

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YTTRIUM-90 GÖRÜNTÜLEMEDE KOLİMATÖR VE ENERJİ PENCERESİ OPTİMİZASYONU

CANER İNCE

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

İZMİR - 2019

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc - 2015970046

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YTTRIUM-90 GÖRÜNTÜLEMEDE KOLİMATÖR VE ENERJİ PENCERESİ OPTİMİZASYONU

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

CANER İNCE

Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Özlem KARADENİZ

II. Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Hatice DURAK

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2015970046

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Medikal Fizik Yüksek Lisans programı öğrencisi Caner İNCE ‘YTTRIUM-90 GÖRÜNTÜLEMEDE KOLİMATÖR VE ENERJİ PENCERESİ OPTİMİZASYONU’ konulu Yüksek Lisans tezini 25/06/2019 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.


BAŞKAN

Prof. Dr. Özlem KARADENİZ

(DEÜ Fen Fak. Nükleer Fizik AD.)


ÜYE

Prof. Dr. Emel ADA

(DEÜ Tıp Fak. Radyoloji AD.)


ÜYE

Prof. Dr. N. Fusun ÇAM

(EÜ Fen Fak. Nükleer Fizik AD.)


ÜYE

Prof. Dr. Ayşe Nur DEMİRAL

(DEÜ Tıp Fak. Radyasyon Onkolojisi AD.)


ÜYE

Prof. Dr. Türkan ERTAY

(DEÜ Tıp Fak. Nükleer Tıp AD.)

YEDEK ÜYE

Prof. Dr. Günseli YAPRAK

(EÜ Nükleer Bilimler Enst. Nükleer Bil. AD.)

YEDEK ÜYE

Dr. Öğr. Üyesi Hakan EPİK

(DEÜ Fen Fak. Genel Fizik AD.)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇİNDEKİLER.....	i
TABLolar DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
KISALTMALAR.....	x
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	3
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	5
2. GENEL BİLGİLER.....	8
2.1. Kararsız Çekirdek ve Radyoaktif Bozunma.....	8
2.1.1. Alfa Bozunumu.....	8
2.1.2. Beta Bozunumu.....	9
2.1.3. Gama Bozunumu.....	9
2.2. Fotonların Madde ile Etkileşimi.....	10
2.3. Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşimi.....	11
2.3.1. Uyarılma, İyonlaşma ve Saçılma.....	11
2.3.2. Radyatif Etkileşimler - Bremsstrahlung.....	13
2.4. Yttrium-90.....	14
2.5. Yttrium-90 Bremsstrahlung Spektrumu.....	15
2.6. Gama Kamera Sistemi.....	16

2.6.1. NaI(Tl) Kristali.....	18
2.6.2. Kolimatörler.....	20
2.6.2.1. Kolimatörde Rezulasyon ve Hassasiyet.....	22
2.6.2.2. Paralel Delikli Kolimatörler.....	23
2.6.3. Foto Çoğaltıcı Tüp.....	25
2.6.4. Ön Yükselteç ve Yükselteçler.....	26
2.6.5. Puls Yükseklik Analizörü.....	27
2.6.6. Pozisyonlama İşlemi.....	28
2.6.7. Görüntü Kayıt Birimleri.....	31
2.7. SPECT.....	33
2.7.1. Cihaz.....	34
2.7.2. Data Toplama.....	35
2.8. SPECT Görüntü Rekonstrüksiyonu.....	35
2.8.1. Filtreli Geri Projeksiyon.....	36
2.8.2. İteratif Rekonstrüksiyon.....	42
2.9. Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler.....	44
2.9.1. Kontrast.....	44
2.9.2. Gürültü.....	45
2.9.3. Uzaysal Rezulasyon.....	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	47
3.1. Araştırmanın Tipi.....	47

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	47
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları.....	47
3.4. Çalışma Materyali.....	47
3.4.1. Gama Kamera Sistemi.....	47
3.4.2. Yttrium-90 Vial.....	48
3.5. Araştırmanın Değişkenleri.....	48
3.6. Veri Toplama Araçları.....	49
3.6.1. Bremsstrahlung Enerji Penceresi.....	49
3.6.2. Bremsstrahlung Görüntüleme.....	50
3.6.2.1. Planar Görüntüleme.....	50
3.6.2.2. SPECT Görüntüleme.....	50
3.6.3. Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi.....	51
3.6.3.1. Görüntülerde ROI Seçimi.....	51
3.6.3.2. Hassasiyet.....	52
3.6.3.3. %FOV.....	52
3.6.3.4. Kontrast.....	53
3.6.3.5. S/B Oranı.....	54
3.7. Araştırma Planı ve Takvimi.....	55
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi.....	55
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları.....	56
3.10. Etik Kurul Onayı.....	56

4. BULGULAR.....	57
4.1. Bremsstrahlung Enerji Spektrumu.....	57
4.2. Yttrium-90 ile Planar Görüntüleme.....	57
4.2.1. Görüntü Kalite Parametreleri.....	57
4.2.1.1. Hassasiyet.....	60
4.2.1.2. %FOV.....	61
4.2.1.3. Kontrast.....	63
4.2.1.4. S/B.....	65
4.3. Planar Görüntüler için Optimum Görüntüleme Koşullarının Saptanması.....	66
4.4. Yttrium-90 ile SPECT Görüntüleme.....	67
4.4.1. FBP ve İteratif Rekonstrüksiyon İşlemi.....	67
4.4.2. Görüntü Kalite Parametreleri.....	71
4.4.2.1. %FOV.....	73
4.4.2.2. Kontrast.....	73
4.4.2.3. S/B.....	74
4.5. SPECT Görüntüler için Optimum Görüntüleme Koşullarının Saptanması.....	75
5. TARTIŞMA.....	76
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	81
7. KAYNAKLAR.....	83
EK- 1: ETİK KURUL ONAYI.....	86

EK- 2: ÖZGEÇMİŞ.....	91
----------------------	----



TABLolar DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 1. Paralel delikli kolimatör özelliklerinin uzaysal rezulasyon ve hassasiyet performanslarına etkisi.....	23
Tablo 2. Araştırmada kullanılan kolimatörlerin özellikleri.....	47
Tablo 3. Planar görüntüler için seçilen enerji pencereleri.....	49
Tablo 4. Gama kamera sisteminde (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerde hassasiyetin, enerji penceresi ve kaynak-dedektör mesafesine göre değişimi.....	61
Tablo 5. Gama kamera sisteminde (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerde %FOV' un, enerji penceresi ve kaynak-dedektör mesafesine göre değişimi.....	62
Tablo 6. Gama kamera sisteminde (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerde kontrastın, enerji penceresi ve kaynak-dedektör mesafesine göre değişimi.....	63
Tablo 7. Gama kamera sisteminde (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerde S/B' nin, enerji penceresi ve kaynak-dedektör mesafesine göre değişimi.....	65
Tablo 8. SPECT rekonstrüksiyon parametreleri.....	67
Tablo 9. FBP ve İteratif yöntem ile rekonstrüksiyonu yapılan görüntülere ilişkin görüntü kalite parametreleri.....	71
Tablo 10. Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinde, farklı enerji pencereleri için %FOV parametreleri.....	73
Tablo 11. Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinde, farklı enerji pencereleri için kontrast parametreleri.....	74
Tablo 12. Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinde, farklı enerji pencereleri için S/B parametreleri.....	74

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 1. Alfa parçacığı bozunumu.....	8
Şekil 2. Beta bozunumu.....	9
Şekil 3. Farklı foton enerjileri ve soğurucular için baskın etkileşim türleri.....	10
Şekil 4. (a) Elektromanyetik radyasyon yayınlanmasını takiben, uyarılma ve de-eksitasyon. (b) İyonlaşma ve delta ışınlarının oluşumu.....	12
Şekil 5. Bremsstrahlung (frenleme radyasyonu) ile radyatif enerji kaybı.....	13
Şekil 6. Bremsstrahlung sürekliliği ve karakteristik X ışınlarına karşılık gelen pikleri gösteren tipik bir X ışını tüpü spektrumu.....	14
Şekil 7. Yttrium-90' ın bozunum şeması.....	14
Şekil 8. ^{90}Sr - ^{90}Y kaynak karışımının yayınladığı beta parçacıklarının alüminyumda ürettiği bremsstrahlung fotonlarının enerji spektrumu.....	16
Şekil 9. Modern bir gama kameranın temel prensipleri ve bileşenleri.....	17
Şekil 10. Sintilasyon kristali.....	18
Şekil 11. Işık fotonları.....	19
Şekil 12. Kolimatör detayı.....	20
Şekil 13. Fotonların septada soğurulması.....	21
Şekil 14. Kolimatörlerin farklı tasarımları	22
Şekil 15. Kalın septa.....	24
Şekil 16. Sodyum iyodür sintilasyon dedektörü.....	25
Şekil 17. NaI(Tl) kristaline birleştirilmiş foto çoğaltıcı tüpleri gösteren, dikdörtgen gama kamera dedektörü.....	26
Şekil 18. Foto çoğaltıcı tüp, ön-yükselteç ve yükselteç.....	26
Şekil 19. Çok kanallı analizörün (MCA) ilkeleri.....	28
Şekil 20. Modern dijital sintilasyon kamerasının elektronik devreleri.....	29
Şekil 21. Pozisyonlama algoritması.....	30

Şekil 22.	Bir gama kamerada analog pozisyonlamanın gösterimi.....	31
Şekil 23.	Matris örneği.....	32
Şekil 24.	Görüntü verilerini bir matriste depolama.....	32
Şekil 25.	Çift kafalı SPECT kamera.....	34
Şekil 26.	Geri projeksiyon işlemi.....	36
Şekil 27.	Bir diskin projeksiyon görüntülerinin oluşturulması.....	37
Şekil 28.	Bir diskin geri projeksiyonu.....	38
Şekil 29.	Geri projeksiyon işleminde yıldız ve bulanıklık artefaktları.....	39
Şekil 30.	Noktasal bir cismin, filtrelenmiş geri projeksiyon yöntemi ile rekonstrüksiyonu.....	39
Şekil 31.	Ramp ve kombine filtrenin; sinyal verileri ve istatistiksel gürültü üzerindeki etkisi.....	40
Şekil 32.	Yaygın kullanılan alçak geçiren filtrelerin özellikleri.....	41
Şekil 33.	Butterworth ve Hann filtrelerinde kesim frekansı ve güç faktörü parametrelerinin etkileri.....	41
Şekil 34.	İteratif rekonstrüksiyonun kavramsal şeması.....	43
Şekil 35.	Philips Forte JETstream AZ SPECT Cihazı.....	48
Şekil 36.	(a) TheraSphere Yttrium-90 Cam Mikroküreleri Vialı (b) Vialin kurşun zırhı.....	48
Şekil 37.	Gama kamera-vial görüntüleme geometrisi.....	50
Şekil 38.	SPECT görüntüsü üzerinde, Kaynak ROI gösterimi.....	51
Şekil 39.	SPECT görüntüsü üzerinde, Kaynak ROI ve BG ROI'lerinin gösterimi...	53
Şekil 40.	Planar görüntülerde S/B hesabı için, ROI çizimi.....	54
Şekil 41.	Yttrium-90 kaynağı ile alınan bremsstrahlung sürekli enerji spektrumu...	57
Şekil 42.	Gama kamera sisteminde 25 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesi için alınan planar görüntüler.....	58
Şekil 43.	Gama kamera sisteminde 40 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesi için alınan planar görüntüler.....	59

Şekil 44.	Gama kamera sisteminde 90-110 keV' lik enerji penceresi ile alınan planar görüntülerde, %FOV' un kolimatör ile kaynak-dedektör mesafesine göre değişimi.....	62
Şekil 45.	Gama kamera sisteminde 90-110 keV' lik enerji penceresi ile alınan planar görüntülerde, kontrastın kolimatör ile kaynak-dedektör mesafesine göre değişimi.....	64
Şekil 46.	Gama kamera sisteminde 90-110 keV' lik enerji penceresi ile alınan planar görüntülerde, S/B' nin kolimatör ile kaynak-dedektör mesafesine göre değişimi.....	66
Şekil 47.	Filtreli geri projeksiyon yöntemi ile alınan koronal kesit görüntüleri.....	68
Şekil 48.	Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülemde, filtreli geri projeksiyon yöntemi ve Butterworth filtre ile alınan transaksial ve koronal kesit görüntüleri.....	69
Şekil 49.	Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülemde, iteratif rekonstrüksiyon yöntemi ve 2B OSEM algoritması ile alınan transaksial ve koronal kesit görüntüleri.....	70
Şekil 50.	Yttrium-90 kaynak vialinin, 25 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesinde HEGP kolimatörü ile alınan bremsstrahlung SPECT görüntüleri.....	72
Şekil 51.	HEGP kolimatörü ile 25 cm' lik kaynak-dedektör mesafesinde ve 90-110 keV'lik enerji penceresi ile alınan Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntüsü.....	75

KISALTMALAR

MeV	Mega Elektronvolt
keV	Kilo Elektronvolt
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
Tc-99m	Technetium 99m
mL	Mililitre
µm	Mikrometre
LEHR	Low Energy High Resolution
MEGP	Medium Energy General Purpose
HEGP	High Energy General Purpose
cm	Santimetre
FOV	Field of View
S/B	Signal/Background
⁹⁰Y	Yttrium 90
β	Beta
mm	Milimetre
PRRT	Peptide Receptor Radionuclide Therapy
RIT	Radioimmunotherapy
RE	Radioembolization
¹³¹I	Iodine 131
MAA	Makro-agrega albumin
⁶⁸Ga	Gallium 68
He	Helium
$\bar{\nu}$	Anti nötrino
γ	Gama
EMR	Elektro manyetik radyasyon
Sr-90	Strontium 90
NaI	Sodium Iodide
Tl	Thallium
PYA	Puls yükseklik analizörü
PMT	Photomultiplier tube
LEGP	Low Energy General Purpose

μCi	Mikro Curie
MBq	Mega Becquerel
^{111}In	Indium 111
ADC	Analog to digital converter
V	Volt
MCA	Multi channel analyzer
FBP	Filtered Back Projection
MLEM	Maximum Likelihood Estimation Method
OSEM	Ordered Subset Expectation Maximization
BG	Background
R_s	Uzaysal rezulasyon
R_K	Kolimatör rezulasyonu
R_D	Dedektör rezulasyonu
GBq	Giga Becquerel
ROI	Region of interest
SNR	Signal noise ratio
dk	Dakika
TRT	Targeted radionuclide therapy

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca desteğini esirgemeyen, bilgi ve deneyimleri ile bana ve çalışmama katkıda bulunan ve yönlendiren tez danışmanım Prof. Dr. Özlem KARADENİZ' e ve ufkumu geliştiren kıymetli görüşleri ile bana destek olan Prof. Dr. Hatice DURAK' a en derin teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin deneysel ölçümleri süresince gösterdikleri sabır ve katkılarından ötürü Prof. Dr. Türkan ERTAY, Uzm. Bağıu UYSAL, Uzm. İsmail EVREN, Tekn. Ebru MENDİLCİOĞLU ve çalışma arkadaşlarına ve bütün süreçte bana olan inançları ve verdikleri desteklerden ötürü başta Melek CAN olmak üzere sevgili arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Medikal Fizik Yüksek Lisans eğitimim boyunca emeği geçen kıymetli hocalarıma da teşekkürü borç bilirim.

Tüm eğitim hayatım boyunca olduğu gibi yüksek lisans eğitimim süresince de desteklerini ve sevgilerini esirgemeyen çok değerli aileme şükranlarımı sunarım.

ÖZET

YTTRIUM-90 GÖRÜNTÜLEMEDE KOLİMATÖR VE ENERJİ PENCERESİ OPTİMİZASYONU

Caner İNCE

Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İzmir
caner.ince@ogr.deu.edu.tr

Amaç: Yttrium-90, hedeflenmiş radyonüklid tedavisinde, primer hepatik ve metastatik tümörlerinde (mikroküreler ile radyoembolizasyon) kullanılır. Yttrium-90; fiziksel yarı ömrü 2.67 gün olan saf beta yayınlı bir izotopdur. Yayılan parçacıklar 2.27 MeV' lik maksimum enerjiye sahiptir ve ortalama enerjileri 0.93 MeV' dir. Konvansiyonel SPECT görüntüleme, Tc-99m gibi bariz fotopike sahip (140 keV enerji fotopiki) gama yayınlı radyoizotoplar kullanılır. Bunun aksine Yttrium-90 bremsstrahlung fotonları, beta parçacıklarının hasta vücudu ile etkileşiminden üretilir ve belirgin bir fotopiki olmayan sürekli ve geniş bir enerji spektrumuna sahiptir. Dolayısıyla görüntü kalitesi seçilen enerji penceresine ve ayrıca kolimatöre bağlıdır. Bu çalışmada Yttrium-90 kaynağı ile optimum bremsstrahlung görüntüleme şartlarının belirlenmesi hedeflenmiş, bu amaçla kolimatör, kaynak-kolimatör mesafesi ve enerji pencere genişliklerinin görüntü kalitesi üzerindeki etkileri incelenmiştir.

Yöntem: Araştırmada, Philips Forte JET stream markalı, iki başlı gama kamera sistemi ve akrilik zırh içine yerleştirilmiş 1,0 mL'lik cam flakon içinde bulunan ve ortalama 20-30 µm büyüklüğünde cam küreleri olan TheraSphere Yttrium-90 kaynağı kullanılmıştır. Planar görüntüler sırasıyla LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörler ile 55-285 keV enerji aralığında 20 farklı enerji penceresi açılarak, iki farklı kaynak - detektör (25 ve 40 cm) mesafesi için alınmıştır. SPECT verileri; 128x128 matriks boyutu, iki rotasyon ve projeksiyon başına sayım süresi 28 saniye olmak üzere, 64 projeksiyon ile elde edilmiştir. Görüntülerin rekonstrüksiyonu filtreli geri projeksiyon ve iteratif yöntemleri ile yapılmıştır. Görüntü kalite parametreleri (hassasiyet, %FOV, kontrast ve S/B), farklı enerji pencereleri ve kolimatör kombinasyonları için araştırılmıştır.

Bulgular: Temel görüntü kalite parametreleri karşılaştırıldığında, en yüksek S/B, %FOV ve kontrast değerleri, HEGP kolimatörü ile 25 cm' lik kaynak-dedektör mesafesinde ve planar görüntülerde sırasıyla 34, %50 ve 436 iken; SPECT görüntülerde 460, %71, 3578 olarak bulunmuştur.

Sonuç: Yttrium-90 vialinin en kaliteli görüntüsü, HEGP kolimatörü ve 25 cm' lik kaynak-dedektör mesafesinde, Butterworth filtre, 0,5' lik kesim frekansı ve 8' lik güç faktörü ile Filtreli Geri Projeksiyon yöntemi kullanılarak ve 90-110 keV' lik enerji pencere seçimi ile alınmıştır.

Anahtar Sözcükler: Yttrium-90, SPECT, Görüntüleme, Sinyal/Gürültü Oranı, Kontrast, %FOV

ABSTRACT

COLLIMATOR AND ENERGY WINDOW OPTIMIZATION FOR YTTRIUM-90 IMAGING

Caner INCE

Dokuz Eylül University, Institute of Health Sciences, Department of Medical Physics, Inciraltı-Izmir

caner.ince@ogr.deu.edu.tr

Purpose: Yttrium-90 is used in the treatment of targeted radionuclide, primary hepatic and metastatic tumors (radioembolization with microspheres). Yttrium-90; is a pure beta-emitter isotope with a physical half-life of 2.67 days. The emitted particles have a maximum energy of 2.27 MeV and their average energy is 0.93 MeV. In conventional SPECT imaging, gamma-transmitting radioisotopes that have obvious photopeak such as Tc-99m (140 keV energy photopeak) are used. In contrast, Yttrium-90 bremsstrahlung photons are produced from the interaction of beta particles with the patient's body and have prominent non-photopeak continuous and broad energy spectrum. Accordingly, the image quality is highly dependent on the selected energy window and also collimator. In this study, the effects of the collimators, source-detector distance and energy window widths on image quality were investigated in order to determine the optimum bremsstrahlung imaging conditions with Yttrium-90 source.

Methods: In the study, Philips Forte JET stream branded gamma camera system, 1.0 mL glass vials enclosed in an acrylic shield and the TheraSphere Yttrium-90 glass spheres with an average size of 20-30 μm were used. The planar images were acquired consecutively with the LEHR, MEGP and HEGP collimators for the two different source-detectors distances (25 and 40 cm) in 20 different energy windows ranging from 55 to 285 keV. SPECT data were obtained for 28 s/view for 64 projections and size of the 128x128 matrix with two rotations. The reconstruction of the images was performed by filtered back-projection and iterative methods. Image quality parameters (sensitivity, %FOV, contrast, and S/B) were investigated for different energy windows and collimator combinations.

Results: Compared to basic image quality parameters, the highest S/B, %FOV and contrast values were found 460, %71, 3578 in the SPECT images whereas the HEGP collimator together with a source to detector distance of 25 cm and the planar images were 34, %50 and 436, respectively.

Conclusions: It was concluded that the best quality image of Yttrium-90 vial was taken with HEGP collimator and choice of energy window with a width of 90-110 keV at the source-detector distance of 25 cm, Butterworth filter, 0.5 cutoff frequency, and 8 order parameters using the Filtered Back Projection method.

Key Words: Yttrium-90, SPECT, Imaging, Signal/Background Ratio, Contrast, %FOV.



1. GİRİŞ VE AMAC

Yttrium-90 (^{90}Y), radyoterapi amaçlı kullanılan, yüksek enerjili beta parçacığı (elektron ya da β^-) yayınlayan bir radyonükliddir. Maksimum parçacık enerjisinin 2,28 MeV, ortalama parçacık enerjisinin 0,94 MeV olması nedeniyle, yüksek doz depozisyonu sağlamaktadır. Ortalama ve maksimum yumuşak doku penetrasyonu, sırasıyla 2,5 mm ve 11 mm' dir. Yttrium-90' ın yarı ömrü 64,1 saattir. Bu özelliği ile, ^{90}Y işaretli kolloid veya hepatik malignite ve metastazlarının embolizasyonu için reçine/cam mikroküreler gibi, çeşitli hedeflenmiş radyototerapi uygulamalarına uygun bir radyonükliddir. Yttrium-90, bir alan veya vücut boşluğuna doğrudan enjeksiyon ile (radyosinovektomi), peptit reseptörü radyonüklid tedavisi (PRRT) ve radyoimmünoterapi (RIT) için intravenöz ve radyoembolizasyon (RE) tedavisi için de intra-arteriyel olarak uygulanabilmektedir. Ancak hedeflenmiş dağıtım ajanına bakılmaksızın, Yttrium-90' ın seçimi ve radyoterapi için kullanımı karmaşık bir süreçtir. Bu nedenle nükleer tıp, girişimsel radyoloji ve tıbbi onkoloji uzmanlıkları arasında yakın işbirliği gerektirmektedir.

Diğer terapötik β^- yayınlayan radyoizotoplar (örneğin, tiroid kanseri için ^{131}I), tedaviden sonra görüntülenebilen karakteristik gama foton emisyonu yapmaktadır. Ancak bu fotonlar, absorbe radyasyon dozunun artmasına neden olmaktadır. Yttrium-90' ın bir avantajı, bu tür gama fotonları yayınlamayan saf β^- kaynağı olmasıdır. Öte yandan, Yttrium-90' ın gama foton eksikliği nedeniyle, geleneksel sintigrafik görüntüleme ve tedavi sonrası radyoaktivite dağılımının değerlendirilmesi zordur. Bu foton eksikliği, ^{90}Y 'nın dozimetrik ve farmakokinetik bilgisi için, bir izleyici olarak kullanılacak benzer kimyasal özelliklere sahip gama yayınlayan radyoizotopların (Indium-111 gibi) geliştirilmesine ve kullanılmasına neden olmuştur. Bu doğrultuda, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -işaretli makro-agrega albumin (MAA), ^{90}Y mikroküre RE tedavisini planlamak için bir radyo-izleyici olarak kullanılmaktadır. Ancak bu tür izleyicilerin kullanılması, in vivo ^{90}Y radyoterapi etkilerini her zaman doğru bir şekilde tahmin edemeyebilmekte ve bu tür tutarsızlıklar beklenmeyen ve istenmeyen toksisite ile sonuçlanabilmektedir [1]. Bu konuda birkaç çalışma, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA planlaması ile ^{90}Y mikroküre tedavisi arasındaki dağılımın olası farklılıkları, Yttrium-90' ın tedavi sonrası görüntüleme ihtiyacını desteklemektedir [2]. Ancak hastadan salınan yüklü parçacıklar doğrudan görüntülenemediğinden, bu işlem de sorun teşkil etmektedir.

Bu noktada olası bir çözüm, hem foton hem de beta parçacıkları yayınlayan; böylece hem terapi hem de görüntü için ölçüm imkanı sağlayan ^{131}I gibi bir radyonüklid kullanmaktır.

Başka bir çözüm ise, terapötik etkili yüklü parçacık yayınlayan bir radyonüklidi, foton yayınlayan bir analogla değiştirmektir (örneğin, ^{90}Y ı ^{68}Ga ile değiştirmek). Böylece, foton yayınlayan nüklid ile terapötik bir nüklidin tanısal görüntülemesi yapılabilmektedir. Bununla birlikte, beta yayınlayan bir radyonüklidin biyolojik dağılımının direkt olarak görüntülenebilmesi, zor da olsa mümkündür [3]. Bu bağlamda Yttrium-90' ın in vivo aktivite dağılımı, beta parçacıklarının yumuşak doku ile etkileşimlerinden üretilen bremsstrahlung fotonunun görüntülenmesiyle değerlendirilir. Bu işlem, geleneksel olarak planar ve/veya SPECT görüntüleme kullanılarak gerçekleştirilmektedir [2]. Ancak Yttrium-90' ın belirgin fotopiki olmayan sürekli enerji spektrumu, bremsstrahlung görüntülemesini sınırlayıcı bir faktördür [3]. Bu durum, görüntü kalitesinin; seçilen enerji penceresi, kullanılan kolimatör ve kaynak-detektör mesafesi ile büyük oranda değişmesine ve sonuçta her görüntüleme merkezinde farklı görüntüleme protokollerinin oluşturulmasına neden olmaktadır [4]. Bu bağlamda, bugüne değin Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemesinde bir standardizasyon geliştirilememiştir.

Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemeyi konu alan çok sayıda araştırma bulunmaktadır. Bu araştırmalarda, Yttrium-90 planar ve SPECT görüntülemesinde farklı enerji penceresi, kolimatör, ve ^{90}Y ajanları kullanarak optimum görüntüleme koşulları saptanmıştır. Bu amaçla, reçine mikroküreler ile planar görüntüleme yapan Ahmadzadehfar ve ark. (2011), orta enerjili bir kolimatör ve 55-250 keV' lik enerji penceresi seçiminin en iyi sonucu verdiğini belirtmişlerdir. Tehranipour ve ark. (2007) planar görüntüleme için yine orta enerjili kolimatör ile 72-119 keV'lik enerji pencere kombinasyonunu kullanmışlardır. Benzer çalışmalarda, Mansberg ve ark. (2007), Strigari ve ark. (2010) ile Kao ve ark. (2013, 2014) orta enerjili kolimatör ve sırasıyla 77-104 keV, 55-245 keV ve 74-86 keV'lik enerji pencereleri ile Yttrium-90 reçine mikroküreleri kullanarak SPECT görüntüleme yapmışlardır. Bunun yanı sıra, Elschot ve ark. (2013) da reçine mikroküreler kullanarak SPECT görüntüleme yapmışlar ancak yüksek enerjili bir kolimatör ve 105-195 keV genişliğinde bir enerji penceresi kullanılmasının daha uygun olduğunu bildirmişlerdir. Cam mikroküreler ile SPECT görüntüleme yapan araştırmacılardan Wissmeyer ve ark. (2011) orta enerjili kolimatör ve 77-104 keV' lik enerji penceresi kombinasyonunu, Padia ve ark. (2013) ise orta enerjili kolimatör ve 57-100 keV' lik enerji penceresi kombinasyonunu optimum görüntüleme koşulu olarak belirlemişlerdir [1].

Günümüzde, radyonüklid tedavilerinin de giderek yaygınlaşmasıyla birlikte görüntüleme ve dozimetri işlemleri, nükleer tıp merkezlerinde çok daha önemli bir rol oynamaktadır. Bu gelişmeler sonucunda, mevcut görüntüleme protokollerinin optimizasyon çalışmaları kaçınılmaz hale gelmektedir. Literatürde Yttrium-90 bremsstrahlung görüntüleme üzerine birçok araştırma olmasına rağmen ülkemizde bu konu ile ilgili henüz bilinen bir çalışma gerçekleştirilmemiştir. Bahsi geçen ihtiyaç doğrultusunda, bu çalışmada Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Bölümü'nde, Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemeye bir optimizasyonun geliştirilmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla; düşük, orta ve yüksek enerji kolimatörlü bir gama kamera sistemi ile Yttrium-90 cam mikroküreleri içeren bir vialin bremsstrahlung planar ve SPECT görüntülemesi yapılmıştır. Araştırmada, iki farklı kaynak-kolimatör mesafesinde, 20 farklı enerji penceresi ve üç kolimatör ile çeşitli görüntüleme kombinasyonları oluşturulmuş, sonuçlar literatür çalışmaları ile karşılaştırılıp değerlendirilmiştir.

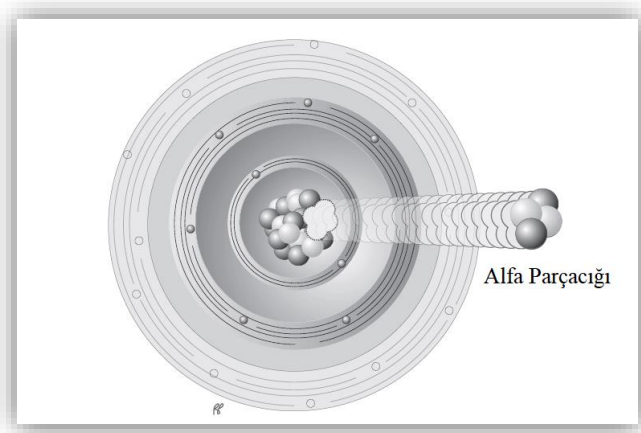
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kararsız Çekirdek ve Radyoaktif Bozunma

Bir elementin birçok izotopu olabilmekte ve bunlar proton ve nötron dengeleri bakımından kararsız nükleer yapıda bulunabilmektedir. Bu izotoplar çekirdeğin bozunumu ile daha kararlı yapıya dönüşmektedir. Bilinen kararlı nüklitlerden çoğunun nötron ve proton sayıları çifttir. Tek sayıda nötron ve proton içeren çekirdekler genellikle kararsızdır. Nükleer kararsızlık, nötron veya proton fazlalığından kaynaklanabilir. Nükleer bozunum, çekirdekten basit bir enerji salınımına ya da çekirdekte proton veya nötron sayısında bir değişikliğe neden olabilir. Bozunumda, proton sayısı değişiyorsa, element de değişir ve ‘transmutasyon’ olarak adlandırılır. Radyasyon yayarak kararlı yapıya ulaşan izotoplara radyonüklid denir [5].

2.1.1. Alfa Bozunumu

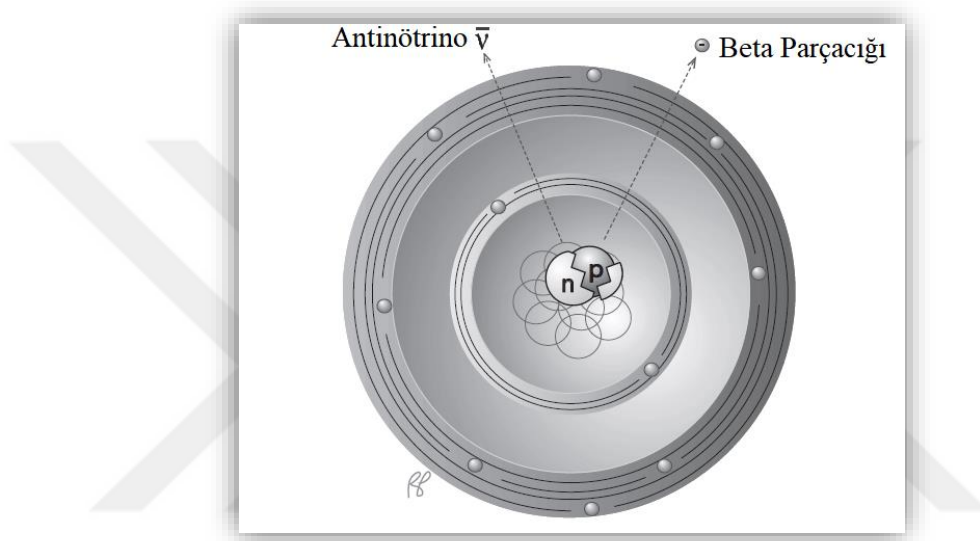
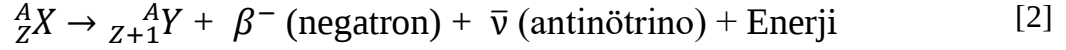
Alfa bozunumu, çekirdekten, bir alfa parçacığının yayınlanması olarak adlandırılır. Alfa parçacığı 2 proton ve 2 nötrondan oluşan Helyum çekirdeğine özdeştir. (Şekil 1). Alfa bozunumu, tipik olarak ağır nüklitlerle ortaya çıkar ve genellikle gama ve karakteristik X-ışını yayınlanır. Alfa parçacıkları, en ağır ve en az girici radyasyon tipidir. Atom çekirdeğinden, 2 ila 10 MeV aralığındaki enerji menziline yayınlanır. Bir alfa parçacığı, bir proton veya nötrondan yaklaşık dört kat daha ağırdır ve elektronik yükü protonun iki katıdır. Alfa bozunumu aşağıdaki denklemle ifade edilebilir:



Şekil 1. Alfa Parçacığı (He^{2+}) Bozunumu [6].

