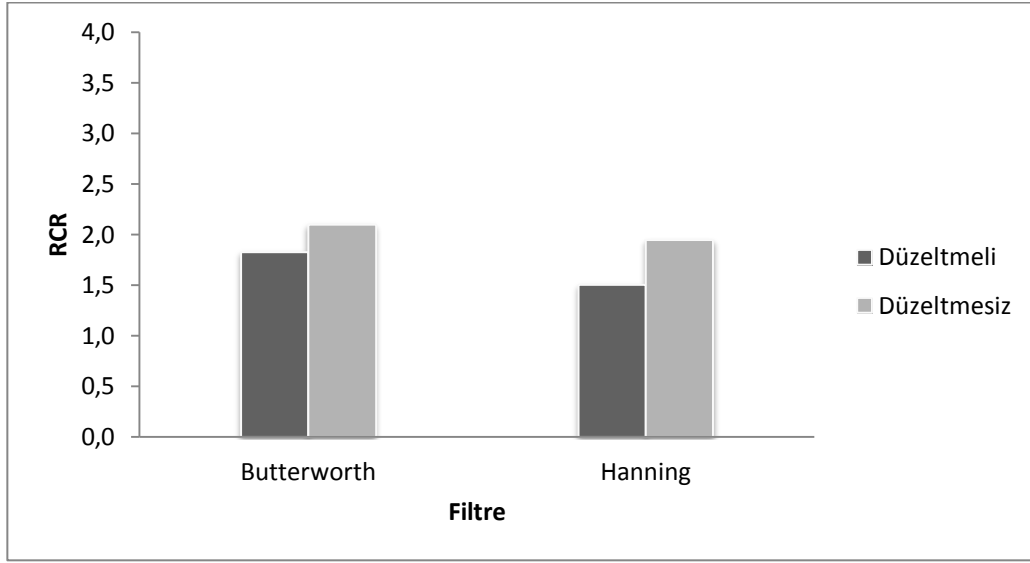


Şekil 4.87 Hoffman fantomu, farklı filtreler için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom):1.5)

Not: Düzeltilmeli: Foton azalım düzeltmesi varken; Düzeltilmesiz: Foton azalım düzeltmesi yokken.

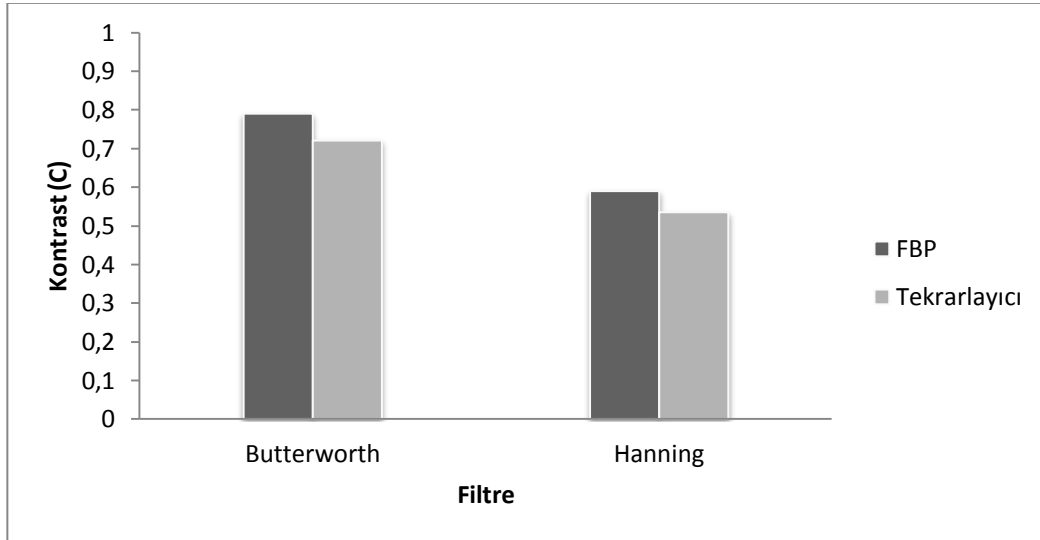


Şekil 4.88 Hoffman fantomu, farklı filtreler için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom):1.5)

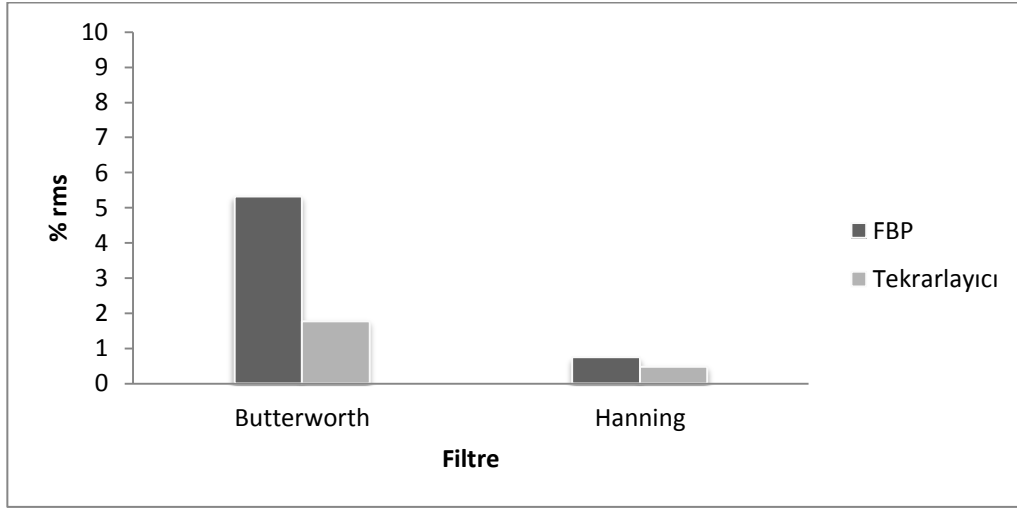


Şekil 4.89 Hoffman fantomu, farklı filtreler için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom):1.5)

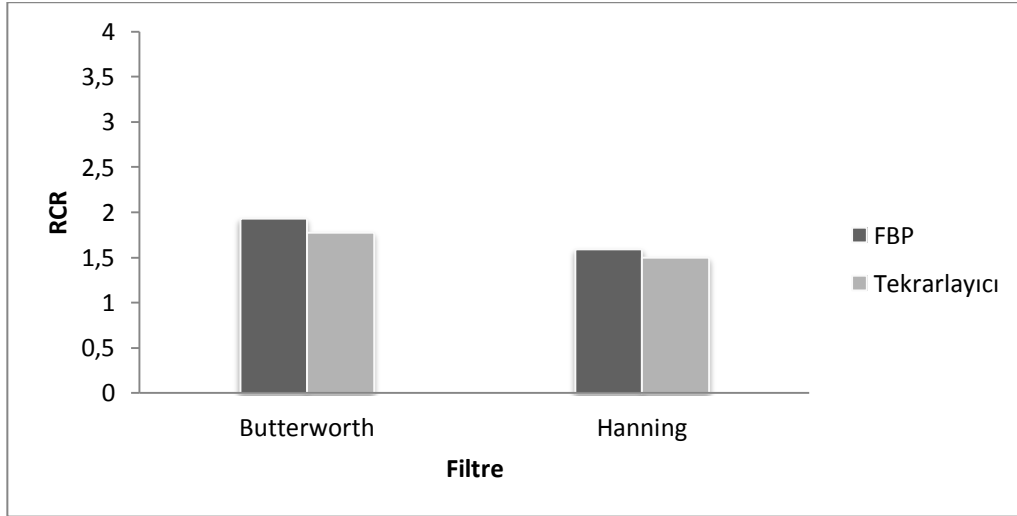
Kontrast, foton azalım düzeltmelide daha yüksek bulunmuşken, %rms ve RCR ise foton azalım düzeltmesizde daha yüksek bulunmuştur . Ayrıca Butterworth filtredeki gürültü miktarının, Hanning filtreye göre yüksek olduğu görülmüştür (Şekiller 4.87, 4.88, 4.89).



