



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**SİNTİGRAFİK GÖRÜNTÜLERDE KISMİ HACİM
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

İffet ÇAVDAR

Fizik Anabilim Dalı

Nükleer Fizik Programı

Danışman

Doç. Dr. Yeşim ÖKTEM

II. Danışman

Prof. Dr. Mustafa DEMİR

Kasım, 2011

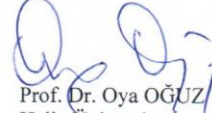
İSTANBUL

Bu çalışma 25 / 11 / 2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Nükleer Fizik programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi



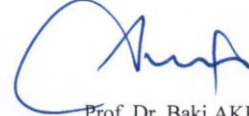
Doç. Dr. Yeşim ÖKTEM (Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Oya OĞUZ
Haliç Üniversitesi
Fen Edebiyat Fakültesi



Prof. Dr. Hatice BİLGE
İstanbul Üniversitesi
Onkoloji Enstitüsü



Prof. Dr. Baki AKKUŞ
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Metin ARIK
Boğaziçi Üniversitesi
Fen Edebiyat Fakültesi

ÖNSÖZ

Akademik yaşamın boyunca, bilgisi ve desteğiyle hep yanımda olan ve bana olan inancını hep üzerimde hissettiğim hocam Prof. Dr. Baki AKKUŞ'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam boyunca bilgisi ve bitmek bilmez sabrı için minnettar olduğum Prof. Dr. Mustafa DEMİR'e sonsuz teşekkür ederim.

İstanbul Üniveristesine geldiğim günden beri beni destekleyen ve bilgisiyle, deneyimleriyle bana örnek olan hocam Doç. Dr. Yeşim ÖKTEM'e çok teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca bana her türlü olanağı sağlayan başta Prof. Dr. İlhami USLU ve Prof. Dr. Levent KABASAKAL olmak üzere Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve gece gündüz yaz kış demeden bana yardım eden ve bütün bildiklerini öğreten baş teknisyen Cavit NİŞLİ başta olmak üzere bütün Nükleer Tıp teknisyenlerine ve çalışanlarına teşekkür ederim.

Bilgileri, deneyimleri ve azmileriyle hep yanımda olan, en zor anlarda moral kaynağım olma Yard. Doç Dr. Ela GANİOĞLU, Yard. Doç. Dr. Lidya SUSAM ve Yard. Doç .Dr. Burcu ÇAKIRLI'ya,

Desteğiyle bana moral veren oda arkadaşım F. Çağla ÖZTÜRK, birlikte çalıştığım arkadaşlarım Gülfem SÜSOY, Duygu TARHAN, Bengü BİLGİER, Candan KÖZER ve Ayşegül ERTOPRAK'a teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimimde benim en büyük yardımcım ve destekçim olan, eşim Fatih ÇAVDAR'a ve yaşattığı yorgunlukların yanında benim yüzümü güldürebilen yegane varlığım, küçük kızım Bilge ÇAVDAR'a teşekkürlerin en büyüğünü sunarım.

Kasım, 2011

İffet ÇAVDAR

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİL LİSTESİ	v
TABLO LİSTESİ	iv
SEMBOL LİSTESİ	ix
ÖZET	xi
SUMMARY	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL KISIMLAR	4
2.1. RADYOFARMASÖTİKLER	4
2.1.1. Radyonüklidlerin Üretimi	4
2.1.2. Bioaktif Bileşenin Seçimi	4
2.1.3. Nükleer Tıpta Tanı ve Tedavi Amaçlı Kullanılan Radyofarmasötikler... ..	4
2.2. GAMA KAMERALAR	5
2.2.1. Gama Kamera Çalışma Prensibi	5
2.2.2. Gama Kamerada Görüntü Oluşumu	7
2.3. TEK FOTON EMİSYONLU BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ-(SPECT)... ..	10
2.3.1. SPECT Görüntüleme ve Çalışma Prensibi	10
2.3.2. Görüntülerin Yeniden Elde Edilmesi – (Rekonstrüksiyon)	12
2.3.3. Görüntülerin İşlenmesi ve SPECT Filtreleri	16
2.3.4. Görüntülerin Kantitatif Analizi	21
2.3.5. SPECT nin Klinikte Kullanımı	25
2.3.6. SPECT/CT	26

2.4. POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİSİ – (PET).....	28
2.4.1. PET Görüntüleme Fiziksel Prensipler	28
2.4.2. PET Tarayıcılar	29
2.4.3. PET Radyonüklidleri	31
2.4.4. PET/CT Görüntüleme ve Çalışma Prensipleri	32
2.4.5. Görüntülerin Yeniden Elde Edilmesi – (Rekonstrüksiyon).....	33
2.4.6. Görüntülerin İşlenmesi	34
2.4.7. Görüntülerin Kantitatif Analizi	35
2.4.8. PET/CT nin Klinikte Kullanımı	38
2.5. KISMİ HACİM ETKİSİ – (PVE).....	39
2.5.1. Kısmi Hacim Etkisini Etkileyen Parametreler	42
2.5.1. Kısmi Hacim Etkisi Düzeltme Metodları	44
3. MALZEME VE YÖNTEM	47
3.1. DENEY MODELİNİN TASARIMI	47
3.2. KISMİ HACİM ETKİSİ TEST FANTOMU	49
3.3. MEDİSO DHV SPRINT MODEL, SPECT GAMA KAMERA CİHAZI ..	51
3.3.1. SPECT Çekim Koşulları	52
3.4. SIEMENS BIOGRAPH-6 MODEL HİRES, PET/CT CİHAZI.....	53
3.4.1. PET/CT Çekim Koşulları	54
4. BULGULAR	55
4.1. SPECT ÇEKİMLERİ	55
4.1.1. Fantom Görüntüleri.....	55
4.1.2. Kısmi Hacim Etkisi Test Fantomunda Kullanılan Aktivite Değerleri..	57
4.1.3. ArtanMatris Değerleri için Yapılan Proses Görünürleri	59
4.1.4. Kontrast Değerlendirmeleri	66
4.2. PET/CT ÇEKİMLERİ	74
4.2.1. Fantom Görüntüleri.....	74
4.2.2. Kısmi Hacim Etkisi Test Fantomunda Kullanılan Aktivite Değerleri..	76
4.2.3. Artan Matris Değerleri için Yapılan Proses Görüntüleri	77
4.2.4. SUV ve Kontrast Değerlendirmeleri	80

5. TARTIŞMA VE SONUÇ	86
KAYNAKLAR	91
ÖZGEÇMİŞ	95

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1	: Sintilasyon detektör sisteminin bileşenleri ve işleyiş sistemi5
Şekil 2.2	: Gama kamera sisteminin bileşenleri ve işleyiş sistemi7
Şekil 2.3	: Görüntü matrisinin temsili şekli8
Şekil 2.4	: Analog görüntü (sağ). Analog görüntünün kaydedildiği 9x9 luk matrisle birlikte görünümü (orta). Her bir piksele olay sayısının kaydedildiği görüntü matrisi (sol)8
Şekil 2.5	: SPECT sisteminde kullanılan iki gama kamera konfigürasyonları10
Şekil 2.6	: Bir nokta kaynağın basit geri projeksiyon görüntüsü.....13
Şekil 2.7	: İnce radyoaktif bir diskin 1 - temsili matris üzerindeki görüntüsü, 2 - diskin projeksiyon görüntüsü, 3 - projeksiyon görüntüsünde her bir pikseldeki sayımlar13
Şekil 2.8	: Üst iki resim projeksiyon görüntüsü, alt iki resim sayımların geri projeksiyon yapılması ile elde edilen matrisin temsili gösterimi14
Şekil 2.9	: Sağda projeksiyon görüntüsüne ait matrisin piksel değerleri solda geri projeksiyon yapıldıktan sonraki matrisin piksel değerleri.....14
Şekil 2.10	: Farklı genlik ve frekanslardaki dalgaların Fourier spektrumları.....17
Şekil 2.11	: Aynı genlikte düşük (üstte) ve yüksek (altta) frekansların spektrumu...17
Şekil 2.12	: Solda bir nokta kaynağın saçılmasız ortamdaki sayım profili, sağda aynı nokta kaynağın saçılmalı ortamda sayım profili ve FWHM değeri ..18
Şekil 2.13	: Solda bir nokta kaynağın saçılmasız ortamdaki sayım profili, sağda aynı nokta kaynağın saçılmalı ortamda sayım profili ve FWHM değeri. .23
Şekil 2.14	: Anhilasyon fotonlarının oluşumu28
Şekil 2.15	: Tam halka (4 sıra) PET detektörü29
Şekil 2.16	: Sağda CT görüntüsü, ortada PET görüntüsü, solda PET/CT füzyon görüntüsü34
Şekil 2.17	: Sağda Kemoterapi öncesi SUV=17.2, ortada Kemoterapi 7. Gün SUV=3.9, solda Kemoterapi 42. Gün SUV=1.836
Şekil 2.18	: Uniform aktiviteli 10 mm çaplı bir kaynağın radyoaktif olmayan bir zeminde alınan görüntüsü39
Şekil 2.19	: Alınan görüntünün aktivite dağılımının içe saçılma ve dışa saçılma sonucu meydana gelen durumu40
Şekil 2.20	: Sol: PET görüntüsü, Sağ: CT görüntüsü42
Şekil 3.1	: Kısmi Hacim Etkisi test fantomu resmi49
Şekil 3.2	: Kısmi Hacim Etkisi test fantomundaki küre ve silindir şeklindeki lezyonların özellikleri50
Şekil 4.1	: Kapiller tüplerin kısa eksen görüntüleri55
Şekil 4.2	: Jasczac fantomu oluşturan bölümler56
Şekil 4.3	: Jasczac fantomun SPECT görüntülemesi sonucu elde edilen kesit görüntüsü56
Şekil 4.4	: Hasta görüntüsünde tümöre ait tutulum olan bölgeden ve zeminden çizilen ROI değerleri.57

Şekil 4.5	: 64x64x8, 128x128x8, 256x256x8, 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matris boyutlarında alınan spot görüntüler.....	59
Şekil 4.6	: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in BONE profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	60
Şekil 4.7	: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in FBPR profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü	60
Şekil 4.8	: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in NO FILTERS profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü	61
Şekil 4.9	: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in OSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	61
Şekil 4.10	: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in MOSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	61
Şekil 4.11	: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in BONE profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	62
Şekil 4.12	: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in FBPR profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	62
Şekil 4.13	: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in NO FILTERS profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü	63
Şekil 4.14	: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in OSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	63
Şekil 4.15	: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in MOSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	63
Şekil 4.16	: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in BONE profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	64
Şekil 4.17	: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in FBPR profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	64
Şekil 4.18	: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in NO FILTERS profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü	65
Şekil 4.19	: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in OSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	65
Şekil 4.20	: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in MOSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.....	65

Şekil 4.21	: 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrisleri ile alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 16 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri67
Şekil 4.22	: 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrisleri ile alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 12 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri68
Şekil 4.23	: 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrisleri ile alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 10 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri69
Şekil 4.24	: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 16 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri70
Şekil 4.25	: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 12 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri71
Şekil 4.26	: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 10 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri72
Şekil 4.27	: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 7 mm çaplı silindir için hesaplanan kontrast değişimleri...73
Şekil 4.28	: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 5 mm çaplı silindir için hesaplanan kontrast değişimleri...73
Şekil 4.29	: 500 µCi FDG-F-18 içeren 500ml lil kapta beklenen SUV değeri.....74
Şekil 4.30	: 1/18 oranında BG/vial konsantrasyonu ile beklenen SUV değeri.....75
Şekil 4.31	: Jasczak fantom ile alınan PET görüntüsü.....75
Şekil 4.32	: 128x128 matriste alınan PET (sağda) ve PET/CT füzyon görüntüsü (solda)78
Şekil 4.33	: 168x168 matriste alınan PET (sağda) ve PET/CT füzyon görüntüsü (solda)78
Şekil 4.34	: 256x256 matriste alınan PET (sağda) ve PET/CT füzyon görüntüsü (solda)79
Şekil 4.35	: 336x336 matriste alınan PET (sağda) ve PET/CT füzyon görüntüsü (solda)79
Şekil 4.36	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 16 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri81
Şekil 4.37	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 12 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri81

Şekil 4.38	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 10 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri.....	82
Şekil 4.39	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 7 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri.....	82
Şekil 4.40	: : 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 5 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri.....	83
Şekil 4.41	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 16 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.....	83
Şekil 4.42	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 12 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.....	84
Şekil 4.43	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 10 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.....	84
Şekil 4.44	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 7 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.....	85
Şekil 4.45	: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 5 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.....	85

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1	: Mediso marka DHV Sprint model değişken açılı çift detektörlü gama kameranın teknik özellikler	51
Tablo 3.2	: Proses işleminde kullanılan farklı profillerin özellikleri	52
Tablo 3.3	: Siemens Biograph-6 model HIREs PET teknik özellikleri	53
Tablo 3.4	: Siemens Biograph-6 model HIREs CT teknik özellikleri	53
Tablo 4.1	: MDP tüm vücut kemik sintigrafisi çekilmiş 10 hastadan alınan ROI değerleri	58
Tablo 4.2	: PET/CT Çekilmiş 10 Hastadan Alınan ROI Değerleri	76

SEMBOL LİSTESİ

BGO	: $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$
FWHM	: yarı yükseklikteki tam genişlik
GSO	: Gd_2SiO_5
keV	: kilo elektron volt
LSO	: $\text{Lu}_2\text{SiO}_5(\text{Ce})$
MeV	: mega elektron volt
NaI(Tl)	: talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür
PMT	: foton çoğaltıcı tüp
ROI	: ilgi alanı

ÖZET

SİNTİGRAFİK GÖRÜNTÜLERDE KİSMİ HACİM ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Radyofarmasötiklerin vücut içindeki dağılımının gama kamerada elde edilmiş görüntüsüne sintigrafi adı verilir. Sintigrafik görüntülerin klinisyenler tarafından yorumlanması ile hastalıkların tanısı konulmaktadır. Sintigrafik görüntülerde az radyoaktif madde tutan küçük hacimli lezyonların buldukları zemin aktivitesinden ayırt edilmeleri çok zordur. Hastalıkların tanısında yanlıgılara neden olabilen bu tür etkilere; Kısmi Hacim Etkisi (Partial Volume Effect) denir.

Kısmi Hacim Etkisi; tümör boyutu ve şekli, doku etrafındaki zemin aktivitesi, tarayıcının uzaysal rezolüsyonu, voksel boyutu ve görüntü seçimi gibi bir çok faktörün etkilediği karmaşık bir süreçtir. Kısmi hacim etkisi, rekonstrükte edilmiş görüntü rezolüsyonunun FWHM değerinden üç kez daha küçük tümör boyutlarında çok daha fazla etkilidir. Bu çalışmada farklı şekillerde ve küçük boyutlarda lezyonların farklı matris değerlerinde Kısmi Hacim Etkisinden nasıl etkilendiklerinin araştırılması amaçlandı.

Kısmi Hacim Etkisinin tümör boyutu, şekli ve matris değerlerinin değişimiyle nasıl etkilendiğini değerlendirmek amacı ile Kısmi Hacim Etkisi test fantomu geliştirildi. Bu tez çalışması için geliştirilen fantom 1.6 cm, 1.2 cm, 1 cm, 0.7 cm ve 0.5 cm çaplarında ve aynı hacimlerde küresel ve silindirik lezyonlar içermektedir. SPECT ve PET sistemleri kullanılarak yapılan deneylerde görüntüleme sistemlerinin parametrelerinin etkileri araştırıldı. Deney düzeneğindeki taklit lezyonlara ve zemine konulacak aktivite konsantrasyonu klinik verilerden elde edildi. Görüntüleme sisteminin software'da var olan matris boyutlarında görüntüler alındı. Görüntülerden kontrast hesapları ve kantitatif analizler yapıldı. Bulgularımıza göre lezyon çapı arttıkça hesaplanan kontrast değerleri artmakta, aynı şekilde matris boyutu büyüdüce kontrast değerleri artmaktadır. Fantom üzerinde yapılan deney sonuçlarından, küresel ve silindirik şekilli lezyonlar aynı hacime sahip olsalar bile tutulumlarının farklı olduğu, silindirik şekilli lezyonların daha yüksek uptake değeri göstermeleri nedeniyle Kısmi Hacim Etkisinden daha az etkilendikleri sonucuna varıldı.

Lezyon boyutunun ve şeklinin bilinmesinin Kısmi Hacim Etkisi araştırmalarında büyük öneme sahip olduğu, bu faktörlerin bilinmesinin ve klinik görüntülerin değerlendirilerek hastalıklara doğru tanı konulmasında önemli olduğu sonucuna varıldı.

SUMMARY

EVALUATION OF PARTIAL VOLUME EFFECT IN SCINTIGRAPHIC IMAGES

Images of radiopharmaceutical distributions within the body that obtained from the Gamma camera, is called scintigraphy. The diseases is diagnosed with interpretation of the scintigraphic images by the clinicians. It is very difficult to distinguish small-volume lesions which have low uptake, from their background activity in scintigraphic images. This kind of effects can lead mistake to diagnosis of diseases; is called Partial Volume Effect.

Partial Volume Effect is a complex process affected by many factors including tumor size and shape, background activity in surrounding tissues, spatial resolution of the scanner, image sampling and voxel size. Partial volume effect is more effective whenever the tumor size is less than three times of FWHM of the reconstructed image resolution. In this study, it is aimed to investigate how lesions that have different size and small shape in differet dimension of a matrix affected by Partial Volume Effect.

Partial Volume Effect test phantom is devolped to evaluate how changes of tumor size and shape and dimension of a matrix affected by Partial Volume Effect. Developed phantom for this thesis contains spherical and cylindrical lesions that have 1.6 cm, 1.2 cm, 1 cm, 0.7 cm and 0.5 cm diameters and same volume. In the experiments using SPECT ad PET systems, the effects of parameters of imaging systems is investigated. Activity concentration which injected in lesions and background in the experiment setup, is obtained from clinical data. It is imaged in the matrix size of the existing imaging system software. Contrast calculations and quantitative analysis from images is performed. According to our results, increased lesion diameter increases the calculated contrast values as the same way as increased matrix size also increases the calculated contrast values. From the results of the phantom experiment, it is seen that even if spherical and cylindrical-shaped lesions have same volume they have different uptake and it is concluded that cylindrical-shaped lesions is less affected from the partial volume effect due to they have a higher uptake value.

It is concluded that is of great importance to known lesions size and shape in Partial Volume Effect research and to known this factors is before clinic interpretations to accurate diagnosis.

1. GİRİŞ

Nükleer tıp uygulamalarının amacı; yapay radyoizotoplar aracılığı ile insan organizmasını araştırmak, hastalıklara tanı koyabilmek ve tedavi etmektir. Bu işlevdeki en önemli bileşen yapay radyoizotoplardır. Radyoizotopların biyoaktif bir bileşen (KİT) ile özel koşullarda birleştirilmesi ile oluşturulan, tanı ve tedavi amaçlı olarak vücuda verilen radyoaktif maddelere radyofarmasötik denir [1].

Radyofarmasötiklerin vücut içindeki dağılımının gama kamerada elde edilmiş görüntüsüne sintigrafi adı verilir. Sintigrafik görüntülerin klinisyenler tarafından yorumlanması ile hastalıkların tanısı konulmaktadır. Sintigrafik görüntü ile hastalığın doğru tanısının konulması tedavinin başarısı ile doğrudan ilgilidir. Doğru tanı konulmasında sintigrafi kalitesi önemlidir. Sintigrafi kalitesini etkileyen önemli unsurlardan biri radyofarmasötik kalitesi, diğeri de görüntüleme sisteminin yani gama kameranın kalitesidir. Gama kameraların görüntü kalitesi üzerinde etkili olan başlıca üç parametre vardır. Bunlar; uzaysal ayırma gücü (rezolüsyon), kontrast ve gürültüdür. Tanısal doğruluğu yüksek olan bir sintigrafik görüntüde rezolüsyonun ve kontrastın yüksek, gürültü etkisinin de düşük olması istenen özelliklerdir [2].

Hal Anger 1956'da 10 cm çaplı, NaI(Tl) kristali ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpü (PMT) olan ilk gama kamerayı icat etmiştir. Bu icattan sonra 1964'de Ben Cassen derinlik boyutundan gelen foton bilgilerinin iki boyutlu görüntülerdeki deteksiyon yetersizliğine çözüm olarak tomografik görüntüleme sistemini geliştirmiştir. İlk radyonüklid görüntüleme sistemlerinin temel sorun üç boyutlu kaynak dağılımında iki boyutlu projeksiyonlar elde edilmesiydi. Zamanla tomografik görüntüleme geliştirildi. Bu gün kullanılan modern tomografik teknikler Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi (SPECT), Pozitron Emisyon Tomografisi (PET), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR) gibi sistemlerdir. Bu sistemlerde obje etrafında dönen deteksiyon sistemi ile toplanan projeksiyon datalarından matematiksel algoritmalar kullanılarak görüntünün

yeniden elde edilmesi (rekonstrükte görüntü) sağlanır. Böylece bilgisayar aracılığıyla tomografik görüntüleme kesit görüntülerinin rekonstrüksiyonu ile üç boyutlu görüntü elde edilir. Daha sonra geniş görüş alanı sağlayan daha büyük çaplı kristale ve daha çok PMT'ye sahip detektörler çeşitli firmalar tarafından yapılmıştır. Emisyon tomografisindeki modern gelişmeler radyolojide transmisyon tomografisinin kullanılmasından sonra başlamıştır [3].

SPECT görüntüleme tekniğinde, gama kamera detektörü görüntülenecek obje etrafında dönerken belirli açılarda durarak veri toplar. Detektör hasta etrafında döndüğü zaman, projeksiyon adı verilen planar (iki boyutlu) görüntülerin bir serisi oluşur. Her bir durumda sadece detektör düzlemine dik hareket eden fotonlar kolimatörden geçerler. Bu fotonların çoğu hastada farklı derinliklerden çıkarak detektöre ulaştığı için, sonuçta elde edilen sintigrafik görüntü, spesifik yol boyunca organlardan salınan bütün fotonların toplamını yansıtır. Bir SPECT çalışması çeşitli açılarda toplanmış bir çok planar görüntüden (projeksiyon görüntüleri) meydana gelir. Bilgisayardaki rekonstrüksiyon (görüntünün yeniden elde edilmesi) programları kullanılarak projeksiyon görüntülerinden üç boyutlu görüntünün yeniden elde edilmesi sağlanır.

Günümüz modern PET sistemleri dairesel olarak yerleştirilmiş birkaç sıra sintilatör halkası ve bu kristallerle birleştirilmiş foto çoğaltıcı tüplerden oluşmuştur. Bu sintilasyon detektörleri arasında kurulan çeşitli elektronik üniteler sayesinde; vücuttan yayılan 511 keV enerjili yok olma (anihilasyon) fotonlarının eş zamanlı algılanması sağlanmaktadır. Böylece karşılıklı detektörlerden iki tanesi, belirli bir zaman aralığı içerisinde, gama fotonu algılasa sistem bir adet sayım kaydetmektedir. Dairesel olarak yerleştirilen sintilasyon kristalleri ile vücudun çeşitli bölgelerinden toplanan farklı yoğunlukta 511 keV enerjili gama fotonlarının hasta vücudundaki yerleri bilgisayara kaydedilir. Daha sonra sistem rekonstrüksiyon programları vasıtasıyla kayıt edilen bu sayımları üç boyutlu görüntüye dönüştürür.

PET, insan vücuduna enjekte edilen pozitron yayan yüksek enerjili gama ışınlarını görüntüleyen modern bir nükleer tıp yöntemidir. SPECT tekniğinde tek doğrultuda yayılan gama fotonu detekte edilirken, PET tekniğinde aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayılan fotonlar detekte edilmektedir [4].

Sintigrafik görüntülerde az radyoaktif madde tutan küçük hacimli lezyonların buldukları zemin aktivitesinden ayırt edilmeleri çok zordur. Hastalıkların tanısında yanılığlara neden olabilen bu tür etkilere Kısmi Hacim Etkisi (Partial Volume Effect - PVE) denir. Kısmi Hacim Etkisi tümör boyutu ve şekli, doku etrafındaki zemin aktivitesi, tarayıcının uzaysal rezolüsyonu, voksel boyutu ve görüntü seçimi gibi bir çok faktörün etkilediği karmaşık bir süreçtir. En basit şekliyle, bir kaynaktan alınan sayımlar rekonstrükte görüntüde hacimsel olarak fiziksel boyutlarından daha büyük bir bölge içinde dışa saçılmış ise Kısmi Hacim Etkisi meydana gelir.

Kısmi Hacim Etkisi kalitatif ve kantitatif olarak görüntüyü iki şekilde etkiler. Daha soğuk bir zeminde (Background) bulunan küçük boyutlu sıcak lezyonlar için Kısmi Hacim Etkisi sinyali dışarı yayar. Böylece küçük bir tümör gerçeğinden daha büyük fakat daha az agresif görünecektir. Kısmi Hacim Etkisinde sadece tümörün içinden dışarı saçılan aktivite söz konusu değildir, ayrıca tümörün dışındaki aktivitenin tümörün içine saçılması durumu da mevcuttur. Sonuçta elde edilen görüntü içe saçılma ve dışa saçılmanın toplamıdır [5].

Kısmi Hacim Etkisi Düzeltme Metotları rekonstrüksiyon sonrasına dayanan düzeltme metotları ve rekonstrüksiyona dayanan düzeltme metotları olarak iki kategoride açıklanabilir. Her kategori, içerisinde ROI bazlı ve voksel bazlı yaklaşımlar içermektedir. Son zamanlarda yapılan çalışmalar ağırlıklı olarak rekonstrüksiyon sonrasına dayanan düzeltme metotlarına yöneliktir [6].

2. GENEL KISIMLAR

2.1. RADYOFARMASÖTİKLER

2.1.1. Radyonüklidlerin Üretimi

Nükleer Tıpta kullanılan radyonüklidlerin hepsi yapay olup, stabil atomların nükleer reaktörlerde aktifleştirilmesi ile elde edilir. Radyonüklidlerin üretimi üç farklı yoldan gerçekleşir. Bunlardan ilki nükleer reaktörlerdir ve nükleer tıpta kullanılan ^{131}I bu yolla üretilir. İkinci yol hızlandırıcılarıdır (siklotron). Nükleer tıpta kullanılan siklotron ürünlerinden bazıları şunlardır; ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl . Üçüncü yol ise, radyonüklid jeneratörleridir. Nükleer tıpta kullanılan radyonüklid jeneratörlerinden en önemlisi $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratör sistemleridir.

2.1.2. Biyoaktif Bileşenin Seçimi

Biyoaktif ajanlar biyolojik davranışı incelenmek istenen bölgeye uygun olarak, kullanılacak radyonüklidin vücutta istenilen hedefe iletilmesi için seçilir. Uygun radyonüklid ile işaretlendikten sonra vücudun belli bir organ ya da bölgesinde lokalize olmalıdır. Böylece hedef olan organ ya da bölgeye kıyasla diğer dokulardaki radyasyon hasarının düşük ve sintigrafik ayrımın iyi olması sağlanır.

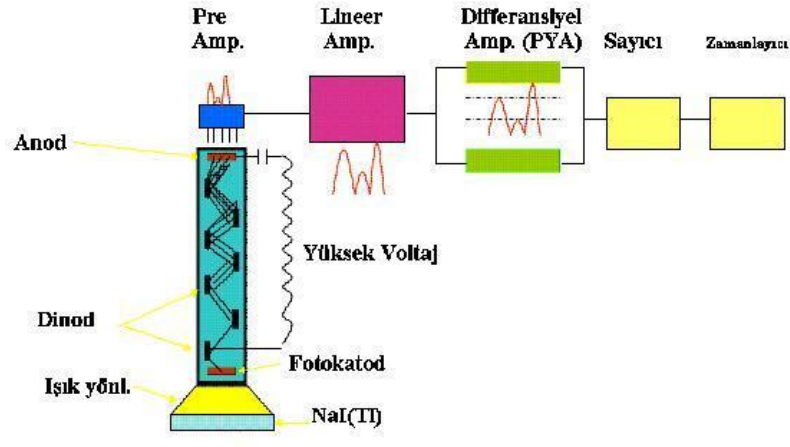
2.1.3. Nükleer Tıpta Tanı ve Tedavi Amaçlı Kullanılan Radyofarmasötikler

Tanı amaçlı ideal radyonüklid tek enerjili (monoenerjetik) gama ışınına sahip olmalıdır. Enerjisi 100 – 250 keV arasında olmalıdır. Çünkü mevcut görüntüleme sistemleri bu enerji aralıkları için dizayn edilmiştir. $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{111}In ve ^{123}I tanı amaçlı olarak kullanılan ideal radyonüklidlerdir. Tanı amaçlı radyonüklidlerin aksine tedavi amaçlı radyonüklidlerin uygulanma amacı hücre yıkımıdır. Nükleer tıpta tedavi amaçlı kullanılan en yaygın radyonüklid ^{131}I 'dir [1].

2.2. GAMA KAMERALAR

2.2.1. Gama Kamera Çalışma Prensibi

Gama kameraların detektör sistemi bileşenlerinin tasarımları, sintilasyon sayıcıları ile aynıdır. Ancak gama kameraların NaI(Tl) kristallerinin kalınlığı ve çapı farklıdır. Foton çoğaltıcı tüp (PMT) sayıları fazladır. Aşağıda Şekil 2.1 de detektör materyali NaI(Tl) olan sintilasyon detektörünün bileşenleri görülüyor. Her bir bileşenin çalışma prensibini sırasıyla özetleyelim.



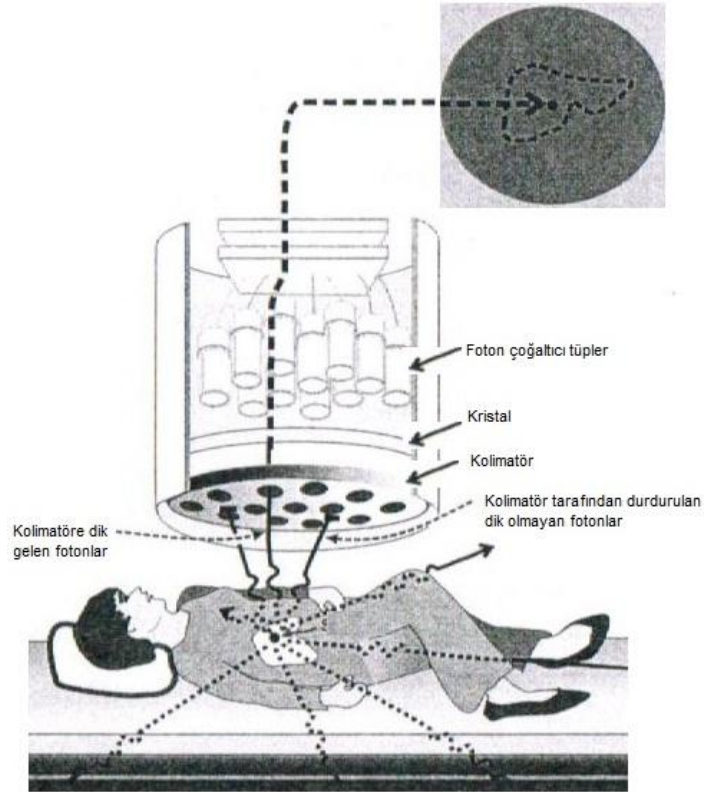
Şekil 2.1: Sintilasyon detektör sisteminin bileşenleri ve işleyiş sistemi.