2.1.2. Beta Bozunumu

Beta (β^-) bozunumu ya da negatron bozunumu, nötron sayısı, proton sayısından fazla olan (yüksek N/Z oranı) çekirdeklerde meydana gelir. Beta (β^-) bozunumu aşağıdaki denklemle yazılabilir:



Şekil 2. β^- Bozunumu [6].

Beta bozunumu sırasında bir nötron bir protona dönüşürken, eşzamanlı olarak bir β^- parçacığı ve bir antinötrino yayınlanmaktadır (Şekil 2).

Beta parçacıkları, atomik elektronlarla özdeş parçacıklardır. Antinötrino, kütlesi elektrondan çok daha küçük, yüksüz bir atom altı parçacıktır. Antinötrinonun, yüksüz ve çok küçük kütleli olması nedeniyle maddeyle nadir etkileşime girer dolayısıyla dedeksiyonu çok zordur. Beta bozunumu, proton sayısını 1 artırır ve atomu $Z + 1$ atom numaralı farklı bir elemente dönüştürür. β^- bozunumu, N/Z oranını azaltır böylece ürün, nüklidi kararlılık çizgisine yaklaştırır [7].

2.1.3. Gama Bozunumu

Gama ışınları, bir atomun çekirdeğinden yayınlanan veya madde-anti madde (örn. elektron ve pozitron) arasındaki anihilasyon olayında üretilen elektromanyetik radyasyondur.

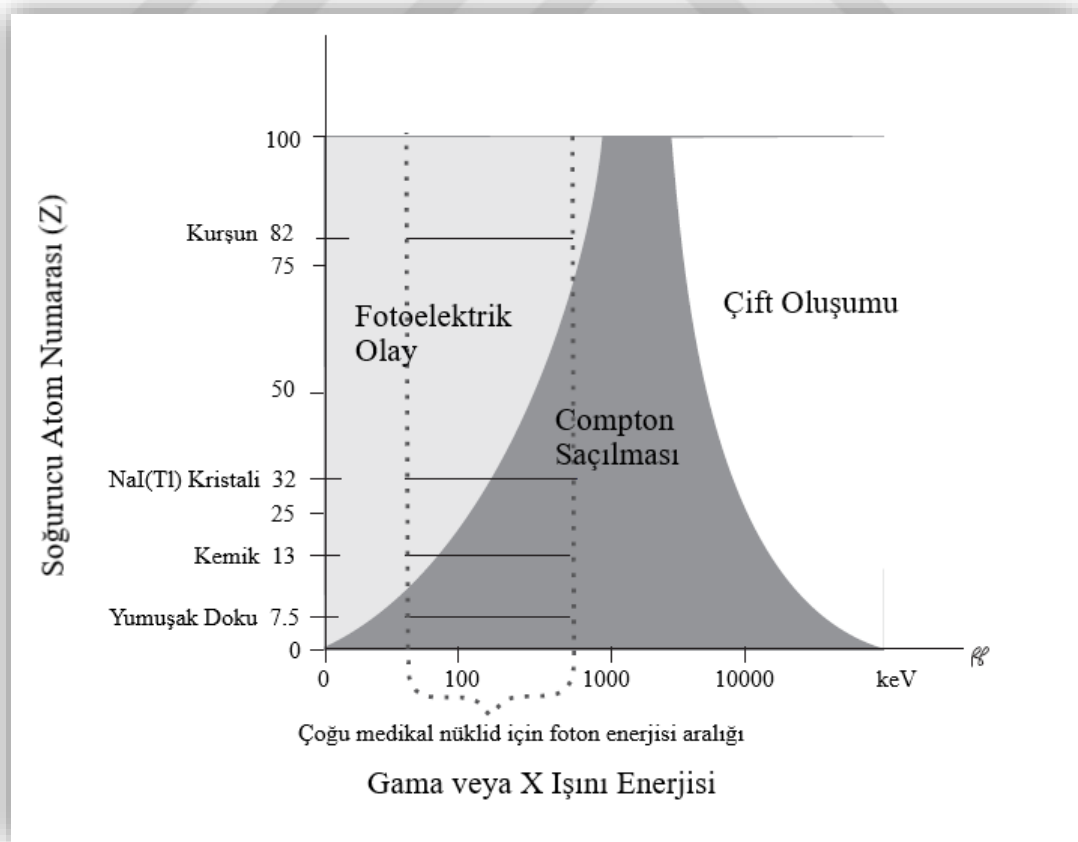
Atom çekirdeğinden bir γ -ışını yayınlandığında, atomun kütle numarası veya yükü değişmemektedir. γ -ışınlarının doğası tam olarak X-ışınları ile aynı olup her ikisi de elektromanyetik radyasyonlardır. Bu iki farklı tür radyasyon arasındaki fark, kaynaklarına dayanır. Şöyle ki X-ışınları, atomda ki elektronik geçişlerden kaynaklanırken, γ -ışınları atomun çekirdeğinden yayınlanır [8].



Burada, ${}^{n+p}_{p}X$, p protonlu ve n nötronlu bir X elementini; X^{*} , uyarılmış durumdaki bir çekirdeği temsil etmektedir [9].

2.2. Fotonların Madde ile Etkileşimi

Fotonlar maddeden geçerken atomlar ile etkileşirler. Bu etkileşimin türü, elementlerin atom numaralarına (Z) ve foton enerjisine göre değişmektedir.



Şekil 3. Farklı foton enerjileri ve soğurucular için baskın etkileşim türleri [6].

Compton Saçılması, enerjileri 50-550 keV aralığında olan gama ışınlarının kullanıldığı nükleer tıp uygulamalarında, düşük atom numaralı materyaller (insan dokusu; $Z=7,5$) için belirgin etkileşim tipidir. Büyük atom numaralı (kurşun; $Z=82$) materyallerde ise *Fotoelektrik Etki* baskın etkileşim türüdür. Sadece gama enerjisinin 1022 keV' den büyük olduğu çok yüksek foton enerjilerinde meydana gelen etkileşim türü olan *Çift Oluşumu*, nükleer tıp uygulamaları için dikkate alınmamaktadır. Şekil 3, farklı foton enerjileri ve soğurucular için baskın etkileşim türlerini göstermektedir [6].

2.3. Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşimi

Parçacık tipi iyonlaştırıcı radyasyon, alfa parçacıkları, protonlar, beta parçacıkları, pozitronlar gibi yüklü parçacıkları ve nötronlar gibi yüksüz parçacıkları içermektedir. Ağır yüklü parçacıkların (alfa parçacıkları, protonlar gibi) davranışı, elektronlar ve pozitronlar gibi hafif yüklü parçacıklardan farklıdır [7].

Yüklü parçacıklar, maddesel ortamda coulomb etkileşimleri yaparlar ve uyarılma, iyonlaşma, saçılma ve frenlenme yoluyla kinetik enerjilerini kaybederler.

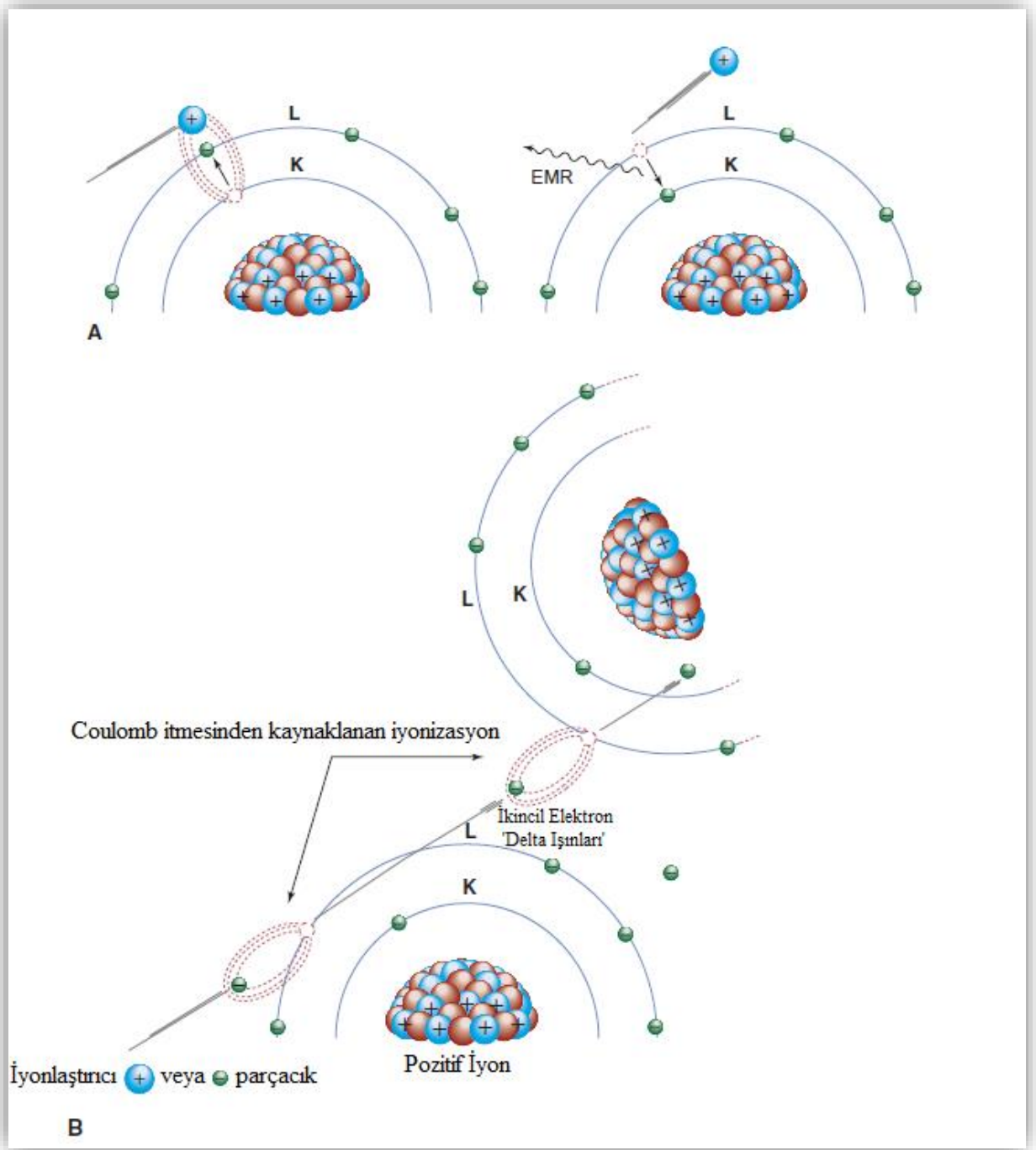
Yüklü parçacıkların madde ile etkileşim mekanizmaları aşağıdaki bölümlerde detaylandırılmıştır.

2.3.1. Uyarılma, İyonlaşma ve Saçılma

Uyarılma ve iyonizasyon, yüklü parçacıklar ortamın yörünge elektronları ile etkileşerek enerji kaybettiğinde meydana gelir. Bu etkileşimler, yüklü parçacıklar atomun elektron ve protonlarının oluşturduğu elektrik alan yakınından geçerken, Coloumb Kuvvetleri etkisiyle yaptıkları çarpışma olaylarına dayanmaktadır.

Uyarılma olayı, parçacık enerjisinin soğurucu materyal elektronlarına aktarılarak, elektronları yörüngelerinden daha yüksek enerjili yörüngelere çıkartılmasıdır. Uyarılma olayında, elektrona aktarılan enerji, bağlanma enerjisinden daha düşüktür. Uyarılmayı takiben elektron, uyarılma enerjisini, elektromanyetik radyasyon ya da Auger elektronları yayınlarak düşük enerji seviyesine geri döner. Bu prosese de-eksitasyon denir. (Şekil 4-a).

Elektrona aktarılan enerji bağlanma enerjisinden büyükse, iyonizasyon gerçekleşir; bu durumda elektron atomdan kopartılır (Şekil 4-b). İyonizasyon olayının sonucunda, elektron ve pozitif yüklü atom içeren bir iyon çifti oluşmaktadır [7].

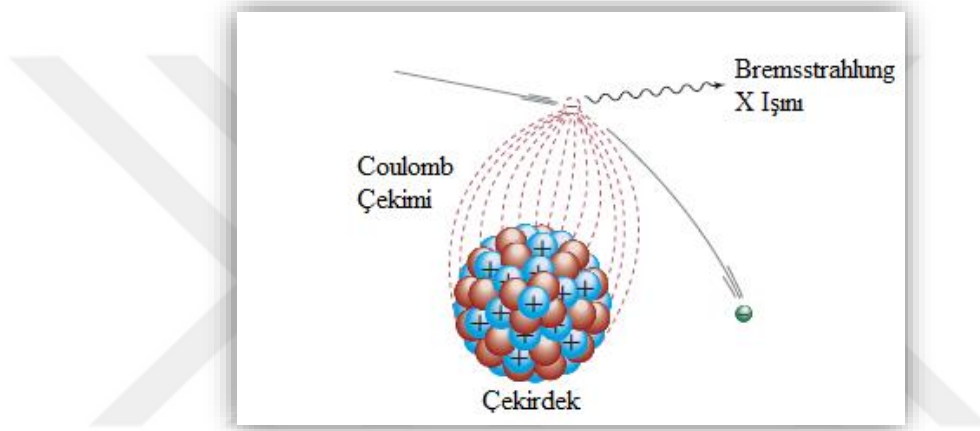


Şekil 4. (a) Elektromanyetik radyasyon (EMR) yayınlanmasını takiben, uyarılma (solda) ve de-eksitasyon (sağda). (b) İyonlaşma ve delta ışınlarının oluşumu [7].

Saçılma, bir parçacığın veya fotonun yolundan saptırılması olayıdır. Çarpışan parçacıkların toplam kinetik enerjisi değişmiyorsa, bu saçılma olayına elastik saçılma denir. Saçılma olayından sonra, parçacıkların toplam kinetik enerjileri saçılmadan önceki enerjilerinden daha az ise saçılma inelastiktir.

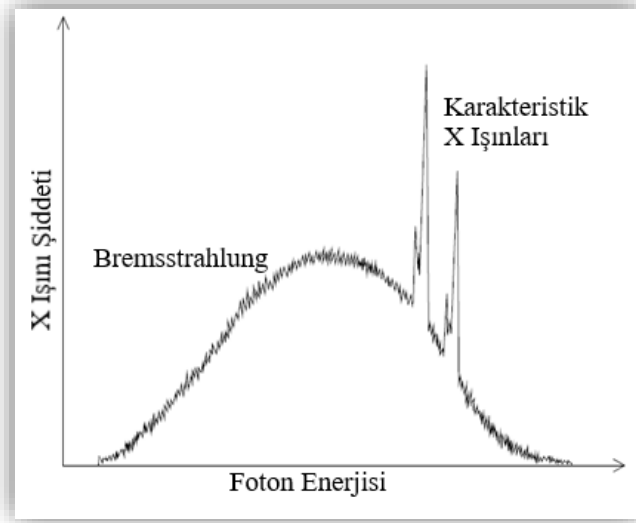
2.3.2. Radyatif Etkileşimler – Bremsstrahlung

Çoğu elektronun, atom çekirdeği ile etkileşimi elastik olsa da elektron, pozitif yüklü çekirdek tarafından saptırılarak enerjisini kaybedebilir. Bu enerji elektromanyetik radyasyon (X-ışınları) olarak yayınlanır. Yayınlanan radyasyon enerjisi elektronun kaybettiği kinetik enerjiye eşit olduğundan enerji korunur. Elektronun yavaşlamasını takiben yayınlanan radyasyon, bremsstrahlung olarak adlandırılır ve Almancada “frenlenme” anlamına gelmektedir (Şekil 5) [7].



Şekil 5. Bremsstrahlung (frenleme radyasyonu) ile radyatif enerji kaybı [7].

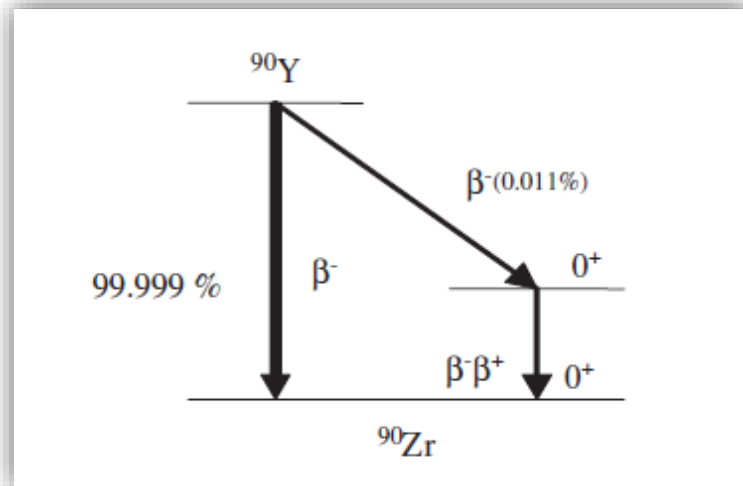
Bir X-ışını tüpünde yüksek enerjili elektronların yavaşlaması, tanısal görüntülemelerde kullanılan bremsstrahlung X-ışınlarını üretmektedir. Atom başına yayınlanan bremsstrahlung, soğurucu malzemenin atom numarasının karesi (Z^2) ile orantılı ve parçacık kütlesinin karesi ile ters orantılıdır (Z^2/m^2). Buna göre parçacık kütlesinin etkisine bağlı olarak, proton ve alfa parçacıkları gibi ağır yüklü parçacıkların oluşturduğu bremsstrahlung; elektronların ürettiğinden bir milyon kat daha az olmaktadır. Bremsstrahlung X-ışını enerjisi, saçılan elektronun maksimum kinetik enerjisine kadar her değeri alabilir. Böylece, birçok elektron bremsstrahlung etkileşimleri yaptığında sürekli bir X-ışını spektrumu oluşur (Şekil 6) [7]. Bu elektronlardan bazıları, anot atomlarından elektron kopartır ve spektrumda kesikli çizgilerle görünen karakteristik X ışınları yayınlanmasına neden olur [8].



Şekil 6. Bremsstrahlung sürekliliği ve karakteristik X ışınlarına karşılık gelen pikleri gösteren tipik bir X ışını tüpü spektrumu [9].

2.4. Yttrium-90

Yttrium-90; bozunum şeması Şekil 7’ de gösterilen, fiziksel yarı ömrü 2,67 gün olan saf beta yayınlı bir izotoptur. Yayılan parçacıklar 2,27 MeV’ lik maksimum enerjiye sahiptir ve ortalama enerjileri 0,93 MeV’ dir. Havadaki ortalama penetrasyon mesafesi 2,5 mm’ dir ve yumuşak dokuda maksimum 11 mm’ lik bir penetrasyon mesafesi vardır. Yttrium-90, bir fisyon ürünü olan Sr-90’ ın jeneratör bozunma ürünüdür.



Şekil 7. Yttrium-90’ ın bozunum şeması [10].

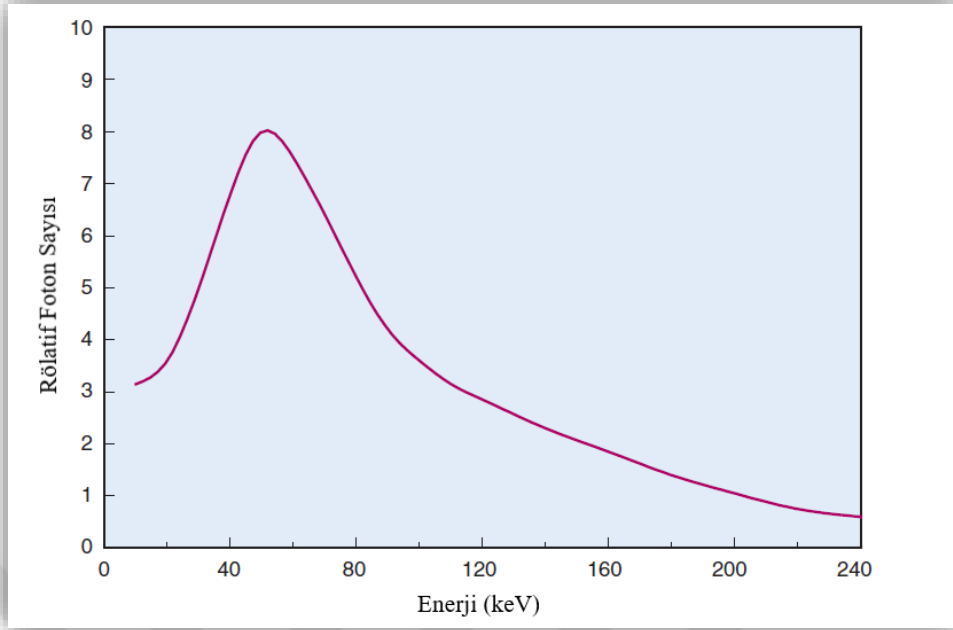
Yttrium-90' ın, 64,1 saatlik fiziksel yarı ömrü; bu elementi, ^{90}Y -etiketli kolloid, somatostatin-reseptör hedefleme peptidleri, tümör hedefli antikorlar ve hepatik malignite ve metastazlarının, kateter-bazlı embolizasyonu için reçine/cam mikro-küreleri gibi çeşitli hedeflenmiş radyoterapi uygulamalarına uygun hale getirir. Kullanılan hedeflenmiş dağıtım ajanından bağımsız olarak, ^{90}Y ' nin seçimi ve radyoterapi için kullanılması oldukça karmaşıktır ve nükleer tıp, girişimsel radyoloji ve tıbbi onkoloji gibi çeşitli uzmanlıklar arasında yakın işbirliği gerektirir. Yttrium-90, bir alana veya vücut boşluğuna doğrudan enjeksiyon yoluyla (örneğin, radyosinovektomi), peptit reseptörü radyonüklid tedavisi (PRRT) ve radyoimmünoterapi (RIT) için intravenöz ve radyoembolizasyon (RE) tedavisi için intra-arteriyel olarak uygulanabilir [1].

2.5. Yttrium-90 Bremsstrahlung Spektrumu

Yttrium-90 kaynağının β^- parçacık emisyonu, sintigrafik olarak da görüntülenebilen bremsstrahlung fotonları üretir. Bu fotonlar, ^{90}Y çekirdeğinden salınan yüksek enerjili β^- parçacıklarının (elektronlar) komşu atomlarla etkileşmesini takiben yavaşlaması sonucunda üretilir. Elektron yavaşlarken kinetik enerjisi, hem birincil hem de saçılmış fotonların oluşturduğu sürekli enerji spektrumuna (yani bremsstrahlung radyasyonu) dönüştürülür ki, bu spektrumda geleneksel sintigrafik görüntülemeye alışıl原因elen belirgin bir enerji fotopiki yoktur [1].

Bremsstrahlung fotonlarının enerjisi, sıfırdan β^- parçacığının maksimum enerjisine kadar her değeri alabilir. Burada, β^- parçacığının hafifçe saptırıldığı olaylarda Bremsstrahlung fotonlarının enerjisi sıfır olurken, parçacığın çarpışmada neredeyse durduğu olaylarda foton enerjisi maksimum olmaktadır.

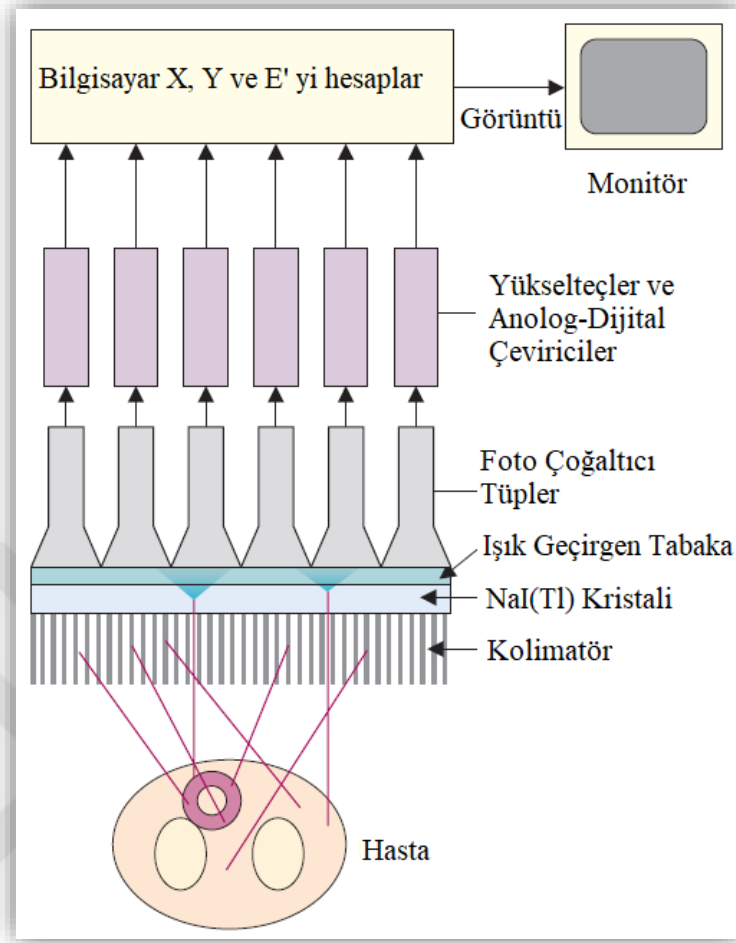
Şekil 8' de, ^{90}Sr - ^{90}Y kaynak karışımının ($E_{\text{max}} = 2,27 \text{ MeV}$) yayınladığı beta parçacıklarının alüminyumda ürettiği bremsstrahlung fotonları için enerji spektrumu verilmiştir ve fotonların çoğunun düşük enerji aralığında olduğu görülmektedir [11].



Şekil 8. ^{90}Sr - ^{90}Y kaynak karışımının ($E_{\text{max}} = 2,27 \text{ MeV}$) yayınladığı beta parçacıklarının alüminyumda ürettiği bremsstrahlung fotonlarının enerji spektrumu [11].

2.6. Gama Kamera Sistemi

Nükleer tıp çalışmalarının temeli, bir radyofarmasötüğün in vivo olarak uygulanmasından sonra, normal ve anormal dokular arasında ayırım yapmak için, organdaki radyonüklid dağılımının değerlendirilmesine dayanır. Radyonüklid dağılımının bu şekilde değerlendirilmesi, esasen NaI (Tl) detektörlerini ve ilgili elektronik parçaları içeren gama kameralar tarafından gerçekleştirilir. Gama kameralar, hem statik hem de dinamik görüntülerin daha iyi uzaysal çözünürlükle alınmasını sağlar ve hastanın çevresinde herhangi bir yöne yönlendirilebilir [12]. Gama kamera birkaç bileşenden oluşur: detektör, kolimatör, foto çoğaltıcı tüpler, ön yükseltici, ana yükseltici, puls yükseklik analizörü, X-Y pozisyonlama devresi ve görüntü kayıt birimleri. Bir gama kameranın şematik diyagramı, Şekil 9' da gösterilmektedir. Detektör, foto çoğaltıcı tüpler ve amplifikatörler, bir stand üzerine monte edilmiş olan detektör kafası adı verilen bir birime yerleştirilir. Kafa, hastanın görüş alanında konumlandırılmak için kumanda ile yukarı veya aşağı hareket ettirilebilir ve döndürülebilir. X-Y konumlandırma devreleri, PYA ve bazı kayıt cihazları bir konsol üzerine monte edilmiştir. Yüksek voltaj, pencere ve fotopikler, operatörün parametre seçimi ile belirlenir. Verilerin toplanması ve işlenmesi bilgisayar tarafından gerçekleştirilir [12].



Şekil 9. Modern bir gama kameranın temel prensipleri ve bileşenleri. Her foto çoğaltıcı tüpün, tüp çıkışları yükseltilir ve analog-dijital dönüştürücü kullanılarak dijitalleştirilir. NaI(Tl) kristalinde etkileşime giren her gama ışınının X-Y pozisyon bilgileri, sayısallaştırılmış sinyallerden hesaplanır. Depo edilen gama ışın enerjisi ile orantılı olan puls yüksekliği de; her bir foto çoğaltıcı tüp sinyallerinin toplamından hesaplanır. Bu enerji (E), seçilen enerji penceresi aralığında ise puls kabul edilir ve görüntüdeki uygun X-Y konumuna yerleştirilir [11].

Bir gama kameranın çalışma prensibi, sintilasyon detektörler ile aynıdır. Temel olarak, bir kaynaktan gelen γ ışınları NaI (Tl) detektörü ile etkileşime girer ve ışık fotonları yayılır. Ardından ışık fotonları, foto çoğaltıcı tüplerin foto katoduna çarparak bir puls üretilir ve daha sonra bu puls bir amplifikatör tarafından yükseltilerek bir PYA ile uygun kanallarda kaydedilir. Son olarak puls, kayıt cihazındaki X-Y konumlandırma devresi yardımıyla detektördeki gama ışını etkileşiminin konumuna karşılık gelen yere konumlandırılır veya bilgisayarda depolanır [12].

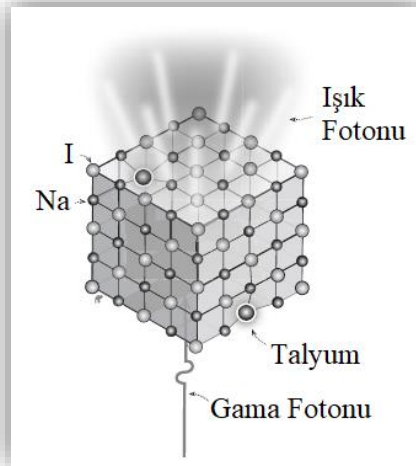
Gama kamera görüntüleme sistemine ait bileşenler (NaI(Tl) Kristali, kolimatör, foto çoğaltıcı tüpler, ön yükseltici, ana yükseltici, puls yükseklik analizörü, X-Y konumlandırma devresi ve görüntü kayıt birimleri), takip eden bölümlerde sırasıyla anlatılmıştır.

2.6.1. NaI(Tl) Kristali

Bazı materyaller, radyasyon enerjisini absorbe ettiklerinde foton yayınlırlar. Yayınlanan fotonların sayısı sintilatörde depo edilen enerji miktarı ile orantılıdır. Sintilasyon detektörlerinde, kristalin atomlarından görünür ışık çıkıp, elektronik bir sinyale veya pulsa dönüştürölür ve foto çoğaltıcı töl (PMT) tarafından yükseltilir [13]. Bir başka deyişle, bir sintilasyon detektöründe radyasyon, radyasyonun bir sintilatörde soğurulması sırasında üretilen ışık fotonları vasıtasıyla dedekte edilir. Bir sintilatörün radyasyon detektörü olarak kullanımı; ışık verimi, dalga boyu, ışık çıkış süresi, optik özellikler, boyut, yoğunluk ve atom numarası gibi bazı özelliklere büyük ölçüde bağılıdır [14].

Sintilasyon kristalleri, gama ışınlarının ışığa dönüştürölölölü yarı saydam materyallerdir. En yaygın kullanılan kristaller sodyum iyodürden (NaI) yapılmıştır. Ancak bu kristaller kolayca kırılabilirler. Sodyum iyodür kristalleri atmosferden nemi emdikleri için hava geçirmeyen bir alüminyum kılıf içine kapatılmalıdır.

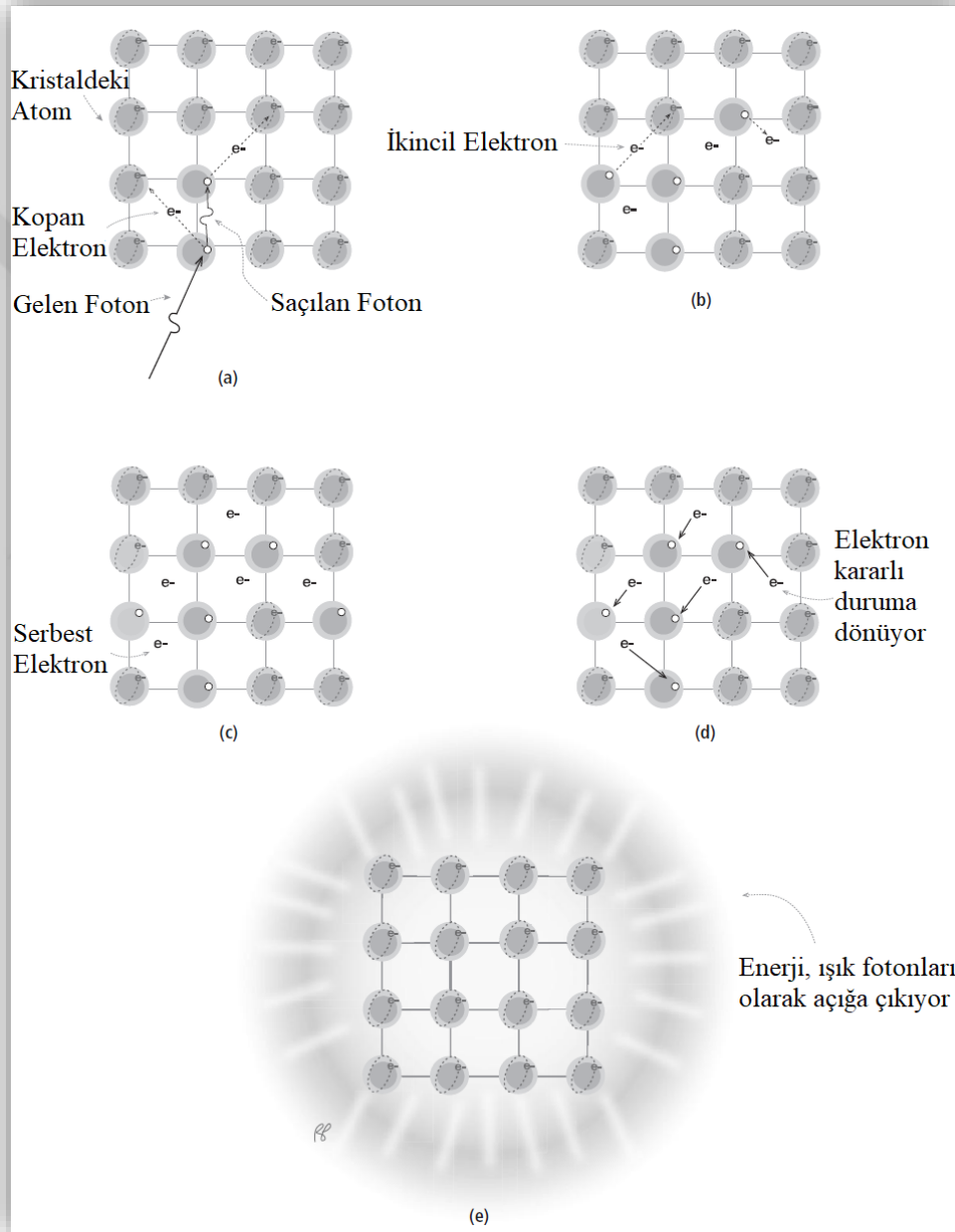
Çok düşük sıcaklıklar hariç, saf sodyum iyodür kristalleri, küçük miktarlarda (%1) kararlı Talyum (Tl) ile katkılanmadıkları sürece sintilasyon oluşturmazlar. Kristalde dağılmış olan Talyum atomları, kristalin gama ışını fotonlarına karşı cevabını değıştirir ve sintilasyonu aktive eder (Şekil 10) [6].