Şekil 4.90 Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan kontrast sonuçları (düzeltilmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

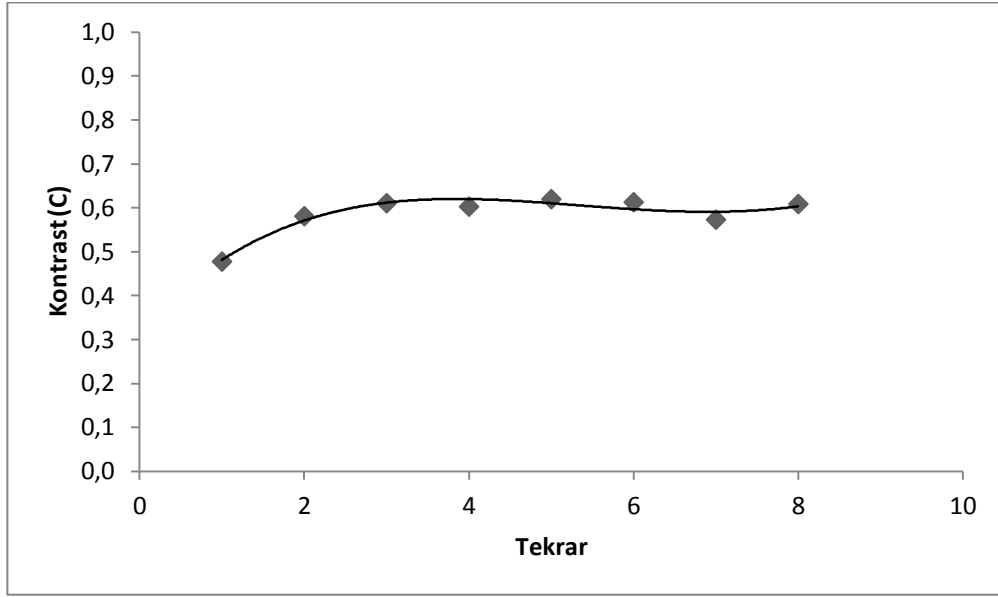


Şekil 4.91 Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan % rms sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

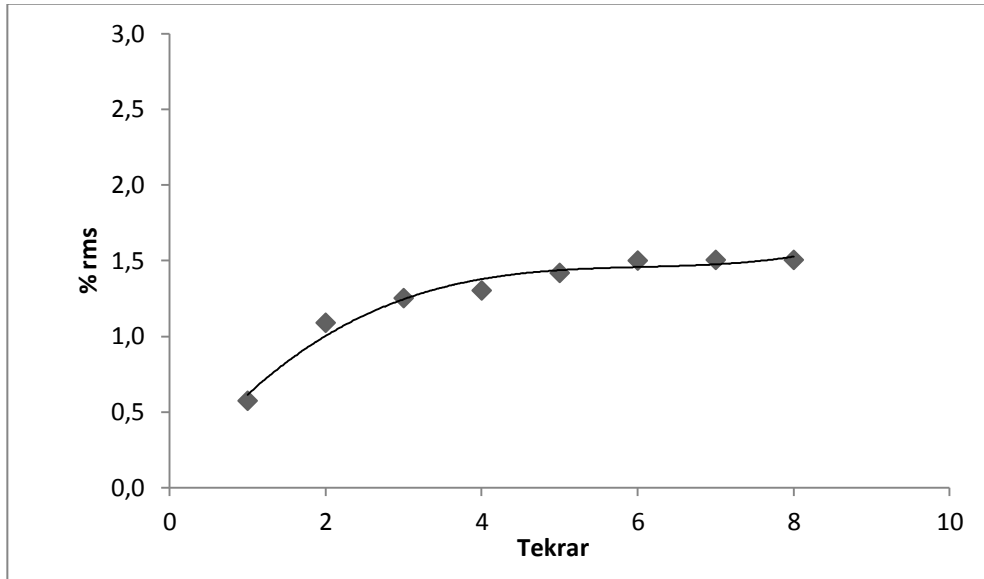


Şekil 4.92 Hoffman fantomu, farklı filtre ve kesit elde etme yöntemleri için hesaplanan RCR sonuçları (düzeltmeli, tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset):16, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

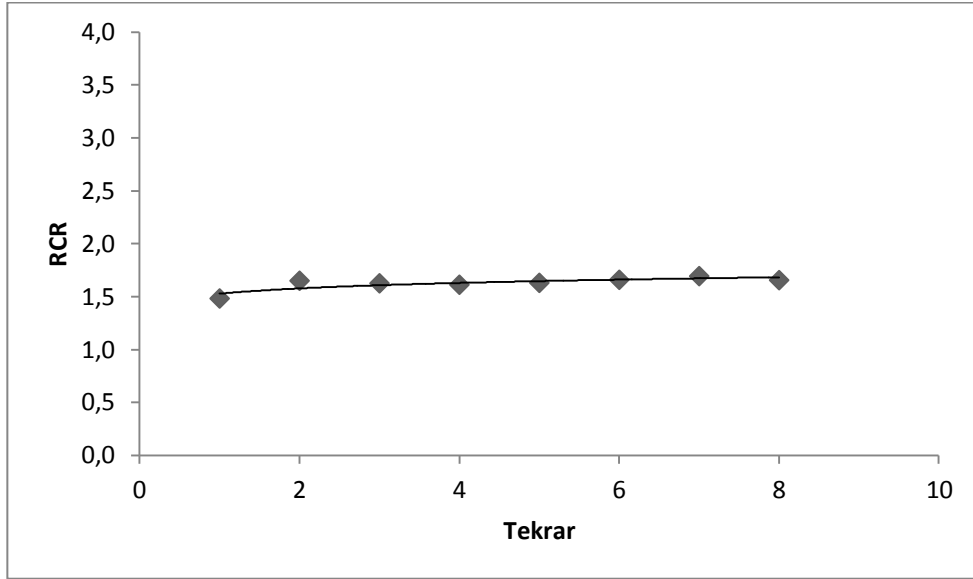
FBP yöntemindeki kontrast , % rms ve RCR, tekrarlayıcı (3D-OSEM) yönteme göre yüksek olduğu görülmüştür (Şekiller 4.90, 4.91, 4.92). Ayrıca bu sonuçlar daha önce gösterilen PET/BT hoffman sonuçları ile uyumlu görülmüştür.



