

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**I-123 İLE KARDİYAK GÖRÜNTÜLERİNDE ÜÇLÜ ENERJİ PENCERE
DÜZELTME YÖNTEMİNİN (TEW) ETKİSİ**

Melek CAN
0000-0002-9969-2566

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

Medikal Fizik Yüksek Lisans

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR
AĞUSTOS 2021
TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2018970023

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**I-123 İLE KARDİYAK GÖRÜNTÜLERİNDE ÜÇLÜ ENERJİ PENCERE
DÜZELTME YÖNTEMİNİN (TEW) ETKİSİ**

Melek CAN
0000-0002-9969-2566

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

Medikal Fizik Yüksek Lisans

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Özlem KARADENİZ

0000-0001-7374-4527

İkinci Tez Danışmanı: Prof. Dr. Gamze ÇAPA KAYA

0000-0002-1256-7325

**Bu araştırma DEU Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü tarafından
2020.KB.SAG.030 proje numarası ile desteklenmiştir.**

İZMİR
AĞUSTOS 2021

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE
ETİK BEYANI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğum “I-123 ile Kardiyak Görüntülerinde Üçlü Enerji Pencere Düzeltme Yönteminin (TEW) Etkisi” başlıklı Yüksek Lisans tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğini, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tezimde yararlandığım eserlere bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimin çalışma ve yazımında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Melek CAN

10.08.2021

TEŞEKKÜR

Tezimin her aşamasında desteğini yanımda hissettiğim, kıymetli bilgi ve deneyimleri ile bana ve çalışmama katkıda bulunan değerli tez danışmanlarım Prof. Dr. Özlem KARADENİZ'e ve Prof. Dr. Gamze ÇAPA KAYA'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

“I-123 ile Kardiyak Görüntülerinde Üçlü Enerji Pencere Düzeltme Yönteminin (TEW) Etkisi” isimli ve **2020.KB.SAG.030** numaralı projemizin gerçekleştirilmesinde destekleri bulunan Dokuz Eylül Üniversitesi Rektörlüğü'ne, resmi ve bütçe işlemlerinin yürütülmesinden sorumlu DEÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi yönetici ve çalışanlarına teşekkür ederim.

Tez çalışmamda, radyoaktif kaynak ve fantom hazırlık aşamalarında deneyimleri ile bana yol gösteren Prof. Dr. Türkan ERTAY'a teşekkürlerimi sunarım.

Saçılma Düzeltme Yöntemleri konusunda kıymetli bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşan Dr. Kamil KÖSEOĞLU'na, GE Healthcare Xeleris programının kullanımında yardımlarından ötürü Müh. Burak AKGÜL'e, I-123 kaynaklarının temini aşamasında yardımlarından ve kıymetli desteğinden dolayı Ercan TAHİROĞLU'na, sıcak laboratuvar çalışmalarımda yardımlarından ötürü Tekn. Ali Can ÇEKİÇ'e; SPECT/CT ile görüntüleme aşamalarında kıymetli bilgilerini paylaşan Tekn. Ebru MENDİLCİOĞLU, Tekn. Emrah ÇETİN ve çalışma arkadaşlarına,

Yüksek Lisans eğitimimde emeği geçen, Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı'ndaki tüm kıymetli hocalarıma,

Hayatımın her sürecinde anlayış, inanç ve desteklerini esirgemeyen değerli arkadaşlarım Meryem KOCAKAYA ve Zeynep Cansu TANAL'a; tezime verdikleri destek ve sabırlarından ötürü başta Caner İNCE olmak üzere tüm dostlarıma ve

Varlıklarını her zaman yanımda hissettiren çok kıymetli aileme en derin teşekkürlerimi sunarım.

Melek CAN

Ağustos 2021, İzmir

İÇİNDEKİLER

TABLolar DİZİNİ	i
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
GRAFİKLER DİZİNİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1 Kararsız Çekirdek ve Radyoaktif Bozunma	6
2.1.1 Alfa Bozunumu	7
2.1.2 Beta Bozunumu	7
2.1.3 İzomerik Geçiş ve Gama Bozunumu	9
2.2 Fotonların Madde ile Etkileşimi	10
2.2.1 Fotoelektrik Olay	11
2.2.2 Compton Saçılması	11
2.2.3 Çift Oluşumu	14
2.3. Gama Kamera Sistemi	15
2.3.1 Kolimatörler	16
2.3.2 Kristal	18
2.3.3 Fotoçoğaltıcı Tüpler	20
2.3.4 Ön Yükselteç ve Ana Yükselteçler	21
2.3.5 Puls Yükseklik Analizörü	21
2.3.6 Pozisyonlama Devresi	24
2.3.7 Görüntü Kayıt Birimleri	25
2.4 Gama Kamera ile Alınan Enerji Spektrumu	26
2.4.1 Fotopik	26
2.4.2 Compton Sürekli Bölgesi	28
2.4.3 İyot Kaçak Piki	30
2.4.4 Tek ve Çift Kaçak Piki	30
2.4.5 Koinsidans Piki	31
2.4.6 Dedektörü Çevreleyen Materyalden Kaynaklanan Pikler	32
2.5 Teknesyum-99m ve Enerji Spektrumu	34
2.6 İyot-123 ve Enerji Spektrumu	36
2.7 SPECT Görüntü Rekonstrüksiyon Yöntemleri	40
2.7.1 Filtreli Geri Projeksiyon (FBP)	40
	iv

2.7.2 İteratif Rekonstrüksiyon	44
2.8 Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler	48
2.8.1 Kontrast	49
2.8.2 Gürültü	49
2.8.3 Uzaysal Rezulasyon	50
3. GEREÇ VE YÖNTEM	55
3.1 Araştırmanın Tipi	55
3.2 Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı	55
3.3 Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları	56
3.4 Çalışma Materyali	56
3.4.1 Gama Kamera Sistemi	56
3.4.2 Jaszczak SPECT Fantom	57
3.4.3 Kardiyak Insert Fantom	59
3.5 Araştırmanın Değişkenleri	60
3.6 Veri Toplama Araçları	61
3.6.1 Araştırmada Kullanılan Compton Saçılma Düzeltme Yöntemleri	61
3.6.1.1 İkili Enerji Pencere (DEW) Saçılma Düzeltme Yöntemi	61
3.6.1.2 Üçlü Enerji Pencere (TEW) Saçılma Düzeltme Yöntemi	62
3.6.2 Planar ve SPECT Görüntüleme	64
3.6.3 Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi	67
3.6.3.1 Görüntülerde ROI Seçimi	67
3.6.3.2 Kontrast	69
3.6.3.3 Sinyal/Gürültü Oranı (SNR)	69
3.6.3.4 Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (FWHM)	69
3.7 Verilerin Değerlendirilmesi	72
3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları	72
3.9 Etik Kurul Onayı	72
4. BULGULAR	73
4.1 Tc-99m Enerji Spektrumu	73
4.2 Tc-99m ile Alınan Küresel ve Çizgisel Kaynak Planar Görüntüleri	74
4.2.1 DEW Saçılma Düzeltme Yönteminin Uygulandığı Planar Görüntüleri	74
4.2.2 Küresel ve Çizgisel Kaynak için Planar Görüntü Kalite Parametreleri	76
4.2.3.1 Kontrast	76
4.2.3.2 SNR	79

4.2.3.3 FWHM	81
4.2.3 Fotopik ve Saçılma Enerji Pencerelerinin Planar Görüntülere Etkisi	85
4.3.1 DEW Saçılma Düzeltme Yönteminin Uygulandığı SPECT Görüntüleri	86
4.3.2 Küresel/Çizgisel Kaynak ve Kardiyak Fantom için SPECT Görüntü Kalite Parametreleri	88
4.3.2.1 Kontrast	88
4.3.2.2 SNR	92
4.3.2.3 FWHM	95
4.3.3 Fotopik ve Saçılma Enerji Pencerelerinin SPECT Görüntülere Etkisi	101
4.4 I-123 Enerji Spektrumu	102
4.5 I-123 ile Alınan Küresel ve Çizgisel Kaynak Planar Görüntüleri	104
4.5.1 TEW Saçılma Düzeltme Yönteminin Uygulandığı Planar Görüntüleri	104
4.5.2 Küresel ve Çizgisel Kaynak için Planar Görüntü Kalite Parametreleri	105
4.5.2.1 Kontrast	105
4.5.2.2 SNR	113
4.5.2.3 FWHM	120
4.5.3 Fotopik ve Saçılma Enerji Pencerelerinin Planar Görüntülere Etkisi	127
4.6 I-123 ile Alınan Küresel/Çizgisel Kaynak ve Kardiyak Fantom SPECT Görüntüleri	128
4.6.1 DEW Saçılma Düzeltme Yönteminin Uygulandığı SPECT Görüntüleri	128
4.6.2 Küresel/Çizgisel Kaynak ve Kardiyak Fantom için SPECT Görüntü Kalite Parametreleri	130
4.6.2.1 Kontrast	130
4.6.2.2 SNR	135
4.6.2.3 FWHM	139
4.6.3 Fotopik ve Saçılma Enerji Pencerelerinin SPECT Görüntülere Etkisi	148
4.7 I-123 Görüntülemeye Kolimatör Etkileri	148
5. TARTIŞMA	150
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	154
7. KAYNAKLAR	155
EK 1: ETİK KURUL ONAYI	159
EK 2: ÖZGEÇMİŞ	161

TABLÖLER DİZİNİ

Tablo 1. Tc-99m ve I-123 görüntülemeye, DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinin kullanıldığı bazı araştırmalar	3
Tablo 2. I-123 kaynağından yayınlanan γ -ışını enerji ve bozunma olasılıkları (5,23).	38
Tablo 3. Araştırma planı	55
Tablo 4. Araştırmada kullanılan kolimatörlerin özellikleri (47).	57
Tablo 5. Dedektör parametreleri ve teknik özellikleri (47).	57
Tablo 6. Tc-99m görüntülemeye DEW yöntemi için seçilen fotopik ve saçılma enerji aralıkları.	65
Tablo 7. I-123 görüntülemeye TEW yöntemi için seçilen fotopik ve saçılma enerji aralıkları.	65
Tablo 8. Tc-99m ve I-123 görüntülemeye kullanılan protokol bilgileri.	66
Tablo 9. Gama kamera sisteminin SPECT özellikleri (47).	66
Tablo 10. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri	76
Tablo 11. Farklı Tc-99m aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin kontrast parametreleri.	77
Tablo 12. Farklı Tc-99m aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin SNR parametreleri.	79
Tablo 13. Küresel Tc-99m kaynağı (5 μ Ci/ml) ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.	83
Tablo 14. Farklı Tc-99m aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin FWHM parametreleri.....	84
Tablo 15. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	89
Tablo 16. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	89
Tablo 17. Tc-99m aktiviteli kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülere ilişkin kontrast parametreleri.....	90
Tablo 18. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	92
Tablo 19. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	93
Tablo 20. Tc-99m aktiviteli kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.....	94
Tablo 21. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.	99

Tablo 22. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.	100
Tablo 23. Tc-99m aktiviteli kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.	101
Tablo 24. Küresel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	106
Tablo 25. Çizgisel I-123 kaynaklarının; LEHR kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	108
Tablo 26. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	110
Tablo 27. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	112
Tablo 28. Küresel I-123 kaynağın; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	113
Tablo 29. Çizgisel I-123 kaynaklarının; LEHR kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	116
Tablo 30. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	117
Tablo 31. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	119
Tablo 32. Küresel I-123 kaynağı ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.	123
Tablo 33. Çizgisel I-123 kaynaklarının; LEHR kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.	125
Tablo 34. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.	126
Tablo 35. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.	127
Tablo 36. Küresel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	131
Tablo 37. Çizgisel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	133
Tablo 38. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş kardiyak fantomun, LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	134
Tablo 39. Küresel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	136
Tablo 40. Çizgisel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	136
Tablo 41. I-123 aktivitesi ile doldurulan kardiyak fantomun; LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	138

Tablo 42. Küresel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.....	143
Tablo 43. Çizgisel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.....	145
Tablo 44. I-123 aktivitesi ile doldurulan kardiyak fantomun, LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.....	147



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Kararlılık doğrusu. Kararlı çekirdeklerin nötron ve proton kombinasyonları, gri gölgeli bölgeler içinde yer almaktadır (24).	6
Şekil 2. Alfa bozunumu	7
Şekil 3. β^- bozunumu (27).	8
Şekil 4. β^+ bozunumu (27).	8
Şekil 5. Tc-99m için temel geçişleri gösteren bozunum şeması (24).	9
Şekil 6. İzomerik geçiş (24).	10
Şekil 7. Fotoelektrik olay (23).	11
Şekil 8. Compton saçılması (23).	12
Şekil 9. (a) Çarpışma öncesi ve (b) sonrası Compton saçılması. Çarpışma sonrasında foton, $h\nu'$ enerji ve $h\nu'/c$ momentumu ile θ açısında saçılırken; elektron, E' toplam enerji ve P' momentumu ile ϕ açısında saçılır (30).	12
Şekil 10. Foton enerjileri ve soğurucunun atom numaralarına karşılık, baskın etkileşim mekanizmaları (24).	14
Şekil 11. Çift oluşumu (23).	15
Şekil 12. Gama kameranın temel bileşenleri (32).	16
Şekil 13. Kolimatör çeşitleri (27).	17
Şekil 14. Sintilasyon olayı. (a) Fotonlar kristale çarpar; (b) elektron ve pozitif yüklü boşluklar oluşur ve sonra birleşir (rekombinasyon); (c) ışık fotonları yayınlanır, (d) kristal kararlı hale döner (24).	19
Şekil 15. Aktivatör içeren bir inorganik sintilasyon kristalinin enerji bantları (34). ..	20
Şekil 16. Fotoçoğaltıcı tüp yapısı (23).	21
Şekil 17. NaI(Tl) dedektörü-MCA sisteminden alınan çoklu gama enerji spektrumu (35).	22
Şekil 18. MCA çalışma prensibi (a) MCA temel bileşenleri (b) ^{99m}Tc kaynağından dedekte edilen fotonların puls boylarına göre ayrılması (23).	23
Şekil 19. Gama kamera çalışma prensibi. (a) Gama kameranın temel bileşenleri. (b) Tüm FÇT sinyallerinin ağırlıklı ortalaması ile hesaplanan merkezi konum, yani sintilasyon etkileşiminin konum tayini (36).	24
Şekil 20. Pozisyonlama algoritması görüntü rezulasyonunu iyileştirir. Kristalde foton etkileşiminin konumu hangi FÇT'e daha yakınsa, o FÇT'te analog sinyal çıkışı (akım pulsu) daha büyük olur. Bu sinyal, ADC'ler ile sayısal bir değere dönüştürülür ve bu sayısal değer, görüntüde foton etkileşiminin olduğu yere karşılık gelen matris konumunun hesaplanmasında kullanılır (24)	25
Şekil 21. Frame modunda görüntüleme. Şekil, görüntüdeki ilk üç etkileşime ait konum verilerinin işlenmesini göstermektedir. Örnek olması açısından şekilde 4x4 piksel kullanılmıştır. Gerçek nükleer tıp projeksiyon görüntüleri, genellikle 64x64 veya 128x128 piksel formatları ile alınır (27). (*) Dijital-analog dönüştürücü	26

Şekil 22. Tc-99m kaynağından yayınlanan 140 keV γ ışınlarına maruz kalan bir NaI(Tl) kristalinde meydana gelebilecek farklı foton etkileşimleri (34).	27
Şekil 23. Tc-99m'den yayınlanan 140 keV enerjili γ ışınlarına maruz kalan bir NaI(Tl) kristalinden alınan spektrum. Fotopik, NaI(Tl) kristalinde tüm foton enerjilerinin depo edilmesine karşılık gelir. 112 keV'lik kaçak pik, spektrumda orijinal foton enerjisi ile iyotun K_{α} X-ışını enerjisi arasındaki farka eşit enerjide gözlenir. Yaklaşık 80 keV'deki küçük pik, fotonun NaI(Tl) sintilatörünü çevreleyen kurşun zırh ile etkileşimini takiben atomdan yayınlanan karakteristik X-ışınından kaynaklanır (34).	28
Şekil 24. İdeal γ -ışını puls-yükseklik spektrumu. (a) Dedektörde farklı tip γ -ışını etkileşimlerine karşılık gelen pulsar. (b) Dedektörde depo edilen enerjiye karşılık puls dağılım spektrumu. Yalnızca fotopik, γ -ışını enerjisinin tamamının detektörde depo edildiğini göstermektedir (23).	29
Şekil 25. Sezyum-137 (662 keV γ -ışını, ~30 keV Ba X-ışını) kaynağından alınan spektrum (25).	29
Şekil 26. Enerjisi 1600 keV olan gama ışını yayınlıyıcı bir elementin puls yüksekliği spektrumu. Dedektör içinde çift oluşumu olayını takiben oluşan anihilasyon fotonlarından birinin ya da ikisinin birden kaçması ile spektrumda sırasıyla tek kaçak ve çift kaçak pikleri gözlenir (23).	31
Şekil 27. İndiyum-111'in gama spektrumunda 416 keV enerjide gözlenen koincidans piki (28).	32
Şekil 28. Dedektörü çevreleyen materyalde oluşan foton etkileşimleri ve bunların gama spektrumundaki etkileri (37).	33
Şekil 29. Teknesyum-99m kaynağının bozunum şeması ve NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ile alınan puls yüksekliği spektrumu (27).	35
Şekil 30. Gama kamera ile, kaynak (a) ve hastadan (b) alınan ^{99m}Tc spektrumu. Fotopik yakınındaki Compton saçılma bölgesi, hastada meydana gelen saçılmanın sonucudur (32).	36
Şekil 31. I-123'ün Te-123'e bozunumu (23).	37
Şekil 32. I-123 nokta kaynağının LEHR kolimatörlü NaI dedeksiyon sistemi ile (a) hava (b) su ortamında alınan spektrumları (5).	39
Şekil 33. İyot-123 nokta kaynağının, SPECT sistemi ile alınan enerji spektrumları: (a) İyot-123 kaynağının kurşun zırh yokken hava ortamında alınan spektrumu; (b) 6 mm'lik kurşun zırh içindeki kaynak ile alınan spektrumda, yüksek enerjili fotonların saçılması nedeniyle 172 keV'de geniş bir pik gözlenir; (c) kaynak sistem dışındayken alınan spektrumda, sistem içinde 159 keV enerjili fotonların 90° açı ile Compton saçılması yaptığında 121 keV enerjide bir pik gözlenir. Ana enerji penceresi sarı ile gösterilirken; ikinci enerji penceresi mavi ile gösterilmiştir (39).	40
Şekil 34. Geri projeksiyon işlemi. (a) Radyoaktif nokta kaynak için farklı açılarda projeksiyon profilleri. (b) Farklı projeksiyon açılarında geri yansıtma işlemi. Bu işlem tüm projeksiyon profillerine uygulandığında, her projeksiyonun katkısı üst üste binerek kaynağın görüntüsünü oluşturur (23).	41

Şekil 35. Frekans uzayında, alçak geçirgen (sol) ve yüksek geçirgen (sağ) filtrelerine ilişkin eğriler. Alçak geçirgen filtre, yüksek frekansları engellerken; yüksek geçirgen filtre, daha düşük frekansları engeller (43).	42
Şekil 36. Yokuş (ramp) filtreli geri projeksiyon rekonstrüksiyon işlemi. Farklı açılarda kaydedilen projeksiyon profilleri, geri projeksiyonda olduğu gibi görüntü boyunca geri yansıtılır (23).	43
Şekil 37. Butterworth filtreleri (a) Aynı order değeri ($n=5$), farklı Cutoff frekansı (N_y %50 ve %25); (b) Farklı order değeri ($n=2$ ve $n=15$), aynı Cutoff frekansı (N_y %50). Cutoff frekansı, eğimin orta noktasını belirlerken; Order değeri, eğrinin eğimini kontrol etmektedir (f_c =Cutoff frekansı; $N_y=N_y$ quist) (43).	44
Şekil 38. (a) Orijinal ve bilgisayar tahmini enine kesitlerin basitleştirilmiş projeksiyon görüntüleri. (b) İlk iterasyon. (c) İkinci iterasyon. (d) Beş iterasyonun aşamaları (45).	46
Şekil 39. FWHM'un ölçülmesi. (a) Nokta kaynağın 256x256 matris boyutunda görüntülenmesi, (b) Orijinal görüntü için piksel konumuna karşılık sayım grafiği, (c) 12x12 piksellik büyütme ile orijinal nokta kaynak görüntüsü, (d) 12 piksel için FWHM hesabını gösteren piksel konumuna karşılık sayım grafiği (31).	51
Şekil 40. (a) Bir nokta kaynak görüntüsü. (b) Görüntünün nokta dağılım fonksiyonu. FWHM, bu fonksiyonun yarı yüksekliğindeki tam genişliğidir. Gerçek bir PSF, şekildeki gibi mükemmel bir Gauss dağılımına benzemeyebilir. Şekildeki gölgelerin gerçekte keskin sınırları yoktur (46).	52
Şekil 41. Rezulasyon veya ayırt edebilme gücünün bir ölçüsü olan FWHM gösterimi. Aralarında (a) 10 piksellik, (b) 5 piksellik boşluk olan iki nokta kaynak. (c) Aralarında 3 piksellik uzaklık bulunan özdeş iki nokta kaynak; iki nokta kaynağın orijinal profilleri, kısa çizgiler ile belirtilmiştir (31).	53
Şekil 42. Çizgisel kaynağın görüntü bulanıklığı (24).	54
Şekil 43. Gama kameranin uzaysal rezulasyonu; çapı, kameranin uzaysal rezulasyonundan küçük olan bir çizgisel kaynak kullanılarak bulunur. Görüntü, bulanık bir çizgi şeklindedir. FWHM, çizgisel kaynak görüntüsü boyunca sayım profilinden okunur (33).	54
Şekil 44. GE Healthcare, Optima NM/CT 640 SPECT/CT Cihazı	56
Şekil 45. Jaszczak SPECT fantoma yerleştirilen küresel kaynak	58
Şekil 46. Autodesk Fusion 360 programında tasarlanan vida aparatları.	59
Şekil 47 (a) Jaszczak SPECT fantomu için temin edilen tüp ve kapak (b) Jaszczak SPECT fantoma yerleştirilen çizgisel kaynaklar.	59
Şekil 48. Kardiyak Insert Fantom	60
Şekil 49. Kardiyak insert fantomun miyokard görüntülemeye uygun sabitlenmesi..	60
Şekil 50. DEW Yöntemi'nde kullanılan enerji pencerelerinin, ^{99m}Tc enerji spektrumunda gösterimi. W_{pk} ve W_C , sırasıyla fotopik ve saçılma (Compton) enerji pencerelerini belirtmektedir (48).	61

Şekil 51. Tc-99m aktivitesi içeren fantomun simülasyonu yapılmış toplam, primer ve saçılma enerji spektrumları (49).....	62
Şekil 52. TEW yöntemini açıklayan enerji spektrumu (11).	63
Şekil 53. Yamuk Yaklaşımlı TEW yönteminin spektral gösterimi.	64
Şekil 54. (a) Küresel kaynağın transaksyonel görüntüsü, (b) görüntüye çizilen kaynak-BG ROI'leri.....	68
Şekil 55. (a) Çizgisel kaynağın transaksyonel görüntüsü, (b) görüntüye çizilen kaynak-BG ROI'leri.....	68
Şekil 56. (a) Kardiyak fantomun SPECT görüntüsü, (b) kardiyak görüntüsüne çizilen kaynak-BG ROI'leri.....	68
Şekil 57. Küresel kaynak (a) ve kardiyak fantom görüntüsüne (c) çizilen profil ROI'ler. (b, d) Profil ROI'lerinden elde edilen profil eğrileri.	71
Şekil 58. Tc-99m nokta kaynağının (a) kolimatörsüz, (b) LEHR kolimatörü ile alınan ve (c) Jaszczak fantom içine yerleştirilmiş Tc-99m aktivitesi içeren küresel kaynağın LEHR kolimatörü ile alınan enerji spektrumları.....	74
Şekil 59. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynağın (a, d) fotopik penceresi, (b, e) saçılma penceresi kullanılarak alınan planar görüntüleri, (c, f) DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntüleri.....	75
Şekil 60. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynağın (a, d) fotopik penceresi, (b, e) saçılma penceresi kullanılarak alınan planar görüntüleri, (c, f) DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntüleri.....	75
Şekil 61. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynağın (a) fotopik penceresi, (b) saçılma penceresi kullanılarak alınan planar görüntü, (c) DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntü ve (d, e, f) sırasıyla bu üç görüntüye ilişkin profil eğrileri.	81
Şekil 62. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynakların (a) fotopik penceresi, (b) saçılma penceresi kullanılarak alınan planar görüntü, (c) DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntü ve (d, e, f) sırasıyla bu üç görüntüye ilişkin profil eğrileri.	82
Şekil 63. Tc-99m ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.	86
Şekil 64. Tc-99m ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.	86
Şekil 65. Tc-99m ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.	87
Şekil 66. Tc-99m ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.	87
Şekil 67. Tc-99m ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.	87
Şekil 68. Tc-99m ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.	88

Şekil 69. Tc-99m ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri ile görüntülere ilişkin profil eğrileri.	96
Şekil 70. Tc-99m ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri ile görüntülere ilişkin profil eğrileri.	97
Şekil 71. Tc-99m ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri ile görüntülere ilişkin profil eğrileri.	98
Şekil 72. I-123 nokta kaynağının (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörü ile alınan ve (d) Jaszczak fantom içine yerleştirilmiş I-123 aktivitesi içeren çizgisel kaynağın LEHR kolimatörü ile alınan enerji spektrumları.	103
Şekil 73. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynağın (a) fotopik penceresi kullanılarak alınan, (b) TEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntüleri; (c) sol ve (d) sağ saçılma pencereleri ile alınan planar görüntüleri.	104
Şekil 74. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynağın (a) fotopik penceresi kullanılarak alınan, (b) TEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntüleri, (c) sol ve (d) sağ saçılma pencereleri ile alınan planar görüntüleri.	105
Şekil 75. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) fotopik penceresi kullanılarak alınan, (b) TEW düzeltme yöntemi uygulanan, (c) sol ve (d) sağ saçılma pencereleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin profil eğrileri.	121
Şekil 76. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynakların; (a) fotopik penceresi kullanılarak alınan, (b) TEW düzeltme yöntemi uygulanan, (c) sol ve (d) sağ saçılma pencereleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin profil eğrileri.	122
Şekil 77. I-123 ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntüleri.	128
Şekil 78. I-123 ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntüleri.	129
Şekil 79. I-123 ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntüleri.	130
Şekil 80. I-123 ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntülerine ilişkin profil eğrileri.	140
Şekil 81. I-123 ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntülerine ilişkin profil eğrileri.	141
Şekil 82. I-123 ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntülerine ilişkin profil eğrileri.	142

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan planar görüntüler için geniş/dar saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.....	77
Grafik 2. Farklı Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin, aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimleri.....	78
Grafik 3. Farklı Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin, aktivite konsantrasyonuna bağlı SNR değişimleri.....	80
Grafik 4. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynak ile alınan planar görüntülerine ilişkin, saçılma enerji aralığına bağlı FWHM değişimleri.	84
Grafik 5. Farklı Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin, aktivite konsantrasyonuna bağlı FWHM değişimleri.	85
Grafik 6. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.....	90
Grafik 7. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.....	91
Grafik 8. Tc-99m kaynağı ile alınan kardiyak fantom SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.	91
Grafik 9. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.....	93
Grafik 10. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.....	94
Grafik 11. Tc-99m kaynağı ile alınan kardiyak fantom SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.	95
Grafik 12. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri.	99
Grafik 13. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri.	100
Grafik 14. Tc-99m kaynağı ile alınan kardiyak fantom SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri.....	101
Grafik 15. Küresel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.....	107
Grafik 16. Çizgisel I-123 kaynaklarının; LEHR kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimleri.	109
Grafik 17. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan ve TEW yöntemi uygulanan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimleri.....	111
Grafik 18. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimleri.	113

Grafik 19. Küresel I-123 kaynağın; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.....	115
Grafik 20. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı SNR değişimleri.....	118
Grafik 21. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı SNR değişimleri.....	120
Grafik 22. Küresel I-123 kaynağın; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri.....	124
Grafik 23. Küresel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.	132
Grafik 24. Çizgisel I-123 kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.....	134
Grafik 25. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş kardiyak fantomun, SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.	135
Grafik 26. Çizgisel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.	138
Grafik 27. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş kardiyak fantomun, SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.	139
Grafik 28. Küresel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.....	144
Grafik 29. Küresel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.....	146
Grafik 30. I-123 aktivitesi ile doldurulan kardiyak fantomun, LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.....	147

SİMGELER VE KISALTMALAR

α	Alfa
β	Beta
γ	Gama
e^-	Elektron
$\bar{\nu}_e$	Antinötrino
μCi	Mikrocurie
ADC	Analog-Digital Converter
DAC	Digital-Analog Converter
DEW	Dual Energy Window
FBP	Filtered Back Projection
FÇT	Fotoçoğaltıcı Tüp
FWHM	Full Width Half Maximum
FWTM	Full Width Tenth Maximum
HEGP	High Energy General Purpose
I-123	İyot-123
keV	Kilo Elektronvolt
LEGP	Low Energy General Purpose
LEHR	Low Energy High Resolution
LSF	Line Spread Function
MCA	Multi Channel Analyzer
ME	Medium Energy
MEGP	Medium Energy General Purpose
MeV	Milyon Elektronvolt
MIBG	Metaiyodobenzilguadin
MLEM	Maximum Likelihood Expectation Maximization
Mo-99	Molibden-99
OSEM	Ordered Subset Expectation Maximization
PSF	Point Spread Function
PYA	Puls Yükseklik Analizörü
ROI	Region of Interest

SCA	Single Channel Analyzer
SDY	SPECT sisteminin saçılma düzeltme yöntemi
SNR	Signal/Noise Ratio
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
Tc-99m	Teknesyum-99m
Te-123	Tellür-123
TEW	Triple Energy Window
V	Volt



I-123 KARDİYAK GÖRÜNTÜLERİNDE ÜÇLÜ ENERJİ PENCERE DÜZELTME YÖNTEMİNİN (TEW) ETKİSİ

Yüksek Lisans Tezi

Melek CAN

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Medikal Fizik Anabilim Dalı

ÖZET

Teknesyum-99m (Tc-99m) ve İyot-123 (I-123), nükleer tıpta tanısal inceleme amacıyla kullanılan radyonüklidlerdir. Tc-99m'in, Compton etkileşimleri ile saçılmış fotonlarının görüntüleme sistemine hatalı bilgi taşıması, görüntü kalitesini etkileyen bir faktördür. Benzer olarak I-123 görüntülemesinde, yüksek enerjili fotonların saçılmaları da görüntü kalitesini etkileyebilmektedir. DEW (Dual Energy Window) ve TEW (Tripple Energy Window) saçılma düzeltme yöntemleri, saçılan fotonların sebep olduğu görüntü kusurlarının iyileştirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır.