Şekil 10. Sintilasyon kristali. Talyum katkılı Sodyum iyodür kristali, gama fotonlarını ışık fotonlarına dönüştürmek için kullanılır [6].

Gama ışınlarını ışığa dönüştürme işlemi karmaşıktır, ancak gama ışını enerjisinin kristal tarafından soğurulmasını takiben elektronların uyarılmış durumda kalması olarak özetlenebilir. Gama fotonu, enerjisini bir veya daha fazla Compton ya da fotoelektrik

etkileşimleri yoluyla kristale aktarır. Bu gama ışını etkileşimleri tarafından üretilen elektronların her biri, enerjisini kristalin içindeki elektronlar arasında dağıtır ve onları uyarılmış durumda bırakır. Bunlar orijinal hallerine döndüklerinde, enerjilerinin bir kısmı ışık fotonları olarak salınır (Şekil 11). Kristal tarafından soğurulan 1 keV'lik gama ışını enerjisi için yaklaşık 40 ışık fotonu yayınlanmaktadır. Tipik bir detektör düzeneğinde foto çoğaltıcı tüpler, bu ışık fotonlarını saptamak için sentilasyon kristallerine birleştirilir [6].

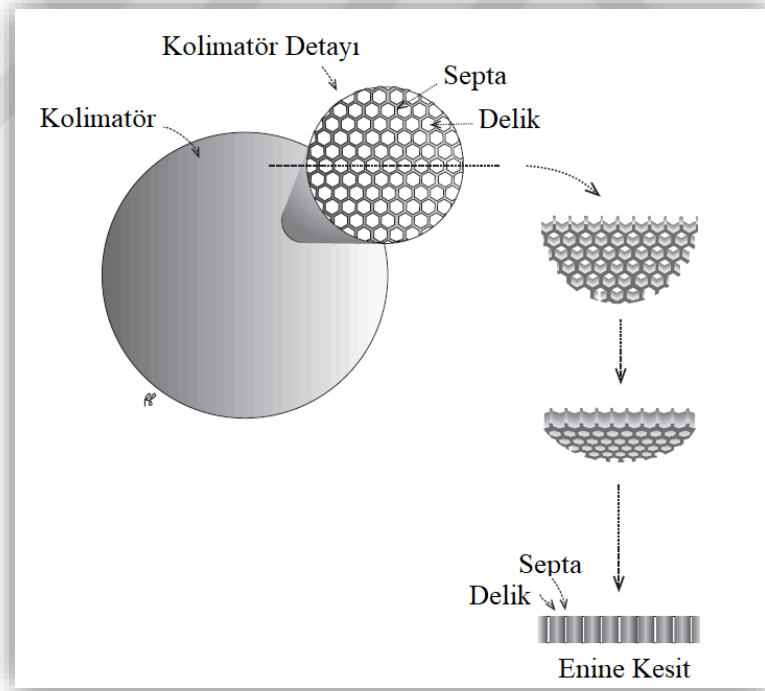


Şekil 11. Işık fotonları (a) Gama ışınları elektronları, compton saçılması ve fotoelektrik etkileşim ile kristalden kopartır (b, c) Kopan elektronlar, çok sayıda ikincil elektron üretir (d, e) De-eksitasyon işlemi sırasında, enerji görünür ışık biçiminde serbest bırakılır [6].

Kristalin tasarımı performansını etkiler. Kullanılan sodyum iyodür kristallerinin kalınlığı bir santimetreden birkaç santimetreye kadar değişmektedir. Kalın kristallerde, kristale ulaşan orijinal ve saçılmış gama ışını enerjilerinin neredeyse tamamı soğurulduğu için, hassasiyet oldukça yüksek olmaktadır. İnce kristallerde hassasiyet, fotonların çoğunun kaçması nedeniyle daha düşüktür. 140 keV enerjili ^{99m}Tc fotonları için, tipik kristal kalınlıkları 0,6 ile 1,2 cm arasındadır [6].

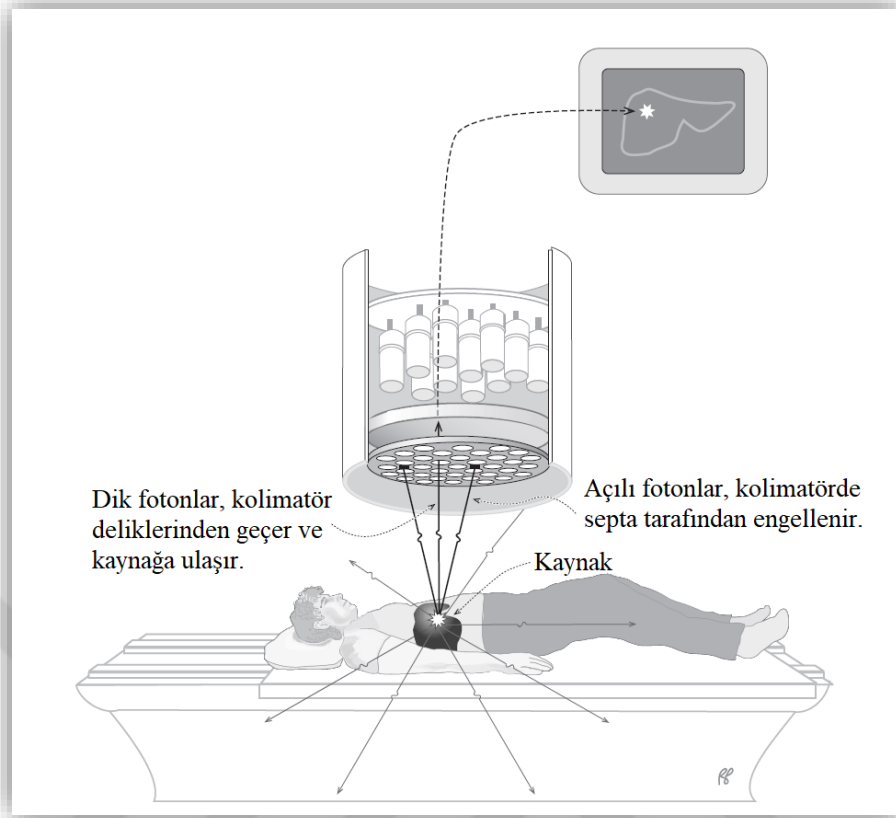
2.6.2. Kolimatörler

Bir kolimatör, kaynaktaki her bir noktanın görüntüde tek bir noktaya karşılık gelebilmesini sağlamak için, kaynaktan çıkan ışınları sınırlar. Kolimatörler sıcak kurşunun dökülmesi veya kurşun folyoların katlanması ile yapılan, kusursuz biçimde hizalanmış binlerce delikten (kanal) oluşur. Genellikle enine kesitler ile tasvir edilmiştir (Şekil 12).



Şekil 12. Kolimatör detayı [6].

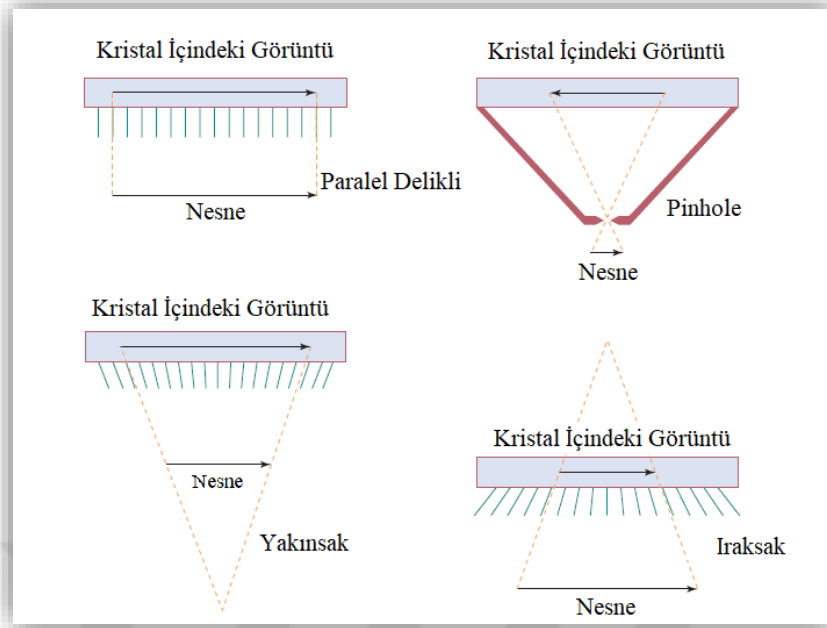
Nüklidler her yöne gama ışını fotonları yayınlırlar. Kolimatör ise, yalnızca her deliğin uzun ekseni boyunca hareket eden fotonların kristale ulaşmasına izin verir. Buna bağlı olarak, başka bir yönde yayılan fotonlar, delikler arasındaki septa tarafından soğurulur (Şekil 13).



Şekil 13. Bir kolimatör, kolimatör yüzeyine dik gelen fotonların geçmesine izin verir [6].

Farklı enerjilerdeki fotonları yönlendirmek için tasarlanmış çeşitli kolimatör türleri vardır. Uygun bir kolimatör seçimi ile görüntüleri büyütme veya küçültme, ayrıca görüntüleme kalitesi ve görüntüleme süresini ayarlamak da mümkündür [6].

Kolimatörler, öncelikle odaklanma türüne göre sınıflandırılır. Diğer sınıflamalar ise septal kalınlık ve delik sayısına göre yapılır. Odaklanma türüne bağlı olarak, kolimatörler paralel delik, pinhole, yakınsak ve iraksak olarak ayrılabilir (Şekil 14). Pinhole kolimatörleri, konik biçimde tek bir delikle yapılır ve büyütülmüş görüntüler sağladığı için tiroid bezleri gibi küçük organların görüntülenmesinde kullanılır. Yakınsak kolimatörler, bir noktaya yaklaşan konik deliklerle yapılır ve ilgilenilen organın, detektörün boyutundan küçük olduğu durumlarda, büyütülmüş görüntüler elde etmek için kullanılır. Iraksak kolimatörler, detektör yüzeyinden dışarıya doğru uzaklaşan konik deliklerle yapılır ve detektörün boyutundan daha büyük olan akciğer gibi organlarda kullanılır. Görüntüler bu kolimatörler ile küçültülür [12].



Şekil 14. Kolimatörlerin farklı tasarımları [7].

2.6.2.1. Kolimatörlerde Rezulasyon ve Hassasiyet

Rezulasyon, bir gama kameranın herhangi bir organdaki yakın noktaları birbirinden ayırt edebilme yeteneği olarak tanımlanabilir. Buna bağlı olarak görüntüde, daha fazla detay gösterilebilmektedir [6]. Kolimatör rezulasyonu, esasen kolimatör tasarımından kaynaklanır. Buna göre, kolimatör deliklerinin uzunluğunu artırarak veya deliklerin çapını azaltarak rezulasyon iyileştirilebilir. Böylece, uzun ve dar delikler daha iyi uzaysal rezulasyon sağlamaktadır. Ayrıca, kolimatör rezulasyonu, kaynak-kolimatör mesafesinin artmasıyla kötüleşir dolayısıyla en iyi rezulasyon kaynak kolimatör yüzeyindeyken olmaktadır. Bu nedenle, nükleer tıp çalışmalarında en iyi rezulasyonu sağlamak için, hastalar kolimatöre mümkün olduğunca yakın yerleştirilmelidir [12].

Kolimatör hassasiyeti, birim aktivite başına, kolimatör deliklerinden geçen γ -ışını fotonlarının sayısı olarak tanımlanmaktadır ve farklı kolimatör tiplerine göre değişmektedir. Paralel delikli kolimatörler için kolimatör hassasiyeti, kolimatör deliklerinin çapı arttıkça artar, kolimatör kalınlığı ve septal kalınlık arttıkça azalır. Böylece, belirli bir kolimatör için, sistemin uzaysal rezulasyonu arttıkça, hassasiyeti azalır, yani hassasiyet ve rezulasyon ters orantılı olarak değişmektedir.

Paralel delikli kolimatör özelliklerine bağlı olarak, uzaysal rezulasyon ve hassasiyet değişimleri Tablo 1'de özetlenmiştir [12].

Tablo 1. Paralel delikli kolimatör özelliklerinin uzaysal rezulasyon ve hassasiyet performanslarına etkisi [12].

Artış	Rezulasyon	Hassasiyet
Delik Sayısı	-	↑
Delik Çapı	↓	↑
Delik Uzunluğu	↑	↓
Septal Kalınlık	↑	↓
Kaynak-Kolimatör Mesafesi	↓	-

2.6.2.2. Paralel Delikli Kolimatörler

En yaygın kullanılan kolimatör, kalın bir kurşun tabakadan (genellikle 2,5 cm) yapılmış ve binlerce paralel deliği olan paralel delikli kolimatördür. Kolimatör septal kalınlığı, görüntülenen gama ışını enerjisiyle belirlenir. Bu kalınlık, septal penetrasyonu mümkün olduğunca azaltacak kadar kalın olmalı ve böylece kolimatöre paralel olmayan fotonların kristal detektör tarafından algılanmasını önlemelidir.

Düşük enerjili fotonlar için (yaklaşık 140 keV), orta enerjili fotonlar için (200-300 keV) ve yüksek enerjili fotonlar için (300 keV üzeri) olmak üzere üç septal kalınlık kullanılır [14].

Düşük Enerjili Genel Amaçlı Kolimatörler (LEGP)

Bu kolimatörler oldukça geniş deliklere sahip olduğu için, kaynaktan çıkan fotonların çoğunun geçişine izin vermektedir. Bu nedenle, rezulasyon zayıf ancak hassasiyet oldukça yüksektir. Görüntüdeki rezulasyonun azalmasının nedeni; deliklerin geniş olması nedeniyle daha geniş kaynak yüzeyinden çıkan fotonların kabul edilmesidir. Bu tür bir kolimatörün hassasiyeti, aktivitesi 1- μ Ci olan bir kaynak için yaklaşık 500,000 sayım/dakika ve rezulasyonu, kolimatör yüzeyinden 10 cm uzakta, 1 cm olarak hesaplanmıştır (140-keV ^{99m}Tc kaynağı).

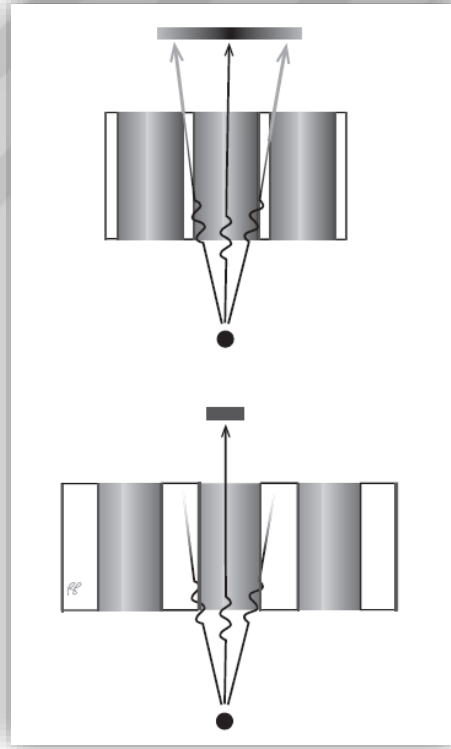
Düşük Enerjili Yüksek Rezulasyonlu Kolimatörler (LEHR)

Bu kolimatörler kullanılarak, genel amaçlı kolimatörlere göre, daha yüksek rezulasyonlu görüntüler elde etmek mümkündür. Daha dar delik boyutu ve daha uzun septaları olduğu için, LEGP kolimatörlerine göre daha fazla delik sayısı vardır. 0,037 MBq (1

μCi) aktiviteli bir kaynak için, bu kolimatörün (LEHR) hassasiyeti, yaklaşık 185,000 sayım/dakika ve rezulasyonu kolimatör yüzeyinden 10 cm uzaklıkta 0,65 cm' dir.

Yüksek ve Orta Enerji Kolimatörler

Düşük enerjili kolimatörler, ^{67}Ga (185, 300, 394 keV enerjili foton yayınlar), ^{131}I (376 keV) ve ^{111}In (173, 245 keV) gibi radyonüklidlerden yayınlanan yüksek enerjili fotonlar için uygun değildir. Bu nüklidlerin yayınladığı fotonlar, LEAP ve yüksek rezulasyonlu (LEHR) kolimatörlerin ince septalarından geçebilecekleri için rezulasyonu zayıflatırlar. Septal penetrasyonu azaltmak için daha kalın septalı (Şekil 15) yüksek enerji kolimatörleri kullanılır, ancak kalın septalı kolimatörün delikler küçüktür ve dolayısıyla hassasiyet daha düşük olmaktadır.

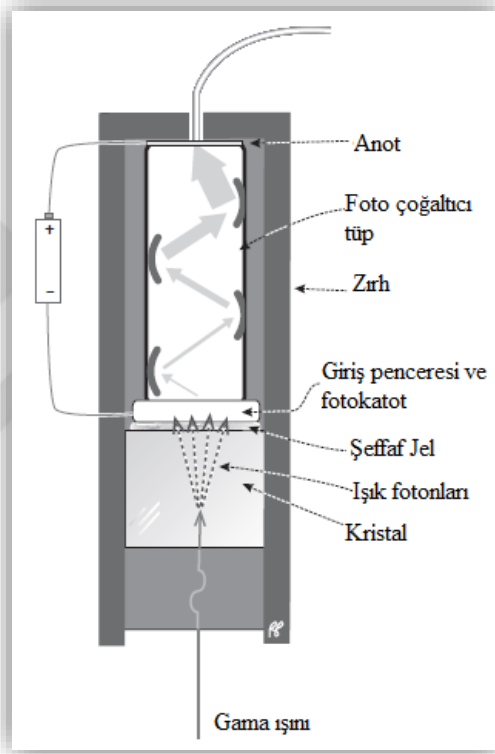


Şekil 15. Kalın septa, yüksek ve orta enerjili fotonları engellemek için kullanılır [6].

Orta enerjili kolimatörlerinin özellikleri, düşük ve yüksek enerji kolimatörler arasındadır. Ga-67 ve In-111'in yayınladığı fotonları görüntülemeye uygun kolimatörlerdir [6].

2.6.3. Foto Çoğaltıcı Tüp

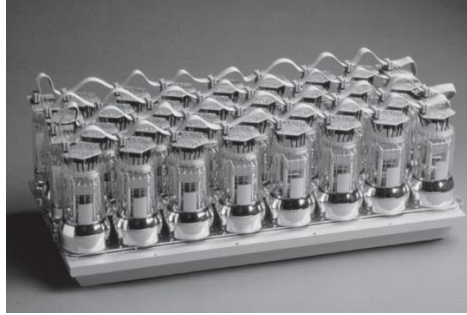
Foto çoğaltıcı tüp (PMT), kristale birleştirilmiş bir fotokatodu olan vakumlu bir tüptür. Foto katot, genellikle ışığa duyarlı yarı iletken bir malzemedir. PMT, kristalin yüzeyine ışık geçirgen transparan bir jel ile birleştirilir (Şekil 16). Transparan jel, kristal ve PMT penceresi ile aynı kırılma indisine sahiptir. Foto katoda çarpan ışık, fotoelektron olarak adlandırılan elektron yayınlanmasına neden olur. Üretilen her bir fotoelektron için ortalama olarak, dört-altı ışık fotonu, foto katoda çarpar.



Şekil 16. Sodyum iyodür sintilasyon detektörü [6].

Foto katotta üretilen elektronların sayısı, tüp içindeki çoğaltma yöntemiyle büyük ölçüde artırılır (Şekil 18). Elektronlar üretilir üretilmez, her bir dinoda art arda çarparak, tüpün çoğaltıcı bölümü boyunca ilerler. Dinodlar, her biri kademeli olarak yükseltilmiş voltajın uygulandığı metal elektrotlardır. Bir elektron bir dinoda çarptığında 2-4 yeni elektron kopartır ki, bunların her biri tüpün ucundaki anoda doğru büyüyerek ilerleyen bir elektron pulsuna katkı verir. Başka bir deyişle, üç dinodtan oluşan bir tüpe giren her elektron için 2^3-4^3 arasında, on dinotlu bir tüpe giren her elektron ise $2^{10}-4^{10}$ elektron arasında bir kazanç sağlayacaktır [6].

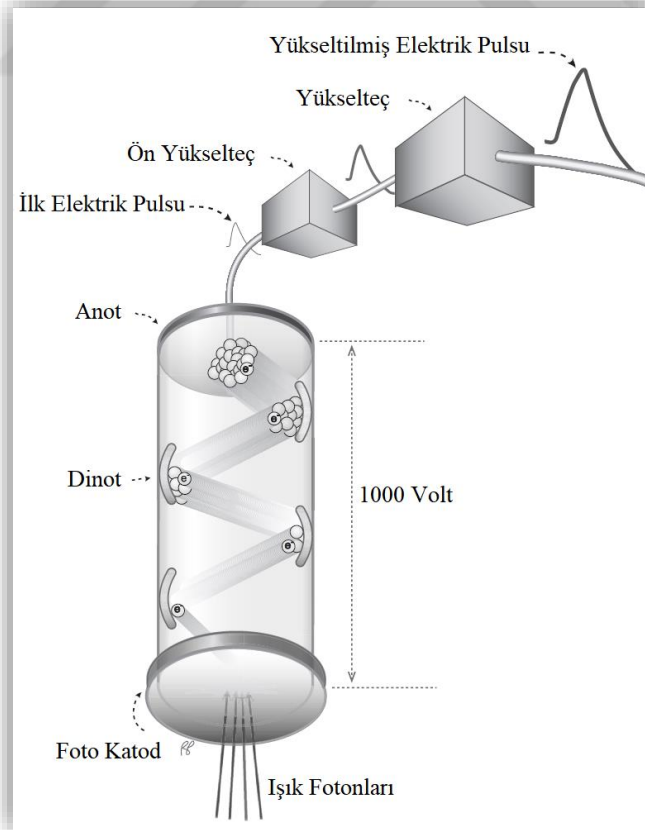
Eski gama kameralarda kullanılan foto çoğaltıcı tüp sayısı 19 ya da 37 iken, günümüz modern kameralarında tüp sayısı 30 ile 100 arasında değişmektedir [12]. Şekil 17, 30 tüplü kamera modelini göstermektedir [11].



Şekil 17. NaI(Tl) kristaline birleştirilmiş foto çoğaltıcı tüpleri gösteren, dikdörtgen gama kamera detektörü [11].

2.6.4. Ön Yükselteç ve Yükselteçler

Foto-çoğaltıcıdan gelen akım, işlenmeden ve sayılmadan önce yükseltilmelidir. Tipik olarak, bu yükseltme iki aşamalı bir işlemdir.



Şekil 18. Foto çoğaltıcı tüp, ön-yükselteç ve yükselteç [6].

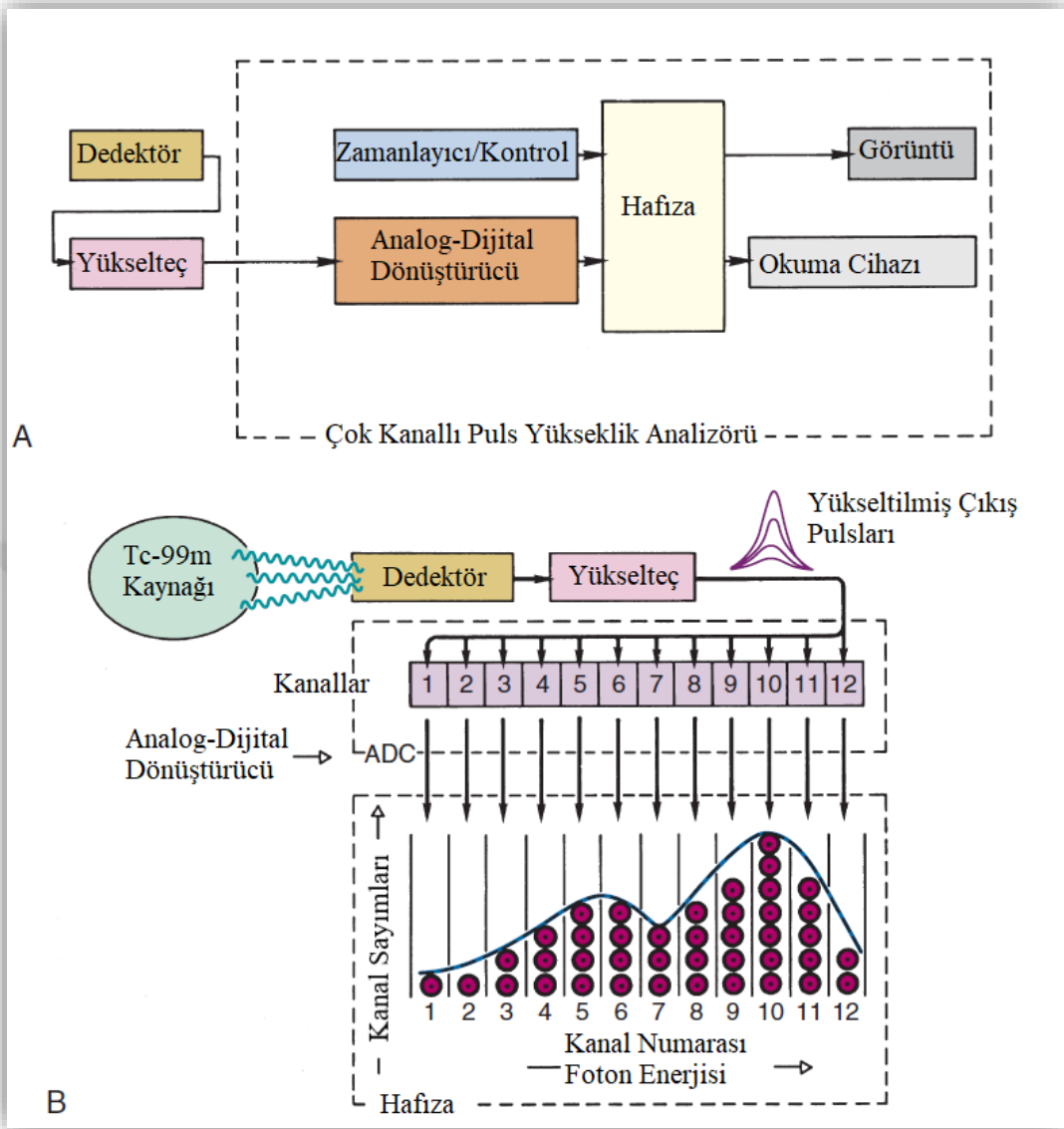
İlk aşamada, foto-çoğaltıcıya yakın yerleştirilmiş küçük bir ön yükselteç, akımın bir kablodan ana yükselticiye iletilmesi için yüklerin sayısını yeterince artırır. İkinci aşamada, elektriksel pulsun akımı ana yükselteç tarafından bin kat kadar artırılır (Şekil 18) [6].

2.6.5. Puls Yükseklik Analizörü (PYA)

Analizörler, her bir pulsun yüksekliği, kristalde soğurulan gama radyasyon enerjisiyle orantılı olacak şekilde tasarlanmıştır. Yükselteçlerden gelen her bir elektrik pulsunun yüksekliği, bir puls yüksekliği analizörünün elektrik devrelerinde ölçülür. Her yükseklikteki puls sayısını gösteren bir çizelge bulunur. Puls sayılarına karşılık puls yüksekliklerini (enerjilerini) gösteren grafiğe, puls-yükseklik spektrumu denir.

Puls yüksekliği analizörü yalnızca istenilen enerji aralığına karşılık gelen pulsları (Z pulsları) “seçmek” için kullanılır. Bu aralığa enerji penceresi denir. Örneğin, Tc-99m' in 140 keV 'lik fotopik değeri için % 20' lik bir pencere ayarı, 140 keV' e merkezlenmiş 28 keV genişliğine (126 ile 154 keV enerji aralığına) karşılık gelen Z pulslarının kabul edilip sayılacağı anlamına gelir [6].

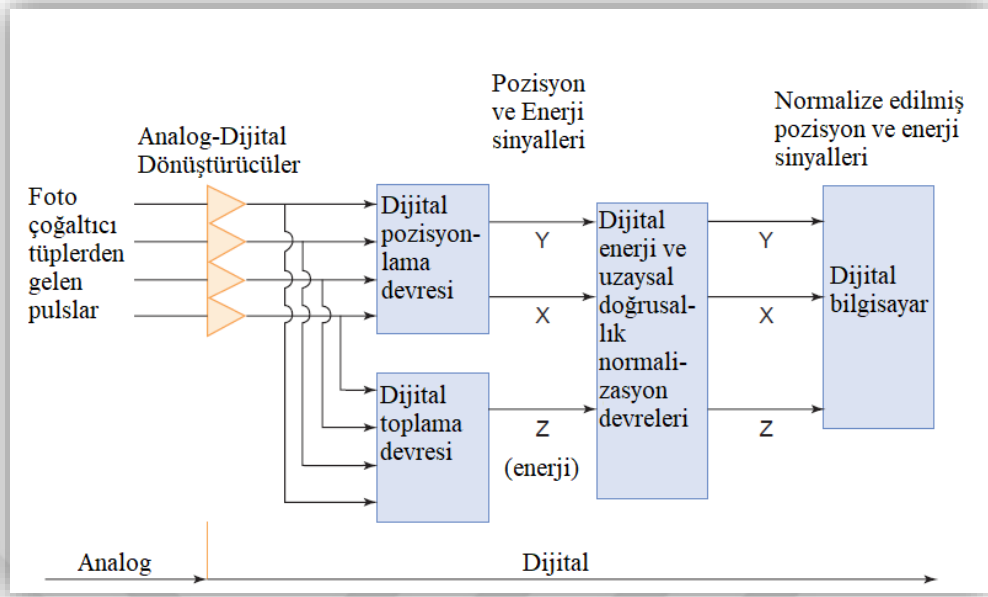
Çok kanallı analizörde, detektörden gelen pulsları boylarına göre ölçen ve sıralayan bir analog-dijital dönüştürücü (ADC) bulunmaktadır. ADC, boyu 0-10 Volt aralığında olan puls boylarını belirli aralıklara (kanallara) böler ki, kanal sayısı küçük analizörlerde 100, büyük sistemlerde 65,536 (2^{16}) olabilmektedir. Böylece, 1000 kanallı bir analizördeki ADC, 0-10 V puls boyunu, her biri 0,01 V (10 V/1000) genişliğinde; Kanal 1: 0-0,01 V, Kanal 2: 0,01-0,02 V olacak şekilde, 1000 kanala bölecektir. ADC, farklı boylardaki analog sinyali (puls boyu-Volt), bir tam sayıya (kanal numarası) dönüştürür (Şekil 19). Sayım sistemlerindeki kullanımlarına ek olarak ADC' ler, nükleer tıp görüntüleme detektörleri ve bilgisayar sistemleri arasındaki arayüzde de kullanılmaktadır [11].



Şekil 19. Çok kanallı analizörün (MCA) ilkeleri. A, Temel bileşenler. B, Tc-99m içeren bir kaynaktan dedekte edilen radyasyon olayları için pulsların yüksekliklerine göre sıralanması [11].

2.6.6. Pozisyonlama İşlemi

Tüm foto çoğaltıcı tüplerden gelen çıkış pulsları, 'Anger' mantığını kullanarak üç önemli bilgiyi saptamak için işlenir [15]. Bunlardan birincisi olan 'z' değeri, sintilasyon ile toplanan ışığın toplam miktarını temsil eder ve kristalde depo edilen gama foton enerjisi ile orantılıdır. Diğer ikisi 'x' ve 'y' değerleridir. Bunlar da, kristal üzerinde meydana gelen sintilasyon olayının (foton etkileşiminin) uzaysal konumunu temsil etmektedir (Şekil 20).