İnorganik sintilatörler katı kristal yapıdadır. İnorganik kristaller genelde saf olmayıp, Tl ve Ag gibi aktivatör elementler ile safsızlaştırılır. Bu şekilde kristal yapıda olan ZnS(Ag), NaI(Tl) ve CdS(Ag) radyasyon detektörlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Nükleer tıpta en yaygın olarak kullanılan sintilatör NaI(Tl) dir. Saf NaI kristalleri sıvı azot sıcaklığında işlev görürler bu sintilatörlerin oda sıcaklığında işleyebilmeleri için çok az miktarda (mol başına % 0,1-0,4) Tl ile kirletilmeleri gerekir. NaI(Tl) kristali üzerine düşen fotonlar, görünür ışık fotonlarına (sintilasyonlara) dönüştürülür. Kristalden çıkan sintilasyonların PMT'lerin fotokatoduna odaklanmasını sağlayan ışık yönlendirici tabaka PMT ile kristal arasında bulunur. PMT'ler kristale optik jel ile bağlanmıştır. Bu jelin özelliği ışık absorpsiyonu yapmamasıdır. PMT'ün ön yüzeyindeki giriş penceresi *photoemissive* bir madde ile kaplanmıştır. Bu madde kendine çarpan ışık fotonlarını elektron olarak dışarı salma özelliğine sahiptir. Bu *photoemissive* madde yüzeyine fotokatod adı verilir. Fotokatodun görünür ışık fotonlarını elektronlara dönüştürme

etkinliği yaklaşık 1/3 dır. PMT içinde uzun eksen boyunca dinod adı verilen karşılıklı metal plakalar yerleştirilmiştir. Dinod üzerine uygulanan (yaklaşık 200 – 400 volt) pozitif voltaj ile fotokatodtan fırlatılan elektronlar alınır. Dinodların karşılıklı yüzeyleri sekonder emisyon karakterinde ve fokuslayıcı özellikte yapıldığı için aldığı elektronu karşısındaki dinoda yansıtır. Böylece elektron bir dinoda çarpınca oradan daha fazla sayıda elektron fırlatır. Elektron çoğaltma faktörü dinod ve fotokatod arasındaki voltaj farkı ile belirlenen fotoelektronun enerjisine bağlıdır. Dinodlar arasında elektronların sayıları ve hızları giderek artar. PMT çıkışındaki anodta toplanan elektronlar burada bir elektron çığı meydana getirirler. Böylece PMT girişindeki fotokatoda çarpan sintilasyonlar PMT içinden geçerek elektrik akımına çevrilmiş olur. PMT çıkışındaki sinyalin genliği sintilatörde depo edilen radyasyonun şiddeti ile orantılıdır. PMT den gelen sinyallerin genliği mikro voltlar mertebesinde olup, oldukça düşüktür. Pre amplifikatörlerin işlevlerinden birincisi; gelen sinyalleri genlikleri ile orantılı olarak şiddetlendirmektir. İkinci işlevi ise, PMT ile diğer ardışık üniteler arasında empedans uyumunu sağlamaktır. Preamplifikatörden gelen sinyal genliği küçük olup değerlendirilecek seviyede değildir. Lineer Amplifikatör sinyalleri biraz daha şiddetlendirir. Bu arada gürültü diye tabir edilen küçük genlikli sinyallerde şiddetlenmiş ve detekte edilebilir hale gelmiş olurlar. Bu istenmeyen durumu düzeltmek için lineer amplifikatörün diğer bir işlevi devreye girer. Lineer amplifikatör puls şekillendirme fonksiyonu ile pulsların çakışmalarını azaltır ve sinyal/gürültü oranını yükseltir. Lineer amplifikatörden gelen pulsların genlikleri farklıdır. NaI(Tl) kristali üzerine düşen tüm pulslar şiddetlendirilerek puls yükseklik analizörüne gönderilir. Burada voltaj genlik aralığına düşen pulsların ayrımı yapılır. Puls yükseklik sınırlamasına karşılık gelen alt ve üst voltaj farkına (enerji aralığına) pencere genişliği denir. Dedeksiyon sisteminde sadece pencere aralığındaki sinyaller değerlendirilir. Puls Yükseklik Analizöründen çıkan sinyallerin puls sayısını saymak için dijital sayıcılar kullanılır. Sadece pulsları sayan aletlere sayıcı, sayımların sayısını kontrol eden üniteye ise zamanlayıcı denir. Nükleer Tıp çalışmalarında sayıma göre ya da zamana göre yapılan çalışmaların seçimi ve uygulaması klinisyenin tecrübesine bağlıdır [1,7].

2.2.2. Gama Kamerada Görüntü Oluşumu

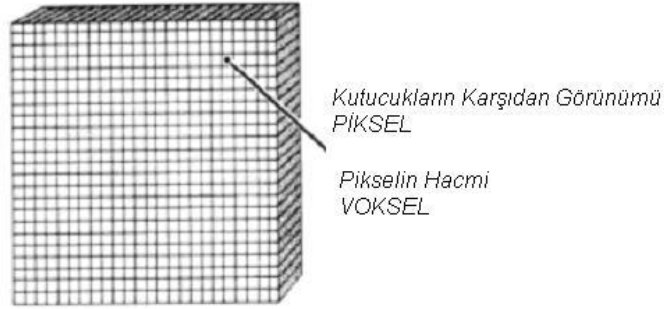
Gama kameraların detektör elementi NaI(Tl) dir. Kristaller dikdörtgen ya da daire şeklindedir. İnce kristaller genellikle ^{201}Tl (70 KeV) ve $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 KeV) gibi nispeten düşük enerjili radyonüklidlerin deteksiyonu amacıyla geliştirilmiştir. Çoğu modern gama kameralarda PMT'ler altıgen şeklinde bir model ile dizilmişlerdir. PMT sayısı 37, 55, 61, 75, veya 91 olabilir. Şekil 2.2 de gama kamera sisteminin bileşenleri görülüyor.



Şekil 2.2: Gama kamera sisteminin bileşenleri ve işleyiş sistemi.

Gama kameralarda, organdan yayılan gama fotonları kolimatör tarafından yönlendirilerek detektör üzerine düşürülür. Nükleer tıpta yapılan görüntülemelerde amaca uygun kolimatör kullanılır. Kolimatör içinde ışınların geçişine uygun delikler (holler) vardır. Deliklerin boyları yine kolimatörün kullanım özelliğine göre kısa veya uzun olabilir. Deliklerin arasındaki kalınlığa *septa* denir. Septa kalınlığı da kullanılan radyonüklidin enerjisine göre ince veya kalın olarak dizayn edilir. Kolimatörün bir işlevi de, çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır.

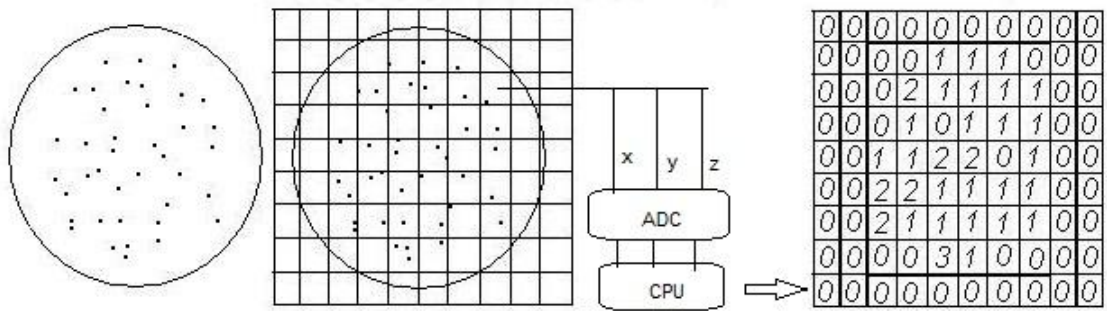
Bilgisayar önce istenilen boyutta boş bir matris yaratır. Görüntü matrisinin temsili şekli Şekil 2.3’de görülmektedir.



Şekil 2.3: Görüntü matrisinin temsili şekli.

Bu kutucukların her birine piksel denir. Örneğin, 64x64 matriste 4096 tane piksel vardır. Bilgisayar hafızasında daha fazla yer açmak ve data kaydetmek istenirse, matrisin derinliğine doğru kutucuk sayısı artırılabilir. Örneğin 64x64x8 veya 64x64x16. Bilgisayar hafızasında 8 ve 16’lık setler halinde kutucuklar genişletilebilir. Bu durumda hafızadaki hacim artırılmış olur. Her bir pikselin ihtiva ettiği hacme voksel denir.

Şekil 2.4 de görüldüğü gibi kameradan gelen her bir x ve y sinyali için bu pozisyona karşı gelen pikseldeki sayımlar 1 artırılır. x ve y sinyallerinin ne zaman ADC’lerde işleneceği ve bilgisayarda piksel sayımının ne zaman arttırılacağı bu pozisyon sinyallerine eşlik eden enerji sinyali (z) ile belirlenir. Şekil 2.4’de sağda gama kamera ile alınan analog görüntü, ortada bu analog görüntünün depolandığı 9x9 luk bir matrisle birlikte görüntüsü, solda ise her bir piksele olay sayılarının kaydedildiği matris görülmektedir.



Şekil 2.4: Analog görüntü (sağ). Analog görüntünün kaydedildiği 9x9 luk matrisle birlikte görünümü (orta). Her bir piksele olay sayısının kaydedildiği görüntü matrisi (sol).

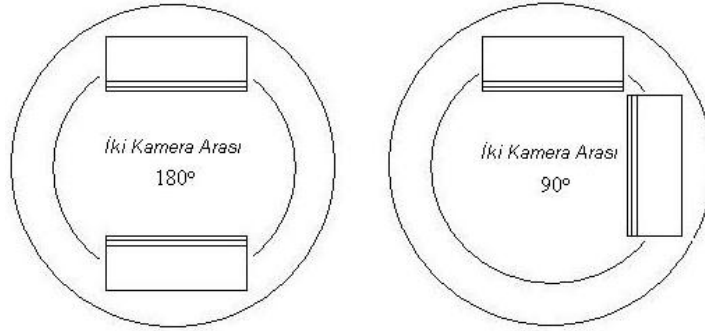
Matris boyutu nüklear tıp uygulamalarında sonuçların istatistiksel güvenilirliği yönünden önemlidir. Görüntü rezolüsyonunun iyileştirilmesi için, daha çok piksel sayısı kullanmak uygundur. Örneğin 256x256 görüntü matrisi, 64x64 matristen daha iyi görüntü rezolüsyonu sağlar. Ancak burada unutulmaması gereken bir husus da kullanılan gama kamera sisteminin toplam sistem rezol syonudur. Bizim gama kameramızın FWHM değeri ile piksel boyutu arasında da yakın iliŐki vardır. İdeal olan matris genişliği FWHM değerinin yarısı kadar olmalıdır. Ancak matris genişliği FWHM değerinin 1/3' nden daha küçük tutulmamalıdır.

NaI(Tl) kristali, kolimatör tarafından yönlendirilen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları çıkarır. Sintilasyon fotonları ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanıp PMT'lerin girişindeki fotokatoda çarpıtılarak buradan elektron kopmasına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içindeki dinodlar arasında yüksek voltajın da etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayıları artar. Elektronlar bu Şekilde PMT çıkışındaki anodta toplanırlar. Böylece organdan yayılan gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüŐtürülmüŐ olur. PMT'den çıkan sinyaller x-boyutundan alınan sinyaller, y-boyutundan alınan sinyaller ve z-boyutundan (enerji boyutu) sinyalleri olmak üzere üç farklı boyuttan gelir. Bu sinyaller çeşitli elektronik  nitelerde Őiddetlendirilip, Őekillendirildikten sonra görüntüye dönüŐtürülürler. Gama kameralar ile alınan görüntü planar yani iki boyutlu görüntülerdir [1,4,8].

2.3. TEK FOTON EMİSYONLU BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ – (SPECT)

2.3.1. SPECT Görüntüleme ve Çalışma Prensibi

SPECT görüntüleme tekniğinde, gama kamera görüntülenecek obje etrafında dönerken belirli açılarda durarak veri toplar. Günümüz modern SPECT sistemleri genellikle iki başlı detektör içeren sistemlerden oluşmaktadır. Özellikle iki gama kameradan oluşan konfigürasyonlar daha kullanışlıdır. Bunlar nükleer tıp'ta en fazla Şekil 2.5'de görüldüğü gibi iki ayrı konumda kullanılmaktadır.



Şekil 2.5: SPECT sisteminde kullanılan iki gama kamera konfigürasyonları.

İki detektörlü SPECT sistemleri planar, tüm vücut taramaları ve tomografik incelemeler için en uygun tasarımıdır. İncelemelerin en uygun detektör geometrisi 90^0 konfigürasyonudur. 180^0 açılı olanlar genellikle değişken açılı olup tüm vücudun anterior ve posterior görüntülenmesinde kullanılır.

SPECT kameralar aslında planar görüntüleri toplar. Daha sonra datalar organdan kesitsel görüntüler oluşturmak için matematiksel olarak işlenir. SPECT tek foton yayınlayan Tc-99m, Ga-67, In-111 ve I-123 gibi radyonüklidlerin gama fotonu yayınlanması ilkesini kullanılır. SPECT görüntüleme için en basit kamera dizaynı gama kameralara benzerdir fakat iki yönüyle gama kameralardan ayrılır. Bunlardan ilki, kamera kafasının dönmesi için yapılandırılmış olmasıdır çünkü kamera ya adım adım ya da devamlı çoklu bir görüntü almak için hasta etrafında döner. İkinci olarak organın kesitsel görüntülerini elde etmek için sisteme entegre bir bilgisayar kullanılır.

Kesit görüntülerinin en iyi şekilde elde edilebilmesi için bilgilerin toplanması sırasında tüm parametrelerin çok dikkatli ayarlanması gerekir. Kesit görüntülerine uygulanacak işlemlerin hiç biri bilgilerin toplanması aşamasında kayıp olan bilgileri geri kazandırmaz. Bu nedenle ilk aşamada kolimatör uygun seçilmeli ve dönme yörüngesi ve çapı, projeksiyon sayısı ve süresi, matris boyutları belirlenmelidir.

SPECT teknikleri iki boyutlu görüntülerin her setinden üç boyutlu görüntülerin elde edilmesine olanak sağlar. Bunun için sintilasyon kamerasının hasta etrafında dönmesi ve her bir dönüş açısında veri toplaması gereklidir. Gama kamera detektörü görüntülenecek obje etrafında dönerken belirli açılarda durarak veri toplar. Gama kamerada alınan bilgiler görüntü matrisi içine depo edilir. Detektörün objeyi gördüğü istikametten toplanan bu verilerin oluşturduğu görüntüye projeksiyon görüntüsü denir. Her bir durumda sadece detektör düzlemine dik hareket eden fotonlar kolimatörden geçerler. Bu fotonların çoğu hastada farklı derinliklerden çıkarak detektöre ulaştığı için, sonuçta elde edilen sintigrafik görüntü, spesifik yol boyunca organlardan salınan bütün fotonların toplamını yansıtır. Görüntüleme ajanının enjekte edilmesi sonrasında vücut içerisindeki organlardan yayılan gama fotonları detektörlere ulaşmak üzere yolları üzerindeki değişik yoğunluktaki dokulardan geçerler ve bu esnada belli oranlarda soğurulurlar. Soğurulma miktarı fotonun kat ettiği mesafe ve içerisinde geçtiği dokunun yoğunluğu ile doğru orantılıdır. Örneğin gama fotonları kemik dokudan geçerken, akciğer dokusunda soğurulduğundan daha çok soğurulur.

Bir SPECT çalışması çeşitli açılarda toplanmış planar görüntülerden (projeksiyon görüntülerinden) meydana gelir. Tüm açılarda verilerin toplanması tamamlanıncaya kadar SPECT işlemine devam edilir. Her bir görüş açısından alınan veriler bilgisayarda saklanır. Bilgisayardaki rekonstrüksiyon programları kullanılarak projeksiyon görüntülerinden üç boyutlu görüntünün yeniden elde edilmesi sağlanır. Daha sonra istenilen kesit görüntüsü üzerinde tomografik kesitler alınarak klinik yoruma gidilir [3-8].

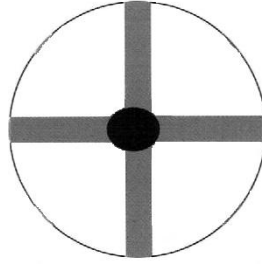
2.3.2. Görüntülerin Yeniden Elde Edilmesi - (Rekonstrüksiyon)

İlk model radyonüklid görüntüleme sistemlerinin temel sorunu üç boyutlu kaynak dağılımından iki boyutlu projeksiyonlar elde edilmesiydi. Zamanla bu duruma alternatif olarak tomografik görüntüleme geliştirildi. Bu sistemlerde, obje etrafında dönen deteksiyon sistemi ile toplanan projeksiyon dataları, matematiksel algoritmalar kullanılarak görüntünün yeniden elde edilmesine (rekonstrükte görüntü) olanak sağlandı.

Yaygın olan rekonstrüksiyon teknikleri geri projeksiyon ve iteratif (tekrarlayıcı) rekonstrüksiyon teknikleridir.

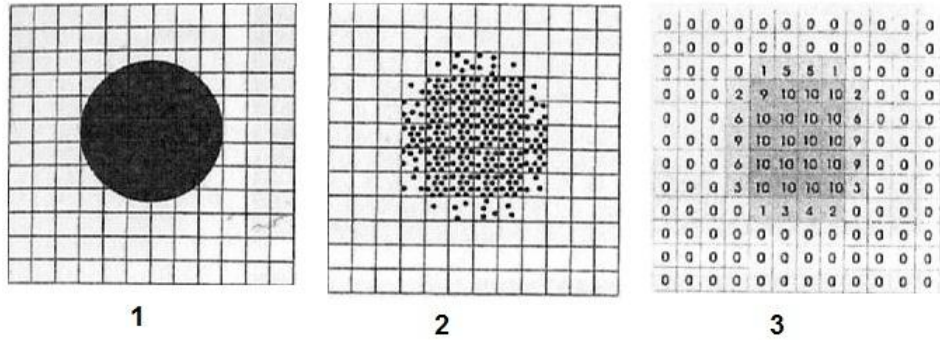
1. Geri Projeksiyon Rekonstrüksiyon Tekniği: Geri projeksiyon yoluyla rekonstrüksiyon tekniği tüm rekonstrüksiyon tekniklerinin en yaygın olanıdır. Bu teknikte kameranın dönüş yaptığı açılardan projeksiyon görüntüleri alınarak bilgisayar hafızasında depolanır. Tüm projeksiyon dataları toplandıktan sonra, en son görüntüden başlayarak geriye doğru üst üste katlanır ve görüntünün üç boyutlu yapısı elde edilir. Geri projeksiyon tekniğinin iki tipi vardır. Basit geri projeksiyon ve filtrelenmiş geri projeksiyon.

A) Basit Geri Projeksiyon: Basit geri projeksiyonda her hangi bir açıda toplanan bilgiler (sayısal veriler) kamera yüzeyinin temsil ettiği piksel kutucuğuna kodlanır. Kamera hasta etrafında döndükçe aynı piksele isabet eden veriler ardışık kutucuklara doğru kodlanır. Kamera 180° dönüş yapınca aynı sıradaki piksellerin ortası daha koyu, iki uça gidildikçe daha açık tonda görüntü belirginleşir. Kamera hasta etrafında dönüşünü tamamlayınca, bir lezyona ait yıldız şeklinde görüntü elde edilmiş olur. Sonuçta görüntü yeniden elde edilmiştir. Görüntünün yerleşimi de doğru olarak verilmiştir. Fakat Şekil 2.6'da görüldüğü gibi; görüntüde kuyruk şeklinde belirginleşen ve istenmeyen artefaktlar ortaya çıkmıştır. İlave düzeltim teknikleri kullanmadıkça görüntüde bulanıklık etkiside çok fazla olur.



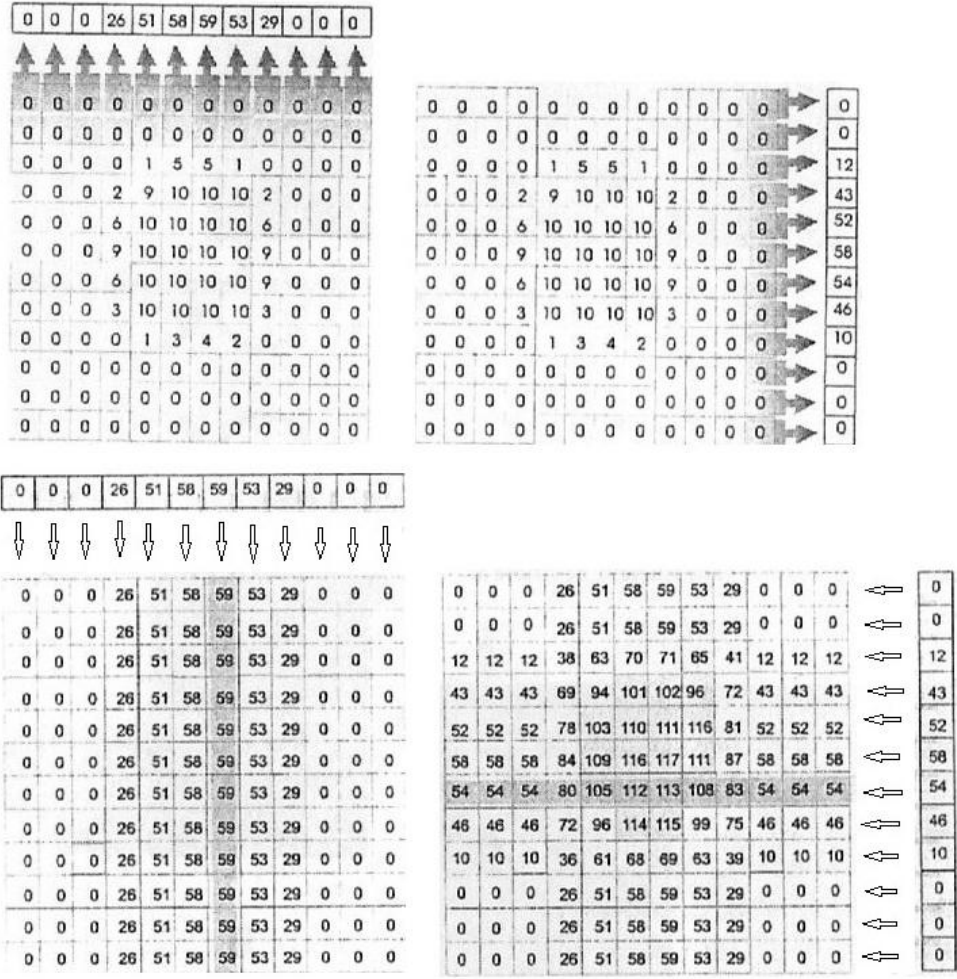
Şekil 2.6: Bir nokta kaynağın basit geri projeksiyon görüntüsü.

Bu istenmeyen kuyruk artefaktlarının neden meydana geldiğini kısaca açıklayalım. Şekil 2.7’de ince radyoaktif bir diskin projeksiyon görüntüsü ve bu projeksiyon görüntüsüne ait matris üzerindeki her bir pikseldeki sayımlar görülmüştür.

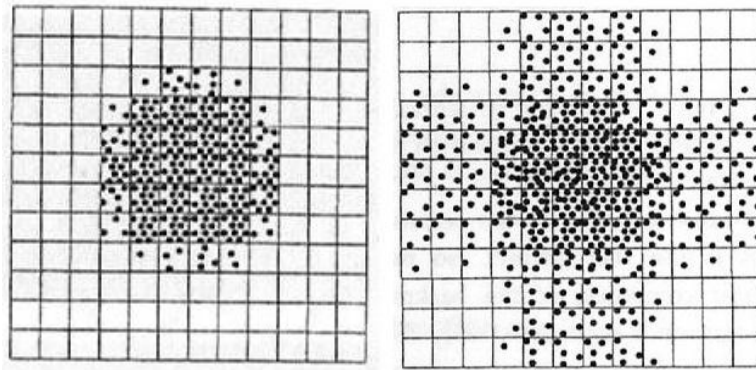


Şekil 2.7: İnce radyoaktif bir diskin 1 - temsili matris üzerindeki görüntüsü, 2 - diskin projeksiyon görüntüsü, 3 - projeksiyon görüntüsünde her bir pikseldeki sayımlar.

Geri projeksiyon sırasında, orjinal disk görüntüsünü oluşturmak için matrisin her bir satır ve sütunundaki sayımların toplamı olan dizinler kullanılır. Şekil 2.8’deki gibi matrisin sütunlarının toplamından elde edilen dizin öncelikle aynı büyüklükteki bir boş matrisin sütunlarına yerleştirilir yani geri projeksiyon yapılır. Daha sonra satırlarından elde edilen dizin de piksel piksel bu matrise eklenir ve geri projeksiyon yapılır. Sonuçta elde edilen görüntüye ait matrisin piksel değerleri ile projeksiyon görüntüsüne ait matristeki piksel değerleri Şekil 2.9’daki gibidir. Görüldüğü gibi geriye projeksiyon görüntüsünde gerçekte bilgi içermeyen piksellerde sayımlar ortaya çıkmıştır. Bu da kaynak görüntüde istemeyen yıldız artefaktları olarak görünür. Bu yıldız artefaktları bir takım matematiksel işlemler uygulanarak ortadan kaldırılır. Bunlara filtre uygulaması adı verilir.



Şekil 2.8: Üst iki resim projeksiyon görüntüsü, alt iki resim sayımların geri projeksiyon yapılması ile elde edilen matrisin temsili gösterimi.



Şekil 2.9: Sağda projeksiyon görüntüsüne ait matrisin piksel değerleri solda geri projeksiyon yapıldıktan sonraki matrisin piksel değerleri.

B) Filtrelenmiş Geri Projeksiyon: En yaygın olarak kullanılan geri projeksiyon tekniğidir. Basit geri projeksiyon tekniğinde ortaya çıkan yıldız şeklindeki artefaktlar filtre kullanılarak düzeltilir. Filtreler geri projeksiyondan önce veya sonra kullanılabilir. Yıldız artefaktlarının ortadan kaldırılmasında ilk basamak olan Ramp Filtre yüksek frekansları geçiren özelliktedir ve görüntüde gürültünün önemli ölçüde artmasına neden olur. Bu nedenle Ramp Filtre gürültü etkisini azaltacak diğer filtreler ile birlikte kullanılır.

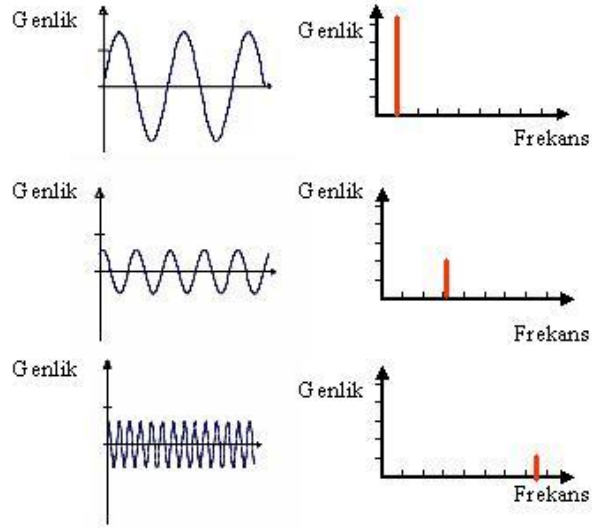
2. İterativ Rekonstrüksiyon Teknikleri: Bu teknik de görüntünün herhangi bir yerinden alınan sayısal matris bilgileri, görüntü üzerinde kaydırılarak elde edilen tüm matrislere uygulanır. Matrisin tüm eksenleri boyunca elde edilen veriler orijinal verilere uyarlanarak düzeltilir. Yer değiştirilen tüm matrislerden ilk matrisin dataları elde edilince rekonstrüksiyon işlemi bitmiş olur. ML-EM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) kesit görüntülerinin elde edilmesinde en çok kullanılan iterativ rekonstrüksiyon tekniğidir. ML-EM algoritması yavaş çalışır. Genelde hiçbir düzeltmenin dahil edilmediği durumda 50 tekrar sonucunda yeterli görüntü kalitesine ulaşılmaktadır. Düzeltmelerin eklenmesi durumunda yüzlerce tekrara gerek vardır. Ancak herhangi bir görüntüye uygulanacak olan tekrar sayısı görüntüdeki gürültüye bağlı olduğundan (artan tekrar sayısı ile gürültüde artar) bir genelleme yapmak zordur. Filtrelenmiş geri projeksiyon tekniğindeki projeksiyon bilgilerindeki hataların, kesit görüntülerinde artefaktlara neden olması bu yönemde söz konusu değildir. ML-EM tekniğin hızlandırılmasında OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) tekniği kullanılır. OSEM tekniğinde hasta etrafında toplanan projeksiyonlar belirli alt gruplara ayrılır. Alt grup sayısı ile orantılı bir hız kazanılır. Örneğin toplam 64 projeksiyon varsa bu projeksiyonlar 16 alt gruba bölünür ve bu gruplar aşağıda verilen dörder görüntüyü içerir. Alt Grup 1: Projeksiyonlar 1, 17, 33, 49. Alt Grup 2: Projeksiyonlar 2, 18, 34, 50. Alt Grup 16: Projeksiyonlar 16, 32, 48, 64. Her alt grup için projeksiyonlar hasta etrafında eşit olarak dağılacak şekilde seçilir ve böylelikle algoritma daha kolay sonuçlanır. ML-EM her alt gruba, bir alt tekrar olarak sıra ile uygulanır. Tüm tekrar işlemi, bütün grupların tekrarlarının bitmesinden sonra sona erdirilir. Her alt grup için işlem süresi, yaklaşık olarak ML-EM tekniğinde geçen süre / alt grup sayısı kadardır. Örneğin; 128 projeksiyon sayısının alt grup sayısının 4 olması durumunda süre 32 kat hızlanır. Klinik incelemelerde 16 alt grup ve 6-10 tekrar sayısı genelde yeterli olmaktadır [1,2,4,8].

2.3.3. Görüntülerin İşlenmesi ve SPECT Filtreleri

SPECT rekonstrüksiyonu sırasında her açıda toplanan bilgiler diğer açıdan alınan bilgilere ilave edilir. Toplama işlemi sonucunda ortaya çıkan görüntü bulanık olarak izlenir. Çünkü her profilde gelen datalar bilgisayarda aynı eksen üzerinde tüm piksellere dağıtılır. Geri projeksiyon sırasında görüntü matrisindeki her hangi bir noktanın aktivitesi diğer noktalara da etkir. Bir noktanın diğer noktalara etkisi matematiksel olarak tanımlanabilir. Rekonstrüksiyonda profil görüntülerinin arakesitleri değerlendirildiğinden matematiksel işlemler nispeten kolaylaştırılır. Matematiksel işlemlerin uygulanarak profil görüntülerinin arakesitlerinin sebep olduğu kuyrukların da düzeltilmesi görüntülerin netliğinin sağlanması yönünden gereklidir. İşte bu amaçla yapılan matematiksel işlemciler filtre fonksiyonları denir.

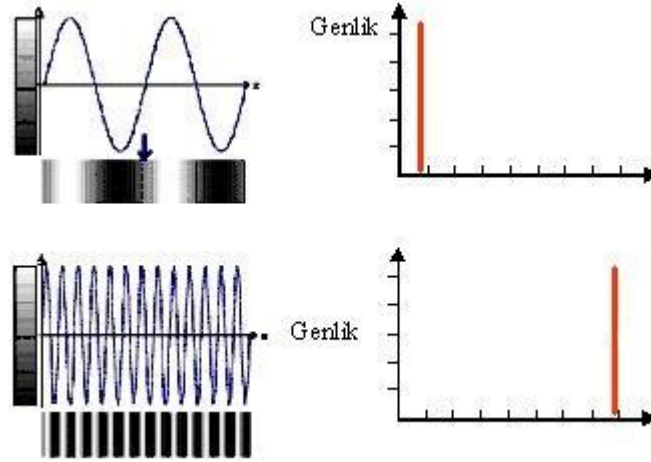
Bilgisayara aktarılan görüntüler, hafızada matris içinde iki boyutlu rakamlardan oluşmuş bir desen olarak yer alır. Bu görüntü üzerinde her türlü matematiksel işlemin yapılması mümkündür. Bu işlemlerin temel amacı görüntünün kalitesinin artırılması yani görüntülenecek kaynak dağılımı ile ilgili daha ince detayların elde edilebilmesidir. Görüntü kalitesi bir takım fiziksel nedenlere (görüntüye saçılan ışınların etkisi, gürültü, foton azalımı gibi) ya da sistemin tasarımından kaynaklanan problemlere (uzaysal ayırma gücü ve detektörden artan mesafe ile değişimi, detektör homojenitesindeki sorunlar gibi) bağlı olarak bozular. Görüntülerin bu etkilere karşı düzeltilmesi uzaysal ya da frekans ortamlarında gerçekleştirilir. Herhangi bir fonksiyon ya da eğri, şekli ne kadar düzensiz olursa olsun uygun frekans ve genlikteki sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının kombinasyonları ile temsil edilebilir. Bu işlem Fourier Dönüşümü ile gerçekleştirilir [1].

Fonksiyonlar frekans ortamında Fourier Spektrumu ile ifade edilirler. Bu spektrumda dalganın genlik ya da fazının frekansa göre değişimi verilir. Farklı frekans ve genlikte ki dalgaların tek boyuttaki Fourier spektrumları aşağıda Şekil 2.10'da gösterilmektedir.