Sunulan araştırmada; Tc-99m ve I-123 kaynakları ile alınan planar/SPECT görüntülerine, DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemleri uygulanmış ve bu yöntemlerin etkinliği; hem nitel hem de görüntü kalite parametreleri (kontrast, sinyal/gürültü oranı ve uzaysal rezulasyon) açısından değerlendirilmiştir.

Araştırmada, GE Healthcare marka Optima NM/CT 640 serili LEHR, MEGP, HEGP kolimatörlü gama kamera sistemi ile farklı Tc-99m/I-123 aktivitesi içeren küresel, çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun planar ve SPECT görüntüleri alınmıştır. Tc-99m ve I-123 ile alınan SPECT görüntülerinin, iteratif yöntem ile rekonstrüksiyonu yapılmıştır.

Planar ve SPECT görüntülemesinde, gerek Tc-99m gerekse I-123 fantom görüntülerine uygulanan DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinin, değişen oranlarda görüntüyü iyileştirdiği ortaya çıkmış ve bu yöntemlerin etkisi hem nitel hem nicel açıdan başarılı bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: teknesyum-99m, iyot-123, ikili enerji pencere düzeltme yöntemi, üçlü enerji pencere düzeltme yöntemi, tek foton emisyon tomografi

Tezin sayfa adedi: 184

Danışman: Prof. Dr. Özlem KARADENİZ

THE EFFECT OF TRIPLE ENERGY WINDOW CORRECTION METHOD (TEW) IN CARDIAC IMAGES WITH I-123

Master Thesis

Melek CAN

DOKUZ EYLUL UNIVERSITY HEALTH SCIENCE INSTITUTE

Department of Medical Physics

ABSTRACT

Technetium-99m (Tc-99m) and Iodine-123 (I-123) are radionuclides used for diagnostic examination in nuclear medicine. The fact that the photons scattered by the Compton interactions of the Tc-99m carry incorrect information to the imaging system is a factor affecting the image quality. Similarly, in I-123 imaging, scattering of high energy photons can also affect image quality. DEW (Dual Energy Window) and TEW (Tripple Energy Window) scatter correction methods are widely used to improve image defects caused by scattered photons.

In the presented research; DEW and TEW scattering correction methods were applied to the planar/SPECT images taken with Tc-99m and I-123 sources and the effectiveness of these methods; evaluated in terms of both qualitative and image quality parameters (contrast, signal-to-noise ratio and spatial resolution).

In the research, planar and SPECT images of spherical, line source and cardiac phantom containing different Tc-99m/I-123 activity were taken with GE Healthcare brand Optima NM/CT 640 series LEHR, MEGP, HEGP collimator gamma camera system. SPECT images taken with Tc-99m and I-123 were reconstructed by iterative method.

In planar and SPECT imaging, DEW and TEW scatter correction methods applied to both Tc-99m and I-123 phantom images were found to improve the image at varying rates, and the effects of these methods were found to be successful both qualitatively and quantitatively.

Keywords: technetium-99m, iodine-123, dual energy window scatter correction method, tripple energy window scatter correction method, single photon emission tomography

Page number: 184

Advisor: Prof. Dr. Özlem KARADENİZ

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Nükleer tıpta Teknesyum-99m (^{99m}Tc); dinamik ve kortikal böbrek sintigrafisi, miyokard perfüzyon sintigrafisi, kemik iliği sintigrafisi, mide boşalma fonksiyonu değerlendirmesi gibi incelemelerde kullanılan bir radyonüklittir. Uyarılmış ya da yarı-kararlı düzeyde olan ^{99m}Tc , Molibden-99'dan (^{99}Mo) bozunur ve $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ jeneratöründen sağım yolu ile elde edilir. Tc-99m'in kısa yarı ömrü (6 saat), düşük enerjili (140,5 keV) fotonlar yayınlaması, alfa ya da beta parçacık emisyonu yapmaması gibi avantajlar, Tc-99m'i en yaygın kullanılan radyonüklid yapmaktadır (1). Tc-99m'in yayınladığı 140 keV enerjili fotonlar için fotoelektrik olay, baskın etkileşim mekanizması olsa da hasta dokusunda Compton saçılması da meydana gelir. Böylece saçılan gama ışınlarının bazıları, gama kameraya ulaşarak görüntülemeye kusurlara neden olabilir.

Bu durum, nükleer tıp görüntülemeye başlıca problemlerden biridir. Şöyle ki; Compton saçılması ya da koherent saçılma etkileşimleri sonucu saçılan fotonlar, gama kamera sisteminin puls yüksekliği analizöründe açılan fotopik enerji penceresine dahil olmaktadır. Nükleer tıpta kullanılan radyofarmasötiklerin yayınladığı foton enerjilerinde, Compton saçılması ile etkileşme olasılığı, koherent saçılmadan çok daha fazladır. Koherent saçılmanın aksine; Compton saçılmasında fotonun yönü değişmekle kalmaz, aynı zamanda saçılma açısına bağlı olarak foton enerjisi de azalır. Gama kameralarda kullanılan NaI(Tl) sintilasyon kristallerinin düşük enerji rezulasyonu (%9-10) nedeniyle, saçılan bazı fotonların fotopik enerji penceresinde dedekte edilmesi kaçınılmazdır. Yanlış uzaysal bilgi taşıyan saçılmış Compton fotonlarının dedeksiyonu ile görüntü kontrastı azalmakta ve görüntü kalitesi bozulmaktadır (2).

Nükleer tıpta kullanılan bir başka radyonüklid de İyot-123 (^{123}I)'tür. Bu radyofarmasötik; kalbin sempatik fonksiyonunun tetkiki amacıyla ^{123}I metaiyodobenzilguadin (MIBG) sintigrafisi, tiroit incelemeler ve kalbin yağ asidi metabolizması değerlendirmesi gibi incelemelerde kullanılmaktadır. I-123 radyoaktif izotopunun yarılanma ömrü 13,22 saattir. I-123, elektron yakalama ile ^{123}Te 'a bozunurken 159 keV (%83) enerjili bir gama fotonu yayınlamakta ve bu foton ^{123}I görüntülemeye temel gama enerjisi olarak kullanılır. Bununla birlikte bu izotop, aynı zamanda 529 keV (%1,39) enerjili bir foton daha yayınlamaktadır (3). Bu foton,

dedektörün sodyum iyodür kristalinde fotoelektrik olaydan ziyade Compton saçılması ile etkileşmekte ve yukarıda anlatılan saçılma problemine sebep olmaktadır. Ayrıca yüksek enerjili bu fotonlar, kolimatörün septasında penetrasyon ve saçılmaya da neden olmakta ve 159 keV'lik gama ışınlarının görüntü kalitesini düşürmektedir (4,5).

Görüntü kalitesindeki bu düşüşler, hem planar hem tomografik görüntülemede klinik değerlendirme açısından önemli bir etki oluşturmaktadır. Bu nedenle, nükleer tıp tanısal görüntülemede bazı iyileştirmelerin yapılma ihtiyacı doğmuş ve bazı saçılma düzeltme yöntemleri geliştirilmiştir (6,7). Nükleer tıpta enerji spektrumunu temel alan ve literatürde en sık karşılaşılan saçılma düzeltme yöntemleri; İkili Enerji Pencere (DEW; Dual Energy Window) ve Yamuk Yaklaşımlı Üçlü Enerji Pencere (TEW; Triple Energy Window) yöntemleridir. Gama spektroskopisinde, net pik alanından Compton sürekliliğini çıkartmak amacıyla yaygın olarak kullanılan bu yöntemlerin; gama kamera görüntülerine uygulanması, saçılma düzeltmesi için pratik bir çözüm sunmuştur. Literatürde DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerine ilişkin araştırmalar, Tablo 1'de detaylandırılmıştır.

Referanslar	Yöntem	Görüntüleme	Kolimatör
Koral K.F. ve ark. (1990) (8)	DEW ¹	Küresel kaynak SPECT	LEHR
Dobbeleir A.A. ve ark. (1999) (4)	DEW	Küresel kaynak ve kardiyak planar ve SPECT	LEHR, LEGP, ME
Jaszczak R.J. ve ark. (1984) (9)	DEW	Küresel/çizgisel kaynak SPECT	LEHR, ULEHR
Köseoğlu K. (2001) (6)	DEW, TEW ² , Kanal Oranı, FEDA ³ , Offset	Küresel kaynak planar	LEHR
Ichihara T. ve ark. (1993) (10)	DEW, TEW	Küresel kaynak planar ve SPECT	LEHR
Ogawa K. ve ark. (1991) (11)	TEW	Küresel kaynak planar ve SPECT	LEHR
Papanastasiou E. ve ark. (2017) (3)	TEW	Kardiyak planar ve SPECT	LEHR
Yang Y. ve ark. (2007) (12)	DEW	Beyin ve kardiyak SPECT	LE, ME
Kobayashi H. ve ark. (2003) (13)	DEW	Kardiyak	LEHR, ME
Nakajima K. ve ark. (2007) (14)	DEW, TEW	Kalp, akciğer, karaciğer planar	LEHR, ME, LMEHR
Small A.D. ve ark. (2006) (15)	Downscatter	Küresel kaynak planar ve SPECT	ME, LEGP
Lagerburg V. ve ark. (2012) (16)	TEW, DEW, DPW ⁴	Küresel SPECT	LEHR, LEGP, MEGP
Shiga T. ve ark. (2002) (17)	TEW	Beyin SPET	LEHR fan beam
Yang J.T. ve ark. (1997) (18)	TEW	Kardiyak SPET	LEHR
Matsumoto N. ve ark. (2015) (19)	TEW	Beyin SPECT	LEGP, MEGP
Ito H. ve ark. (1999) (20)	TDCS ⁵	Beyin SPECT	LEHR, Simetrik Fan Beam
Takeuchi W. ve ark. (2016) (21)	TEW	Beyin SPECT	4-PMCs ⁶

¹DEW : Dual energy window (iki enerji pencere)

²TEW : Triple energy window (yamuk yaklaşımlı üçlü enerji pencere)

³FEDA : Fotopik enerji dağılım analizi

⁴DPW : Double peak window (çift pik pencere)

⁵TDCS : Transmission dependent convolution subtraction

⁶4-PMCs : 4-pixel matched collimators

Tablo 1. Tc-99m ve I-123 görüntülemeye, DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinin kullanıldığı bazı araştırmalar

Buna göre Koral ve ark. (1990), küresel Tc-99m kaynağı ile 126-154 keV'lik fotopik ve 93-123 keV'lik saçılma enerji penceresi kullanarak SPECT görüntüleme yapmış ve görüntülere uygulanan DEW düzeltme yöntemini başarılı bulmuşlardır. Dobbeleir ve ark. (1998), Tc-99m ve I-123 kaynakları için fotopik ve saçılma enerji pencerelerini sırasıyla; 126-154 keV, 100-125 keV; 143-175 keV, 116-142 keV olarak almış, SPECT görüntüler üzerinde DEW düzeltme yöntemini değerlendirmişlerdir. Buna göre; miyokard görüntüleme için düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerin en uygun yöntem olduğunu vurgulamışlardır. Benzer çalışmalarda; Jaszczak ve ark. (1984), Köseoğlu, K. (2001) Tc-99m kaynağı için sırasıyla, 127-153 keV/92-125 keV ve 126-154 keV/92-125 keV fotopik/saçılma enerji pencere aralığı kombinasyonları ile görüntüleme yapmışlardır. Buna göre; Jaszczak ve ark. (1983)'nın DEW düzeltme yöntemi uyguladığı görüntülerde, görüntü kontrastının arttığını ve hem nicel hem nitel açıdan gelişme saptadıklarını bildirmişlerdir. Farklı düzeltme yöntemlerini değerlendiren Köseoğlu, K. (2001); DEW yöntemi ve dar pencere yönteminin uygulanabilirlik açısından en kolay düzeltme yöntemleri olduğunu ve yöntemler arasında en yüksek kontrast artışının, TEW ve DEW yöntemlerinde saptandığını belirtmiştir. Ayrıca en iyi görsel kaliteyi, DEW yönteminin verdiğini vurgulamıştır. Bununla birlikte Ichihara ve ark. (1993), üç farklı kaynak (Tc-99m, I-123, Tl-201) ile planar ve SPECT görüntüleme yapmış; SPECT görüntüleri üzerinde TEW/DEW düzeltme yöntemlerinin etkinliğini profil eğrileri ile birlikte değerlendirmiştir. Buna göre; Tc-99m ve I-123 görüntülemelerde düzeltme yöntemi için sırasıyla, iki ve üç pencere seçiminin gerekliliğini bildirmiştir. Ayrıca tek ve çift izotoplu radyonüklid görüntülemelerin nicel analizinde, uygulanabilirliği kolay bir yöntem olan TEW yönteminin önemli bir etkisi olduğunu ve rutin klinik incelemelerde uygulanmasının mümkün olacağını belirtmiştir. Farklı fotopik/saçılma enerji pencere aralığı kombinasyonlarının kullanıldığı Ogawa ve ark. (1991) çalışmasında da Ichihara ve ark. (1993) bulgularına benzer sonuçlar vurgulanmıştır. Papanastasiou ve ark (2017) yaptığı bir çalışmada, görüntülerde saçılmadan kaynaklanan bozulmanın, saçılma düzeltme yöntemleri ile düzeltilebileceği vurgulanmıştır. Görüntülere düzeltme yöntemleri arasından, TEW saçılma düzeltme yöntemi uygulandığında, LEHR kolimatörü ile görüntülerdeki saçılma katkısı düzeltilirken yüksek uzaysal rezolasyon da korunmaktadır. Bu konu ile ilgili olarak Dobbeleir ve ark (1999) yaptığı bir

Çalışmada da, yukarıda bahsedilen I-123'ün yüksek enerjili fotonunun yaptığı saçılmaların görüntü kalitesini bozduğu vurgulanmıştır. Bu görüntü kusurlarına çözüm olarak da ME kolimatörü, spesifik bir deconvolution tekniğı ve çoklu enerji pencere yönteminin kullanılmasını önermektedirler.

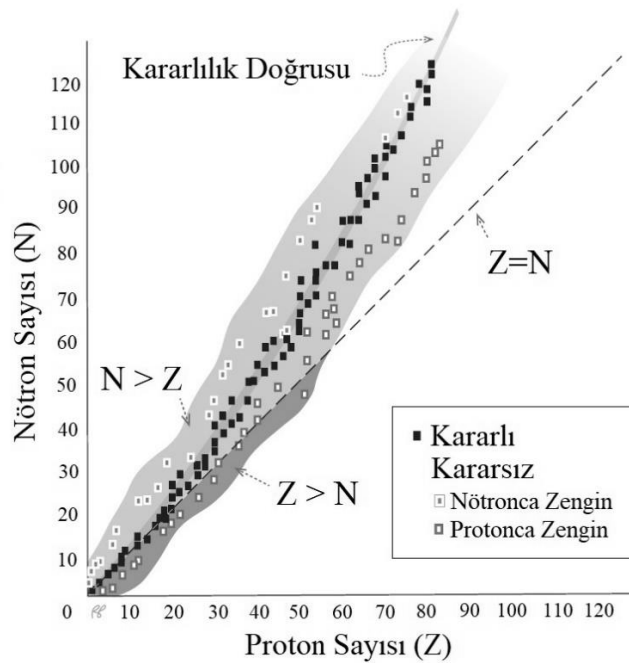
Yukarıda kısa bir literatür özeti verilen ve saçılma probleminin görüntü üzerindeki olumsuz etkilerinin düzeltilmesine yönelik olan bu konu, uluslararası araştırmalarda yoğun ilgi çekmekte ve bu soruna bir çözüm aranmaktadır. Ülkemizde de nükleer tıpta kullanılan foton enerjileri için DEW/TEW saçılma düzeltme yönteminin etkileri üzerine sınırlı sayıda çalışma yapılmış olması (6,7), bu konuya yönelik araştırmaların gerekliliğini ortaya koymuştur.

Sunulan tez çalışmasında, Tc-99m ve I-123 görüntülemeye DEW/TEW saçılma düzeltme yöntemlerinin etkilerinin araştırılması hedeflenmiştir. Bu amaçla, Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda, Tc-99m ve I-123 aktivitesi ile doldurulmuş fantomların planar ve SPECT görüntüleri üzerinde, DEW ve TEW düzeltme yöntemleri uygulanmıştır. Bu yöntemlerin etkileri; planar ve SPECT görüntüler üzerinde kontrast, SNR ve FWHM görüntü kalite parametreleri hesaplanarak incelenmiş ve sonuçlar literatürde yer alan bilgiler ışığında değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kararsız Çekirdek ve Radyoaktif Bozunma

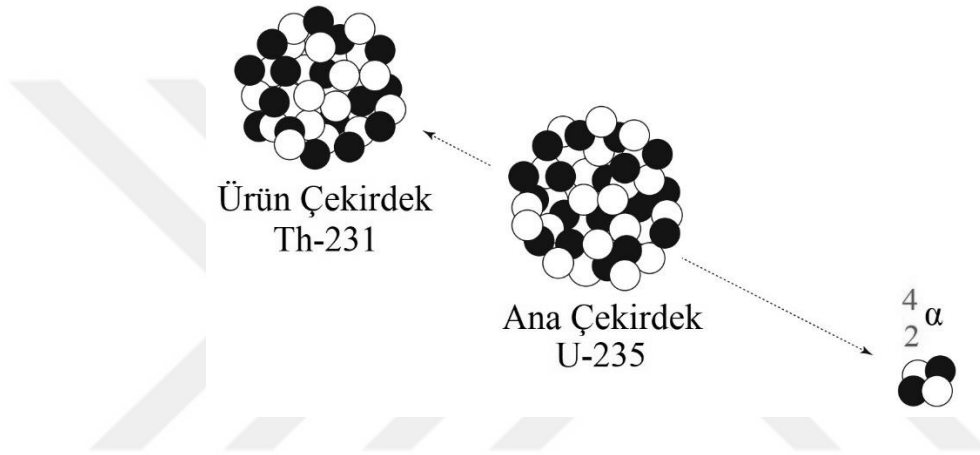
Proton sayısı, nötron sayısı ve çekirdeğin enerji durumu ile karakterize edilen atom türlerine nüklid denir. Radyonüklid olarak adlandırılan kararsız nüklidler, elektromanyetik radyasyon (gama bozunumu) ya da yüklü parçacıklar (alfa, beta bozunumu) yayarak kararlı duruma gelirler. İşte bu elektromanyetik radyasyon ya da yüklü parçacık yayınlanmasına, radyoaktif bozunma denir. Doğal nüklidlerde, belirli bir nötron/proton oranı bulunmaktadır. Bu oranlar, kararlılık doğrusu denilen hayali bir çizgi etrafında toplanmıştır (Şekil 1). Bu doğruya yakın olmayan nüklidler genellikle kararsızdır. Kararlılık doğrusunun üstündeki kararsız nüklidlerde proton eksikliği; doğrunun altındakilerde ise nötron eksikliği bulunmaktadır. Hafif elementlerde bu doğru $N \approx Z$ 'ye karşılık gelmekte, yani nötron ve proton sayıları yaklaşık olarak eşit olmaktadır. Ağır elementler için ise $N \approx 1.5Z$ 'ye karşılık gelir. Kararlılık doğrusu Bizmut-209 (^{209}Bi)'da ($Z=83$, $N=126$) son bulurken tüm ağır çekirdekler kararsızdır (22,23).



Şekil 1. Kararlılık doğrusu. Kararlı çekirdeklerin nötron ve proton kombinasyonları, gri gölgeli bölgeler içinde yer almaktadır (24).

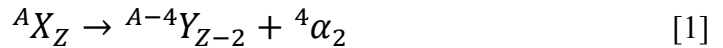
2.1.1 Alfa Bozunumu

Alfa (α) bozunumunda yayınlanan alfa parçacıkları, iki proton ve iki nötrondan oluşan Helyum (He) çekirdeğine özdeşir. Alfa bozunumu; Uranyum (U), Toryum (Th) ve Radyum (Ra) gibi ağır elementlerde meydana gelen bir radyoaktif süreçtir. Bu atomların çekirdekleri, nötronca çok zengin olduklarından alfa parçacıkları yayınlarlar (Şekil 2). Alfa bozunumu sürecinde atom, alfa parçacığında bulunan dört nükleonunu kaybettiğinden kütle numarası dört birim azalır. Atomun atom numarası, iki protonunu kaybetmesi nedeniyle iki birim azalır ve yeni bir element oluşur (25).



Şekil 2. Alfa bozunumu

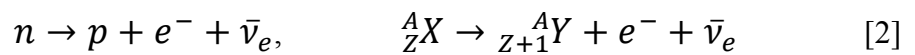
Kararsız ağır çekirdeklerin kendiliğinden alfa bozunumunu gösteren ifade aşağıda verilmiştir. Burada X ve Y, ana çekirdek ve ürün çekirdek olup; A atom sayısı ve Z atom ağırlığıdır.



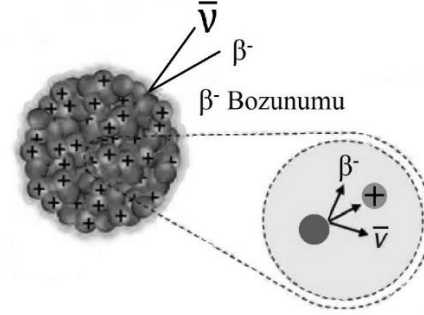
2.1.2 Beta Bozunumu

Beta (β) bozunumu; ana nüklidin A kütle numarası sabit kalırken, Z atom numarasının bir birim (± 1) değiştiği radyoaktif bozunma tipidir. Bu nedenle, β bozunumunda nükleon sayısı ve toplam yük korunur ve Y ürün nüklidi, X ana nüklidinin bir izobarıdır. Üç farklı β bozunumu bulunmaktadır (26):

1. β^- bozunumu ($Z \rightarrow Z + 1, A = \text{sabit}$):



Nötronca zengin bir radyoaktif çekirdek, bir nötronu protona dönüştürürken bir elektron (e^-) ve bir elektron tipi antinötrino ($\bar{\nu}_e$) yayınlar (Şekil 3).

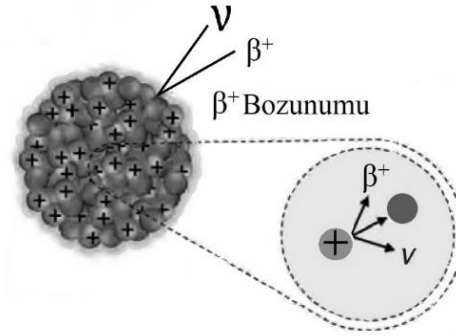


Şekil 3. β^- bozunumu (27).

2. β^+ bozunumu ($Z \rightarrow Z - 1$, $A = \text{sabit}$):

$$p \rightarrow n + e^+ + \nu_e, \quad {}^A_Z X \rightarrow {}^A_{Z-1} Y + e^+ + \nu_e \quad [3]$$

Protonca zengin bir radyoaktif çekirdek, bir protonu nötrona dönüştürürken bir pozitron (e^+) ve bir elektron tipi nötrino (ν_e) yayınlar (Şekil 4).



Şekil 4. β^+ bozunumu (27).

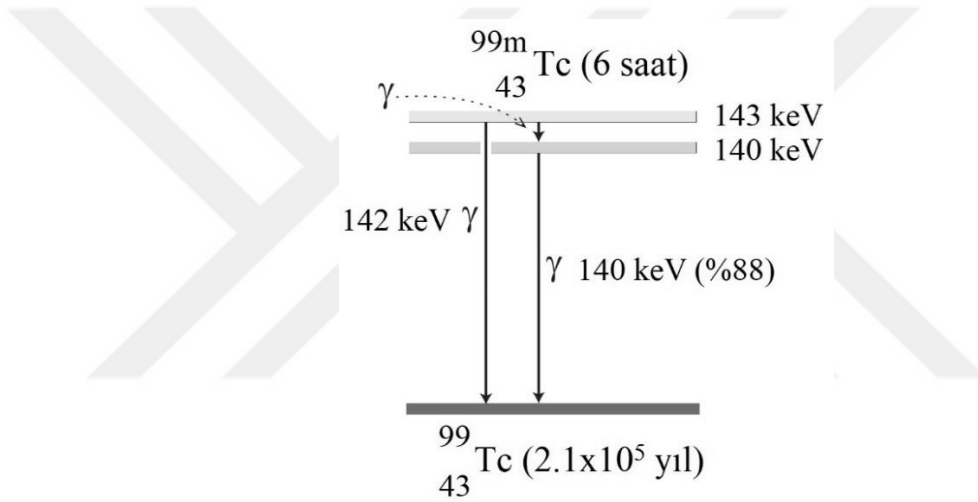
3. Elektron yakalama ($Z \rightarrow Z - 1$, $A = \text{sabit}$):

$$p + e^- = n + \nu_e, \quad {}^A_Z X + e^- = {}^A_{Z-1} Y + \nu_e \quad [4]$$

Protonca zengin bir radyoaktif çekirdek, iç yörüngelerdeki (genellikle K yörüngesi) bir elektronu yakalar ve bir protonu bir nötrona dönüştürürken bir nötrino yayınlanır.

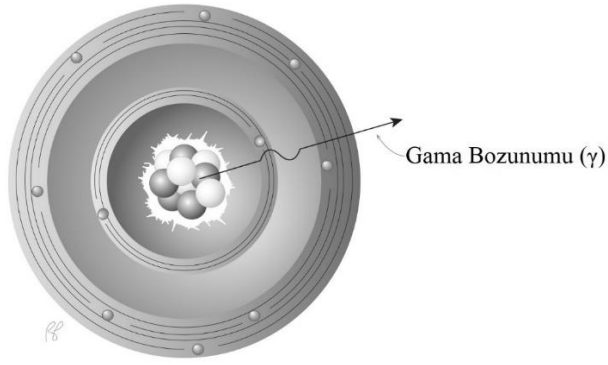
2.1.3 İzomerik Geçiş ve Gama Bozunumu

İzomerik geçiş: α , β bozunumu ve elektron yakalama olaylarını takiben; çekirdek nükleon bakımından daha kararlı ancak yüksek enerjili bir durumda kalır. Çekirdeğin enerjisi taban düzey enerjisinden daha büyük olduğunda, çekirdek uyarılmış bir düzeydedir. Çekirdeğin uyarılmış düzeyde kalma süresi yeterince uzun ise ($t_{1/2} > 10^{-12}$ s), bu nüklid bir izomerdir ve fazla enerji bir izomerik geçiş ile atılır. Çekirdeğin fazla enerjisi, gama bozunumu ve iç dönüşüm olaylarından biri ya da her ikisi ile de atılabilir (24). Şekil 5, ^{99m}Tc 'in bozunum şemasını göstermektedir. Tc-99m'deki "m" eki metastabil düzey anlamına gelmekte ve izomerik geçişten önce çekirdeğin yeterince uzun ömürlü ($>10^{-12}$ s) bir uyarılmış düzeyde bulunduğunu ifade etmektedir.