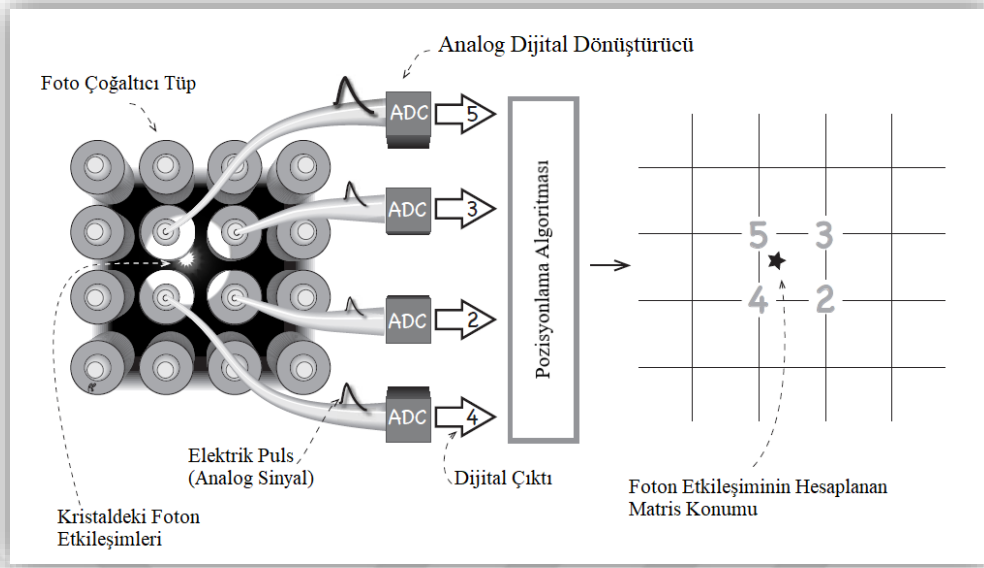
Şekil 20. Modern dijital sintilasyon kameranın elektronik devreleri. Gerçekte sintilasyon kamerasında, dörtten fazla foto çoğaltıcı tüp ve analog-dijital dönüştürü vardır [7].

z Değeri, Enerji;

Foto çoğaltıcı tüplerin etkileşim noktasının çevresinde topladığı toplam ışık, gelen gama fotonunun enerjisi ile orantılıdır. Pozisyonlama devresinde toplam PMT çıkış pulsunun (z değeri) işlenmesi, bu pulsun boyunun gelen gama fotonunun enerjisi ile orantılı olması ve kristaldeki etkileşimin uzaysal konumundan bağımsız olması için gereklidir.

X ve Y Değerleri, Konum;

Bir sintilasyon olayına en yakın foto çoğaltıcı tüpler, en büyük miktarda ışığı toplayacak ve bu nedenle, boyu en büyük çıkış pulsları üretecektir (Şekil 21). Görüş alanının dikey ve yatay yarısında foto çoğaltıcı tüplerin çıkış pulslarını toplayarak, x^+ , x^- , y^+ , y^- şeklinde dört eksen oluşturmak ve böylece sintilasyon olayının tam yerini belirlemek mümkündür. Bu Anger tipi mantık olarak tanımlanmaktadır [15]; x^+ ile x^- terminallerinin toplam pulsları ve y^+ ile y^- terminallerinin toplam pulslarının rölatif katkıları kullanılarak *X ve Y değerleri* hesaplanır ki bu değerler kristalin merkez çizgisinden sintilasyon noktasına olan mesafe ile orantılıdır. Hesaplanan pozisyon değerleri (*X ve Y değerleri*), gelen gama fotonunun enerjisi (*z değeri*) ile normalize edilmelidir [16].



Şekil 21. Pozisyonlama algoritması görüntü rezulasyonunu iyileştirir. Foto çoğaltıcı tüp, kristalde foton etkileşim bölgesine ne kadar yakınsa, analog sinyal çıkışı (akım pulsu) o kadar yüksek olur. Bu sinyal, analog-dijital dönüştürücüler ile sayısallaştırılır ve bu sayısal değer, bilgisayar görüntüsünde foton etkileşimine karşılık gelen matris konumunu hesaplamak için kullanılır [6].

x^+ , x^- , y^+ ve y^- sinyalleri, X konumu ve Y konumu sinyalleri elde etmek için birleştirilir. Sintilasyon olayının X konumu, x^+ ve x^- sinyallerinin farkının, toplam X sinyaline ($x^+ + x^-$) bölünmesi ile hesaplanır (Eşitlik 4).

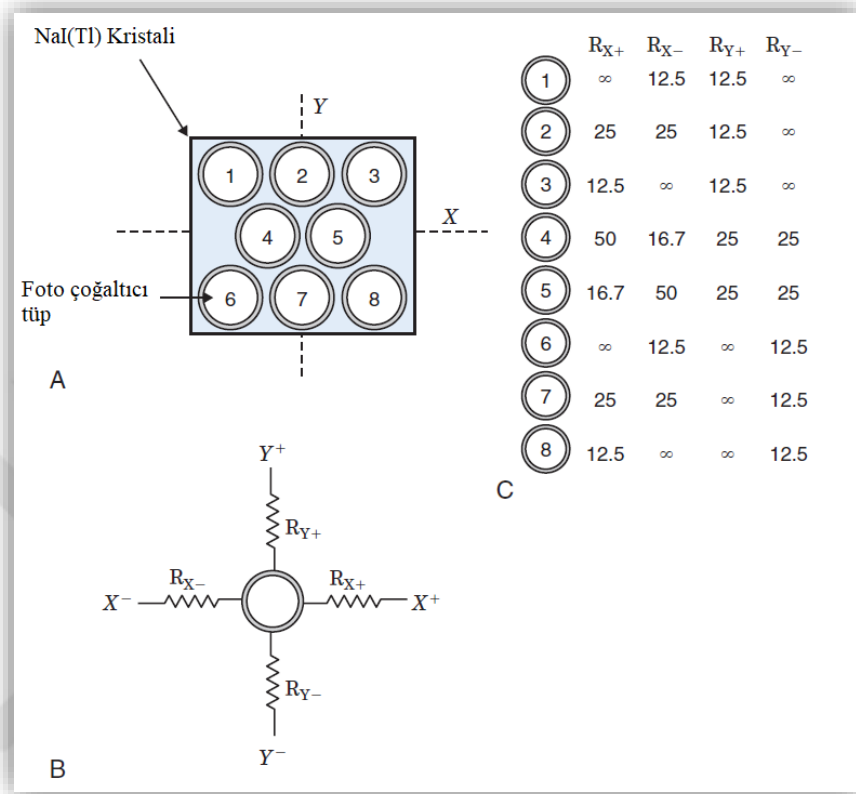
$$X = \frac{x^+ - x^-}{x^+ + x^-} \quad [4]$$

Benzer şekilde Y konumu da Eşitlik 5 ile ifade edilmektedir.

$$Y = \frac{y^+ - y^-}{y^+ + y^-} \quad [5]$$

X ve Y konumu sinyalleri, toplam x ve y sinyallerine göre normalize edilir, böylece hesaplanan etkileşim noktası puls yüksekliğinden bağımsız hale getirilir. Olası X ve Y değerleri, -1 ile +1 aralığındadır. Şekil 22-C' de gösterilen direnç değerleri; hesaplanan X ve Y konum sinyalleri, etkileşim noktasının X ve Y eksenlerine olan uzaklığı ile orantılı olacak şekilde seçilmiştir. Bir gama kamerada, ölçülen (X, Y) değerleri, kamera yüzeyinin sol alt köşesinden (-1, -1), sağ üst köşesine (+1, +1) doğru doğrusal olarak değişecektir. Gama

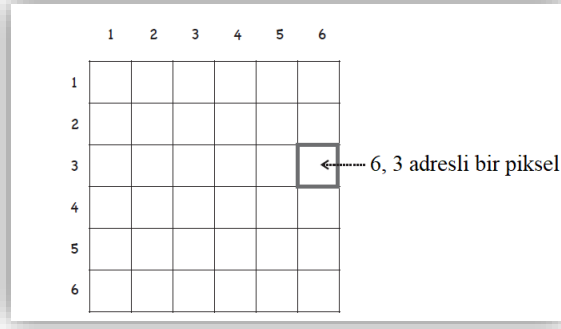
kamera yüzeyinde bir sintilasyon olayının tam konumunu belirlemek için, X ve Y değerleri detektör boyutuyla ölçeklendirilebilir [11].



Şekil 22. Bir gama kamerada analog pozisyonlamanın gösterimi. A, Sekiz foto çoğaltıcı tüplü kameranın şematik gösterimi. B, Her bir foto çoğaltıcı tüpten gelen sinyaller, dirençler kullanılarak dört çıkış terminaline (x⁺, x⁻, y⁺ ve y⁻) bölünür. C, Sekiz foto çoğaltıcı tüp için temsili direnç değerleri (kΩ). Direnç değerleri; Eşitlik 4 ve 5' den hesaplanan X ve Y konumları detektördeki etkileşim noktası ile orantılı olacak şekilde seçilir [11].

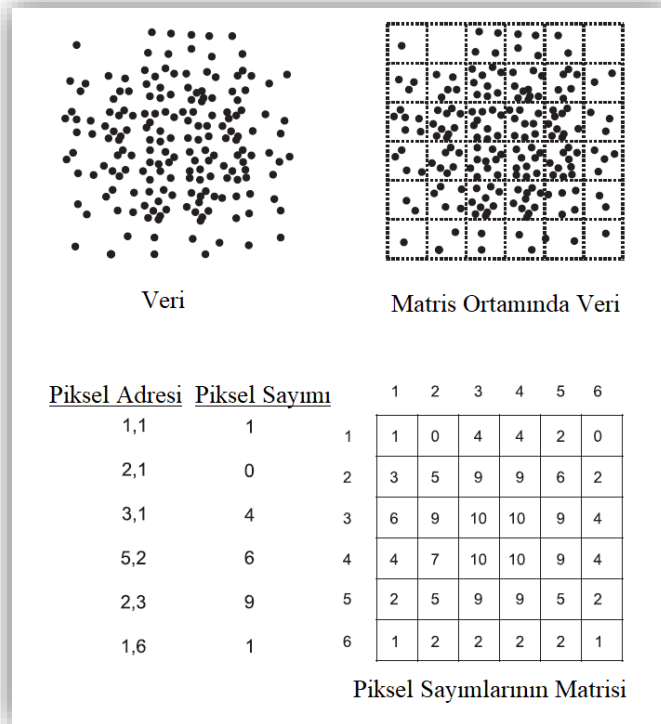
2.6.7. Görüntü Kayıt Birimleri

Nükleer tıp bilgisayarları verilerin toplanması, saklanması ve işlenmesi için kullanılmaktadır. Görüntü verileri sayısallaştırılarak dijital ortamda saklanır. Puls yüksekliği analizörü tarafından kabul edilen her z-pulsu için, pozisyonlama devresinin belirlediği X, Y konumuna karşılık gelen depolama birimine bir sayım eklenir. Veri depolama, iki boyutlu dama tahtasına benzer bir matris ortamına benzetilebilir. Matristeki her eleman, özgün satır ve sütundan oluşan bir “adres” içeren bir piksele karşılık gelir (Şekil 23).



Şekil 23. Matris örneği [6].

Kabul edilen her fotona bir matris elemanı belirlenerek veriler sayısallaştırılır (Şekil 24). Matrislerin boyutunu, eksen boyunca eleman sayısı belirler. Operatör, daha fazla eleman içeren farklı matris konfigürasyonlarından birini seçebilir: 64×64 , 128×128 , 256×256 ve 512×512 vb. Bu sayılar, kare matrislerdeki sütun ve satır sayısını ifade eder. Burada tüm bu matrislerin dış boyutları aynı büyüklüktedir. Değişen sadece piksel büyüklüğü dolayısıyla toplam piksel sayısıdır (64×64 matris 4096 piksele, 128×128 matris 16384 piksele karşılık gelir) [6].



Şekil 24. Görüntü verilerini bir matriste depolama [6].

2.7. SPECT

Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi (SPECT) adı, tekniğin tam olarak ne gerektirdiğini açıklamaktadır. “Tek Foton”, tek bir gama ışını fotonun emisyonu ile bozulan radyonüklidlerin kullanıldığını ifade eder. “Emisyon” terimi, radyasyonun hastadan yayınlandığına işaret etmektedir. “Bilgisayarlı Tomografi” ise, bilgisayarların hastadan alınan tomografik kesitleri yeniden oluşturmak için kullanıldığı anlamına gelmektedir.

Nükleer tıp görüntüleri genellikle, 50 x 40 cm' lik bir alan üzerinde hastadan çıkan gama ışınlarını dedekte eden bir gama kamera ile alınır. Bu nedenle bir gama kamera görüntüsü hastadaki radyoaktivitenin dağılımını gösterir ki; bu da görüntülenen organ veya sistemin fonksiyonunu haritalayan radyofarmasötik dağılımını yansıtır. Bununla birlikte, gama kamera sıradan bir fotoğrafik kamera gibi herhangi bir derinlik bilgisini kaydetmez ve hastanın gerçekte üç boyutlu (3B) olan radyonüklid dağılımının sadece iki boyutlu (2B) bir görüntüsünü üretir. Bu görüntülere projeksiyon denir. Tomografi işlemi, hastanın etrafından çeşitli yönlerden gama kamera görüntülerini alır. Bir bilgisayar yardımı ile bu 2B projeksiyonlar, daha sonra hastadaki aktivitenin tam 3B dağılımını oluşturmak için yeniden yapılandırılabilir. Sonuçlar, hastanın boydan (transaksial dilimler), önden (koronal dilimler) veya yandan bakıldığında (sagittal dilimler) alınan kesitleri şeklinde gösterilir.

SPECT görüntüleme, standart planar nükleer tıp görüntülemesine göre birkaç avantaja sahiptir. En başta, üç boyutlu bilgiye sahip olmak, herhangi bir anormal yapının yerinin daha doğru saptanmasını sağlar. Aynı zamanda aktivitenin daha doğru ölçülmesini de sağlar, çünkü art ortamın çevrelediği yapının çevresine, izole bir 3B ilgi alanı çizilebilir. Sıradan bir planar görüntüde, 2B ilgi alanı her zaman görüntülenecek cisim ile gama kamera arasında kalan ve ayrıca nesnenin arkasından gelen arka plan aktivitesini de içerecektir. Ayrıca birçok gama ışını, araya giren dokularda soğurulduğu için gama kamera tarafından tespit edilememektedir. Bu atenüasyon ilgi alanının gerçek aktivitesinin, önemli derecede eksik hesaplandığı anlamına gelmektedir. Kaynağın derinliği bilinemediği için planar bir görüntü üzerinde, bu atenüasyon problemine çözüm bulanamamaktadır. Ancak, bu noktada SPECT ile 3 boyutlu veriler elde edilebildiğinden, her kaynağın derinliği bilinir ve böylece kayıp sayımlar için bir düzeltme yapılabilir. Bu ‘atenüasyon düzeltmesi’ olarak bilinir [17].

2.7.1. Cihaz

En yaygın SPECT sistemi, bir gantri üzerine monte edilmiş 1-3 adet NaI (Tl) detektör başlığına sahip tipik bir gama kamera, verilerin toplanması ve işlenmesi için çevrimiçi bir bilgisayar ve bir görüntüleme sisteminden oluşur (Şekil 25).



Şekil 25. Çift kafalı SPECT kamera, e-CAM modeli (Courtesy of Siemens Medical Solutions, Hoffman Estates, IL) [12].

Detektör kafası, hastanın uzun eksenini etrafında küçük açılarla (3° ila 10°) toplamda 180° veya 360° lik dönüş açıları ile veri toplayarak döner. Veriler her açısal pozisyonda pulslar şeklinde toplanır ve ilgilenilen kesit görüntülerinin daha sonra yeniden yapılandırılması için bilgisayarda 64×64 veya 128×128 ’ lik matrisler içinde saklanır. Toplanan verilerden transaksial, sagittal ve koronal görüntüler elde edilebilir. Çok kafalı gama kameralar aynı anda birçok projeksiyonda veri toplar ve böylece görüntüleme süresini azaltır. Örneğin, üç kafalı bir kamera, 360° lik veri toplama için tek kafalı bir kameranın gerektirdiği zamanın yaklaşık üçte birinde veri toplar [12].

2.7.2. Data Toplama

Her ne kadar 180° veri toplama yaygın olarak kullanılsa da (özellikle kardiyak çalışmalarda), bazı araştırmacılar tarafından 360° veri toplama, atenuasyon ve çözünürlükteki derinlik değişimlerinin etkilerini en aza indirdiği için tercih edilmektedir. Karşılıklı (yani 180°) monte edilmiş çift kafalı bir kamera kullanılarak yapılan 180° çekimde, veri toplama için yalnızca bir detektör kafası gerekir ve diğer kafanın topladığı veriler dikkate alınmayabilir. Bazı durumlarda, iki kafanın sayımlarının (A_1 ve A_2) aritmetik ortalaması ($\frac{A_1+A_2}{2}$) veya geometrik ortalaması ($((A_1 \times A_2)^{\frac{1}{2}})$), dokudaki fotonların atenuasyonunu düzeltmek için hesaplanır. Bununla birlikte, 180° lik ölçümlerde, birbirine 90° açıyla monte edilmiş çift kafalı bir kamera, görüntüleme süresini kısaltma avantajına sahiptir. Birbirlerine 90° veya 180° açı ile monte edilmiş çift kafalı kameralar ve birbirlerine 120° de yönlendirilmiş başlıkları olan üçlü kameralar, 360° veri toplama için yaygın olarak kullanılır ve tek başlı kameralar ile yapılan bu ölçümlere göre daha kısa görüntüleme süresi avantajına sahiptir.

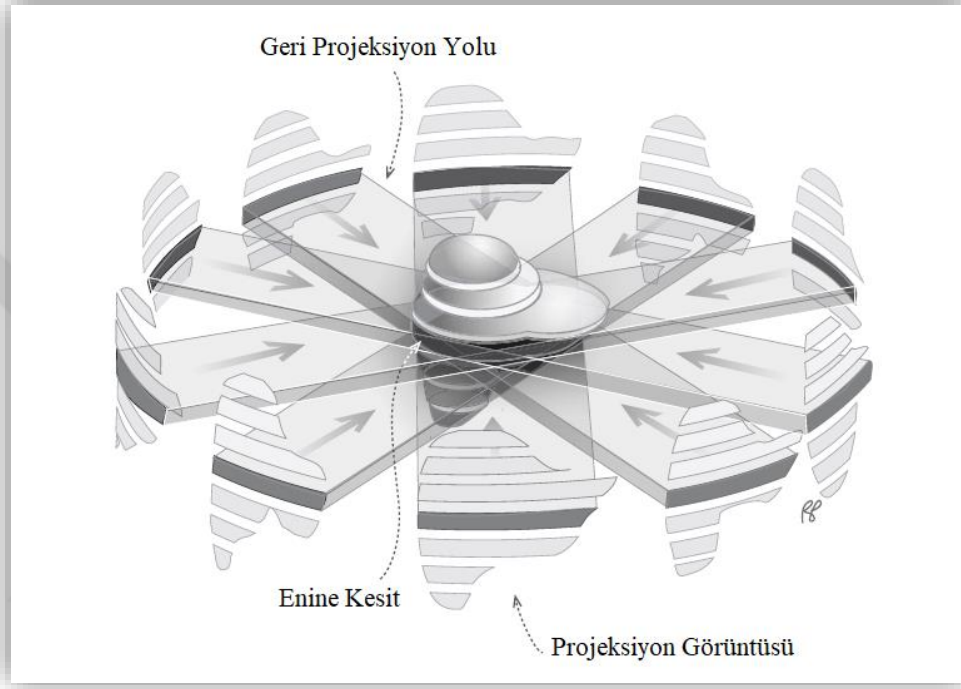
Veri toplama, sürekli veya “step-and-shoot” modunda yapılabilir. Sürekli çekimlerde, detektör hasta çevresinde sabit bir hızda sürekli olarak döner ve elde edilen veriler daha sonra istenen projeksiyon sayısına eşit dilimler içine eklenir. “Step-and-shoot” modunda, detektör, hastanın çevresinde, seçilen açı artışları ile (örn. 3°) hareket eder ve her açıda projeksiyon için veri toplar [12].

2.8. SPECT Görüntü Rekonstrüksiyonu

Hastanın projeksiyon görüntüleri alındıktan sonra nihai amaç, bu projeksiyonlarla hastadaki radyofarmasötiğin asıl dağılımının ne olduğunu bulmaktır. Bu, SPECT rekonstrüksiyon işlemidir ve dijital olarak bir bilgisayar ile yapılır [17]. Toplanan verileri kullanarak görüntü rekonstrüksiyonunda kullanılan iki yaygın yöntem, geri projeksiyon yöntemi ve iteratif yöntemdir [12].

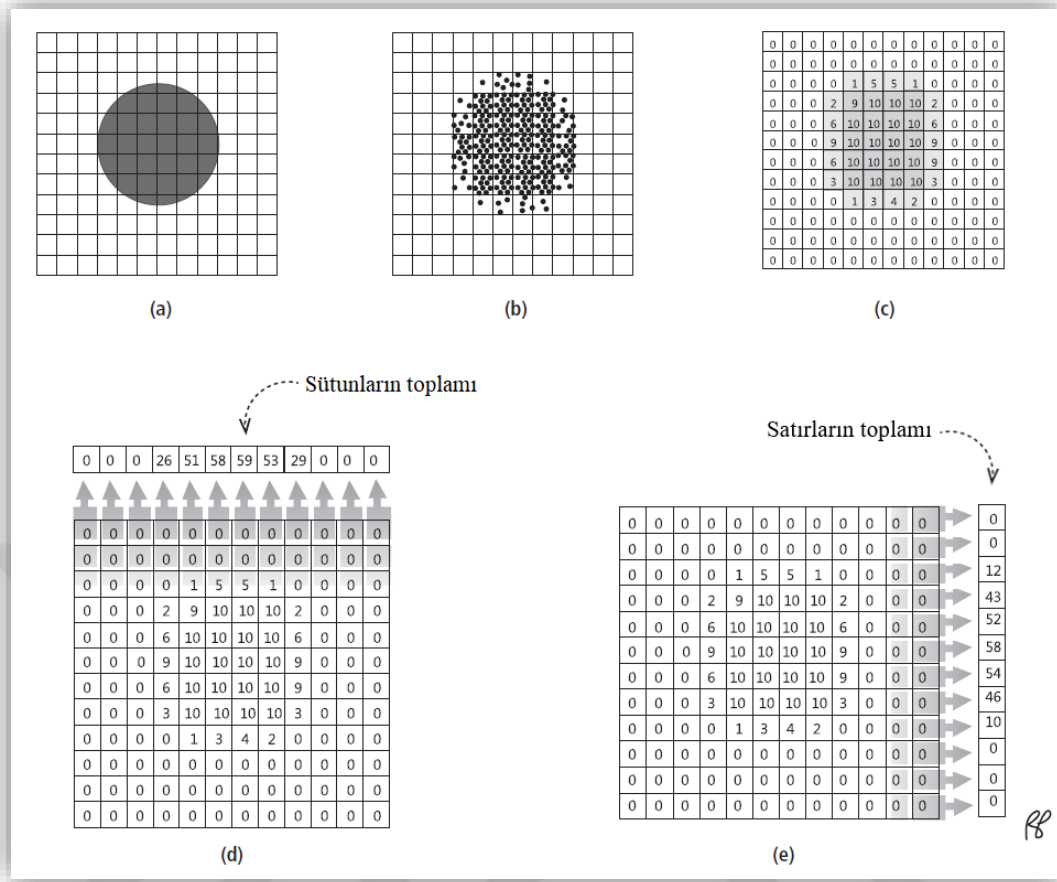
2.8.1. Filtreli Geri Projeksiyon (Filtered Back Projection; FBP)

Geri Projeksiyon işleminde, kameranın topladığı veriler ile çoklu enine kesitler (bant) oluşturulur. Şekil 26' da bu işlem resmedilmiştir; 10 projeksiyon yedi banda bölünmüş, enine kesitler yarıçap doğrultusunda dağıtılmış olarak ayrı ayrı gösterilmiştir. Bu şekilde bantların merkeze doğru toplanmasına Geri Projeksiyon denmektedir.



Şekil 26. Bir karaciğerin projeksiyon görüntüleri, transaksiyel (enine) kesitler oluşturmak için geri yansıtılır [6].

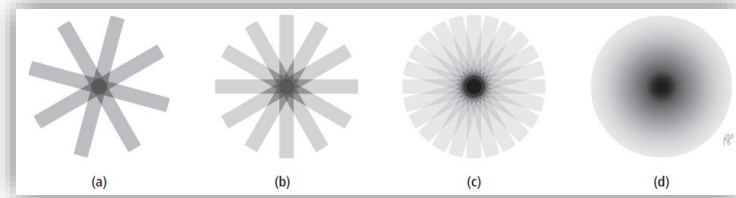
Projeksiyon ve geri projeksiyon işlemlerinin basitleştirilmiş gösterimi, Şekil 27 ve 28' de verilmiştir. Şekil 27, ince bir radyoaktif diskin projeksiyon görüntülerinin toplanması ile alınan verilerin bir gösterimidir. Şekilde, disk üzerine hayali bir matris yerleştirilir (Şekil 27-a), görüntülenir (Şekil 27-b) ve her piksel için sayımlar kaydedilir (Şekil 27-c). Bir sütunun her hücresindeki sayımlar toplanır ve bir dizi şeklinde depo edilir (Şekil 27-d). Benzer şekilde, tüm satırlar toplanır ve matrisin sağındaki toplamlar dizisinde saklanır (Şekil 27-e).



Şekil 27. Bir diskin projeksiyon görüntülerinin (sayısal diziler şeklinde) oluşturulması [6].

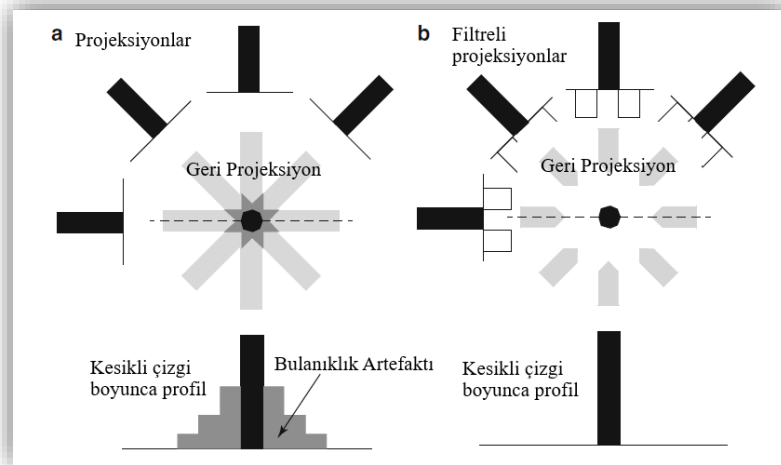
Geri projeksiyon sırasında, projeksiyon verilerinden oluşturulan iki dizi, orijinal diskin görüntüsünü oluşturmak için kullanılır. Şekil 28-a' da, üstteki dizi boş bir matrisin sütunlarına dağıtılır (geri yansıtılır), böylece tüm sütunlardaki değerler aynı olur. Benzer şekilde matrisin sağındaki dizi, aynı matrisin satırlarına dağıtılır. Bu değerler, önceki matris değerlerinin üzerine eklenir (Şekil 28-b). Her pikseldeki sayımlar noktalarla temsil edilirse (gösterim kolaylığı için, her nokta 5 sayımı temsil etmektedir), orijinal diskin boyutuna ve konumuna karşılık gelen merkezi yoğun bir alan ortaya çıkmaktadır (Şekil 28-c). Merkez yoğunluğundan dört yöne uzanan ve noktalardan oluşan çapraz şekildeki geniş bantlar, geri projeksiyon işleminin artefaktlarıdır; bunlar dizilerin geri projeksiyonundan gelen artık sayımlardır.

Görüntüyü oluşturmak için kullanılan projeksiyon görünümünün sayısı arttıkça, bu artefakt cismi çevreleyen bir yıldızın görüntüsünü verir ki buna yıldız artefaktı denir (Şekil 29-a). Projeksiyon görünümünün sayısının artırılması, yıldız artefaktını ortadan kaldırır ve cismin görüntüsünü netleştirir (Şekil 29-b, c); ancak cismin etrafında genel bir “bulanıklık” kalır (Şekil 29-d).



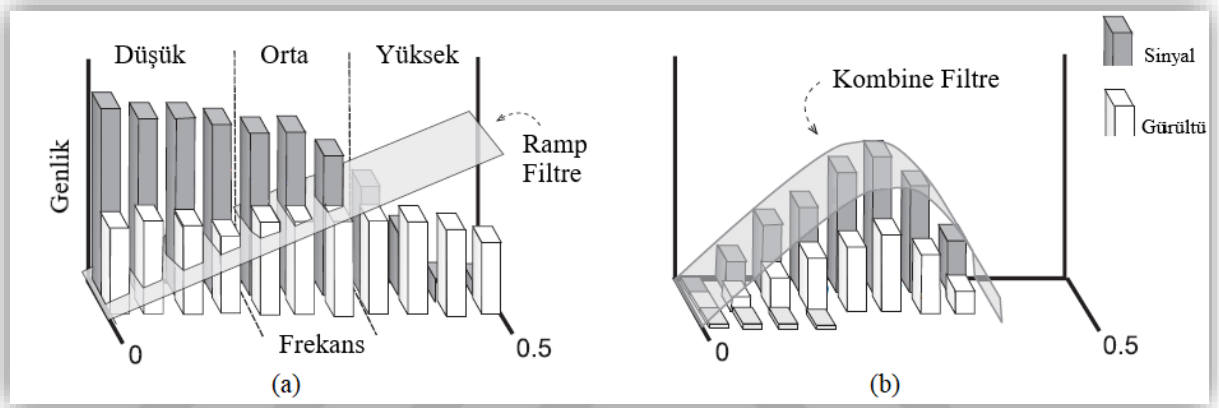
Şekil 29. Geri projeksiyon işleminde yıldız ve bulanıklık artefaktları [6].

Filtreleme, görüntüyü iyileştirmek için rekonstrüksiyon işlemi sırasında uygulanan matematiksel bir tekniktir. Filtreler özellikle, geri projeksiyon artefaktının (bulanıklık) etkilerini azaltmak ve görüntü gürültüsünü gidermek için kullanılır [6]. Bu etkilerin düzeltilmesi için görüntüde bir keskinleştirme filtresi kullanmak gerekmektedir. Uygun filtre, Şekil 31-a' da gösterilen; genliği, frekans ile doğrusal olarak artış gösteren yokuş (ramp) filtresidir. Projeksiyon görüntülerinde, geri projeksiyondan önce bu filtre kullanılırsa, her iki taraftaki piksellere bazı negatif sayımlar eklenir ve bunlar geri yansıtıldığında yıldız artefaktı silinebilir (Şekil 30).



Şekil 30. Noktasal bir cismin, filtrelenmiş geri projeksiyon yöntemi ile rekonstrüksiyonu. Basit olması için, sadece dört projeksiyon gösterilmiştir. (a) Filtresiz basit geri projeksiyon, merkez görüntüde bulanıklık oluşturan yıldız deseni görüntüsünde bir artefakt verir. (b) Filtrelenmiş geri projeksiyon, projeksiyonlara negatif değerler ekler. Bunlar geri yansıtıldığında, yıldızı silerek bulanıklığı giderebilirler [17].

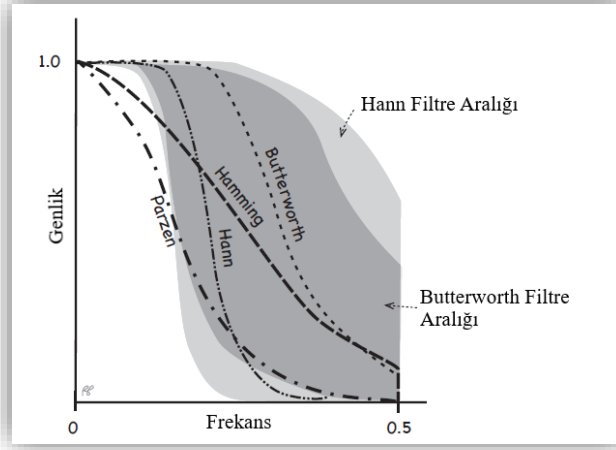
Yokuş filtresi, görüntülerde istenmeyen gürültüyü artırma etkisine sahiptir. Bu nedenle, gürültüyü kontrol altında tutmak için, bir düzgünleştirici filtre uygulamak gereklidir. Bu, düşük frekansları değiştirmeden bırakırken yüksek frekansların genliğini azaltan alçak geçiren bir filtredir. Yokuş ve düzgünleştirici filtrelerinin kombinasyonu ile Şekil 31-b' de gösterilen bir kombine filtre oluşturulur. Bu filtre, düşük frekanslarda, bulanıklığı gidermek için ramp filtresi işlevi görmekte ancak yüksek frekanslarda gürültünün yükselmesini önlemektedir [17].



Şekil 31. Ramp ve kombine filtrenin, sinyal verileri ve istatistiksel gürültü üzerindeki etkisi [6].

Nükleer tıp verilerini işlemek için kullanılan Hann, Hamming, Butterworth, Weiner ve Parzen gibi birçok alçak geçiren filtre vardır. Her filtrenin şekli farklıdır ve uygulandığında görüntüyü farklı şekilde değiştirir.