Şekil 2.10: Farklı genlik ve frekanslardaki dalgaların Fourier spektrumları.

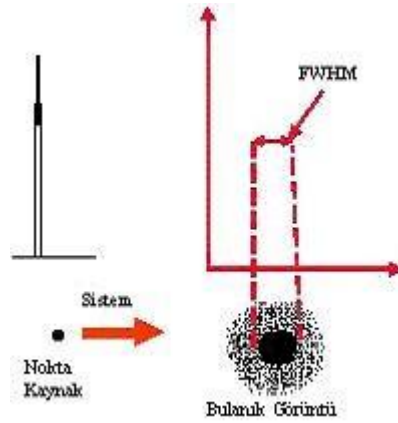
Görüntüdeki mesafeye bağlı yoğunluk değişimleri farklı frekanslarla Fourier ortamında temsil edilir. Görüntüdeki yoğunluk (gri seviyelerinin mesafeye bağlı olarak değişimi) uzaysal frekans olarak tanımlanır. Kısa mesafede ki yoğunluk değişimleri yüksek, uzun mesafedeki yoğunluk değişimleri düşük uzaysal frekanslarla temsil edilir.



Şekil 2.11: Aynı genlikte düşük (üstte) ve yüksek (altta) frekansların spektrumu.

Görüntüleme işleminde önemli bir husus görüntüleme sisteminin transfer özelliklerinin bilinmesidir, böylelikle görüntü kalitesinin nasıl etkileneceği önceden tahmin edilebilir. Hiçbir görüntüleme sistemi obje dağılımını bozmadan görüntü oluşturamaz. Ancak sistemin görüntüyü nasıl etkilediği yani transfer fonksiyonunun bilinmesi durumunda elde edilen görüntüde kaliteyi artırmak mümkün olur. Uygun matematiksel işlemlerin yapılabilmesi için sistem davranışının anlaşılması lazımdır, bu ise sisteme verilen giriş ve sistem çıkışında elde edilen çıkış fonksiyonlarının ilişkisi ile saptanır.

Sistemin transfer özelliklerinin saptanabilmesi için özellikleri çok iyi bilinen giriş fonksiyonları kullanılmalıdır, nokta kaynak bu bağlamda çoğu zaman tercih edilir. İdealde sonsuz küçük boyutta ve her yöne eşit ışımaya yapan bir nokta kaynağın görüntüsünün de nokta şeklinde olması beklenir. Ancak sistemin bozucu etkisi nedeniyle elde edilen görüntünün boyu büyümüştür ve bulanıktır, görüntü kenarlarının keskinliği kayıp olmuştur. İdeal nokta kaynak matematikte Delta Fonksiyonu ile gösterilir, görüntü ise noktasal dağılım fonksiyonu olarak tanımlanır (point spread function- PSF). Görüntü profili birçok sistemde Gauss Fonksiyonu şeklindedir ve izotropiktir. Gauss Fonksiyonu ne kadar geniş ise bulanıklık etkisi o kadar fazladır. Pratik uygulamalarda nokta kaynak tasarımı zor olduğunda çizgisel kaynaklar tercih edilir. Çizgisel kaynaklar bir yönde nokta kaynak davranışını verirler. Bu fonksiyonlara ise Çizgisel Dağılım Fonksiyonları (line spread function- LSF) denir.



Şekil 2.12: Solda bir nokta kaynağın saçılmasız ortamdaki sayım profili, sağda aynı nokta kaynağın saçılmalı ortamda sayım profili ve FWHM değeri.

Sisteme giriş fonksiyonu olarak verilen belirli frekanstaki sinüs fonksiyonlarının çıkıştaki şekillerinin incelenmesi, sistem transfer fonksiyonunun frekans ortamında incelenmesi için kullanılır. Görüntüde belirli bir mesafe içerisinde ki yoğunluk değişimlerinin frekanslarla gösterilebileceği hatırlanırsa, yüksek frekanslar yoğunluktaki ani değişiklikleri bir başka ifade ile görüntüdeki ufak detayları ifade etmektedir. Benzer olarak obje, örneğin organdaki radyoaktivite dağılımı da frekans ortamında düşünülebilir. Sisteme farklı frekanslarda giriş fonksiyonlarının verilmesi ve çıkışta her bir sinüs fonksiyonunun genliğindeki düşme miktarının saptanması sistem transfer fonksiyonunun frekans ortamındaki davranışından başka bir şey değildir. Bu işlem matematik olarak Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) ile tanımlanır. Pratik

uygulamalarda bu şekilde artan frekansta sinüs dalgalarının oluşturulması zordur, ancak noktasal dağılım fonksiyonunun Fourier dönüşümü MTF olarak elde edilir. Sistemin gerçekte son derece karmaşık olan transfer özellikleri nokta kaynak görüntüsünün işlenmesi ile bulunur [4].

Filtrelerin amacı, faydalı sinyali mümkün olduğu kadar korumak ve gürültüyü azaltmaktır. Gürültü, datadaki istenmeyen herhangi bir sinyal çeşidi olarak tanımlanabilir. Gürültü, sistemin elektronik yapısından veya radyoaktivitenin oluşumundaki istatistiksel dalgalanmalardan kaynaklanır.

Klinik SPECT uygulamalarında filtreleme işlemi ile sinyal ve gürültü arasında optimize bir oran yaratılır (sinyal/gürültü oranı). Filtreler rekonstrükte edilen imajlardan gelen artefaktları kaldırır ve projeksiyon datalarının toplanmasıyla doğal olarak oluşan bulanıklık etkisini düzeltir.

Kullanılan filtre tipi, rekonstrükte edilen çalışmadaki ham datanın sayım yoğunluğuna göre seçilir. Genelde daha çok veri daha büyük sinyal/gürültü oranı sağlar ve daha kaliteli görüntü elde edilir. Bu durumun tersine, düşük sayımlı çalışmalar daha çok gürültü etkisi ihtiva eder. Kenar keskinliğini artırmak ve rezolüsyonu iyileştirmek için daha dikkatli filtreleme işlemi gerekir. SPECT'te en yaygın filtreler şunlardır:

1. Ramp (yokuş) Filtreler: En yüksek görüntü rezolüsyonu sağlamalarına karşın en yüksek de gürültü etkisi yaratırlar. Rekonstrüksiyondan sonra görüntü kontrastı artar, ancak beraberinde artefaktları da doğurur. Bu nedenle rutin SPECT imaj rekonstrüksiyonunda ramp filtreyi tek başına kullanmak uygun değildir.
2. Parzen Filtre: Ramp filtrenin tam karşıtıdır. Rezolüsyonu en düşük olup, gürültü oranı da en düşük düzeydedir. Parzen filtre kullanılan imajlar çok fazla yumuşatıldığından görüntü içindeki lezyonlar maskelenmiş olur.
3. Bartlett ve Hamming Filtreler: Ham datadaki gürültü etkisinin sebep olduğu istatistik dalgalanmaları azaltmak amacıyla, yumuşama etkisinin az olduğu durumlarda tercih edilir.
4. Butterworth Filtre: SPECT rekonstrüksiyonunda en sık kullanılan filtredir. Görüntülerde yumuşama etkisi ve kenar keskinliği arasındaki uyuşmayı iyi ayarlar. Mevcut SPECT filtreleri arasında çok yönlü kullanıma en uygun filtredir.

Tüm SPECT filtreleri *cutoff* frekansı ile özelleştirilir. Butterworth filtre ayrıca order (kuvvet faktörü veya band genişliği) ile özelleştirilir.

Kesim frekansı (cutoff) : Kesim frekansı filtrenin band genişliğinin özelleştirilmesi amacıyla kullanılır. Kesim frekansının düşük tutulması görüntüde rezolüsyonu bozar, yükseltilmesi ise rezolüsyonu iyileştirir.

Butterworth filtrenin kullanılması durumunda filtre fonksiyonlarına kuvvet faktörü ile etkinlik kazandırılır. Kuvvet faktörü filtre fonksiyonunun eğimini değiştirir. Kısaca filtre fonksiyonunu şekillendirmek amacıyla kullanılır. Böylece yumuşama faktörü ile kenar keskinliği optimize edilmiş olur [1,2].

2.3.4. Görüntülerin Kantitatif Analizi

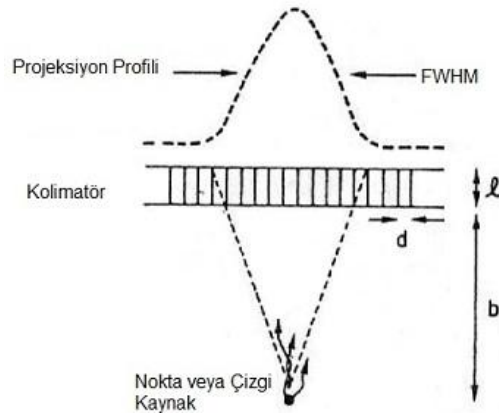
Medikal görüntüleme organ veya doku ile ilgili ufak ayrıntıların ve lezyon olarak adlandırılan normal olmayan oluşumların yeterli detaylarla ortaya çıkarılması amaçlanır. Bu lezyonların görüntülenebilmesi için uzaysal ortamdaki boyutlarının görüntüleme sisteminin çözünürlük sınırları içerisinde olması gerekir. Lezyon algılanmasını sınırlayan bir diğer neden ise, lezyon yapısının çevresindeki normal dokuya göre ne kadar farklı olduğudur. Lezyonların çevresindeki dokulara göre bu farklılığı obje kontrastı olarak ifade edilir. Görüntüleme sisteminin en önemli özelliklerinden biri ne kadar düşük obje kontrastındaki lezyonların görüntülenebileceğidir. Nükleer Tıp görüntüleri organda soğurulan radyofarmasötüğün saldıgı gama ışınlarının planar ya da tomografik olarak algılanarak işlenmesi sonucu elde edilir. Organda yer alan lezyon içerisindeki fonksiyonel hücre sayısı azaldıkça, bu lezyonun radyoaktif maddeyi tutuma oranı azalacak ve sonuçta obje kontrastı artan lezyon daha çok aktivite tutan çevre dokular içerisinde ayırt edilecektir. Soğuk lezyon olarak adlandırılan bu lezyonların yanı sıra radyoaktif maddeyi çevre dokulara göre daha fazla tutan sıcak lezyonlarda obje kontrastı oluştururlar. Lezyonların ayırt edilmesinde, lezyonun boyut ve yapısı dışında etki eden başka faktörlerde vardır. Detekte edilen foton sayısının sınırlı olması, bu fotonların vücut içerisinde saçılmaya ve dağılmaya uğraması, uzaysal rezolüsyon en önemli faktörlerdir. Bu fiziksel nedenler, lezyonların görüntülenmesinde sorun yaratır. Lezyonun organ içindeki yeri lezyonun algılanmasında başka bir unsurdur. Planar incelemelerde vücudun etrafında alınan farklı pozisyonlarda alınan görüntüler ile lezyonların daha iyi görüntülenmesine çalışılır. Farklı açılardan ne kadar çok görüntü alınırsa organ derinlikleri içinde kalan yapılara ait o kadar detay elde edilir [1,9].

Görüntü kalitesini karakterize etmek ya da değerlendirmek için iki metot vardır. İlki fiziksel faktörlerdir ve görüntü veya görüntüleme sistemi için hesaplanabilir ya da ölçülebilir. Nükleer tıp görüntü kalitesini karakterize etmekte kullanılan üç faktör şunlardır: 1-Uzaysal Rezolüsyon (ayrıntı ve netlik), 2-Kontrast (farklı radyoaktif konsantrasyon içeren görüntülenmiş objelerin görüntüdeki alanları arasındaki şiddet ya da yoğunluk farklılığı), 3-Gürültü (radyoaktif bozunmadaki kendiliğinden dalgalanmalardan kaynaklanan istatistiksel gürültü ya da cihazların artefaklarına bağlı yapısal gürültü). Bunlar görüntü kalitesini üç farklı yönden tanımlamalarına rağmen bu

üç faktör tamamıyla bağımsız parametreler olarak davranamazlar. Çünkü herhangi birindeki düzeltmeler biri ya da birkaçının bozulması pahasına elde edilir. Örneğin düzeltilmiş kolimatör rezolüsyonu azalan kolimatör verimi ve böylece azalan sayım oranı ile görüntüde artan istatistiksel gürültüyü içerir. Görüntü kalitesini karakterize etmede ve değerlendirmede ikinci metot farklı görüntüleme sistemleri ile ya da farklı görüntüleme koşulları altında elde edilmiş görüntülerdeki objeleri detekte etmek için gözlemcinin ölçüm yeteneğini içerir. Görüntü kalitesinin fiziksel ölçümleri tanımlanmasına rağmen aralarındaki ilişkiler insan vücudu ve diğer karmaşık faktörlerin bir araya gelmesi ile iyice anlaşılabilir.

1. Uzaysal Rezolüsyon: Gama kameralarda sistemlerinin görüntü kalitesinin en görsel ve kantitatif değerlendirme yöntemlerinden biri uzaysal rezolüsyondur. Uzaysal rezolüsyon birbirine yakın konumdaki eş değer aktiviteye sahip iki radyoaktif kaynağın sintigrafik görüntüde ayırt edilebilmesi anlamına gelir. Uzaysal rezolüsyon ölçümü, numerik veya görsel olarak yapılmaktadır. Görüntülenebilen ayrı kaynaklar arasındaki mesafe arttıkça rezolüsyon iyileşmektedir. Gama kameraların sonlu bir rezolüsyonu olmasının en önemli nedeni kristal ve kolimatördür. Kristalde meydana gelen sintilasyon fotonları fototüpe ulaşıncaya kadar izotropik bir dağılım gösterirler. Sonuçta bir nokta kaynağın kristaldeki görüntüsü bu ışık dağılımı nedeni ile bulanık ve büyümüş olarak ortaya çıkacaktır.

Uzaysal rezolüsyon görüntünün netliği veya ayrıntısı ya da netlik veya ayrıntıyı sağlayan görüntüleme araçlarının kabiliyeti olarak tanımlanır. Kolimatör rezolüsyonu temel kısıtlayıcı faktördür. Çünkü uygun kolimatör verimi elde etmek için kolimatör hol çapları büyük olmalıdır. Kolimatör rezolüsyonu kaynak detektör uzunluğuna bağlıdır. Kolimatör hol uzunluğu ve çapı kolimatör rezolüsyonu ve kolimatör veriminin her ikisini de kuvvetli şekilde etkiler. Kolimatör rezolüsyonu R_c ; nokta ya da çizgi kaynaktan alınan radyasyon profilinin FWHM 'i olarak tanımlanır.



Şekil 2.13: Solda bir nokta kaynağın saçılmasız ortamdaki sayım profili, sağda aynı nokta kaynağın saçılmalı ortamda sayım profili ve FWHM değeri.

Bu profile noktasal ya da çizgisel dağılım fonksiyonu adı da verilir.

$$R_c \approx d + (l_e + b) l_e \quad (2.1)$$

b ; radyasyon kaynağından kolimatöre olan uzaklık, d ; çap ve l_e ; $1-2\mu^{-1}$ kolimatör hollerinin efektif uzunluğu. Buradaki μ ; kolimatör materyalinin atenuasyon katsayısı. Kolimatör hollerinin efektif uzunluğu septal penetrasyona bağlı gerçek uzunluklardan daha azdır.

Görüntüleme araçlarındaki ikinci faktör iç rezolüsyondur. Kameralardaki bu sınırlama PM tüpler boyunca ışık fotonlarının dağılımdaki istatistiksel dalgalanmalardan dolayı artar. İç rezolüsyon gama ışını enerjisinin azalmasıyla belirginleşen, kolimatör etkisinden arındırılmış cihazın enerji fonksiyonudur.

Uzaysal rezolüsyon objektif ve subjektif olarak değerlendirilebilir. Subjektif değerlendirme, klinik görüntüleri simüle etmek anlamına gelen organ fantomlarının görüntülerinin görsel kanıtları kullanılarak elde edilebilir. Klinik çalışmalarda görülmek istenenleri tahmin etmek için kullanılmalarına rağmen, farklı görüntülenme sistemlerinin ya da tekniklerinin nicel araştırmaları için organ fantomları yararlı değildir. Uzaysal rezolüsyonu değerlendirmek için daha nicel bir yaklaşım PSF ya da LSF dir. Bunlar nokta ya da çizgi kaynağın görüntü profillerinin sayım oranıdır. Uzaysal rezolüsyonu karakterize ederken genellikle LSF'in FWHM değeri kullanılır.

Bu tam bir açıklama değildir çünkü farklı kaynakların LSF'leri aynı FWHM değerine sahip olabilir.

Uzaysal rezolüsyonun detaylı ayrıntısı MTF ile sağlanır. MTF görüntüleme sisteminin kaba ve ince detaylarının her ikisi için uzaysal rezolüsyonu nicel olarak tanımlar.

$$MTF(\alpha) = \frac{C_{out}(\alpha)}{C_{in}(\alpha)} \quad (2.2)$$

α ; objenin uzaysal frekansı olma üzere, C_{in} ; input kontrastı:objenin radyoaktivitesi veya emisyon oranı olarak ölçülür. C_{out} ; output kontrastı:sayım oranı veya görüntü yoğunluğu olarak ölçülür.

2. Konrast: Görüntü kalitesinin diğer bir önemli göstergesi kontrasttır. Kontrast farklı aktiviteli kısımların farklı yoğunlukta olması ile ilgilidir. Kontrastın matematiksel tanımı;

$$C_{in} = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (2.3)$$

I_{max} ve I_{min} obje etrafında yayınlanan maksimum ve minimum kontrast şiddetidir. Görüntü kısmındaki kontrast ise radyofarmasötik görüntüleme ile ilgilidir. Genelde en yüksek lezyon/BG tutulumuna ya da konsantrasyon oranına sahip radyofarmasötiklerin kullanması istenir. Bir yapının görülebilmesi için çevresindeki sayım yoğunluğunun nesneden farklı olması gereklidir. Homojen bir zemin dağılımı içinde yer alan bir nesnenin kontrastı, içerdiği aktivitenin çevresindeki doğal fon dağılımı ile farkından elde edilir. Görüntüdeki ilgilenilen lezyonun kontrast değeri aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$C = \frac{(\text{Sayım/Piksel})_{\text{Lezyon}} - (\text{Sayım/Piksel})_{\text{BG}}}{(\text{Sayım/Piksel})_{\text{BG}}} \quad (2.4)$$

3. Gürültü: Görüntüleme gürültü rastgele ya da yapısal olabilir. Rastgele gürültü istatistiksel gürültü olarak bilinir, radyoaktivitenin istatistiksel dalgalanmalarından kaynaklanır ve nükleer tıp görüntülemelerinde önemli bir faktördür. Yapısal gürültü ilgilenilen obje yapısındaki etkileşimlerden ve görüntüleme sisteminin neden olduğu artefaktlardan kaynaklanır [2,4].

2.3.5. SPECT in Klinikte Kullanımı

Tıpta bir hastalığın tedavisinde kullanılacak yöntemin başarısı bu hastalığın erken ve doğru teşhisine bağlıdır. Özellikle kanser hastalıklarının erken evrede tespit edilebilmesi tedavinin başarısı açısından hayati önem taşımaktadır. Son dönemlerde kanser dahil birçok hastalığın teşhisinde kullanılan SPECT görüntüleme tekniği uygulamanın kolaylığı ve tekrarlanabilme özellikleri açısından önemli avantajlar taşımaktadır.

SPECT görüntüleme cihazlarındaki kamera dizaynı gama kameralara benzer fakat iki yönüyle gama kameralardan ayrılır. Bunlardan ilki, kamera kafasının dönmesi için yapılandırılmış olmasıdır zira kamera ya adım adım ya da devamlı projeksiyon görüntüleri almak için hasta etrafında döner. İkinci olarak organın kesitsel görüntülerini elde etmek için sisteme entegre bir bilgisayar kullanılır. Gerçekte SPECT görüntülerinin rezolüsyonu planar görüntülere göre daha kötüdür ancak SPECT'in en önemli özelliği organ derinliklerinin planar görüntülemeye göre daha yüksek kontrastta görüntülenmesidir.

SPECT klinik nükleer tıpta yaygın olarak; paratiroit sintigrafisi, miyokard perfüzyon sintigrafisi, tüm vücut kemik sintigrafisi, akciğer perfüzyon/ventilasyon sintigrafisi, beyin perfüzyon sintigrafisi, işaretli lökosit sintigrafisi, 67-Ga sintigrafisi görüntülemelerinde kullanılır [1].

2.3.6. SPECT/CT

SPECT/CT fonksiyonel ve anatomik hasta bilgilerini tek bir görüntüde yakalayabilen hibrit görüntüleme teknolojisidir. SPECT görüntülerinin bilgisayarlı tomografi (CT) görüntüleri ile kombine edilmesi, anatomik bilgi ile fonksiyonel bilgiyi doğrudan birleştirerek daha iyi lokalizasyon ile sintigrafik bulguların tespitini sağlar.

Kombine SPECT/CT cihazı geliştirilmesi için ilk çalışmalar Dr. Hasegawa ve arkadaşları tarafından California üniversitesinde yapılmış ve klinik çalışmalar için ilk SPECT/CT cihazı bu ekip tarafından kurulmuştur. İlk ticari SPECT/CT cihazı ise 1999 yılında geliştirilen GE Hawkeye sistemiydi [10].

Bilgisayarlı tomografinin SPECT görüntüleri üzerinde iki önemli rolü vardır. Birincisi SPECT görüntülerinde sintigrafik ayırımı yapılamayan ve yeri tam olarak belirlenemeyen anatomik yapıların ve tümörlerin lokalizasyonun doğru olarak tespitidir. İkincisi atenüasyon düzeltmesi (attenuation correction)'dir. SPECT çekimlerinde detektör görüntülenmek organın etrafında projeksiyon görüntülerini alırken farklı projeksiyonlardan kaydedilen sayımlar da farklı olur. Çünkü organdan çıkan fotonlar detektöre gelirken her seferinde farklı yoğunluktaki dokuları geçerek ilerlerler ve her seferinde farklı atenüasyona (soğurulmaya) maruz kalır. BT görüntüleri alındığında bu farklı yoğunluktaki dokular normalize edilerek atenüasyon düzeltme işlemine tabii tutulur.

X-ışını tüpü aktif durumda iken hastanın etrafında döner. Bu esnada hasta masası da sabit bir hız ile ilerler ki bu şekildeki BT tarama işlemine spiral BT denir. X-ışınları vücut dokularını geçerken ışınların bir kısmı soğurularak zayıflar. BT sistemi tüpten çıkan ışınların şiddetini ve vücut dokularından zayıflamış olarak çıkan X-ışınlarının şiddetini de ölçmektedir. Bu iki şiddetin birbirine oranı zayıflama katsayısını vermektedir. BT bilgisayarı her doku için bu işlemi ayrı ayrı hesaplamakta ve atenüasyon düzeltmesini yapmaktadır. İşte BT'nin SPECT görüntüleri üzerindeki en önemli fonksiyonlarından biri bu atenüasyon düzeltme işlemidir.

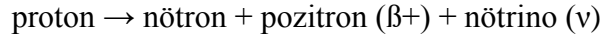
SPECT/BT'de düşük enerjili radyonüklitler kullanıldığı için radyasyon korunmasının daha kolay, görüntülerde proses (görüntülerin işlenmesi) olanaklarının daha fazla olduğu görüldü. SPECT/BT, bu ve benzer avantajlar sağladığı için günümüzde giderek yaygınlaşan bir görüntüleme tekniği olmuştur.

SPECT/BT'nin yaygın olarak kullanıldığı yerler; nöroendokrin tümörlerin yerlerinin belirlenmesi, MIBG sintigrafisi, ektoptik tiroit dokusu araştırması, lenfosintigrafi ve sentinel lenf nodu görüntülenmesi, kemik sintigrafisi (metastaz), karaciğer hemangioma tanısı, 67-Ga sintigrafisi, reseptör görüntülemedir [11].

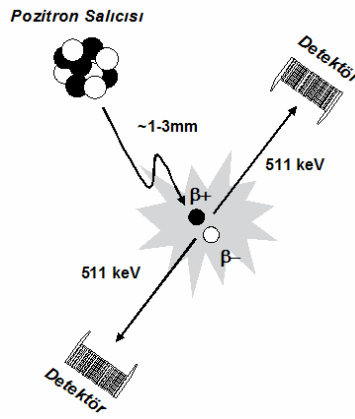
2.4. POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİSİ – (PET)

2.4.1. PET Görüntülemeye Fiziksel Prensipler

Pozitron (β^+), negatron (β^-) olarak da adlandırılan elektron ile aynı kütleye sahip ancak elektrondan farklı olarak pozitif yüklü, partiküler bir radyasyondur. Pozitron yayan radyoaktif maddeler, kararlı izotopların yüklü partiküller (proton, döteron, helyum çekirdeği gibi) ile bombardımanı sonucunda elde edilirler. Bu amaçla siklotron adı verilen parçacık hızlandırıcıları kullanılır. Siklotronunda, yüklü partiküller değişken elektromanyetik alanlar yardımıyla dairesel bir eksen üzerinde hızlandırılır ve hedefe yerleştirilmiş kararlı izotoplara doğru yönlendirilirler. Bu işlem sonunda hedefte bulunan kararlı izotoplar çekirdeklerinde artan proton sayısı nedeniyle kararsız hale geçerler ve tekrar kararlı hale dönmek üzere pozitron salmaya başlarlar.



Atom çekirdeğinin indirgenmesi sürecinde salınan pozitron bulunduğu ortam içerisinde yaklaşık 1-3 mm kadar ilerleyerek ortamda mevcut serbest bir elektron ile birleşir. Bu birleşme sonrasında her iki partikül de enerjiye dönüşür. ($E=mc^2$) ve ortaya birbiri ile 180° açı yapan, 511 keV (kilo elektron volt) enerjiye sahip iki gama fotonu çıkar. Bu olaya “Anihilasyon” adı verilir.



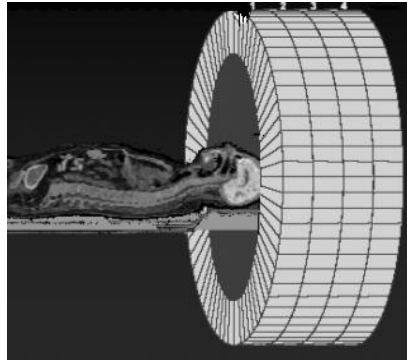
Şekil 2.14: Anihilasyon fotonlarının oluşumu.

Pozitronun salındıktan sonra annihilasyon oluşuncaya kadar geçen sürede kat ettiği mesafe PET tarayıcının çözünürlüğünü belirleyen önemli bir faktördür. Bu mesafenin artması çözünürlüğü olumsuz yönde etkilediği gibi kantitasyon hatalarına da neden olur [12].

2.4.2. PET Tarayıcılar

Günümüzde yüksek rezolüsyonlu PET görüntülemenin mümkün olması tıptaki gelişmelerin yanı sıra diğer alanlardaki teknolojik ve bilimsel gelişmelerin (çekirdek fiziği, radyofarmasötik, elektronik, matematik, biyomedikal ve bilgisayar teknolojisi gibi) de ortak bir sonucudur. İlk yıllarda sadece bilimsel araştırmalar amacıyla kullanılan PET daha sonraki yıllarda yüksek tanısal potansiyeli ile rutin klinik uygulamalar arasına girmiştir. PET tarayıcıları başlangıçta tek kesitlik görüntüler alan ve ortalama 32 NaI(Tl) detektöründen oluşan sistemler iken (çözünürlük ~ 2 cm) takip eden yıllar içerisinde, farklı kristal (LSO, BGO gibi) yapısında ve daha çok sayıda detektörden oluşan, aynı anda birkaç kesit görüntü alabilen sistemler haline dönüşmüştür. Bu gelişmeler sonrasında çözünürlük 2 cm den 1 cm in altına inmiştir. PET görüntüleme cihazlarının ticari anlamda piyasaya sürülmesi 1970'li yılların sonuna doğru gerçekleşmiş olup gelişim süreci içerisinde sisteme daha çok sayıda detektör ve foton çoğaltıcı tüp (PMT) eklenmesi sistem duyarlılığı ve rezolüsyonu arttırmış, görüntüleme süresini ise kısaltmıştır.

Tam halka PET tarayıcı, ortada 60-70 cm çaplı bir tünel ile tünelin etrafında halka şeklinde dizilmiş detektörler ve elektronik ünitelerden oluşur. PET tarayıcılarda çok sayıda detektör vardır. Örneğin aşağıdaki Şekil 2.15'de görülen her bir halka sırasında 48 detektör bloğu (blok kristal) vardır.



Şekil 2.15: Tam halka (4 sıra) PET detektörü.

PET detektörlerinde sintilasyon teknolojisi kullanılmaktadır. Farklı kimyasal yapılardaki [NaI(Tl), BGO, GSO, LSO gibi] sintilasyon kristallerinin özelliği radyasyon

ile etkileştikleri zaman görünür ışık (sintilasyon fotonu) oluşturmalarıdır. Bu ışık pırlıtsı sintilasyon kristalinin arkasında bulunan ve pozisyon belirleme özelliği olan foton çoğaltıcı tüpler tarafından algılanır ve sistem bilgisayarına gönderilir [1].

Aşağıda sırasıysa PET için ideal bir sintilatör detektörünün taşıması gereken bazı özellikler verilmiştir.

- 1- Detektöre gelen gama fotonunun kinetik enerjisini yüksek bir verimlilikle ışık fotonuna çevirebilmelidir.
- 2- Radyasyon-sintilasyon fotonu verimi lineer olmalıdır. Işık verimi yükseldikçe hem uzaysal rezolüsyon hem de enerji rezolüsyonu artar.
- 3- Oluşan tüm sintilasyon fotonlarının PMT ulaşabilmesi için kristal kendi ışık fotonlarına geçirgen olmalıdır. Böylece oluşan sintilasyon fotonlarının tamamı PMT tarafından elektrik akımına çevrilebilir.
- 4- Yüksek sayım hızlarında gelen her fotonun işlenebilmesi için bozunma zamanı kısa olmalıdır. Bu sayede rastgele (random) sayımların azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması sağlanabilir.
- 5- Kırılma indisi, yaklaşık camın kırılma indisine (1,5) yakın olmalıdır. Böylece PMT ile kristal yüksek bir foton-elektron verimi ile birleşebilir.
- 6- İdeal bir PET detektörü 511 keV yok olma fotonlarına karşı yüksek durdurma gücüne sahip olmalıdır.

NaI(Tl) sintilasyon kristali 1958 yılından bu yana gama kameralarda yaygın olarak kullanılmaktadır fakat 511 keV gibi görece olarak daha yüksek enerjili yok olma fotonlarında özellikle durdurma gücü açısından uygun olmamaktadır. Bu nedenle PET'in ilk dönemlerinde NaI(Tl) kristali kullanılırken daha sonra yok olma fotonlarına daha duyarlı sintilasyon malzemeleri üretilmiştir. Kısa bozunma zamanı (40 nsn), yüksek foton verimi (30000 foton/MeV), yüksek atom numarası (66), yüksek yoğunluk (7.4 cm³/gr) gibi iyi özellikleri LSO kristalini yok olma fotonlarının dedeksiyonu için ideal sintilasyon kristali yapmaktadır. Bu nedenle son yıllarda üretilen PET cihazlarında LSO kristalleri tercih edilmektedir [13].

2.4.3. PET Radyonüklidleri

PET görüntüleme için kullanılan radyonüklidlerin fizik yarı ömürleri 1.3 ile 110 dakika arasında değişmektedir. Fizik yarı ömür bir radyonüklidin başlangıç aktivitesinin yarıya düşmesi için gereken süre olup her bir radyonüklid için karakteristiktir. F-18'in fizik yarı-ömürünün 110 dakika olması görüntüleme ajanının üretim yapan merkezlerden satın alınıp kullanılmasına olanak vermektedir. PET çalışmalarında %90 oranında Flor-18 (F-18) bileşikler kullanılmaktadır. F-18 ile işaretli fluoro-2-deoxy-D-glucose (FDG-F-18) bileşiği en yaygın kullanımda olanıdır. FDG genellikle tümöre spesifik bir ajan değildir. PET görüntüleme için en sık kullanılan radyonüklidlerin fizik yarı-ömürleri ve elde edilme yöntemleri aşağıda özetlenmiştir [4].