Şekil 5. Tc-99m için temel geçişleri gösteren bozunum şeması (24).

Gamma (γ) Bozunumu: Çekirdeğin bir üst enerji düzeyinden daha düşük bir enerji düzeyine geçmesi, bir tür izomerik geçiştir ve bu geçişi takiben γ -ışını denilen bir elektromanyetik radyasyon yayınlanır (Şekil 6). Yayınlanan γ -ışınının enerjisi, iki izomerik düzey arasındaki enerji farkına eşittir. Örneğin; 525 keV izomerik düzeyin 210 keV'lik bir izomerik düzeye bozunumu, 315 keV'lik bir γ -ışınının yayınlanmasıyla sonuçlanacaktır (28).



Şekil 6. İzomerik geçiş (24).

Gama bozunumu, aşağıdaki gibi ifade edilebilir. Burada; ${}^A_ZX^*$ uyarılmış düzeydeki çekirdeği, ${}^A_ZX$ temel düzeydeki çekirdeği ve Q_γ , γ -bozunumu enerjisini göstermektedir (26).



2.2 Fotonların Madde ile Etkileşimi

Fotonların madde ile etkileşiminde beş mekanizma vardır. Bu etkileşimler; fotoelektrik olay, Compton saçılması, çift oluşumu, koherent saçılma ve foto-nükleer reaksiyonlardır. Bunlardan ilk üçü en temel ve önemli etkileşimler olup, foton enerjisinin madde ya da dokulardaki elektronlara transfer edilmesi ile sonuçlanır. Daha sonra elektron enerjisi, çoklu Coulomb etkileşimleri ile maddeye aktarılır. Compton saçılması, fotoelektrik olay ve çift oluşumu etkileşimleri, hem foton enerjisine hem de soğurucu ortamın atom numarasına bağlıdır.

Bu etkileşimler, tanısal görüntülemelerde olduğu kadar tedaviye yönelik görüntülemelerde de çok önemli rol oynamaktadır. Görüntüleme fiziğinde etkileşimin doğası, görüntü kalitesi üzerinde büyük bir etkiye de sahiptir (29). Şöyle ki:

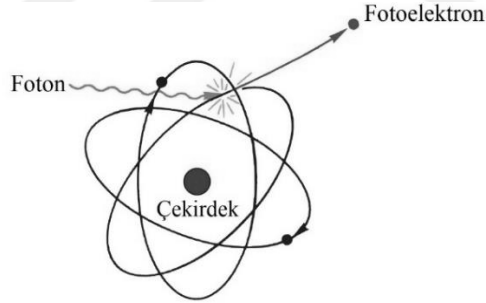
- *Etkileşim yok.* Gama ışını, doku içinden etkileşim yapmadan geçerek görüntüleme cihazına gelir.
- *Tam soğurulma.* Gama ışını enerjisi, doku tarafından tamamen soğurulduğunda görüntüleme cihazına gelemmez.
- *Saçılma ile kısmi soğurulma.* Saçılma ile gama ışını enerjisinin bir kısmı dokuya aktarılırken, saçılan foton azalan enerji ile farklı bir yörüngede ilerler.

Saçılan foton görüntü kalitesini bozmakla birlikte, teknisyen ve personeller için birincil radyasyona maruz kalma kaynağıdır.

Rayleigh saçılması; fotonun etkileşimde enerji kaybetmediği, sadece izlediği yolun küçük bir açıyla değiştiği elastik bir saçılmadır. Fotonükleer reaksiyonlar ise birkaç MeV'in üstündeki enerjilerde gerçekleşmektedir. Bu nedenle bu iki etkileşim tipi, tanısal görüntülemeye fazla dikkate alınmaz.

2.2.1 Fotoelektrik Olay

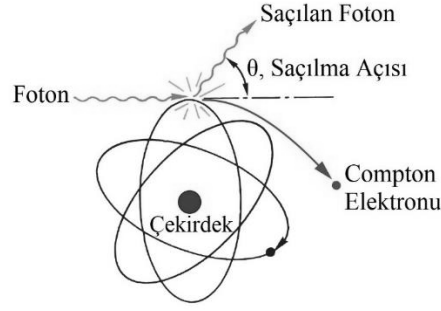
Fotoelektrik olayda, foton enerjisinin tamamını soğurucu atomun orbital elektronuna aktarır ve elektronu atomdan $E_\gamma - E_B$ kinetik enerjisi ile kopartır (Şekil 7). Burada, E_γ fotonun enerjisi ve E_B elektronun bağlanma enerjisine karşılık gelir. Atomdan kopan bu elektrona da 'fotoelektron' denir. Fotoelektron enerjisini, soğurucu atomda gerçekleşen iyonizasyon ve uyarılma olayları ile kaybeder. Fotoelektrik olay temel olarak düşük enerjilerde meydana gelir. Etkileşim olasılığı, artan foton enerjisi ile azalırken; soğurucu ortamın atom numarasının (Z) artması ile artar. Özetle, fotonun fotoelektrik olay ile etkileşim olasılığı, Z^3/E_γ^3 ile orantılıdır (28).



Şekil 7. Fotoelektrik olay (23).

2.2.2 Compton Saçılması

Compton saçılması; bir foton ile atomun dış yörüngesinde zayıf bağlı bir orbital elektronu arasında gerçekleşen bir çarpışma olayıdır (Şekil 8). Compton saçılmasında, foton enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden çok büyük olduğundan, foton ve 'serbest' elektron arasındaki bu etkileşim bir çarpışma olayı olarak dikkate alınır.

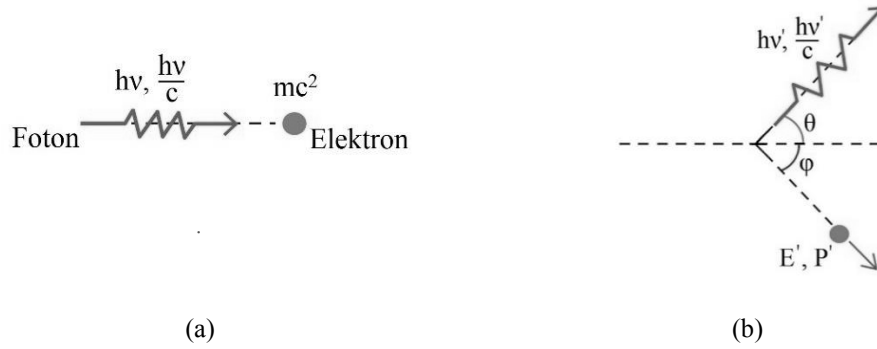


Şekil 8. Compton saçılması (23).

Şekil 9.a 'da gösterildiği gibi, enerjisi $h\nu$ ve momentumu $h\nu/c$ (dalga boyu, λ) olan bir foton, durgun-serbest bir elektrona çarpar. Çarpışmadan sonra, $h\nu'$ enerjili ve $h\nu'/c$ momentumlu foton θ açısı ile saçılırken; E' enerjili ve P' momentumlu elektron bir ϕ açısı ile saçılarak yoluna devam eder (Şekil 9.b). Bu durumda, çarpışma öncesi ve sonrası için toplam enerjinin korunumu ilkesine göre (30):

$$h\nu + mc^2 = h\nu' + E' \quad [6]$$

yazılır.



Şekil 9. (a) Çarpışma öncesi ve (b) sonrası Compton saçılması. Çarpışma sonrasında foton, $h\nu'$ enerjili ve $h\nu'/c$ momentumu ile θ açısında saçılırken; elektron, E' toplam enerjili ve P' momentumu ile ϕ açısında saçılır (30).

Momentumun korunumu ilkesini yatay ve dikey bileşenlerine ayırırsak, aşağıdaki iki eşitlik elde edilir:

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos \theta + P' \cos \phi \quad [7]$$

ve

$$\frac{hv'}{c} \sin \theta = P' \sin \varphi. \quad [8]$$

Buna göre, (7) ve (8) eşitlikleri kullanılarak, saçılan fotonun enerjisi,

$$hv' = \frac{hv}{1+(hv/mc^2)(1-\cos \theta)} \quad [9]$$

olarak bulunur. Bu eşitlikte, saçılan foton enerjisinin θ saçılma açısına bağlı olduğu görülmektedir (30). Benzer şekilde, çarpışma önce ve sonrası için enerjinin korunumu ilkesi uyarınca; hv gelen foton enerjisi ve hv' saçılan foton enerjisi olmak üzere, Compton elektronuna aktarılan kinetik enerji:

$$T = hv - hv' \quad [10]$$

olacaktır.

Eşitlik [9, 10] kullanılarak, Compton elektronuna aktarılan kinetik enerji için:

$$T = hv \frac{1-\cos \theta}{mc^2/hv+1-\cos \theta} \quad [11]$$

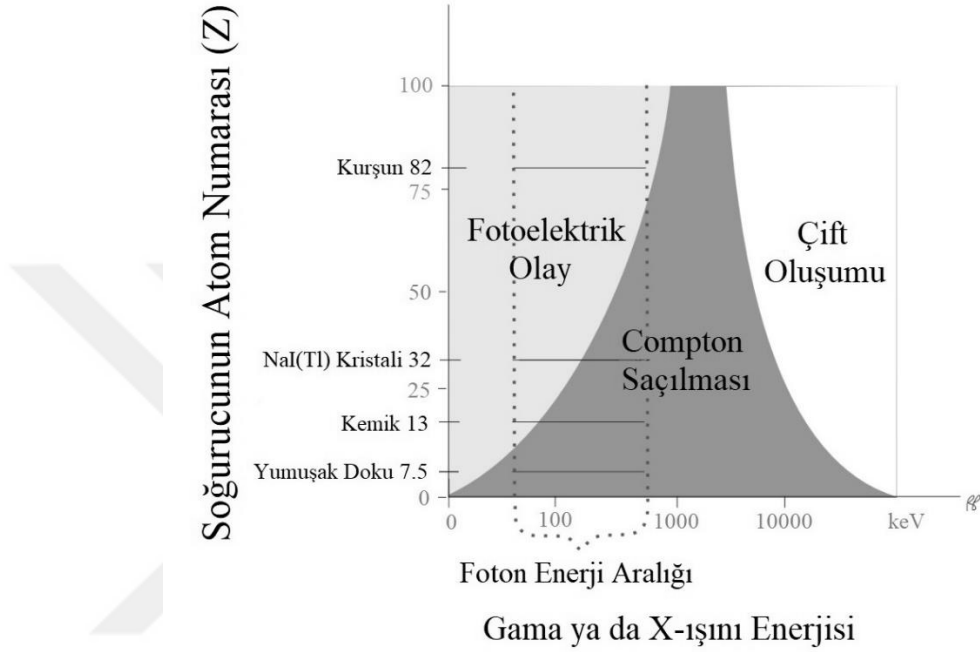
ifadesi bulunur. Buna göre, $\theta = 180^\circ$ 'de, Compton elektronunun maksimum kinetik enerjisi T_{maks} :

$$T_{maks} = \frac{2hv}{2+mc^2/hv} \quad [12]$$

olur ki, foton enerjisi mc^2 'ye kıyasla çok büyük olduğundan $T_{maks} \approx hv$ yazılabilir.

Eşitlik [11]' den görüleceği üzere, Compton saçılmasında Compton elektronuna aktarılan enerji miktarı da saçılma açısına bağlı olmaktadır. Bu durumda Compton elektronu, $\theta \approx 0^\circ$ için yaklaşık $T=0$ ve $\theta=180^\circ$ (geri saçılma olayı) için T_{maks} olmak üzere, bu aralıkta her değeri alabilmektedir. Böylece $\theta=180^\circ$ lik geri saçılma olaylarında, saçılan fotonun enerjisi (hv'_{min}) minimum olmaktadır (23). Compton saçılmasında fotonun elektrona aktardığı enerji, soğurucu ortamın yoğunluğu, atom numarası gibi faktörlere bağlı değildir. Bu sebepten, Compton saçılması tam anlamıyla, bir foton-elektron etkileşimidir.

Enerjileri 50 ile 550 keV arasında olan gama ışınlarının kullanıldığı nükleer tıp uygulamalarında, insan dokusu ($Z = 7.5$) gibi düşük atom numaralı ortamlarda Compton saçılması baskın etkileşim türüdür (Şekil 10). Bu nedenle Compton saçılması, medikal fiziğin tedavi ve tanısal görüntüleme uygulamalarında en önemli etkileşim tipidir.



Şekil 10. Foton enerjileri ve soğurucunun atom numaralarına karşılık, baskın etkileşim mekanizmaları (24).

2.2.3 Çift Oluşumu

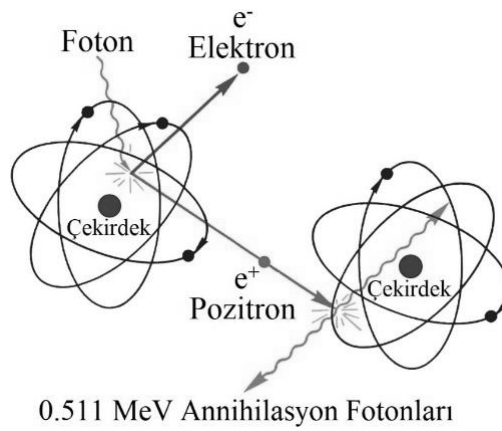
Enerjisi en az iki elektronun durgun enerjisine eşit veya büyük olan ($h\nu \geq 2mc^2$) bir foton, atom çekirdeğinin alanı içinde bir elektron-pozitron çiftine dönüşebilir. Bir çekirdeğin alanı içinde çift oluşumu olayı gerçekleştiğinde, ağır çekirdeğin enerjisi ihmal edilebilir düzeydedir. Bu nedenle foton enerjisi ($h\nu$), elektron ve pozitronun $2mc^2$ 'lik durgun kütle enerjileri ile elektron ve pozitronun kinetik enerjileri (sırasıyla T_- ve T_+) toplamına eşit olmaktadır (Eşitlik 13).

$$h\nu = 2mc^2 + T_+ + T_- \quad [13]$$

Elektron ve pozitron arasındaki kinetik enerji dağılımları sürekli, yani her ikisinin de kinetik enerjileri 0 ile $(h\nu - 2mc^2)$ 'lik maksimum arasında her değeri

alabilir. Ayrıca enerji spektrumu, iki parçacık için neredeyse aynıdır ve çekirdeğin atom numarasına bağlıdır. Bir fotonun çift oluşumu ile etkileşim olasılığı, foton enerjisi ve ortamın atom numarasının karesi (Z^2) ile orantılı olarak artar (30).

Bir elektron ve pozitron birleşerek foton oluşturduğunda, çift oluşumunun tersi bir süreç de meydana gelebilir. Bu olaya anihilasyon (yok olma) olayı denir (Şekil 11). Bir pozitron hareket halindeyken de yok olabilir. Ancak yüksek olasılıkla, bir pozitron önce yavaşlar, bir elektronu çeker ve pozitronyum oluşturur. Hidrojen atomuna benzer olarak pozitronyum, karşılıklı kütle merkezleri etrafında dönen bir elektron-pozitron çiftinden oluşan bağlı bir sistemdir. Pozitronyumun ömrü çok kısadır ve yaklaşık $\sim 10^{-10}$ s içinde elektron-pozitron çifti yok olur. Bozunumdan önce pozitronyumun toplam momentumu sıfır olduğundan, momentumun korunumu ilkesine göre en az iki foton oluşmalıdır. Bu bakımdan en muhtemel olay, birbirinden zıt yönlerde ilerleyen 0.511 MeV enerjili iki fotonun oluşmasıdır. Bir pozitron kaynağının etrafında 0.511 MeV enerjili anihilasyon fotonlarının bulunması, daimi bir potansiyel radyasyon hasarı sebebidir (30).

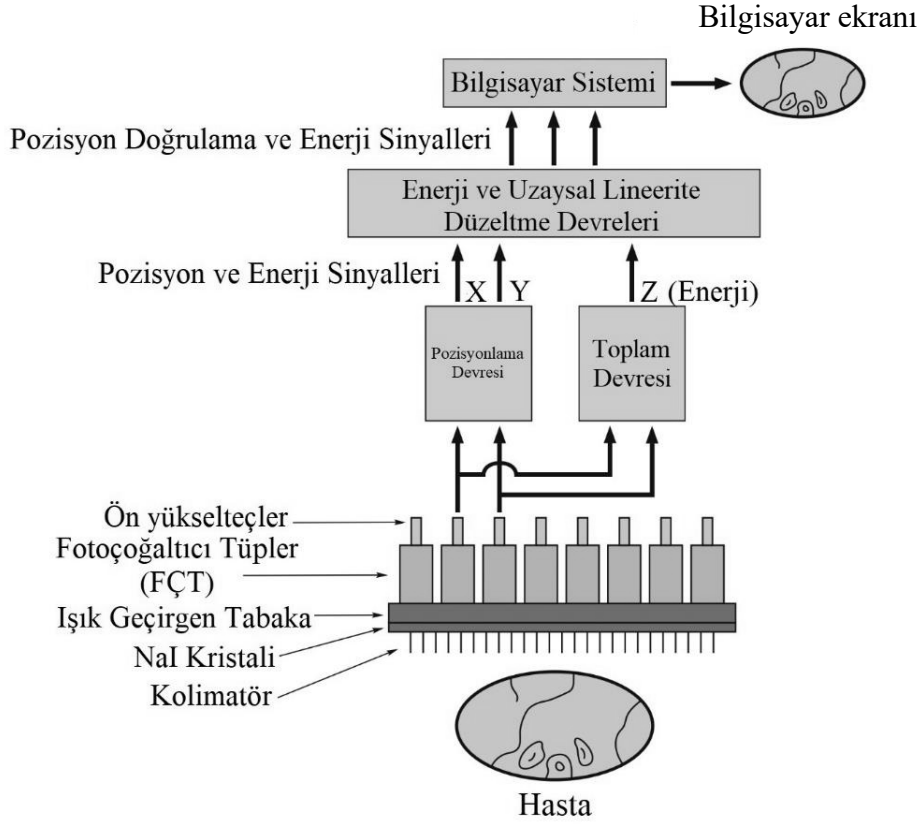


Şekil 11. Çift oluşumu (23).

2.3. Gama Kamera Sistemi

Gama kamera, çeşitli donanımsal bileşenleri olan bir radyasyon dedeksiyon sistemidir ve her bir bileşeni, foton dedeksiyon sürecinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu bölümde, görüntüleme sisteminin temel bileşenlerinin görüntü oluşumuna katkıları anlatılmıştır. Bu bileşenler sırasıyla; kolimatör, kristal, fotoçoğaltıcı tüp (FÇT), ön yükselteç, ana yükselteç, puls yükseklik analizörü, pozisyonlama devresi, veri

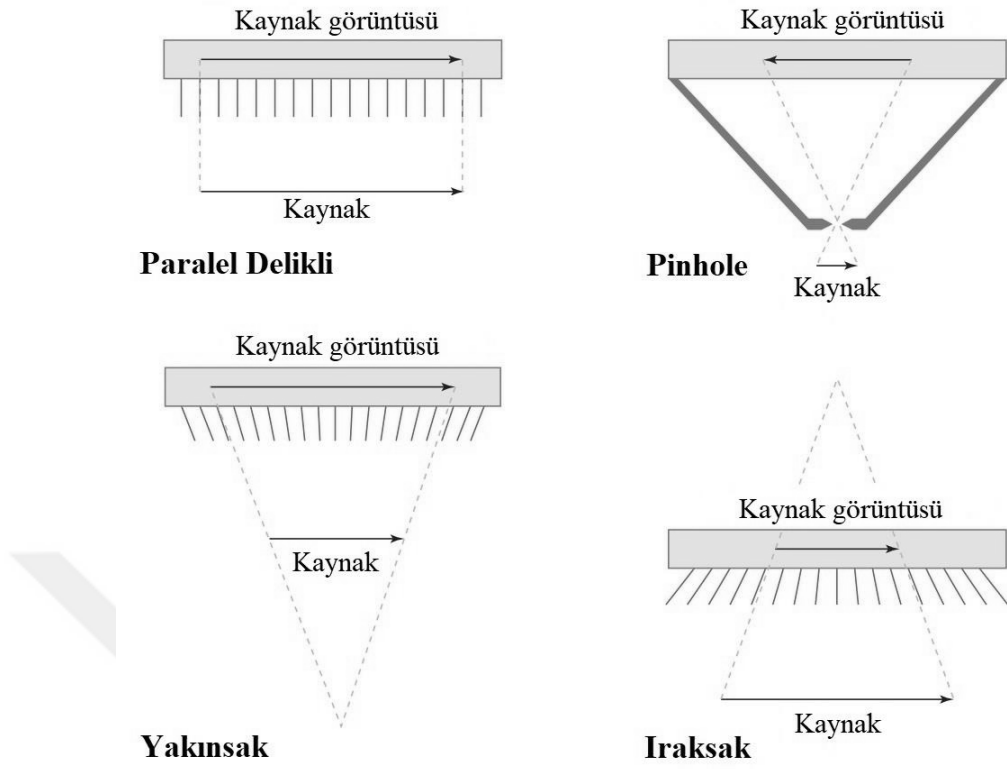
düzeltilme ve görüntü analizi için bilgisayar sistemi ve en son görüntü ekranı için bir monitördür (Şekil 12) (31).



Şekil 12. Gama kameranın temel bileşenleri (32).

2.3.1 Kolimatörler

Kolimatör, kameraya belirli yönlerden gelen X-ışını ya da gama ışını fotonlarının kristale ulaşmasına izin verirken; diğer fotonların çoğunu absorbe eder. Böylece kristale ulaşan fotonlar ile projeksiyon görüntüsü oluşturulur. Genellikle kurşun gibi yüksek atom numarası ve yüksek yoğunluğa sahip malzemeden yapılan kolimatörlerden en yaygın kullanılanı, binlerce paralel delik içeren paralel delikli kolimatörlerdir (Şekil 13).



Şekil 13. Kolimatör çeşitleri (27).

Kolimatör delikleri; dairesel, kare, üçgen veya altıgen şeklinde olmakla birlikte, altıgen delikli olanlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte; delikler arasındaki bölümler yani septaların, üzerine düşen fotonların çoğunu soğurması için yeterince kalın olması gerekir. Bu sebepten, yüksek enerjili fotonlar yayan radyonüklidler için kullanılan kolimatörler, daha kalın septalı olacak şekilde tasarlanmalıdır.

Kolimatörlerin, uzaysal rezulasyonu ve hassasiyeti arasında zıt bir ilişki vardır. Şöyle ki; bir kolimatörün uzaysal rezulasyonunun artırılması için yapılan herhangi bir değişiklik, kolimatör hassasiyetinde azalmaya sebep olacaktır.

- *Paralel Delikli Kolimatör*

Sintilasyon kameralarında sıklıkla kullanılan paralel delikli kolimatörler; düşük enerjili-genel amaçlı (LEGP), düşük enerjili-yüksek rezulasyonlu (LEHR), orta enerjili-genel amaçlı (MEGP) (Ga-67, In-111) ve yüksek enerjili-genel amaçlı (HEGP) (I-131) gibi farklı çeşitlere sahiptir. Paralel delikli kolimatör kullanılarak alınan görüntünün boyu, kaynak-kolimatör arası uzaklıktan etkilenmez (Şekil 13).

Bununla birlikte kolimatörün uzaysal rezulasyonu, kaynak-kolimatör mesafesi arttıkça bozulur. Paralel delikli kolimatör için görüş alanı (FOV), kolimatörden uzaklaştıkça değişmez.

- *Pinhole Kolimatör*

Pinhole kolimatör (Şekil 13), tiroid bezi, kalça eklemi gibi küçük organların büyütülerek görüntülenmesinde yaygın olarak kullanılır. Kurşun bir koninin ucuna, genellikle 3-5 mm çapında kurşun ya da tungsten bir parça monte edilmiştir.

- *Yakınsak Kolimatör*

Şekil 13'te paralel delikli kolimatörlerden biri olan yakınsak kolimatör gösterilmiştir. Bu şekle göre; yakınsak kolimatörde, kamera önünde tek bir odak noktasına yönelik birçok delik bulunur. Bu kolimatörde organın görüntüsü, büyütme uygulanarak oluşturulur. Böylece kaynak kolimatörden uzaklaştıkça, kaynak görüntüsü üzerindeki büyütme de artacaktır. Yakınsak kolimatörde, kaynak-kolimatör mesafesi azaldıkça FOV da azalır.

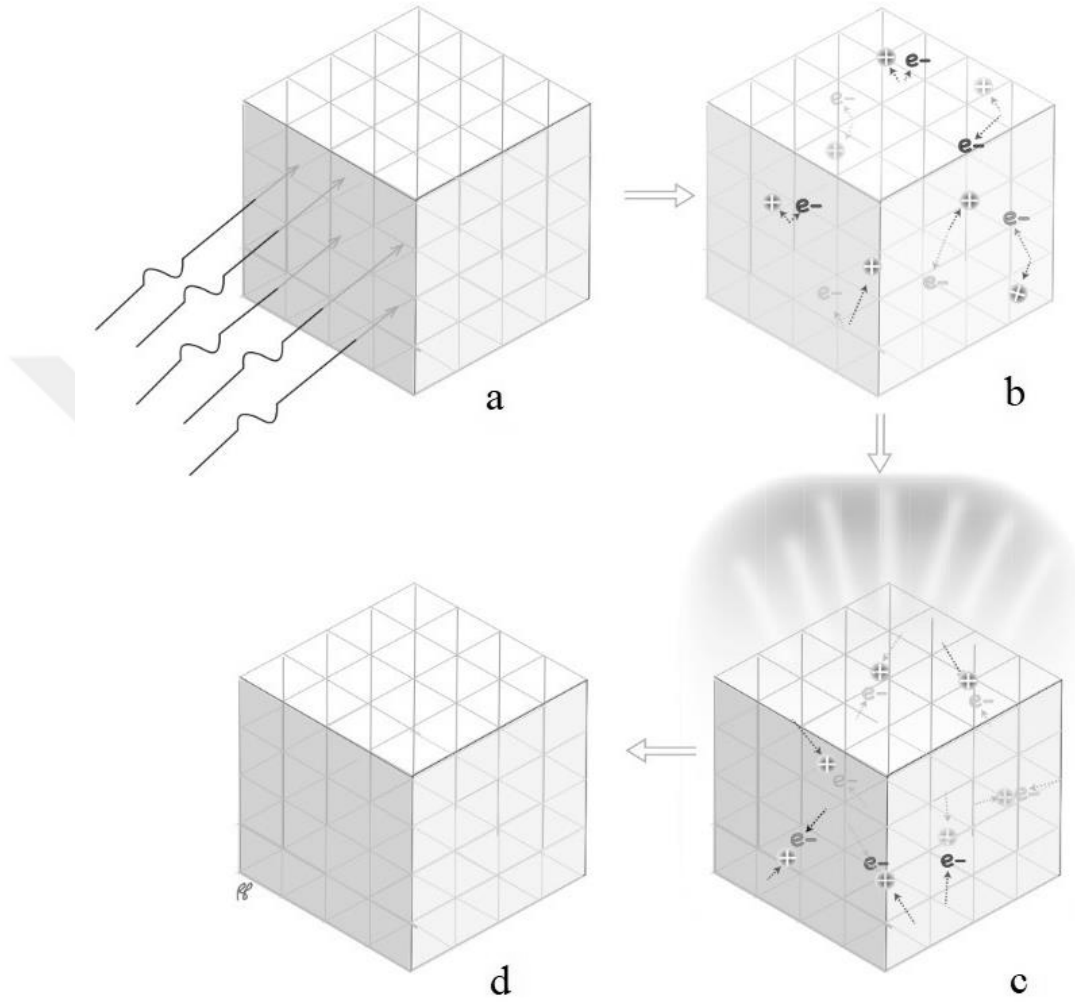
- *İraksak Kolimatör*

Kamera arkasında tek bir odak noktasına doğru yönelen, birçok deliğin bulunduğu bir ıraksak kolimatör örneği, Şekil 13'te gösterilmiştir. Bu kolimatörde kaynak-kolimatör mesafesi arttıkça, görüntünün boyu azalmaktadır.