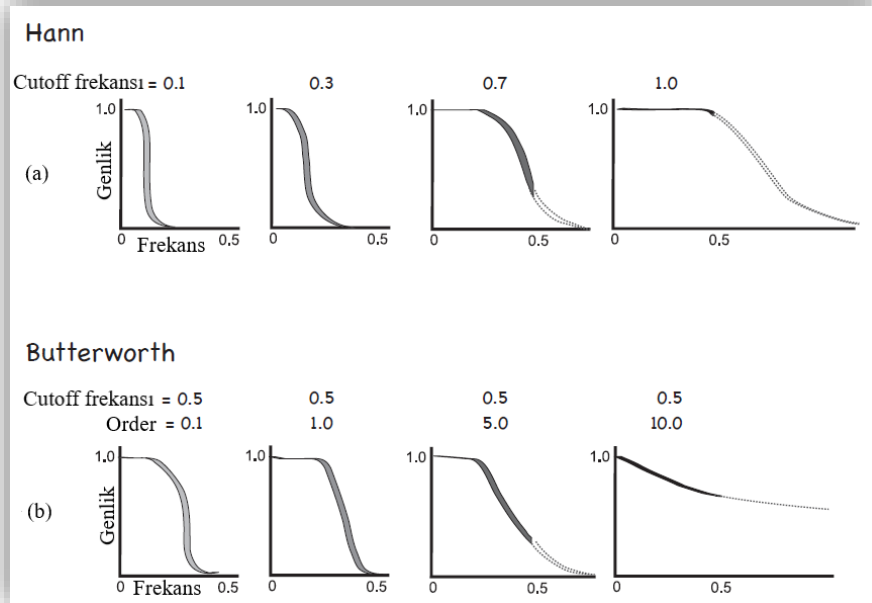
Yüksek frekanslı gürültüyü azaltmak için kullanılan alçak geçiren filtrelerin etkileri Şekil 32' de gösterilmektedir. Parzen filtresi, verileri büyük ölçüde düzgünleştiren bir alçak geçiren filtre örneğidir; genellikle SPECT için kullanılmaz. Hann ve Hamming filtreleri, orta ve yüksek frekanslı verileri Parzen filtresinden daha fazla geçiren alçak geçiren filtrelerdir. Yaygın olarak kullanılan Butterworth filtresi ile kullanıcı yüksek frekansları geçirme ölçüsünü ayarlayabilmektedir.



Şekil 32. Yaygın kullanılan alçak geçiren filtrelerin özellikleri [6].

Butterworth ve Hann filtreleri, parametreleri ile şekillerinin değiştirilebileceği 'esnek' filtrelerdir. Şekil 32' deki açık gri geniş bant Hann filtresinin; koyu gri bant Butterworth penceresinin olası aralıklarını göstermektedir.

Genellikle filtrenin gücünü ifade eden Cutoff (kesim) frekansı, filtrenin geçireceği maksimum frekanstır. Şekil 33-a' da Hann filtresinin farklı kesim frekanslarındaki değişimi gösterilmektedir. Diğer bir parametre olan Order (güç faktörü), eğrinin eğimini kontrol etmektedir. Butterworth filtresi için bu parametrenin etkileri Şekil 33-b' de gösterilmiştir.



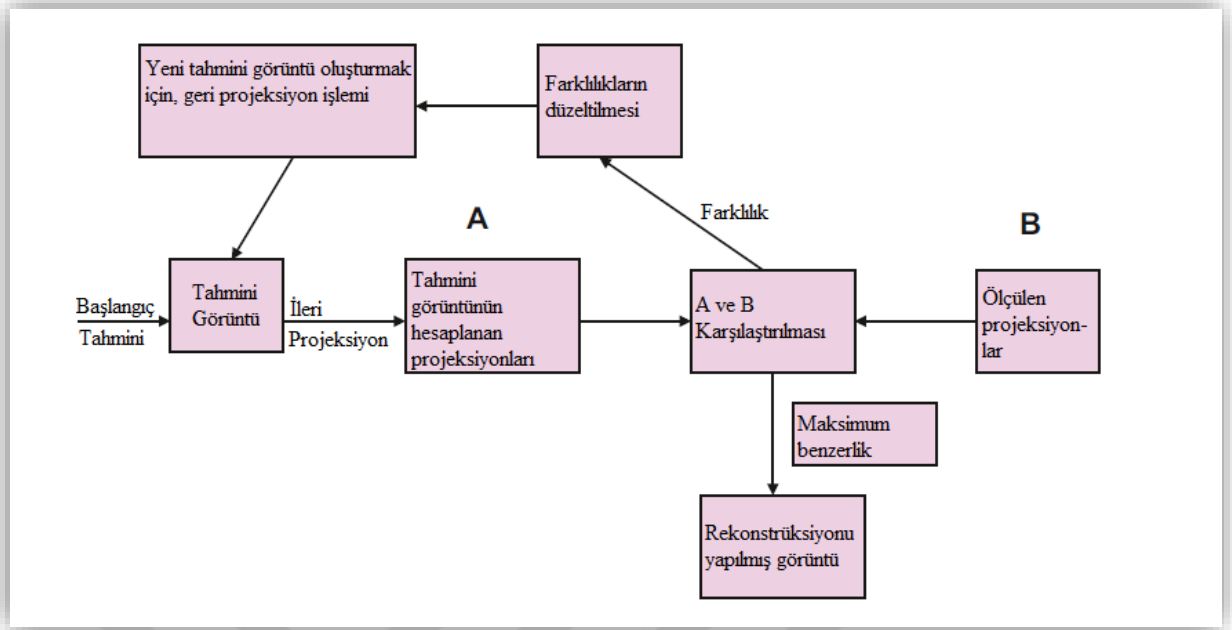
Şekil 33. Butterworth ve Hann filtrelerinde Cutoff (kesim) frekansı ve order parametrelerinin etkileri [6].

En uygun filtrenin seçimi hem verilerin özelliklerine hem de kullanıcının kişisel tercihinine bağlıdır. Genel olarak, yüksek geçirgen filtre yüksek sayımlı veriler için; alçak geçirgen veya smoothing filtre, düşük sayımlı veriler için daha uygundur [6].

2.8.2. İteratif Rekonstrüksiyon

İteratif rekonstrüksiyon, SPECT görüntülerin rekonstrüksiyonunda tamamen farklı bir yaklaşımdır ve filtrelenmiş geri projeksiyona bir alternatif sunar. İteratif rekonstrüksiyon aslında yeni bir teknik değildir. Geçmiş filtrelenmiş geri projeksiyon kadar eskidir, ancak çok daha fazla hesaplama gerektirdiğinden rutin klinik işleyiş için kullanışlı değildir. Bununla birlikte, hesaplamaları hızlandıran algoritmaların geliştirilmesiyle modern bilgisayarların hızındaki artış göz önünde bulundurulduğunda, iteratif rekonstrüksiyon artık uygulanabilir bir yöntem haline gelmiş ve tüm büyük üreticilerin kullanımına açılmıştır.

İteratif rekonstrüksiyon, ilk önce cevabın ne olacağını tahmin etme prensibi ile çalışır ve daha sonra veriyi kabul edene kadar tekrar tekrar tahmin eder. Bu süreç, Şekil 34' de gösterilmektedir. İlk adım, transaksial aktivite dağılımının ne olabileceği ile ilgili bir tahminde bulunmaktır. Yaygın kullanılan bir başlangıç noktası, projeksiyon görüntülerinden elde edilen tüm sayımların, transaksial görüntü boyunca düzgün bir şekilde dağıldığını varsaymaktır. Bir sonraki adım, bu tahmini transaksial dağılımın doğru olması durumunda, projeksiyon görüntülerinin nasıl görüneceğini hesaplamaktır. Elbette, bu tahmini projeksiyonlar gerçek elde edilen projeksiyonlarla aynı olmayacaktır, ancak tahmin edilen ve elde edilen projeksiyonları karşılaştırarak hata hesaplanabilir. Bu hatanın geri projeksiyonu durumunda, tahmini transaksial görüntüyü optimize etmek için kullanılan bir düzeltme terimi çıkarılabilir. İleri-projeksiyon, karşılaştırma, geri-projeksiyon ve düzeltme işlemi daha sonra birçok kez tekrarlanır ve her seferinde tekrar eden bu döngüye *iterasyon* denir. Yeterli sayıda iterasyonun ardından, tahmin edilen projeksiyonlar ile gerçek projeksiyonlar benzer hale gelir ve uygulanan düzeltmelerin çok küçük farklılıklar yarattığı gözlemlenir. Bu noktada, tahmini projeksiyonlar elde edilen projeksiyonlarla aynı ise, o zaman tahmin edilen transaksial görüntünün gerçek transaksial görüntü ile aynı olduğu varsayılabilir ve rekonstrüksiyon süreci hedefine ulaşmış kabul edilir.



Şekil 34. İteratif rekonstrüksiyonun kavramsal şeması [12].

1970' lerde, cebirsel rekonstrüksiyon tekniği ve eş zamanlı iteratif rekonstrüksiyon tekniği gibi geliştirilen ilk iteratif yöntemler, dönemin oldukça yavaş olan bilgisayarları ile günlerce iterasyon yapmayı gerektiriyordu. Shepp ve Vardi' nin MLEM (Maksimum Olabilirlik Beklentisi – Maksimizasyon) algoritmasını geliştirdiği 1982 yılında, bu konuda önemli bir adım atılmış oldu. Bu algoritma da yavaş olmasına rağmen, projeksiyon görüntülerinde, rastgele gürültüyü dikkate alma konusunda bir avantaja sahipti. Daha sonra, 1994 yılında Hudson ve Larkin, OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization; Sıralı Alt kümeler Beklentisi–Maksimizasyon) adı verilen, MLEM algoritmasının bir modifikasyonunu üretti. Bu algoritma ise, sadece birkaç iterasyonla oldukça hızlı bir şekilde sonuca varabiliyordu.

Bu nedenle OSEM, iteratif rekonstrüksiyonun ticari uygulamalarının temelidir. Bu algoritma, elde edilen projeksiyonları birkaç alt gruba bölerek toplanmasını hızlandırır. Örneğin 60 projeksiyon, her bir alt kümede 6 projeksiyon olmak üzere 10 alt gruba ayrılabilir. Transaksiyal görüntünün mevcut tahmini, tüm projeksiyonlar işlenene kadar beklemek yerine, her alt kümenin karşılaştırılmasından sonra güncellenir. Kullanıcı OSEM algoritmasını kullanmak için, yalnızca alt küme sayısını (yukarıdaki örnekte 10) ve iterasyon sayısını (örneğin 2) belirtmek zorundadır. Süre, sadece iterasyon sayısına bağlı olmakla birlikte

görüntünün kalitesi güncellemelerin sayısına bağlıdır ki; bu da alt küme sayısı ile çarpılan iterasyon sayısına eşittir. Bu nedenle 20 iterasyonlu MLEM (MLEM alt küme kullanmadığı için alt küme sayısı 1' dir), 2 iterasyonlu ve 10 alt kümeli OSEM ile aynı görüntü kalitesini verir, ancak OSEM on kat daha hızlı olur.

Herhangi bir iteratif rekonstrüksiyon algoritması kullanıldığında sonucun doğruluğu, ileri-projeeksiyon adımının doğruluğuna bağlıdır. Süreç ilerledikçe geri projeeksiyonlardan kaynaklanan hatalar sıfıra gideceği için, geri projeeksiyon adımının doğruluğu ileri projeeksiyon kadar önemli değildir. İleri projeeksiyon aşaması esas olarak, hastadaki tahmini bir aktivite dağılımından, tahmini bir projeeksiyon elde etme işleminin bir modellenmesidir. Bu nedenle, modelleme tamamen gerçekçi ise yani, atenuasyon, saçılma ve mesafe ile çözünürlük kaybı gibi gerçekte olan süreçleri hesaba katarsa nihai cevap, bu etkileri dikkate alan gerçek aktivite dağılımının bir tahmini olacaktır. Buna bağlı olarak, iteratif rekonstrüksiyonun filtrelenmiş geri projeeksiyona göre en büyük üstünlüğü, atenuasyon ve saçılma düzeltmelerini ek olarak yapmak yerine rekonstrüksiyon sürecine dahil edebiliyor olmasıdır [17].

2.9. Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

Tıpta görüntü kalitesi, tanı aşamasında anatomik veya fonksiyonel bilgilerin ne kadar iyi iletildiği ile ilgili bir kavramdır [7]. Nükleer tıpta ise, görüntü kalitesi için temel prensip; hastaya verilen radyofarmasötüğün, lezyon ve çevresindeki dokularda tutulum farklılıklarını saptayabilmektir [18].

Görüntü kalitesini değerlendirmek için iki temel yöntem vardır. Birincisi, görüntü veya görüntüleme sistemi için kantitatif olarak ölçülebilen veya hesaplanabilen fiziksel özelliklerdir. Nükleer tıp görüntü kalitesi için kullanılan bu üç özellik gürültü, kontrast ve uzaysal rezulasyondur. İkinci yöntem ise, farklı görüntüleme sistemlerinde veya farklı görüntüleme koşullarında alınan görüntülerin kullanıldığı, gözlemci performanslarına dayanmaktadır [11].

2.9.1. Kontrast

Görüntü kontrastı, hastanın farklı radyoaktif tutulum seviyelerine karşılık gelen, görüntüdeki yoğunluk farklılıklarını ifade eder. Nükleer tıpta, görüntü kontrastı

radıyofarmasötik özelliklerine bağlıdır. Bu doğrultuda, lezyon/art ortam tutulum oranı (konsantrasyon oranı) yüksek olan bir ajan kullanılması tercih edilmektedir. Görüntü oluşumunda rol oynayan fiziksel faktörler de kontrastı etkileyebilir. Genel olarak, nükleer tıpta kontrastı etkileyen faktörler, görüntüdeki istatistiksel gürültü seviyelerini de etkilemektedir. Kontrast ayrıca filtre, görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları, renk skalası gibi görüntü işlemede kullanılan parametrelerden de etkilenir [18].

Kontrastın genel bir tanımı, görüntünün etrafındaki sinyal seviyesine göre, ilgilenilen nesnenin (bir lezyon gibi) sinyal değişim oranıdır. Buna göre; C_n normal dokudaki sayım oranı, C_l lezyondaki sayım oranı ise, lezyonun kontrastı (K_l),

$$K_l = \frac{C_l - C_n}{C_n} = \frac{\Delta C_l}{C_n} \quad [6]$$

şeklinde ifade edilebilir. Burada ΔC_l , lezyon üzerindeki sayım oranının BG' a göre değişimidir. Kontrast bazı durumlarda, yüzdelik olarak da ifade edilebilir (Örneğin, $K_l = 0,1 = \%10$ Kontrast) [11].

2.9.2. Gürültü

Gürültü genel olarak, rastgele veya yapısal kaynaklı olabilmektedir. Rastgele gürültü, sayım oranındaki rastgele istatistiksel değişimlerden kaynaklanmaktadır ve nükleer tıp görüntülerinde artefakta neden olmaktadır. Yapısal gürültü, üst üste binen ve ilgilenilen yapıların görüntülenmesini etkileyen sayım oranındaki rastgele olmayan değişimleri ifade eder. Bazı yapısal gürültü türleri, radyonüklid dağılımının kendisinden kaynaklanmaktadır. Örneğin, ^{99m}Tc ile miyokard enfarktüsünü saptamak için yapılan çalışmalarda kaburgalardaki tutulum, kalp görüntüsü ile üst üste binebilir. Yapısal gürültü, görüntüleme sistemi artefaktlarından da kaynaklanabilmektedir [12].

2.9.3. Uzaysal Rezulasyon

Uzaysal rezulasyon, bir kameranın birbirine yakın radyoaktif yapıları ayırt etme yeteneğinin bir ölçüsüdür. Kesit kalınlığı, detektör genişliği, görüntü matrisi ve piksel sayısı (rekonstrüksiyon algoritması), faydalı görüş alanı (FOV) ve kaynak-kolimatör mesafesi faktörlerine bağlı olarak değişmektedir [7].

Bir kamera sisteminin uzaysal rezulasyonu (R_S), iki faktör ile ifade edilmektedir; kolimatör rezulasyonu (R_K) ve içsel (detektör) rezulasyon (R_D). Bu faktörler arasındaki bağıntı, Eşitlik 7' de verilmektedir.

$$R_S = \sqrt{R_K^2 + R_D^2} \quad [7]$$

Kolimatör rezulasyonu, uzaysal lokalizasyon için temel sınırlayıcı faktördür. Uygun kolimatör hassasiyetinin sağlanması için, kolimatör delik çaplarının yeterince büyük olması gerektiğinden, görüntülerde delik çapları ile orantılı ölçüde bulanıklık vardır. Buna göre kolimatör rezulasyonu temel olarak; kolimatör delik uzunluğu ve çapı, kaynak-detektör mesafesi ile değişmektedir.

İçsel rezulasyon (R_D), detektör ve sistemin elektronik elemanlarına bağlıdır ve bir görüntüleme cihazının görüntüdeki bir olayı ne kadar iyi konumlandırabileceğinin ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. İçsel rezulasyon esas olarak puls oluşumundaki istatistiksel dalgalanmalardan etkilenmektedir [12].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Yttrium-90 kaynağı ile bremsstrahlung görüntüleme optimizasyonunu konu alan bu araştırma, metodolojik bir çalışma niteliğindedir.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma 30.11.2016 - 31.05.2019 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda, hasta görüntülemesinde kullanılan 2 adet Gama kamera ve TheraSphere Yttrium-90 cam mikro küreler vialı ile yapılmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları

Araştırmanın evreni ve örneklemi bulunmamaktadır.

3.4. Çalışma Materyali

3.4.1. Gama Kamera Sistemi

Araştırmada, Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda mevcut iki kafalı gama kamera sistemi (Philips Forte JETstream, AZ SPECT, Almanya) (Şekil 35) ve düşük enerjili-yüksek rezulasyonlu (LEHR), orta enerjili-genel amaçlı (MEGP), yüksek enerjili-genel amaçlı (HEGP) kolimatörler kullanılmıştır. Kolimatörlerin delik şekli altıgendir. Tablo 2'de kolimatör özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 2: Araştırmada kullanılan kolimatörlerin özellikleri

<i>Kolimatör İsmi</i>	<i>Delik Boyutu (mm)</i>	<i>Delik Uzunluğu (mm)</i>
LEHR	1,40	32,8
MEGP	2,95	48
HEGP	3,81	60

Sistem; kristali 9,5 mm kalınlığında ve 508 x 381 mm boyutlarında dikdörtgen NaI(Tl) sintilasyon detektör kristali ve fotoçoğaltıcı tüplerden (76,2 mm çaplı 49 adet ve 50,8 mm çaplı 6 adet) oluşmaktadır. Detektör, 140 keV'de %10,6'lık enerji rezülasyonuna sahiptir ve enerji spektrumu 1 keV/kanal olarak alınmıştır [19].



Şekil 35. Philips Forte JETstream AZ SPECT Cihazı.

3.4.2. Yttrium-90 Vial

Çalışmada, kaynak olarak, akrilik zırh içine yerleştirilmiş 1,0 mL'lik cam flakon içinde bulunan ve ortalama 20-30 μm büyüklüğünde cam küreleri olan TheraSphere Yttrium-90 kullanılmıştır (Şekil 36). Bir flakon, 0,6 mL steril, apirojen su içerisinde 22000-73000 mikro küre/mL içermektedir [20].

(a)



(b)



Şekil 36. (a) TheraSphere Yttrium-90 Cam Mikroküreleri Vialı (b) Vialin kurşun zırhı.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri:

Araştırmada, %FOV (faydalı görüş alanındaki sayım yüzdesi), S/B (Sinyal-Gürültü oranı), kontrast ve hassasiyet bağımlı değişkenlerdir. Kaynak-detektör mesafesi, kolimatör ve enerji penceresi bağımsız değişkenlerdir.

3.6. Veri Toplama Araçları:

3.6.1. Bremsstrahlung Enerji Penceresi

Yttrium-90 kaynağı ile bremsstrahlung görüntüleme optimizasyonunu konu alan bu araştırmaya, farklı enerji pencerelerinde planar görüntülerin alınması ile başlanmıştır. Buna göre, 2 farklı kaynak-kolimatör mesafesinde, 20 farklı enerji penceresi (Tablo 3) ve 3 farklı kolimatör kullanılarak planar görüntüler elde edilmiştir. Alınan planar görüntüler arasında en iyi görüntü kalitesine sahip enerji penceresi-kolimatör kombinasyonları ile SPECT görüntülemesi de yapılmıştır.

Tablo 3. Planar görüntüler için seçilen enerji pencereleri

No	Enerji (keV)*	%**	$E_1(keV)$	$E_2(keV)$	$\Delta E=E_2-E_1(keV)$
1	75	10	71	79	8
2	100	49,5	75	125	50
3	160	10	152	168	16
4	75	15	69	81	11
5	148	56	65	231	166
6	125	10	119	131	13
7	125	25	109	141	31
8	125	49,5	94	156	62
9	80	20	72	88	16
10	100	20	90	110	20
11	120	20	108	132	24
12	140	20	126	154	28
13	160	20	144	176	32
14	180	20	162	198	36
15	75	50	56	94	38
16	120	30	102	138	36
17	185	50	139	231	93
18	90	30	77	104	27
19	145	61	57	232	175
20	107,5	17,5	98	117	19
* Merkez Enerji					
** Pencere Genişliği (%)					

3.6.2. Bremsstrahlung Görüntüleme

Kaynak, gama kameranın masa yüzeyine ve kolimatörlere göre ortalanarak, düz bir şekilde yerleştirilmiştir. Görüntülenecek materyali temsil eden Yttrium-90 viali, 3 GBq, 5 GBq ya da 7 GBq aktiviteli olup, her bir görüntüleme öncesi ve sonrasında doz kalibratöründe ölçülüp, aktiviteleri not edilmiştir. Homojen radyonüklid dağılımı sağlanabilmesi için, vial masaya yerleştirildikten sonra bir süre bekletilmiştir.

3.6.2.1. Planar Görüntüleme

Bremsstrahlung spektrumu, planar görüntüler için, gama kameranın aşağı bakan kafası kullanılarak (Şekil 37), 60 saniye süre ve 1 milyon sayım ile alınmıştır. Görüntüler elde edilirken, kaynak-kolimatör mesafesi, 25 cm ve 40 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Bu çalışmada planar görüntüler, her bir enerji penceresi ve kolimatör kombinasyonu için ayrı ayrı alınmıştır.



Şekil 37. Gama kamera-vial görüntüleme geometrisi.

3.6.2.2. SPECT Görüntüleme

SPECT görüntülemeye, planar görüntüleme aşamasında en iyi görüntülerin alındığı 5 enerji penceresi ve yüksek enerjili-genel amaçlı kolimatör (HEGP) kullanılmış, kaynak-

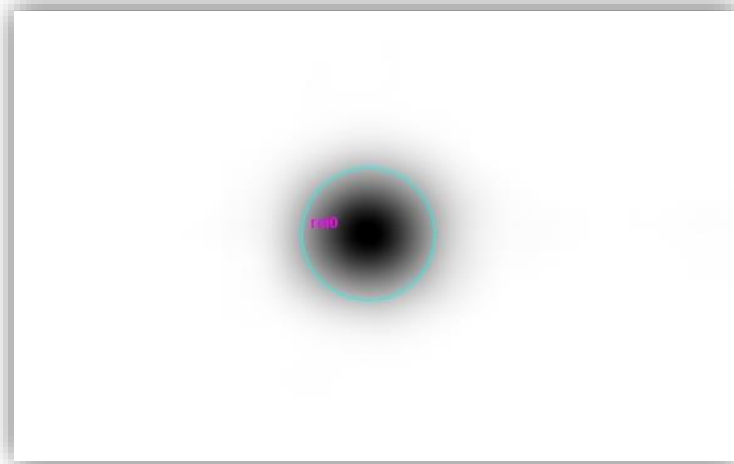
kolimatör mesafesi ise 25 cm olarak ayarlanmıştır. SPECT verileri, 128x128 matris boyutu, 2 rotasyon ve projeksiyon başına sayım süresi 28 saniye olmak üzere, 64 projeksiyon ile elde edilmiştir.

3.6.3. Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi

Yttrium-90 kaynağı ile alınan planar ve SPECT görüntülerinin görüntü kaliteleri, geleneksel olarak kullanılan bazı görüntü parametreleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Buna göre, her bir görüntü üzerinde hassasiyet, % FOV, S/B oranı ve kontrast parametreleri hesaplanmıştır.

3.6.3.1. Görüntülerde ROI (Region of Interest) Seçimi

Görüntü parametrelerinin değerlendirilmesinde en önemli husus, görüntüler üzerinde ilgilenilen alanın yani radyoaktif kaynağa tam olarak karşılık gelen alanın seçimidir. Zira çizilen ROI alanı, sayım değerlerini ve dolayısıyla görüntü kalitesini doğrudan etkilemektedir. Görüntüler üzerinde ilgilenilen alan, genellikle ROI kısaltması ile anılır ve belirli bir amaç için tanımlanan bir veri kümesi içindeki örnekler olarak ifade edilebilir. Faydalı görüş alanı (FOV) merkezine yerleştirilen kaynak için ROI, bilinen Yttrium-90 vial kaynak çapı ve görüntülerin piksel boyutları kullanılarak belirlenmektedir [4]. Görüntüler üzerinde görsel kontroller yapıldığında, hesaplama ile saptanan ROI alanlarının sınırlarının kaynak görüntüsünün sınırları ile tam olarak örtüştüğü gözlenmiştir (Şekil 38).



Şekil 38. SPECT görüntüsü üzerinde, kaynak ROI gösterimi.

3.6.3.2. Hassasiyet

Radyoaktif kaynaktan belirli bir uzaklıkta ifade edilen dedeksiyon sisteminin sayım hassasiyeti, birim kaynak aktivitesi başına sayım hızı olarak tanımlanır. Belirli bir aktivite için hassasiyet, detektör konfigürasyonu, kolimatör tipi, radyonüklid tipi, enerji penceresi ayarı, kaynak konfigürasyonu gibi bir dizi faktöre bağlı olmakla birlikte; iki ana faktör belirleyicidir: kaynak-detektör geometrisi ve kaynak-detektör arasındaki soğurucu ortam. Geometri faktörü, görüntüleme hacminin çevresinde, detektörün katı açısı ile belirlenir. Detektörün hassasiyeti, esas olarak, sintilasyon kristalinin yoğunluğuna ve kalınlığına bağlıdır [13, 16]. Araştırmada, alınan her bir görüntü için hassasiyet Eşitlik (9) kullanılarak hesaplanmıştır;

$$\text{Hassasiyet} = \frac{\text{Kaynak ROI'deki sayım (sayım/dakika)}}{\text{Aktivite (MBq)}} \quad [9]$$

Eşitlik (9)' daki Yttrium-90 aktiviteleri için ölçüm süresine göre zaman düzeltmeleri yapılmıştır.

3.6.3.3. %FOV

%FOV (faydalı görüş alanındaki sayım yüzdesi), bremsstrahlung saçılma etkilerini değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır ve Eşitlik (10) ile ifade edilmektedir. Bu anlamda, büyük % FOV değerleri foton saçılmasının az olduğunu göstermektedir [21]. Araştırmada, ⁹⁰Y kaynağı ile alınan planar ve SPECT görüntüleri üzerinde, her bir enerji penceresi ve kolimatör kombinasyonu için; kaynak ROI içindeki sayımların, FOV bölgesindeki toplam sayımlara olan yüzdesi hesaplanmıştır.

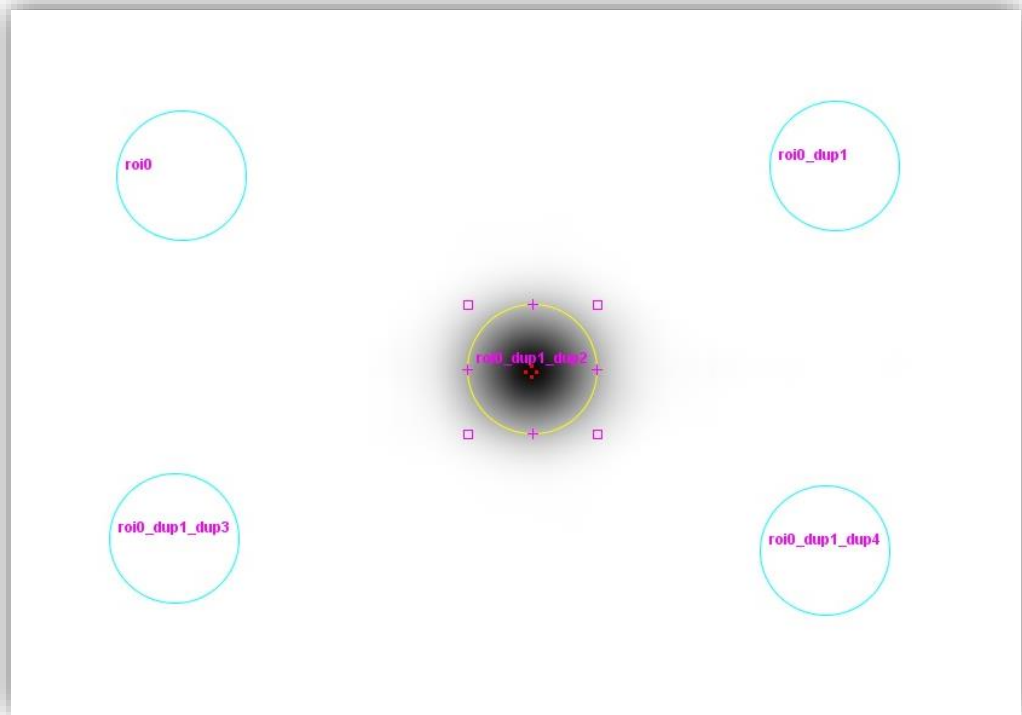
$$\%FOV = \frac{\text{Kaynak ROI'deki Toplam Sayım}}{\text{FOV'daki Toplam Sayım}} \times 100 \quad [10]$$

3.6.3.4. Kontrast

Nükleer tıp görüntülemelerde görüntü kontrastı; görüntünün farklı bölümlerinde, aktivite konsantrasyonundaki farklılıkların bir ölçüsü olarak tanımlanmaktadır [16]. Bu nedenle, görüntü kontrastının doğru ölçümü, aktivite tahmininde de önemli bir rol oynamaktadır. Araştırmada, kontrast değerlendirmesi için, görüntüler üzerinde, kaynak ve art ortam (background, BG) bölgesindeki sayım verileri dikkate alınmış ve kontrast, Eşitlik (11) kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\text{Kontrast} = \frac{C_{\text{Kaynak}} - C_{\text{BG}}}{C_{\text{BG}}} \quad [11]$$

Eşitlikteki C_{Kaynak} ve C_{BG} ifadeleri sayım/piksel boyutundadır ve sırasıyla kaynak ve art ortam (background) bölgesindeki sayımları temsil etmektedir. Burada, C_{BG} (sayım/piksel) için; FOV' un dört köşesine açılan BG ROI' lerinin (Şekil 39) ortalaması alınmıştır. Hesaplama sırasında BG ve kaynak ROI alanlarının (piksel sayısı) aynı olmasına dikkat edilmiştir.

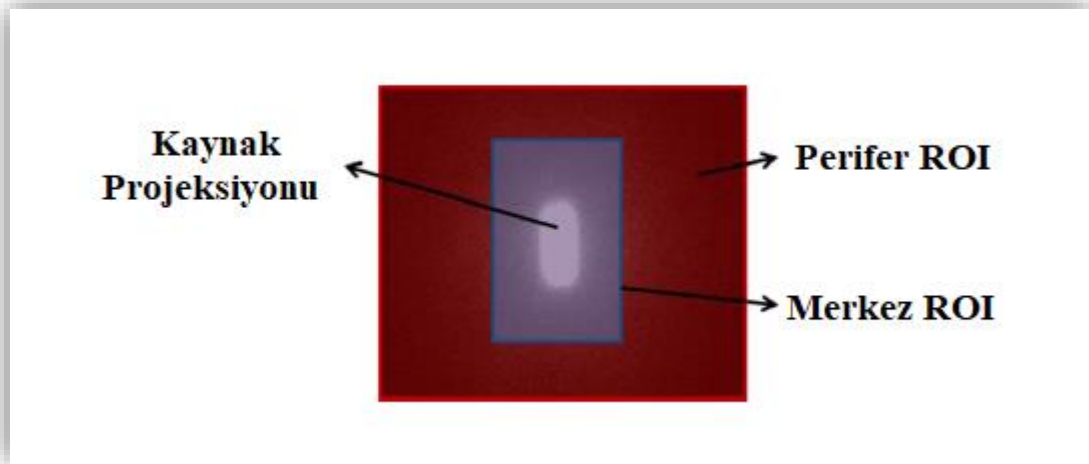


Şekil 39. SPECT görüntüsü üzerinde, kaynak ROI ve BG ROI'lerinin gösterimi.

3.6.3.5. Sinyal/Background (S/B) Oranı

Bir görüntüdeki sinyal gücü, sinyal-gürültü oranı (S/B) ile karakterize edilmektedir [16]. Planar bir projeksiyonda gürültü, Poisson dağılımı istatistiğine uymaktadır ve sayım sayısının karekökü ile orantılıdır. Buna göre S/B oranı, sayım sayısının karekökü ile ters orantılıdır [22]. Geleneksel olarak bu oran, kontrast bölümünde ifade edilen Eşitlik (11) yardımı ile gerekli hesaplamalar yapılarak elde edilmektedir. Araştırmada, Yttrium-90 vial görüntülemesi yapıldığı için, literatürde benzer vial çalışmalarında kullanılan S/B oranı dikkate alınmıştır.