<u>Radyonüklid</u>	<u>Fizik Yarı-ömür (dk)</u>	<u>Üretim Yöntemi</u>
Oksijen-15	2.07	Siklotron
Azot-13	9.96	Siklotron
Karbon-11	20.4	Siklotron
Galyum-68	68.3	Jeneratör
Flor-18	109.7	Siklotron
Rubidyum-82	1.25	Jeneratör

2.4.4. PET/CT Görüntüleme ve Çalışma Prensipleri

Tam halka PET tarayıcı, ortada 60-70 cm çaplı bir tünel ile tünelin etrafında halka şeklinde dizilmiş detektörler ve elektronik ünitelerden oluşur. Hasta yatağı tünelin tam ortasına pozisyonlanır. Şekil 2.14. Görüntüleme için hasta baş ya da ayakucundan tünelin içine girer. Detektör halkalarının genişliğine ya da faydalı görüş alanı mesafesine bir yatak pozisyonu adı verilir. Hastanın görüntülenmesinin kaç yatak pozisyonunda yapılacağı bilgisayar aracılığı ile belirlenebilir.

PET tarama sistemlerinde, aralarında 180° açı bulunan 511 keV'lik anihilasyon (yokolma) fotonlarını detekte etmek üzere farklı sayı ve konfigürasyonlarda detektör halkaları mevcuttur. Birbiri ile 180° açı yapacak şekilde konuşlanmış detektör çiftleri, belirlenen zaman limiti içerisinde (nano saniye mertebesinde) tespit edilecek her bir gama foton çiftini sistem bilgisayarında x, y ve z eksen koordinatları ile birlikte tek bir nokta olarak kaydederler. Bu zaman limiti dışında detektörlere ulaşan fotonlar ise sayıma dahil edilmezler. Bu noktalar radyoaktivitenin yoğun olduğu bölgelerden daha çok, az olduğu bölgelerden ise daha az sayıda kaydedilir. Bu ham veriler sistem bilgisayarı tarafından işlenerek tomografik PET görüntüleri oluşturulur [14].

PET detektörleri; birkaç sıra sintilatör halkası ve bu kristallerle birleştirilmiş foto çoğaltıcı tüplerden oluşmuştur. Bu sintilasyon detektörleri arasında kurulan çeşitli elektronik üniteler sayesinde vücuttan yayılan 511 keV enerjili yok olma fotonlarının eş zamanlı algılanmasını sağlamaktadır. Böylece karşılıklı detektörlerden iki tanesi, belirli bir zaman aralığı içerisinde, gama fotonu algılasa sistem bir adet sayım kaydetmektedir. Dairesel olarak yerleştirilen sintilasyon kristalleri ile vücudun çeşitli bölgelerinden toplanan farklı yoğunlukta 511 keV enerjili gama fotonlarının hasta vücudundaki yerleri bilgisayara kaydedilir. Daha sonra sistem rekonstrüksiyon programları vasıtasıyla kayıt edilen bu sayımları üç boyutlu görüntüye dönüştürür.

PET de görüntüler cevap çizgilerinin LOR (lines of response) toplanması ile oluşturulur. LOR alınan iki anihilasyon fotonunu eş zamanlı dedekte eden bir detektör çifti arasındaki düz çizgidir. Bu düz çizgi LOR boyunca alınan pozitron emisyonu aracılığıyla radyoaktif bozunma olduğu anlamına gelir. Her bir detektör çifti bir LOR

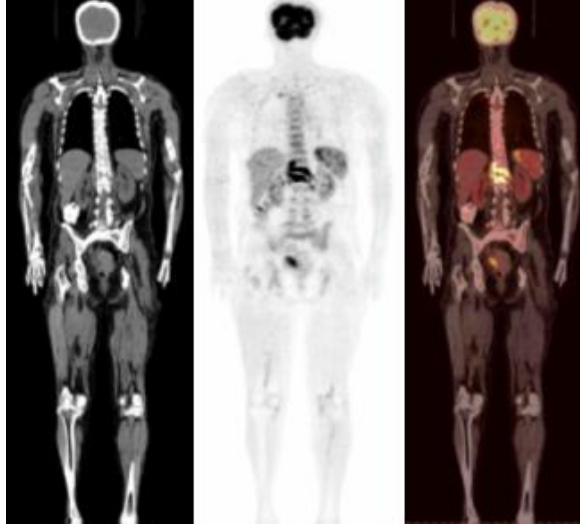
oluşturur ve elde edilen data her bir LOR boyunca kaydedilen olayların sayısını gösterir. Üç boyutlu PET görüntüleme de elde edilen datanın tümü dört değişkenli bir sinograma $P(x_r, y_r, \varphi, \theta)$ atanır. Buradaki (x_r, y_r) , (φ, θ) doğrultusundaki objenin iki boyutlu projeksiyonundaki koordinatlarıdır. Böylece üç boyutlu (3D) PET görüntü kesitleri oluşturulur. Daha sonra filtrelenmiş geri projeksiyon yada iteratif metotlar ile data rekonstrükte edilebilir [15].

2.4.5. Görüntülerin Yeniden Elde Edilmesi – (Rekonstrüksiyon)

PET görüntülerinde kullanılan rekonstrüksiyon teknikleri genel tomografi prensipleri içerisinde yer almaktadır. SPECT görüntüleme de anlatılan rekonstrüksiyon teknikleri PET içinde geçerlidir. Bununla birlikte bugün PET sistemlerindeki en yaygın rekonstrüksiyon metodu izinli subsetlerdeki beklenen maksimizasyon algoritması olan OSEM dir. OSEM bir iteratif rekonstrüksiyon metodudur.

2.4.6. Görüntülerin İşlenmesi

Yeni jenerasyon PET tarayıcılar CT (Bilgisayarlı Tomografi) ile entegre olarak işlev görürler ve bu sistemlere PET/CT denir. X-ışın huzmesi ile yapılan transmisyon sonucu PET görüntülemeye eş zamanlı ve eş pozisyonlu konvansiyonel CT görüntüleri de elde edilir. Eşdeğer PET ve CT kesitlerinin zıt kontrast veren renk kodlarında üst üste çakıştırılması ile “PET–CT füzyon” görüntüleri elde edilerek PET görüntülerinde izlenen lezyonların çok daha etkin lokalizasyonu sağlanır. Şekil 2.16. Ayrıca PET–CT tarayıcılarında hastanın görüntüleme süresi diğer sistemlere göre yaklaşık %50 daha kısadır. CT'nin PET görüntüleri üzerinde iki önemli rolü vardır. Birincisi anatomik lokalizasyon sağlamak, ikincisi atenüasyon düzeltilmesi yapmaktır. PET görüntülerinde parlayan odağın hangi organın neresinde olduğu çoğu kez tam belirlenemez. Fakat CT görüntülerinde ilgili organın anatomik detayları rahatlıkla izlenebilmektedir. PET görüntülerinin CT görüntüleri ile çakıştırılmasından sonra parlayan odağın yeri daha iyi belirlenebilir [1].



Şekil 2.16: Sağda CT görüntüsü, ortada PET görüntüsü, solda PET/CT füzyon görüntüsü.

2.4.7. Görüntülerin Kantitatif Analizi

Görüntü kalitesini değerlendirmede hesaplanabilir ya da ölçülebilir faktörlerin başında uzaysal rezolüsyon gelmektedir. PET görüntülemeindeki sınırlı uzaysal rezolüsyon birkaç bağımsız faktörün sonucu olarak görülür. Bunların bazıları geometrik ve matematiksel doğadan diğer kısmı ise radyasyon fiziğinden kaynaklanır. PET deki uzaysal rezolüsyonun bozulmasının ana faktörleri:

- 1) Anihilasyondan önceki pozitron erimi (PR)
- 2) Anihilasyon fotonlarının lineer olmayan saçılımı (NC)
- 3) Foton etkileşme derinliği etkisi (DOI)
- 4) Detektör rezolüsyonu
- 5) Rekonstrüksiyon filitreleri

1) PR

Pozitron erimi belirli mesafede bozulan bir çekirdekten yayınlanan pozitronun bir elektronla yok olması olarak bilinir. Bu radyofarmasötik uptake in pozisyonu ile anihilasyon olayının pozisyonu arasındaki uyumsuzluğa neden olur. Pozitron erimi pozitron enerjisine bağlıdır.

2) NC

NC etkisi anihilasyon zamanında pozitronun sahip olduğu artık momentumu yüzünden anihilasyon fotonlarının paralel olmayan emisyonları olarak bilinir. Pozitron bir momentuma sahipse, saçılan fotonların arasındaki açı 180^0 olamaz. Bu sonuç anihilasyon fotonlarının açısal yayılmalarıdır. LOR lineer emisyon olarak varsayıldığı için bu etki görüntüde bulanıklığa neden olur. NC etkisinin büyüklüğü, eş zamanlı data kaydeden detektörler arasındaki mesafeye bağlıdır. Mesafe arttıkça NC etkisi de artar.

3) DOI

DOI etkisi, detektör yüzeyinde fotonların detektör tarafından durdurulamamasından kaynaklanan görüntü bozulması olarak bilinir. Fotonların madde ile etkileşiminin istatistiksel doğasından dolayı fotonlar detektörlerin farklı derinliklerinde dedekte edileceklerdir.

4) Detektör Rezolüsyonu

Detektör rezolüsyonu anihilasyon fotonlarını detekte etmekte kullanılan detektör elementinin sonu boyutu olarak bilinir. Bu bir geometrik etkidir ve görüntüde bulanıklığa neden olacaktır.

5) Rekonstrüksiyon filitreleri

Rekonstrüksiyon filitreleri, gürültüyü bastırmak için iterativ rekonstrüksiyon algoritmalarında kullanılır. Bu filitreler sadece gürültüyü bastırmazlar aynı zamanda görüntünün bulanıklaşmasıyla uzaysal rezolüsyonda kötü bir etkiye yaratırlar. Bu bulanıklığın büyüklüğü temel olarak filitrenin cutoff frekansı ile tanımlanır ve gürültü seviyesine bağlıdır. Bu yüzden gürültüyü azaltan filitrelerin cut off frekansı makul gürültü seviyelerinde seçilir [16].

Her PET tarayıcı bir iç nokta dağılım fonksiyonuna sahiptir. Bu fonksiyon havadaki bir nokta kaynak görüntülendiğinde rekonstrükte görüntüde ne kadar dağılım meydana geldiğinin bir profiidir. Bu nokta dağılım fonksiyonunun genişliği ölçülen FWHM olarak karakterize edilir ve uzaysal rezolüsyonun bir ölçüsü olarak kullanılır.

PET çalışmalarından farklı kantitatif ölçümler elde edilebilir. Fakat ölçümler için gerekli bazı ayarlamalar rutin klinik işlemlerini zorlaştırmaktadır. Bununla birlikte bu tür kantitatif analizlerin basitleştirilmiş kantitatif metotların kullanımının geçerliliğine ilişkin bilgiler sağladığı görülmüştür. Standardizasyonu yapılmış uptake değeri (SUV) kantitatif PET çalışmaları için en yaygın kullanılan metottur. Şekil 2.17. Bir tümör içindeki enjekte edilmiş FDG-F-18 dozunu ve tüm vücuttaki dağılımı hesaba katan bir faktöre normalize edilmiş FDG-F-18 tutulumu SUV değerini verir.



Şekil 2.17: Sağda Kemoterapi öncesi SUV=17.2, ortada Kemoterapi 7. Gün SUV=3.9, solda Kemoterapi 42. Gün SUV=1.8.

PET görüntülerinde radyofarmasötik tutulumun derecesini ifade eden parametre SUV (Standart Uptake Değeri) değeridir. Vücut ağırlığına normalize edilmiş SUV aşağıdaki formül ile gösterilir.

$$SUV = \frac{mCi / ml (tümörde)}{mCi (enjeksiyon dozu) / Vücut ağırlığı (kg)} \quad (2.5)$$

Kantitatif PET çalışmaları için hesaplanan diğer bir metot kontrast değeridir. Bir yapının görüntülenebilmesi için çevresindeki sayım yoğunluğunun nesneden farklı olması gerekmektedir. Homojen bir zemin dağılımı içinde yer alan bir nesnenin kontrastı, içerdiği aktivitenin çevresindeki doğal fon dağılımı ile farkından elde edilir. Görüntüdeki ilgilenilen lezyonun kontrast değeri denklem 2.4 de verilen formül ile hesaplanır [17].

2.4.8. PET/CT nin Klinikte Kullanımı

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET); insan vücuduna enjekte edilen pozitron yayan yüksek enerjili gama ışınlarını görüntüleyen bir nükleer tıp yöntemidir. SPECT tekniğinde tek doğrultuda yayılan gama fotonu detekte edilirken, PET tekniğinde aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayılan fotonlar detekte edilmektedir.

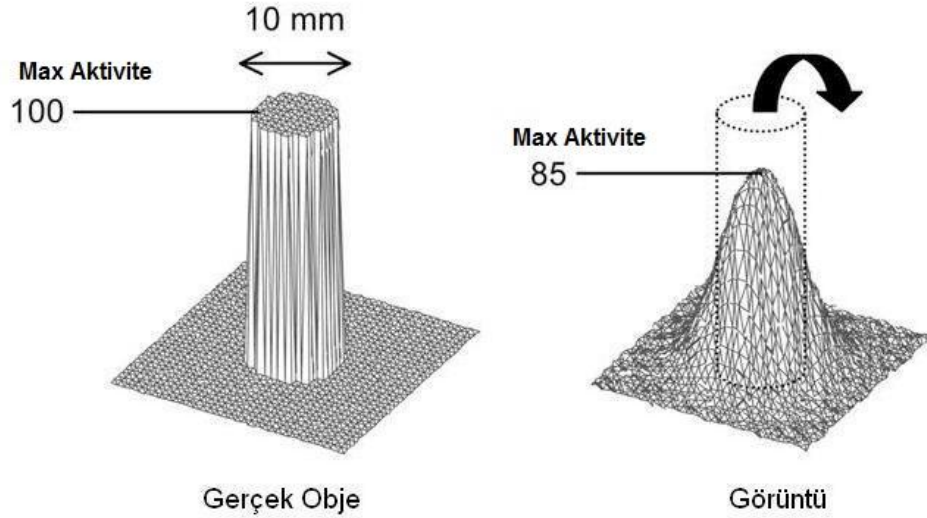
PET diyagnoz, evreleme ve tedavi yanıtın değerlendirilmesi için artan bir şekilde kullanılmaktadır. PET görüntüleme yöntemi anatomik detaylardan çok fonksiyonel ve metabolik aktivite göstermesi sebebiyle ultrasound, iki boyutlu x-ışını görüntülemesi, planar görüntüleme, bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntülme gibi görüntüleme tekniklerinden ayrılmaktadır.

PET görüntüleme tekniği akciğer kanseri, kolon kanseri, lenfoma, malign melanom, meme kanseri, meme kanserinde lenf nodu evrenmesi, baş boyun kanserlerinin tanısı ve evrenmesinde ve bu kanserlerin radyoterapi veya kemoterapi sonrası tedaviye cevabının araştırılmasında kullanılan bir görüntüleme tekniğidir [18].

2.5. KISMİ HACİM ETKİSİ – PVE

Sintigrafik görüntülerde az radyoaktif madde tutan küçük hacimli lezyonların buldukları zemin aktivitesinden ayırt edilmeleri çok zordur. Hastalıkların tanısında yanlışlıklara neden olabilen bu tür etkilere Kısmi Hacim Etkisi (Partial Volume Effect - PVE) denir. Kısmi Hacim Etkisi tümör boyutu ve şekli, doku etrafındaki zemin aktivitesi, tarayıcının uzaysal rezolüsyonu, voksel boyutu ve görüntü seçimi gibi bir çok faktörün etkilediği karmaşık bir süreçtir. En basit şekliyle, bir kaynaktan alınan sayımlar rekonstrükte görüntüde hacimsel olarak fiziksel boyutlarından daha büyük bir bölge içinde dışa saçılmış ise Kısmi Hacim Etkisi meydana gelir.

Kısmi Hacim Etkisine neden olan ilk olay görüntüleme sisteminin sonlu uzaysal rezolüsyonundan kaynaklanan üç boyutlu görüntüdeki bulanıklıktır. Üç boyutlu görüntüdeki bulanıklık sonucu bölgeler arasında saçılmalar meydana gelir. Gerçekte üç boyutlu olan etki Şekil 2.18’de iki boyutlu olarak gösteriliyor.



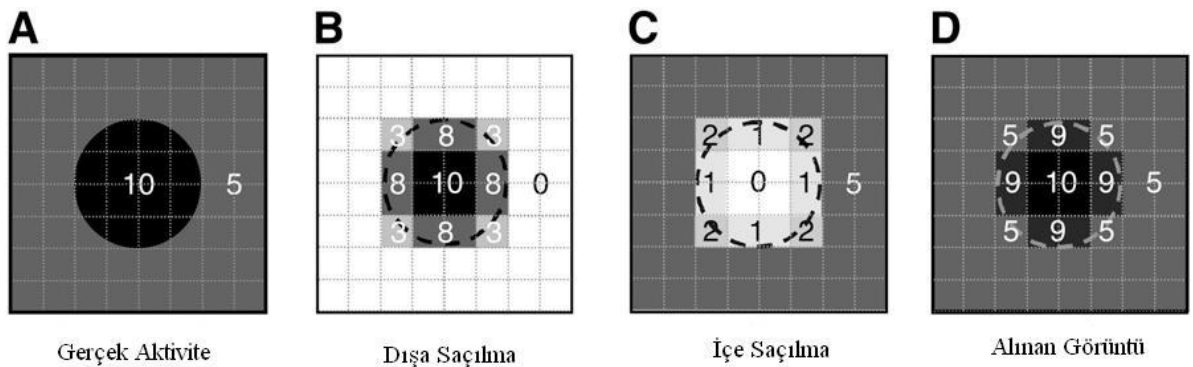
Şekil 2.18: Uniform aktiviteli 10 mm çaplı bir kaynağın radyoaktif olmayan bir zeminde alınan görüntüsü.

Sonlu uzaysal rezolüsyondan dolayı küçük bir kaynağın görüntüsü daha büyüktür. Kaynaktan çıkan sinyallerin bir kısmı saçılır ve böylece gerçek kaynak Şekil 2.17’deki gibi dışarıda görülür.

Kısmi Hacim Etkisine neden olan ikinci olay görüntü seçimidir. Radyoaktif dağılımlar bir vksel kutucuğunda örneklenir. Voksellerin sınırları, radyoaktif dağılımın gerçek sınır çizgileri ile eşleşmez. Pek çok vksel dokuların farklı tiplerini içerir. Her vokselde sinyal yoğunluğu dokuların temelinde yatan ortalama sinyal yoğunluğudur. Görüntüleme sisteminin uzaysal rezolüsyonu mükemmel olsa bile görüntü seçiminden dolayı Kısmi Hacim Etkisi meydana gelebilir. Büyük vksel boyutu daha fazla PVE ile sonuçlanacaktır. Bu nedenle vksel yoğunluğu, vksel boyutunun üzerindeki aktivite dağılımlarının ortalamasıdır.

Kısmi Hacim Etkisi kalitatif ve kantitatif olarak görüntüyü iki şekilde etkiler. Daha soğuk bir zeminde (Background) bulunan küçük boyutlu sıcak lezyonlar için Kısmi Hacim Etkisi sinyali dışarı yayar. Bu etki, rekonstrükte edilmiş görüntü rezolüsyonunun FWHM' dan üç kez daha küçük tümör boyutu olduğu zaman meydana gelir. Şekil 2.17'deki gibi sıcak tümördeki maksimum değer gerçek maksimum değerden düşük olacaktır. Küçük bir tümör gerçeğinden daha büyük fakat daha az agresif görünecektir.

Kısmi Hacim Etkisinin karşılığı biraz karışıktır çünkü sadece tümörün içinden dışarı saçılan aktivite söz konusu değildir, ayrıca tümörün dışındaki aktivitenin tümörün içine saçılması durumu da mevcuttur. Bu iki durumda Şekil 2.19'da gösteriliyor. Sonuçta elde edilen görüntü içe saçılma ve dışa saçılmanın toplamıdır.



Şekil 2.19: Alınan görüntünün aktivite dağılımının içe saçılma ve dışa saçılma sonucu meydana gelen durumu.

Dışa saçılma açıkça tümör içindeki tutulumla bağlıdır. Genellikle içe saçılma ile dengelenemezler bu yüzden bütünden kaynaklanan Kısmi Hacim Etkisini tahmin etmek

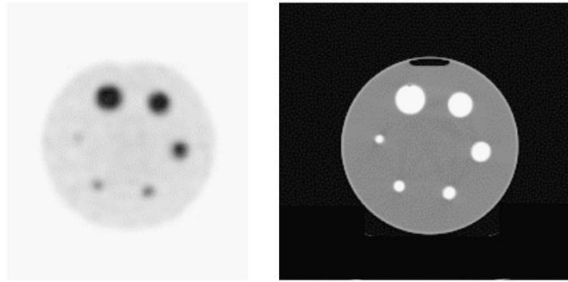
zordur. Kısmen ya da tamamen negrotik merkezli tümörlerde içe saçılma, tümör merkezi içindeki tümör dokusunun gerçekte olandan daha canlı olduğunu düşünmeye neden olacaktır. Benzer şekilde tümörün aktif kısmı gerçeğinden daha az agresif görünecektir.

Kısmi Hacim Etkisi, belirli tümör boyutlarını da etkiler. Bu etki özellikle PET'de kullanıldığı zaman tartışmalıdır. PET görüntüsünde görünen lezyonun sınır çizgisi tümörün metabolik olarak gerçek aktif kısmından daha fazla yer kuşatabilir, çünkü PET'de uzaysal rezolüsyon ~ 5 mm dir. Tümörün dış sınırları arasındaki çelişki PET/CT'de açıkça görülür. CT'de görülen sınır çizgileri tümörün metabolik olarak aktif parçasını göstermez. Tümörün aktif parçasının tamamı, sadece yüksek rezolüsyonlu fonksiyonel görüntülemeyle görülür [5].

2.5.1. Kısmi Hacim Etkisini Etkileyen Parametreler

Kısmi Hacim Etkisi sadece bazıları kontrol edilebilir pek çok parametreye bağlıdır. Bunlardan bazıları şunlardır.

Tümör Boyutu ve Şekli: Kısmi Hacim Etkisi kuvvetli şekilde tümör boyutuna bağlıdır. Tamamen aynı uptake değerine (tutulum değerine) sahip farklı boyutlardaki farklı tümörler; farklı parlaklık derecelerinde ve böylece tahmin edilenden farklı uptake değerlerinde görüntüler verirler. Şekil 2.20’de uniform zeminde aynı radyoaktif konsantrasyonla doldurulmuş 6 farklı çap da radyoaktif alanların PET ve CT görüntüleri veriliyor. Alan boyutları arttıkça belirli uptake değerlerinde artan Kısmi Hacim Etkisi de artmaktadır. Kısmi Hacim Etkisi tümörün şekline de bağlıdır. Daha doğrusu tümörün ne kadar ve nasıl yoğun olduğuna bağlıdır. Buradaki yoğun terimi verilen hacim içerisinde bir tümörün ne kadar yüzey alanına sahip olduğu anlamındadır. Verilen bir hacim için büyük yüzey alanı, daha az yoğun tümördür. Küresel tümörler en yoğun olanlardır. Verilen bir hacim içerisinde daha az yoğun tümörler, küresel tümörlerden daha fazla Kısmi Hacim Etkisinden etkilenir. Örneğin 4.6 cm çaplı küre ile özdeş hacimli 2.3 cm çaplı bir silindir tümör; aktivite tümörün gerçek çevre çizgilerinin içinde ölçüldüğünde silindirik tümörler küresel tümörden yaklaşık %40 daha az bir aktivite verecektir [5].



Şekil 2.20: Sol: PET görüntüsü, Sağ: CT görüntüsü.

Çevre Dokular: Kısmi Hacim Etkisi hem içe saçılma hem dışa saçılma sonucudur. Verilen uzaysal rezolüsyon için tümör boyutu, şekli ve uptake değeri dışa saçılmayı tamamen belirler. Bununla birlikte içe saçılma çevredeki zemin aktivitesine bağlıdır. Benzer şekilde içe saçılma bir tümörün nekrotik bölge içerip içermediğine de bağlıdır. Sabitlenmiş bir uzaysal rezolüsyonda, boyutu ve uptake değeri verilen bir tümör için görünen uptake değeri tümörün nekrotik bölge içermesi durumunda daima daha az olacaktır [19].

Görüntü Seçimi: Görüntü seçimi Kısmi Hacim Etkisinin büyüklüğünü etkiler. Büyük pikseller küçük piksellerden daha fazla doku karışımı içerme şansına sahiptir. Büyük piksel kullanımı (ya da kalın kesit) negrotik ya da sağlıklı dokularla tümörsel dokuların karışma olasılığını artırır.

Rekonstrükte Edilmiş Görüntülerde Uzaysal Rezolüsyon: Tümörün çevresindeki dokuda tümör boyutu, şekli ve uptake değeri kontrol edilememesine rağmen, Kısmi Hacim Etkisi yoğunluğu ayarlanabilir parametrelere de bağlıdır. Bu parametrelerden en önemlisi rekonstrükte edilmiş görüntülerde uzaysal rezolüsyondur. Uzaysal rezolüsyon sinyalin gerçek yerinden ne kadar uzağa saçıldığını tanımlar. Düşük uzaysal rezolüsyon fazla miktarda saçılmayı gösterirken, yüksek uzaysal rezolüsyon küçük saçılmayı gösterir. Uzaysal rezolüsyon kısmen tarayıcı özellikleri tarafından belirlenir (kristal boyutu ve menzili, 2D veya 3D data toplama). Fakat aynı zamanda rekonstrüksiyon parametrelerine de bağlıdır (iterasyon sayısı, subset sayısı, algoritma tipi, filtreler gibi). Bu yüzden Kısmi Hacim Etkisi bu parametrelerin seçimi ile kısmen kontrol edilebilir. Daha iyi uzaysal rezolüsyon daha az Kısmi Hacim Etkisi verir [20].

2.5.2. Kısmi Hacim Etkisi Düzeltme Metotları

Kısmi Hacim Etkisi Düzeltme Metotlarını rekonstrüksiyondan sonrasına dayanan düzeltme metotları ve rekonstrüksiyona dayanan düzeltme metotları olarak iki kategoride açıklanabilir. Her kategori içerisinde ise ROI bazlı ve voksel bazlı yaklaşımlar içermektedir. Son zamanlarda yapılan çalışmalar ağırlıklı olarak rekonstrüksiyondan sonrasına dayanan düzeltme metotlarına yöneliktir. Rekonstrüksiyondan Sonrasına Dayanan Kısmi Hacim Etkisi düzeltme metotları şunlardır.

1- ROI Bazlı Düzeltme Metotları

Katsayıların İyileştirilmesi Metodu (RC): Katsayı iyileştirmelerinin kullanımı Kısmi Hacim Etkisini düzeltmek için en basit yoldur. Küresel bir tümör için RC çok sayıda uzaysal rezolüsyonun değeri için alan boyutu ve alan/zemin kontrastının bir fonksiyonu olarak bulunabilir ve sonra hesaplama için kullanılır. Bu metot aynı zamanda küresel olmayan tümörler içinde kullanılabilir. RC sadece tümör hacmine değil aynı zamanda görüntü seçimine de bağlıdır. RC değeri aşağıdaki basit formülle hesaplanır. Hesaplanan RC değeri PVE düzeltilmiş aktivite formülünde kullanılarak düzeltme yapılmış olur. Özellikle PET görüntülemeye SUV değerlerini düzeltirken bu metot sıklıkla kullanılır [21].

$$RC = \frac{\text{Ölçülen Alan Aktivitesi} - \text{Ölçülen Zemin Aktivitesi}}{\text{Bilinen Alan Aktivitesi} - \text{Bilinen Zemin Aktivitesi}} \quad (2.6)$$

$$\text{PVE Düzeltmiş Aktivite} = \frac{\text{Ölçülen Aktivite} - \text{Zemin Aktivitesi}}{RC} + \text{Zemin Aktivitesi} \quad (2.7)$$

Geometrik Transfer Matrisi (GTM) Metodu: GTM metodu, analiz için doku kısımları sayısı olarak çok miktarda ROI düşünülmesine dayanan bir metottur. RC metodu sadece iki yapı (tümör ve zemin aktivitesi) arasındaki yayılmayı hesaplamasına rağmen, GMT metodu herhangi birkaç yapı arasında yayılımı hesaplayabilir [5].

2- Voksel Bazlı Düzeltme Metotları

Bu metotlar tümör yada diğer bölgeler içindeki uptake değerlerine uygulanabilen izinli kısmi hacim düzeltmelerini tanımlar.

Partitisyona Dayalı Metotlar: Beyin görüntüleme için önerilen bu metot ilgilenilen bölüm hariç, bilinen uniform uptake'li birbirinin üstüne binmeyen bölümlerin bir serisini içindeki doğru aktivite dağılımını tahmin eder. Bu da tümör içindeki uptake'de araştırılan değişimlerde faydalı olabilir. Bu yaklaşımın avantajı ilgilenilen bölümlerin Kısmi Hacim Etkisi düzeltilmiş görüntülerini verir [22].

İterativ Dekonvolüsyon Metotları: Dekonvolüsyon, görüntü restorasyonunda yani uzaysal rezolüsyonun iyileştirilmesinde kullanılır. Dekonvolüsyon PSF den kaynaklanan saçılma etkisini tahmin etmekte başarılıdır. Bunun için iterativ dekonvolüsyon tekniği kullanılır. RC ve GMT yaklaşımlarıyla karşılaştırıldığında bu yaklaşımın asıl avantajı dikkate alınan tümör boyutu, tümör sınırı, tümör homojenitesi yada zemin aktivitesi ile ilgili herhangi bir yaklaşım gerektirmemesidir. Bununla birlikte 1 mm olduğu bilinen lokal uzaysal rezolüsyon gerektirir. Bu yaklaşımın rekonstrükte görüntülerde FWHM dan 1.5 kez daha küçük çaplı tümörlerde uptake değerlerinin iyileştirilmesi için uygun olmadığı görülür. FWHM dan 1.5 kez daha büyük çaplı tümörler için maksimum yada ortalama değeri düzeltilmemiş görüntülerden elde edildiğinde uptake değerleri tam olarak iyileştirilir.

Dekonvolüsyonla ilgili en büyük sorun güçlü bir gürültü amplifikasyonu oluşmasıdır. Düzeltme daha büyük gürültüye izin vererek görsel yorumlama için uygun olmayan görüntüler verir. Dekonvolüsyon ile ilgili rastlanılan diğer bir problem keskin yoğunluk değişiminin yaşandığı bölgelerde ring artefaktlarının görülmesidir [23].

Multi Rezolüsyon Yaklaşımı: Elde edilen SPECT yada PET görüntüsünü mükemmel şekilde gösteren yüksek rezolüsyonlu görüntüyü tahmin eder. Yüksek rezolüsyonlu görüntüde kesimleme olmaması gereklidir. Bu özellik partitasyon düzeltme metodunun üstünde bu metodun avantajıdır [5].

Fitting metodu: Bu metot da zemin aktivitesi uniform olan bir ortamda, uniform uptake'li ve çapı bilinmeyen bir alanın küresel bir tümör olduğu varsayılır. Alınan görüntü, lokal uzaysal rezolüsyonla olarak kabul edilen nokta dağılım fonksiyonlu kürenin konvolüsyonunun sonucu olarak modellenebilir. Modelin bilinmeyen parametreleri (küre lokasyonu, küre boyutu, küre uptake'i ve zemin uptake'i) istenmeyen gerçek dışı çözümler ve uygun özelliklerle karakterize nesnel fonksiyonları minimize ederek tahmin edilir. Bu yaklaşımın avantajları ilgilenilen yapıda lokal nokta serbestleme fonksiyonunun olası bağımlılığıdır [5].

Kinetik modelleme: Kısmi hacim etkisi düzeltilmesi bazı kinetik modelleri de kapsayabilir. Bu yaklaşım kardiyak ve beyin görüntüleme de kullanılır. Bu model kısmi hacim etkisi engellendiği zaman tahmin edilmesi gereken pek çok parametre içerir. Bu yaklaşım uygulanıyor çünkü kısmi hacim etkisi büyüklüğünü belirlemek için kinetik model tarafından getirilen sınırlamalar kullanır [5].