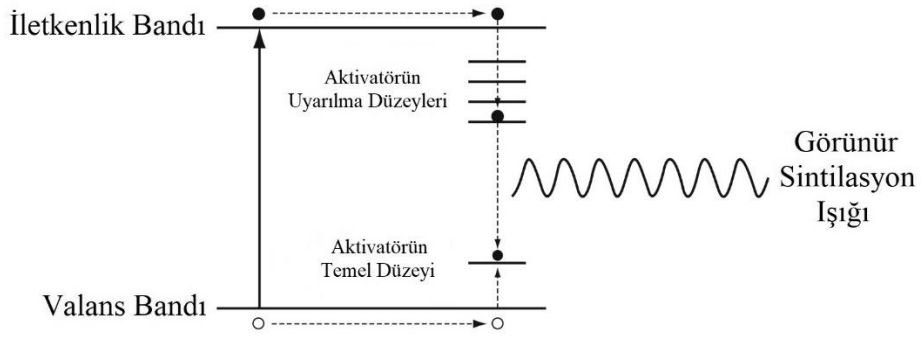
2.3.2 Kristal

Gama kameranın temel bileşeni, her bir foton etkileşimini dedekte eden büyük ve ince sintilasyon kristalidir (33). Gama kameralarda kullanılan en yaygın dedektör malzemesi, Talyum (Tl) ile katkılanmış sodyum iyodür [NaI(Tl)] kristalidir. Fotoelektrik olay ya da Compton saçılması etkileşimleri sonucunda oluşan elektronların, kristal içinde kısa mesafeler kat etmeleri nedeniyle, kristalin atom ve moleküllerinde daha fazla iyonizasyon ve uyarılma etkileşimleri meydana gelir. Uyarılmış düzeylerde bulunan elektronlar, temel seviyelerine döndüklerinde, dalgaboyu görünür bölgede olan ışık fotonları (sintilasyon ışığı) yayınlanır (Şekil 14). Bu olaya sintilasyon olayı denir. Fotonların dalgaboyunu görünür bölgedeki

sintilasyon ışığının dalgaboyuna dönüştürmek amacıyla, sintilasyon kristallerine aktivatör atomları katkılanır (Şekil 15). Oluşan sintilasyon ışığı, bir fotoçoğaltıcı tüp ile algılanabilir bir elektronik sinyale dönüştürülür (31).



Şekil 14. Sintilasyon olayı. (a) Fotonlar kristale çarpar; (b) elektron ve pozitif yüklü boşluklar oluşur ve sonra birleşir (rekombinasyon); (c) ışık fotonları yayınlanır, (d) kristal kararlı hale döner (24).

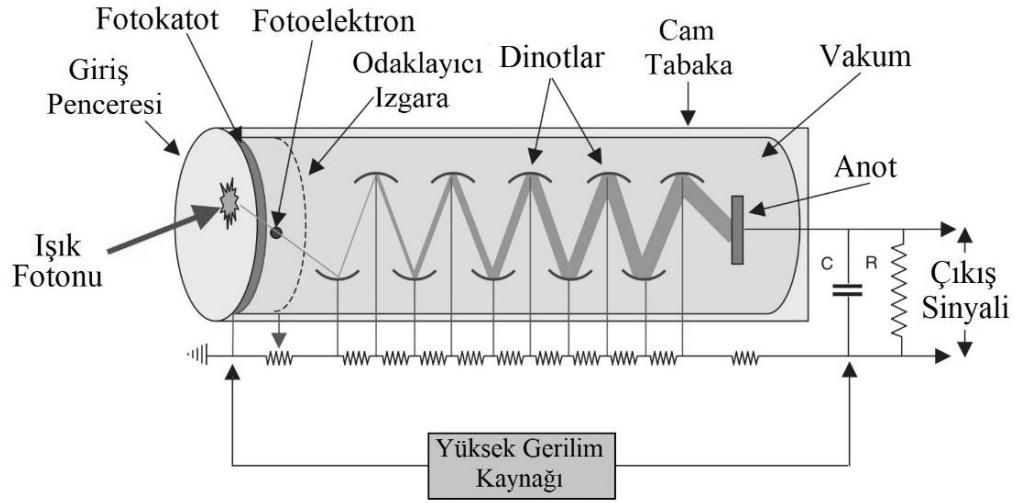


Şekil 15. Aktivatör içeren bir inorganik sintilasyon kristalinin enerji bantları (34).

İyi bir sintilatör malzemesi, belirli özelliklere sahip olmalıdır. Örneğin sintilatör malzemesi, yüklü bir parçacık ya da foton tarafından depo edilen enerjiyi etkili bir şekilde dedekte edilebilir sintilasyon ışığına dönüştürmelidir. Sintilatör verimi, depo edilen enerjinin görünür ışığa dönüşen oranı olarak tanımlanır. Sintilasyon kristalleri arasında, sodyum iyodür kristali % 13 ile en yüksek verime sahiptir. Ayrıca iyi bir sintilatörün, enerji cevabı lineer olmalıdır. Şöyle ki; ışık çıkışı ve depo edilen enerji arasındaki orantı sabiti, parçacık veya foton enerjisinden bağımsız olmalıdır. Bunun yanı sıra; pulsların hızla üretilip yüksek sayım hızlarına ulaşılması için lüminesans hızla gerçekleşmelidir. Ayrıca iyi bir sintilatör, kendi ışığına karşı transparan olmalıdır. Son olarak, kristalin fotoçoğaltıcı tüple tam eşleşmesi için optik kalitesinin de iyi olması gerekir. Tüm bu özelliklerin tek bir sintilatörde sağlanması zor olmakla birlikte, belirli bir uygulama için sintilasyon dedektör seçimi yapılırken bu özellikler arasında bir denge gözetilir (30).

2.3.3 Fotoçoğaltıcı Tüpler

Radyasyon dedeksiyonu için kullanılan sintilatörler, ışık kaçışını mümkün olduğunca engellemek için yansıtıcı yüzeyler ile çevrenir. Işık, bir elektrik sinyali üretmek için fotoçoğaltıcı tüp (FÇT) içinde çoğaltılır. FÇT’te ışık fotonlarının bir kısmı, ışığa duyarlı bir katot ile fotoelektronlara dönüştürülür, sonra fotoelektronlar dinot denilen diğer elektrodlar arasına uygulanan elektrik alan yoluyla hızlandırılır (Şekil 16). Dinota çarpan her bir elektron ile ikincil elektronlar oluşturulur. Bu ikincil elektronlar, bir dizi dinot (örneğin, 10 adet) arasında hızlandırılır ve böylece 10^7 - 10^{10} aralığında elektron çoğalması sağlanır. FÇT çıkışında alınan sinyal büyüklüğü, sintilatördeki ışık çıkışı ve sintilatörde soğurulan foton enerjisi ile orantılıdır (30).



Şekil 16. Fotoçoğaltıcı tüp yapısı (23).

2.3.4 Ön Yükselteç ve Ana Yükselteçler

FÇT'ten gelen puls boyu sistemde algılanamayacak kadar küçük olduğundan, puls yükseklik analizörüne iletilmeden önce yükseltilmelidir. Bu sebepten, puls ilk olarak FÇT'e bağlı bir ön yükselteç ile yükseltilir. Ön yükselteç, voltaj pulsunun şeklini düzeltir. Ayrıca, dedektör ve diğer sistem elemanları arasındaki empedans uyumunu sağlar. Böylece puls, sistemde algılanabilir ve işlenir.

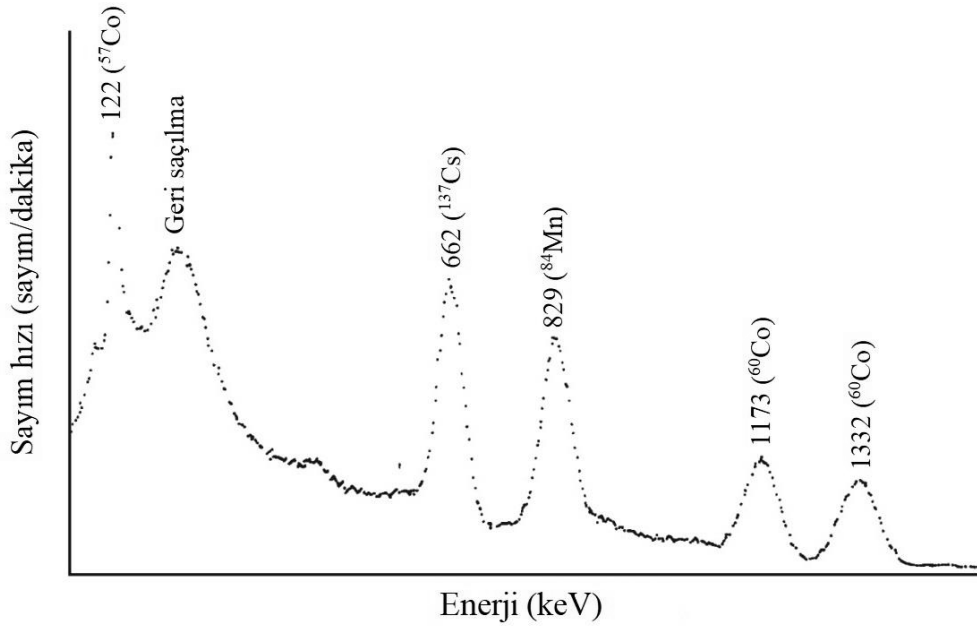
Ana yükselteç, ön yükselteçten gelen çıkış pulsunu daha da yükseltir ve şeklini düzeltir. Yükseltile pulsu, daha sonra voltaj analizi için puls yükseklik analizörüne gönderilir (Şekil 18). Puls yükseltile miktarını, yükselteç kazancı belirler. Yükselteç kazancı, çıkış puls genliğinin gelen puls genliğine oranıdır ki, bu miktar yükselteç üzerinde bulunan kazanç kontrol düğmesi ile 1-1000 arasında olacak şekilde ayarlanabilir. Yükseltecin çıkış puls yüksekliği genellikle 0-10 V seviyesindedir (35).

2.3.5 Puls Yükseklik Analizörü

Gama ışınları; bir kaynaktan, tek bir radyonüklid veya birçok radyonüklidden ya da kaynak içinde fotonların saçılmasından ötürü, farklı farklı enerjilerde yayımlanabilir. Böylece, farklı gama enerjilerine bağlı olarak yükselteçten gelen puls yükseklikleri farklı olacaktır. Puls yükseklik analizörü (PYA), önceden seçilen voltaj yükseklik aralıklarına ya da "kanallara" düşen pulsarı seçip, diğerlerini reddeden bir cihazdır. Bu pulsaların seçimi, PYA'de ya alt ve üst seviye denilen kontrol düğmeleri

ya da bir taban ve pencere aralığı kullanılarak yapılır. Bu düğme ayarlarının uygun seçimi; kayıt, sayım, vs. gibi sonraki aşamalar için kabul edilecek olan gama enerjilerinin aralığını belirler. Sintilasyon kameralarında bu iki düğme yerine, bir pik voltaj ayarı ve bir yüzde pencere ayarı bulunmaktadır. Pik voltajı, ilgilenilen γ -ışını enerjisine ayarlanırken; yüzde pencere ayarı, açılan pencere genişliğini yüzde olarak gösterir ve ilgilenilen γ -ışını enerjisine karşılık gelen pik voltajının her iki tarafına simetrik olarak ayarlanır (35).

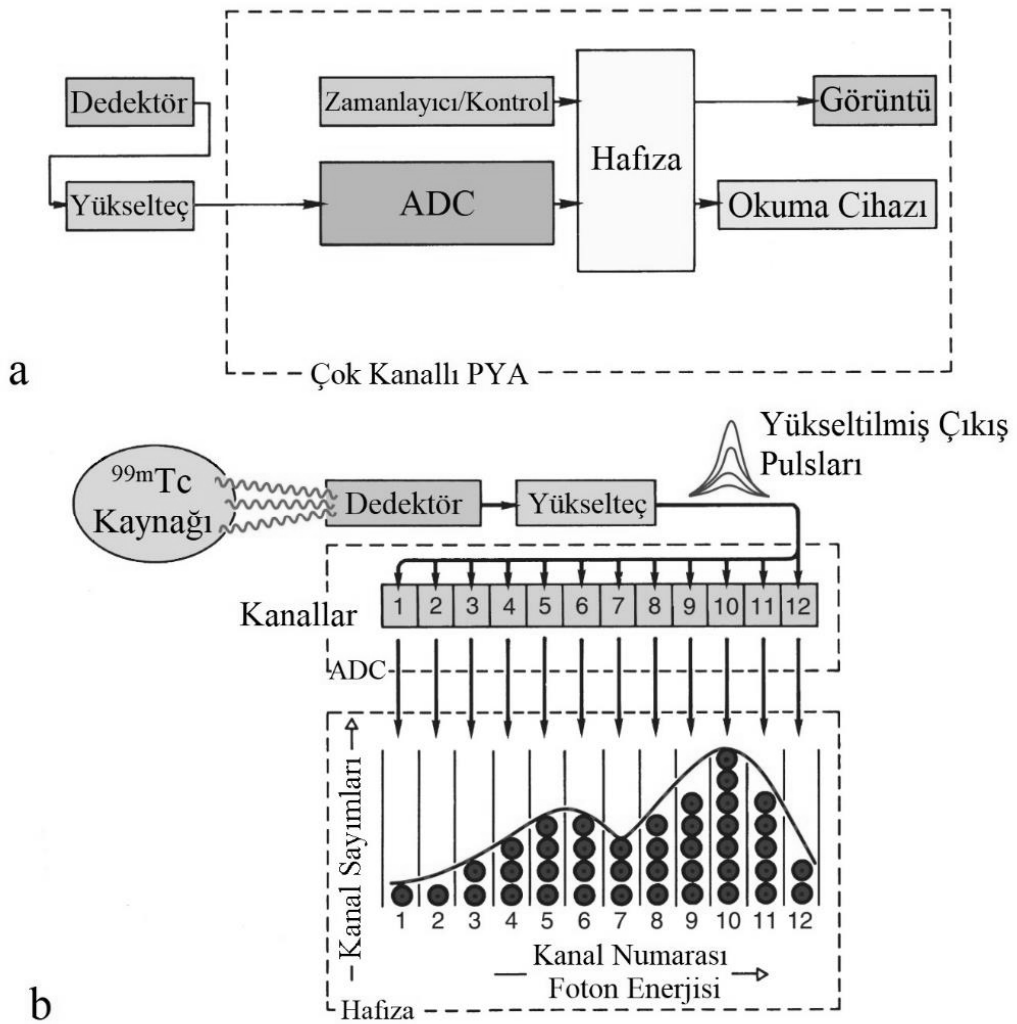
Puls yükseklik analizörü, tek bir puls aralığı seçerse tek kanallı analizör (SCA) olarak adlandırılır. Çok kanallı analizör (MCA) ise, farklı enerjideki pulsarı aynı anda farklı kanallara ayırabilen bir cihazdır. Böylece bir MCA kullanılarak, bir veya birçok kaynaktan yayınlanan farklı enerjilerdeki γ ışınlarının puls yükseklik bilgileri eş zamanlı olarak bir spektrum şeklinde gözlenebilir (Şekil 17) (35).



Şekil 17. NaI(Tl) dedektörü-MCA sisteminden alınan çoklu gama enerji spektrumu (35).

Nükleer tıpta gama kameradan analog formda alınan sinyaller, bilgisayar ile sayısallaştırılarak saklanır. Analog sinyallerin sayısal değerlere dönüştürülmesi, analog-dijital dönüştürücü (ADC) denilen cihazlar tarafından yapılır ve bu işlem sayısallaştırma olarak adlandırılır (28). MCA'nın ana bileşeni ADC'lerdir. Bu cihazlar, gelen pulsarı yüksekliklerine göre ölçerek ayırır. ADC, genellikle 0-10 V aralığında olan puls yüksekliğini belirli sayıda aralık ya da kanallara böler ki, bu aralık küçük

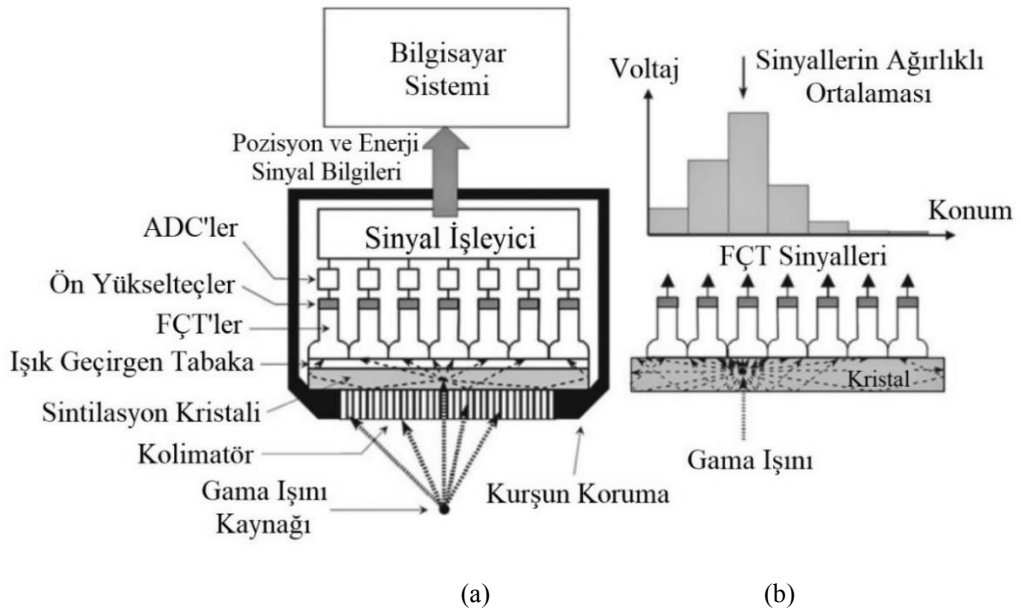
analizörlerde 100, büyük sistemlerde 65,536'a kadar değişebilir. Örneğin 1000 kanallı bir analizörde ADC, 0-10 V aralığındaki puls yüksekliğini 1000 kanala bölecektir. Bu durumda her bir kanal $10 \text{ V}/1000 = 0.01 \text{ V}$ genişliğinde olacak; 1. kanal 0-0.01 V, 2. kanal 0.01-0.02 V, vb ne karşılık gelecektir. ADC, sonsuz sayıda değerler alabilen bir analog sinyali (Volt biriminde puls yüksekliği), sınırlı sayıda bir tamsayı değerine (kanal numarası) dönüştürür (Şekil 18). ADC'ler sayım sistemlerinde kullanılmalarının yanı sıra; nükleer tıp görüntüleme dedektörleri ve bilgisayar sistemleri arasında bir arayüz olarak da kullanılmaktadır (23).



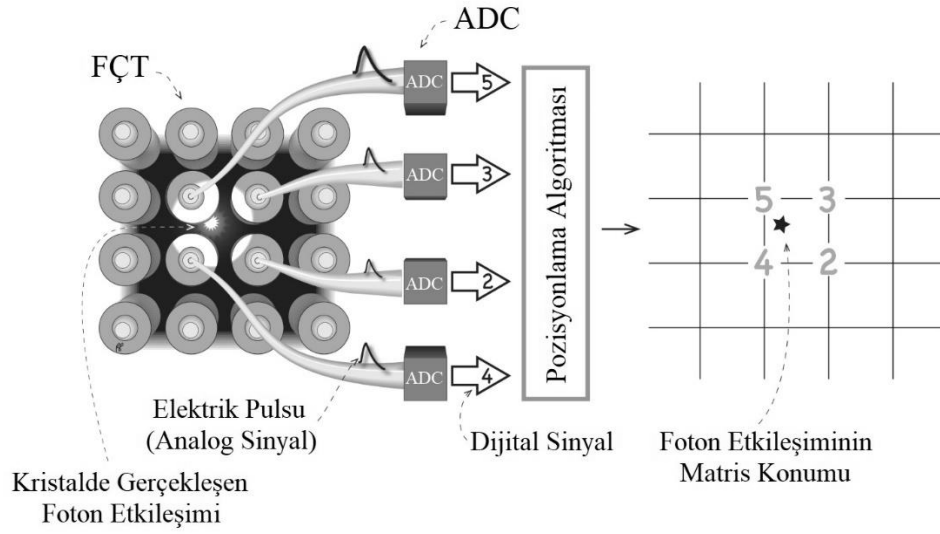
Şekil 18. MCA çalışma prensibi (a) MCA temel bileşenleri (b) ^{99m}Tc kaynağından dedekte edilen fotonların puls boylarına göre ayrılması (23).

2.3.6 Pozisyonlama Devresi

Modern bir gama kamerada her bir ön yükselteçten gelen sinyal, analog-dijital dönüştürücü ile sayısallaştırılır ve dijital sinyal işleyicisine aktarılır (Şekil 19). Sintilasyon olayının konumunu belirlemek amacıyla, ADC'de her bir FÇT'ten gelen sinyal boyları karşılaştırılır. Sintilasyon olayının gerçekleştiği yere yakın olan tüpler, daha fazla ışık algılar ve böylece daha büyük bir sinyal üretilir. Tıpkı bir cismin ağırlık merkezi gibi, sinyalin ağırlıklı ortalaması alınarak sintilasyon olayının merkezi konumu tahmin edilir (Şekil 20). Konum tahmini, lineerite düzeltilmesi ile geliştirilebilir. Şöyle ki; lineerite düzeltilmesi sırasında kristal boyunca ışık toplama verimindeki değişimler dikkate alınır. Bu şekilde konum, yaklaşık 3 ya da 4 mm aralığında belirlenebilir ve bu aralık aynı zamanda, kameranın intrinsik uzaysal rezulasyonu olarak da bilinmektedir. Tüm FÇT'lerden gelen sinyallerin toplamı, yayınlanan toplam ışık şiddeti ve kristalde depo edilen foton enerjisi ile orantılıdır. Sinyal işleyici, ışık toplama verimindeki değişimleri hesaba katmak için ayrıca bir enerji düzeltmesi de yapar ve sonuçta enerji yaklaşık % 10'luk bir çözünürlük ile belirlenebilir. Eğer gama ışını enerjisinin tamamını fotoelektrik absorpsiyon ile kaybederse, kristalde depo edilen enerji ile orijinal foton enerjisi eşit olacaktır. Bu durumda enerji sinyali, farklı radyonüklidlerin ayırt edilmesinde kullanılabilir (36).



Şekil 19. Gama kamera çalışma prensibi. (a) Gama kameranın temel bileşenleri. (b) Tüm FÇT sinyallerinin ağırlıklı ortalaması ile hesaplanan merkezi konum, yani sintilasyon etkileşiminin konum tayini (36).

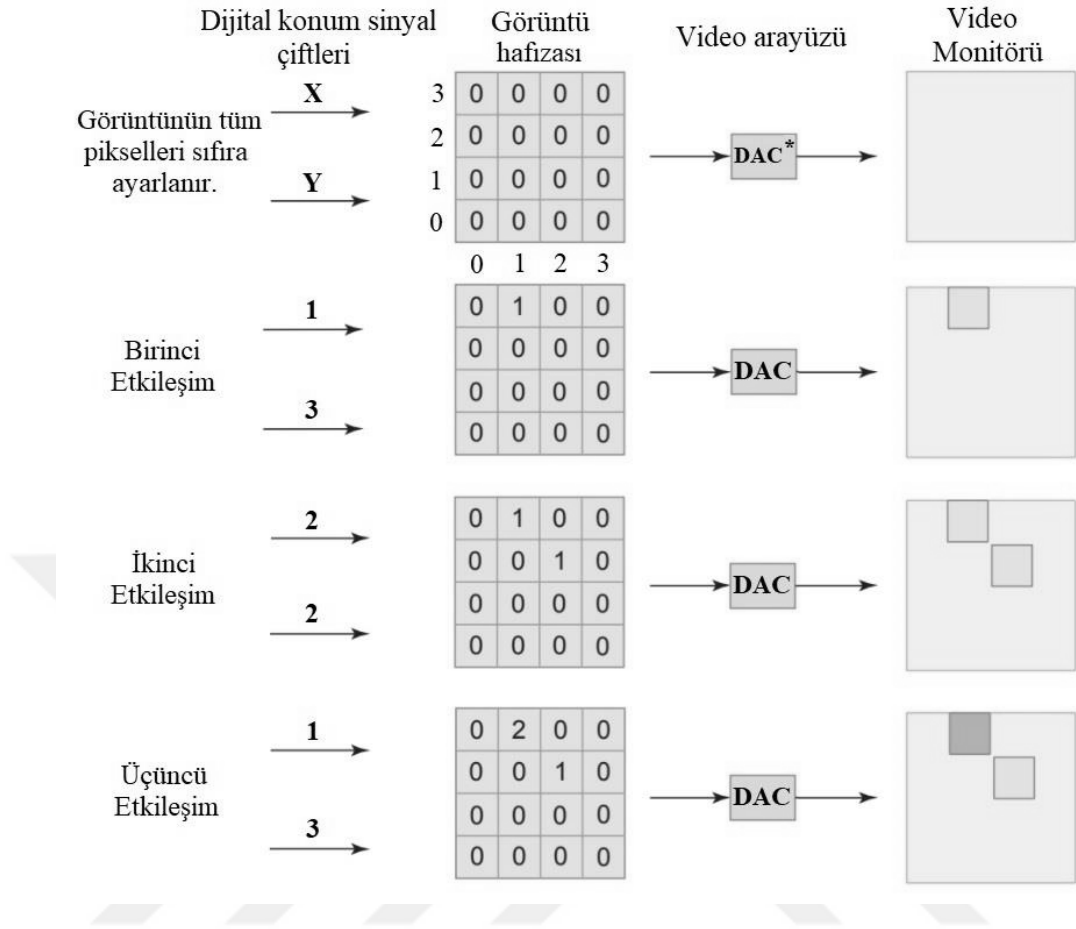


Şekil 20. Pozisyonlama algoritması görüntü rezulasyonunu iyileştirir. Kristalde foton etkileşiminin konumu hangi FET'e daha yakınsa, o FET'te analog sinyal çıkışı (akım pulsu) daha büyük olur. Bu sinyal, ADC'ler ile sayısal bir değere dönüştürülür ve bu sayısal değer, görüntüde foton etkileşiminin olduğu yere karşılık gelen matris konumunun hesaplanmasında kullanılır (24)

2.3.7 Görüntü Kayıt Birimleri

Sayısal görüntü, bir sayı dizisinden oluşur ve bu görüntünün, tek bir sinyal ile temsil edilen birimine 'piksel' denir. Nükleer tıpta her bir piksel, hasta içinde belirli bir bölgedeki aktiviteden dedekte edilen sayım sayısına karşılık gelir. Bununla birlikte sintilasyon kameralarının düşük uzaysal rezulasyonunu yansıtan temel görüntü formatları, 64x64 ve 128x128 pikseldir. Tüm vücut görüntüleri ise 256 pikselden 1024 piksele kadar olan daha büyük formatlarda saklanır.

Nükleer tıpta alınan görüntü dataları, hem frame hem de liste modunda alınabilir. Şekil 21'de, frame modunda bir görüntüleme şematize edilmiştir. Buna göre; bilgisayar hafızasında bir bölüm, daha görüntüleme başlamadan önce görüntü için ayrılır. Burada görüntüye ait tüm pikseller, öncelikle sıfır olarak ayarlanır. Görüntüleme başladıktan sonra, X- ve Y- pozisyon çiftinin sinyal bilgileri kameradan alınmaya başlanır ve her bir çift, tek bir X-ışını ya da γ -ışınının dedeksiyonuna karşılık gelir. Böylece her X- ve Y- pozisyon çiftinin sayısı, görüntüdeki tek bir pikseli ifade eder. Konum sinyal çiftleri, görüntü kayıt birimine ulaştıkça her bir pikselde sayımlar üst üste eklenir ve görüntü oluşur (27).