S/B oranını hesaplamak için, statik görüntülerin her birine iki ROI çizilmiştir (Şekil 40): Ortada, kaynak vialin görüntüsünü çevreleyen küçük bir ROI, ve tüm alanı kaplayan (FOV) daha büyük bir ROI. Küçük ROI' deki toplam sayımlar, daha fazla uzaysal bilgi taşıyan fotonların sayısını temsil etmektedir. Bu, birincil sinyal olarak belirlenmiştir. Periferdeki toplam sayım, büyük ROI'deki toplam sayımlardan küçük ROI' deki sayımların çıkartılması ile hesaplanır ve uzaysal bilgi içermeyen saçılmış foton sayısını temsil etmektedir. Periferdeki bu sayımlar BG sinyali olarak belirlenmiştir.



Şekil 40. Kırmızı ile gösterilen büyük ROI, gama kameranın tüm faydalı görüş alanını (FOV); mavi ile gösterilen küçük ROI (merkez) görüntülenen kaynak vial kapsamaktadır. Perifer bölgesindeki BG sayımlar, büyük ROI' deki sayımlardan küçük ROI' deki sayımlar çıkartılarak hesaplanmıştır. Küçük ROI, hem kaynağın uzaysal bilgisini içeren birincil sinyal sayımları hem de istenmeyen BG sayımları içermektedir [2].

Her bir enerji penceresi için, ortalama sayım/piksel.keV değerleri; ROI' lerdeki toplam sayımların, enerji pencere genişliği (keV) ile ROI'lerdeki piksel sayısına bölünmesiyle hesaplanmıştır. S/B oranı, merkezdeki ortalama sayım/piksel.keV değeri ile periferdeki ortalama sayım/piksel.keV değerinin oranından belirlenmiştir [2].

Bu doğrultuda, S/B oranı, Eşitlik (12)' deki gibi ifade edilmektedir.

$$S/B = \frac{\text{Merkez ROI [sayım/(piksel.keV)]}}{\text{Perifer ROI [sayım/(piksel.keV)]}} \quad [12]$$

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi:

İŞLEM	BAŞLANGIÇ	BİTİŞ
Literatür Taraması	30.11.2016	15.03.2017
Yttrium-90 ile Planar Görüntüleme	15.03.2017	30.06.2017
Planar Görüntülerde Hassasiyet, %FOV, Kontrast, S/B Oranı Hesaplamaları	30.06.2017	01.08.2017
Yttrium-90 ile SPECT Görüntüleme	01.08.2017	15.11.2017
SPECT Görüntüleri Üzerinde Farklı Rekonstrüksiyon Metodları (FBP, OSEM) Uygulama	15.11.2017	20.01.2018
SPECT Görüntülerinde Hassasiyet, %FOV, Kontrast, S/B Oranı Hesaplamaları	20.01.2018	15.05.2018
Optimum Görüntüleme Şartlarının Saptanması	15.05.2018	10.08.2018
Sonuçların Analizi ve değerlendirilmesi	10.08.2018	05.11.2018
Yazım	05.11.2018	31.05.2019

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Araştırmada, Yttrium-90 vial kaynak kullanılarak, bremsstrahlung görüntülemesinde, farklı kaynak-detektör mesafeleri, enerji pencereleri ve kolimatörler kullanılarak, hassasiyet, kontrast, S/B oranı ve %FOV parametreleri incelenmiştir.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmada kullanılan gama kamera sistemi, rutin hasta görüntülemede kullanıldığı için, deney aşamalarında yaşanan zaman kısıtlaması araştırmanın sınırlılıklarını oluşturmaktadır.

3.10. Etik Kurul Onayı

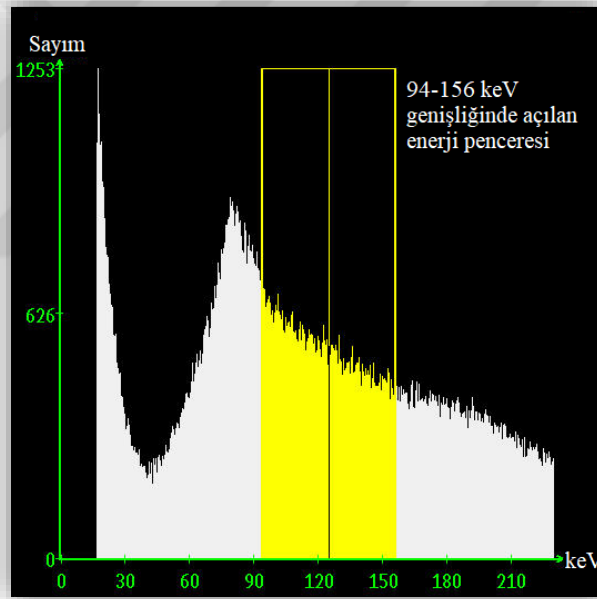
Araştırma DEÜ Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 02.03.2017 tarih ve 304GOA protokol numaralı ve 2017/04-33 karar numarası; 22.05.2019 tarih ve 3042-GOA protokol numaralı ve 2019/13-45 karar numarası ile görüşölmüş ve onaylanmıştır.



4. BULGULAR

4.1. Bremsstrahlung Enerji Spektrumu

Araştırmada, Yttrium-90 kaynağı ile bremsstrahlung görüntüleri 2 farklı kaynak-kolimatör mesafesinde, 20 farklı enerji penceresi ve 3 farklı kolimatör kullanılarak alınmıştır. Yttrium-90 mikroküreleri ile dolu bir vialin HEGP kolimatörü ve 40 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesinde alınan görüntülerine ilişkin bremsstrahlung enerji spektrumuna bir örnek Şekil 41'de verilmiştir. Bremsstrahlung spektrumunu, ^{90}Y kaynağının beta parçacık emisyonu ve bu parçacıkların yavaşlamasını takiben oluşan bremsstrahlung fotonları oluşturmaktadır. Beklenildiği üzere, spektrum 0 ile 230 keV enerji aralığında süreklilik göstermektedir. Yaklaşık 75 keV enerjide görülen pik, kurşun kolimatör ile bremsstrahlung fotonlarının etkileşimi sonucu oluşan karakteristik X-ışını pikidir [21].

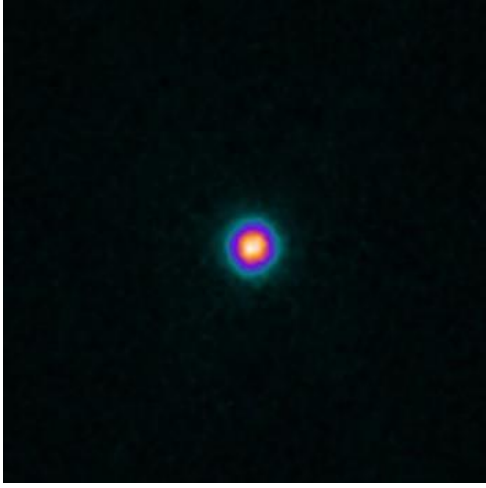


Şekil 41. Yttrium-90 kaynağı ile alınan bremsstrahlung sürekli enerji spektrumu. Spektrum üzerinde, 125 keV merkezli ve %49,5 genişliğinde açılan enerji penceresi gösterilmektedir.

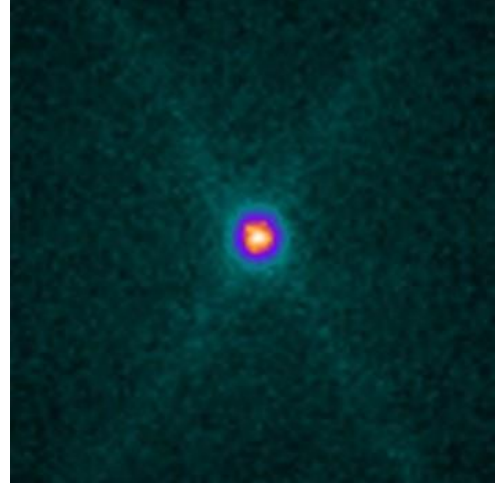
4.2. Yttrium-90 ile Planar Görüntüleme

4.2.1. Görüntü Kalite Parametreleri

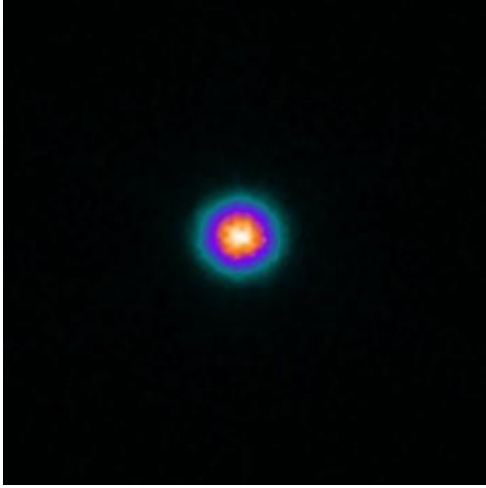
Araştırma kapsamında planar görüntüler, LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ve bir gama kameradan oluşan sistem ile Tablo 3' de verilen enerji pencereleri seçilerek, 25 ve 40 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesinde ayrı ayrı alınmıştır (Şekil 42 ve 43).



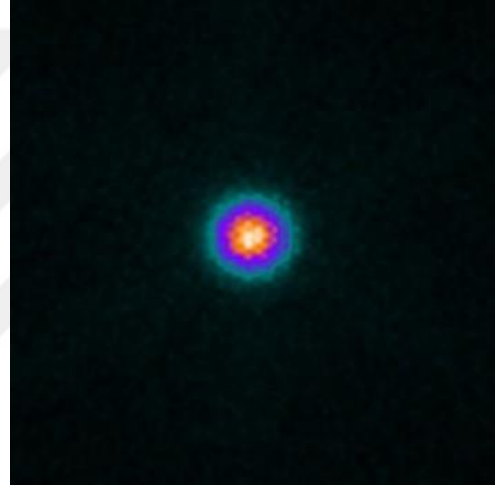
(a)



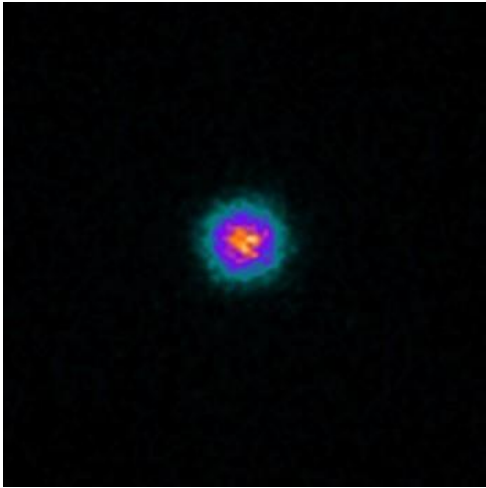
(b)



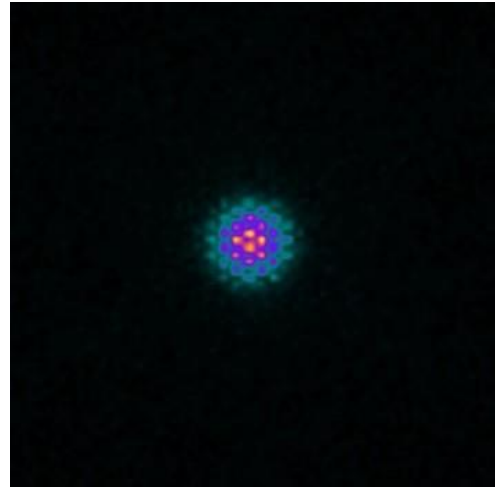
(c)



(d)

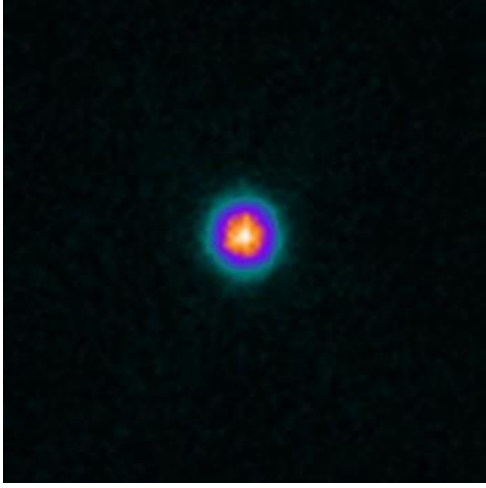


(e)

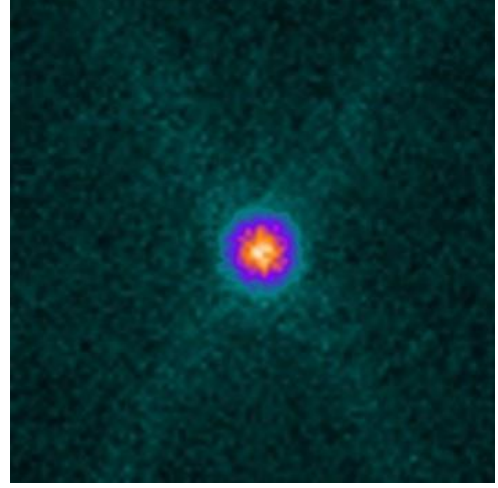


(f)

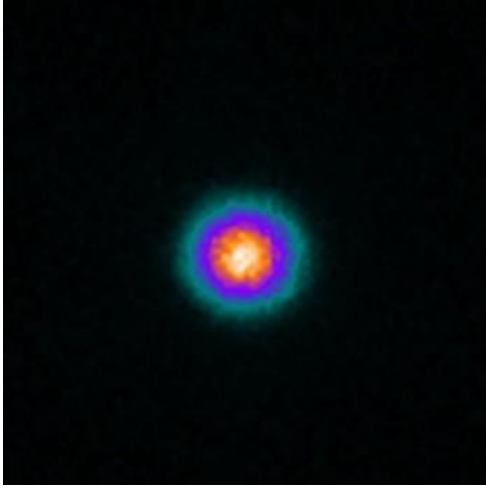
Şekil 42. Gama kamera sisteminde 25 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesi için (a) LEHR kolimatörü ve 90-110 keV' lik enerji penceresi, (b) LEHR kolimatörü ve 162-198 keV' lik enerji penceresi, (c) MEGP kolimatörü ve 90-110 keV' lik enerji penceresi, (d) MEGP kolimatörü ve 162-198 keV' lik enerji penceresi, (e) HEGP kolimatörü ve 90-110 keV' lik enerji penceresi, (f) HEGP kolimatörü ve 162-198 keV' lik enerji penceresi ile alınan planar görüntüler.



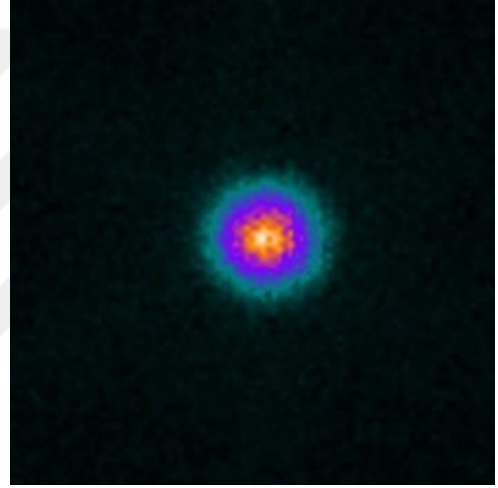
(a)



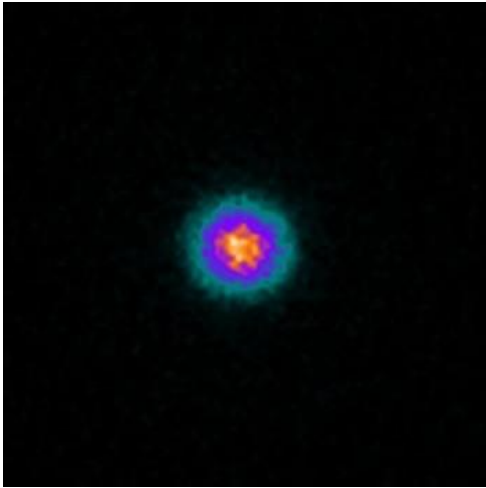
(b)



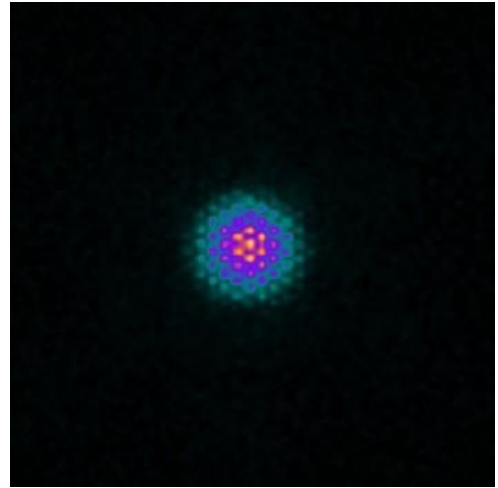
(c)



(d)



(e)



(f)

Şekil 43. Gama kamera sisteminde 40 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesi için (a) LEHR kolimatörü ve 90-110 keV' lik enerji penceresi, (b) LEHR kolimatörü ve 162-198 keV' lik enerji penceresi, (c) MEGP kolimatörü ve 90-110 keV' lik enerji penceresi, (d) MEGP kolimatörü ve 162-198 keV' lik enerji penceresi, (e) HEGP kolimatörü ve 90-110 keV' lik enerji penceresi, (f) HEGP kolimatörü ve 162-198 keV' lik enerji penceresi ile alınan planar görüntüler.

Şekil 42 ve 43’ de verilen planar görüntülerde enerji penceresi, kolimatör ve kaynak-detektör mesafesinin, görüntü kalitesi üzerindeki etkileri açıkça görülmektedir. Yan yana verilen görüntülerde; kolimatör ve kaynak-detektör mesafesi aynı, kullanılan enerji pencereleri farklıdır. Bu durum, enerji penceresi seçimini; kantitatif olarak ölçülebilen veya hesaplanabilen fiziksel özellikleri (kontrast, gürültü, vb) incelemeyen önce gözlemci performans çalışmaları ile değerlendirmenin mümkün olabileceğini göstermektedir. Örneğin, Şekil 42’ de verilen (c) ve (d) görüntüleri, MEGP kolimatörü ile 25 cm’lik kaynak-detektör mesafesinde, sırasıyla 90-110 keV ve 162-198 keV’ lik enerji pencereleri ile alınmıştır. Buna göre, (d) görüntüsünde görülen artefaktlar, (c) görüntüsünde bulunmamaktadır. İki görüntü arasındaki bu fark, sadece enerji penceresi seçiminden kaynaklanmıştır. Takip eden bölümlerde, bu görüntüler için hassasiyet, kontrast, %FOV ve S/B parametreleri hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır.

4.2.1.1. Hassasiyet

Birim kaynak aktivitesi başına sayım hızı olarak tanımlanan hassasiyet, detektör ve kaynak konfigürasyonunun yanı sıra, kolimatör tipi ve enerji penceresi seçimi ile değişmektedir. Bu doğrultuda planar görüntülerden alınan veriler, Bölüm 3’ de ifade edilen Eşitlik (9) ile hesaplanmış ve Yttrium-90 kaynak aktiviteleri için ölçüm süresine göre zaman düzeltmeleri yapılmıştır. Buna göre, görüntülerin hassasiyet değerleri Tablo 4’ de gösterilmiştir.

Tablo 4 incelendiğinde hassasiyetin, enerji pencere genişliği ile artış gösterdiği görülmektedir. Bu durum, pencere genişliğine bağlı olarak artan sayım sayısı ile açıklanabilmektedir. Üç farklı kolimatör ile alınan planar görüntüler arasında, en yüksek hassasiyet değeri (120 sayım/dk.MBq) 57-232 keV’lik enerji penceresi için; en düşük hassasiyet değeri (3 sayım/dk.MBq) ise 71-79 keV’lik enerji penceresi için bulunmuştur. Aynı enerji penceresi için farklı kolimatör tipleri karşılaştırıldığında, delik çaplarının geniş olması sebebiyle MEGP kolimatörü, en yüksek hassasiyet değerini vermektedir.

Tablo 4. Gama kamera sisteminde (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerde hassasiyetin, enerji penceresi ve kaynak-detektör mesafesine göre değişimi.

Enerji Penceresi (keV)	Hassasiyet (sayım/dk.MBq)	
	25 cm	40 cm
71-79	10,8	10,5
75-125	51,8	50,4
152-168	8,6	7,4
69-81	10,8	10,5
65-231	37,9	57,5
119-131	10	9,6
109-141	25	24
94-156	49,6	47,1
72-88	21,7	20,7
90-110	20,4	19,7
108-132	20,1	18,9
126-154	19,2	17,3
144-176	17,2	15,1
162-198	15,3	12,6
56-94	49	48,2
102-138	30,5	28,8
139-231	28,8	32,1
77-104	31,4	30,7
57-232	49,2	109,6
98-117	17,7	17,3

(a)

Enerji Penceresi (keV)	Hassasiyet (sayım/dk.MBq)	
	25 cm	40 cm
71-79	15,3	11,6
75-125	75,8	58,1
152-168	10,7	8
69-81	15,4	11,5
65-231	82,7	62
119-131	14,2	10,8
109-141	35,5	27
94-156	70	53,5
72-88	31,0	23,4
90-110	30	23
108-132	29,1	22
126-154	26,1	19,4
144-176	21,7	16,3
162-198	18,2	13,4
56-94	70,5	53,6
102-138	43,3	33,2
139-231	46,1	34,3
77-104	45,6	35,0
57-232	104,2	120,1
98-117	26,3	20,2

(b)

Enerji Penceresi (keV)	Hassasiyet (sayım/dk.MBq)	
	25 cm	40 cm
71-79	3,1	4,1
75-125	15,6	20,3
152-168	5,9	7,7
69-81	3,1	4
65-231	41	53,7
119-131	7,9	10,3
109-141	19,6	25,6
94-156	39,3	51,1
72-88	6,3	8,1
90-110	6,2	8,1
108-132	16,4	21
126-154	14,2	18,6
144-176	11,9	15,5
162-198	10,6	13,1
56-94	14,8	18,6
102-138	24,3	31,6
139-231	27,4	34,1
77-104	9,6	12,4
57-232	78,8	103,4
98-117	5,3	6,9

(c)

4.2.1.2. %FOV

Yttrium-90 vialı ile bremsstrahlung görüntülemenin yapıldığı bu çalışmada, bremsstrahlung saçılma etkilerini değerlendirmek amacıyla, Eşitlik (10) ile verilen bağıntı kullanılarak %FOV hesaplamaları yapılmıştır. Buna göre, %FOV değerleri Tablo 5’ de gösterilmiştir.

Tablo 5’ den, %FOV değerinin 25 cm’ lik kaynak-detektör mesafesinde ve HEGP kolimatörü ile alınan ölçümlerde en yüksek olduğu görülmektedir. Kameranın aldığı sayım sayısının çok yüksek olduğu geniş enerji pencerelerinde (65-231 keV, 139-231 keV, 57-232 keV vb.) %FOV değerlerinin düşük olduğu görülmektedir. Bu durum, açılan geniş enerji pencerelerinde saçılarak gelen fotonların da sayılması ve bu fotonların gürültüyü artırması ile açıklanmaktadır.

Tablo 5. Gama kamera sisteminde (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerde %FOV’ un, enerji penceresi ve kaynak-detektör mesafesine göre değişimi.

Enerji Penceresi (keV)	% FOV	
	25 cm	40 cm
71-79	9	12
75-125	10	14
152-168	4	5
69-81	9	12
65-231	5	6
119-131	7	10
109-141	7	10
94-156	7	10
72-88	9	13
90-110	11	15
108-132	8	11
126-154	5	7
144-176	4	5
162-198	3	4
56-94	10	15
102-138	8	11
139-231	3	4
77-104	10	15
57-232	6	8
98-117	10	13

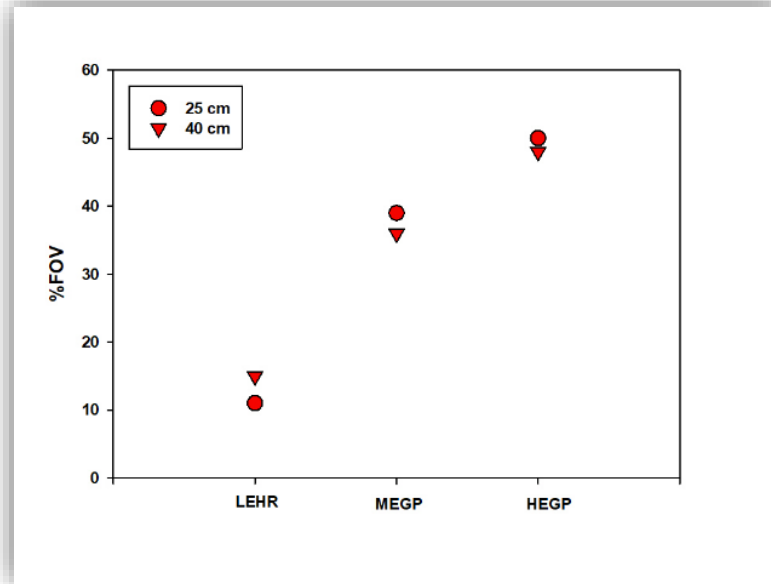
(a)

Enerji Penceresi (keV)	% FOV	
	25 cm	40 cm
71-79	34	30
75-125	37	34
152-168	19	20
69-81	34	30
65-231	21	21
119-131	32	30
109-141	32	30
94-156	32	30
72-88	36	32
90-110	39	36
108-132	34	32
126-154	27	26
144-176	20	20
162-198	15	16
56-94	39	34
102-138	34	32
139-231	16	17
77-104	39	35
57-232	27	26
98-117	38	35

(b)

Enerji Penceresi (keV)	% FOV	
	25 cm	40 cm
71-79	48	45
75-125	49	45
152-168	32	32
69-81	48	44
65-231	32	31
119-131	46	43
109-141	45	44
94-156	45	43
72-88	47	43
90-110	50	48
108-132	47	45
126-154	40	39
144-176	32	32
162-198	27	26
56-94	50	46
102-138	47	45
139-231	28	27
77-104	48	45
57-232	38	37
98-117	50	47

(c)



Şekil 44. Gama kamera sisteminde 90-110 keV’ lik enerji penceresi ile alınan planar görüntülerde, %FOV’ un kolimatör ile kaynak-detektör mesafesine göre değişimi.

Kaynak ROI' sindeki sayımların, FOV' daki sayımlara oranlandığı bu hesaplamada; enerji penceresi ve kolimatör seçiminin, kaynak-detektör mesafesine göre daha etkin rol oynadığı da görülmektedir (Şekil 44).

4.2.1.3. Kontrast

Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde en geleneksel yöntemlerden biri kontrast hesabıdır. Nükleer tıpta kontrast, radyofarmasötik özellikleri ve görüntü oluşumunda rol oynayan fiziksel faktörler ile değişmektedir. Bu doğrultuda, Bölüm 3'te verilen Eşitlik (11) ile kontrast hesaplamaları yapılmıştır. Tablo 6 planar görüntülerde; kolimatör, enerji penceresi ve kaynak-kolimatör mesafesinin kontrast üzerindeki etkilerini göstermektedir.

Tablo 6. Gama kamera sisteminde (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerde kontrastın, enerji penceresi ve kaynak-detektör mesafesine göre değişimi.

Enerji Penceresi (keV)	Kontrast	
	25 cm	40 cm
71-79	24	32
75-125	28	38
152-168	10	12
69-81	25	32
65-231	12	15
119-131	20	27
109-141	20	26
94-156	20	26
72-88	27	37
90-110	32	42
108-132	22	29
126-154	15	19
144-176	10	13
162-198	8	10
56-94	31	41
102-138	22	29
139-231	9	10
77-104	31	41
57-232	17	21
98-117	28	38

(a)

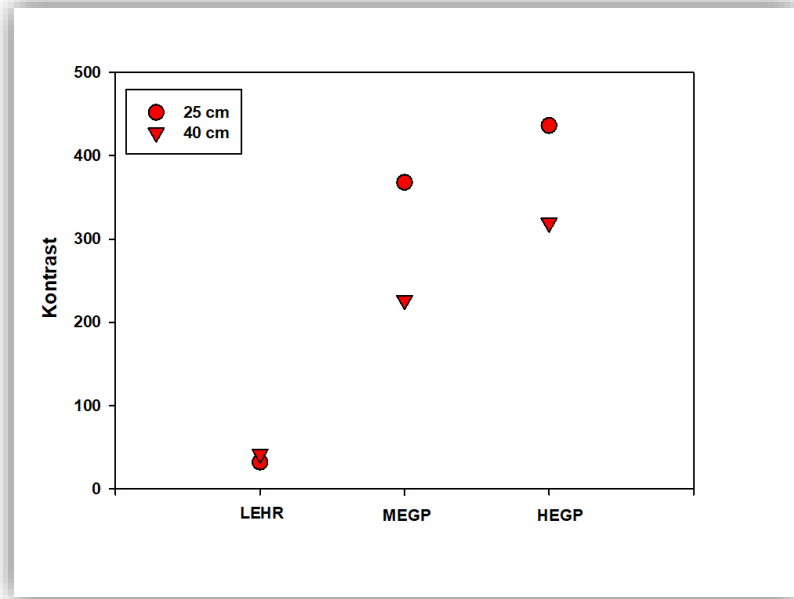
Enerji Penceresi (keV)	Kontrast	
	25 cm	40 cm
71-79	311	167
75-125	360	199
152-168	141	70
69-81	292	164
65-231	147	81
119-131	273	158
109-141	257	159
94-156	270	42
72-88	328	188
90-110	368	227
108-132	290	178
126-154	203	111
144-176	137	73
162-198	90	53
56-94	404	226
102-138	304	163
139-231	103	57
77-104	389	208
57-232	204	114
98-117	362	205

(b)

Enerji Penceresi (keV)	Kontrast	
	25 cm	40 cm
71-79	380	278
75-125	371	276
152-168	149	142
69-81	346	299
65-231	154	125
119-131	329	252
109-141	285	254
94-156	302	243
72-88	334	259
90-110	436	319
108-132	321	281
126-154	222	196
144-176	162	134
162-198	105	88
56-94	396	311
102-138	323	273
139-231	119	96
77-104	358	304
57-232	199	172
98-117	365	286

(c)

Tablo 6' ya göre en yüksek kontrast değeri, 25 cm' lik kaynak-detektör mesafesi, HEGP kolimatörü ve 90-110 keV' lik enerji penceresi için 436 olarak bulunmuştur (Şekil 45). Tablo 6' dan üç farklı kolimatör karşılaştırıldığında, LEHR kolimatörü ile alınan görüntülerin kontrast değerlerinin, MEGP ve HEGP kolimatörler ile alınan görüntülere kıyasla oldukça düşük olduğu görülmektedir. Bu durum LEHR kolimatörün, orta ve yüksek enerjili fotonları soğuramaması nedeniyle gürültünün artmasından kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte LEHR kolimatörü ile alınan ölçümlerde, kaynak-kolimatör mesafesi ile kontrast doğru orantılı olarak değişirken; MEGP ve HEGP kolimatörlerinde durum ters orantılı bulunmuştur. LEHR kolimatörü için kaynak-detektör mesafesinin artması, saçılmış fotonların kolimatöre ulaşmasını engellemektedir. Bu nedenle, kaynak-detektör mesafesi artarken, kontrast da artış göstermektedir. MEGP ve HEGP kolimatörleri için ise, kaynak-detektör mesafesi azalırken, detektörün kaynağı gördüğü katı açı büyümekte, kaynaktan alınan sayım sayısı artmakta, uzaysal rezulasyon iyileşmekte ve böylece görüntü kontrastı artmaktadır. Ayrıca kameranın aldığı sayım sayısının çok yüksek olduğu enerji pencere genişliklerinde (65-231 keV, 139-231 keV, 57-232 keV vb.) kontrast değerlerinin düşük olduğu görülmektedir. Bu durum, saçılarak gelen fotonların, geniş açılan enerji pencereleri ile puls yükseklik analizöründe kabul edilmesi ve gürültüyü artırması ile açıklanmaktadır.



Şekil 45. Gama kamera sisteminde 90-110 keV' lik enerji penceresi ile alınan planar görüntülerde, kontrastın kolimatör ve kaynak-detektör mesafesine göre değişimi.

4.2.1.4. S/B

Bir görüntüdeki sinyal gücü, sinyal/gürültü oranı ile karakterize edilmektedir [16]. Araştırmada, Yttrium-90 vial görüntülemesi yapıldığı için, literatürde benzer vial çalışmalarında kullanılan S/B hesaplamaları dikkate alınmış ve Bölüm 3’ de verilen Eşitlik (12) kullanılmıştır. Bu doğrultuda, planar görüntülerden alınan veriler ile yapılan hesaplamalara göre S/B değerleri Tablo 7’ de gösterilmiştir.

Tablo 7. Gama kamera sisteminde (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerde S/B’ nin, enerji penceresi ve kaynak-detektör mesafesine göre değişimi.