Şekil 4.93 Hoffman fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

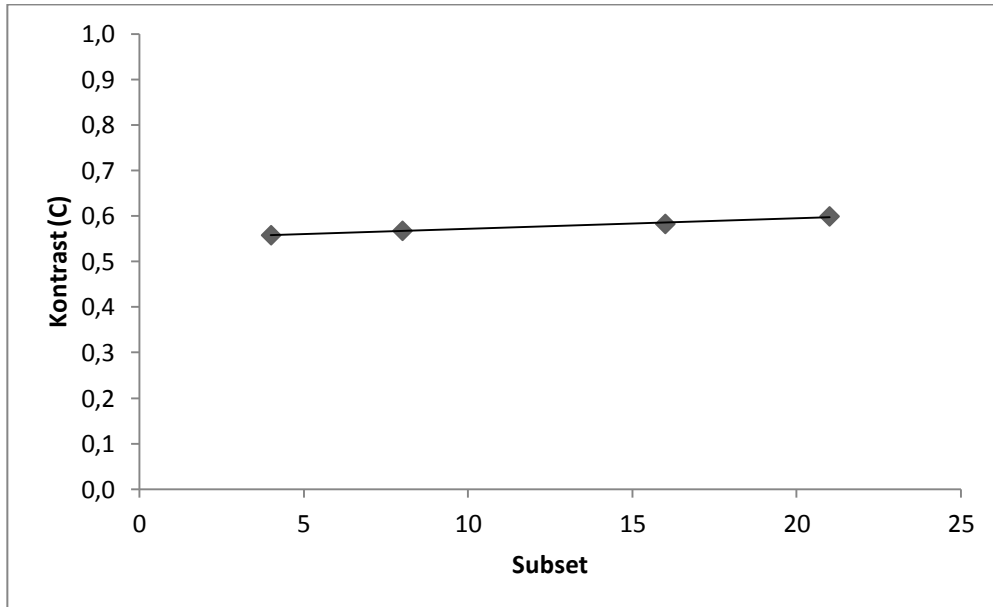


Şekil 4.94 Hoffman fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

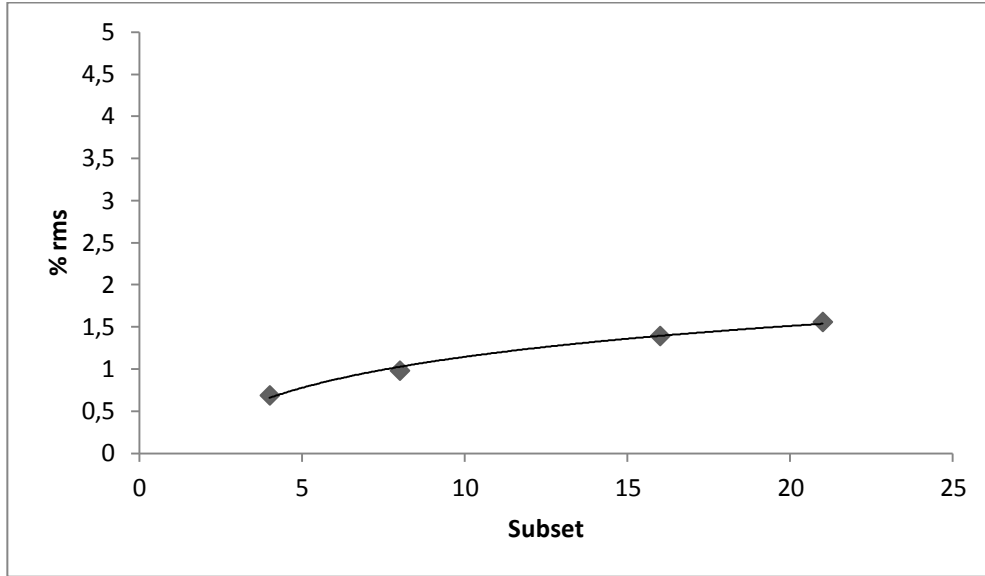


Şekil 4.95 Hoffman fantomu, farklı tekrar sayısı için hesaplanan RCR sonuçları sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, altgrup sayısı (subset):16, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

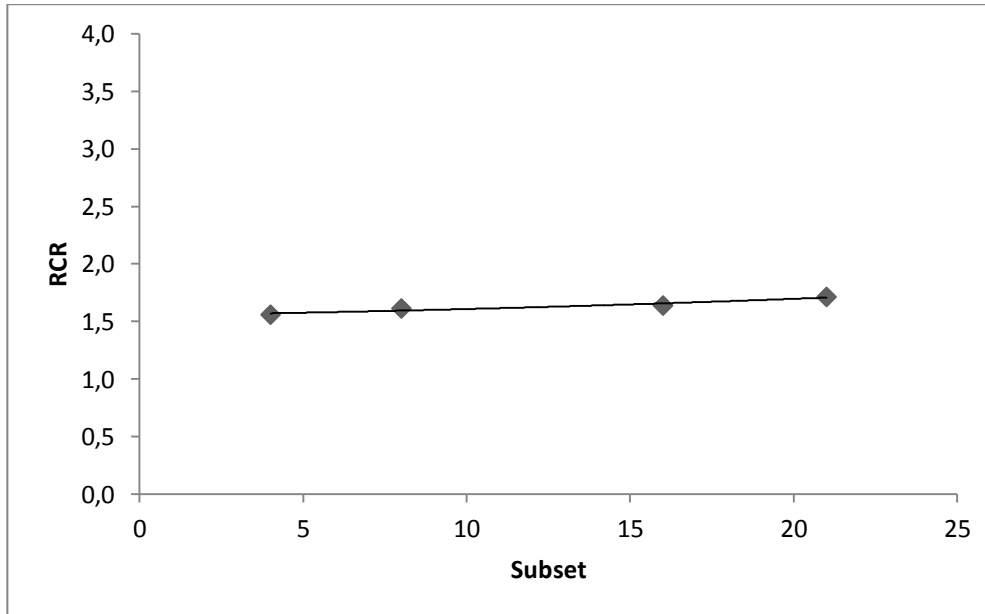
Tekrar sayısı arttıkça kontrast, %rms ve RCR'nin arttığı görülmüştür. Ancak 3. tekrardan sonra fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.93, 4.94, 4.95).



Şekil 4.96 Hoffman fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

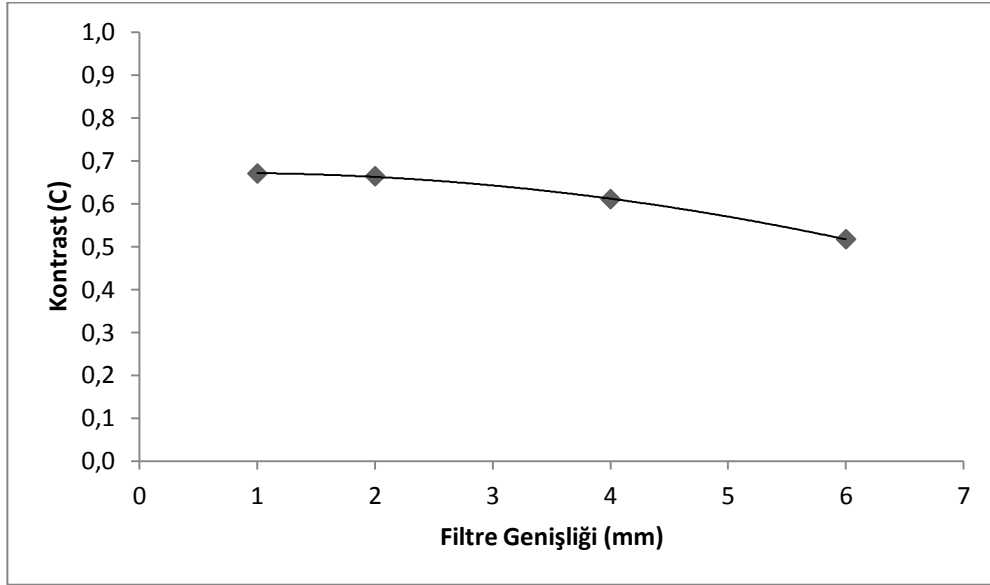


Şekil 4.97 Hoffman fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

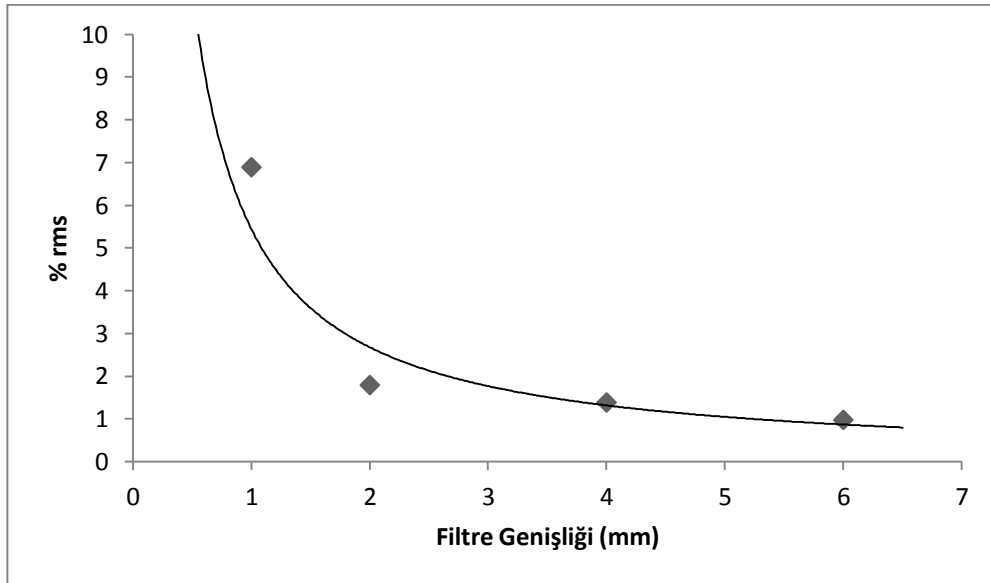


Şekil 4.98 Hoffman fantomu, farklı altgrup sayısı (subset) için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, Hanning filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