Şekil 21. Frame modunda görüntüleme. Şekil, görüntüdeki ilk üç etkileşime ait konum verilerinin işlenmesini göstermektedir. Örnek olması açısından şekilde 4x4 piksel kullanılmıştır. Gerçek nükleer tıp projeksiyon görüntüleri, genellikle 64x64 veya 128x128 piksel formatları ile alınır (27). (*) Dijital-analog dönüştürücü

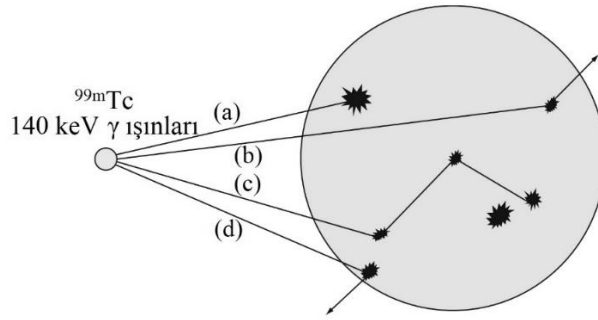
2.4 Gama Kamera ile Alınan Enerji Spektrumu

2.4.1 Fotopik

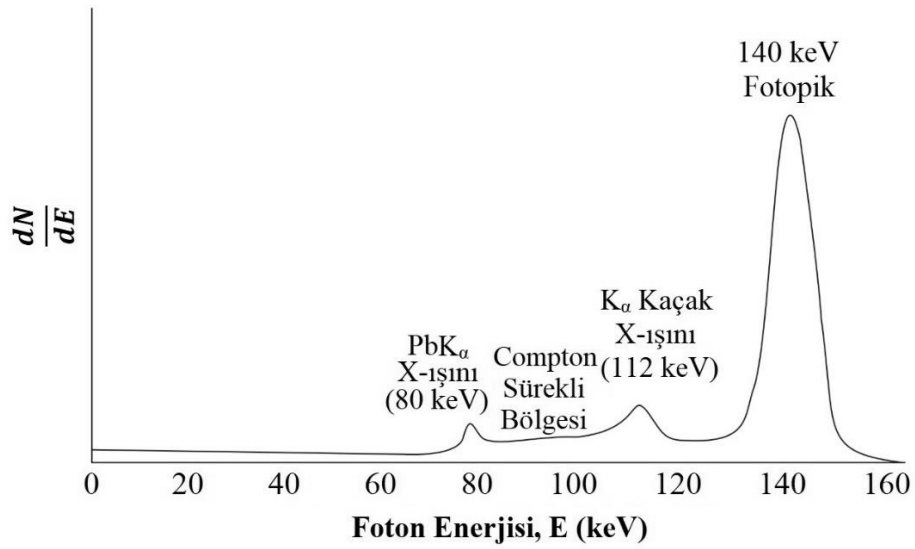
Bir FÇT çıkışında, puls boyu (V), kristalde depo edilen γ fotonu enerjisi (E_d) ile orantılıdır. Bununla birlikte, fotonlar tek enerjili (E_γ) olsa bile; etkileşim hem Compton saçılması hem de fotoelektrik olay yolu ile olabileceğinden E_d değişebilir. Fotoelektrik olay ile etkileşim durumunda, foton enerjisinin tümü kristalde depo edilir ($E_d=E_\gamma$). Toplam absorpsiyon piki olarak da adlandırılan fotopik, çoğunlukla fotoelektrik olay yoluyla E_γ 'nın tamamının kristale aktarıldığı etkileşimleri ifade etmektedir (33)

Bir örnek olarak, ^{99m}Tc kaynağından yayınlanan 140 keV enerjili γ ışınlarına maruz kalan bir NaI(Tl) sintilatörünü düşünelim. Bu enerjide, dikkate alınması gereken etkileşim tipleri, sadece fotoelektrik olay ve Compton saçılmasıdır. Buna

göre; Şekil 22, söz konusu dört etkileşimin dikkate alındığı bir örneği göstermektedir. Etkileşim (a), içlerinde en basit olanıdır: daha önceden hiç etkileşim yapmadan gelen foton, fotoelektrik olay yolu ile absorbe edilir. Bu durumda fotoelektron, orijinal foton enerjisi (140 keV) ile bağlanma enerjisinin (ihmal edilebilir) farkına eşit bir kinetik enerji ile serbest bırakılır. Fotoelektrik olayı takiben atomdan yayınlanan bir Auger elektronu ya da karakteristik X-ışını kristal içinde soğrulur. Elektron, kristal içinde durdurulur ve böyle etkileşimlerin sonucunda oluşan sintilasyonlar tek bir sinyal oluşturur. Bu sinyal, fotopik olarak bilinir (Şekil 23).



Şekil 22. Tc-99m kaynağından yayınlanan 140 keV γ ışınlarına maruz kalan bir NaI(Tl) kristalinde meydana gelebilecek farklı foton etkileşimleri (34).



Şekil 23. Tc-99m'den yayınlanan 140 keV enerjili γ ışınlarına maruz kalan bir NaI(Tl) kristalinden alınan spektrum. Fotopik, NaI(Tl) kristalinde tüm foton enerjilerinin depo edilmesine karşılık gelir. 112 keV'lik kaçak pik, spektrumda orijinal foton enerjisi ile iyotun K_{α} X-ışını enerjisi arasındaki farka eşit enerjide gözlenir. Yaklaşık 80 keV'deki küçük pik, fotonun NaI(Tl) sintilatörünü çevreleyen kurşun zırh ile etkileşimini takiben atomdan yayınlanan karakteristik X-ışınından kaynaklanır (34).

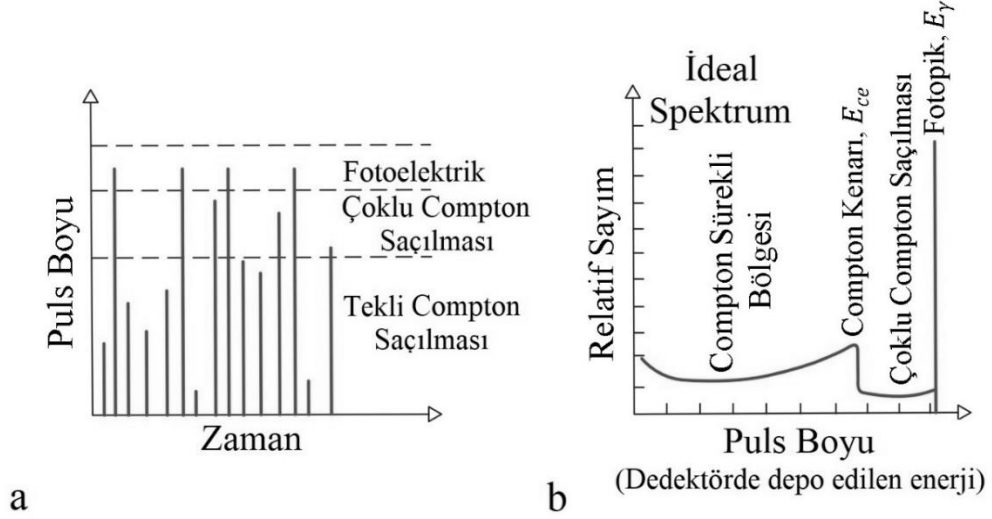
2.4.2 Compton Sürekli Bölgesi

Compton saçılmasında, γ -ışını enerjisinin yalnızca bir kısmı Compton elektronu ile dedektör materyaline aktarılır. Saçılan γ -ışın enerjisi dedektörde absorbe edildiyse, bu olay fotopike katkı verir (Şekil 22.b). Ancak saçılan γ -ışını kaçarsa, dedektörde depo edilen enerji E_{γ} 'dan daha az olacaktır. Eşitlik 14'e göre tek bir Compton saçılması olayında dedektörde depo edilen enerji, sıfırdan (küçük açılarda saçılma) maksimum E_{ce} değerine (180° 'lik Compton saçılma olayı) kadar uzanan bir puls yüksekliği dağılımı içerisinde her değeri alabilir (Şekil 23). Bu dağılımda Compton elektronu enerjisi E_{ce} (Eşitlik 15), 'Compton Kenarı'na karşılık gelirken (Şekil 24); Compton kenarına kadar olan süreklilik, "Compton Sürekli Bölgesi" olarak adlandırılır (Şekil 23). Şekil 25'te, 662 keV enerjili gama ışını ve ~ 30 keV enerjili Baryum X-ışını yayınlayan Sezyum-137 (^{137}Cs) radyasyon kaynağından alınan spektrumda, Compton sürekli bölgesi açıkça görülmektedir.

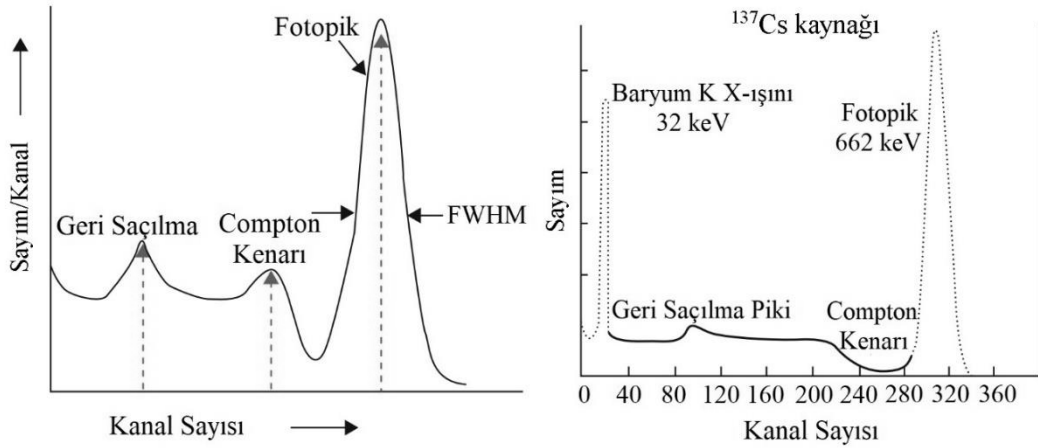
$$\begin{aligned}
 E_{Comp}^{maks} &= E_0 - E_{saç}^{min} \\
 &= E_0 \left[1 - \frac{1}{[1 + (2E_0/0.511)]} \right]
 \end{aligned}
 \tag{14}$$

$$= E_0^2 / (E_0 + 0.2555)$$

$$E_{ce} = E_\gamma^2 / (E_\gamma + 0.2555) \quad [15]$$



Şekil 24. İdeal γ -ışını puls-yükseklik spektrumu. (a) Dedektörde farklı tip γ -ışını etkileşimlerine karşılık gelen puls lar. (b) Dedektörde depo edilen enerjiye karşılık puls dağılım spektrumu. Yalnızca fotopik, γ -ışını enerjisinin tamamının detektörde depo edildiğini göstermektedir (23).



Şekil 25. Sezyum-137 (662 keV γ -ışını, ~30 keV Ba X-ışını) kaynağından alınan spektrum (25).

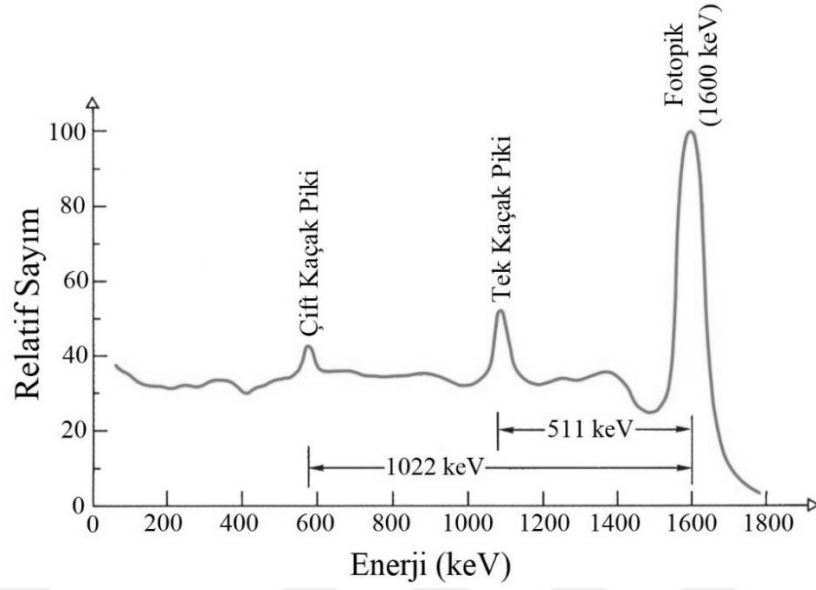
Compton saçılması yapan bir γ -ışınının, dedektörde başka Compton saçılma etkileşimleri yapma olasılığı da vardır. Çoklu Compton saçılma olayları, puls yükseklik dağılımında Compton kenarı ile fotopik arasında kalan vadi bölgesindedir (23).

2.4.3 İyot Kaçak Piki

Fotopik, radyonüklidden yayınlanan birincil gama ışınının toplam absorpsiyonunu ifade etmektedir. Gama ışınının fotoelektrik absorpsiyon etkileşiminden sonra, iyotun karakteristik K-yörünge X-ışını (28 keV) kristalden kaçarsa (Şekil 22.d), ^{99m}Tc için ölçülen gama ışını enerjisi 112 keV (140 keV-28 keV) olacaktır. Bu durum Şekil 23'te görüldüğü gibi, spektrumda fotopikin yaklaşık 28 keV gerisinde iyot kaçak pikinin oluşmasına neden olur (28).

2.4.4 Tek ve Çift Kaçak Piki

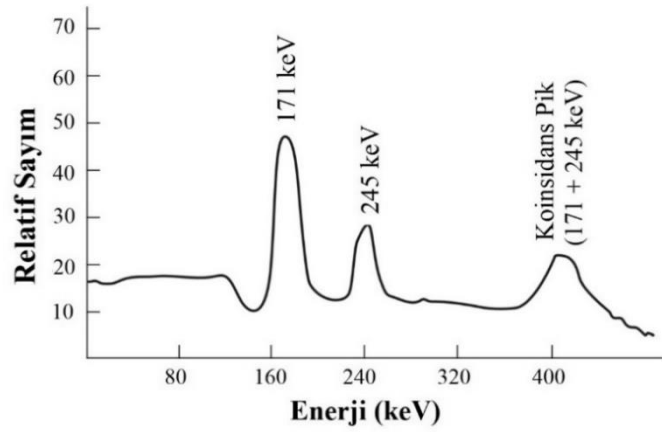
Foton enerjisinin $E_\gamma \geq 1,022 \text{ MeV}$ olduğu durumda, çift oluşumu olayı gerçekleşir. Böylece oluşan elektron-pozitron çiftinin kinetik enerjisi ($E_\gamma - 1,022 \text{ MeV}$), çoğunlukla dedektörde depo edilir. Pozitron (β^+) durgun halde iken bir elektron ile birleşerek iki tane 511-keV'lik anhilasyon fotonu oluşturur. Anhilasyon fotonlarının ikisi de dedektörde soğurulur ise, bu enerjiler fotopike katkı verir. Bunun yanı sıra, anhilasyon fotonlarının biri dedektörden kaçtığında spektrumda $E_\gamma - 511 \text{ keV}$ enerjisinde tek kaçak piki; iki fotonun birden dedektörden kaçması durumunda ise $E_\gamma - 1,022 \text{ MeV}$ enerjisinde çift kaçak piki görülür. Bir gama spektrumunda gözlenen tek kaçak ve çift kaçak piklerine örnek, Şekil 26'da verilmiştir (23).



Şekil 26. Enerjisi 1600 keV olan gama ışını yayınlıyıcı bir elementin puls yüksekliği spektrumu. Dedektör içinde çift oluşumu olayını takiben oluşan anhilasyon fotonlarından birinin ya da ikisinin birden kaçması ile spektrumda sırasıyla tek kaçak ve çift kaçak pikleri gözlenir (23).

2.4.5 Koinsidans Piki

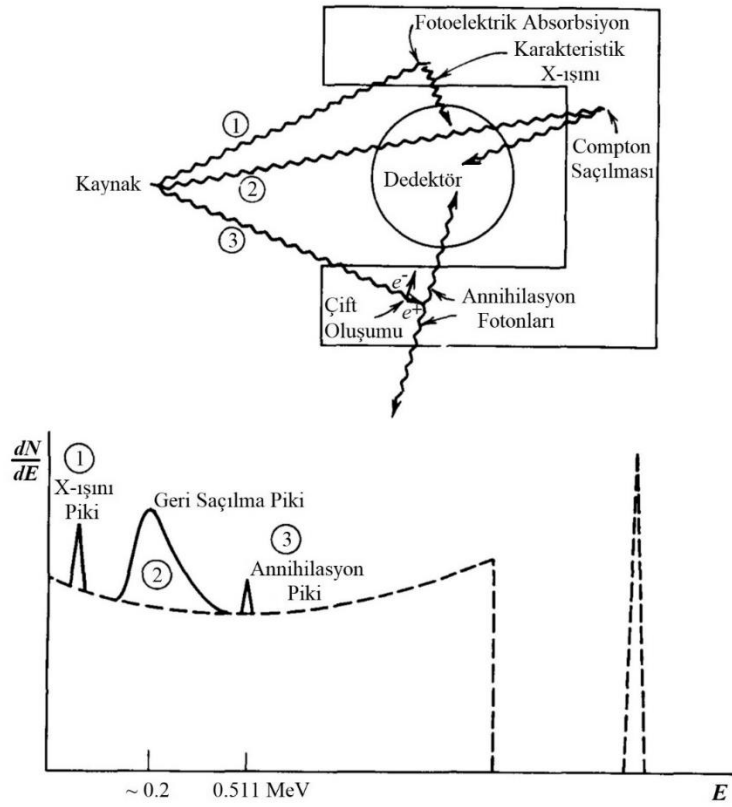
Birden fazla fotonun eş zamanlı olarak soğurulması durumunda, dedektör bu olayı tek bir etkileşim gibi algılar, böylece koinsidans pik ya da toplam pik oluşur. Bu pik spektrumunda, fotonların toplam enerjisine eşit olan bir enerjide görülür. Koinsidans pik, izomerik geçişlerde kademeli γ -ışını yayınlayan kısa ömürlü radyonüklidlerde gözlenir (28). Örneğin; 171 keV ve 245 keV enerjili fotonlar yayınlayan İndiyum-111'in enerjisi 416 keV enerjide bir koinsidans pik gözlenir (Şekil 27).



Şekil 27. İndiyum-111'in gama spektrumunda 416 keV enerjide gözlenen koinsidans piki (28).

2.4.6 Dedektörü Çevreleyen Materyalden Kaynaklanan Pikler

Bazı pratik uygulamalarda gama spektroskopisi için kullanılan bir dedektör, farklı malzemeler ile çevrelenmiştir. Bu malzemeler, neme ve ışığa karşı koruma amaçlı ya da doğal art ortam aktivitesini azaltmak amacı ile kullanılır. Tüm bu materyaller, kaynaktan yayınlanan gama ışınları ile etkileşerek, yeni potansiyel radyasyon kaynaklarının üretilmesine sebep olur. Şekil 28; bu ikincil radyasyonların dedektöre ulaştığı durumda, spektrumda gözlenen geri saçılma piki, anihilasyon piki ve karakteristik kurşun X-ışını piklerini göstermektedir (37).



Şekil 28. Dedektörü çevreleyen materyalde oluşan foton etkileşimleri ve bunların gama spektrumundaki etkileri (37).

- *Geri Saçılma Piki*

Bir puls yüksekliği spektrumunda, yaklaşık 0,2-0,25 MeV enerji aralığında görülen pik, geri saçılma piki olarak adlandırılır (Şekil 28). Gama ışını dedektörü çevreleyen materyalde Compton saçılmasına uğradığında, dedektöre doğru saçılan fotonların algılanması ile geri saçılma piki oluşur. Bununla birlikte, saçılan fotonların enerjileri saçılma açısına bağlı olarak değişir. Compton saçılma açısının $\theta > 110-120^\circ$ olduğu tüm durumlarda, saçılan foton enerjisi neredeyse aynıdır. Tek enerjili bir kaynak, enerjisi bu değere yakın olan birçok saçılmış gama ışınına yol açacaktır. Bu durumda spektrumda, geri saçılma piki gözlenir. Geri saçılma pikinin enerjisi, aşağıdaki gibi hesaplanabilir:

$$hv' |_{\theta=\pi} = \frac{hv}{1+2hv/m_0c^2} \quad [16]$$

Gama ışını enerjisinin $h\nu \gg m_0c^2/2$ olduğu durumda, geri saçılma pikinin enerjisi:

$$h\nu'|_{\theta=\pi} \cong \frac{m_0c^2}{2} \quad [17]$$

olur. Bu nedenle geri saçılma piki, spektrumda her zaman 0,25 MeV veya daha düşük enerjilerde gözlenir (37).

- *Anhilasyon Piki*

Gama ışını enerjisi yeterince büyükse ($h\nu \geq 1,02 \text{ MeV}$), foton ile dedektörü çevreleyen yüksek atom numaralı malzemede çift oluşumu olayı gerçekleşir ve anihilasyon fotonları üretilir. Böylece, spektrumda 0,511 MeV enerjide bir anihilasyon piki gözlenir (Şekil 28). Ancak bu pik, pozitron yayınlayan bir radyoaktif kaynağın spektrumunda gözlenen anihilasyon piki ile karıştırılabilir. Bu nedenle, anihilasyon fotonlarının kaynağının belirlenmesi önemlidir (37).

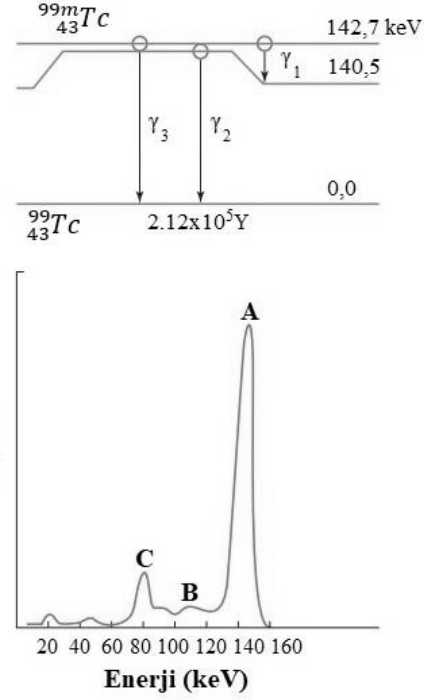
- *Karakteristik Kurşun X-ışını Piki*

Gama ışınlarının, dedektörü çevreleyen kurşun zırh ile fotoelektrik absorbsiyon etkileşimi yapması durumunda karakteristik X-ışınları üretilir. Bu X-ışınları dedektöre ulaştığında, spektrumda karakteristik kurşun X-ışını piki gözlenir (Şekil 28).

2.5 Teknesyum-99m ve Enerji Spektrumu

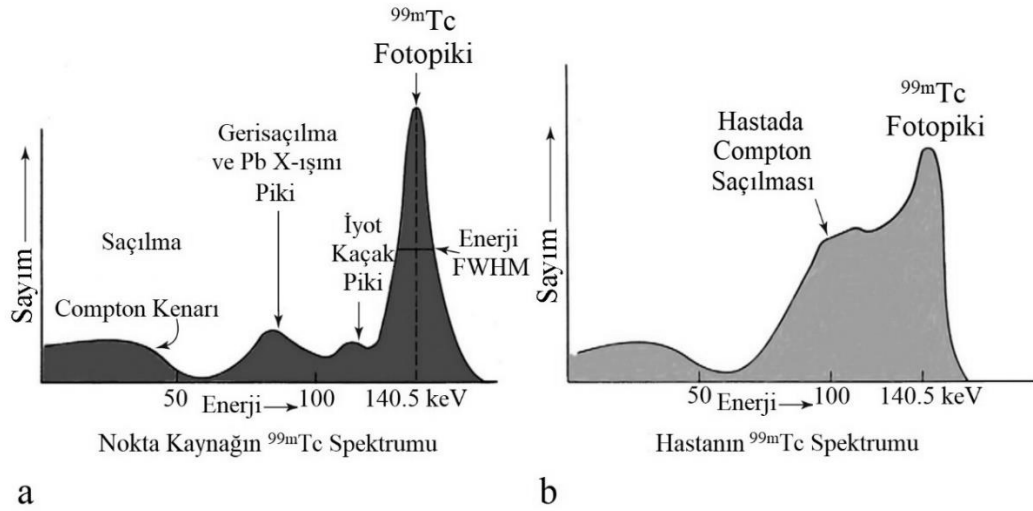
Teknesyum-99m (^{99m}Tc), Teknesyum-99'a (^{99}Tc) izomerik geçiş ile bozunan ve 140,5 keV enerjide gama ışını yayınlayan bir radyonükliddir. Şekil 29'da ^{99m}Tc 'in bozunum şeması ve puls yüksekliği spektrumu verilmiştir. Bu spektrumda (A), (B), (C) pikleri sırasıyla; önceki bölümlerde bahsi geçen fotopik (140 keV), iyot kaçak piki (~112 keV) ve kurşun X-ışını pikidir (~80 keV). Sezyum-137 spektrumunda görüldüğünün aksine (Şekil 25), Teknesyum-99m spektrumunda Compton sürekli bölgesi oldukça dardır. Çünkü, 140 keV enerjili fotonlar için fotoelektrik olay baskın etkileşim mekanizmasıdır.

Teknesyum-99m
İzomerik Geçiş Bozunumu



Şekil 29. Teknesyum-99m kaynağının bozunum şeması ve NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ile alınan puls yüksekliği spektrumu (27).

Şekil 30'da, ^{99m}Tc nokta kaynak ve ^{99m}Tc aktivitesi verilmiş hastadan alınan spektrumlar verilmiştir. Dedektördeki Compton saçılma olayları, 0-50 keV enerji aralığındaki sürekliliği oluşturmaktadır (Şekil 30.a). Bununla birlikte Şekil 24'te gösterilen E_{ce} 'deki keskin Compton kenarı, Şekil 30.a'daki spektrumda yaklaşık 50 keV enerjideki kenara karşılık gelmektedir. Eğer radyasyon kaynağı hasta ise, Compton saçılması hasta dokusunda meydana gelir. Böylece saçılan gama ışınlarının bazıları, dedektöre ulaşarak 90-140 keV aralığında bir sürekli bölge oluşturur (Şekil 30.b). Bunun sonucu olarak hastada saçılan fotonlar, görüntülemeye kusurlara neden olabilir. Çünkü Compton saçılma bölgesi, fotopik dağılımı ile üst üste binmektedir (32).



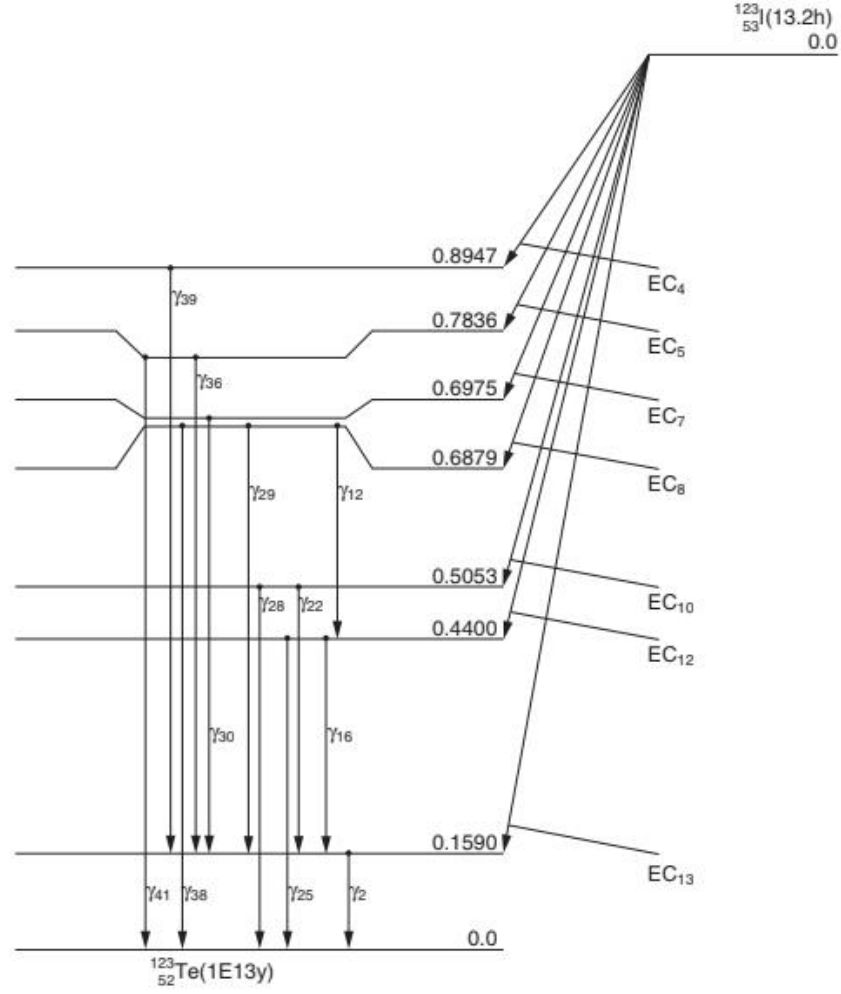
Şekil 30. Gama kamera ile, kaynak (a) ve hastadan (b) alınan ^{99m}Tc spektrumu. Fotopik yakınındaki Compton saçılma bölgesi, hastada meydana gelen saçılmanın sonucudur (32).

2.6 İyot-123 ve Enerji Spektrumu

İyot-123 (^{123}I) nükleer tıpta; kalbin sempatik fonksiyonunun tetkiki amacıyla ^{123}I metaiyodobenzilguanidin (MIBG) sintigrafisi, tiroit incelemeler ve kalbin yağ asidi metabolizması değerlendirmesi gibi incelemelerde kullanılan bir radyonükliddir (3).

İyot-123 (^{123}I) genellikle, bir siklotronda Antimon-121 (^{121}Sb), Tellür-122 (^{122}Te) ya da Tellür-124'ün (^{124}Te) ışınlanmasıyla üretilir. Bir diğer yöntemde ise, İyot-127 (^{127}I) ışınlanarak Ksenon-123 (^{123}Xe) üretilip ve sonrasında ^{123}Xe bozunmasıyla ^{123}I oluşur (32).

Fiziksel yarı-ömrü 13,27 saat olan ^{123}I 'ün bozunum şeması, Şekil 31'de verilmiştir. Buna göre ^{123}I , elektron yakalaması olayı ile yedi farklı uyarılmış düzeyi bulunan radyoaktif ^{123}Te 'e (fiziksel yarı-ömrü $6,0 \times 10^{13}$ yıl) bozunmaktadır. Te-123'ün uyarılmış düzeylerinden, 159-783,6 keV enerji aralığında 12 farklı γ -ışını, yayınlanır. Bu γ -ışınları arasında, intensitesi en yüksek olan (% 83,3) 159 keV enerjili γ -ışını (γ_2) iken; diğer en yüksek intensiteli (% 1,39) γ -ışını (γ_{29}) 529 keV'lik enerjiye sahiptir (38).