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. DENEY MODELİNİN TASARIMI

Kısmi Hacim Etkisini araştırmak amacıyla ilk olarak ön çalışma planlandı. Öncelikle tomografik fantom (Jaszczak Fantom) ile hem SPECT hem de PET/CT çekimleri yapıp, fantom içindeki lezyonların görülebilme sınırları test edildi. Daha sonra bu tez çalışmasına özgün bir deney düzeneği hazırlandı. İ çapları 28 mm, 21 mm, 15 mm, 12 mm, 10 mm, 7 mm ve 5 mm olan plastik malzemeden yapılmış silindirik şekildeki tüplerin içine Tc-99m doldurularak taklit lezyonlar yapıldı. Bu düzenerle yapılan görüntülemelerde, artan matris boyutunun ve farklı filtre işlemlerinin görüntü üzerindeki sintigrafik ayırım etkisini araştırmak için kontrast hesabı yapıldı. Bu düzenerde silindirik tümörlerin boyları farklıydı. Kontrast hesaplamak için seçilen kesit görüntüsünde hacimler orantılı değişmediği için beklenen sonuçlarda sapmalar gözlemlendi. Bu yüzden iç çapları 28 mm, 21 mm, 15 mm, 12 mm, 10 mm, 7 mm ve 5 mm olan plastik malzemeden yapılmış silindirik şekildeki tüplerin boyları 5 cm olacak şekilde ayarlanıp düzener yeniden kuruldu ve aynı çekim koşulları tekrarlanıp yeniden kontrast hesapları yapıldı.

Bilindiği gibi Kısmi Hacim Etkisi kuvvetli şekilde tümör boyutuna ve şekline bağlıdır. Tamamen aynı uptake değerine sahip farklı boyutlardaki farklı tümörler tahmin edilenden farklı uptake değerlerinde görüntüler verirler. Verilen bir hacim için büyük yüzey alanı, daha az yoğun tümördür. Küresel tümörler en yoğun olanlardır. Verilen bir hacim içerisinde daha az yoğun tümörler, küresel tümörlerden daha fazla Kısmi Hacim Etkisinden etkilenir.

Elde edilen sonuçlar ve literatur bilgileri bize, Kısmi Hacim Etkisinin büyük hacimli lezyonlardan ziyede küçük hacimli lezyonlar arasında araştırılması gerektiğini ve farklı yüzey alanlarının hesaba katılması gerektiğini gösterdi. Ayrıca taklit lezyonlarda

kullanılan malzeme doku eşdeğeri kabul edilen pleksiglas malzeme olarak değiştirildi [24].

Bu nedenle iç çapları 16 mm, 12 mm, 10 mm, 7mm ve 5 mm olan pleksiglas malzemeden yapılmış küresel lezyonlarla aynı çapta boyları 3 cm silindirik lezyonlar yapıp görüntüleme yapıldı. Buradan elde edilen sonuçlara göre, çapları eşit olsa dahi silindirik lezyonlar daha fazla hacim ihtiva ettiği için ml başına aktivitelerinin kürelerden fazla olması içe ve dışa saçılmalarda farklılıklara neden olmaktadır ve böylece Kısmi Hacim Etkisi araştırmalarında bir sistemetik sağlanamamaktadır.

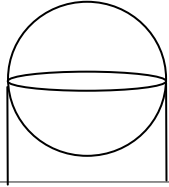
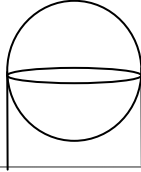
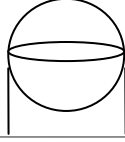
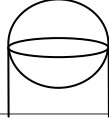
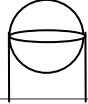
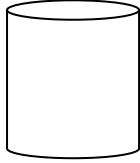




Bu hacim farklılıklarını da ortadan kaldırmak için, iç çapları 16 mm, 12 mm, 10 mm, 7mm ve 5 mm olan pleksiglas malzemeden yapılmış küresel lezyonlarla aynı çapta ve aynı hacimde silindirik lezyonlar yapıp görüntüleme yapıldı ve Kısmi Hacim Etkisi araştırıldı.

3.2. KISMİ HACİM ETKİSİ TEST FANTOMU

Bu tez çalışmasına özgün olarak hazırlanan fantomun resmi Şekil 3.1’de, fontomu oluşturan lezyonlara ait temsili çizim Şekil 3.2’de gösterildiği gibi tasarlandı. Silindirik şekilli lezyonlar, pleksiglas malzemenin içleri istenilen çaplarda boşaltılıp üst ve altları aynı boyutlarda daireler ile kapatılarak ve üstlerinde bir enjeksiyon deliği açarak hazırlandı. Küresel lezyonlar; istenilen çaplarda yarım daireler yapılarak, iki yarım dairenin üst üste birleştirilmesi ve etrafındaki et kalınlığının tornada azaltılması ile hazırlandı. Hazırlanan eşit çaplı ve eşit hacimli lezyonlar aralarında 4 cm olacak şekilde 2 mm kalınlığındaki pleksiglas düzlem üzerine sabitlendi ve boyu 25 cm olan kabın tam ortasına yerleştirildi.



Şekil 3.1: Kısmi Hacim Etkisi test fantomu resmi.

					
Küre Çapı	16 mm	12 mm	10 mm	7 mm	5 mm
					
Silindir Çapı	16 mm	12 mm	10 mm	7 mm	5 mm
Yükseklği	10 mm	8 mm	6.6 mm	4.6 mm	3.3 mm

Şekil 3.2: Kısmi Hacim Etkisi test fantomundaki küre ve silindir şeklindeki lezyonların özellikleri.

3.3. MEDİSO DHV SPRINT MODEL, SPECT GAMA KAMERA CİHAZI

Tablo 3.1: Mediso marka DHV Sprint model değişken açılı çift detektörlü gama kameranın teknik özellikleri [11].

UFOV (Faydalı Görüş Alanı)			530 x 390	mm
Intrinsic enerji rezolüsyonu	UFOV	FWHM	9.7	%
Intrinsic uzaysal rezolüsyon	CFOV	FWHM	3.6	mm
		FWTM	7.2	mm
	UFOV	FWHM	3.7	mm
		FWTM	7.4	mm
Intrinsic düzlem üniformite	CFOV	diferansiyel	1.9	%
		integral	2.4	%
	UFOV	diferansiyel	2.4	%
		integral	2.9	%
Intrinsic uzaysal lineerite	CFOV	diferansiyel	0.18	mm
		eesin	0.38	mm
	UFOV	diferansiyel	0.20	mm
Sistem uzaysal rezolüsyon (LEAP/LEHR) kolimatör ile		FWHM	8.9/ 7.3	mm

3.3.1. SPECT Çekim Koşulları

Deney düzeneğindeki taklit lezyonlara ve zemine (BG) konulacak aktivite konsantrasyonu klinik verilerden elde edildi. Bu amaçla Tc-99m MDP (metilendifosfanat) ile tüm vücut kemik sintigrafisi çekimi yapılmış, sintigrafilerinde kanser tümörü olan, rastgele seçilen 10 hasta görüntüsü değerlendirildi. Hasta görüntüsünde tümöre ait tutulum olan bölgeden (lezyondan) ilgi alanı (ROI) çizildi. Aynı boyutta olan ve yumuşak doku üzerinden bir ROI zemin aktivitesi (BG) için çizildi. Bu verilerden Lezyon / BG değerleri hesaplandı. Böylece, hasta görüntülerinden çıkarılan klinik verilere uygun olarak deneylerde kullanacağımız Tc-99m aktivite oranını belirlenmiş oldu.

Görüntüleme sisteminin *softwarei*'nde var olan 64x64x8, 128x128x8, 256x256x8, 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matris boyutlarında 20 sn lik SPECT görüntüleri ve 2 dakikalık spot görüntüler alındı. Öncelikle klinik rutinde kemik sintigrafisi görüntülerinin işleme için kullanılan BONE profil ile görüntü işlenmesi (processing) yapıldı. Daha sonra görüntü işlenmesi için aynı geri projeksiyon tekniği fakat farklı filtreler kullanan FBPR ve NO-FİLTERS profilleri ile görüntü işlenmesi yapıldı. Bunlara ek olarak farklı geri projeksiyon tekniği kullanan OSEM ve MOSEM profilleri ile aynı işlemler tekrarlanıp aradaki kalitatif ve kantitatif farklar incelendi. Farklı proses algoritmaları kullanılarak işlenen tomografik koroner kesit görüntülerden kontrast hesaplamaları yapıldı. Bu farklı profillerin kullandıkları filtreler ve geri projeksiyon metotları Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.2: Proses işleminde kullanılan farklı profillerin özellikleri [25].

Profil	Ön Filtre	Geri Projeksiyon Metodu	Son Filtre
BONE	Butterworth	BPR	-
FBPR	Butterworth	BPR	Substract BG- Smoothing
NO FILTERS	-	BPR	-
OSEM	Smoothing- Butterworth	OSEM	-
MOSEM	Smoothing- Butterworth	MOSEM	-

3.4. SIEMENS BIOGRAPH-6 MODEL HIRES, PET/CT CİHAZI

Tablo 3.3: Siemens Biograph-6 model HIRES PET teknik özellikleri [13].

Detektör Halka Çapı (cm)	83
Detektör Materyali	LSO
Bağımsız Kristal Sayısı	23336
Kristal/Halka Sayısı	624
Detektör Halka Sayısı	39
Kristal Boyutları (mm ³)	4x4x20
Kristal Bloklarının Yüzey boyutları	52x2
Blok Kristaldeki Bağımsız Kristal Sayısı	13x13
Blok Detektör Sayısı	144
Hasta Tünel Çapı (cm)	70
Aksiyal FOV (cm)	16.2
Transaksiyel FOV (cm)	58.5
Koinsidens Zamanlama Penceresi (ns)	4.5
Compton Enerji Penceresi (keV)	425-650

Tablo 3.4: Siemens Biograph-6 model HIRES CT teknik özellikleri [13].

Tarama Modu	Sarmal,Aksiyal
Hasta Tünel Çapı (cm)	70
Transvers Tarama Alanı (cm)	50
Maksimum Dilim Sayısı	16
Nominal Dilim Genişliği	0.6,0.75,1,1.5,2,3,4,5,6,7,8,10
Tüp Voltajı (kV)	80,100,120,140
Tüp Akımı (mA)	28-500
Detektör Materyali	Ultrafast Seramik
Rotasyon Zamanı (s) / 360 ⁰ Rotasyon	0.42,0.5,0.75,1,1.5
Spiral Tarama Zamanı (s)	100
Maksimum Güç (kW)	60

3.4.1. PET/CT Çekim Koşulları

Deney düzeneğindeki taklit lezyonlara ve zemine (BG) konulacak aktivite konsantrasyonları klinik verilerden elde edildi. Bu amaçla PET/CT ile FDG-F-18 çekimi yapılmış, görüntü değerlendirilmesinde klinisyen tarafından kanser tümörü tespit edilen rasgele 10 hasta seçildi. PET görüntülerinde radyofarmasötik tutulumun derecesini ifade eden parametre SUV (Standart Uptake Değeri) değeridir. Görüntülerin kantitatif değerlendirilmesi amacıyla hasta görüntüsünde tümöre ait tutulum olan bölgeye ve yumuşak doku üzerine aynı boyutta ilgi alanı (ROI'ler) çizildi. İki ROI içindeki ortalama SUV değerleri birbirine oranlanarak Lezyon/BG değerleri hesaplandı. Böylece, hasta görüntülerinden elde edilen kantitatif verilerden hareketle deneylerde kullanacağımız FDG-F-18 aktivite oranını belirlenmiş oldu.

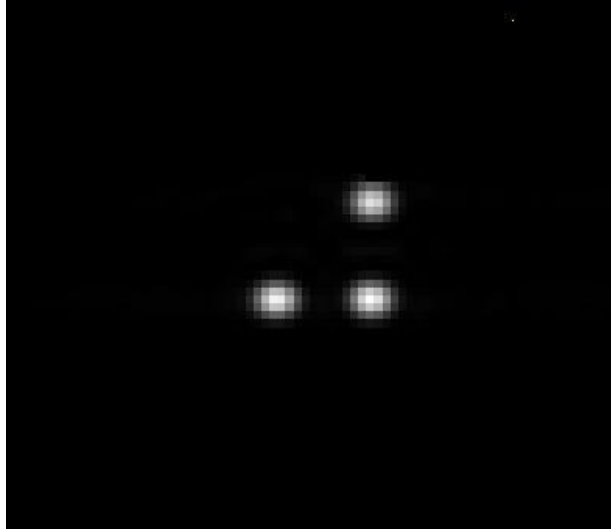
Görüntüleme sisteminin *softwarei*'nde var olan 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matris boyutlarının her birinde 2 yatak pozisyonu için PET/CT görüntüleri alındı. Klinik rutinde OSEM proses metodu ile ayrı ayrı görüntü işlenmesi (processing) yapıldı. Tomografik koroner kesit görüntülerden kontrast hesaplamaları yapıldı.

4. BULGULAR

4.1. SPECT ÇEKİMLERİ

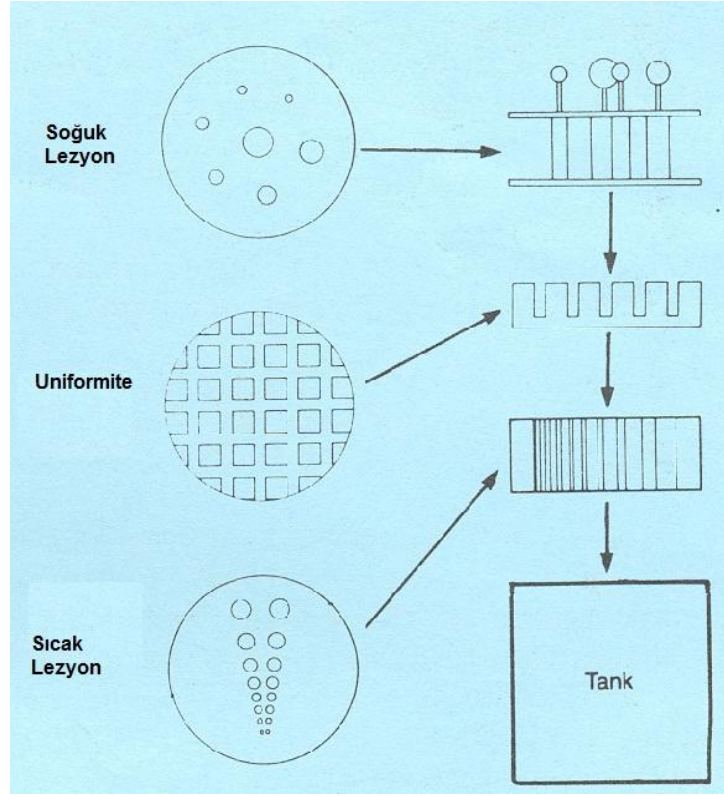
4.1.1. Fantom Görüntüleri

Uzaysal rezolüsyonu hesaplamak için deneysel bir çalışma yapıldı. Aralarında 75 mm olan üç kapiller tüp içlerine toplamda 1 mCi Tc-99m konularak NEMA Standartlarına uygun şekilde [26] Şekil 4.1'de gösterildiği gibi kısa eksen görüntüleri elde edildi. Bilgisayarda tanımlı programları kullanarak hesaplanan FWHM değeri 11.2 olarak elde edildi.

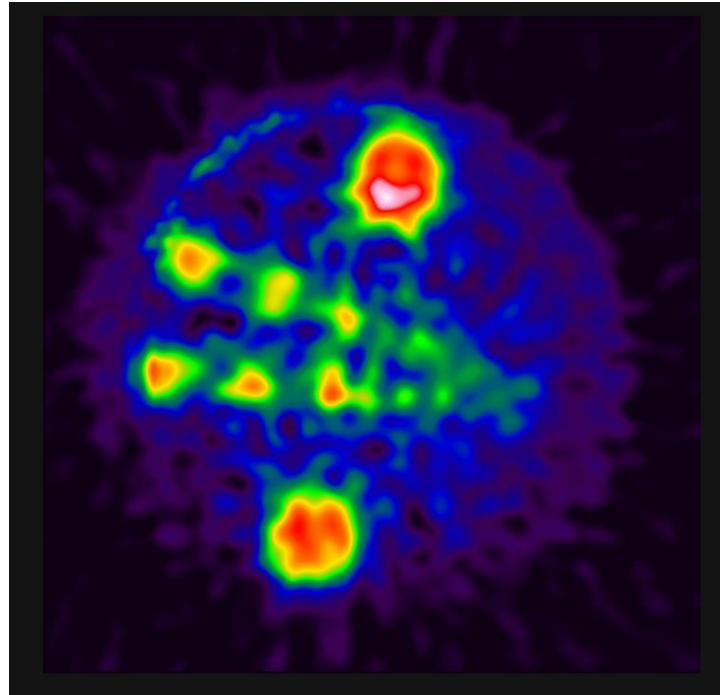


Şekil 4.1: Kapiller tüplerin kısa eksen görüntüleri.

Sintigrafik ayırım etkisini araştırmak için tomografik fantom (Jasczac Fantom) ile görüntü alındı. Bu amaçla fantom içine 10 mCi Tc-99m ile doldurulup sadece matris boyutları değiştirilerek görüntülendi. Fantomu oluşturan bölümler ve fantomda sıcak lezyonların bulunduğu axial kesitler Şekil 4.2'de gösterilmiştir. Jasczac Fantom görüntülerinde görülen "V" şeklindeki lezyon boyutları karşılıklı olarak aynı olup çapları 22.4mm, 17.9mm, 14.3mm, 11.4mm, 9.2mm, 7.3mm, 5.9mm, 4.7mm dir. Şekil 4.3'de Jasczac Fantom ile alınmış görüntü göstermektedir. Burada 9.2mm, 7.3mm, 5.9mm, 4.7mm çaplarındaki lezyonların ayırt edilemediği görülmektedir.



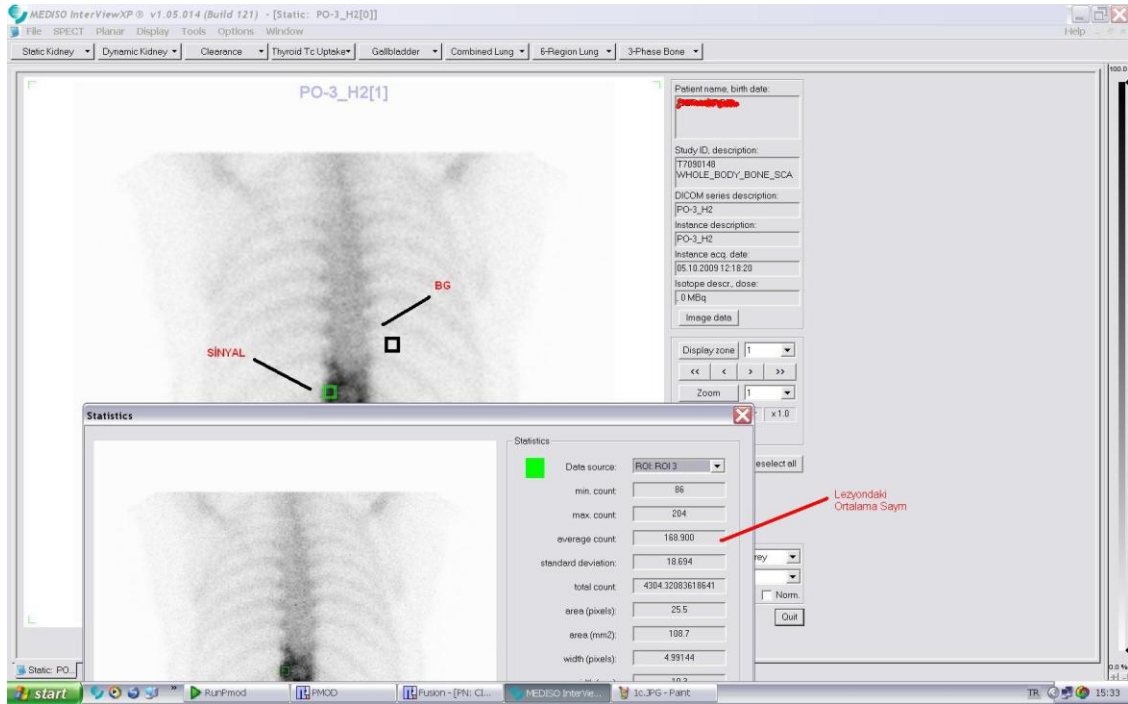
Şekil 4.2: Jaszczak fantomu oluşturan bölümler



Şekil 4.3: Jaszczak fantomun SPECT görüntülemesi sonucu elde edilen kesit görüntüsü

4.1.2. Kısmi Hacim Etkisi Test Fantomunda Kullanılan Aktivite Değerleri

Deney düzeneğindeki taklit lezyonlara ve zemine (BG) konulacak aktivite konsantrasyonu klinik verilerden elde edildi. Bu amaçla Tc-99m MDP (metilendifosfanat) ile tüm vücut kemik sintigrafisi çekimi yapılmış, sintigrafilerinde kanser tümörü olan, rastgele seçilen 10 hasta görüntüsü değerlendirildi. Hasta görüntüsünde tümöre ait tutulum olan bölgeden (lezyon) ilgi alanı (ROI) çizildi. Aynı boyutta olan ve yumuşak doku üzerinden bir ROI çizildi (Şekil 4.4). İki ROI içindeki ortalama sayım değerleri birbirine oranlanarak ortalamaları alındı. Lezyon /BG değerleri hesaplandı ve 15/1 bulundu (Tablo 4.1).



Şekil 4.4: Hasta görüntüsünde tümöre ait tutulum olan bölgeden ve zeminden çizilen ROI değerleri.

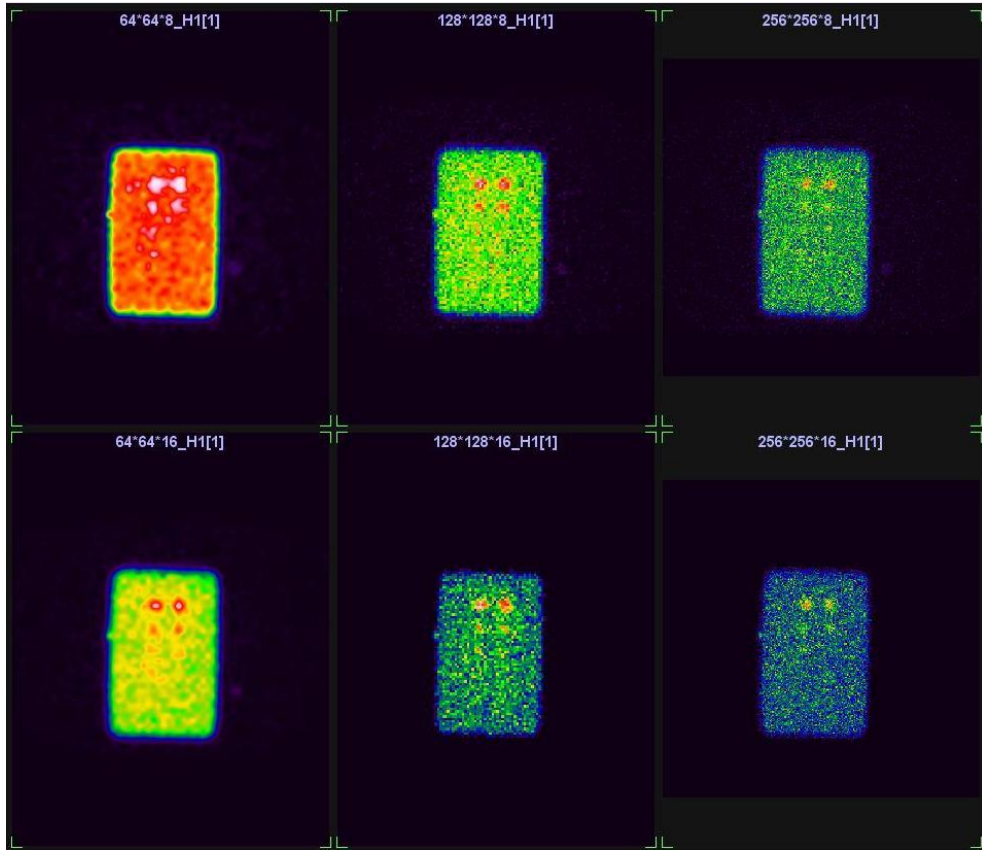
Tablo 4.1: MDP tüm vücut kemik sintigrafisi çekilmiş 10 hastadan alınan ROI değerleri.

Lezyon – Kemikte (ortalama sayım)	Yumuşak Doku (ortalama sayım)	Lezyon / Doku
177,93	12,08	14,73
242,42	18,49	13,11
197,77	13,94	14,19
168,91	5,91	21,35
106,44	5,47	19,46
178,54	37,36	15,65
83,44	4,33	11,33
201,18	17,75	9,56
119,93	12,55	18,03
148,18	8,22	15,22
	Ortalama	15,26
	Yaklaşık Oran	15/1

Literatürden bilindiği üzere enjeksiyondan 1saat sonra kemikteki MDP birikimi %58 dır [27]. Tüm vücut kemik sintigrafisi çekimlerinde 20 mCi Tc-99m MDP verildiğine göre yumuşak dokuda tutulum bu değer %42 si kadardır. Bu da 8.4 mCi dir. Hastanın yaklaşık 70 kg olduğu düşünülürse yumuşak dokudaki gr başına aktivite $8.4 \cdot 10^{-3}$ Ci/70000 gr = 0,12 μ Ci /gr değerindedir. 15/1 olarak hesaplanan Lezyon / BG değerinden kemikteki gr başına tutulumun 1,8 μ Ci /gr olduğu bunmuştur. Buna göre, lezyonlara ml başına 1,8 μ Ci olacak şekilde, zemin aktivitesini oluşturacak su içine de ml başına 0,12 μ Ci olacak şekilde Tc-99m konuldu.

4.1.3. Artan Matris Değerleri için Yapılan Proses Görüntüleri

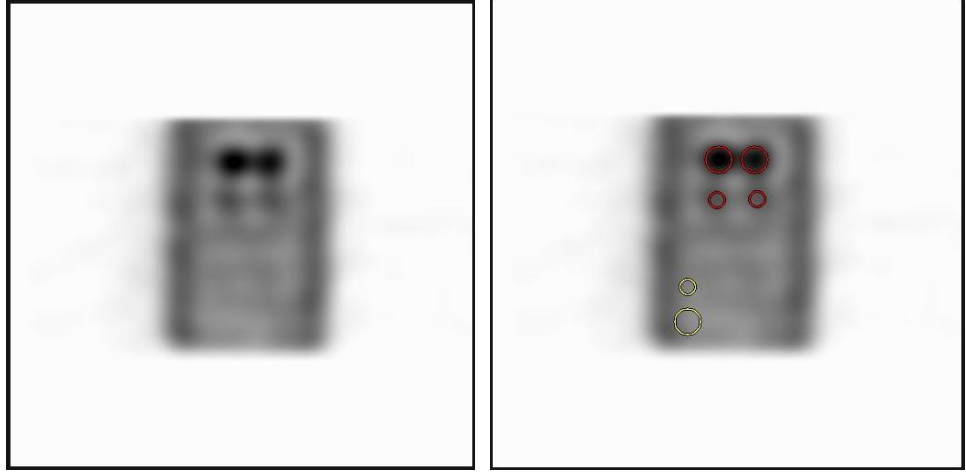
Görüntüleme sisteminin software'nde var olan 64x64x8, 128x128x8, 256x256x8, 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matris boyutlarında, klinik rutinde kemik sintigrafisi için kullanılan süreler olan 20 sn lik SPECT görüntüleri ve 2 dakikalık spot görüntüler alındı. Şekil 4.5'de her bir matris için alınan spot görüntüler görülmektedir. Burada 8 voksel değerine sahip matrislerle alınan görüntülerin saturasyona uğradığı görülmektedir. Bu nedenle, hali hazırda rutinde kullanılan 16 voksel değerine sahip matrisler için proses işlemleri yapıldı ve sonuçlar değerlendirildi.



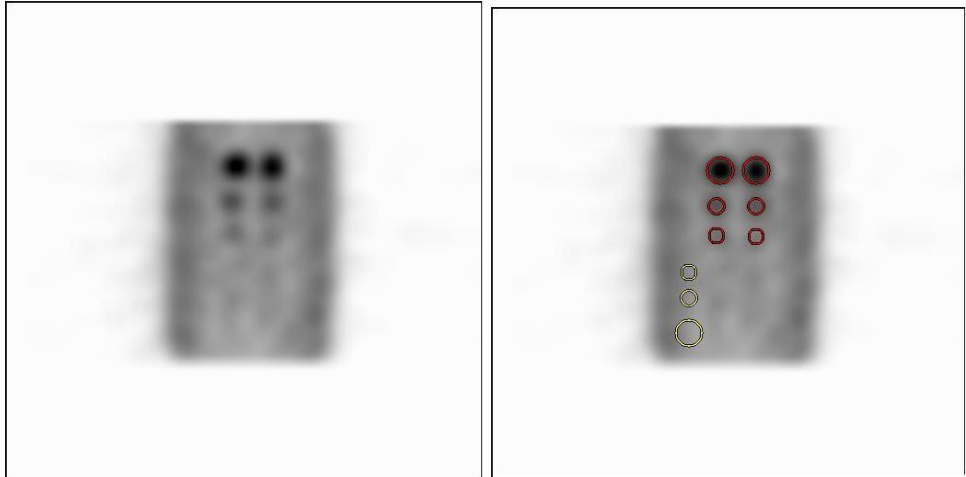
Şekil 4.5: 64x64x8, 128x128x8, 256x256x8, 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matris boyutlarında alınan spot görüntüler.

64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matris boyutlarında alınan görüntülerinin işlenmesi için klinik rutinde kullanılan BONE profil başta olmak üzere farklı proses algoritmaları ve filtreler kullanılan FBPR, NO-FILTERS, OSEM ve MOSEM profilleri ile ayrı ayrı görüntü işlenmesi (processing) yapıldı.

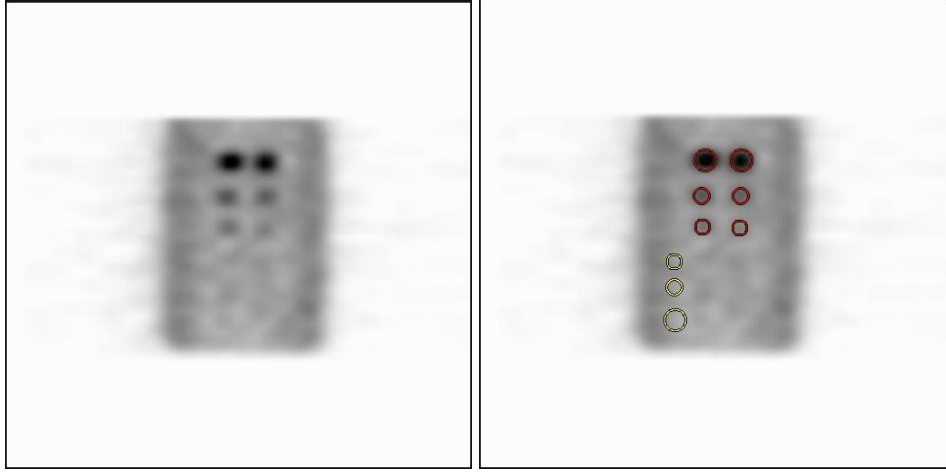
64x64x16 matris ile alınan SPECT görüntülerine her bir profil için proses yapıldı. Elde edilen tomografik kesit görüntülerinden görsel olarak seçilen koronel kesit görüntüleri ve hesaplamalar için kullanılan ROI çizimleri Şekil 4.6 ve Şekil 4.10 arasında verilmiştir. Şekillerden görüldüğü gibi; BONE profil ile yapılan proses sonucu sadece 16 mm ve 12 mm çaplı lezyonların sintigrafik ayırımı yapılabilirken, FBPR, NO FILTERS, OSEM ve MOSEM profilleri ile yapılan proses sonucu 16 mm, 12 mm ve 10 mm çaplı lezyonların sintigrafik ayırımı yapılmaktadır.