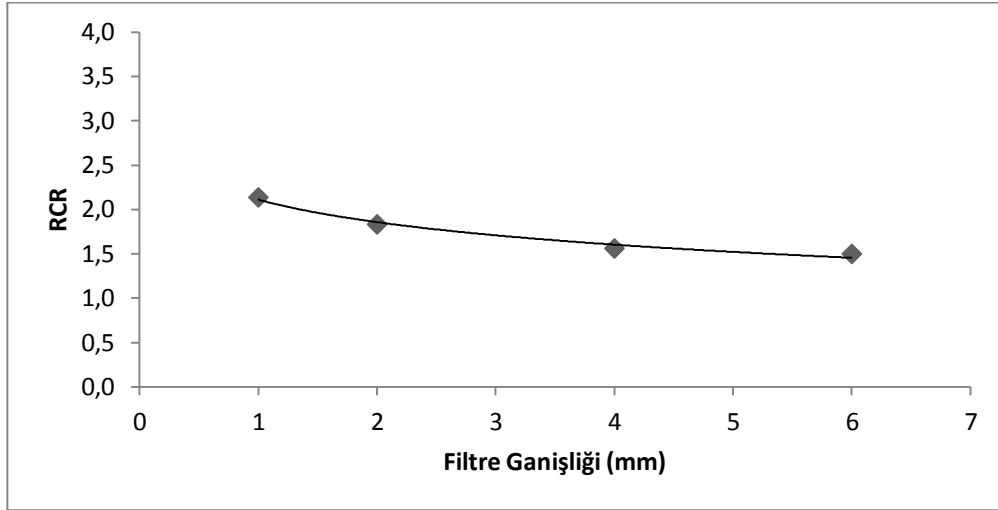
Altgrup sayısı (subset) arttıkça %rms'in arttığı görülmüştür. Ancak kontrast ve RCR'da çok açık bir artış görülmemiştir (Şekiller 4.96, 4.97, 4.98).



Şekil 4.99 Hoffman fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

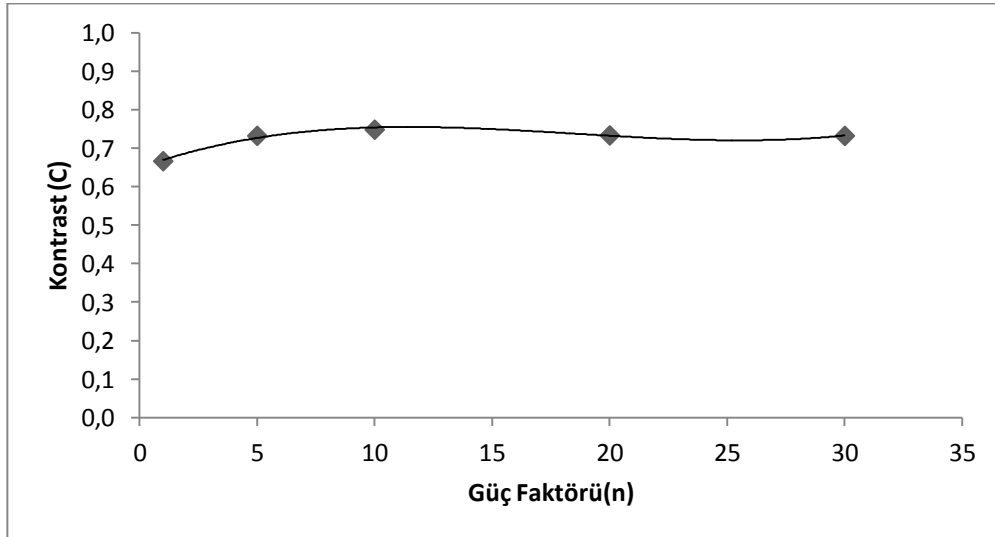


Şekil 4.100 Hoffman fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

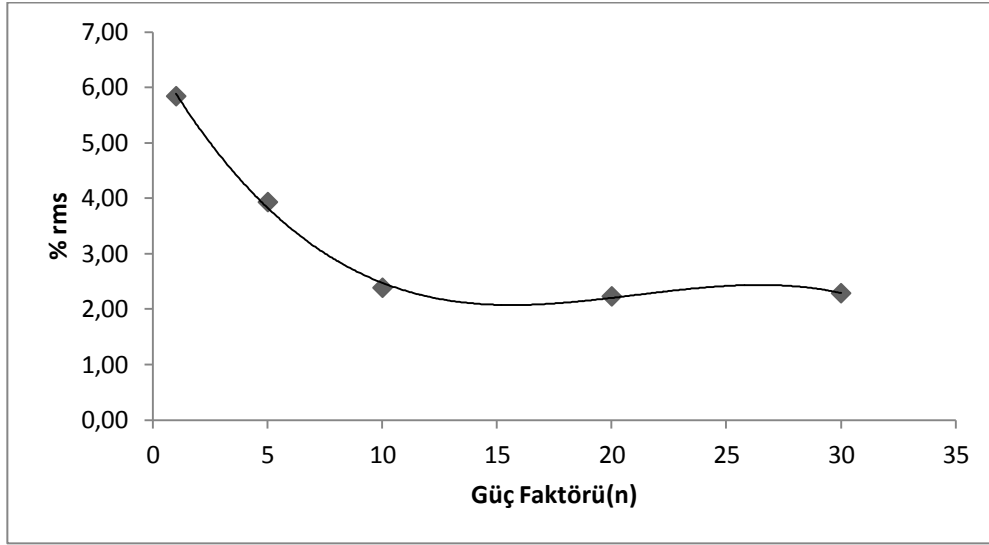


Şekil 4.101 Hoffman fantomu, farklı filtre genişliği için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, tekrar: 6, altgrup sayısı (subset): 16, Gauss filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

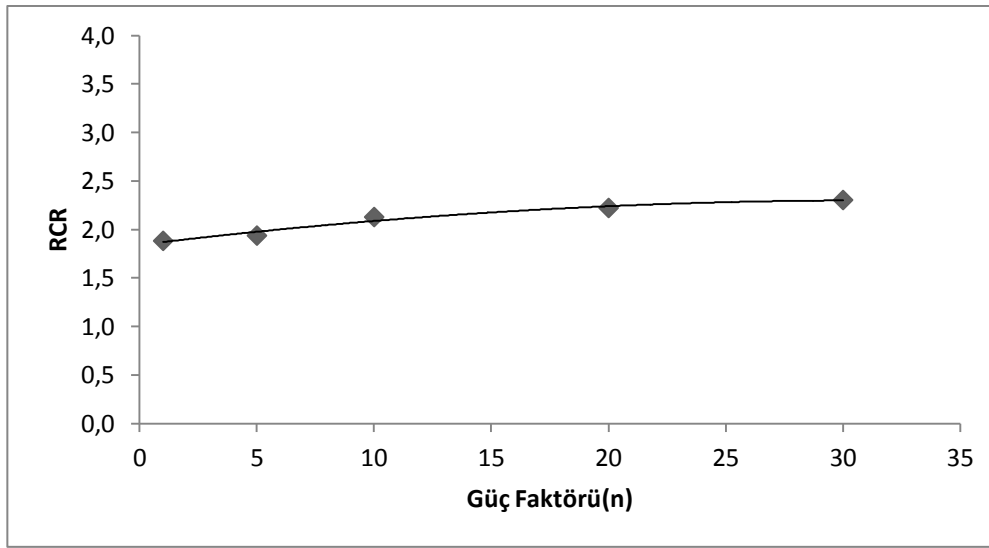
Gauss filtre genişliği arttıkça kontrast, % rms ve RCR'ın azaldığı görülmüştür. Ancak 3-4 mm'den sonra % rms ve RCR'da fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.99, 4.100, 4.101).