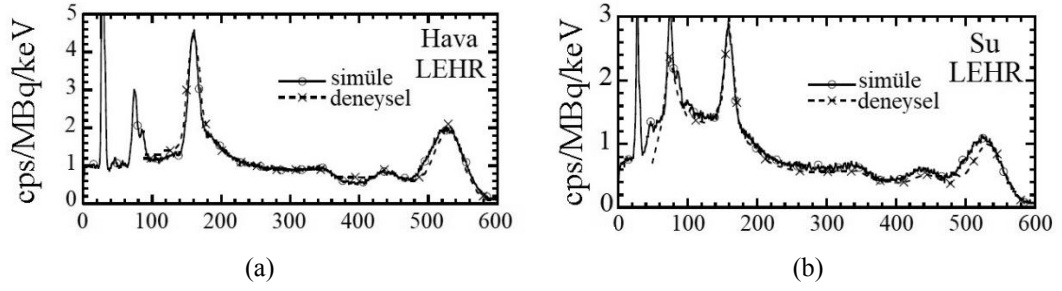
Şekil 31. I-123'ün Te-123'e bozunumu (23).

^{123}I radyonüklidinin bozunumuna (Şekil 31) ilişkin foton enerjileri ve bozunma olasılıkları, Tablo 2'de verilmiştir. Bu tabloda verilen fotonlardan sadece 159 keV enerjili γ -ışınları, görüntüleme için kullanılır. Diğer γ -ışınları, bozunma olasılıklarının çok düşük olması nedeniyle görüntüleme için kullanılmaz. İşte bu yüksek enerjili γ -ışınları, saçılma ve penetrasyonun temel kaynağıdır. Ayrıca iç dönüşüm elektronları ve ^{123}I bozunumunda yayınlanan Auger elektronlarının oluşturduğu düşük enerjili bremsstrahlung ışınları, birincil foton kaynağı olarak dikkate alınmaz (5).

	Enerji (keV)	Bozunma Olasılığı (%)
γ_2	159,0	82,94
γ_{12}	248,4	0,0597
γ_{16}	281,3	0,0688
γ_{22}	347,0	0,0937
γ_{25}	440,2	0,3550
γ_{28}	505,6	0,2720
γ_{29}	529,3	1,047
γ_{30}	538,5	0,2621
γ_{36}	624,9	0,0597
γ_{38}	687,7	0,0348
γ_{39}	735,6	0,0431
γ_{41}	784,0	0,0431

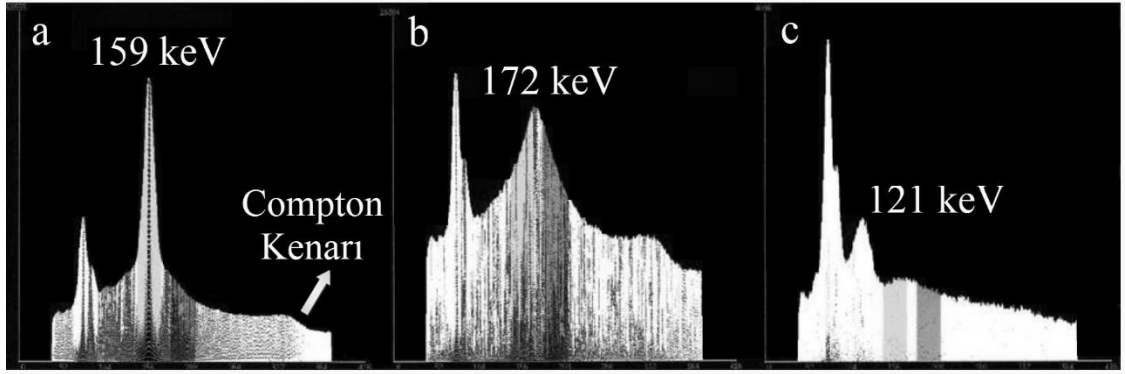
Tablo 2. I-123 kaynağından yayınlanan γ -ışını enerji ve bozunma olasılıkları (5,23).

Yukarıda bahsi geçen yüksek enerjili (529 keV) fotonlar, dedektörün sodyum iyodür kristalinde fotoelektrik olaydan ziyade Compton saçılması ile etkileşirler ve bu etkileşimlerden kaynaklanan sayımların sadece çok küçük bir kısmı 529 keV fotopikine katkı vermektedir. Compton saçılması yapan yüksek enerjili fotonlardan kaynaklanan sayımlar, böylece 529 keV enerjili fotopikin sol tarafındaki sürekli bölgede kaydedilirler. Örnek olarak, I-123 nokta kaynağının LEHR kolimatör ile alınan spektrumu Şekil 32.a’da verilmiştir (5). Hava ortamında alınan bu I-123 spektrumunda, 159 keV ve 529 keV enerjili fotopiklerin yanı sıra; yüksek enerjili foton saçılmalarının oluşturduğu geniş bir sürekli bölge, 529 keV enerjili fotopikin sol tarafında açıkça görülmektedir. Bununla birlikte, 159 keV enerjili fotopikin sol tarafında kendi Compton sürekli bölgesi de bulunmaktadır. Bu nedenle, I-123 görüntülemeye temel olarak kullanılan 159 keV enerjili fotopikin sol ve sağ tarafında saçılmalarından kaynaklanan geniş bir saçılma bölgesi daima bulunmaktadır. Ek olarak, 159 keV enerjili fotonun kurşun kolimatör ile etkileşimi sonucu oluşan karakteristik kurşun X-ışını piki de (~ 75 keV) görülmektedir. Şekil 32.b’de, I-123 nokta kaynağının LEHR kolimatör ile su ortamında alınan spektrumu verilmiştir. Yukarıda bahsi geçen tüm spektrum bileşenlerinin yanı sıra; su ortamında fotonların daha fazla saçılmaya uğraması nedeniyle, saçılma bölgesinin alanının daha geniş olduğu göze çarpmaktadır.



Şekil 32. I-123 nokta kaynağının LEHR kolimatörlü NaI dedeksiyon sistemi ile (a) hava (b) su ortamında alınan spektrumları (5).

Kurşunla zırhlanmış I-123 nokta kaynağından alınan enerji spektrumunda; 159 keV fotopikinin ötesi oldukça düz olup (Şekil 33.a), sadece 172 keV enerjide zayıf ve geniş bir geri saçılma piki ana pencere içerisinde görülmektedir (Şekil 33.b). Bu pik (172 keV); yüksek enerjili fotonların kolimatör ve kristali etkileşim yapmadan geçen, kristalin arkasındaki malzemeden saçılan ve sonunda soğurulan fotonlara karşılık gelmektedir. Kullanılan düşük sayım verimli kolimatörler ve yüksek penetrasyon olasılığı sebebiyle; intensiteleri düşük olmasına rağmen yüksek enerjili fotonlardan kaynaklanan hatalı sayımlar, 159 keV’de gözlenen sinyalin önemli bir kısmını oluştururlar. Bunun sonucu olarak, rekonstrüksiyon yapılan SPECT görüntüleri bozulur. Yüksek enerjili fotonların katkısı, kolimatör tipine bağlıdır ve bu katkı, düşük enerjili kolimatörler için çok önemli olabilmektedir. Buna örnek olarak; 529 keV enerjili fotonlarının Compton saçılmasından gelen ve 358 keV enerjide gözlenen Compton kenarı enerji spektrumunda görülmektedir (Şekil 33.a). Ek olarak, hastadan yayımlanan 159 keV enerjili temel görüntüleme fotonlarının bazıları, 90° açı ile Compton saçılması yaptığında 121 keV enerjide bir pik gözlenir. I-123’ün gama spektrumunda 121 keV enerjili fotonların oluşturduğu bu pik (Şekil 33.c), yukarıda bahsedilen yüksek enerjili fotonların 172 keV’de oluşturduğu geniş geri saçılma pikinden daha belirgindir (39).



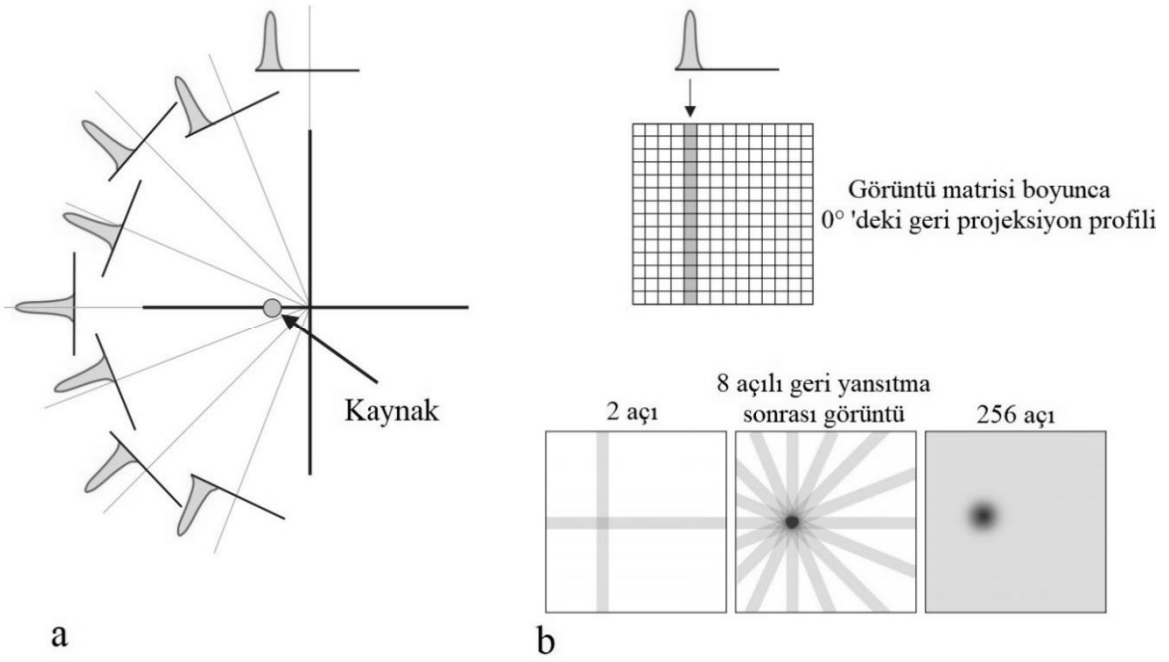
Şekil 33. İyot-123 nokta kaynağının, SPECT sistemi ile alınan enerji spektrumları: (a) İyot-123 kaynağının kurşun zırh yokken hava ortamında alınan spektrumu; (b) 6 mm'lik kurşun zırh içindeki kaynak ile alınan spektrumda, yüksek enerjili fotonların saçılması nedeniyle 172 keV'de geniş bir pik gözlenir; (c) kaynak sistem dışındayken alınan spektrumda, sistem içinde 159 keV enerjili fotonların 90° açı ile Compton saçılması yaptığında 121 keV enerjide bir pik gözlenir. Ana enerji penceresi sarı ile gösterilirken; ikinci enerji penceresi mavi ile gösterilmiştir (39).

2.7 SPECT Görüntü Rekonstrüksiyon Yöntemleri

2.7.1 Filtreli Geri Projeksiyon (FBP)

SPECT verileri, dedektörün hasta etrafında belirli açılarda dönerken aldığı bir dizi projeksiyon görüntüsüne karşılık gelir. Genel olarak 360°'lik bir çekimde, dedektörün her 3°'lik dönüşlerde topladığı veriler ile 120 projeksiyon görüntüsü oluşturulur. Farklı açılarda toplanan bu veriler, her kesit için hastanın 3 boyutta görüntü bilgilerini elde etmek üzere işlenir ve bu işleme rekonstrüksiyon denir (40–42).

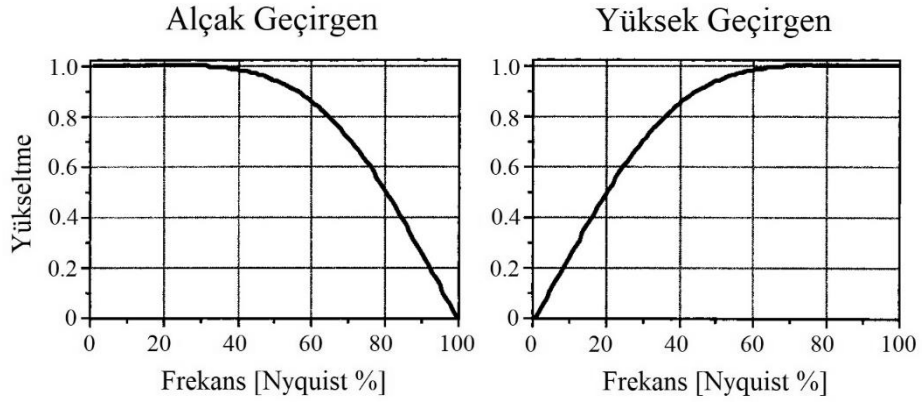
Geri projeksiyon yöntemi, bir görüntünün rekonstrüksiyonu için kullanılan en temel yöntemdir. Şekil 34.a'da, nokta kaynak çevresinde farklı açılardan alınan projeksiyon profilleri gösterilmiştir. Bu profillerden kesitlerin elde edileceği hafızalar yani matrisler oluşturulur. Her bir profilden toplanan veriler, kesit görüntülerinin elde edileceği matrise aynı açılarda geri yansıtılır (Şekil 34.b). Bu işleme geri projeksiyon denir (23,41).



Şekil 34. Geri projeksiyon işlemi. (a) Radyoaktif nokta kaynak için farklı açılarda projeksiyon profilleri. (b) Farklı projeksiyon açılarında geri yansıtma işlemi. Bu işlem tüm projeksiyon profillerine uygulandığında, her projeksiyonun katkısı üst üste binerek kaynağın görüntüsünü oluşturur (23).

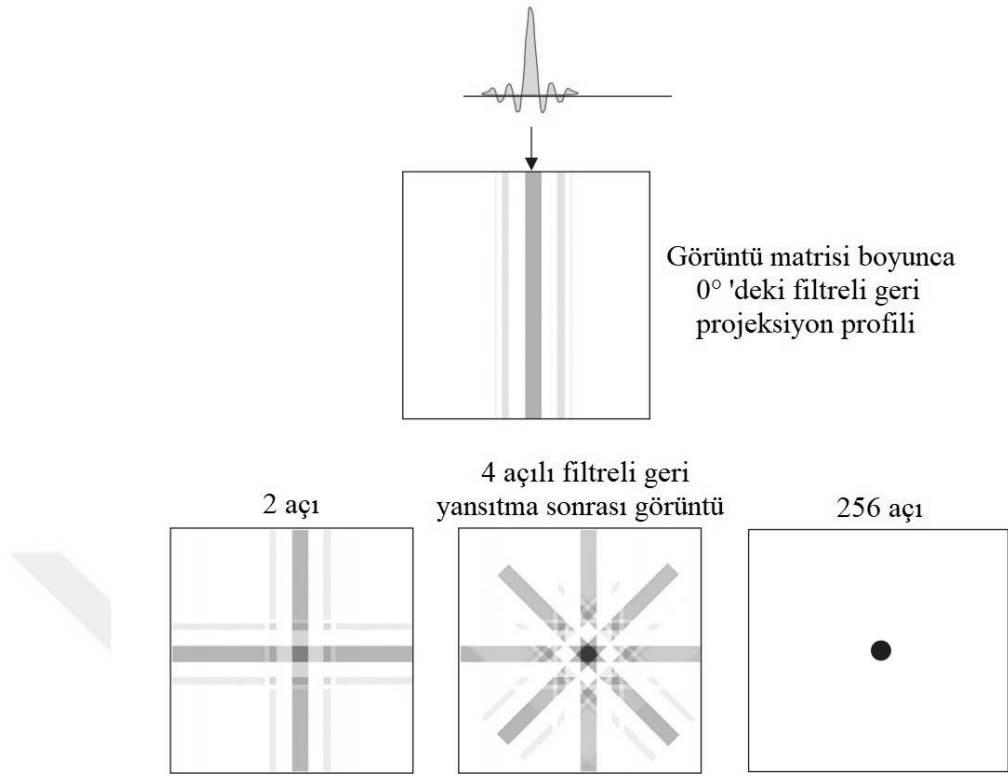
Şekil 34.b'deki taralı kısımlar her projeksiyonun katkısını göstermektedir. Bu katkılar, merkezde üst üste binerek görüntüyü oluşturmakta fakat merkezden kenara doğru uzanan yıldız artefaktını da ortaya çıkarmaktadır. Bu artefaktlar, çeşitli matematiksel işlemlerden geçirilerek yani filtre kullanılarak düzeltilebilir (41).

Alçak geçirgen ve yüksek geçirgen filtreler, nükleer tıpta en çok kullanılan filtrelerdir (Şekil 35). Alçak geçirgen filtreler, düşük frekansları geçirirken; gürültüye sebep olan daha yüksek frekansları geçirmez. Alçak geçirgen ya da düzgünleştirici filtreler, istatistiksel gürültüyü azaltmak için rekonstrüksiyon öncesinde projeksiyon görüntülerine uygulanır. Ancak bu filtreler, gürültüyü azaltırken görüntü kontrastının kötüleşmesine sebep olur (43).



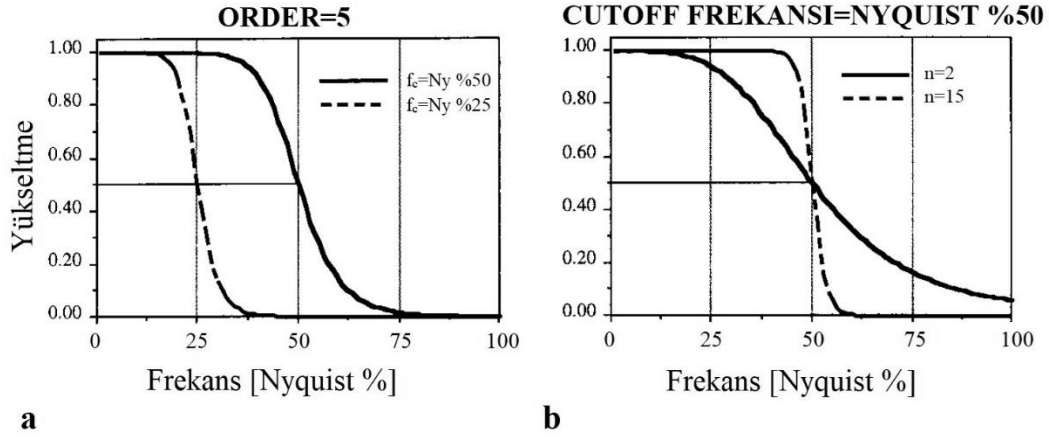
Şekil 35. Frekans uzayında, alçak geçirgen (sol) ve yüksek geçirgen (sağ) filtrelerine ilişkin eğriler. Alçak geçirgen filtre, yüksek frekansları engellerken; yüksek geçirgen filtre, daha düşük frekansları engeller (43).

Filtreli geri projeksiyon yönteminde yıldız artefaktını önlemede kullanılan yokuş (ramp) filtre, yüksek geçirgen filtrelere örnek olarak verilebilir. Şekil 36'da, yokuş (ramp) filtresi ile yapılan bir filtreli geri projeksiyon rekonstrüksiyon işlemi gösterilmiştir. Yokuş filtresi, yüksek uzaysal frekansları artıran ve düşük uzaysal frekansları azaltan bir etkiye sahiptir. Böylece görüntüde gürültünün artmasına sebep olur. Düzgünleştirici filtreler, görüntüdeki bu etkiyi azaltmak için yokuş filtresi ile birlikte kullanılır. Düzgünleştirici filtrelere örnek olarak; Butterworth, Hamming, Hann, Parzen, Shepp-Logan filtreleri verilebilir (23,33,42,43).



Şekil 36. Yokuş (ramp) filtreli geri projeksiyon rekonstrüksiyon işlemi. Farklı açılarda kaydedilen projeksiyon profilleri, geri projeksiyonda olduğu gibi görüntü boyunca geri yansıtılır (23).

Order (güç faktörü) parametresi, temel olarak Butterworth filtresine ait eğrinin eğimini kontrol eder. Cutoff (Kesim) frekansı, filtreli geri projeksiyon yönteminde filtrenin geçireceği maksimum frekanstır ve eğri eğimindeki orta noktanın konumunu kontrol eder (Şekil 37). Cutoff frekansı arttıkça, güç faktörünün etkisi de azalır (24,42,43).



Şekil 37. Butterworth filtreleri (a) Aynı order değeri ($n=5$), farklı Cutoff frekansı (Ny %50 ve %25); (b) Farklı order değeri ($n=2$ ve $n=15$), aynı Cutoff frekansı (Ny %50). Cutoff frekansı, eğimin orta noktasını belirlerken; Order değeri, eğrinin eğimini kontrol etmektedir (f_c =Cutoff frekansı; Ny =Nyquist) (43).

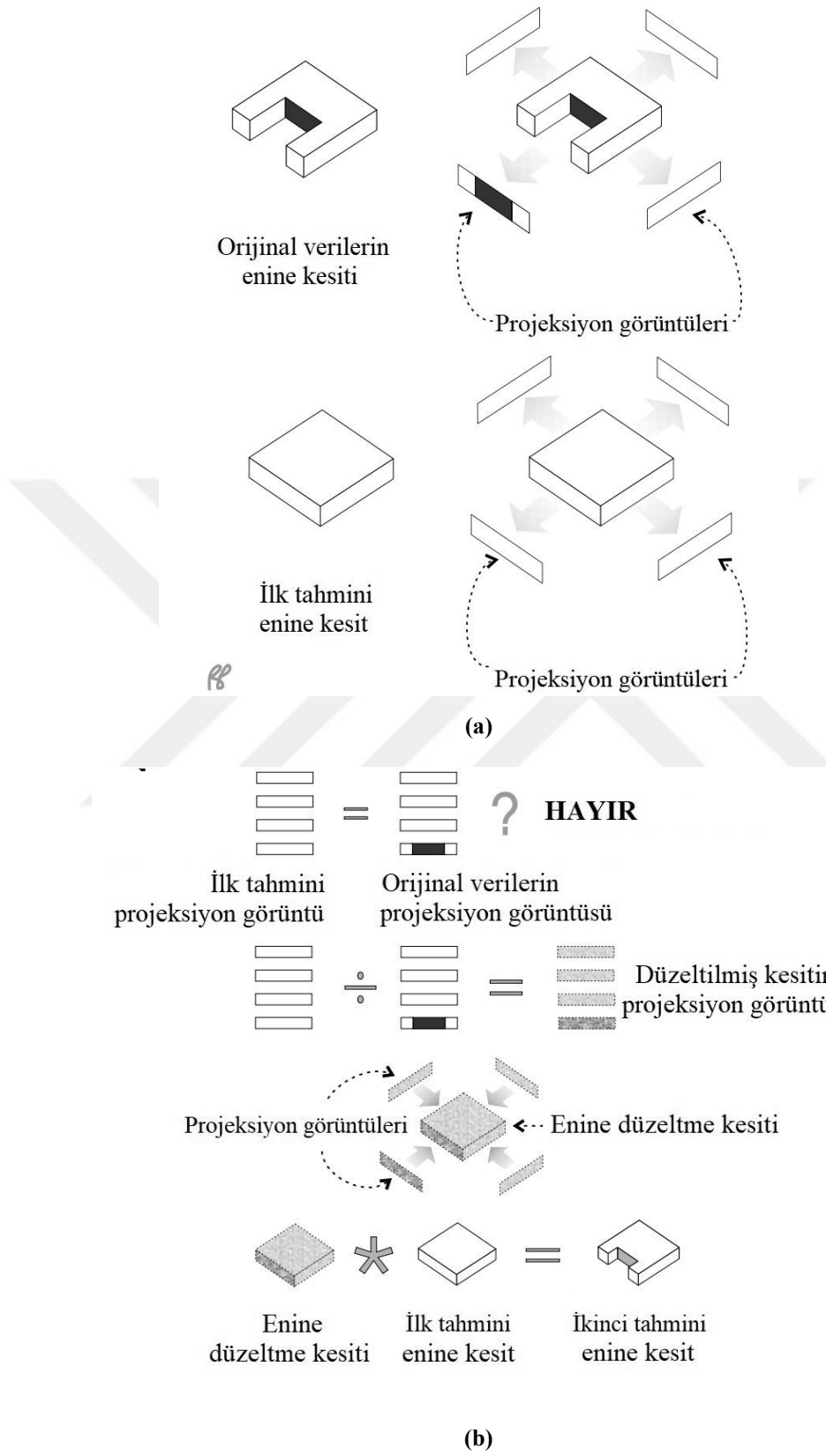
Nyquist frekansı, birbirine yakın iki noktanın ayrı ayrı görüntülenebildiği en yüksek temel frekanstır (0,5 devir/piksel) (24). Cutoff frekansı, 0-1 aralığında değerler almakla birlikte; en yüksek Cutoff frekansı, Nyquist frekansının %100'üne karşılık gelmektedir. Cutoff frekansı, devir/piksel ya da Nyquist frekansına göre oransal olarak ifade edilir. Bir görüntülemde Nyquist frekansı, frekans biriminde ifade ediliyorsa; piksel boyutunun da verilmesi gerekir (43).

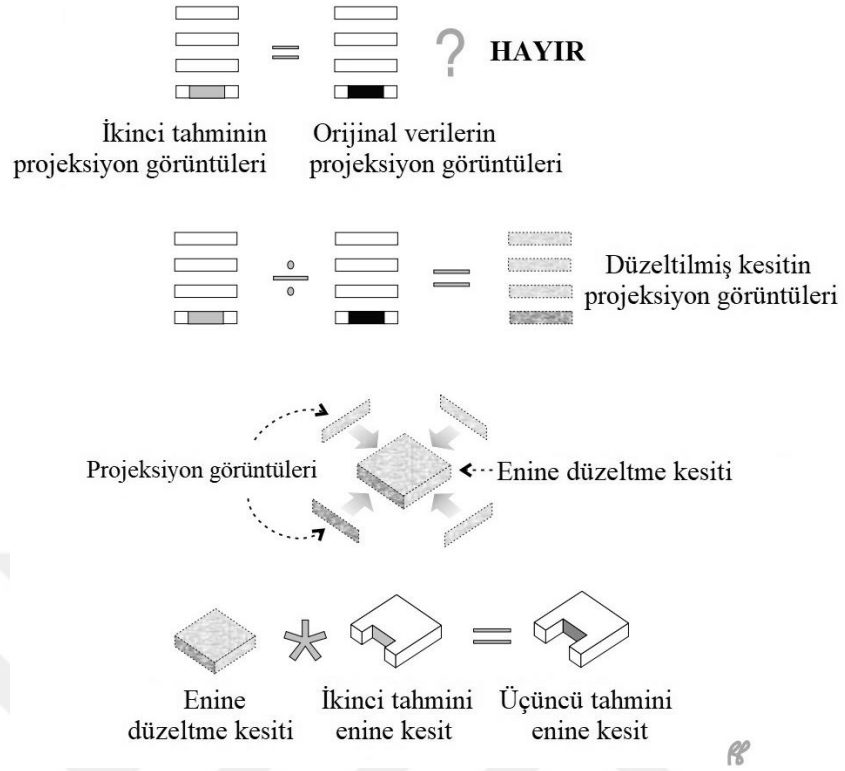
2.7.2 İteratif Rekonstrüksiyon

SPECT görüntülemde kullanılan diğer bir rekonstrüksiyon yöntemi, iteratif rekonstrüksiyon yöntemidir. Bu yöntem, saçılma ve atenüasyon düzeltmelerine ek olarak, rezulasyonun iyileştirilmesi ya da gürültünün azaltılması için kullanılır (44).

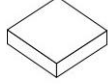
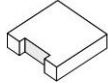
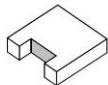
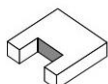
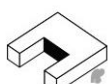
İteratif rekonstrüksiyon yönteminde projeksiyon görüntüleri, sintilasyon kamerasının ve hastanın görüntüleme özellikleri kullanılarak, hastada tahmin edilen aktivite dağılımından hesaplanarak oluşturulur. Bu projeksiyon görüntüleri, orijinal projeksiyon görüntüleri ile karşılaştırılır ve buna göre, varsayılan aktivite dağılımı yeniden ayarlanır. Bu işlem, oluşturulan projeksiyon görüntüleri orijinal projeksiyon görüntülerine yaklaştıkça, aktivite dağılımında yapılan değişiklikler ile birkaç kez tekrar edilir (27).