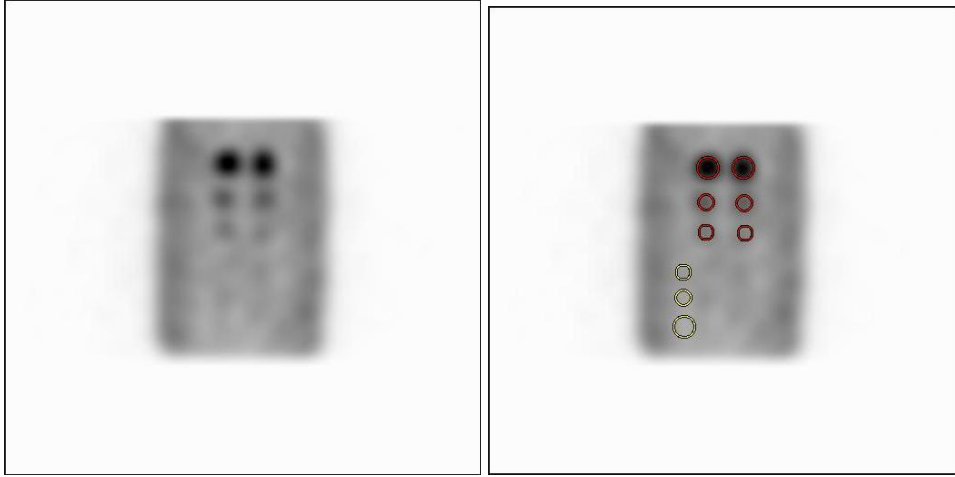
Şekil 4.6: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in BONE profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



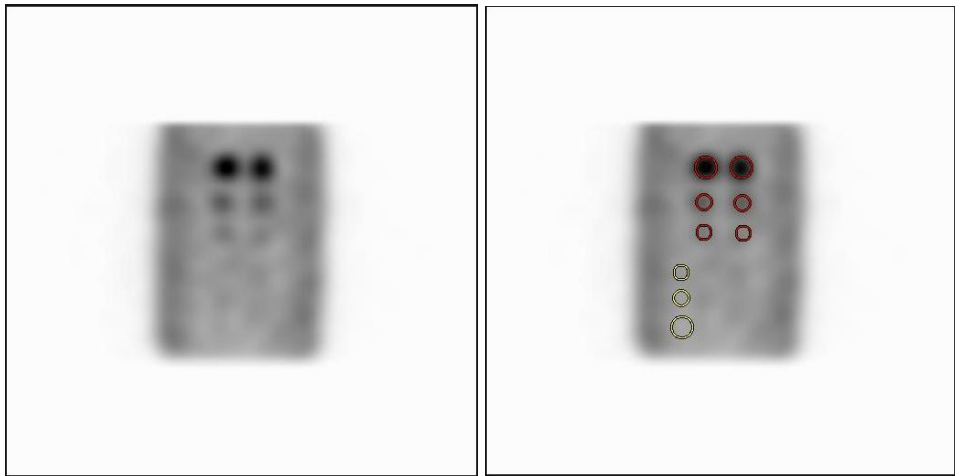
Şekil 4.7: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in FBPR profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



Şekil 4.8: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in NO FILTERS profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



Şekil 4.9: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in OSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



Şekil 4.10: 64x64x16 matris ile alınan SPECT'in MOSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.

128x128x16 matris ile alınan SPECT görüntülerine her bir profil için proses yapıldı. Elde edilen tomografik kesit görüntülerinden görsel olarak seçilen koronel kesit görüntüleri ve hesaplamalar için kullanılan ROI çizimleri Şekil 4.11 ve Şekil 4.15 arasında verilmiştir. Şekillerden görüldüğü gibi; BONE, FBPR, NO FILTERS, OSEM ve MOSEM profilleri ile yapılan proses sonucu 16 mm, 12 mm ve 10 mm çaplı lezyonların sintigrafik ayırımı yapılmaktadır. OSEM ve MOSEM profilleri iterativ reconstrüksiyon tekniği kullandıkları için lezyonların dışında saçılmaların azaldığı izlenmektedir.



Şekil 4.11: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in BONE profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



Şekil 4.12: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in FBPR profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



Şekil 4.13: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in NO FILTERS profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



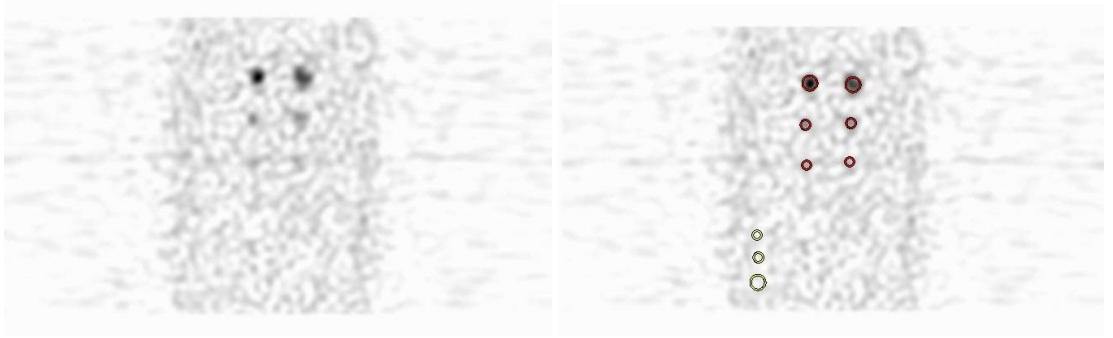
Şekil 4.14: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in OSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



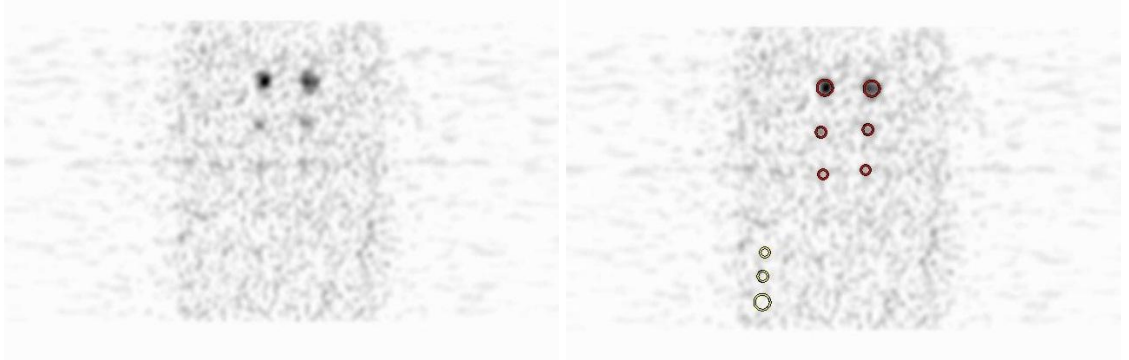
Şekil 4.15: 128x128x16 matris ile alınan SPECT'in MOSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.

256x256x16 matris ile alınan SPECT görüntülerine her bir profil için proses yapıldı. Elde edilen tomografik kesit görüntülerinden görsel olarak seçilen koronel kesit görüntüleri ve hesaplamalar için kullanılan ROI çizimleri Şekil 4.16 ve Şekil 4.20 arasında verilmiştir. Şekillerden görüldüğü gibi; BONE, FBPR, NO FILTERS profilleri

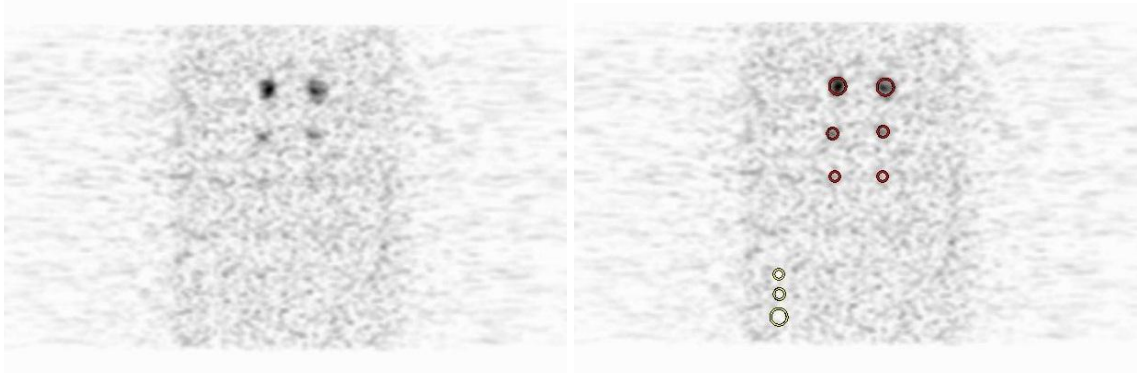
ile yapılan proses sonucu 16 mm, 12 mm çaplı lezyonların sintigrafik ayırımı net bir biçimde yapılırken, 10 mm çaplı lezyon ise net olarak ayrılmamaktadır. Ayrıca filitrelemiş geri projeksiyon rekonstrüksiyon tekniğini kullanan bu profillerde artan matris boyutlarında etraftaki saçılmalarında arttığı izlenmektedir. OSEM ve MOSEM profilleri ile yapılan proses sonucu 16 mm, 12 mm ve 10 mm çaplı lezyonların sintigrafik ayırımı net olarak yapılmaktadır. OSEM ve MOSEM profilleri iterativ rekonstrüksiyon tekniği kullandıkları için lezyonların dışındaki saçılmaların azaldığı izlenmektedir.



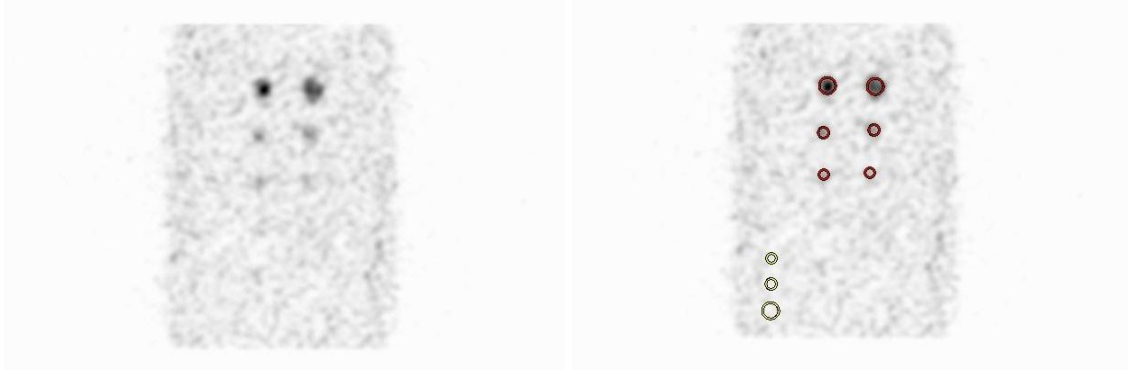
Şekil 4.16: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in BONE profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



Şekil 4.17: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in FBPR profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



Şekil 4.18: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in NO FILTERS profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.



Şekil 4.19: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in OSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.

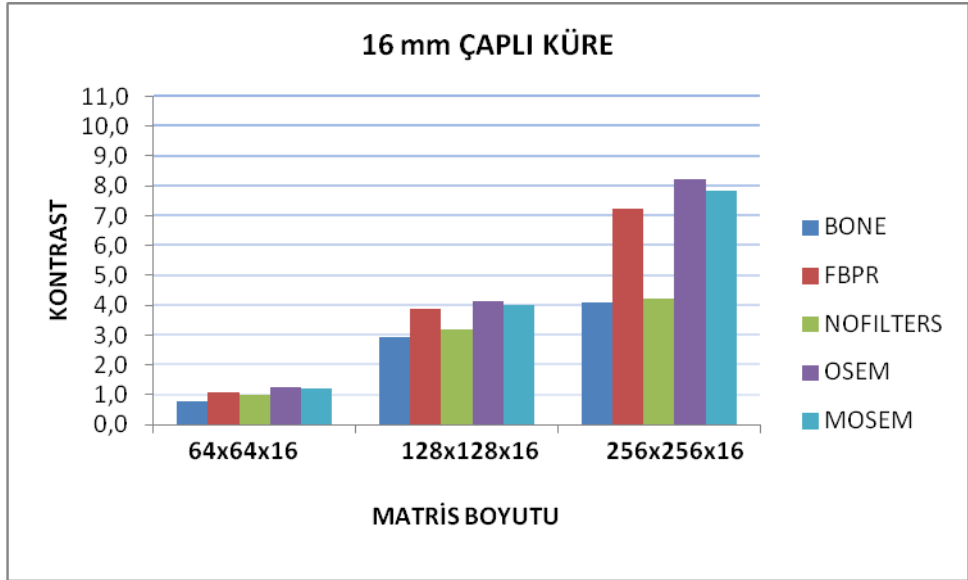
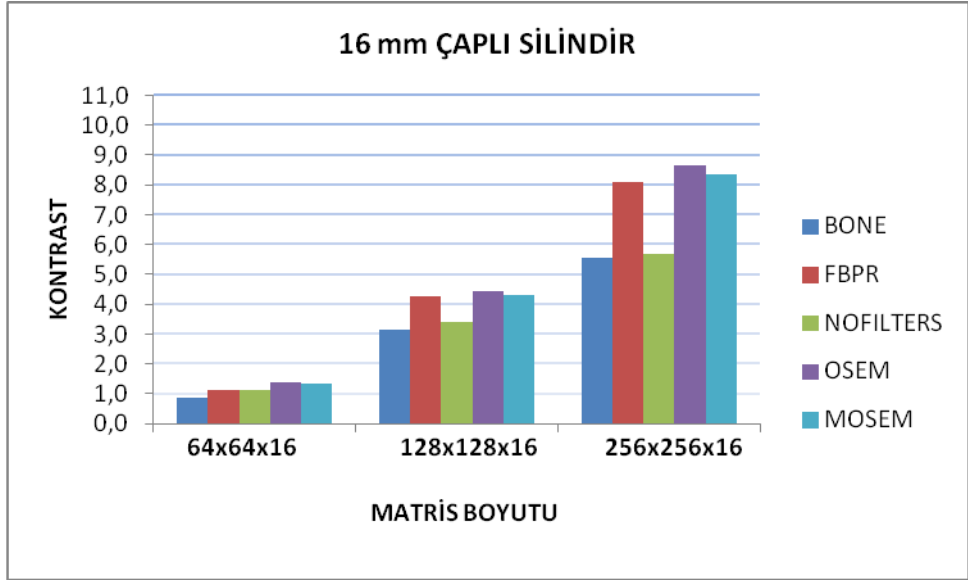


Şekil 4.20: 256x256x16 matris ile alınan SPECT'in MOSEM profil ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerinden kontrast hesabı için seçilen koronel kesit görüntüsü.

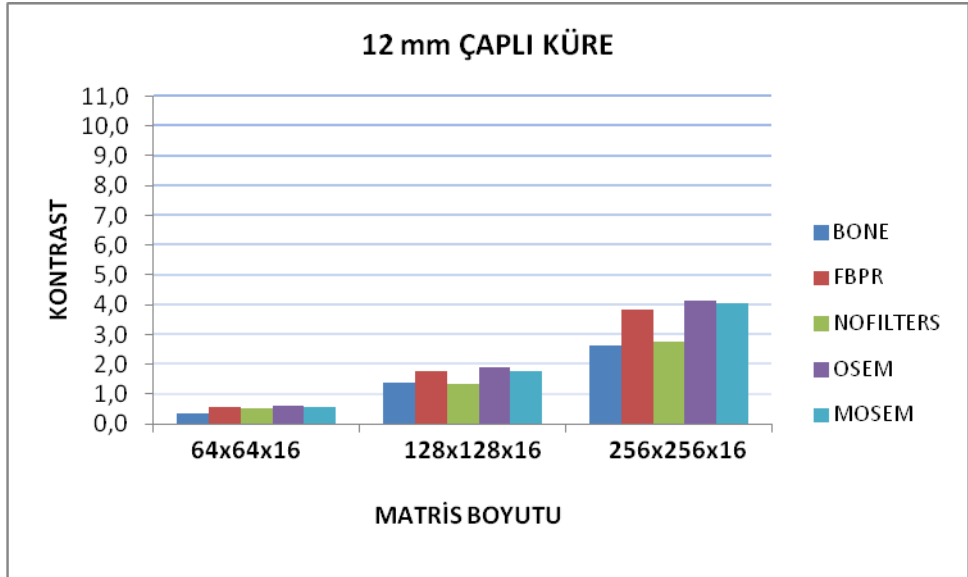
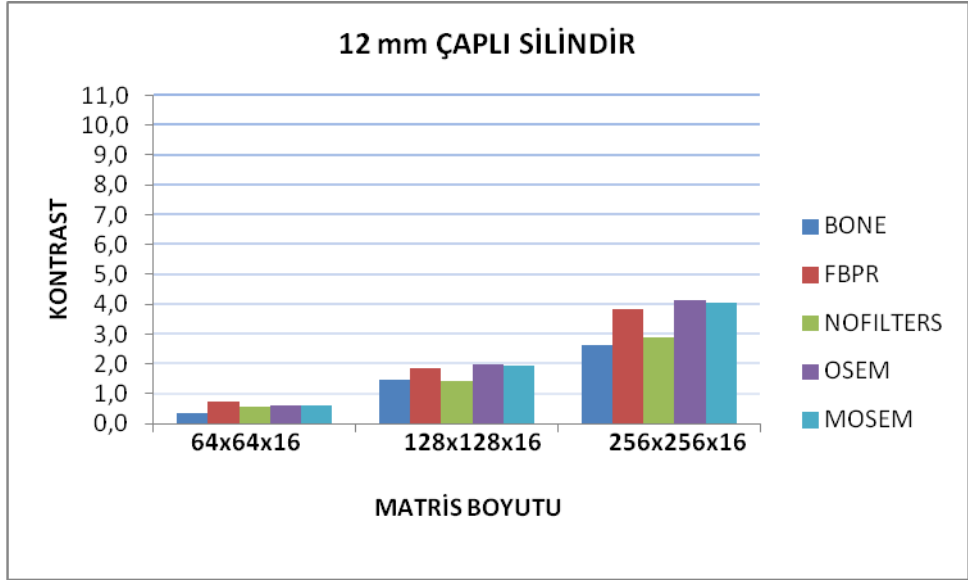
4.1.4. Kontrast Değerlendirmeleri

Şekil 4.21 ve Şekil 4.23 arasında 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrisleri ile alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden hesaplanan kontrast değişimleri verilmiştir. Lezyon çapı arttıkça ve matris boyutu büyüdükçe grafikte meydana gelen değişimler birbirleri ile orantılıdır. Beklenildiği şekilde lezyon çapı arttıkça hesaplanan kontrast değerleri artmakta, aynı şekilde matris boyutu büyüdükçe kontrast değerleri artmaktadır. Klinik rutinde kemik sintigrafisi için kullanılan BONE profilin düşük kontrast verdiği görülmektedir. Filtrelenmiş geri projeksiyon rekonstrüksiyon tekniği kullanan FBPR profili ile iteratif rekonstrüksiyon tekniği kullanan OSEM profile en iyi kontrast değerlerini vermektedir.

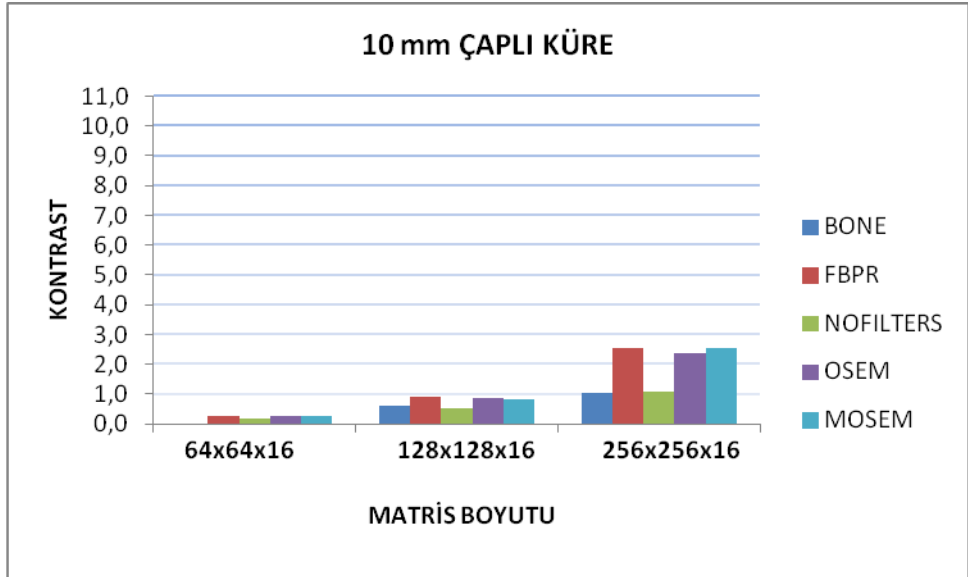
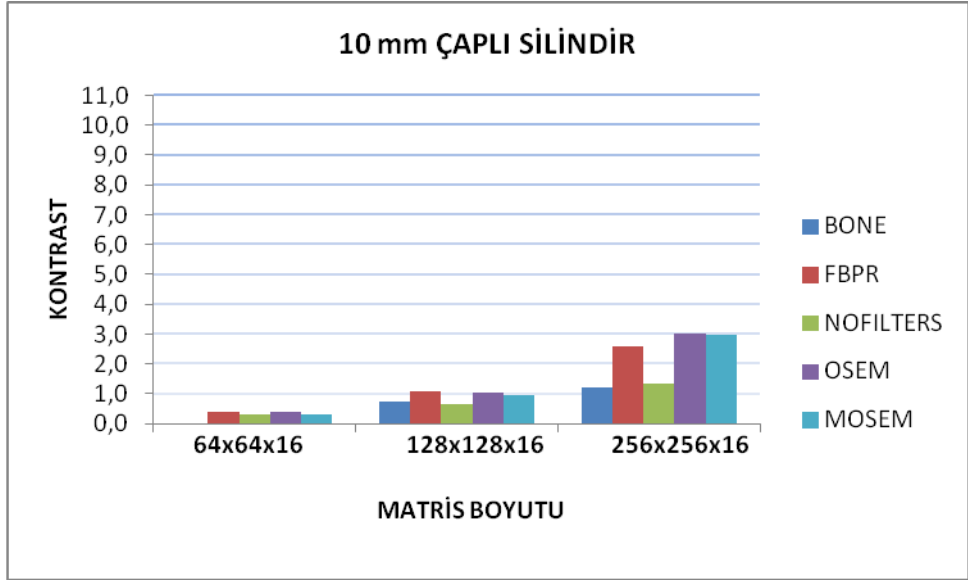
Hesaplanan bu kontrast değerlerinin güvenilirliğini test etmek için 16 mm, 12 mm, 10 mm, 7 mm ve 5 mm çaplara sahip silindir ve küre taklit lezyonları içeren fakat silindir boylarının 3 cm olduğu yani silindir küre hacimlerinin farklı olduğu fantom ile alınan görüntüler üzerinden kontrast hesabı yapıldı. Elde edilen grafikler Şekil 4.24 ve Şekil 4.28 arası gösterilmektedir. Hacimlerin aynı ve farklı olduğu her iki durumda da elde edilen kontrast değerlerindeki değişimlerin birebir uyumlu olduğu görülmektedir. İki durum arasındaki fark ise silindir hacimlerinin artmasından dolayı 7 mm ve 5 mm çaplı silindirlerin gözlemlenmesidir.



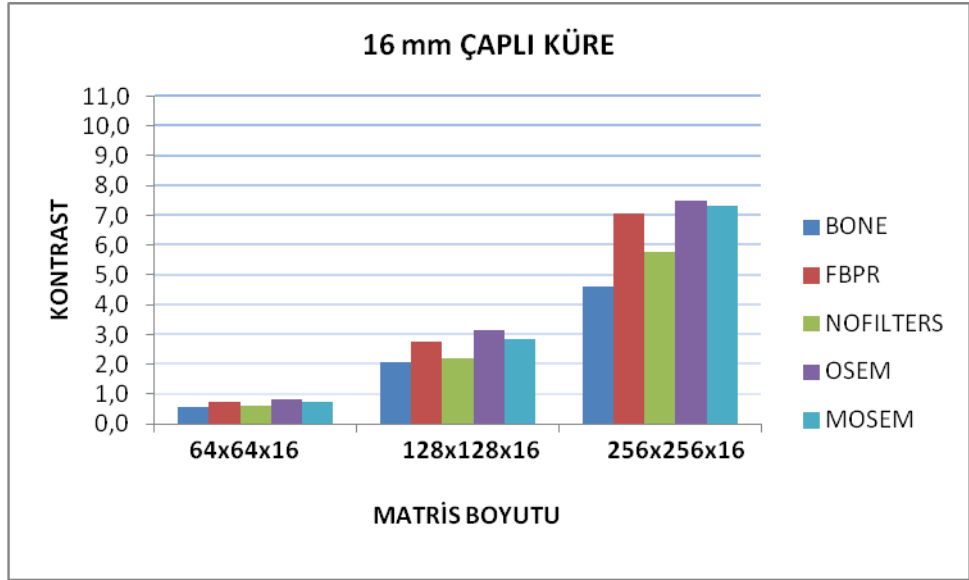
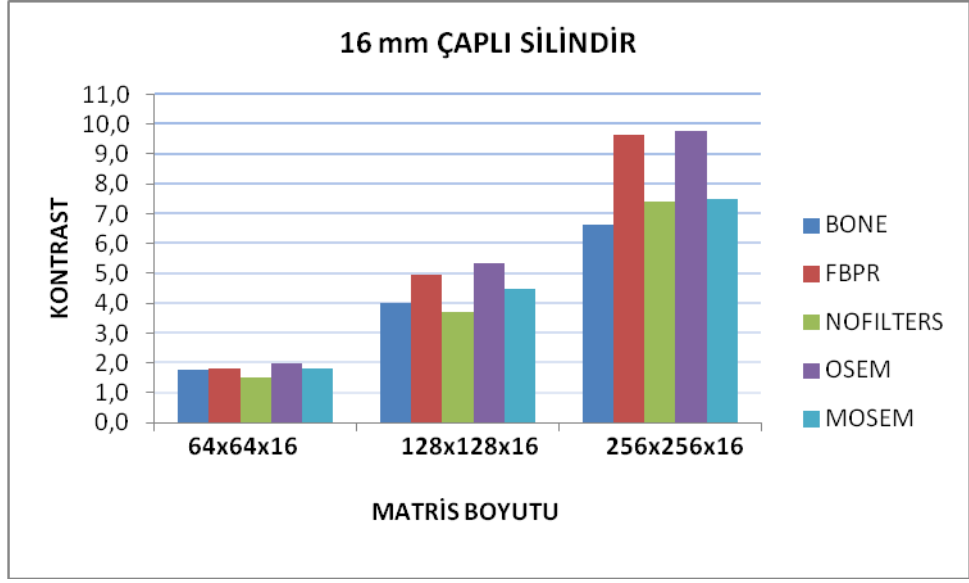
Şekil 4.21: 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrisleri ile alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 16 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri.



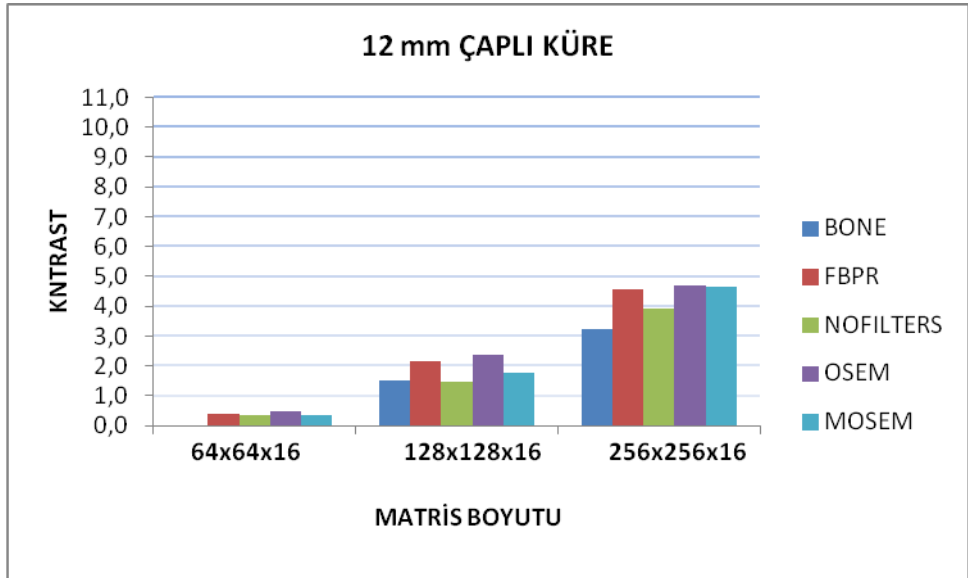
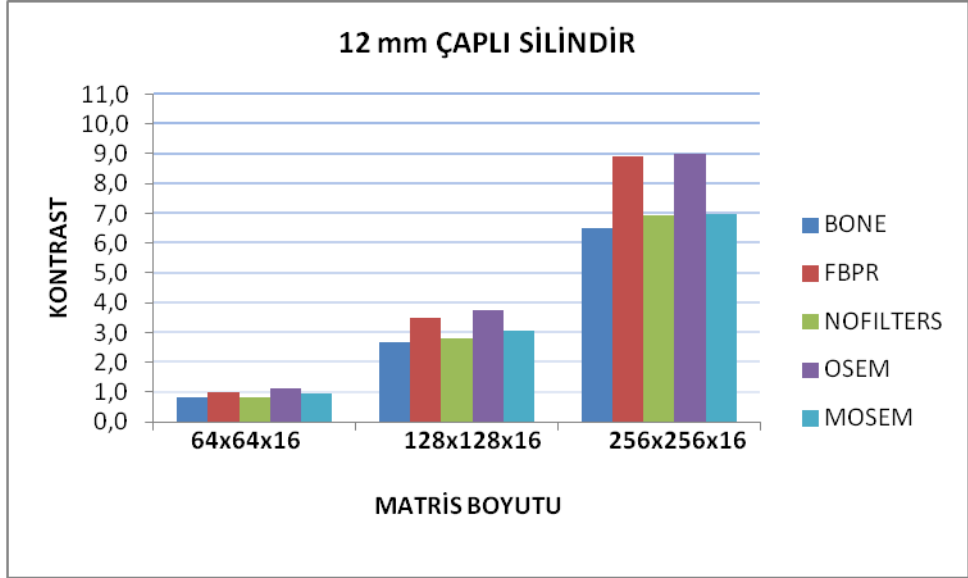
Şekil 4.22: 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrisleri ile alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 12 mm çaplı silindır ve küre için hesaplanan kontrast değışimleri.



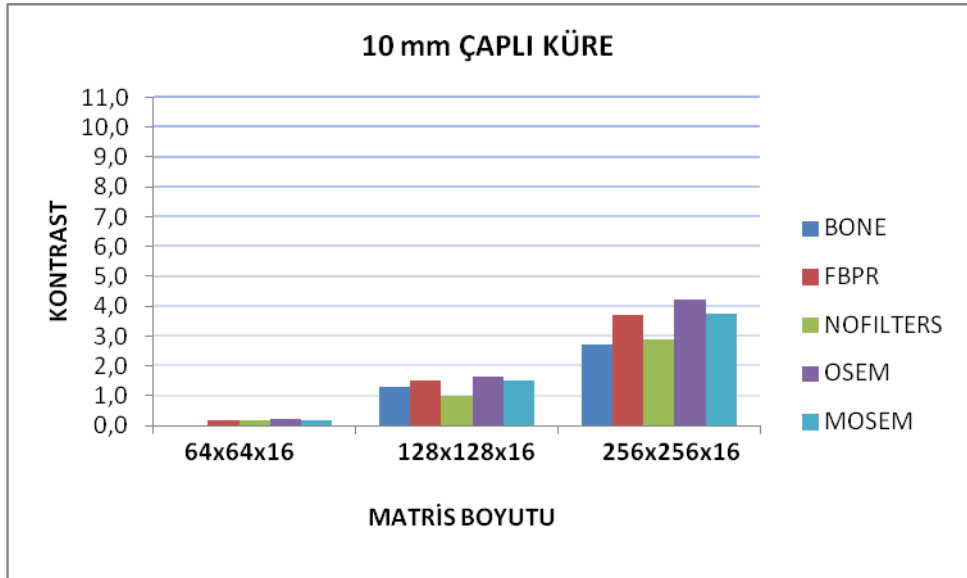
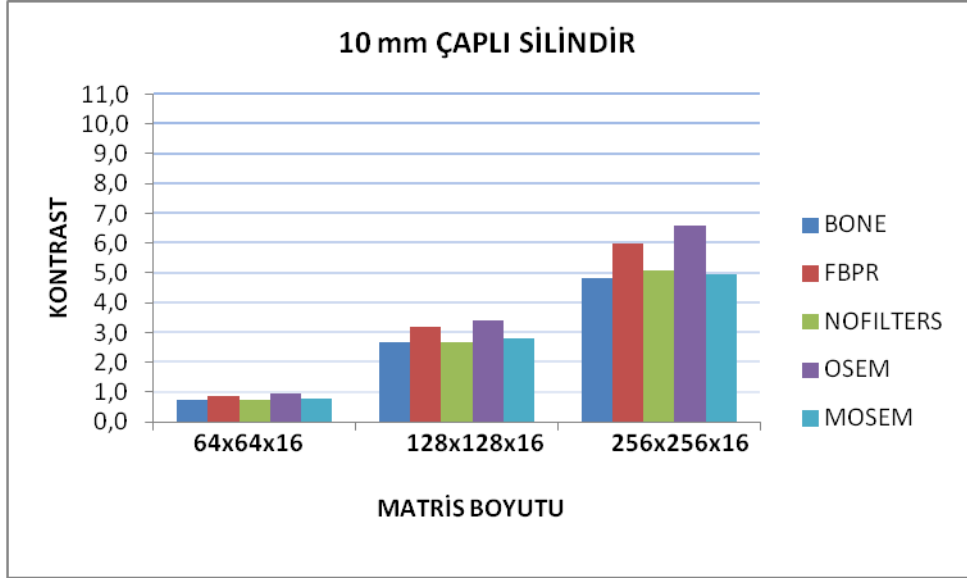
Şekil 4.23: 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrisleri ile alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 10 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri.