Şekil 4.102 Hoffman fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

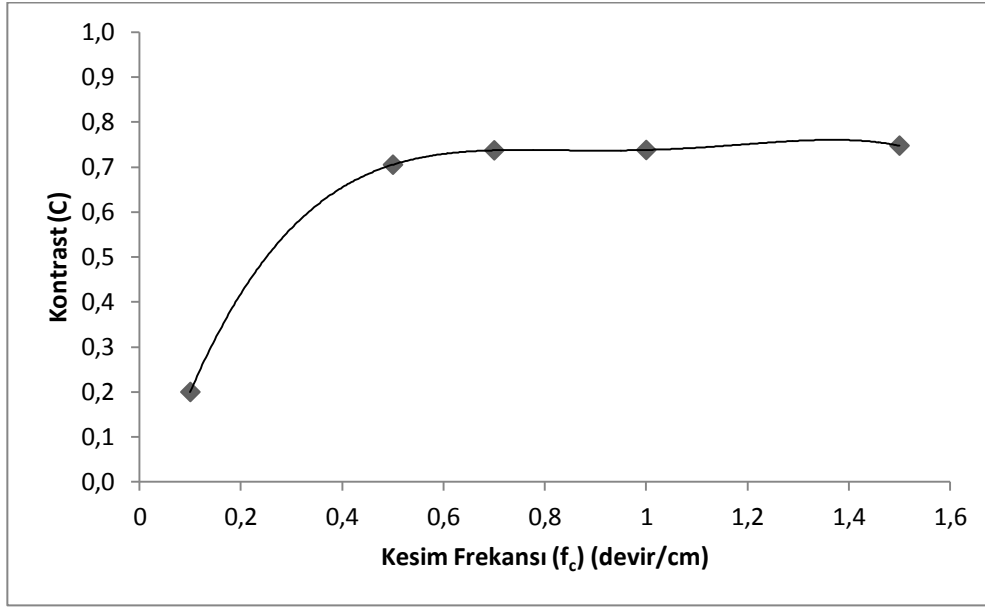


Şekil 4.103 Hoffman fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan % rms sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

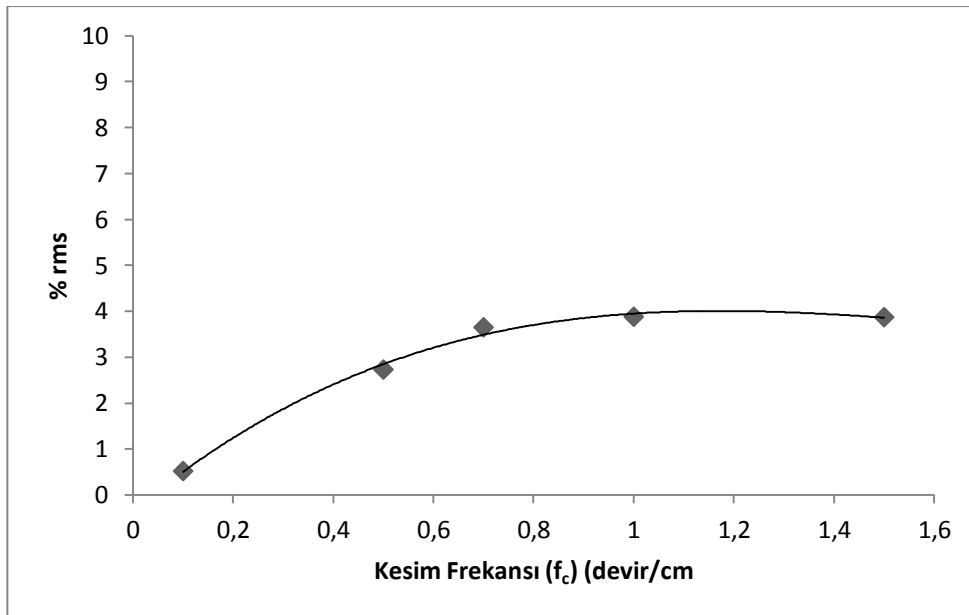


Şekil 4.104 Hoffman fantomu, farklı güç faktörleri için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, BW filtre, kesim frekansı: 0.7, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

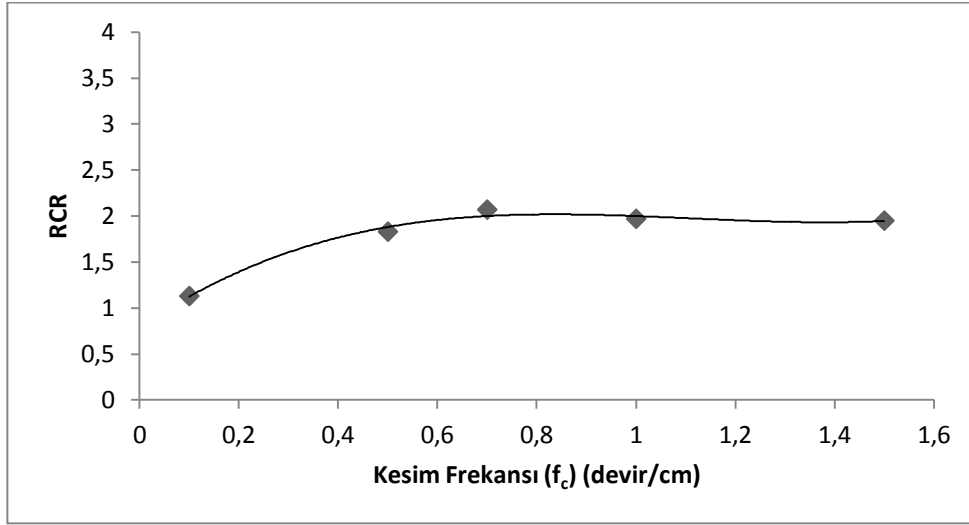
Butterworth filtre güç faktörü arttıkça gürültünün azaldığı, kontrast ve CNR arttığı görülmüştür. Ancak $n=10$ 'den sonra gürültü, kontrast ve CNR'da çok belirgin bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.102, 4.103, 4.104).



Şekil 4.105 Hoffman fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan kontrast sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, BW filtre, güç faktörü: 5, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



Şekil 4.106 Hoffman fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan % rms sonuçları, (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, BW filtre, güç faktörü: 5, büyütme faktörü (zoom): 1.5)