Şekil 38, iteratif rekonstrüksiyon algoritmasını göstermektedir. Buna göre şekildeki orijinal enine kesit, bir kalbin enine kesitini temsil etmek üzere at nalı gibi çizilirken; tahmini oluşturulan enine kesit, bilgisayarın bu kesite ilişkin ilk tahminini belirten bir kare nesne ile sembolize edilmiştir. Şekil 38.a, orijinal ve tahmini verilerden oluşturulan projeksiyon görüntülerini göstermektedir. Burada çizilen projeksiyon görüntüleri, basitleştirme amacı ile enine kesitlerin sadece yüzeyini yansıtmaktadır. Şekil 38.b, ilk tahmini görüntüyü oluşturmak için projeksiyon görüntülerinin karşılaştırılmasını ve daha sonra görüntülerin oranlarından düzeltilmiş projeksiyon görüntülerinin oluşturulmasını göstermektedir. Daha sonra bu projeksiyon görüntüleri geri yansıtılarak, enine düzeltme kesiti oluşturulur. İlk tahmini enine kesit ve enine düzeltme kesiti kullanılarak, ikinci tahmini enine kesit türetilir. Şekil 38.c’de, ikinci tahminden oluşturulan enine kesit ile Şekil 38.b’deki olaylar tekrar edilerek, ikinci iterasyonun nasıl yapıldığı gösterilmiştir. Son olarak Şekil 38.d, tahmini ve orijinal verilerden hesaplanan kesitlerin beşinci iterasyonda benzeştiğini ve böylece, rekonstrüksiyon sürecinin tamamlandığı bir modeli özetlemektedir (45).





(c)

İterasyon	Tahmini Kesit	Tahmini Projeksiyon Görüntüleri	Orijinal Projeksiyon Görüntüleri	İşlem Tamam mı?
1				? HAYIR
2				? HAYIR
3				? HAYIR
4				? HAYIR
5				? EVET

(d)

Şekil 38. (devam) (a) Orijinal ve bilgisayar tahmini enine kesitlerin basitleştirilmiş projeksiyon görüntüleri. (b) İlk iterasyon. (c) İkinci iterasyon. (d) Beş iterasyonun aşamaları (45).

MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) tekniği, iteratif rekonstrüksiyon yöntemlerinde kullanılan en popüler tekniktir. Bu tekniğin algoritması, en yüksek olasılıkla elde edilen projeksiyon verileri ile rekonstrüksiyon yapılan görüntünün en iyi tahminini bulmaya çalışır. Olasılık fonksiyonu, Poisson istatistiklerinden türetilmektedir.

Bir diğer teknik olan OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization), ML algoritmasının hızlandırılmış versiyonudur. OSEM tekniğinde rekonstrüksiyon yapılan görüntüde bir düzeltme yapılırken tüm veri kümesinin kullanılması yerine; tüm projeksiyon verileri, alt gruplara bölünerek kullanılır. Buna, *alt-iterasyon* denir. Bununla birlikte bu algoritmada, görüntü rekonstrüksiyonunda mevcut alt gruplar kullanıldığında *tam iterasyon* gerçekleşmiş olur (31).

OSEM tekniğinde projeksiyon sayısı, alt gruplara eşit olarak bölünür ve böylece alt grup sayısına bağlı olarak rekonstrüksiyon işlemi hızlanır. Örneğin; 72 projeksiyonlu bir SPECT görüntülemeye veri seti, her bir alt grupta 9 projeksiyon olacak şekilde 8 alt gruba bölünebilir. Burada her alt gruptaki projeksiyonlar, sayısal olarak ardışık değildir. Yani birinci alt grup 1, 9, 18, ... projeksiyon numaralarını içerirken; ikinci alt grup 2, 10, 19, ... projeksiyon numaralarını içerir. OSEM için kullanılan 8 alt grup ve bir iterasyon, MLEM için 8 iterasyona karşılık gelmektedir (31,42).

2.8 Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

Bir görüntüleme sisteminde, görüntü kalitesinin değeriendirilmesi iki yolla yapılabilir. Bunlardan biri, farklı görüntüleme sistemleri ya da görüntüleme koşulları altında alınan görüntülerin, farklı gözlemci yorumları ile değeriendirilmesidir. Diğeri ise; görüntü ya da görüntüleme sistemi için nicel olarak hesaplanabilen fiziksel özelliklerin kullanılmasıdır. Nükleer tıpta kullanılan görüntü kalite parametreleri; *kontrast* (görüntülenecek nesne ya da incelencek organın, farklı radyoaktivite konsantrasyonu içeren bölgeleri arasındaki yoğunluk ya da şiddet farkı), *gürültü* (radyoaktif bozunumdaki rastgele dalgalanmanın sebep olduğu istatistiksel gürültü ya da görüntü artefaktlarının oluşmasına neden olan yapısal gürültü) ve *uzaysal rezulasyondur* (görüntü detayı ya da keskinliği). Bu üç parametre, görüntü kalitesinin

üç farklı yönünü tanımlamasına rağmen; parametrelerden birinin değişimi ile diğer parametreler de etkilenmektedir (23).

2.8.1 Kontrast

Herhangi bir görüntüleme cihazının temel amacı, nesne veya hasta görüntüsü alınırken detayların eksiksiz olarak kaydedilmesidir. Bu detaylar, tanısal radyoloji için X-ışını şiddeti ya da nükleer tıptaki bir görüntüleme için radyoaktivite konsantrasyonu şeklinde örneklendirilebilir. Kontrast, bir lezyonun dedekte edilebilmesinde tanımlanan en önemli parametredir. Nükleer tıpta ise kontrast, incelenen organ için normal dokuya kıyasla anormal dokuda seçici olarak lokalize olan veya tam tersi durumdaki radyoaktivite konsantrasyonu olarak tabir edilir. Her iki durumda da normal ve anormal dokudaki konsantrasyonlar arasındaki fark, ne kadar büyükse; dokuda bulunan lezyon gibi anomalilerin algılanması da o kadar kolay olur.

Kantitatif amaçlar için lezyon kontrastı (K_l); C_{lezyon} (lezyondaki sayım oranı, sayım/piksel) ve C_{bg} (background sayım oranı, sayım/piksel) olmak üzere: (22)

$$K_l = \frac{C_l - C_{bg}}{C_{bg}} \quad [18]$$

eşitliği ile verilir.

Tomografik rekonstrüksiyon işleminde sadece görüntü kontrastı iyileştirilirken; diğer görüntü kalite parametreleri bozulur. Bununla birlikte görüntü kontrastındaki iyileşme; tanısal incelemelerin doğruluğunu geliştirmektedir. Burada amaç, kontrastı olabildiğince arttırırken diğer parametrelerdeki bozulmayı sınırlandırmaktır. Rekonstrüksiyon yapılan görüntülerin kalitesi; kameranın planar performansına, hareketine ve sistemdeki rekonstrüksiyon algoritmasına bağlıdır. Filtreli geri projeksiyon rekonstrüksiyon yönteminde kolimatör özellikleri, rekonstrüksiyon algoritmaları ve düzgünleştirici filtreler, kontrastı etkileyecektir (33).

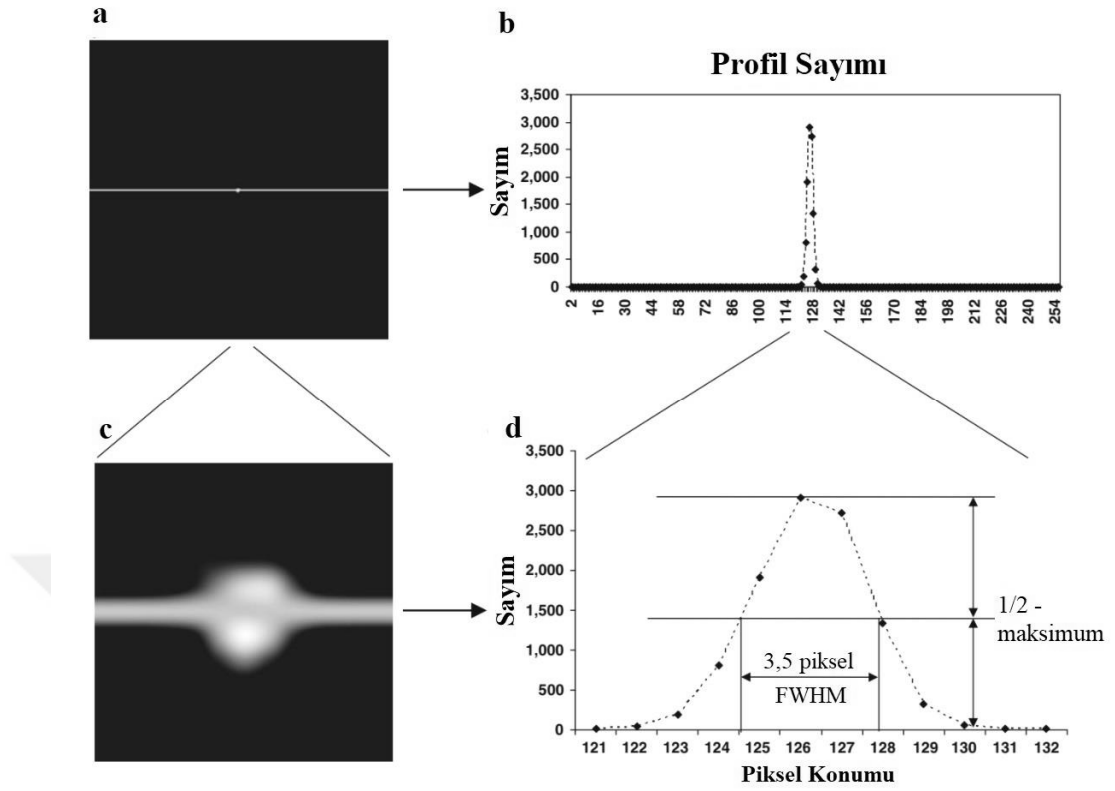
2.8.2 Gürültü

Sinyal, gerçek görüntüyü oluşturan verileri içerirken; gürültü, gerçek görüntü ile ilişkili olmayan ikincil verilere karşılık gelir. Gürültü, görüntü kalitesini bozan bir parametredir. Sayımlardaki istatistiksel değişim ve rastgele elektronik dalgalanmalar,

gürültüye sebep olmaktadır. Gürültü; kolimasyonun geliştirilmesi, görüntüleme süresinin daha uzun tutulması ve devre tasarımlarının iyileştirilmesi ile azaltılabilir (24).

2.8.3 Uzaysal Rezulasyon

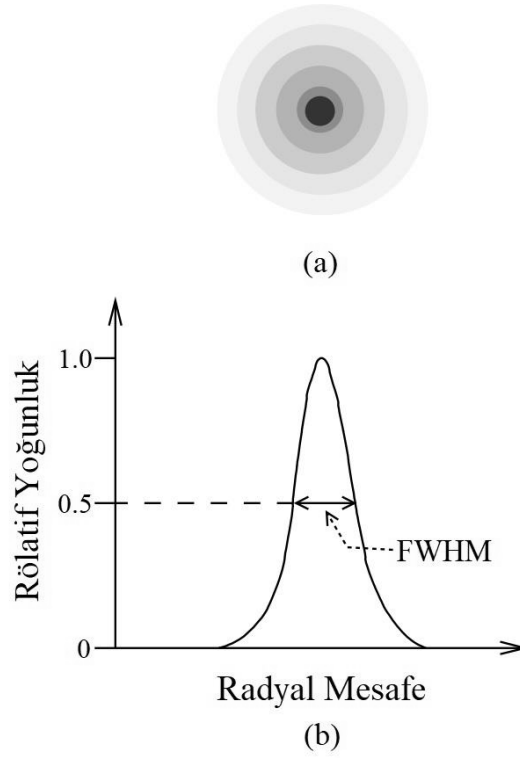
Uzaysal rezulasyon, bir görüntüleme sisteminde görüntüdeki ayrıntı ve keskin kenarların hangi ölçüde algılanabileceğini belirler. Görüntüleme sistemine ait rezulasyon; sistemin, birbirine hangi yakınlıkta iki nokta kaynağı ayırt edilebileceğinin ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. Bir görüntüleme sisteminin uzaysal rezulasyonu, kamera yüzeyine yerleştirilen bir nokta kaynağın görüntüsü alınarak saptanır. Şöyle ki; uzaysal rezulasyon, görüntü üzerinde nokta kaynaktan geçen ve profil olarak adlandırılan bir piksel satırının sayım ve konum bilgileri kullanılarak, kaynak profilinin yarı yüksekliğindeki genişlikten hesaplanır (Şekil 39). Bu genişlik, FWHM (Full Width Half Maximum) olarak adlandırılır ve görüntüleme sisteminin direkt olarak uzaysal rezulasyonunu vermektedir. Örnek olarak Şekil 39’da, maksimum sayımı 2908 olan bir nokta kaynağa ait profil çizimi gösterilmiştir. Profilin yarı yüksekliğindeki (1454) tam genişliği 3,5 piksel olduğundan, bu görüntüleme sisteminin uzaysal rezulasyonu 3,5 pikseldir (6,23,31).



Şekil 39. FWHM'un ölçülmesi. (a) Nokta kaynağın 256x256 matris boyutunda görüntülenmesi, (b) Orijinal görüntü için piksel konumuna karşılık sayım grafiği, (c) 12x12 piksellik büyütme ile orijinal nokta kaynak görüntüsü, (d) 12 piksel için FWHM hesabını gösteren piksel konumuna karşılık sayım grafiği (31).

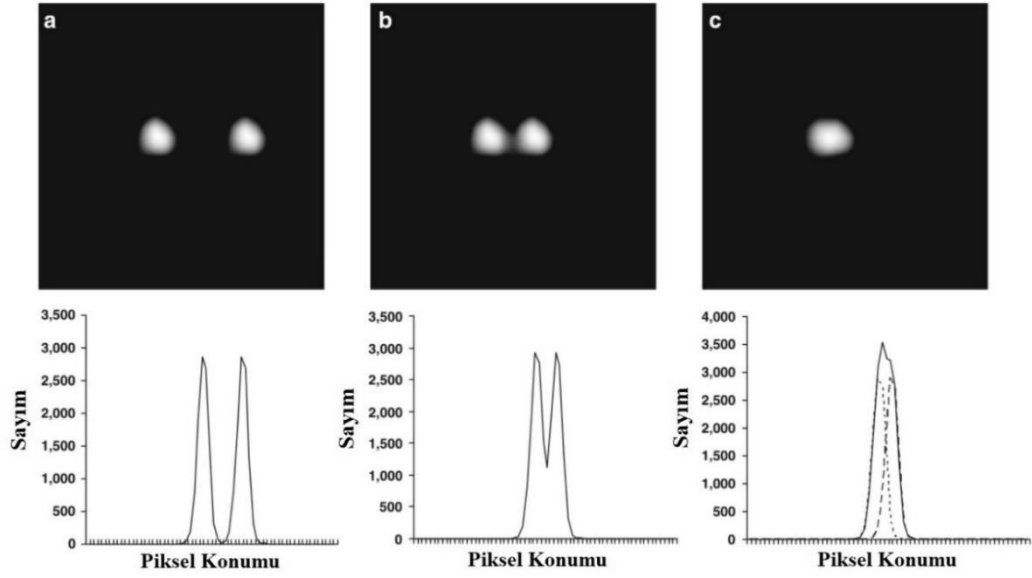
Nokta Dağılım Fonksiyonu (PSF)

Nokta dağılım fonksiyonu (PSF), uzaydaki iki noktanın bir dedektör tarafından ayırt edilebilirliğini belirleyen bir fonksiyondur. Bir görüntüleme sistemi çok sayıda piksel içermektedir. Böyle bir sistem ile alınan nokta kaynak görüntüsündeki pikseller, küçük bir mesafe ya da aralıklarla dizilmiş ayrı dedektörler olarak düşünülebilir. Görüntülenecek radyasyon kaynağı monokromatik ve her iki yüzeye dik ise; görüntüde yoğunluk, ortada en yüksek ve merkezden uzaklaştıkça azalacak şekilde olacaktır (Şekil 40.a). Bir nokta kaynak için görüntü radyal olarak simetrik olacağından; koordinata karşılık çizilen şiddet grafiği, bir Gauss dağılımı verecektir. Bu tek boyutlu dağılım, nokta dağılım fonksiyonumuzdur ve FWHM Şekil 40.b'de gösterildiği gibi hesaplanabilir.



Şekil 40. (a) Bir nokta kaynak görüntüsü. (b) Görüntünün nokta dağılım fonksiyonu. FWHM, bu fonksiyonun yarı yüksekliğindeki tam genişliğidir. Gerçek bir PSF, şekildeki gibi mükemmel bir Gauss dağılımına benzemeyebilir. Şekildeki gölgelerin gerçekte keskin sınırları yoktur (46).

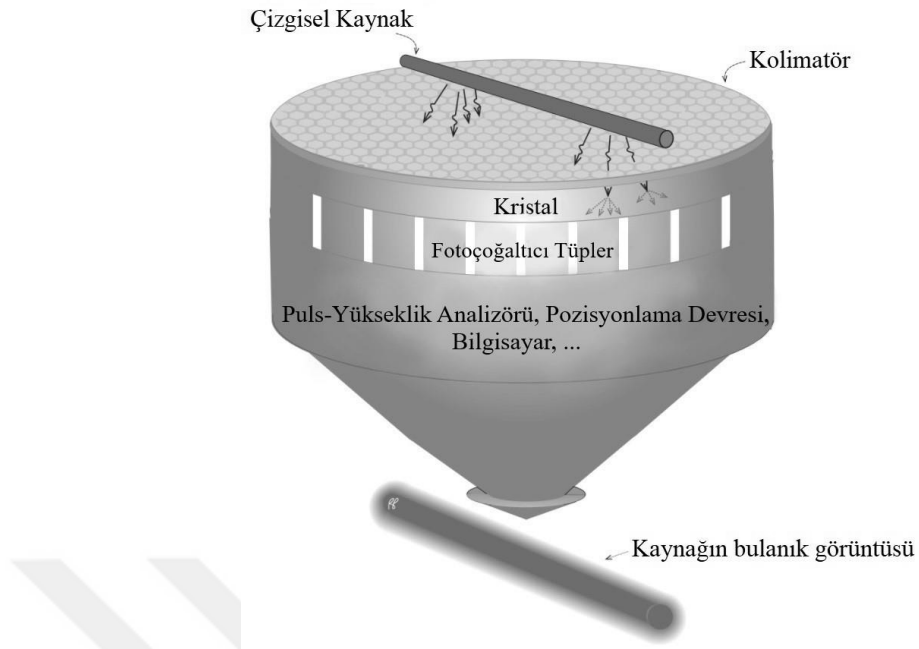
Şekil 41, aralarında farklı mesafeler (*10 piksellik boşluk*, a) bulunan iki nokta kaynak görüntüsünü göstermektedir. Nokta kaynaklar birbirine yaklaştıkça, sayımlar üst üste binmektedir (*5 piksellik boşluk*, b). İki farklı nokta kaynak, her bir profilin birbiri ile çakıştığı noktada artık birbirinden ayırt edilemeyip; sanki tek bir büyük nokta kaynağı gibi görünür (*3 piksellik boşluk*, c). İki nokta kaynak arasında tam olarak bir *FWHM boşluğu* (belirli bir kamera için $FWHM = 3,5$ piksel) bırakılırsa, bu değer görüntüleme sisteminin rezulasyonu olarak kullanılır. Diğer bir deyişle; iki nokta kaynağın artık ayırt edilemediği bu uzaklık, sistemin rezulasyonunu vermektedir.



Şekil 41. Rezulasyon veya ayırt edebilme gücünün bir ölçüsü olan FWHM gösterimi. Aralarında (a) 10 piksellik, (b) 5 piksellik boşluk olan iki nokta kaynak. (c) Aralarında 3 piksellik uzaklık bulunan özdeş iki nokta kaynak; iki nokta kaynağın orijinal profilleri, kısa çizgiler ile belirtilmiştir (31).

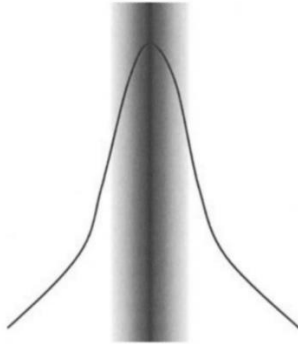
Çizgi Dağılım Fonksiyonu (LSF)

Görüntüleme sisteminin uzaysal rezulasyonu, çizgisel dağılım fonksiyonu (LSF) kullanılarak saptanmaktadır. Bir gama kamerasının içsel rezulasyonu, kolimatörsüz değerlendirilir. Buna göre, kurşun yarıklar içeren bir bar fantom dedektörün üzerine ve radyoaktif bir nokta kaynak da dedektörün birkaç metre uzağına konularak görüntüleme yapılır. Bununla birlikte kolimatör rezulasyonu, kolimatörlü dedektör üzerine yerleştirilen bir çizgisel kaynağın görüntülemesi ile değerlendirilir (Şekil 42). Hem bar fantom hem çizgisel kaynak ile alınan görüntülerde çizgi, kurşun yarığa ya da çizgisel kaynağa göre daha büyük ve bulanık şekilde görünecektir. Bu durum; belirli açıda gelen fotonların dedeksiyonu, kaynak ve kristal çevresindeki materyalden kaynaklanan saçılmalar ve kamera sisteminin elektronik devresindeki hatalardan kaynaklanmaktadır (24).



Şekil 42. Çizgisel kaynağın görüntü bulanıklığı (24).

Daha önce bahsedildiği gibi uzaysal rezulasyon, foton etkileşiminin meydana geldiği konumu saptamadaki belirsizliği ve iki ayrı nokta veya çizgiyi ayırt edebilme yeteneğini tasvir etmektedir. Uzaysal rezulasyon, PSF ve LSF olarak adlandırılan ve nokta/çizgisel kaynak boyunca çizilmiş aktivite profilinden okunan FWHM değeri ile bulunur (Şekil 43).



Şekil 43. Gama kameranin uzaysal rezulasyonu; çapı, kameranin uzaysal rezulasyonundan küçük olan bir çizgisel kaynak kullanılarak bulunur. Görüntü, bulanık bir çizgi şeklindedir. FWHM, çizgisel kaynak görüntüsü boyunca sayım profilinden okunur (33).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araştırmanın Tipi

Araştırma; GE Healthcare markalı gama kamera sistemi, iki farklı radyofarmasötik (^{99m}Tc , ^{123}I), Jaszczak SPECT ve kardiyak fantomların kullanıldığı metodolojik bir çalışmadır.

3.2 Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı

Araştırma, Aralık 2019 – Ağustos 2021 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Araştırma planı, Tablo 3'te verilmiştir.

Aralık 2018-Mart 2019	Literatür taraması
	Etik kurul başvuru ve onayı
Mart 2019	Tez önerisi hazırlığı
	Tez önerisi sunum ve kabulü
Nisan-Haziran 2019	Proje önerisi hazırlığı
Temmuz-Aralık 2019	Tc-99m için küresel, çizgisel kaynak ve Jaszczak SPECT fantom ile planar ve SPECT görüntüleme
Ocak-Mart 2020	Tc-99m için kardiyak fantom ile SPECT görüntüleme
Mart 2020	Proje kabulü
Eylül 2020-Şubat 2021	Planar ve SPECT görüntülerde, DEW/TEW düzeltmesi
Mart-Temmuz 2021	Malzeme alımları
Mart-Temmuz 2021	I-123 için küresel, çizgisel kaynak ve Jaszczak SPECT fantom ile planar ve SPECT görüntüleme
	I-123 için kardiyak fantom ile SPECT görüntüleme
	Planar ve SPECT görüntülerde, DEW/TEW düzeltmesi
Temmuz 2021	Planar ve SPECT görüntülerde kontrast, SNR ve FWHM hesaplamaları
Temmuz 2021	DEW/TEW yöntemlerinin etkinliğinin değerlendirilmesi
Mart 2020-Temmuz 2021	Tez yazım

Tablo 3. Araştırma planı

3.3 Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları

Araştırmanın evreni ve örneklemini bulunmamaktadır.

3.4 Çalışma Materyali

3.4.1 Gama Kamera Sistemi

Araştırmada, Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda mevcut olan GE Healthcare marka, Optima NM/CT 640 serili iki kafalı gama kamera sistemi (Şekil 44) ile düşük enerjili-yüksek rezulasyonlu (LEHR), orta enerjili-genel amaçlı (MEGP) ve yüksek enerjili-genel amaçlı (HEGP) kolimatörler kullanılmıştır. Kolimatör özellikleri Tablo 4'te gösterilmiştir.



Şekil 44. GE Healthcare, Optima NM/CT 640 SPECT/CT Cihazı

Parametre	LEHR	MEGP	HEGP
Görünüm Alanı (FOV) (mm)	540 x 400	540 x 400	540 x 400
Hesaplanan penetrasyon	%0,3 (^{99m} Tc)	%2 (⁶⁷ Ga)	%2 (¹³¹ I)
Sistem hassasiyeti* (cpm/ μ Ci)	160 (^{99m} Tc)	144 (⁶⁷ Ga)	97 (¹³¹ I)
Sistem hassasiyeti* (cps/MBq)	72 (^{99m} Tc)	65 (⁶⁷ Ga)	43 (¹³¹ I)
FWHM (mm)†	7,4	9,4	12,0
Delğin türü	Altıgen	Altıgen	Altıgen
Delik çapı (mm)	1,5	3,0	4,0
Septal kalınlık (mm)	0,2	1,05	1,8
Delik uzunluğu (mm)	35	58	66

* $\pm$ %10 tolerans ile her kolimatör için ilgili izotop kullanılarak %20 penceresi ile ölçülmüştür.

† $\pm$ %4 tolerans ile kolimatör yüzünden 100 mm uzaklıkta ölçülmüştür.

Tablo 4. Araştırmada kullanılan kolimatörlerin özellikleri (47).

Sistem; 9,5 mm (3/8 inç) kalınlığında NaI(Tl) sintilasyon kristali ve 59 fotoçoğaltıcı tüpün yer aldığı iki dedektörden oluşmaktadır. Tablo 5’te, dedektöre ait teknik özellikler verilmiştir.

Dedektör Parametreleri	Teknik Özellik
Dedektör başına 59 PMT	76 mm (3 inç) çapında dairesel 53 adet ve 38 mm (1,5 inç) çapında dairesel 6 adet
Faydalı Görüş Alanı (UFOV)	54 cm x 40 cm $\pm$ 0,5 cm (21,25 inç x 15,75 inç)
Kristal kalınlığı	9,5 mm (3/8 inç)
Enerji aralığı	40-620 keV

* NEMA’ya uygun olarak ölçülmemiştir

Tablo 5. Dedektör parametreleri ve teknik özellikleri (47).

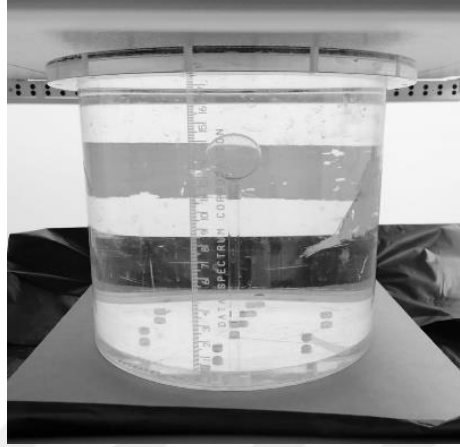
3.4.2 Jaszczak SPECT Fantom

Araştırmada kullanılan Jaszczak SPECT fantomun silindir iç boyutları 8.5" çap x 7.32" yükseklik (21,6 x 18,6 cm), silindir duvar kalınlığı 0.125" (3.2 mm) ve hacmi 6360 mL’dir (Şekil 45).

Küresel Kaynak

Küresel kaynak olarak, 15,3 mL hacimli ve 3,3 cm çaplı akrilik bir küre kullanılmıştır. Farklı aktivitelerde Tc-99m / I-123 radyonüklidleri ile doldurulan

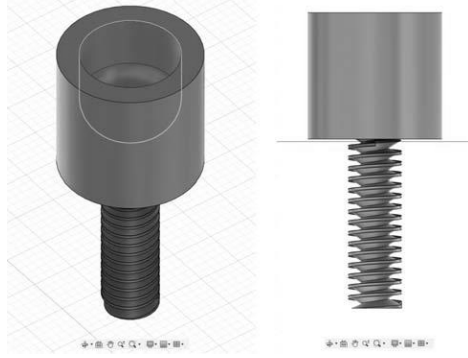
kürede kabarcık olmamasına dikkat edilmiş ve küresel kaynak, Jaszczak SPECT fantomun merkezine yerleştirilmiştir (Şekil 45). Kürenin yerleştirildiği Jaszczak SPECT fantom, arka plan aktivitesini sağlaması açısından kaynak aktivite konsantrasyonundan daha düşük aktivite konsantrasyonu ile doldurulmuştur.



Şekil 45. Jaszczak SPECT fantoma yerleştirilen küresel kaynak

Çizgisel Kaynak

Çizgisel kaynak olarak, Jaszczak SPECT fantomunun orijinal çubuklarına benzer nitelikteki polipropilen test tüpleri (5 hacimli, 1 cm çaplı, yarı saydam) kullanılmıştır. Test tüplerinin tabanları, küresel olması ve fantom tabanındaki delikler ile uyumlu olmadığından; hem tüpleri kavrayabilecek hem de deliklere monte edilebilecek vida aparatları tasarlanmıştır. Bu tasarımlar, Autodesk Fusion 360 programında çizilmiştir. Tasarımların baskısı fantomda tek tek denenerek, vida aparatının ölçüleri belirlenmiştir (Şekil 46). Adı geçen aparattan 12 adet baskı, İzmir Büyükşehir Belediyesi Meslek Fabrikası'nda bulunan 3B yazıcılar ile alınmıştır.