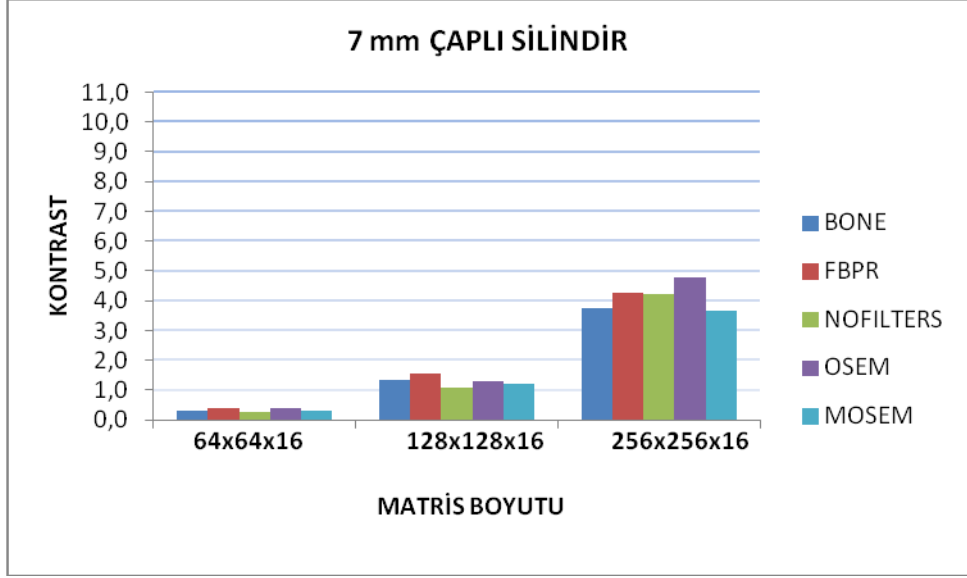
Şekil 4.24: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 16 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri.



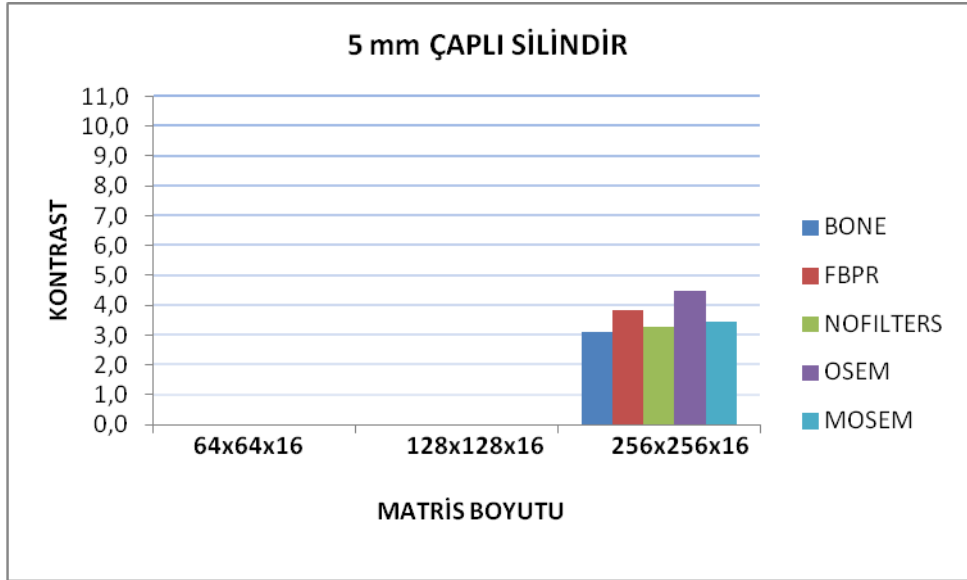
Şekil 4.25: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 12 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri.



Şekil 4.26: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 10 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değişimleri.



Şekil 4.27: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 7 mm çaplı silindir için hesaplanan kontrast değişimleri.

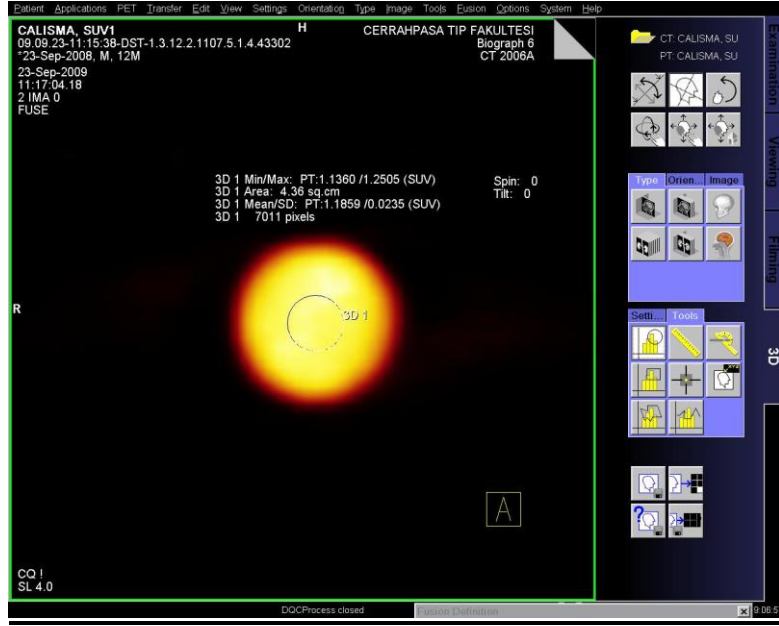


Şekil 4.28: Çapları aynı fakat hacimleri farklı silindir ve kürelerden oluşan fantom ile 64x64x16, 128x128x16, 256x256x16 matrislerinde alınan görüntülerin farklı proses metotları ile işlenmesi sonucu elde edilen görüntülerden 5 mm çaplı silindir için hesaplanan kontrast değişimleri.

4.2. PET ÇEKİMLERİ

4.2.1. Fantom Görüntüleri

Deneylemizdeki kantitatif değerlendirmelerden biri olan SUV değerinin beklenen ve deneysel olarak ölçülen değerlerini anlamak için 2 farklı ölçüm yapıldı. Siemens Biograph-6 model HIRRES PET/CT cihazı ile yapılan ölçümlerin ilkinde 500 ml lik bir plastik kaba 500 μCi FDG-F-18 eklenerek görüntüsü alındı. Objenin her yerindeki aktivite dağılımı aynı olduğundan herhangi bir yerden alınan ROI içindeki SUV değerinin 1 olmasını beklenir. Aşağıda Şekil 4.29’da objeden alınan görüntü ve SUV değeri görülmektedir. Görüntüden de görüleceği üzere solüsyon içerisindeki aktivite tam homojen karışmadığından SUV değeri ortalama 1.18 olarak elde edildi.



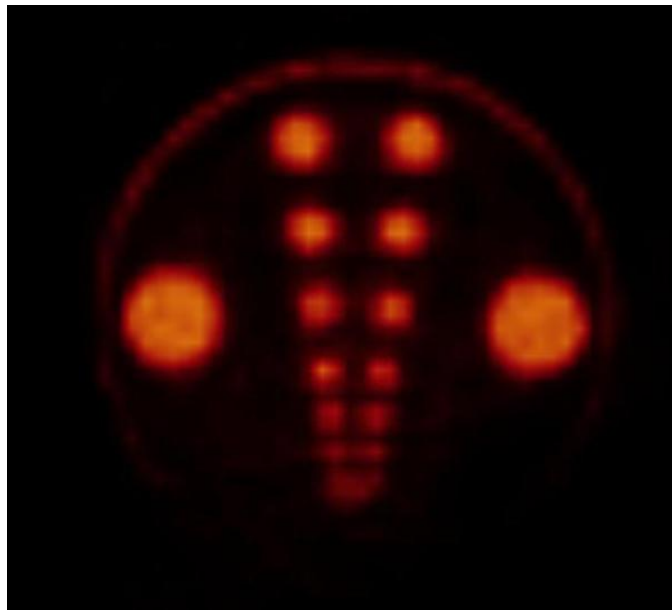
Şekil 4.29: 500 μCi FDG-F-18 içeren 500ml lil kaptaki beklenen SUV değeri.

İkinci SUV ölçümünde içerisinde 10 ml lik vial bulunan 1 litrelik kap içine, kap ile vial içindeki ml başına konsantrasyon 1/18 olacak şekilde aktivite eklendi. Vial içine 300 μCi aktivite konuldu. Bu 10 ml içinde, ml başına 30 μCi dir. Kap içine ml başına 30 μCi 'nin 1/18 i olacak şekilde ml başına 1.6 μCi , yani 1.6x1000ml den 1.6 mCi aktivite konuldu. Hazırlanan düzenekten bilinen SUV formülü ile yapılan hesapta beklenen SUV değerini 18.75 olarak hesapladık. Alınan görüntü ve sistemin hesapladığı SUV değerinin birbiri ile örtüştüğü aşağıda Şekil 4.30’da görülmektedir.



Şekil 4.30: 1/18 oranında BG/vial konsantrasyonu ile beklenen SUV değeri.

Sintigrafik ayırım etkisini araştırmak için tomografik fantom (Jasczack Fantom) ile PET görüntü alındı. Fantom 10.52 mCi FDG-F-18 ile doldurulup bir yatak pozisyonunda görüntülendi. Fantomda sıcak lezyonların bulunduğu axial kesitler aşağıda gösterilmiştir. Jasczack Fantom görüntülerinde görülen “V” şeklindeki lezyon boyutları karşılıklı olarak aynı olup boyutları 22.4mm, 17.9mm, 14.3mm, 11.4mm, 9.2mm, 7.3mm, 5.9mm, 4.7mm dir. Şekil 4.31 alınan görüntüyü göstermektedir. Burada en alt sıradaki karşılıklı lezyonların (4.7 mm) ayırt edilemediği görülmektedir.



Şekil 4.31: Jasczac fantom ile alınan PET görüntüsü.

4.2.2. Kısmi Hacim Etkisi Test Fantomunda Kullanılan Aktivite Değerleri

Deney düzeneğindeki taklit lezyonlara ve zemine (BG) konulacak aktivite konsantrasyonları klinik verilerden elde edildi. Bu amaçla PET/CT ile FDG-F-18 çekimi yapılmış, görüntü değerlendirilmesinde klinisyen tarafından kanser tümörü tespit edilen rasgele 10 hasta seçildi. PET görüntülerinde radyofarmasötik tutulumun derecesini ifade eden parametre SUV (Standart Uptake Değeri) değeridir. Görüntülerin kantitatif değerlendirilmesi amacıyla hasta görüntüsünde tümöre ait tutulum olan bölgeye ve yumuşak doku üzerine aynı boyutta ilgi alanı (ROI'ler) çizildi. İki ROI içindeki ortalama SUV değerleri birbirine oranlanarak Lezyon / BG değerleri hesaplandı ve 8/1 bulundu. Tablo 4.2'de hastalardan elde edilen ortalama SUV değerleri ve hesaplama verilmiştir.

Tablo 4.2: PET/CT Çekilmiş 10 Hastadan Alınan ROI Değerleri.

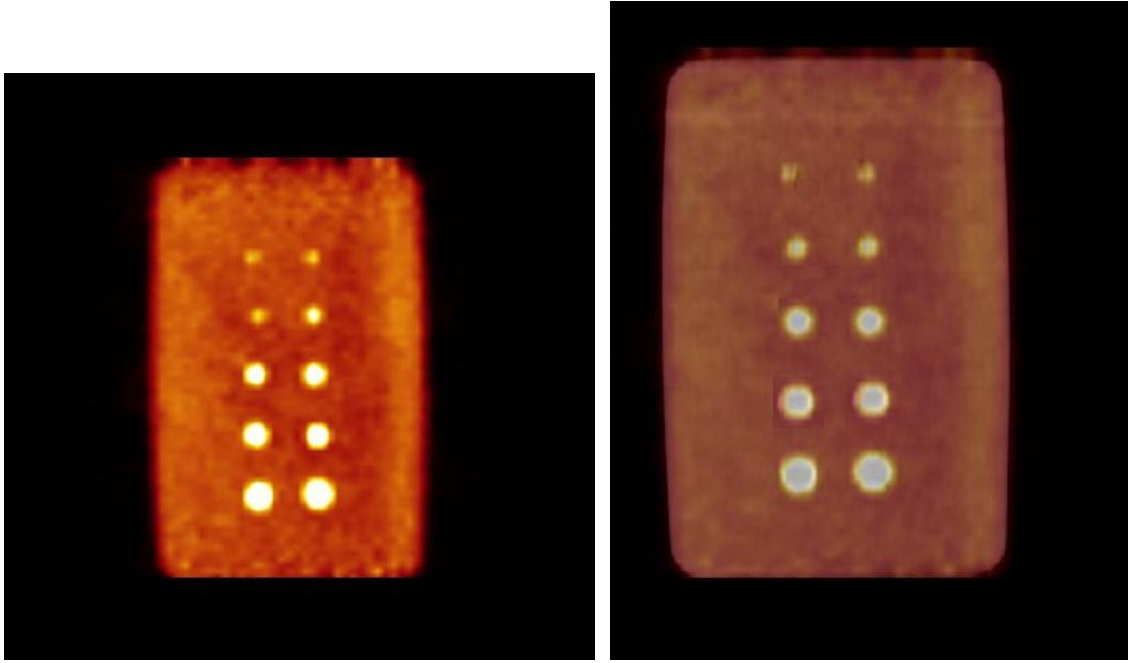
Lezyon – Kemikte (ortalama SUV değeri)	Yumuşak Doku (ortalama SUV değeri)	Lezyon / Doku
2,332	0,330	7,07
6,789	1,036	6,55
7,112	0,978	7,27
7,665	0,972	7,89
4,259	0,524	8,13
5,558	0,612	9,08
7,232	0,865	8,36
2,889	0,297	9,73
5,419	0,802	6,76
3,364	0,378	8,90
	Ortalama	7,97
	Yaklaşık Oran	8/1

Rutin klinik FDG–PETçekimlerinde enjekte edilecek aktivite miktarı, kg başına 0.21 mCi olacak şekilde belirlenir [28]. Kullandığımız fantom 5 lt su ile doldurulduğu için hasta ağırlığını 5 kg olarak kabul edersek enjeksiyon dozumuz 1 mCi FDG-F-18 olacaktır. 8/1 olarak hesaplanan Lezyon/BG değerinden lezyonlara 110 µCi, zemin aktivitesini oluşturacak su içine de 980 µCi olacak şekilde FDG-F-18 konuldu.

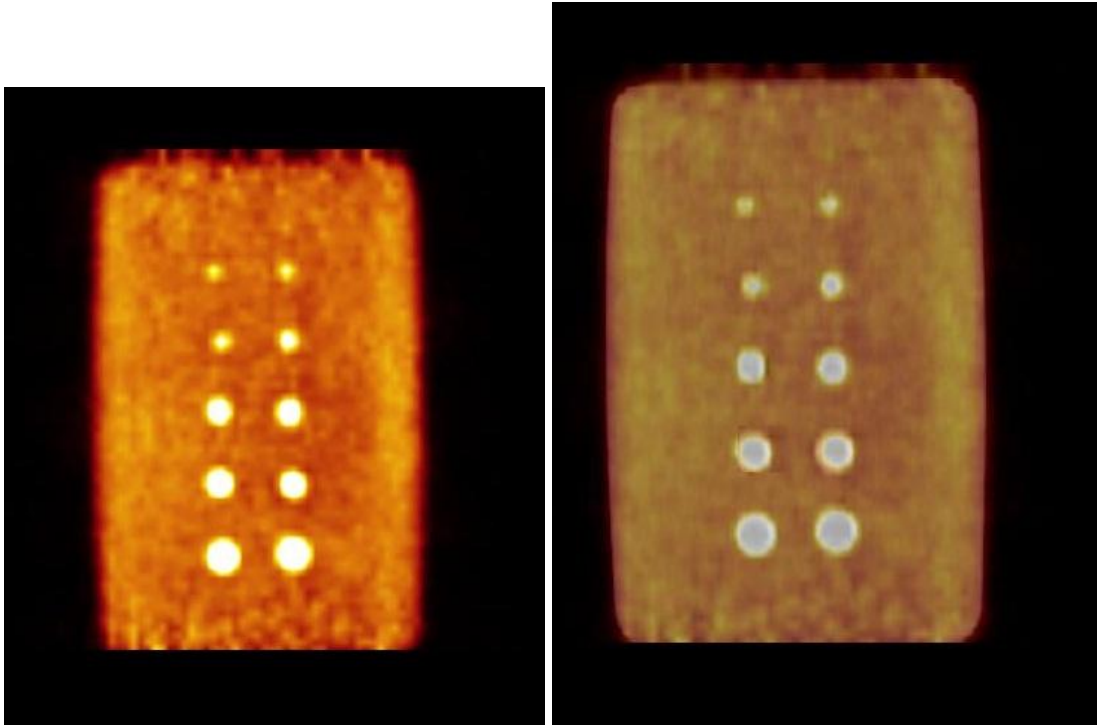
4.2.3. Artan Matris Değerleri için Yapılan Proses Görüntüleri

Görüntüleme sisteminin software'nde var olan 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matris boyutlarında ve klinik rutinde bir yatak pozisyonu için 3 dakika sürede, 2 yatak pozisyonunda PET/CT görüntüleri alındı. Şekil 4.32'de 128x128 matriste alınan PET ve PET/CT füzyon görüntüsü, Şekil 4.33'de 168x168 matriste alınan PET ve PET/CT füzyon görüntüsü, Şekil 4.34'de 256x256 matriste alınan PET ve PET/CT füzyon görüntüsü, Şekil 4.35'de 336x336 matriste alınan PET ve PET/CT füzyon görüntüsü görülmektedir.

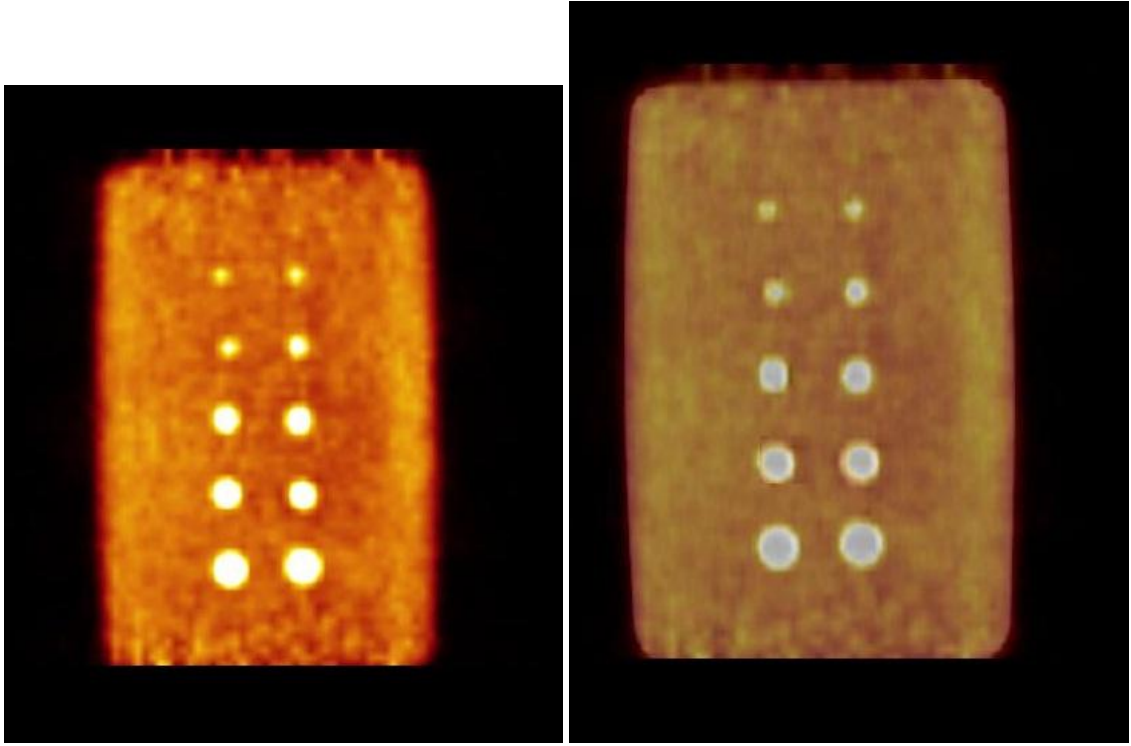
PET/CT görüntüleme sisteminde sistemin software'nda yapılan görüntüleme koşulları değiştirelemediğinden farklı filtreleme işlemlerinin görüntü üzerindeki etkisi araştırılmamıştır. Fakat klinik rutinde kullanılan koşullar ile alınan görüntülerde 16 mm, 12 mm, 10 m 7 mm ve 5 mm çaplı lezyonların her birinin görüntü alınan bütün matris değerlerinde görülebildiği görülmektedir.



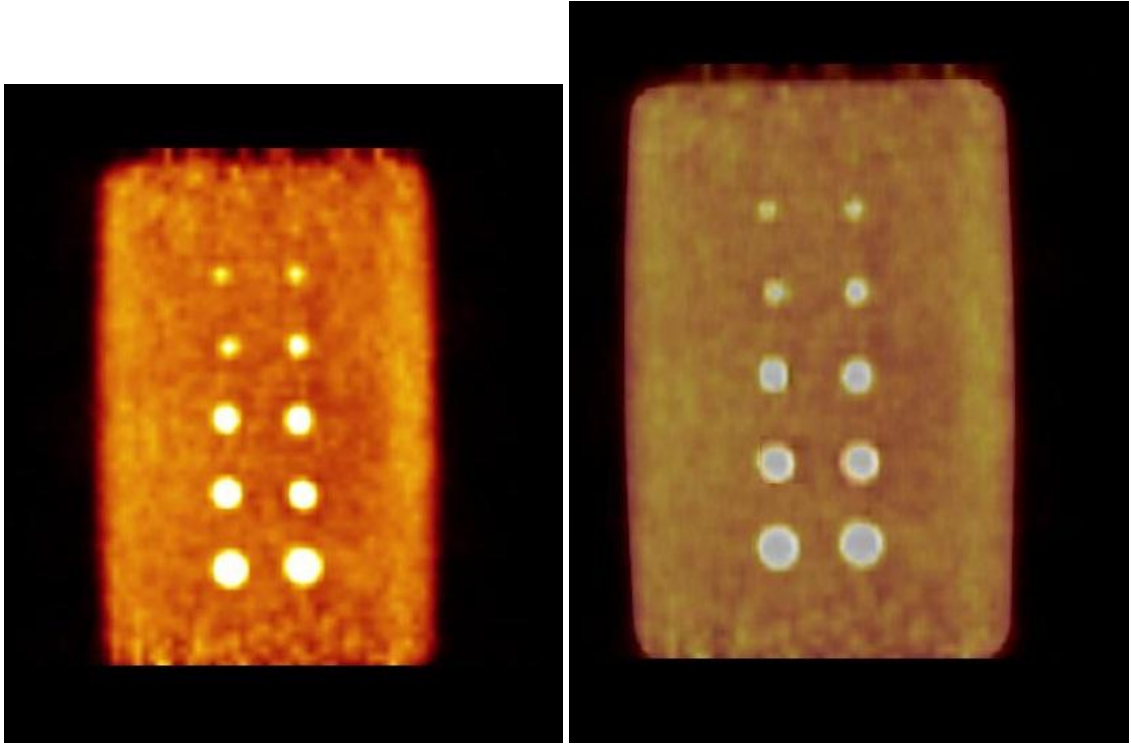
Şekil 4.32: 128x128 matriste alınan PET (sağda) ve PET/CT füzyon görüntüsü (solda).



Şekil 4.33: 168x168 matriste alınan PET (sağda) ve PET/CT füzyon görüntüsü (solda).



Şekil 4.34: 256x256 matriste alınan PET (sağda) ve PET/CT füzyon görüntüsü (solda).

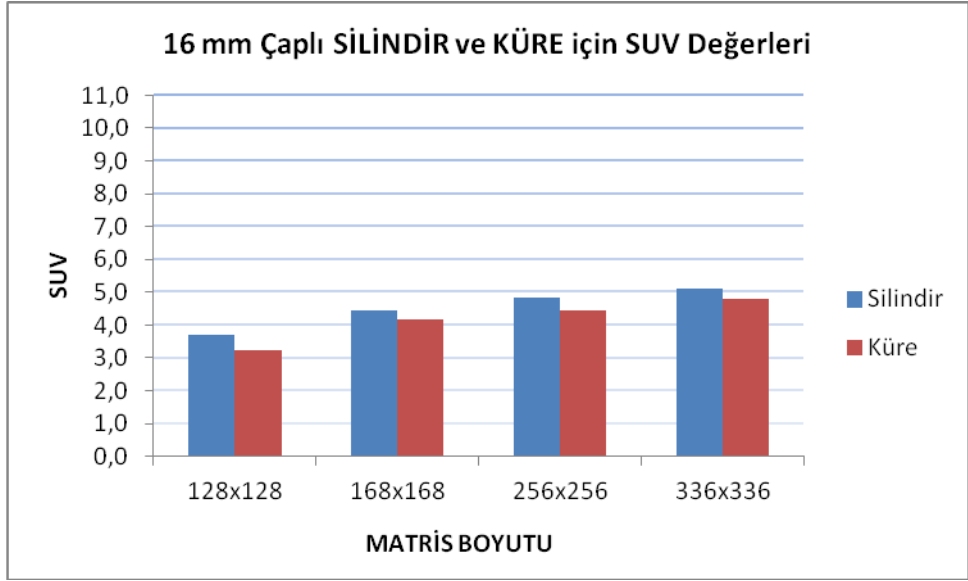


Şekil 4.35: 336x336 matriste alınan PET (sağda) ve PET/CT füzyon görüntüsü (solda).

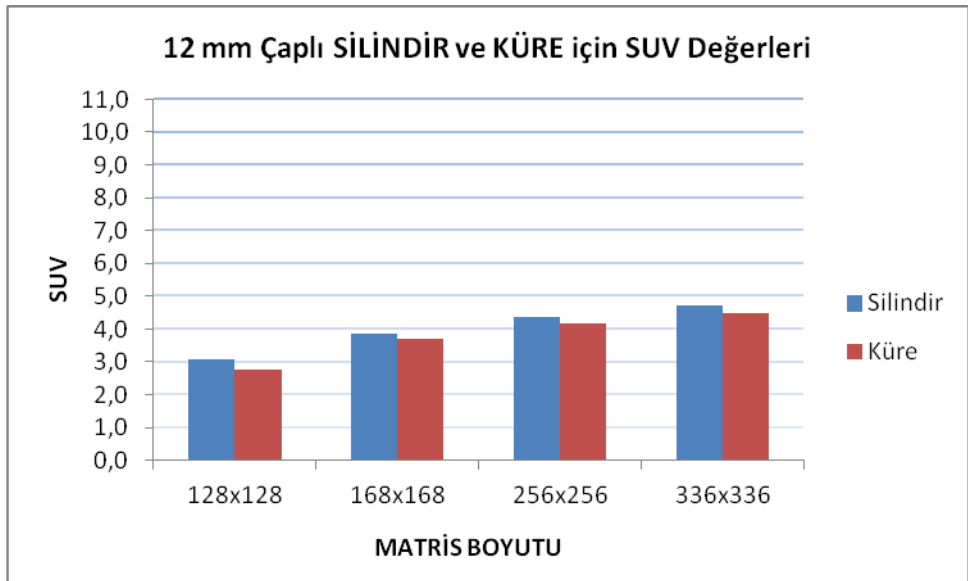
4.2.4. SUV ve Kontrast Değerlendirmeleri

Şekil 4.36 ve Şekil 4.40 arasında 128x128, 168x168, 256x256 ve 336x336 matrisleri ile alınan görüntülerden elde edilen SUV değerlerinin değişimleri gösterilmektedir. Tüm matrislerde lezyonların tamamı görünmektedir. Lezyon çapı arttıkça ve matris boyutu büyüdükçe grafikte meydana gelen değişimler birbirleri ile orantılıdır.

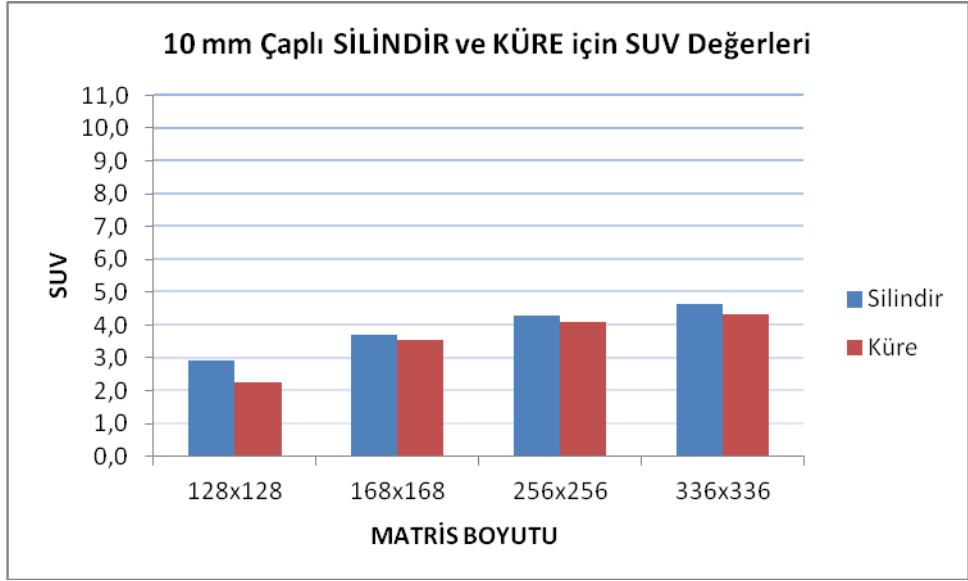
Şekil 4.41 ve Şekil 4.45 arasında 128x128, 168x168, 256x256 ve 336x336 matrisleri ile alınan görüntülerden hesaplanan kontrast değerleri görülmektedir. Beklenildiği şekilde lezyon çapı arttıkça hesaplanan kontrast değerleri artmakta, aynı şekilde matris boyutu büyüdükçe kontrast değerleri artmaktadır.



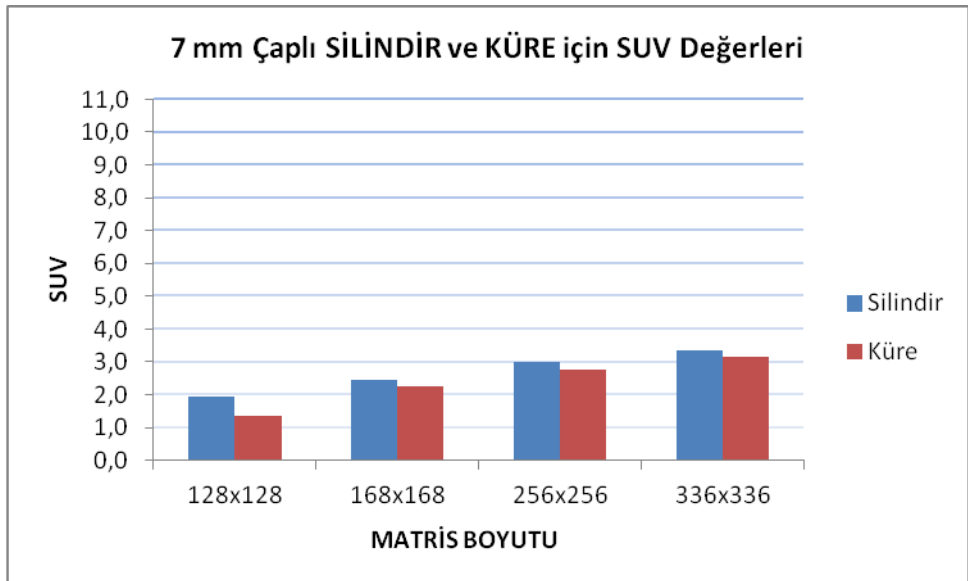
Şekil 4.36: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 16 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri.