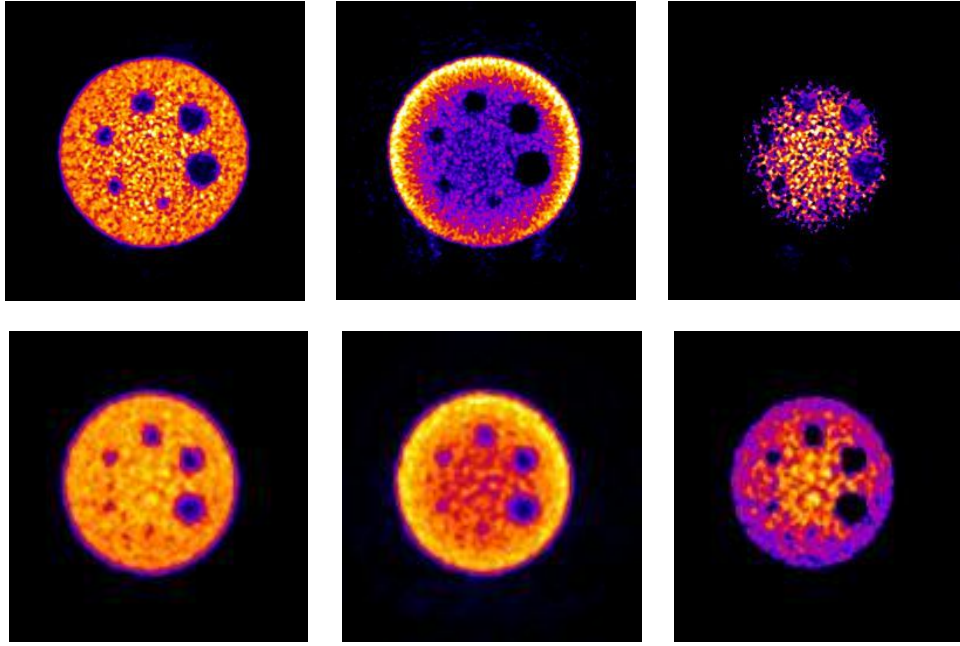
Şekil 4.107 Hoffman fantomu, farklı kesim frekansları için hesaplanan RCR sonuçları (tekrarlayıcı yöntem, düzeltmeli, BW filtre, güç faktörü: 5, büyütme faktörü (zoom): 1.5)

Butterworth filtre kesim frekansı arttıkça kontrast, gürültü ve CNR'ın arttığı görülmüştür, ancak $f_c = 0.7$ 'den sonra fazla bir değişim görülmemiştir (Şekiller 4.105, 4.106, 4.107). Bu sonuçlar daha önce Jaszczak fantomunda gösterilen sonuçlar ile uyumlu görülmüştür (Şekiller 4.82, 4.84).

Çizelge 4.10 PET/BT ile SPECT/BT sistemlerinin karşılaştırılması

PET/BT			
128X128 , Hanning filtre, tekrarlayıcı yöntem , tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset): 16, 50M sayım			
Jaszczak Fantomu		Hoffman Fantomu	
Kontrast (C)	0,88	Kontrast (C)	0,79
% rms	14,75	% rms	8,54
CNR	4,99	RCR	2,61
SPECT/BT			
128X128 , Hanning filtre, tekrarlayıcı yöntem , tekrar sayısı: 6, altgrup sayısı (subset): 16, 50M sayım			
Jaszczak Fantomu		Hoffman Fantomu	
Kontrast (C)	0,68	Kontrast (C)	0,53
% rms	3,77	% rms	0,48
CNR	24,88	RCR	1,5

Çizelge 4,10'de PET/BT ile SPECT/BT sabit parametreler için karşılaştırma sonuçları verilmiştir. Bu sonuçlara göre PET/BT görüntü kalitesinin kontrast açısından iyi olduğu gözlenmiştir. Ancak SPECT/BT sistemindeki gürültü (% rms), PET/BT'ye göre çok düşük olduğu için SPECT/BT'nin görüntü kalitesi CNR açısından yüksek olduğuna neden olmuştur.



Şekil 4.108 Jaszczak fantomu, PET/BT sistemi (üst), SPECT/BT sistemi (alt), azalım düzeltilmeli (sol), azalım düzeltilmesiz (orta), fark görüntüsü (sağ).

Şekil 4.108'de görüldüğü gibi, PET/BT sistemindeki gürültü miktarının SPECT/BT sistemine göre yüksek olduğu görülmüştür. Ancak PET/BT sistemindeki lezyon dedeksiyonunun SPECT/BT sistemine göre yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca azalım düzeltilmesi sırasında PET/BT sisteminde lezyonlara SPECT/BT'ye göre ilave sayım eklendiği görülmüştür.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Nükleer tıp görüntülemenin amacı, hastaya verilen optimum doz ile en yüksek kalitede bir görüntü elde edilmesidir. Ancak bu amaca ulaşılabilmek için verilen radyoaktivite miktarının ve görüntüleme sisteminin parametrelerinin dikkatli ve optimum bir şekilde seçilmesi gerekmektedir. Nükleer tıbbın uygulanmaya başlandığı ilk günden bu yana yeni teknikler geliştirilmektedir. Geliştirilen yeni tekniklerin birbirlerine göre üstünlüklerinin iyi anlaşılabilmesi ve görüntü kalitesinin yüksek olması önem taşımaktadır.

Bu tezin amacı, SPECT/BT ve PET/BT sistemlerini kullanılarak, farklı parametreler ile görüntü kalitesinin değerlendirilmesidir. Çalışmada Jaszczak ve Hoffman fantomu olmak üzere iki tane fantom kullanılmıştır. Bu fantomları kullanılarak görüntü kalitesine (kontrast, gürültü, CNR ve RCR) hem SPECT/BT hem de PET/BT sisteminde bakılmıştır.

PET/BT sisteminde yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, farklı filtreler ile yapılan ölçümlerde, BW filtresindeki ölçülen gürültü miktarının, diğer filtrelere göre (Gauss ve Hanning) yüksek olduğu gözlenmiştir. En düşük gürültü ise Gauss filtresinde gözlenmiştir. CNR miktarı, Gauss filtresinde diğer filtrelere göre yüksek gözlenmiştir. Gürültü (% rms) derecesi ise FBP tekniğinde, tekrarlayıcı (3D-OSEM) tekniğe göre aynı filtre için daha yüksek bulunmuştur [22]. Tekrarlayıcı (3D-OSEM) teknikteki CNR miktarı, FBP tekniğine göre yüksek gözlenmiştir (klinik uygulamalarında en çok tekrarlayıcı (3D-OSEM) teknik kullanılmaktadır). Toplanan sayım miktarının artması ile birlikte % rms'in azaldığı, kontrast ve CNR'ın arttığı görülmüştür. Ancak % rms'deki azalışın kontrast ve CNR'deki artışa göre daha açık olduğu gözlenmiştir. Yani farklı sayım istatistiğinin kontrast ve CNR'dan daha ziyade % rms'i etkilediği görülmüştür. Lezyon çapı ve toplanan sayımın artması ile kontrastın arttığı görülmüştür. Farklı lezyon boyutları için 256x256 matris boyutu-Hanning filtre için ölçülen kontrast, 168x168 matris boyutu Gauss filtre genişliği-5mm için ölçülene göre yüksek bulunmuştur. Benzer sonuçlar Hoffman fantomu ile de elde edilmiştir [26]. Tekrarlayıcı (3D-OSEM) teknikte, tekrar sayısının artması ile % rms ve kontrastın arttığı da gözlenmiştir [14], [16], [19], [15]. Ancak 4. tekrardan sonra gürültü ve kontrastta büyük bir değişiklik gözlenmemiştir. Tekrar sayısının artması ile CNR'ın

arttığı da gözlenmiştir. Ancak 4. tekrardan sonra büyük bir değişiklik gözlenmemiştir. Tekrarlayıcı (3D-OSEM) teknikte, altgrup (subset) sayısının artması ile % rms ve kontrastın arttığı da gözlenmiştir. Ancak 8. altgrup sayısından sonra kontrastta herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir. Ayrıca altgrup (subset) sayısının artması ile CNR değerlerinde bir düşüş gözlenmiştir. Ancak 8. altgrup sayısından sonra büyük bir değişiklik gözlenmemiştir. Genelde filtre genişliğinin artması ile kontrast ve gürültünün azalması beklenmektedir. Çünkü filtre genişliği artmasıyla birlikte yumuşatma etkisi de artar ve keskinlik kayıp olur. Benzer sonuçlar, Gauss filtre ile yapılan ölçümlerde elde edilmiştir [14]. Tekrarlayıcı (3D-OSEM) teknikte, büyütme faktörü (zoom) artması ile kontrastta herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir. Ancak gürültüde bir artış gözlenmiştir. Bunun sebebi, görüntü matrisinde piksel başına düşen sayım miktarının azalmasıdır. Büyütme faktörünün (zoom) artması ile görüntüdeki gürültü miktarı azaldığı için CNR değerlerinde bir azalış gözlenmiştir, ancak büyütme faktörü (zoom) =2'den sonra herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir. Tekrarlayıcı (3D-OSEM) teknikte lezyon çapı ve tekrar sayısı arttıkça, kontrastın arttığı gözlenmiştir. Ayrıca 31.8, 25.4, 19.1, 15.9, 12.7 ve 9.5mm lezyon çapları ve her iki teknik için (FBP, 3D-OSEM) hesaplanan kontrast sonuçları suljic et al tarafından yapılan sonuçlar ile uyumlu bulunmuştur. Ayrıca FBP tekniği ile ölçülen gürültü ve kontrast miktarları, 3D-OSEM tekniğine göre daha yüksek bulunmuştur [22], [19]. Ayrıca Jaszczak fantomuyla elde edilen görüntülerin görsel sonuçları, aynı parametreler için elde edilmiş nümerik sonuçlarla uyumlu bulunmuştur.