Enerji Penceresi (keV)	S/B	
	25 cm	40 cm
71-79	5,3	6,2
75-125	5,5	5,7
152-168	4,2	4,3
69-81	5,3	5,7
65-231	4,5	4,4
119-131	5	5,3
109-141	5	5,3
94-156	5	5,2
72-88	5,4	5,8
90-110	5,7	5,7
108-132	5,1	5,5
126-154	4,6	4,8
144-176	4,2	4,3
162-198	4,1	4
56-94	5,8	6
102-138	6,9	5,4
139-231	4,2	4,1
77-104	5,7	5,7
57-232	4,7	4,8
98-117	5,5	5,8

(a)

Enerji Penceresi (keV)	S/B	
	25 cm	40 cm
71-79	17,3	13,7
75-125	18,9	15,7
152-168	9,5	8,1
69-81	17,2	13,7
65-231	10,2	8,7
119-131	15,6	13,2
109-141	15,4	13
94-156	15,2	12,9
72-88	18,3	14,7
90-110	20	16,9
108-132	16,4	13,8
126-154	12,6	10,6
144-176	9,5	8,2
162-198	7,9	6,7
56-94	20,6	16,7
102-138	16,3	13,8
139-231	8,2	7,1
77-104	19,9	16,3
57-232	12,7	10,7
98-117	18,9	16

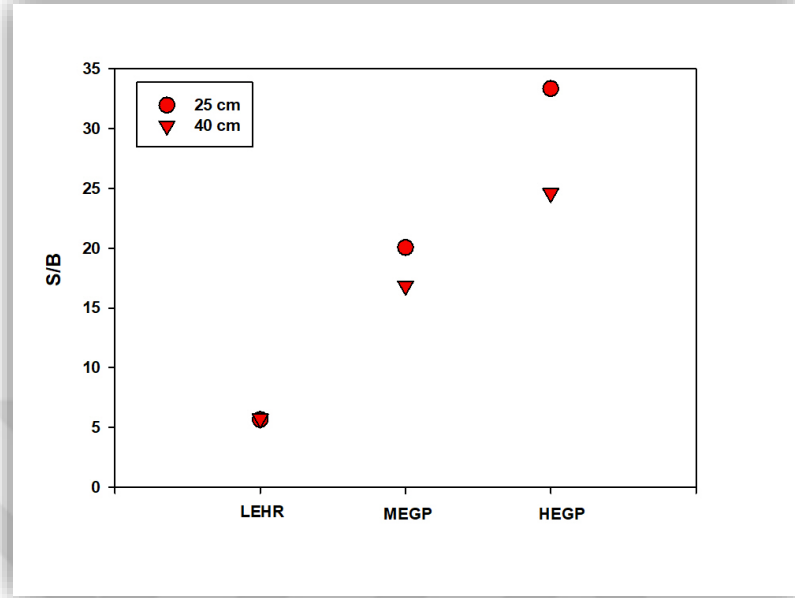
(b)

Enerji Penceresi (keV)	S/B	
	25 cm	40 cm
71-79	30,6	22,9
75-125	31,1	22,4
152-168	16,2	12,6
69-81	31,4	23,1
65-231	16	12,2
119-131	27,6	20,2
109-141	26,9	20,1
94-156	26,8	19,8
72-88	30,1	20,8
90-110	33,4	24,6
108-132	29,1	21,3
126-154	21,9	16,8
144-176	16,5	12,6
162-198	13	9,8
56-94	34,2	24,1
102-138	28,7	21,1
139-231	13,5	10,2
77-104	32,1	22,6
57-232	20,3	15,2
98-117	32,8	23,6

(c)

Önceki bölümlerde bahsedilen bilgiler ışığında, kaynak-kolimatör mesafesinin artmasıyla kolimatör rezulasyonunun kötüleştiği bilinmektedir. Bu doğrultuda Tablo 7 incelendiğinde, kaynak-detektör mesafesinin artmasıyla MEGP ve HEGP kolimatör ile alınan görüntülerde, beklenildiği gibi, S/B değerlerinin azaldığı görülmektedir. Ayrıca kontrast ve %FOV hesaplamalarına benzer olarak, LEHR kolimatör için S/B parametresinin, MEGP ve HEGP kolimatör ile kıyaslandığında daha düşük olduğu görülmektedir. Bu durum, kontrast

bölümünde de ifade edildiği gibi LEHR kolimatörün, orta ve yüksek enerjili fotonları soğuramaması nedeniyle gürültünün artmasından kaynaklanmaktadır.



Şekil 46. Gama kamera sisteminde 90-110 keV' lik enerji penceresi ile alınan planar görüntülerde, S/B' nin kolimatör ve kaynak-detektör mesafesine göre değişimi.

4.3. Planar Görüntüler için Optimum Görüntüleme Koşullarının Saptanması

Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemesini konu alan bu araştırmada planar görüntüler, hem görsel olarak hem de hassasiyet, kontrast, S/B ve %FOV parametreleri ile değerlendirilmiştir. Hassasiyet, kameranın aldığı sayım sayısı ile arttığından, geniş enerji pencereleri için yüksek hassasiyet değerleri bulunmuştur. Ancak geniş açılan pencere genişliklerinin gürültüyü artırması nedeniyle de kontrast, S/B ve %FOV parametreleri kötüleşmektedir. Bu nedenle, planar görüntülerin görüntü kaliteleri değerlendirilirken hassasiyet parametresi dikkate alınmamıştır. Buna göre, Yttrium-90 ile alınan planar görüntülerde kontrast, %FOV ve S/B parametreleri ile görüntü kalitesi değerlendirmeleri yapılmış ve optimum enerji pencere-kolimatör kombinasyonu belirlenmiştir. Bu amaçla, Tablo 4-7'den görüntü kalite parametreleri karşılaştırıldığında MEGP kolimatörünün LEHR'e göre; HEGP kolimatörünün de MEGP' e göre daha iyi sonuçlar verdiği görülmektedir. Ayrıca, MEGP ve HEGP kolimatörü ile alınan görüntüler değerlendirildiğinde, 25 cm'lik kaynak-detektör mesafesi için ilgili parametrelerin daha iyi olduğu görülmüştür. İlaveten, incelenen enerji pencereleri de dikkate alındığında ve tüm görüntü parametreleri

değerlendirildiğinde Yttrium-90 vialı için en iyi planar görüntünün, HEGP kolimatörü ve 25 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesinde, 56-94 keV' lik enerji penceresi ile alındığı sonucuna varılmıştır.

4.4. Yttrium-90 ile SPECT Görüntüleme

Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülemeye kullanılan rekonstrüksiyon yöntemi ve parametreler, görüntü kalitesi üzerinde önemli rol oynamaktadır. Bu sebeple, araştırmada kullanılan gama kamera-kolimatör sistemi için uygun rekonstrüksiyon yöntemi ve parametreleri belirlenmiştir. Takip eden bölümde, Yttrium-90 SPECT görüntülerinin rekonstrüksiyonu için, alınan kesit görüntüleri üzerinde FBP ve İteratif rekonstrüksiyon yöntemleri farklı rekonstrüksiyon parametreleri kullanılarak uygulanmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir.

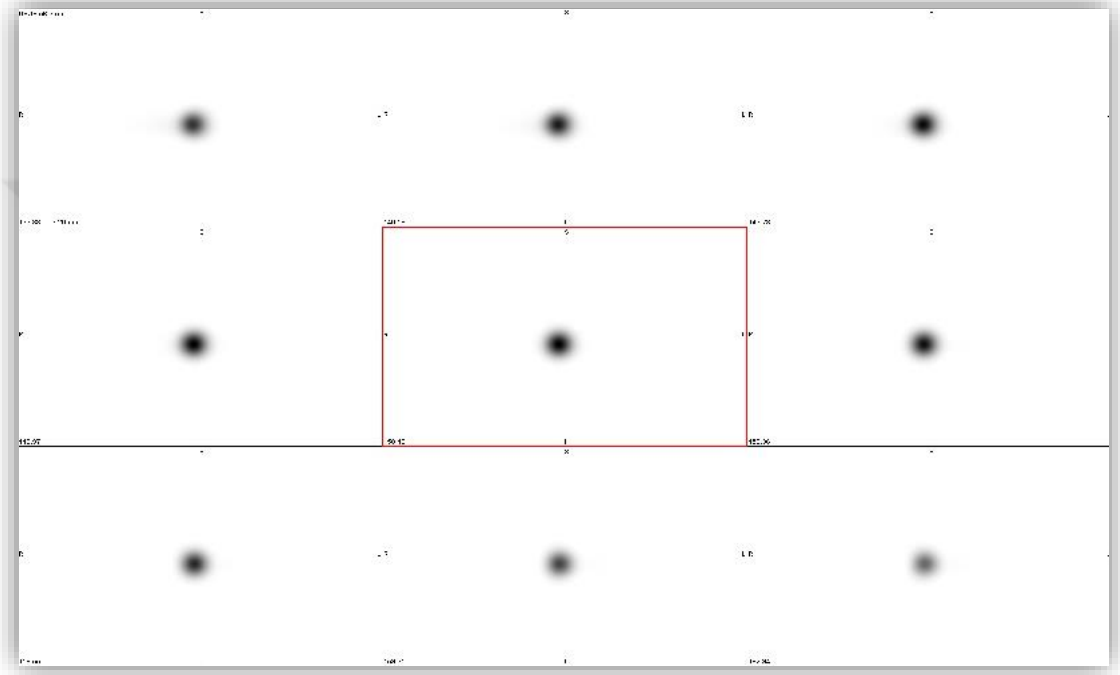
4.4.1. FBP ve İteratif Rekonstrüksiyon İşlemi

Yttrium-90 ile bremsstrahlung SPECT görüntüleme için en uygun rekonstrüksiyon yöntemini belirlemek amacıyla FBP ve OSEM algoritmaları kullanılarak görüntüleme yapılmıştır. Bu amaçla SPECT görüntüleri, planar görüntüleme için saptanan optimum görüntüleme koşullarına uygun olarak; HEGP kolimatörü ile 25 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesinde, 56-94 keV' lik enerji penceresi ile alınmıştır. FBP ve OSEM rekonstrüksiyonlarına ilişkin en uygun parametreleri belirlemek amacıyla, Tablo 8'de verilen parametreler denenmiştir. SPECT görüntülerinin rekonstrüksiyonları, FBP ve OSEM algoritma ve parametreleri kullanılarak, sekiz farklı şekilde yapılmıştır (Tablo 8).

Tablo 8. SPECT rekonstrüksiyon parametreleri.

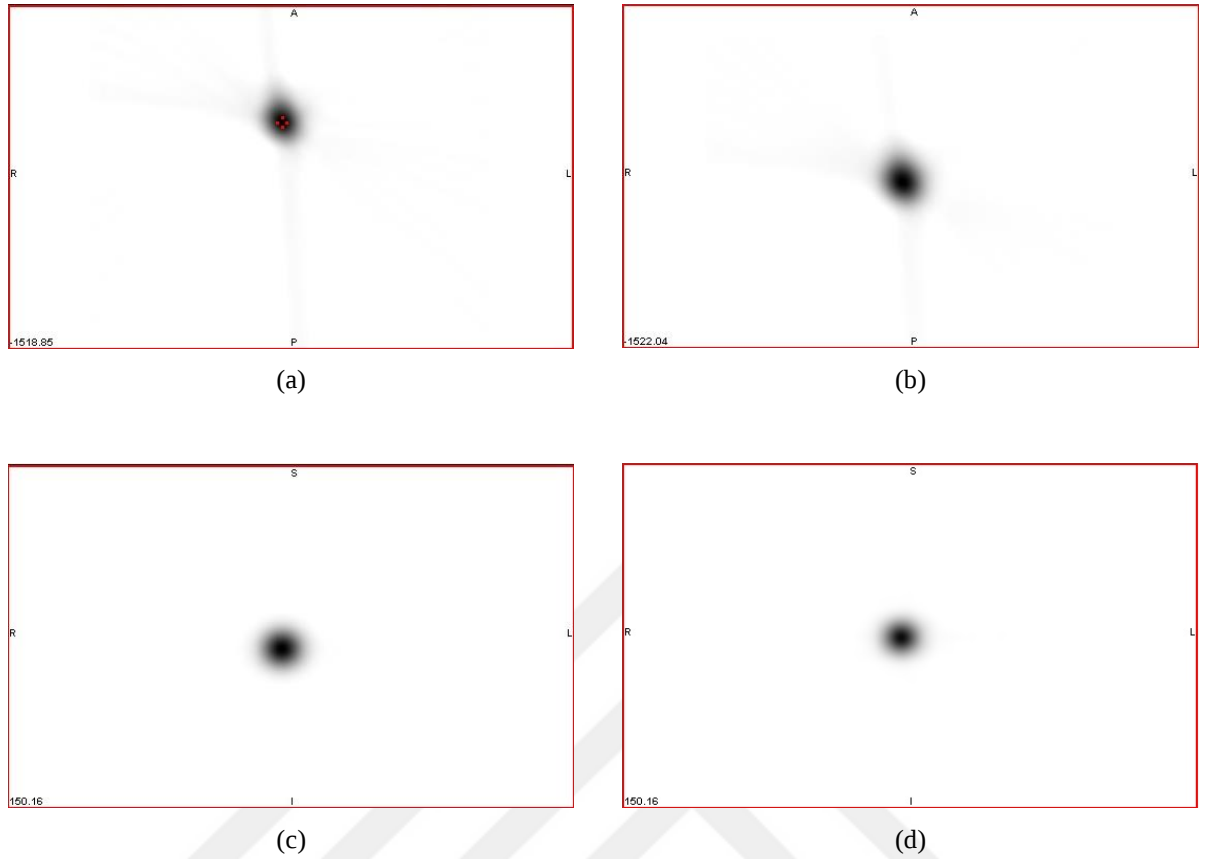
No	Algoritma	Filtre	Kesim Frekansı	Güç Faktörü	Düzlem
1	FBP	Butterworth	0,5	8	Transaksiyal
2	FBP	Butterworth	0,25	5	Transaksiyal
3	FBP	Butterworth	0,25	5	Koronal
4	FBP	Butterworth	0,5	8	Koronal
No	Algoritma	Boyut	İterasyon	Alt Grup	Düzlem
5	OSEM	2B	5	12	Transaksiyal
6	OSEM	2B	8	16	Transaksiyal
7	OSEM	2B	8	16	Koronal
8	OSEM	2B	5	12	Koronal

Rekonstrüksiyon parametreleri, SPECT görüntülerinden alınan transaksial ve koronal kesitler üzerinde incelenmiştir. Bu kesit görüntüler, 3,20 mm kesit kalınlığı ile birbirini takip eden dokuz adet kesitten oluşmaktadır. Çalışmada, en net kaynak vial kesit görüntüsü dikkate alınarak SPECT rekonstrüksiyon parametreleri saptanmıştır. Şekil 47’ de, filtreli geri projeksiyon yöntemi ile alınan koronal kesit görüntülerine ilişkin bir örnek verilmiştir.



Şekil 47. Filtreli geri projeksiyon yöntemi ile alınan koronal kesit görüntüleri (Butterworth filtre; kesim frekansı: 0,25; güç faktörü: 5). Ortadaki kırmızı çerçeveli kesit, Yttrium-90 kaynak vialinin en net görüntülediği kesiti göstermektedir.

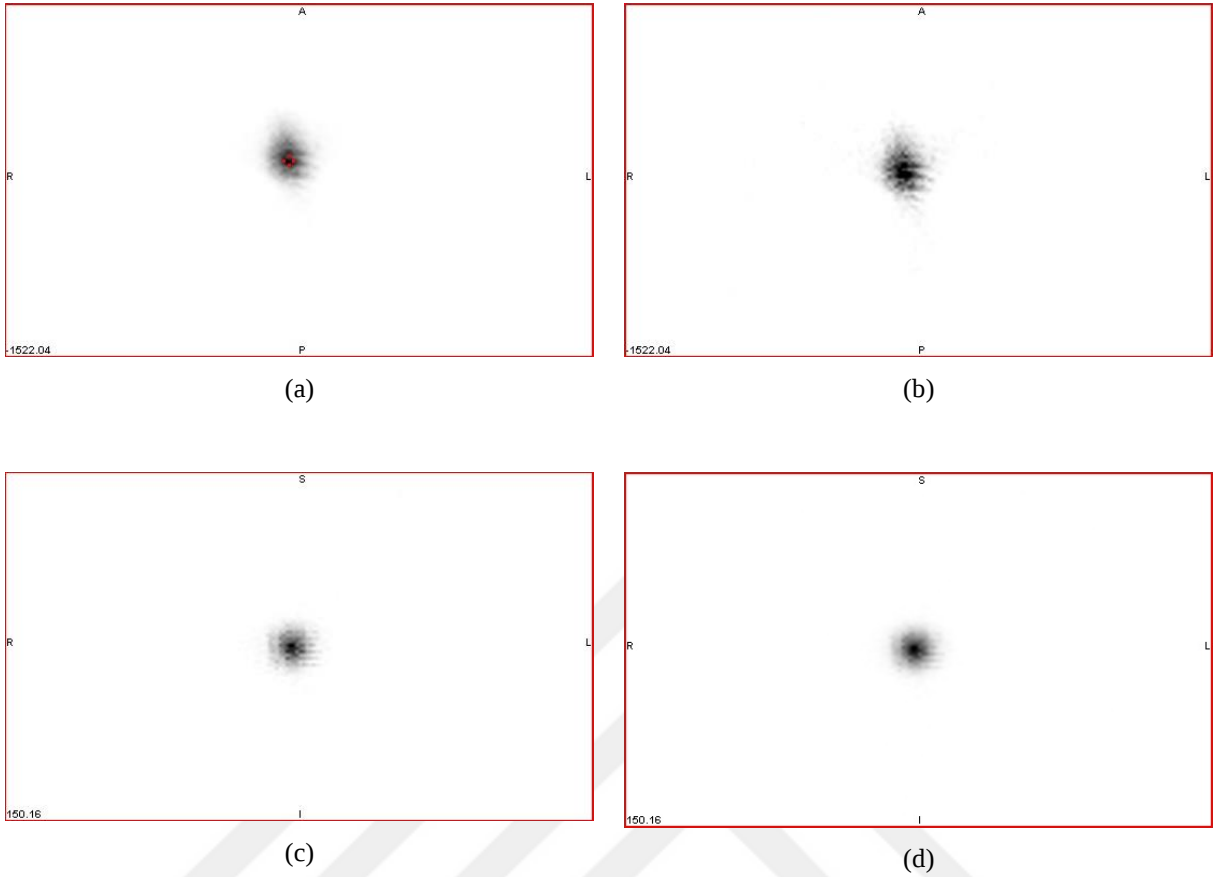
Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinin filtreli geri projeksiyon yöntemi ile rekonstrüksiyon denemeleri iki farklı kesim frekansı (0,5 ve 0,25) ve güç faktörü (8 ve 5) kullanılarak yapılmıştır (Tablo 8). FBP rekonstrüksiyonu için filtre, kesim frekansları ve güç faktörü parametrelerinin seçiminde, literatürdeki benzer çalışmalar referans alınmıştır [23]. Buna göre FBP rekonstrüksiyonunda, Butterworth alçak geçiren filtre kullanılmıştır. FBP rekonstrüksiyonu uygulanan kesit görüntüleri Şekil 48’ de gösterilmiştir.



Şekil 48. Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülemeye, filtreli geri projeksiyon yöntemi ve Butterworth filtre ile alınan kesit görüntüleri. (a) Kesim frekansı: 0,5, Güç Faktörü: 8 parametreleri ile alınan transaksiyal kesit, (b) Kesim frekansı: 0,25, Güç Faktörü: 5 parametreleri ile alınan transaksiyal kesit, (c) Kesim frekansı: 0,25, Güç Faktörü: 5 parametreleri ile alınan koronal kesit, (d) Kesim frekansı: 0,5, Güç Faktörü: 8 parametreleri ile alınan koronal kesit görüntüleri.

Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinin rekonstrüksiyon parametreleri saptanırken görüntülerin öncelikle görsel olarak değerlendirmeleri yapılmıştır. Buna göre, transaksiyal kesitlerde (Şekil 48-a,b) kaynak vialin etrafında artefaktların olduğu görülmüştür. Koronal kesitlerde ise (Şekil 48-c,d) görüntülen vialin geometrisi nedeniyle bu artefaktlar görülmemektedir. Aynı kesitler üzerinde, kantitatif olarak ölçülebilen fiziksel görüntü kalitesi parametreleri incelendiğinde ise, koronal kesitlerde özellikle %FOV ve kontrast parametrelerinin daha yüksek sonuçlar verdiği görülmektedir (Tablo 9).

Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinin iteratif yöntem ile rekonstrüksiyon denemeleri; iki farklı iterasyon (5 ve 8) ve alt grup (12 ve 16) ile yukarıda bahsedilen kesit görüntüleri üzerinde yapılmıştır. İterasyon yöntemi ile rekonstrüksiyon işleminde, iterasyon ve alt grup sayıları belirlenirken literatürdeki benzer çalışmalar referans alınmıştır. İterasyon yöntemi ile rekonstrüksiyonu yapılan kesit görüntüleri Şekil 49’ da gösterilmiştir.



Şekil 49. Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülemeye, iteratif rekonstrüksiyon yöntemi ve 2B OSEM algoritması ile alınan kesit görüntüleri. (a) 5 iterasyon ve 12 alt grup ile alınan transaksial kesit, (b) 8 iterasyon ve 16 alt grup ile alınan transaksial kesit, (c) 8 iterasyon ve 16 alt grup ile alınan koronal kesit, (d) 5 iterasyon ve 12 alt grup ile alınan koronal kesit görüntüleri.

Görsel değerlendirmelere göre transaksial kesit görüntülerinde kaynak vialin etrafında önceki bölümde bahsi geçen artefaktların olduğu (Şekil 49-a,b), koronal görüntülerde ise bu artefaktların gözlenmediği (Şekil 49-c,d) görülmektedir. Bununla birlikte aynı kesitlerde, kantitatif olarak ölçülebilen fiziksel görüntü kalitesi parametreleri incelenmiş, FBP yöntemine ilişkin bulgulara benzer olarak, koronal kesitlerde ilgili parametrelerin kısmen daha yüksek olduğu görülmektedir (Tablo 9).

Yttrium-90 SPECT görüntülemeye rekonstrüksiyon yöntemi ve rekonstrüksiyon parametrelerinin saptanması amacıyla, FBP ve İteratif yöntemlerinin uygulandığı kesit görüntüleri, hem görsel hem de fiziksel görüntü kalite parametreleri ile karşılaştırılmıştır.

Tablo 9. FBP ve İteratif yöntem ile rekonstrüksiyonu yapılan görüntülere ilişkin görüntü kalite parametreleri

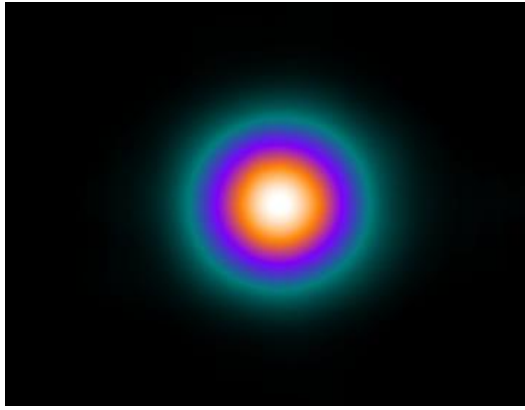
	No	%FOV	Kontrast	S/B
FBP (Butterworth)	1*	56	213	182
	2	52	185	185
	3	64	980	441
	4	69	1039	357
İteratif (OSEM)	5	56	1101	373
	6	60	1537	337
	7	67	1133	293
	8	68	1031	280

*(1) Kesim frekansı: 0,5, Güç faktörü: 8 parametreleri ile alınan transaksial kesit; (2) Kesim frekansı: 0,25, Güç faktörü: 5 parametreleri ile alınan transaksial kesit; (3) Kesim frekansı: 0,25, Güç faktörü: 5 parametreleri ile alınan koronal kesit; (4) Kesim frekansı: 0,5, Güç faktörü: 8 parametreleri ile alınan koronal kesit; (5) 5 iterasyon ve 12 alt grup ile alınan transaksial kesit; (6) 8 iterasyon ve 16 alt grup ile alınan transaksial kesit; (7) 8 iterasyon ve 16 alt grup ile alınan koronal kesit; (8) 5 iterasyon ve 12 alt grup ile alınan koronal kesit.

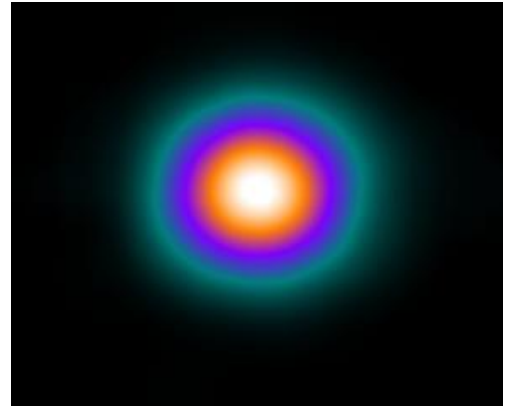
Buna göre Tablo 9' dan, koronal kesitlere ilişkin görüntü parametrelerinin transaksial kesitlere göre ve FBP yöntemi ile rekonstrüksiyonu yapılan SPECT görüntülerinin görüntü parametrelerinin İteratif yöntemle kıyasla kısmen daha yüksek olduğu görülmektedir. Tüm değerlendirmeler ışığında, SPECT görüntüleme uygulanan olan rekonstrüksiyon yöntem ve parametreleri; Butterworth filtre, 0,5' lik kesim frekansı ve 8' lik güç faktörü ile Filtreli Geri Projeksiyon Yöntemi olarak belirlenmiştir.

4.4.2. Görüntü Kalite Parametreleri

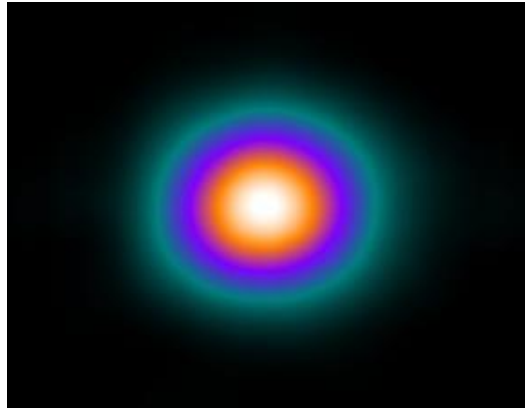
Yttrium-90 ile planar görüntüleme optimum görüntüleme koşullarının saptanmasında takip edilen yöntem, SPECT görüntüleme için de kullanılmıştır. Ancak Yttrium-90 ile bremsstrahlung SPECT görüntüleme, planar görüntüler arasında kontrast, %FOV ve S/B parametreleri karşılaştırılmış ve en iyi sonuç veren ilk beş enerji pencere-kolimatör kombinasyonu dikkate alınmıştır. Buna göre bremsstrahlung SPECT görüntüleme; HEGP kolimatörü ve 25 cm' lik kaynak-detektör mesafesinde, sırasıyla 56-94 keV, 90-110 keV, 98-117 keV, 77-104 keV ve 75-125 keV' lik enerji pencereleri ile görüntüleme yapılmıştır. Görüntülerin rekonstrüksiyonu için, bir önceki bölümde belirlenen yöntem ve parametreler (Filtreli geri projeksiyon yöntemi, Butterworth filtre, Kesim frekansı: 0,5 ve Güç faktörü: 8) uygulanmıştır. Bu doğrultuda alınan Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntüleri Şekil 50' de gösterilmiştir. Takip eden bölümde, bu görüntüler için kontrast, %FOV ve S/B parametreleri hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır.



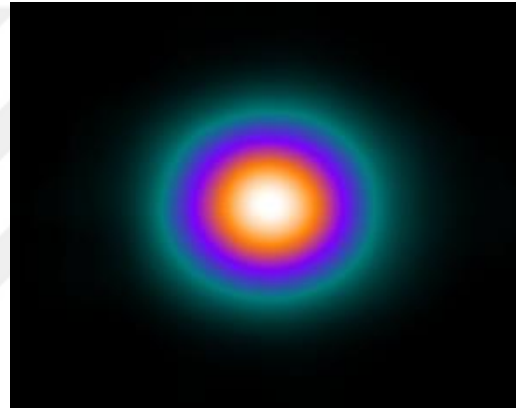
(a)



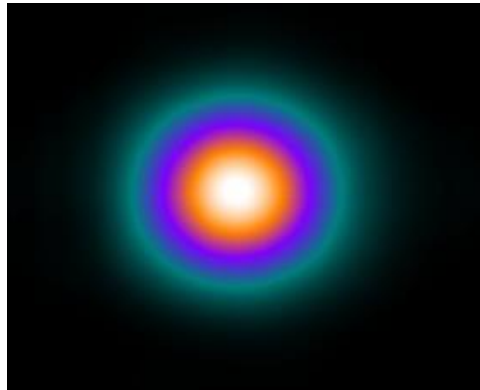
(b)



(c)



(d)



(e)

Şekil 50. Yttrium-90 kaynak vialinin 25 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesinde HEGP kolimatörü ile (a) 56-94 keV, (b) 90-110 keV, (c) 98-117 keV, (d) 77-104 keV, (e) 75-125 keV'lik enerji pencerelerinde alınan bremsstrahlung SPECT görüntüleri.

4.4.2.1. %FOV

Yttrium-90 kaynak viali ile alınan SPECT görüntülerinde %FOV görüntü kalite parametresi belirlenirken, detayları Bölüm 3.6.3.3 ve Bölüm 4.2.1.2’de verilen yöntem takip edilmiştir. Buna göre, Tablo 10’ da Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinde, farklı enerji pencereleri için saptanan %FOV parametreleri verilmiştir.

Tablo 10. Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinde, farklı enerji pencereleri için %FOV parametreleri (Renk skalası, planar görüntülerin verilerine göre düzenlenmiştir).

Enerji Penceresi (keV)	% FOV
56-94	69
90-110	71
98-117	71
77-104	70
75-125	69

Tablo 10 incelendiğinde, bremsstrahlung SPECT görüntüleri için %FOV parametrelerinin, planar görüntüler ile kıyaslandığında çok daha yüksek olduğu görülmektedir. Ayrıca, %FOV parametreleri beş enerji penceresi için benzerlik göstermekle birlikte, 90-110 keV ve 98-117 keV enerji pencereleri için sonuçlar kısmen daha yüksek bulunmuştur. SPECT görüntülerine ilişkin saptanan %FOV parametrelerinin, literatürdeki benzer çalışmalar ile uyumlu olduğu görülmüştür [21].

4.4.2.2. Kontrast

Yttrium-90 kaynak viali ile alınan SPECT görüntülerinin kontrast parametreleri Eşitlik (11) ile hesaplanmış ve Tablo 11’de verilmiştir. Tablo 11’de farklı enerji pencereleri için verilen kontrast parametreleri incelendiğinde, 90-110 keV’ lik enerji penceresi ile alınan kesitlerde kontrast değerinin, diğer pencere genişlikleri ile alınan kesitlere göre oldukça yüksek olduğu görülmektedir. Araştırmada saptanan kontrast değerleri, literatürde geçen benzer çalışmalar ile uyumlu bulunmuştur [24].

Tablo 11. Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinde, farklı enerji pencereleri için kontrast parametreleri (Renk skalası, planar görüntülerin verilerine göre düzenlenmiştir).

Enerji Penceresi (keV)	Kontrast
56-94	1039
90-110	3578
98-117	2100
77-104	1697
75-125	1341

4.4.2.3. S/B

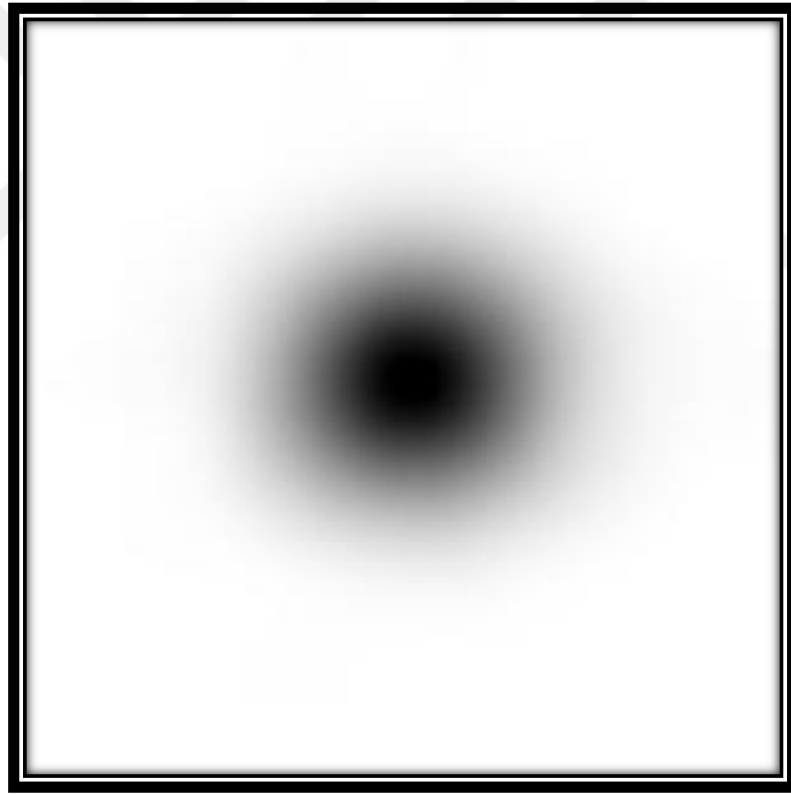
Nükleer tıpta görüntü kalitesi değerlendirilirken etkin rol oynayan diğer bir parametre olan Sinyal/gürültü oranı (S/B), SPECT görüntüleri için de saptanmıştır. (S/B) parametreleri Bölüm 3.6.3.5’de verilen yöntem ve Eşitlik 12 ile hesaplanmış ve Tablo 12’de verilmiştir. Tablo 12’den görüleceği gibi, bremsstrahlung SPECT görüntülerinin S/B değerleri, planar görüntülerin S/B değerlerine kıyasla çok daha iyi sonuçlar vermektedir. Şöyle ki, planar görüntüleme sonucu yapılan değerlendirmeye göre en yüksek S/B değeri 34 iken SPECT görüntüleme sonucunda en düşük S/B değerinin 355 olduğu görülmektedir. Öte yandan %FOV ve kontrasta benzer olarak, S/B görüntü parametresi için de en yüksek değer 90-110 keV’ lik enerji penceresi için bulunmuştur (Tablo 12).