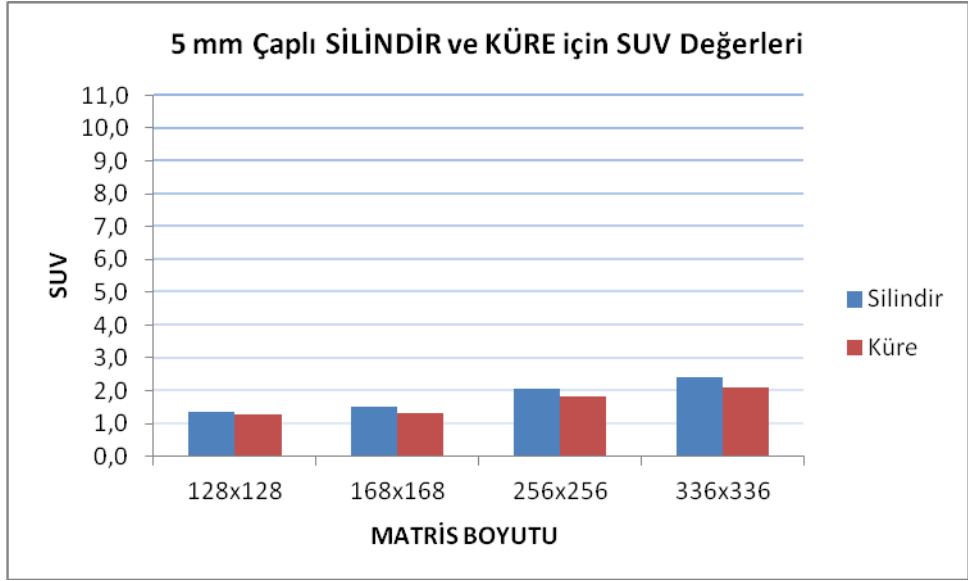
Şekil 4.37: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 12 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri.



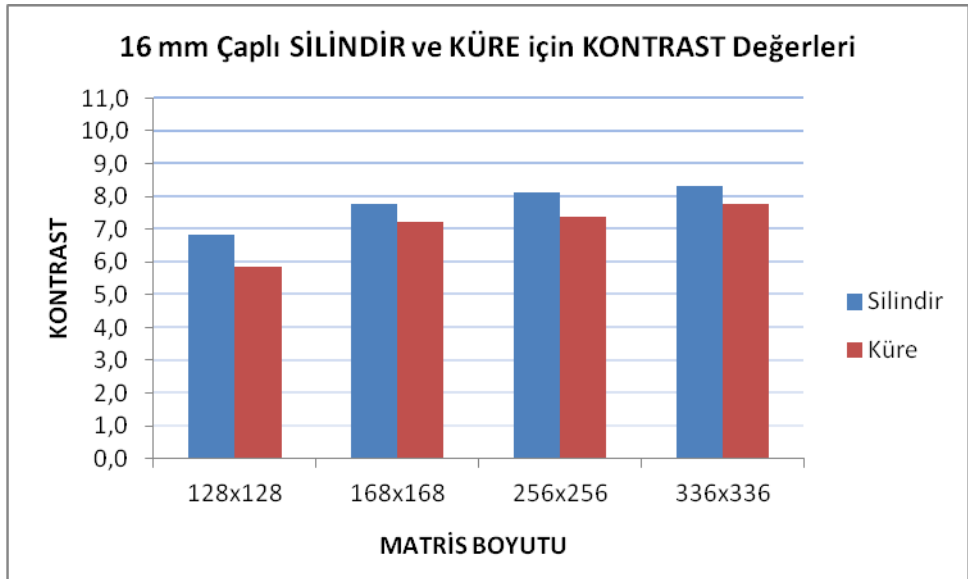
Şekil 4.38: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 10 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri.



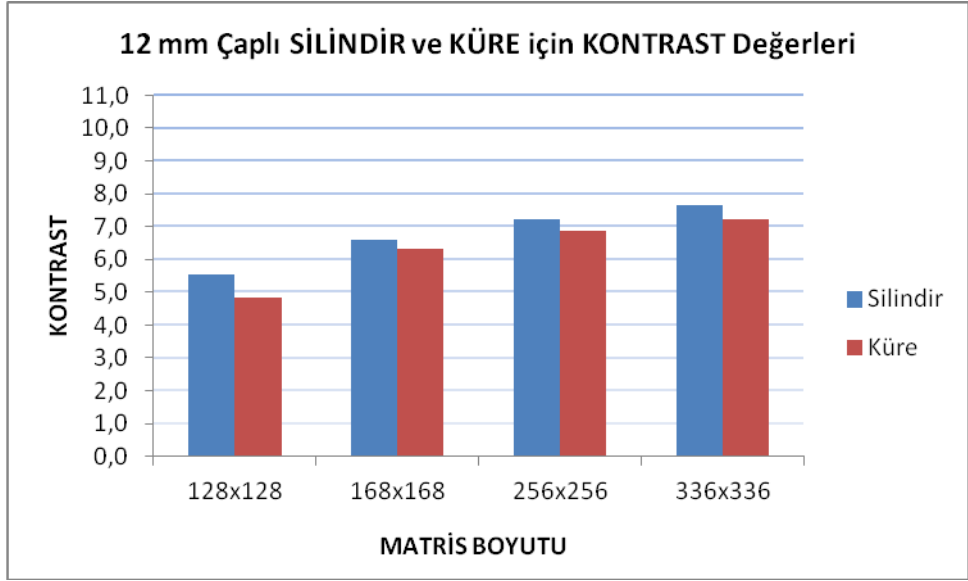
Şekil 4.39: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 7 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri.



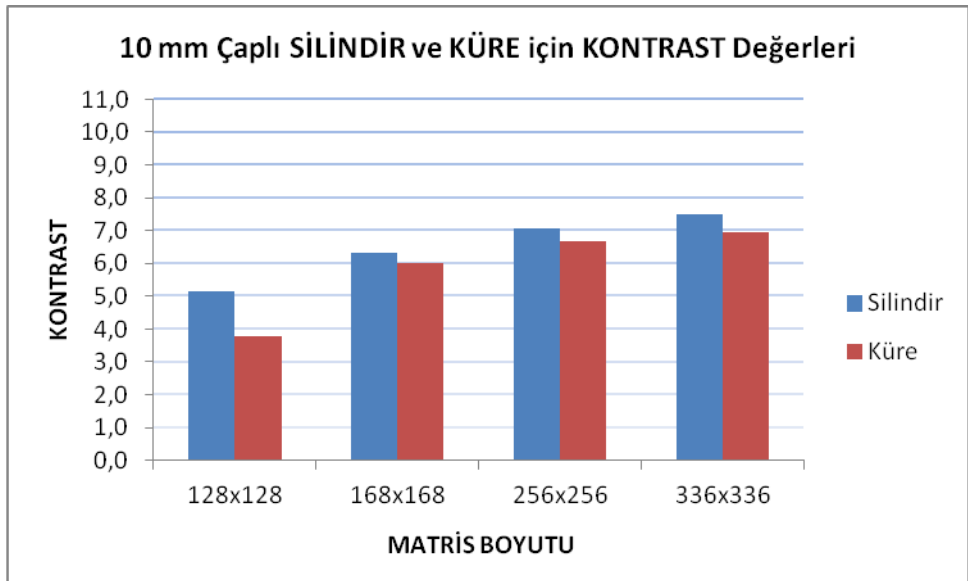
Şekil 4.40: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 5 mm çaplı silindir ve küre için SUV değerleri değişimleri.



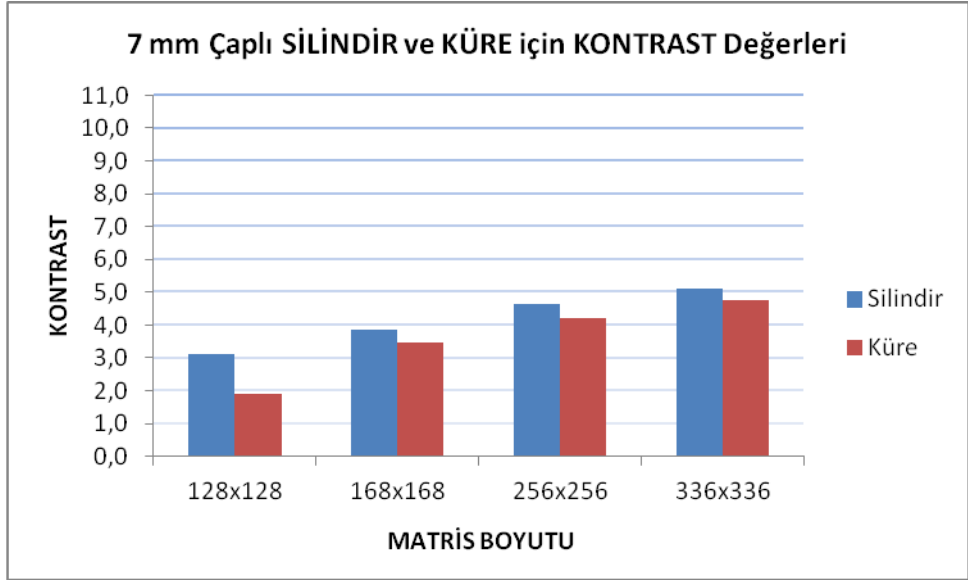
Şekil 4.41: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 16 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.



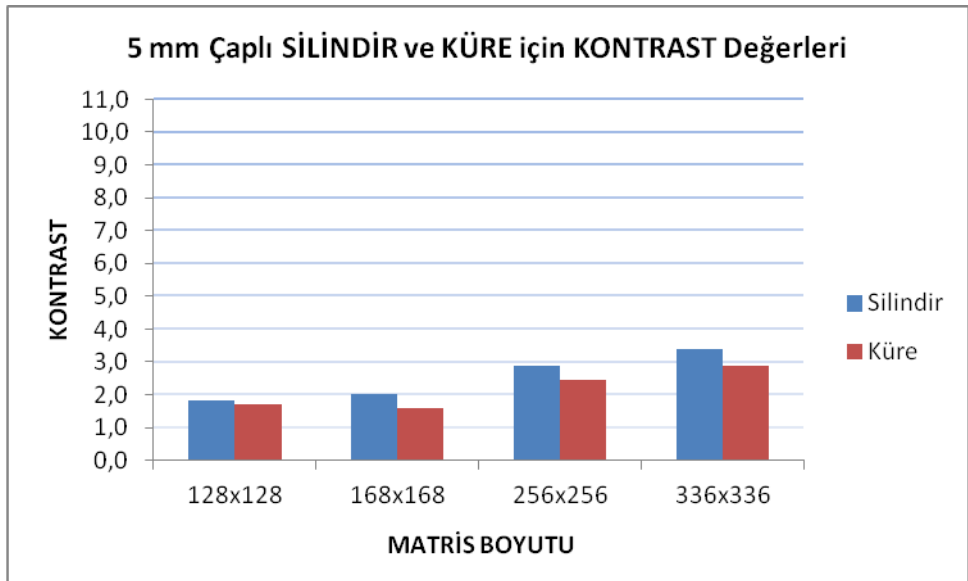
Şekil 4.42: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 12 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.



Şekil 4.43: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 10 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.



Şekil 4.44: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 7 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.



Şekil 4.45: 128x128, 168x168, 256x256, 336x336 matrislerinden elde edilen görüntülerden 5 mm çaplı silindir ve küre için hesaplanan kontrast değerleri.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Tanıda doğru sonuca ulaşmak için görüntüleme sisteminin uzaysal rezolüsyonunun iyi olması çok önemlidir. Görüntüleme sistemlerinin sınırlı uzaysal rezolüsyonu yüzünden Kısmi Hacim Etkisi olarak bilinen değer tayini PET dahil bütün görüntüleme sistemlerinde gözlemlenir [5,6].

Kısmi Hacim Etkisi araştırmalarında, etrafında zemin aktivitesi bulunmayan sıcak küresel alanlar içeren fantomlara dayanan modeller çalışılmaktadır [21,29-32]. Bu fantomlar çapları 1 cm ile 5 cm arası değişen farklı sayıda ve çapta doldurulabilir küreler içermektedir. Bizim bu doktora tez çalışması için geliştirdiğimiz özgün modelde 1.6 cm, 1.2 cm ve 1 cm çaplı küresel taklit lezyonların yanında 1 cm den küçük 7 mm ve 5 mm çaplı taklit küresel lezyonlar da bulunmaktadır. Ayrıca geliştirdiğimiz model silindirik lezyonlar içermektedir.

Kısmi Hacim Etkisi, tümörün boyutuna ve şekline bağlıdır. Daha doğrusu tümörün tümörün ne kadar ve nasıl yoğun olduğuna bağlıdır. Buradaki yoğun terimi, verilen bir hacim içerisinde tümörün ne kadar yüzey alanına sahip olduğu anlamındadır. Az yoğun tümörler yüzey alanları daha büyük olduğu için küresel tümörlere nazaran kısmi hacim etkisinden daha fazla etkilenirler. Küçük yüzey alanına sahip oldukları için küresel şeklindeki tümörler en yoğun olanlardır. Literatür çalışmalarında [5] 4.6 cm çaplı küre ile özdeş hacimli 2.3 cm çaplı silindirik bir tümörün, aktivite tümörün gerçek çevre çizgilerinde ölçüldüğünde küresel tümörlerden yaklaşık %40 daha az sayım vereceği öngörülmüştür.

Bu doktora tez çalışması ile geliştirdiğimiz modelimiz ile yapılan SPECT görüntülemesinden elde edilen görüntülerde, ROI içindeki sayım değerlerini kıyaslamak için eşit çaplı küre ve silindir lezyonlar üzerine aynı ROI'ler çizildi. Aynı çapta ve aynı hacimde küresel ve silindirik lezyonlar karşılaştırıldığında, silindirik tümörler küresel

tümörlerden daha fazla yüzey alanına sahip olmalarına rağmen literatürde verilenin aksine silindirik tümörlerin sayımları ve dolayısıyla hesaplanan kontrast değerleri daha yüksek bulunmuştur. Aynı şekilde PET/CT görüntülemesinden elde edilen görüntülerde, ROI içindeki sayım değerlerini kıyaslamak için eşit çaplı küre ve silindir lezyonlar üzerine aynı ROI'ler çizildi. Burdan elde edilen sonuçlarda da literatürde verilenin aksine silindirik tümörlerin SUV değerleri ve dolayısıyla hesaplanan kontrast değerleri daha yüksek bulunmuştur. Modeli geliştirirken yapılan deneysel çalışmalarda da aynı durum görülmektedir. Çapları küresel lezyonlarla aynı fakat yükseklikleri 3 cm olan ve dolayısıyla hacimleri kürelerden daha büyük silindirik lezyonlar içeren deneylerden elde edilen sonuçlarda da silindirik lezyonların sayımlarının kürelerden daha fazla olduğu bulunmuştur. Ayrıca çapı 1 cm nin altındaki silindirik lezyonlardan 7 mm çaplı olanın görüntülenebildiği ve 5 mm çaplı olanın sadece yüksek matris boyutlarında görüntülediği izlenmiştir. Bu elde ettiğimiz sonuç literatürdeki sonuçlarla çelişmektedir. Bunun nedeni literatür çalışmalarında kullanılan silindirik alanın çapının küresel alanın çapından küçük olması olabilir. Hacimler eşit olsa dahi tümörün gerçek çevre çizgileri esas alınarak çizilen ROI içindeki sayım, silindir çapının küre çapından küçük olmasından dolayı silindirik alanda daha az ölçülmüş olabilir. Bu sonuçlar, hacimler eşit olsa dahi tümörün gerçek aktivite çizgilerinin Kısmi Hacim Etkisinde ne kadar önemli bir değişken olduğunu ve tümör şeklinin Kısmi Hacim Etkisindeki önemini göstermektedir.

Geliştirdiğimiz fantom ile yapılan deneyler sonucu bulunan kontrast değerleri filitrelenmiş geri projeksiyon metodu ile rekonstrüksiyon yapan BONE, FBPR ve NO FILTERS profilleri için ve iteratif metotlar ile rekonstrüksiyon yapan OSEM ve MOSEM profilleri için ayrı ayrı hesaplandı. Her bir profil kendi içinde değerlendirildiğinde, matris boyutları arttıkça elde edilen kontrast değerlerinin arttığı görüldü. Aynı şekilde lezyon çapı azaldıkça hesaplanan kontrast değerinin ve görsel netliğin azaldığı görüldü. Elde edilen değişimler birbirleri ve literatür çalışmaları [5,6,20,30] ile son derece uyumlu bulundu.

Kemik sintigrafisi için klinik rutinde kullanılan BONE profili filitrelenmiş geri projeksiyon tekniği ile rekonstrüksiyon yapar, ön filtre olarak Butterworth Filtre kullanır ve son filtre kullanmaz. FBPR profili filitrelenmiş geri projeksiyon tekniği ile

rekonstrüksiyon yapar, ön filtre olarak Butterworth Filtre kullanır ve son filtre olarak Substract BG ve Smoothing Filtre kullanır. NO FILTERS profili filitrelenmiş geri projeksiyon tekniği ile rekonstrüksiyon yapar, ön filtre ve son filtre kullanmaz. Bu üç profil aynı teknikle rekonstrüksiyon yapmasına rağmen kullanılan filtreler görüntülerde kalitatif ve kantitatif farklara neden olmaktadır. FBPR profili üçü içindeki en yüksek aktivite dağılımına ve dolayısıyla en yüksek kontrast değerlerine sahiptir. Hesaplanan kontrast değerlerinden ve sintigrafik verilerden çıkarılan sonuca göre cihazın software'ında tanımlı olan BONE profil görüntülerinin düşük kontrast değeri verdiği ve bu nedenle rutin proseslerde kullanılmasının uygun olmadığı belirlendi.

Klinik görüntü proseslerinde kullanılan OSEM profili iterativ teknikler ile rekonstrüksiyon yapar, ön filtre olarak Butterworth ve Smoothing Filtre kullanır ve son filtre kullanmaz. MOSEM profili iterativ teknikler ile rekonstrüksiyon yapar, ön filtre olarak Butterworth ve Smoothing Filtre kullanır ve son filtre kullanmaz. Bu iki profil aynı teknikle rekonstrüksiyon yapmasına ve aynı ön ve son filtreler kullanmasına rağmen farklı aktivite dağılımı vermektedir. Aralarındaki fark iterasyon yapılan alt setlerin sayısından kaynaklanır. OSEM profili, MOSEM profiline ve diğer üç profile göre en yüksek aktivite dağılımına ve dolayısıyla en yüksek kontrast değerlerine sahiptir. Buradan çıkan sonuca göre, klinik rutinde hangi profilin kullanılmasının en uygun olduğunu belirlemek için öncelikle rekonstrüksiyon metodunun iyi belirlenmesi ve seçilen rekonstrüksiyon metoduna göre profilin seçilmesi en uygundur.

Bir hacim içerisindeki maksimum ya da toplam sayım gibi kantitatif parametreler Kısmi Hacim Etkisinden etkilenir. Bu etkinin büyüklüğü SPECT kesitlerindeki düzensiz ve anizotropik uzaysal rezolüsyonla değişir. Mevcut çalışmalar, yüksek rezolüsyonlu yapısal görüntülemeyle yaralanarak bu etkileri telefi etmenin mümkün olduğunu söyler. Kısmi Hacim Etkisini düzeltmek için yapılan en son çalışmalarda [30] SPECT datası OSEM kullanılarak rekonstrükte edilmiş ve MR yada CT ye dayalı kısmi hacim düzeltilmesi her bir iterasyonda projeksiyona uygulanmıştır. Önerilen iterativ OSEM algoritmasına bağlı bu metodun; filitrelenmiş geri projeksiyon ile karşılaştırıldığında görüntü açısından avantajlı olduğu söylenmiştir. Metotda; gerçek SPECT datası gibi simule edilmiş data, gönüllülerden alınmış MR datası ile değerlendirilmiş ve görüntülerde görsel olarak bölgesel tanımlama ve OSEM ile karşılaştırıldığında daha

yüksek kontrast elde edildiği ifade edilmiştir. Yapılan diğer bir MR'a dayalı çalışmada [30] filtrelenmiş geri projeksiyon ile rekonstrükte edilmiş SPECT görüntüleri için Kısmi Hacim Etkisi düzeltme metodu geliştirilmiş ve yapılan simulasyon sonucu kalitatif ve kantitatif olarak SPECT görüntülerini geliştirmek için yapısal bilginin eklenmesi avantajını taşıyan yeni bir algoritma sunulmuştur. Yapılan farklı çalışmalarda [32-37] Monte Carlo kodu [38] kullanılarak SPECT projeksiyon setleri yaratılmış ve farklı iterasyon metotları karşılaştırılarak sayım oranları hesaplanmıştır. MR'a dayalı simülasyonlarda ya da Monte Carlo simülasyonlarında görülmüştür ki ham matris datası simüle edilerek kısmi hacim etkisi düzeltme metotları öngörülmektedir. Bizim yaptığımız fantom çalışmalarında ham dataya ulaşma zorluğundan ve pratik kullanımındaki zorluklardan dolayı bu gibi simülasyona dayalı düzeltmeler yapmadık.

Kısmi Hacim Etkisi düzeltmesi, son zamanlarda kantitatif PET görüntülemeye geniş bir çalışma alanına sahiptir. Geçmişte Kısmi Hacim Etkisi değerlendirilmesi için FDG ile doldurulmuş farklı büyüklükteki küreler içeren ve küre etrafındaki zemin aktivitesinin olmadığı deneyler gerçekleştirilmiş. Fantom görüntüledikten sonra büyüklüğü bilinen alanlarda ROI bazlı Kısmi Hacim Etkisi düzeltme metotları kullanılmış ve Kısmi Hacim Etkisi düzeltilmesi yapılmış SUV değerleri elde edilmiştir [39,40]. Böyle zemin aktivitesinin olmadığı çalışmalar in vivo olarak insan görüntüleme prosedürlerine benzemez. Gerçekte insan vücudunun hiçbir kısmı PET görüntülemeye tamamen soğuk değildir. Her bir organın zemin aktivite dereceleri değişir. Bu nedenle fantom çalışmalarımızda zemini temsil eden su içerisine aktivite ilave ettik.

Son dönemlerde yapılan çalışmalar zemin aktivitesi içeren deneyleri kapsamaktadır. Genelde deney düzenekleri küresel lezyonlar içermekte ve küresel alan/zemin oranı değiştirilerek deneyler gerçekleştirilmektedir. Bu fantom çalışmalarından biri [21], 8:1, 6:1 ve 4:1 lezyon /BG oranı içeren deneyler sonucunda Kısmi Hacim Etkisi düzeltmesi istendiğinde farklı boyuttaki lezyonların yaklaşık RC değerlerini belirlemek için bir tablo oluşturmuştur. Çalışmadaki fantom sadece küresel lezyonları içermektedir, bu yüzden lezyon düzgün şekilli değilse ya da uniform olmayan bir dağılıma sahipse bu tablo güvenilirliğini yitirmektedir.

Bizim yaptığımız PET çekimlerinden elde edilen sonuçlarda lezyon çapı azalırken SUV değerlerinin de azalması, literatürde SUV değerlerinin azaldığını tahmin eden RC metodu ile tamamen uyumludur [41].

Sonuç olarak, bu doktora tez çalışmasında Kısmi Hacim Etkisinin tümör boyutu, şekli ve matris değerlerinin değişimiyle nasıl etkilendiğini değerlendirmek amacı ile Kısmi Hacim Etkisi test fantomu geliştirildi. Fantom üzerinde yapılan deney sonuçlarından, küresel ve silindirik şekilli lezyonlar aynı hacime sahip olsalar bile tutulumlarının farklı olduğu, silindirik şekilli lezyonların daha yüksek değer göstermeleri nedeniyle Kısmi Hacim etkisinden daha az etkilendikleri sonucuna varıldı.

KAYNAKLAR

1. DEMİR, MUSTAFA, 2008, *Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları*, Bayrak Ofset Mat., İstanbul, 975-404-5763.
2. SORENSON, JAMES A., PHELPS, MICHAEL E., 1987, *Physics in Nuclear Medicine*, Grune&Stratton, USA, 0-8089-1804-4.
3. THRALL, JAMES H., ZIESSMAN, HARVEY A., 2001, *Nuclear Medicine*, Mosby, USA, 0-323-00537-3.
4. BOR, DOĞAN, 2009, *Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri*, Bilim Yayıncılık, Ankara, 978-975-556-068-7.
5. SORET, M., BACHARACH, STEPHEN L., BUVAT, I, 2007, Partial Volume Effect in PET Tumor Imaging, *J. Nucl. Med*, 48: 932-945.
6. ROUSSET, O., G., RAHİM, A., ALAVİ, A., et. al., 2007, Partial Volume Correction Strategies in PET. *PET. Clin.*, 2:235–249.
7. KRANE, KENNETH S., 2001, *Nükleer Fizik 1.Cilt*, Palme yayıncılık, Ankara, 975-7477-82-5.
8. POWSNER, RACHEL A., POWSNER, EDWARD R., 2006, *Essential Nuclear Medicine Physics*, Blackwell, USA, 1-4051-0484-8.
9. KOJİMA, A., MATSUMOTO, M., et al., 1989, Effect of Spatial Resolution on SPECT Quantification Values, *J. Nucl.Med.*, 30:508–514.
10. BOCHER, M, BALAN, A, et al., 2000, Gamma Camera-Mounted Anatomical x-Ray Tomography: Technology, Systems Characteristics nad First İmages, *J.Nucl.Med.*, 27:619–27.
11. NİŞLİ, SERAP, 2010, *SPECT/BT'nin Sintgrafik Görüntüleme Yöntemlerinde Kullanımı*, Uzmanlık Tezi, İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı.
12. BUSHBERG, J., T., SEIBERT, J., A., LEIDHOLDT EM, J., R., BONE, J., M., 1994, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Williams and Wilkins, Baltimore, MD, 0-683-01140-5.

13. DEMİR, BAYRAM, 2007, *Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Detektörlerinin İnsan Vücut Fantomunda Duyarlılık Analizi*, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
14. FAHEY, FH., 2002, Data Acquisition in PET Imaging, *Nucl. Med. Technol.*, 30: 39-49, 2002.
15. NUTT, R., 2002, The History of PET, *Mol. Imaging Biol.*;4: 11-26.
16. ÅKESSON, Lars, 2008, *Partial Volume Correction in PET/CT*, Thesis (MSc), Stockholm University.
17. BOELLAARD, R., 2009, Standarts for PET Image Acquisition and Quantitative Data Analysis, *J. Nucl. Med.*, 50: 1-20.
18. ELLIOT, A., 2005, Medical Imaging, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A.*, 546:1-13.
19. SORET, M., RIDDELL, C., et al., 2002, Biases Affecting the Measurements of Tumor-to-Background Activity Ratio in PET, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 49:2112-2118.
20. KRAK, N., BOELLAARD, R., et al., 2005, Effects of ROI Definition and Reconstruction Method on Quantitative Outcome and Applicability in a Response Monitoring Trial, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 32:294-301.
21. SRINIVAS, S., M., DHURAIRAJ, T., et al., 2009, A Recovery Coefficient Method for Partial Volume Correction of PET Images, *Ann. Nucl. Med.*, 23:341-348.
22. STRUL, D., BENDRIEM, B., 1999, Robustness of Anatomically Guided Pixel-by-Pixel Algorithms for Partial Volume Effect Correction in Positron Emission Tomography, *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, 19:547-559.
23. TEO, B., K., SEO Y, BACHARACH S., L., et al., 2007, Partial-volume correction in PET: validation of an iterative postreconstruction method with phantom and patient data. *J. Nucl. Med.*, 48:802-810.
24. JUDY, P., F., BALTER, S., BASSANO, D., et. al., 1997, .Phantoms For Performance Evaluation And Quality Assurance Of CT Scanners, *American Association of Physicists in Medicine, Report No. 1*, 1-888340-04-5.
25. MEDİSO LTD., USER'S MANUEL, *Clinical guide of SPECT / Whole body / Planar processing software package*, Hungary, IX-93-10-01.
26. NEMA STANDARDS PUBLICATION NU 1-2001, 2001, *Performance Measurements of Scintillation Cameras*, National Electrical Manufacturers Association, USA.

27. ÖZPAÇACI T., ÖZÜLKER F., ÖZÜLKER T., 2004, Kemik Sintigrafisinde Kullanılan Tc-99m ile işaretli radyofarmasötikler ve kemikte adsorpsiyon mekanizmaları , *SSK Okmeydanı Eğitim Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği Kemik Sintigrafisi Atlası*, s:5.
28. HALPERN, S., B., DAHLBOM, M., QUON, A., et. al., 2004, Impact of Patient Weight and Emission Scan Duration on PET/CT Image Quality and Lesion Detectability. *J. Nucl. Med.*,45:797–801.
29. BERNARDI, E., FAGGIANO, E., ZITO, F., et. al., 2009, Lesion Quantification in Oncological Emission Tomography: A Maximum Likelihood Partial Volume Correction Strategy. *Med. Phys.*,36:3040–3049.
30. ERLANDSSON, K., THOMAS, B., et. al., 2011, Partial Volume Correction in SPECT Reconstruction with OSEM. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. A.*,648:85–88.
31. ERLANDSSON, K., HUTTON, B., et. al., 2010, Partial Volume Correction in SPECT Using Anatomical Information and Iterative FBP. *Tsinghua Science and Technology.*,15:50–55.
32. PRETORIUS, P., H., KING, M., A., PAN, T-S., et. al., 1997, Reducing the Influence of the Partial Volume Effect on SPECT Activity Quantitation with 3D Modelling of Spatial Resolution in Iterative Reconstruction. *Phys. Med. Biol.*,43:407–420.
33. YONG, D., BENJAMIN, M., W., et. al., 2005, Partial Volume Effect Compensation for Quantitative Brain SPECT Imaging. *IEEE Transactions On Medical Imaging.*, 24:969–975.
34. BIN H., YONG D., et. al., 2005, A Monte Carlo and Physical Phantom Evaluation of Quantitative In-111 SPECT. *Physics in Medicine and Biology.*, 50:41–69.
35. DEWARAJA, Y., K., LJUNGBERG, M., KORAL, K., 2001, Monte Carlo Evaluation of Object Shape Effects in I-131 SPECT Tumor Activity Quantification, *Eur J. Nucl. Med.*, 28:900-906.
36. SORET, M., KOULIBALY, P., M., et. al., 2006, Partial Volume Effect Correction in SPECT for Striatal Uptake Measurements in Patients with Neurodegenerative Diseases: Impact Upon Patient Classification. *European Journal Of Nuclear Medicine And Molecular Imaging.*, 33:1062–1072.
37. PRETORIUS, P., H., KING, M., A., PAN, T-S., 2009, Diminishing the impact of the partial volume effect in cardiac SPECT perfusion imaging. *Am. Assoc. Phys. Med.*,36:105–115.

38. LJUNGBERG, M., STRAND, S-E., 1989, A Monte Carlo Program for the Simulation of Scintillation Camera Characteristics. *Comm. Meth. Progr. Biomed.*, 29:257–272.
39. HOFFMAN, E., J., HUANG, S., C., PHELPS, M., E., 1979, Quantitation in Pozitron Emission Computed Tomography: Effect of Object Size. *J. Comp. Assist. Tomog.*, 3:299–308.
40. ROUSSET, O., MA, Y., EVANS, A., C., 1998, Impact of Patient Weight and Emission Scan Duration on PET/CT Image Quality and Lesion Detectability. *J. Nucl. Med.*, 45:797–801.
41. CHEN, C., H., MUZIC, R., F., et.al., 1999, Simultaneous Recovery of Size and Radioactivity Concentration of Small Spheroids with PET Data. *J. Nucl. Med.*, 40:118–130.

ÖZGEÇMİŞ

05.12.1980 tarihinde Eskişehir’de doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Eskişehir’de tamamladı. 1998 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesinde Başladığı lisans eğitimini 2002 yılında tamamladı. 2002 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümü Nükleer Fizik Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimine başladı ve 2005 senesinde yüksek lisans eğitimini tamamlayarak uzman fizikçi ünvanı aldı. 2006 senesinde İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümü Nükleer Fizik Anabilim Dalında doktora eğitimine başladı. 2010 senesinde Araştırma Görevlisi olarak atandığı İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü’ndeki görevine devam etmektedir. Evli ve bir çocuk annesidir.