PET/BT sisteminde Jaszczak ve Hoffman fantomları ile yapılan ölçümlerde (kontrast, gürültü ve CNR) benzer sonuçlar elde edilmiştir [26]. Ayrıca Hoffman fantomu ile ve hastada ölçülen RCR değerleri birbirilerine yakın elde edilmiştir (Hoffman fantomu için RCR= 3.32, hasta için RCR= 3.05).

PET/BT sisteminde, ⁶⁸Ge çubuk fantomu ile ölçülen uzaysal ayırma gücü (FWHM) sonuçlarına göre, FBP tekniği ile ölçülen FWHM, tekrarlayıcı (3D-OSEM) tekniğe göre yüksek gözlenmiştir. Farklı filtreler ile ölçülen FWHM'nin en yüksek değeri Gauss filtresi ile, en düşük değeri Butterworth filtresi ile elde edilmiştir. Ayrıca PET/BT sisteminin görüş alanının farklı noktalarında ölçülen uzaysal ayırma gücü sonuçlarına göre, en iyi FWHM (0,1) noktasında ölçülmüştür. Ancak merkezden ve iki

yönde (x ve y) kenarlara doğru gidildikçe uzaysal ayırma gücü bozulmuştur (FWHH artmıştır) [22], [23]. Tekrarlayıcı (3D-OSEM) teknikte, tekrar ve altgrup (subset) sayısının artması ile uzaysal ayırma gücünün (FWHM) değişmediği gözlenmiştir. Ancak Gauss filtre genişliğinin artması ile FWHM doğrusal olarak arttığı gözlenmiştir. Bunun sebebi, filtre genişliği artması ile birlikte filtrenin yumuşatma etkisinin artması ve sonuçta görüntü keskinliğinin kayıp olmasıdır. Ayrıca büyütme faktörünün (zoom) artması ile FWHM değerlerinde bir azalış gözlenmiştir, ancak büyütme faktörü (zoom) = 2'den sonra herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir.

SPECT/BT sisteminde yapılan ölçümlerde, PET/BT sistemindeki gibi benzer sonuçlar elde edilmiştir (kontrast ve % rms'ın tekrar, altgrup sayısı (subset) ve filtre genişliği ile değişimleri... vb). Ayrıca SPECT'te FBP tekniği ile ve lezyon çapları 31.8, 25.4, 19.1, 15.9, 12.7 ve 9.5mm için ölçülen kontrast, islamian et al tarafından ölçülmüş kontrast sonuçları ile uyumlu bulunmuştur. SPECT'te, foton azalım düzeltilmesi olmadan ölçülen kontrast her iki teknik ile (FBP, 3D-OSEM) , foton azalım düzeltilmesi varken ölçülene göre daha yüksek görülmüştür [19]. BW filtresinin güç faktörü arttıkça kontrastın arttığı ve gürültünün azaldığı görülmüştür. Ancak 5. faktörden sonra büyük bir değişim gözlememiştir. Ayrıca BW filtresinin kesilim frekansı arttıkça kontrast ve gürültünün arttığı görülmüştür, ancak $f_c = 0.5$ 'den sonra kontrastta çok açık bir değişim görülmemiştir. Benzer sonuçlar, Jaszczak fantomundaki gibi, Hoffman fantomu ile elde edilmiştir.

PET/BT sisteminde foton azalım düzeltilmesiz ölçülen kontrast ve % rms miktarı, SPECT/BT sonuçlarına göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebi, PET/BT sisteminde foton azalım düzeltilmesi sırasında lezyonlara ilave sayım eklenmesidir. PET/BT sistemindeki uzaysal ayırma gücü, kontrast ve gürültünün, SPECT/BT sistemine göre yüksek olduğu gözlenmiştir. Ancak SPECT/BT'deki CNR, PET/BT'ye göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebi ise SPECT/BT'deki % rms'in çok düşük olmasıdır. SPECT/BT'deki % rms'in düşük olmasının nedeni, sistem yapı farklılığı veya sistem görüntü oluşturma parametrelerinin PET/BT'dekinden farklı çalışması ve görüntü üzerindeki etkilerinin farklı olması olarak yorumlanmıştır. Çünkü görüntü işleme sırasında bütün parametreler her iki sistemde hemen hemen aynı tutulmuştur. Görüntü işleme sırasındaki parametreler her iki sistemde aynı tutulmasına rağmen,

SPECT/BT görüntüsünün üzerindeki gürültü (% rms) aşırı derecede bastırılmış durumdadır ve görüntüye görsel olarak bakıldığında anlaşılmaktadır. Sonuçta PET/BT'nin görüntü kalitesinin kontrast ve uzaysal ayırma gücü açısından, SPECT/BT'ye göre daha iyi olduğu görülmüştür [28]. Ancak gürültü açısından SPECT/BT görüntü kalitesinin yüksek ayırma gücü nedeniyle daha iyi olduğu görülmüştür. Fakat görsel olarak PET/BT görüntüsüne bakılacak olursa üzerindeki gürültünün çok önem taşımadığı anlaşılabilecektir ve buna göre PET/BT görüntü kalitesinin SPECT/BT'ye göre daha iyi olduğu söylenebilir [25].

Son olarak, bu çalışmadan elde edilen sonuçlara dayanarak, görüntü parametreleri her iki sistemde aşağıdaki gibi uygun ve optimum olduğu görülmüştür. Eğer PET/BT sistemi ile çalışılıyorsa görüntü parametreleri, Hanning filtre, foton azalım düzeltmeli, tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntem, tekrar sayısı: 4-6, altgrup sayısı (subset): 8-16, büyütme faktörü (zoom): 2, Gauss filtre kullanıldığında ise genişlik: 3-5 mm, olarak seçilmesi önerilmektedir. SPECT/BT sisteminde ise görüntü parametreleri, Hanning filtre, foton azalım düzeltmeli, tekrarlayıcı (3D-OSEM) yöntem, tekrar sayısı: 4, altgrup sayısı (subset): 8-16, büyütme faktörü (zoom): 2, Gauss filtre kullanıldığında ise genişlik: 4-5 mm olarak seçilmelidir. Ancak Butterworth filtre kullanıldığı zaman, güç faktörü: 5-10, kesilim frekansı: 0.5-0.7 devir/cm olarak seçilmesi önerilmektedir. Gelecekte bu konuya ilave olarak, eğer bu çalışmada kullanılan aynı görüntüleme sistemleri ile çalışmak isteniyorsa, her iki sistemde kalite kontrol testleri veya standardize tutulum değerinin (Standardized Uptake Value - SUV) sistemin yazılım ve donanım parametreleri ile ölçümleri gibi bir takım çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Bruyant, P.P. 2002. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPEC. *J Nucl Med*, 43(10); 1343-1357.
- [2] Townsend, D.W. 2008. Positron emission tomography / computed tomography. *Semi Nucl Med*, 38(8); 152-166.
- [3] Ziessman, H., Malley, J and Thrall, J. 2014. Nuclear medicine, Fourth Edition. Elsevier, 424, USA.
- [4] Vano, E., Geiger, B., Schreiner, A., Back, C and Beissel, J. 2005. Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality. *Phys. Med. Biol*, 50(23); 5731-5742.
- [5] Vano, E., Ubeda, C., Martinez, L.C., Leyton, F and Miranda, P. 2008. Radiation dose and image quality for pediatric interventional cardiology. *Phys. Med. Biol*, 55(23); 13-23.
- [6] Delbeke, D and Israel, O. 2010. Hybrid PET/CT and SPECT/CT imaging. Springer, 747, USA.
- [7] Saha, G.B. 2010. Basics of PET imaging, Physics, Chemistry, and Regulations. Springer, 233, USA.
- [8] Clementel, E., Vandenberghe, S and Karp, J.S. 2010. Evaluation of image signal-to-noise ratio in time-of-flight PET. *IEEE Trans Nucl Sci*, 50(8); 2062-2066.
- [9] Akesson, L. 2008. Partial volume correction in PET/CT. Master of science thesis in medical radiation physics, Stockholm University, 43, Sweden.
- [10] Bor, D. 2009. Sayısal görüntüleme yöntemleri. Ankara üniversitesi fen fakültesi, 339, Ankara.
- [11] Bor, D. 1990. Gama Kameralarının Çalışma Prensipleri ve Kalite Kontrolü Yöntemleri. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) yayını, 112, Ankara.