Tablo 12. Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülerinde, farklı enerji pencereleri için S/B parametreleri (Renk skalası, planar görüntülerin verilerine göre düzenlenmiştir).

Enerji Penceresi (keV)	S/B
56-94	357
90-110	461
98-117	446
77-104	379
75-125	355

4.5. SPECT Görüntüler için Optimum Görüntüleme Koşullarının Saptanması

Yttrium-90 ile bremsstrahlung görüntülemeye kolimatör ve enerji penceresi optimizasyonunu konu alana bu çalışmada, sırasıyla uygun kolimatör tipi, kaynak-kolimatör mesafesi, rekonstrüksiyon yöntemi ve parametreleri, saptanmış, bu koşullar altında alınan görüntülerin kalite parametreleri (kontrast, %FOV ve S/B) beş farklı enerji penceresi için hesaplanmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmelerin ışığında Yttrium-90 vialinin en kaliteli görüntüsünün, HEGP kolimatörü ve 25 cm' lik kaynak-detektör mesafesinde, Butterworth filtre, 0,5' lik kesim frekansı ve 8' lik güç faktörü ile Filtreli Geri Projeksiyon yöntemi kullanılarak ve 90-110 keV'lik enerji pencere seçimi ile alındığı sonucuna varılmıştır. Bu görüntüleme şartları altında alınan Yttrium-90 vialinin bremsstrahlung SPECT görüntüsü, Şekil 51' de gösterilmiştir.



Şekil 51. HEGP kolimatörü ile 25 cm' lik kaynak-detektör mesafesinde ve 90-110 keV'lik enerji penceresi ile alınan Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntüsü.

5. TARTIŞMA

Hedeflenmiş radyonüklid tedavisi (TRT), kanser hücrelerine toksik bir radyasyon dozunu, bölgesel ve selektif olarak verebilmesinden dolayı bazı kanser türleri için belirlenmiş bir tedavi yöntemidir. Yttrium-90, saf beta parçacığı yayınladığı için, TRT' de en yaygın kullanılan radyonüklidlerden biridir. Bu tedavilerde, terapötik ajanların tümör ve normal organlara iletilmesindeki değişkenlik nedeniyle, hastaya özel planlamanın yapılması gerekmektedir. Bahsi geçen planlamanın önemli bir kısmı, ^{90}Y ' in farklı zaman dilimlerindeki dağılımını tahmin etmektir. Bu doğrultuda bir görüntüleme ajanı, örneğin ^{90}Y mikroküre brakiterapisi için $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA kullanarak planlanan dozun tedavi öncesi görüntülenmesi yapılmaktadır. Ancak, görüntüleme ajanlarının dağılımındaki farklılıklar veya zamanla değişen tutulum miktarları nedeniyle, bu görüntüleme ^{90}Y ' in tedavi anındaki dağılımını tam olarak yansıtmayabilmektedir. Bu nedenle, ^{90}Y dağılımının kantitatif görüntülenmesine dayanan tedavi sonrası dozimetri, verilen dozu doğrulamak veya daha rasyonel doz fraksiyonlama protokollerinin uygulanmasına olanak sağlamak için faydalı olabilmektedir [25]. Bu bağlamda Yttrium-90' in hastadaki aktivite dağılımı, beta parçacıklarının yumuşak doku ile etkileşimlerinden üretilen bremsstrahlung fotonunun görüntülenmesiyle değerlendirilmektedir. Bu işlem, geleneksel olarak planar ve/veya SPECT görüntüleme kullanılarak gerçekleştirilmektedir [2].

1967' de Simon ve Feitelberg, onkoloji hastalarına intra-arteriyel olarak uygulanan ^{90}Y -işaretli plastik mikrokürelerin bremsstrahlung görüntülenmesini değerlendirmiştir. Buna ek olarak, sol böbrek kitlesi radyoembolize edilmiş olan bir hastanın akciğerlerinde, ^{90}Y işaretli mikro kürelerin hedeflenmemiş bir depozisyon durumunu da açıklamışlardır. Tedavi sonrası bremsstrahlung görüntüleme, radyoembolize sol renal kitle ve bilateral akciğerlerde, ^{90}Y radyoaktivitesi olduğunu göstermiştir. Araştırmacılar, bilateral akciğer radyoaktivitesinin, mikro kürelerin tümöre iletilmesi sırasında arteriovenöz şant ile gerçekleştiğini tahmin etmişlerdir. Bu olayı takip eden süreçte Kyle ve ark. (1983) ile Smith ve ark. (1988) ^{90}Y ' in doğrudan enjeksiyonunun (radyosinovektomi), Minarik ve ark. (2011) ^{90}Y -işaretli radyoimmünoterapinin intravenöz uygulamasının ve Tehranipour ve ark. (2007), Werner ve ark. (2010), Strigari ve ark. (2010), Ahmadzadehfar ve ark. (2012)' nin ^{90}Y -işaretli mikrokürelerin intra-arteriyel uygulamasının ardından, tedavi sonrası bremsstrahlung görüntülenmenin önemini ortaya koyan çalışmalar yapmışlardır [1].

Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemesinde, enerji spektrumunun 2,3 MeV' lik enerjilere kadar uzanan sürekliliği nedeniyle, görüntü kalitesi oldukça düşüktür. Spektrumdaki sürekliliğin doğası gereği, herhangi bir enerji penceresinde önemli sayıda saçılmış foton bulunmaktadır. Bu yüksek enerjili fotonların varlığı da, septal penetrasyon ve saçılmanın yanı sıra kristalde kısmi depozisyonlara ve geriye saçılmalara neden olmaktadır ki bu da görüntü kalitesinin daha da kötü etkileneceği anlamına gelmektedir [25].

Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemesi teknik olarak uygulanabilir olsa da; doku atenüasyonu, foton saçılması, yayınlanan bremsstrahlung fotonlarının değişken sayım hızları, üretilen çeşitli foton enerjileri, uzaysal rezulasyon, kullanılan kolimatör türü, görüntü rekonstrüksiyonu vb. etkenlere bağlı olarak görüntü kalitesi değişmektedir. Örneğin, düşük enerjili bremsstrahlung fotonlarının, yüksek enerjili fotonlardan daha fazla saçılma olasılığı vardır. Öte yandan, yüksek enerjili fotonların da kolimatör septa ve detektör kristallerine penetrasyon olasılığı daha yüksek olduğu için görüntü kalitesini düşürmekte ve sayısal ölçümleri sınırlamaktadır [26]. Yttrium-90 bremsstrahlung görüntüleme çalışmalarının yapıldığı ilk yıllarda standart bir görüntüleme protokolü kullanılmamıştır. Heard ve ark. (2004), planar ^{90}Y bremsstrahlung görüntülemeyi optimize etmek için Monte Carlo simülasyonu kullanmış ve bunun sonucunda orta veya yüksek enerjili paralel delikli kolimatörlerin ve 50-200 keV arasında değişen enerji pencerelerinin kullanımının uygun olduğunu bildirmiştir. ^{90}Y bremsstrahlung kantitatif değerlendirmesinde yukarıda bahsi geçen sınırlamalara rağmen; optimize edilmiş enerji pencereleri, kolimasyon, atenüasyon düzeltilmesi, görüntü filtreleme ve rekonstrüksiyon kullanılarak yapılan ^{90}Y bremsstrahlung görüntüleme sayesinde gelişmeler kaydedilmektedir.

SPECT görüntülemenin planar görüntülemeye kıyasla çok daha fazla zaman gerektirmesi nedeniyle, ^{90}Y dağılımının tüm vücut değerlendirmesinde planar ^{90}Y bremsstrahlung görüntüleme daha fazla tercih edilmektedir. Öte yandan, planar yöntemle karşılaştırıldığında bremsstrahlung SPECT görüntüleme, gelişmiş kantitasyona ve ^{90}Y radyoaktivitesininin daha iyi üç boyutlu doz değerlendirmesine izin vermektedir. Son zamanlarda ise bremsstrahlung SPECT/CT görüntüleme, ^{90}Y RE tedavisi sonrası karaciğerdeki radyoaktivite değerlendirmesi için tercih edilen görüntüleme yöntemi olmuştur; ancak görüntü kalitesi hala idealin altındadır [1].

Yttrium-90 bremsstrahlung görüntüleme gerekliliği, son yıllarda konu ile ilgili araştırmaları artırmıştır. Bu araştırmalarda farklı enerji penceresi, kolimatör, ve ^{90}Y ajanları

kullanılarak, Yttrium-90 planar ve SPECT görüntüleme için optimum görüntüleme koşulları saptanmıştır. Bu doğrultuda, reçine mikroküreler ile planar görüntüleme yapan Ahmadzadehfar ve ark. (2011), orta enerjili bir kolimatör ve 55-250 keV' lik enerji penceresi seçiminin en iyi sonucu verdiğini belirtmişlerdir. Tehranipour ve ark. (2007) planar görüntüleme için yine orta enerjili kolimatör ile 72-119 keV'lik enerji pencere kombinasyonunu kullanmışlardır. Benzer çalışmalarda, Mansberg ve ark. (2007), Strigari ve ark. (2010) ile Kao ve ark. (2013, 2014) orta enerjili kolimatör ve sırasıyla 77-104 keV, 55-245 keV ve 74-86 keV'lik enerji pencereleri ile Yttrium-90 reçine mikroküreleri kullanarak SPECT görüntüleme yapmışlardır. Bunun yanı sıra, Elschot ve ark. (2013) da reçine mikroküreler kullanarak SPECT görüntüleme yapmışlar ancak yüksek enerjili bir kolimatör ve 105-195 keV genişliğinde bir enerji penceresi kullanılmasının daha uygun olduğunu bildirmişlerdir. Cam mikroküreler ile SPECT görüntüleme yapan araştırmacılardan Wissmeyer ve ark. (2011) orta enerjili kolimatör ve 77-104 keV' lik enerji penceresi kombinasyonunu, Padia ve ark. (2013) ise orta enerjili kolimatör ve 57-100 keV' lik enerji penceresi kombinasyonunu optimum görüntüleme koşulu olarak belirlemişlerdir [1].

Yukarıda kısa özeti verilen literatür taramasından anlaşılabileceği üzere, Yttrium-90 ile bremsstrahlung görüntüleme uzun yıllardır Nükleer Tıp alanında radyonüklid tedavi ve dozimetri süreçlerinde önem arz eden ve popülerliğini koruyan bir araştırma konusudur. Bununla birlikte, ülkemizde bu konu ile ilgili sınırlı sayıda araştırma bulunmaktadır [27, 28].

Uzun yıllardır Yttrium-90 mikroküre tedavisinin yapıldığı Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Nükleer Tıp Bölümü'nde, Yttrium-90 bremsstrahlung görüntüleme; 77-104 keV enerji penceresi ve LEAP kolimatör ile tüm vücut planar görüntüleme protokolüyle yapılmaktadır. Ancak bu protokol ile yukarıda detaylı bahsedilen benzer çalışmaların sonuçları karşılaştırıldığında görüntüleme protokolleri arasında farklılıklar göze çarpmaktadır. Bu anlamda, Yttrium-90 kaynağı ile bremsstrahlung görüntüleme üzerine bir araştırma yapma gerekliliği doğmuştur. Bu çalışmada, Yttrium-90 vialı ile bremsstrahlung görüntüleme optimizasyonu hedeflenmiştir.

Araştırmanın deneysel materyal ve yöntemi, konu ile ilgili benzer literatür araştırmaları esas alınarak oluşturulmuş ve planar görüntüleme yerine SPECT görüntülemenin tercih edilmesine karar verilmiştir. Buna göre, ⁹⁰Y cam mikroküreleri ile dolu olan bir vialin düşük, orta ve yüksek enerjili kolimatör ve bir gama kameradan oluşan sistemle, iki farklı kaynak-kolimatör mesafesinde ve 20 farklı enerji penceresi için, 120 farklı planar görüntüsü alınmıştır. Alınan görüntülerin görsel ve fiziksel kalite değerlendirmelerini takiben en iyi beş

enerji penceresi-kolimatör kombinasyonu belirlenip, SPECT görüntüleme yapılmıştır. Bu noktada, uygun rekonstrüksiyon algoritması ve parametreleri belirlenmiş, ardından SPECT görüntüleri değerlendirilmiştir.

Araştırmaya, planar görüntülemeye enerji pencere seçimi ile başlanmıştır. Bu doğrultuda, enerji aralıkları 8 ile 175 keV arasında değişen 20 farklı enerji penceresi belirlenmiştir (Tablo 3). Hem planar hem de SPECT görüntülemeye enerji penceresinin seçimi, sayım sayısı ile doğrudan ilişkili olduğu için, görüntü kalitesi açısından oldukça önemli bir rol oynamaktadır (Şekil 42 ve 43). Örneğin geniş açılan enerji pencereleri hassasiyeti artırırken, aynı zamanda gürültünün de artması nedeniyle kontrast, S/B ve %FOV parametrelerini kötüleştirmektedir. Bu bağlamda, planar ve SPECT görüntüler için görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde belirleyici faktör enerji penceresi olmuştur. Buna göre, 90-110 keV enerji aralığı için; kontrast, S/B ve %FOV parametrelerinin en yüksek değeri aldığı görülmüştür.

Üç kolimatör tipi (LEHR, MEGP, HEGP) ile alınan planar görüntüler incelendiğinde; S/B, %FOV ve kontrast parametrelerinin en düşük değerleri LEHR kolimatörü ile alınan görüntülerde bulunmuştur. Bu durum LEHR kolimatörünün orta ve yüksek enerjili fotonları soğuramaması nedeniyle, gürültünün artmasından kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte LEHR kolimatörü ile alınan ölçümlerde, kaynak-kolimatör mesafesi ile görüntü kalite parametreleri doğru orantılı olarak değişirken; MEGP ve HEGP kolimatörlerinde bu durum ters orantılı bulunmuştur. LEHR kolimatörü için kaynak-detektör mesafesinin artması, saçılmış fotonların kolimatöre ulaşmasını engellemektedir. Bu nedenle, kaynak-detektör mesafesi artarken, bu parametreler de yükselmektedir. MEGP ve HEGP kolimatörleri için ise, kaynak-detektör mesafesi azalırken, detektörün kaynağı gördüğü katı açı büyümekte, kaynaktan alınan sayım sayısı artmakta, uzaysal rezulasyon iyileşmekte ve böylece görüntü kontrastı da artmaktadır. Bu bağlamda üç kolimatör kendi aralarında karşılaştırıldığında, görüntü kalite parametreleri için HEGP kolimatörün, LEHR ve MEGP kolimatöre kıyasla daha yüksek sonuçlar verdiği görülmüştür. Dolayısıyla bu araştırmada kolimatör tercihi, HEGP kolimatörü olarak belirlenmiştir. Ek olarak kolimatör rezulasyonunun da kısa kaynak-kolimatör mesafelerinde iyileştiği iyi bilinmektedir. Bu nedenle, araştırma kapsamında görüntüler 25 cm'lik kaynak-kolimatör mesafesinde alınmıştır.

Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT verileri; 128x128 matriks boyutu, iki rotasyon ve projeksiyon başına sayım süresi 28 saniye olmak üzere, 64 projeksiyon ile alınmıştır. Bremsstrahlung SPECT görüntülerinin rekonstrüksiyonunda, filtreli geri projeksiyon ve

iteratif yöntem ile literatürde öne çıkan farklı rekonstrüksiyon parametreleri kullanılmıştır (Tablo 8). Bu iki rekonstrüksiyon algoritmasının doğru tercihi ve kullanımı, görüntüler üzerinde en az enerji penceresi ve kolimatör seçimi kadar önemlidir. SPECT görüntülemeler Bölüm 4.3'te bahsedilen optimum planar görüntüleme koşulları (HEGP kolimatörü, 25 cm'lik kaynak-detektör mesafesi ve 56-94 keV' lik enerji penceresi) dikkate alınarak yapılmış, alınan kesit görüntülerinde %FOV, S/B ve kontrast parametreleri hesaplanmıştır. Buna göre, en iyi görüntü kalite parametresini veren SPECT rekonstrüksiyon yöntemi ve rekonstrüksiyon parametreleri; Butterworth filtre, 0,5' lik kesim frekansı ve 8' lik güç faktörü ile Filtreli Geri Projeksiyon yöntemi olarak saptanmıştır. Bu sonuç, literatür ile de uyum içindedir [1].

Araştırma kapsamında yapılan literatür incelemeleri ve deneysel bulgular ışığında, Yttrium-90 bremsstrahlung görüntüleme şartları belirlenirken, enerji penceresi ve kolimatör seçimlerinin en önemli husus olduğu görülmektedir. Zira bu çalışmada, farklı enerji penceresi ve kolimatör kombinasyonları ile alınan görüntüler arasında %FOV değerlerinin, %3 ile %71 aralığında değiştiği görülmüştür. Beş farklı enerji penceresi ile 25 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesinde HEGP kolimatörü ile alınan bremsstrahlung SPECT görüntüleri incelendiğinde, bir diğer görüntü kalite parametresi olan kontrast için, 1039 ile 3578 aralığında sonuçlar bulunmuştur. Shen ve ark. (1994)' nın benzer bir çalışmada %FOV değerlerinin, %11 ile %50 aralığında değiştiği ve en yüksek %FOV değerinin yüksek enerjili kolimatör için bulunduğu bildirilmiştir. Bouzekraoui ve ark. (2019)' nın Yttrium-90 görüntülemesinde enerji penceresi ve kontrast optimizasyonunu konu alan bir Monte Carlo çalışmada, en yüksek kontrast değerinin 1200 ile 1400 aralığında bulunduğu ifade edilmektedir.

Yttrium-90 bremsstrahlung görüntüleme optimizasyonunun görüntü kalite parametrelerine dayandırıldığı çalışmalarda görüntü kalitesi, kullanılan görüntüleme sistemlerinin karakteristik özelliklerine göre büyük değişim gösterdiğinden farklı görüntüleme protokollerinin oluşturulduğu göze çarpmaktadır. Bu bakımdan, Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemede enerji penceresi ve kolimatör seçimleri için tek bir protokolün saptanması yerine, her görüntüleme merkezinin kendi görüntüleme sistemlerine özgü protokolleri oluşturmasının daha doğru olacağı sonucuna varılmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yttrium-90; peptit reseptörü radyonüklid tedavisi (PRRT), radyoimmünoterapi (RIT) ve radyoembolizasyon (RE) tedavisi için klinik olarak kullanılan ancak belirgin fotopiki olmayan sürekli enerji spektrumu nedeniyle geleneksel nükleer tıp görüntüleme yaklaşımları açısından sınırlı bir terapötik ajandır [1]. Bu durum, görüntü kalitesinin; seçilen enerji penceresi, kullanılan kolimatör ve kaynak-detektör mesafesi ile büyük oranda değişmesine neden olmaktadır [2, 4]. Bu çalışmada, Yttrium-90 bremsstrahlung görüntüleme optimizasyonu amacıyla, enerji penceresi ve kolimatörlerin görüntü kalitesi üzerindeki etkileri incelenmiştir.

Araştırmada, düşük, orta ve yüksek enerjili kolimatör-gama kamera sistemi ile Yttrium-90 cam mikroküreleri içeren bir vialin bremsstrahlung planar ve SPECT görüntülemesi yapılmıştır. Görüntüler, iki farklı kaynak-kolimatör mesafesi (25 ve 40 cm), 20 farklı enerji penceresi (Tablo 3) ve üç farklı kolimatör (LEHR, MEGP ve HEGP) ile çeşitli görüntüleme kombinasyonları oluşturularak alınmıştır. Alınan görüntüler, hem görsel olarak hem de hassasiyet, kontrast, S/B ve %FOV parametreleri ile değerlendirilmiştir.

Araştırılan enerji pencereleri dikkate alındığında ve tüm görüntü parametreleri değerlendirildiğinde Yttrium-90 viali için en iyi planar görüntünün; 25 cm' lik kaynak-kolimatör mesafesinde, HEGP kolimatörü ve 56-94 keV' lik enerji penceresi ile alındığı sonucuna varılmıştır. Yttrium-90 vialinin en iyi SPECT görüntüsü; 25 cm' lik kaynak-detektör mesafesinde, HEGP kolimatörü ve 90-110 keV'lik enerji penceresi için Filtreli Geri Projeksiyon yöntemi (Butterworth filtre, 0,5' lik kesim frekansı ve 8' lik güç faktörü ile) kullanılarak alınmıştır.

Araştırma sonuçlarının ortaya koyduğu optimum enerji penceresi ve kolimatör kombinasyonu benzer çalışmalar ile uyum içindedir ancak; kullanılan görüntüleme sistemlerinin karakteristik özelliklerine bağlı olarak literatürde farklı görüntüleme protokollerinin oluşturulduğu göze çarpmaktadır. Bu nedenle, bariz fotopiki olan radyonüklidler (Tc-99m) ile yapılan görüntülemelere karşın Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemesinde, standart bir görüntüleme protokolü oluşturmak mümkün olmamaktadır. Dolayısıyla, Yttrium-90 bremsstrahlung görüntülemede enerji penceresi ve kolimatör seçimleri için tek bir protokolün saptanması yerine, her görüntüleme merkezinin kendi

görüntüleme sistemlerine özgü protokolleri oluşturmalarının daha doğru olacağı sonucuna varılmaktadır.

Nükleer Tıpta en temel görüntü kalite parametrelerinin uzaysal rezulasyon, kontrast ve S/B olduğu iyi bilinmektedir. Zira, Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülemesini konu alan çoğu deneysel ve Monte Carlo simülasyon araştırmalarında, çeşitli SPECT fantomları kullanılarak alınan görüntüler üzerinde uzaysal rezulasyon hesaplamaları yapılmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Bu araştırmada ekonomik sınırlılıklar nedeniyle Yttrium-90 vialinin görüntülemesi yapıldığından, Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntü kalitesi değerlendirilirken uzaysal rezulasyon belirlenememiştir. Bu bakımdan, görüntü kalitesine ilişkin en önemli parametrelerden biri olan uzaysal rezulasyonun da ilgili fantomlar kullanılarak değerlendirmeye katılacağı Yttrium-90 bremsstrahlung SPECT görüntülemeye enerji penceresi ve kolimatör optimizasyonunu konu alan yeni çalışmaların yapılması gerekmektedir. Yine de günümüzde hızla ilerleyen ve gelişen radyonüklid tedavileriyle birlikte görüntüleme ve dozimetri işlemleri göz önüne alındığında; bu çalışma ve benzeri yeni görüntüleme yaklaşımları, hem hedeflenmiş Yttrium-90 radyoterapilerinin etkinliğini artırma konusunda hem de hastaların radyasyon güvenliği açısından önem arz etmektedir.

7. KAYNAKLAR

- [1] Wright CL, Zhang J, Tweedle MF, Knopp MV, ve ark. Theranostic imaging of Yttrium-90. BioMed Research International, 2015; Article ID 481279, 11 pages.
- [2] Siman W, Mikell JK, Kappadath SC. Practical reconstruction protocol for quantitative 90Y bremsstrahlung SPECT/CT. Med Phys, 2016; 43: 5093-103.
- [3] McParland BJ. Nuclear Medicine Radiation Dosimetry, First Edition, London, Springer-Verlag London Limited, 2010.
- [4] Roshan HR, Mahmoudian B, Gharepapagh E, Azarm A, ve ark. Collimator and energy window optimization for 90Y bremsstrahlung SPECT imaging: A SIMIND Monte Carlo study. Appl Radiat Isot, 2016; 108: 124-28.
- [5] Mettler FA, Guiberteau MJ. Essentials of Nuclear Medicine Imaging, Sixth Edition, China, Saunders Elsevier Inc, 2012.
- [6] Powsner RA, Palmer MR, Powsner ER. Essentials of Nuclear Medicine Physics and Instrumentation, Third Edition, West Sussex UK, John Wiley & Sons Ltd, 2013.
- [7] Bushberg JT, Seibert A, Leidholdt EM, Boone JM. The Essential Physics of Medical Imaging, Third edition, Philadelphia USA, Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [8] Mirza MS, Introduction to Radiological Images, In: Maqbool M, editor. An Introduction to Medical Physics, First Edition, Cham Switzerland, Springer International Publishing AG, 2018, 177.
- [9] Ahmed SN. Physics and Engineering of Radiation Detection, First Edition, San Diego USA, Elsevier, 2007.
- [10] Selwyn RG, Nickles RJ, Thomadsen BR, DeWerd LA, ve ark. A new internal pair production branching ratio of 90Y: The development of a non-destructive assay for 90Y and 90Sr, Appl Radiat Isot, 2007; 65: 318-27.
- [11] Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine, Fourth Edition, Philadelphia, Saunders Elsevier Inc, 2012.
- [12] Saha GB. Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine, Fourth Edition, New York USA, Springer Science+Business Media, 2013.
- [13] Heller S, Zanzonico P, Physics, Instrumentation, and Radiation Protection, In: Biersack HJ, Freema LM, editors. Clinical Nuclear Medicine, First Edition, Germany, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007, 9.

- [14] Heller SL, Goodwin PN, Nuclear imaging, In: van Rijk PP, editor. Nuclear Techniques In Diagnostic Medicine, First Edition, Dordrecht Netherlands. Martinus Nijhoff Publishers, 1986, 77.
- [15] Anger HO. Scintillation camera with multichannel collimators, J Nucl Med, 1964; 5: 515-31.
- [16] Hamilton D. Diagnostic Nuclear Medicine, First Edition, Germany, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2004.
- [17] Lawson RS, Gamma Camera SPECT, In: Jones DW, Hogg P, Seeram E, editors. Practical SPECT/CT in Nuclear Medicine, First Edition, London, Springer-Verlag, 2013, 47-48.
- [18] Oddstig J, Minarik D, Gunnarson M, Quality Control of Gamma Cameras, SPECT/CT and PET/CT Units, In: Mattsson S, Hoeschen C, editors. Radiation Protection in Nuclear Medicine, First Edition, Berlin Heidelberg, Springer-Verlag, 2013, 75.
- [19] Haliloğlu R. Gama Kameranın Hassasiyet Ve Sayım Veriminin Silindirik Kaynak Geometrisinde İncelenmesi. Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek lisans tezi; 2018.
- [20] https://btgplc.com/BTG/media/TheraSphere-Documents/PDF/10093509-Rev8_English-searchable.pdf, 2019.
- [21] Shen S, DeNardo GL, Yuan A, DeNardo DA, ve ark. Planar gamma camera imaging and quantitation of Yttrium-90 bremsstrahlung. J NucIMed, 1994; 35: 1381-89.
- [22] D'Asseler Y, SPECT/CT and Image Quality, In: Glaudemans AWJM, Medema J, Zanten AK, Dierckx RAJO, editors. Quality in Nuclear Medicine, First Edition, Switzerland, Springer International Publishing Switzerland, 2017, 185.
- [23] Ito S, Kurosawa H, Kasahara H, Teraoka S ve ark. 90Y bremsstrahlung emission computed tomography using gamma cameras, Ann Nucl Med, 2009; 23: 257-67.
- [24] Bouzekraoui Y, Bentayeb F, Asmi H, Bonutti F. Energy window and contrast optimization for single-photon emission computed tomography bremsstrahlung imaging with yttrium-90, Indian J Nucl Med, 2019; 34: 125-8.
- [25] Rong X and Du Y, Ljungberg M, Rault E, Vandenberghe S, ve ark. Development and evaluation of an improved quantitative 90Y bremsstrahlung SPECT method, Med. Phys., 2012; 39: 2346-58.
- [26] Turner JE. Atoms, Radiation, and Radiation Protection, Third edition, Weinheim, Wiley-VCH, 2007.

[27] Demir M, Tanyıldızı H, Yeyin N, Damgacı S, ve ark. Optimization of physical parameters and quantification of clinical data in SPECT and PET/CT imaging with Y-90. 25th Annual Congress of the European-Association-of-Nuclear-Medicine (EANM): 312-13, 2012, Milan, Italy.

[28] Uslu L, Sager S, Halac M, Kabasakal L, ve ark. Comparison of Y-90 PET and bremsstrahlung SPECT images after radioembolization with Y-90 microspheres. 25th Annual Congress of the European-Association-of-Nuclear-Medicine (EANM): 574, 2012, Milan, Italy.



8. EKLER

Ek-1: Etik Kurul Raporu

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.
Sayı : 1224

03.03.2017

Sayın Doç.Dr.Özlem Karadeniz,

Kurulumuz tarafından 02.03.2017 tarih ve 3042-GOA protokol numaralı 2017/04-33 karar numarası ile görüşülen “Y-90 Görüntüleme Kolimatör ve Enerji Penceresi Optimizasyonu” konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	3042-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Y-90 Görüntülemelerde Kolimatör ve Enerji Penceresi Optimizasyonu
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr.Özlem Karadeniz D.E.Ü.Fen Fakültesi Fizik Bölümü
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2017/04-33	Tarih:02.03.2017
	Doç.Dr.Özlem Karadeniz'in sorumlusu olduğu "Y-90 Görüntülemeye Kolimatör ve Enerji Penceresi Optimizasyonu" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevinç ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	katılmadı
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	katılmadı
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEU Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sülen SARIOĞLU	Patoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Bilge KARA	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D.	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Ayhan ABACI	Pediyatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒	katılmadı
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D.	Erkek	E ☐	H ☒	katılmadı
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
AÇIK ADRES	GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
TELEFON	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
FAKS	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
E-POSTA	0 232 412 22 43
	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	3042-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Y-90 Görüntülemelerde Kolimatör ve Enerji Penceresi Optimizasyonu
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr.Özlem Karadeniz D.E.Ü.Fen Fakültesi Fizik Bölümü
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	Araştırmacı Dilekçesi	14.05.2019		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2019/13-45	Tarih:22.05.2019
	Doç.Dr.Özlem Karadeniz'in sorumlusu olduğu "Y-90 Görüntüleme Kolimatör ve Enerji Penceresi Optimizasyonu" isimli klinik araştırmaya ait 14.05.2019 tarihli araştırmacı dilekçesine ilişkin; - Çalışma başlığının "Yttrium-90 Görüntüleme Kolimatör ve Enerji Penceresi Optimizasyonu" olarak değiştirilmesi ile ilgili belgeler incelenerek bilgi edinilmiş ve uygun bulunmuştur.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Sadık Kıvanç METİN (Başkan)	Kalp ve Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Serkan YENER (Başkan Yardımcısı)	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Arzu GENÇ	Nörolojik Fizyoterapi - Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Sermin ÖZKAL	Tıbbi Patoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Pınar TUNCEL	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Nil Hocaoglu AKSAY	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Tufan ÇANKAYA	Tıbbi Genetik	Tıbbi Genetik Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Ayfer DAYI	Davranış Fizyolojisi	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Korcan DEMİR	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Mahmut Cem ERGON	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Öğr.Gör.Dr.Kıvanç YÜKSEL	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Bilişim A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Av.Esra FIRTINA	Avukat	DEU Rektörlüğü Hukuk Müşavirliği	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	

Ek-2: Özgeçmiş



CANER İNCE

Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

Kimlik Numarası	54763453580
Doğum Tarihi	08/11/1991
İletişim Adresi	Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Telefon	(554) 636 82 89
E-posta	caner.ince@ogr.deu.edu.tr
Web Adresi	

Eğitim Bilgileri

01 Temmuz 2015 - Şu Anda (4 yıl)
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, MEDİKAL FİZİK (YL) (TEZLİ)

01 Eylül 2009 - 01 Temmuz 2015 (5 yıl 11 ay)
Lisans, Anadal/Normal Öğretim, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
FEN FAKÜLTESİ, FİZİK BÖLÜMÜ

Deneyim / İşyeri Bilgileri

01 Kasım 2017 - 01 Kasım 2018 (1 yıl 1 ay) (Tam Zamanlı)
UZMAN, EGE ÖZEL ONKOLOJİ MERKEZİ LTD. ŞTİ.

01 Kasım 2016 - 01 Aralık 2016 (2 ay) (Tam Zamanlı)
STAJYER, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DAHİLİ TIP BİLİMLERİ
BÖLÜMÜ NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI

01 Ekim 2016 - 01 Kasım 2016 (2 ay) (Tam Zamanlı)
STAJYER, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DAHİLİ TIP BİLİMLERİ
BÖLÜMÜ RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

01 Eylül 2016 - 01 Ekim 2016 (2 ay) (Tam Zamanlı)
STAJYER, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DAHİLİ TIP BİLİMLERİ
BÖLÜMÜ RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Yabancı Dil Bilgileri

İNGİLİZCE (Okuma: İyi, Yazma: İyi, Konuşma: Orta)

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanları

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanı Bilgileri

Sağlık Bilimleri -- Tıp -- Dahili Tıp Bilimleri -- Radyasyon Onkolojisi

Sağlık Bilimleri -- Tıp -- Dahili Tıp Bilimleri -- Nükleer Tıp

Sağlık Bilimleri -- Eczacılık -- Eczacılık Teknolojisi -- Radyofarmasi

Ar-Ge Yetkinlik

Bildiriler

R. Ç. HALILOĞLU, Ö. KARADENİZ, H. DURAK, C. İNCE & G. ŞİŞMAN, Saçılan Radyasyonun Gama kameranın sayım verimi ve hassasiyeti üzerine etkilerinin incelenmesi, Sözlü Sunum, 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28 Ekim 2017, 30 Ekim 2017.

TÜBİTAK Burs ve Destekleri

Panelistlik/İzleyicilik/Raportörlük Sayısı

Panelistlik/Dış Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0
İzleyicilik/Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0
Raportörlük Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0