- [12] Paganoni, M and Bettinardi, V. 2012/2013. Development and implementation of quantitative methods for cardiac applications in Positron Emission Tomography. University of degli studi di milano, 152, Milano.
- [13] Zaidi, H and Hasegawa, B. 2003. Determination of the Attenuation Map in Emission Tomography. *J Nucl Med*, 44(2); 291-315.
- [14] Akamatsu, G., Ishikawa, K., Taniguchi, T., Ohya, N., Baba, S., Abe, K and Sasaki, M. 2012. Improvement in PET/CT image quality with a combination of point-spread function and time-of-flight in relation to reconstruction parameters. *J Nucl Med*, 53(11); 1-7.
- [15] Baghaei, H., Uribe, J., Li, H., Wang, Y., Aykac, M., Liu, Y., Xing, T and Wong, W.H. 2002. Evaluation of the effect of filtering in 3-D OSEM reconstruction by using data from a high-resolution PET scanner. *IEEE Trans Nucl Sci*, 49(5); 2381-2385.
- [16] Alzimami, K and Sassi Sand, S. 2008. An evaluation of 3D OSEM and a comparison with FBP in Tc-99m SPECT images. *WCE*, 1(5); 1-5.
- [17] Velden, F.H., Kolet, R., Berckel, B.N., Wolfensberger, S.P., Lammertsma, A.A and Boellaard, R. 2008. Comparison of 3D-OP-OSEM and 3D-FBP reconstruction algorithms for high-resolution research tomograph studies: effects of random estimation methods. *Phys Med Biol*, 53(2008); 3217-3230.
- [18] Sureshababu, W and Mawlawi, O. 2005. PET/CT imaging artifacts. *J nucl Med*, 33(3); 156-161.
- [19] Brambilla, M., Cannillo, B., Daminetto, M., Leva, L., Secco, C and Inglese, E. 2005. Characterization of ordered-subset expectation maximization with 3D post-reconstruction Gauss filtering and comparison with filtered backprojection in ^{99m}Tc SPECT. *Annals of Nuclear Medicine*, 19(2); 75-82.
- [20] Yusoff, M.N.S and Zakaria, A. 2009. Determination of the optimum filter for qualitative and quantitative ^{99m}Tc myocardial SPECT imaging. *Iran J Radiat Res*, 6(4); 173-182.

- [21] Islamian, J.P., Toossi, M.T.B., Momenzhad, M., Nasri, S and Ljungberg, M. 2012. Simulation of a quality control jaszczak with SIMIND monte carlo and adding the phantom as an accessory to the program. Iranian Journal of Medicine Physics, 9(2); 135-140.
- [22] Suljic, A., Tomse, P., Jensterle, L and Skrk, D. 2014. The impact of the reconstruction algorithms and time of flight information on PET/CT image quality. Radio Onco J, 1(2014); 1-6.
- [23] Spinks, T.J., Karia, D., Leach, M.O and Flux, G. 2014. Quatitative PET and SPECT performance characteristics of the albira trimodal pre-clinical tomograph. Phys. Med. Bio. 59(2014); 715-731.
- [24] Vassileva, J., Vano, E., Ubeda, C., Rehani, M and Zotova, R. 2013. Impact of the x-ray system setting on patient dose and image quality; a case study with two interventional cardiology systems. Radiat Prot Dosimetry, 155(3); 329-334.
- [25] Rahmim, A and Zaidi, H. 2008. PET versus SPECT: strengths, limitations and challenges. Nuclear Medicine Communications, 29(3); 193-207.
- [26] Friedrich, V. 2000. Evaluation of analytic algorithms. PARAPET, 1(1); 1-49.
- [27] Zeng, L.G. 2009. Medical image reconstruction. Springer, 191, UAS.
- [28] Elschot, M., Vermolen, B.J., Lam, M.G., Keizer, B., Bosch, M.A and Jong, H.W. 2013. Quantitative comparison of PET bremsstrahlung SPECT for imaging the vivo Yttrium-90 microsphere distribution after liver radioemlization. Radio Nucl Med, 8(2); 1-10.
- [29] Kharfi, F. 2013. Principles and applications of nuclear medical imaging: a survey on recent developments, Dep of Physics, University of Ferhat Abbas, 5(2); 1-29.
- [30] Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M and Boone, J.M 2002. The essential physics of medical imaging second edition. Wilkins, 933, USA.

- [31] Platten, D. 2004. CT issues in PET/CT scanning, impact technology update. Medicine and healthcare products regulatory agency, 4(2004); 1-8.
- [32] Cherry, S.M., Sorenson, J.A and Phelps, M.E. 2012. Physics in nuclear medicine, Fourth Edition, Elsevier, 523, China.
- [33] <http://www.hamamatsu.com/eu/en/technology/innovation/pet/index.html>
- [34] <http://web.stanford.edu/group/scintillators/scintillators.html>
- [35] https://en.wikipedia.org/wiki/Positron_emission_tomography
- [36] www.angelfire.com/nd/.../Physics_of_Computed_Tomography.pdf
- [37] www.medwow.com/med/petct/siemens/biograph-6-truepoint-petct/34157.model
- [38] www.medwow.com/med/spect-ct/ge-healthcare/infinia-hawkeye-4/38259.model

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Hikmat OSMAN
Doğum Yeri : Halep - Suriye
Doğum Tarihi : 05-05-1985
Medeni Hali : Evli
Yabancı Diller : İngilizce - Türkçe

Eğitim Durumu

Lise : Almaarri Lisesi (2004) - Suriye
Lisans : Alfurat Üniversitesi (2009) - Suriye
Yüksek lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı (2012-2015) – Ankara / Türkiye

Akademik ve Mesleki Deneyim

2009 : Öğretim Üyesi - Halep Üniversitesi - Endüstri Enstitüsü — Suriye
2009 : Araştırma Görevlisi - Halep Üniversitesi - Fen Fakültesi - Katı Hal Fizik Laboratuvarı– Suriye.
2010 : Araştırma Görevlisi - Halep Üniversitesi – Ziraat Fakültesi - Genel Fizik Laboratuvarı- Suriye .
2010 : Araştırma Görevlisi - Halep Üniversitesi – Tıp Fakültesi – Medikal Fizik Laboratuvarı– Suriye.
2013-2015 : Yüksek Lisans Tez Çalışması - Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi – Nükleer Tıp Anabilim Dalı – Ankara / Türkiye.
2014 : Öğretim Üyesi - AL favez uluslararası Lisesi- Çankaya / Ankara - Türkiye.
2015 : Öğretim Üyesi - Libya 17 şubat Lisesi – Çankaya / Ankara – Türkiye .