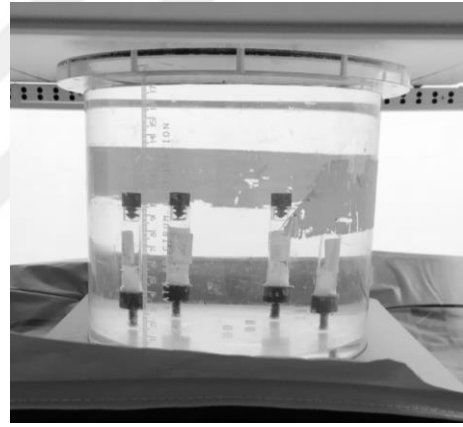


Şekil 46. Autodesk Fusion 360 programında tasarlanan vida aparatları.

Vida aparatlarının teminini takiben, fantom ve tüplerin içine aktivite doldurularak tüplerin sızdırmazlık kontrolleri yapılmış ve farklı ^{99m}Tc / ^{123}I aktiviteleri ile doldurulmuş dört adet tüp, Jaszczak SPECT fantoma dikey olarak yerleştirilmiştir (Şekil 47).



(a)

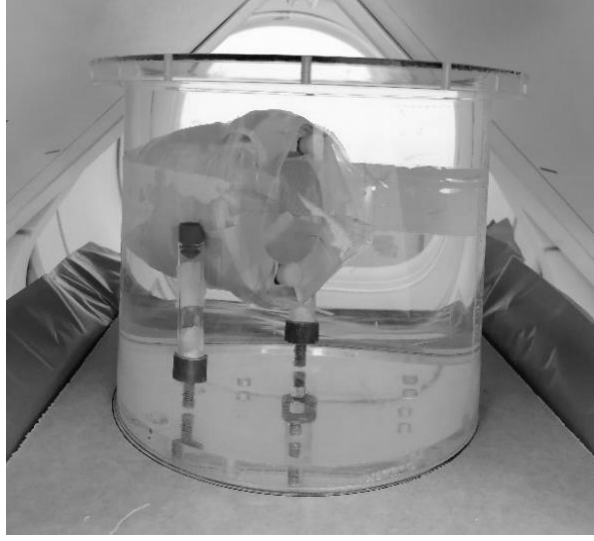


(b)

Şekil 47 (a) Jaszczak SPECT fantomu için temin edilen tüp ve kapak (b) Jaszczak SPECT fantoma yerleştirilen çizgisel kaynaklar

3.4.3 Kardiyak Insert Fantom

Araştırmada kullanılan kardiyak insert fantom, 8 cm çap ve yüksekliğinde olup 0,5 cm duvar kalınlığına sahiptir (Şekil 48). Kardiyak insert fantomun hazırlığı, olası bir bulaşı önlemek için sıcak laboratuvarında yapılmıştır. Kardiyak insert fantom, kabarcık oluşmamasına dikkat edilerek su ile doldurulmuş ve su sızdırmazlığı test edilmiştir. Daha sonra doz kalibratöründe ölçülen ^{99m}Tc veya ^{123}I aktiviteleri, kardiyak fantoma eklenmiştir.



Şekil 48. Kardiyak Insert Fantom

Hazırlanan kardiyak insert fantom; nükleer tıp miyokard görüntülemeye kalbin pozisyonu referans alınarak, saf su doldurulmuş tüplerle Jaszczak SPECT fantomu içine sabitlenmiştir (Şekil 49).



Şekil 49. Kardiyak insert fantomun miyokard görüntülemeye uygun sabitlenmesi

3.5 Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmada bağımlı değişken olarak kontrast, SNR (Sinyal/Gürültü oranı) ve FWHM kullanılmıştır. Kolimatör, enerji penceresi, aktivite ise bağımsız değişkenlerdir.

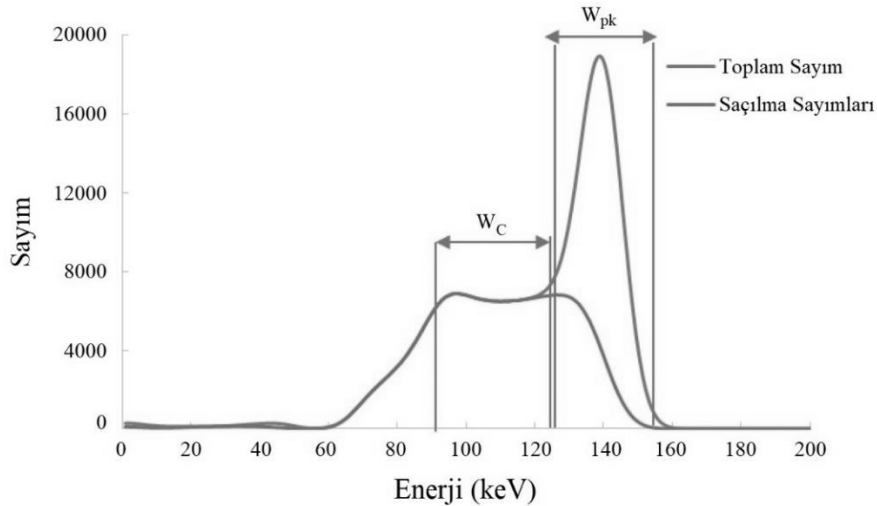
3.6 Veri Toplama Araçları

3.6.1 Araştırmada Kullanılan Compton Saçılma Düzeltme Yöntemleri

Literatürde; dar pencere yöntemi, offset tekniği, kanal oranı yöntemi, fotopik enerji dağılım analizi yöntemi, ikili enerji pencere (DEW) ve üçlü enerji pencere (TEW) yöntemi gibi Compton saçılmasına ilişkin düzeltme yöntemleri bulunmaktadır (6). Bu araştırmada; DEW ve TEW düzeltme yöntemleri, planar ve SPECT görüntülere uygulanmış, bu yöntemlerin etkinliği değerlendirilmiştir.

3.6.1.1 İkili Enerji Pencere (DEW) Saçılma Düzeltme Yöntemi

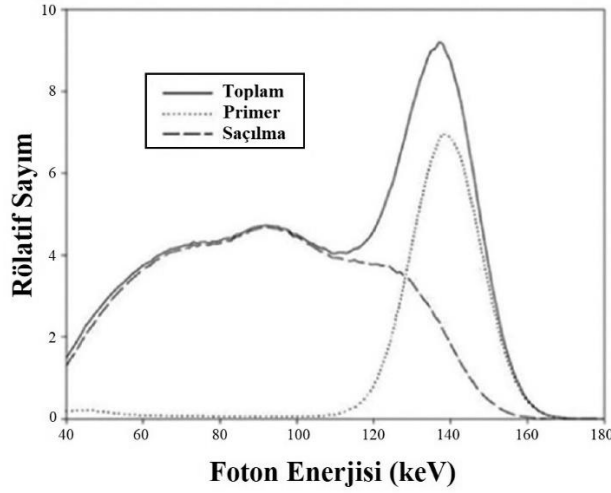
İkili Enerji Pencere (DEW; Dual-Energy Window) Yöntemi, Jaszczak ve ark.'ları (1984) tarafından önerilmiş ilk saçılma düzeltme yöntemidir. Hem SPECT hem PET için uygulanan bu saçılma düzeltme yöntemi, enerjiyi temel alan en basit yöntemdir. Bu yöntemde bir fotopik bir de saçılma için, birbirine komşu iki enerji penceresi kullanılmaktadır (Şekil 50). Her iki enerji penceresi de saçılmış ve saçılmamış fotonlardan kaynaklanan sayımları içermektedir (31). Fotopik penceresindeki saçılmış fotonlar, saçılma penceresindeki sayımlardan hesaplanmaktadır. Saçılma penceresinin enerjisi, fotopik penceresinin enerjisinden küçüktür (11).



Şekil 50. DEW Yöntemi'nde kullanılan enerji pencerelerinin, ^{99m}Tc enerji spektrumunda gösterimi. W_{pk} ve W_c , sırasıyla fotopik ve saçılma (Compton) enerji pencerelerini belirtmektedir (48).

Buna göre; ana pencere içindeki sayımlara katkı veren saçılmış fotonlar ($C_{saç}$), saçılma pencerelerindeki sayımların ana penceredeki sayımlardan çıkarılması ile tahmin edilmektedir [Eşitlik 19].

$$C_{primer} = C_{top} - C_{saç} \quad [19]$$

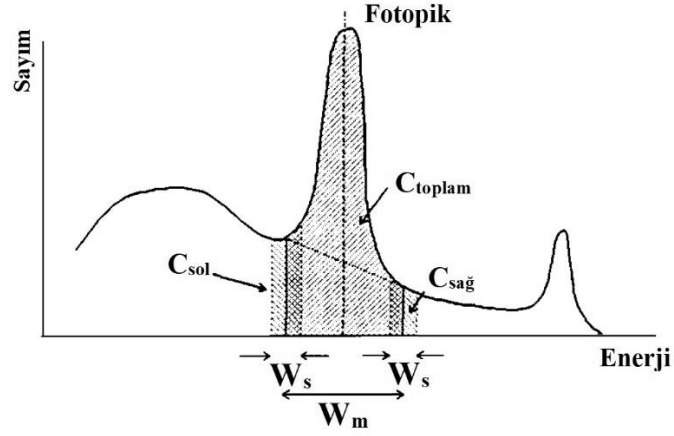


Şekil 51. Tc-99m aktivitesi içeren fantomun simülasyonu yapılmış toplam, primer ve saçılma enerji spektrumları (49).

3.6.1.2 Üçlü Enerji Pencere (TEW) Saçılma Düzeltme Yöntemi

Yamuk Yaklaşımlı Üçlü Enerji Pencere (TEW; Triple Energy Window) Yöntemi, nükleer tıpta kullanılan ve enerji spektrumunu temel alan bir saçılma düzeltme yöntemidir. Gama spektroskopisinde, net pik alanının Compton background düzeltmesi için kullanılan bu yöntemin, gama kamera görüntülerine uygulanması saçılma düzeltmesi için pratik bir çözüm sunmuştur (Şekil 52).

Yamuk Yaklaşımlı TEW yönteminin spektral gösterimi, Şekil 52’de verilmiştir. Bu yöntemde; fotopik enerji spektrumu içindeki Compton saçılma katkısı; fotopik penceresinin sol ve sağ tarafına açılan dar saçılma pencerelerinin (W_s) oluşturduğu yamuk alanından hesaplanmaktadır (10).



Şekil 52. TEW yöntemini açıklayan enerji spektrumu (11).

$C_{saç}$, ana pencerenin her iki yanında açılan saçılma pencerelerinin sayım bilgilerinden (C_{sol} ve $C_{sağ}$) hesaplanmaktadır (Şekil 52). Ana pencere genişliği, W_m ve saçılma penceresi genişliği, W_s ile gösterilirse; spektrum üzerinde sol tarafın yüksekliği (C_{sol}/W_s), sağ tarafın yüksekliği ($C_{sağ}/W_s$) ve taban genişliği W_m olan bir yamuk bölge oluşturulur. Bu yamuğun alanından, $C_{saç}$ hesaplanmaktadır: (49)

$$C_{saç} \cong \left(\frac{C_{sol}}{W_s} + \frac{C_{sağ}}{W_s} \right) \cdot \left(\frac{W_m}{2} \right) \quad [20]$$

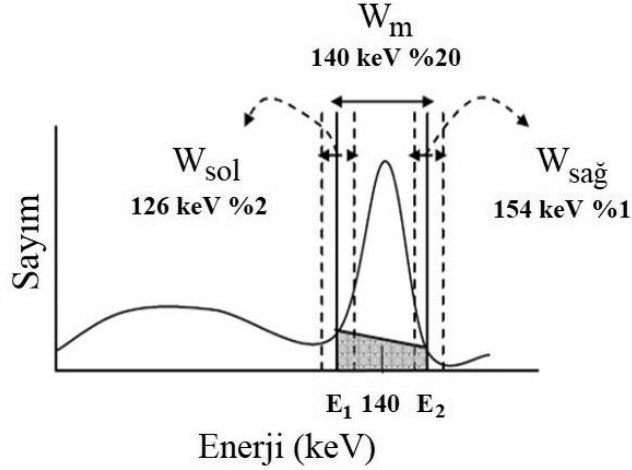
$$C_{primer} = C_{top} - \left(\frac{C_{sol}}{W_s} + \frac{C_{sağ}}{W_s} \right) \cdot \left(\frac{W_m}{2} \right), \quad [21]$$

Bu eşitlikte;

- C_{sol} ve $C_{sağ}$; sol (düşük enerji) ve sağ (yüksek enerji) saçılma pencerelerine kaydedilen sayımlar,
- W_s ; sol ve sağ saçılma pencerelerinin genişliği
- W_m ; ana pencere genişliği
- C_{top} ; ana penceredeki toplam sayımlar
- $C_{saç}$; ana pencere içindeki saçılmış fotonlardan kaynaklanan sayımlar
- C_{primer} ; ana pencere içindeki saçılmamış fotonlardan kaynaklanan sayımlar

3.6.2 Planar ve SPECT Görüntüleme

Araştırmada, Tc-99m ve I-123 görüntüleme protokolleri oluşturulurken; literatürde, DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinde tercih edilen fotopik ve saçılma enerji bilgilerinden faydalanılmıştır. Tc-99m görüntüleme protokollerinden biri için TEW Yöntemi'nin uygulaması, Şekil 53'te gösterilmiştir.



Şekil 53. Yamuk Yaklaşımlı TEW yönteminin spektral gösterimi.

Araştırmada; Tc-99m için 140,5 keV ve I-123 için 159 keV fotopik enerji aralıklarına ek olarak, DEW ve TEW yöntemleri için seçilen saçılma enerji aralıkları Tablo 7, 8'de verilmiştir. Tc-99m tek enerjili bir kaynak olduğundan; enerji spektrumunda Tc-99m fotopikinin (140,5 keV) sağından gelecek olan katkı ($C_{sağ}$) ihmal edilmiştir (10). Bu nedenle Tablo 7'de, geniş veya dar olmak üzere yalnızca tek bir saçılma penceresi kullanılmıştır.

<i>Protokol Numarası</i>	<i>Fotopik Enerji Aralığı (keV)</i>	<i>Saçılma Enerji Aralığı (keV)</i>
Geniş Pencere		
1 (8)	126-154 (% 20)*	93-123 (% 27,8)
2 (4)	126-154 (% 20)	100-125 (% 22)
3 (9)	127-153 (% 18,6)	92-125 (% 30)
4 (6)	126-154 (% 20)	92-125 (% 30)
Dar Pencere		
5 (10)	123-157 (% 24)	120-122 (% 1,66)
6 (11)	126-154 (% 20)	124-125 (% 0,8)
7 (11)	126-154 (% 20)	122-125 (% 2,42)
8 (11)	126-154 (% 20)	120-125 (% 4,08)
9 (11)	122-158 (% 26)	120-121 (% 0,82)

* Pencere Genişliği (%)

Tablo 6. Tc-99m görüntülemelerde DEW yöntemi için seçilen fotopik ve saçılma enerji aralıkları.

<i>Protokol Numarası</i>	<i>Fotopik Enerji Aralığı (keV)</i>	<i>Saçılma Enerji Aralığı (keV)</i>
TEW		
1 (10)	141-179 (% 24)*	137-139 (% 1,44) 180-182 (% 1,10)
2 (3)	143-174 (% 20)	133-143 (% 8) 175-185 (% 6)
3 (14)	143-174 (% 20)	132-142 (% 7) 176-186 (% 6)
4 (50)	147-170 (% 15)	136-146 (% 7) 173-185 (% 7)

* Pencere Genişliği (%)

Tablo 7. I-123 görüntülemelerde TEW yöntemi için seçilen fotopik ve saçılma enerji aralıkları.

Araştırmada Tc-99m / I-123 için planar ve SPECT görüntülemelerde kullanılan protokol bilgileri, Tablo 8’de verilmiştir. Buna göre; enerji penceresi-kolimatör seçimi, kameranın gantri derecesi, matris boyutu, zoom faktörü, toplam sayım gibi bilgiler gama kamera programına kaydedilmiştir.

^{99m} Tc		
Protokol Bilgileri	Planar Görüntüleme*	SPECT Görüntüleme**
Kolimatör	LEHR	LEHR
Gantri Derecesi	0°	0°
Matris	256x256	64x64
Zoom Faktörü	1,33	1,33
Toplam Sayım	5 milyon	-
Görüntüleme Açısı	-	30
Adımla ve Çek Süresi	-	25 s
Projeksiyon Sayısı	-	12
¹²³ I		
Kolimatör	LEHR, MEGP, HEGP	LEHR, MEGP, HEGP
Gantri Derecesi	0°	0°
Matris	256x256	64x64
Zoom Faktörü	1,46	1,33
Görüntüleme Süresi	300 s	540 s
Görüntüleme Açısı	-	30
Adımla ve Çek Süresi	-	25 s
Projeksiyon Sayısı	-	12

* Görüntüler, tek dedektör ile alınmıştır.

** Görüntüler, iki dedektör ile alınmıştır.

Tablo 8. Tc-99m ve I-123 görüntülemelerde kullanılan protokol bilgileri.

Araştırmada kullanılan gama kamera sistemine ilişkin SPECT özellikleri de Tablo 9’da verilmiştir.

SPECT	Teknik Özellik
Görüntü matrisi	64x64, 128x128, 256x256
Açısal görünüm çözünürlüğü ile adımla ve çek modu	3°, 5°, 6°, 9°, 10°, 15°, 18°, 20°, 30°, 45°, 60° adımları dahil
3°, 4°, 5° veya 6° açısal örneklemeli sürekli mod	
Kardiyak SPECT dedektör geometrisi	90° veya 180°
Dinamik SPECT	Teknik Özellik
Tek SPECT bileşen tarama süresi	Minimum – 1 dak/360° Maksimum – 15 dak/180°
H* modunda en fazla 40 birbirini izleyen tek SPECT taraması	
Desteklenen kolimatörler	LEHR, ELEGP, MEGP, HEGP ve yelpaze ışın
3°, 4°, 5° ve 6° açısal örneklemeli sürekli mod çekimi	
Pan ve zoom’u destekler	
Çoklu izotop ve çoklu pik enerji ayarlarını destekler	

* 180° açılı dedektör modu

Tablo 9. Gama kamera sisteminin SPECT özellikleri (47).

İteratif Rekonstrüksiyon İşlemi

SPECT görüntülemelerde kullanılan rekonstrüksiyon yöntemi ve parametreler, görüntü kalitesi üzerinde önemli rol oynamaktadır. Bu sebeple, SPECT görüntülerinin rekonstrüksiyonunda, alınan kesit görüntüleri üzerinde farklı rekonstrüksiyon parametreleri kullanılarak iteratif rekonstrüksiyon için optimum rekonstrüksiyon parametreleri belirlenmiştir. Buna göre iteratif rekonstrüksiyon yönteminde OSEM algoritması kullanılmış, iterasyon sayısı 2, alt grup 10 seçilmiştir.

3.6.3 Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi

Araştırmada, Tc-99m / I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel-çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun planar ve SPECT görüntülerine, DEW / TEW düzeltme yöntemleri uygulanmıştır. Bu yöntemlerin etkinliği; kontrast, sinyal/gürültü oranı (SNR) ve yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM) gibi temel görüntü kalite parametreleri ile değerlendirilmiştir.

3.6.3.1 Görüntülerde ROI Seçimi

ROI (Region of Interest) yani görüntüler üzerinde ilgilenilen alan, görüntüde tam olarak radyoaktif kaynağa karşılık gelen alanı ifade etmektedir. Sayım değerlerini ve dolayısıyla görüntü kalitesini doğrudan etkilediği için ROI alanı, görüntü parametrelerinin değerlendirilmesinde en önemli husustur. İlgi alanı, belirli bir amaç için tanımlanan bir veri seti içindeki örneklemdir ve bir görüntü üzerinde manuel veya bilgisayar tarafından otomatik olarak çizdirilebilir (27,51,52).

ROI içinde kalan piksellerdeki sayımların toplamı, görüntüdeki ilgili bölüm aktivitesinin bir göstergesidir. Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılan kontrast, SNR, FWHM parametrelerinin hesabı için görüntüler üzerinde kaynak ve BG (background) ROI'leri çizilmiştir. Kaynak ROI'ler, küresel ve çizgisel kaynak görüntülerinde aktivite tutulumunu kapsayacak şekilde çizilmiştir. Benzer olarak, görüntüler üzerinde kaynak ROI'leri ile BG ROI'lerinin aynı piksel sayısı içermelerine dikkat edilmiştir (Şekil 54, 55).

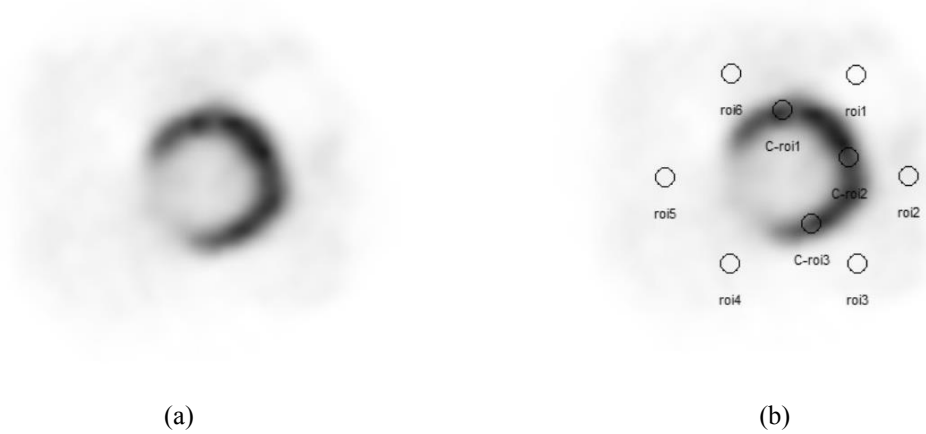


Şekil 54. (a) Küresel kaynağın transaksiyel görüntüsü, (b) görüntüye çizilen kaynak-BG ROI'leri



Şekil 55. (a) Çizgisel kaynağın transaksiyel görüntüsü, (b) görüntüye çizilen kaynak-BG ROI'leri

Kardiyak fantom SPECT görüntülerinde miyokardın kısa aks kesitlerinde üç adet kaynak ROI çizilirken; BG ROI'leri, aktivite tutulumunun olmadığı alandan altı adet çizilmiştir (Şekil 56).



Şekil 56. (a) Kardiyak fantomun SPECT görüntüsü, (b) kardiyak görüntüsüne çizilen kaynak-BG ROI'leri

3.6.3.2 Kontrast

Bir görüntüde kontrast, birbirine yakın bölgelerin aktivite dağılımlarına karşılık gelen sayım yoğunlukları arasındaki rölatif farklılıklardır. Böylece kontrast, bir görüntüde anormal olan bir dokunun çevresindeki dokuya göre ayırt edilebilirliğinin bir ölçüsüdür (28). Örnek olarak Şekil 54'teki görüntünün kontrastı, Eşitlik 22 kullanılarak hesaplanmaktadır.

$$Kontrast = \frac{C_{kaynak} - C_{BG}}{C_{BG}} \quad [22]$$

Bu eşitlikte; C_{kaynak} (sayım/piksel) ve C_{BG} (sayım/piksel) sırasıyla, görüntü üzerinde çizilen kaynak ve BG ROI'lerden okunan sayımlardır. Burada C_{BG} hesaplanırken; küresel ve çizgisel kaynak için sırasıyla, beş ve dokuz adet BG ROI'sinin ortalaması alınmıştır (Şekil 54.b, Şekil 55.b).

3.6.3.3 Sinyal/Gürültü Oranı (SNR)

Sinyal-gürültü oranı (SNR), bir görüntüdeki sinyal gücünü ifade etmektedir (33). Nükleer tıpta bir görüntünün istatistiksel gürültüsü, görüntülenecek objenin birim alan (cm^2) başına dedekte edilen γ -ışınlarının sayısı olarak tanımlanan veri yoğunluğu ile ilişkilidir (22). SNR, dedektörlere ulaşan ve görüntüye katkıda bulunan foton sayısına bağlıdır. Buna göre; dedektörlere ulaşan foton sayısı ne kadar yüksekse, sinyal o kadar büyük ve gürültü de o kadar düşük olacaktır (36). Araştırmada SNR, görüntü üzerinde çizilen kaynak ve BG ROI'lerinden okunan ortalama sayım (C_{kaynak} , C_{BG}) ve standart sapma (δ_{BG}) verileri kullanılarak Eşitlik 23 ile hesaplanmıştır.

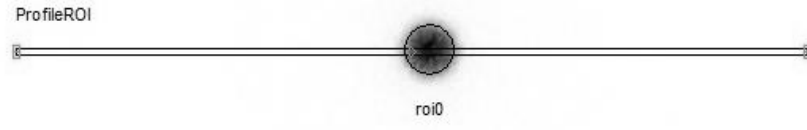
$$SNR = \frac{C_{BG} - C_{kaynak}}{\delta_{BG}} \quad [23]$$

3.6.3.4 Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (FWHM)

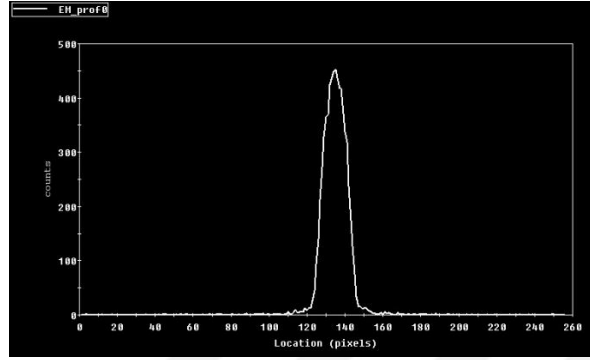
Uzaysal rezulasyon, bir nokta ya da çizgisel kaynağa karşılık aktivite profilini gösterir ve nokta dağılım fonksiyonu (PSF) ya da çizgisel dağılım fonksiyonu (LSF) olarak adlandırılır. Uzaysal rezulasyon, aktivite profilinin FWHM veya FWTM'u ile değerlendirilebilir (33). Görüntü kalite parametreleri arasında büyük öneme sahip olan FWHM parametresi, kaynak görüntülerine çizdirilen profil eğrilerinden okunmaktadır.

Araştırmada tüm planar ve SPECT görüntüleri üzerinde “Xeleris 4.0 Processing & Review” iş istasyonu kullanılarak, Tc-99m/I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom görüntülerinin üzerine her bir kaynak ROI’sinin merkezi boyunca dikdörtgen profil ROI’leri çizilmiştir. Aynı programda, dikdörtgen profil ROI’leri dikkate alınarak profil eğrileri elde edilmiş ve profil eğrilerinden FWHM verileri okunmuştur. Küresel kaynak ve kardiyak fantom görüntülerine çizilen profil ROI’lerin gösterimi, şekil 57’de yer almaktadır.





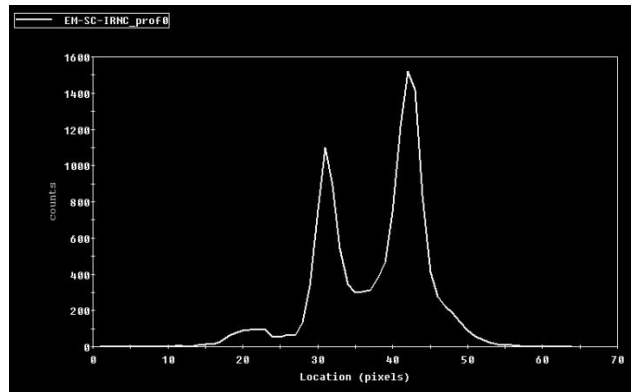
(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 57. Küresel kaynak (a) ve kardiyak fantom görüntüsüne (c) çizilen profil ROI'ler. (b, d) Profil ROI'lerinden elde edilen profil eğrileri.

3.7 Verilerin Değerlendirilmesi

Tc-99m / I-123 aktiviteli küresel-çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun farklı protokollerde alınan planar ve SPECT görüntülerine, DEW / TEW düzeltme yöntemleri uygulanarak yöntemin etkinliği; kontrast, SNR ve FWHM gibi görüntü kalite parametreleri ile incelenmiştir.

3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmada planar ve SPECT görüntüleme için uygun zaman dilimleri, gama kamera sisteminin kullanılmadığı ve Tc-99m jeneratörünün alınmadığı haftalarda denk getirilmeye çalışılmıştır. Dolayısıyla bir zaman kısıtlaması yaşanmıştır.

3.9 Etik Kurul Onayı

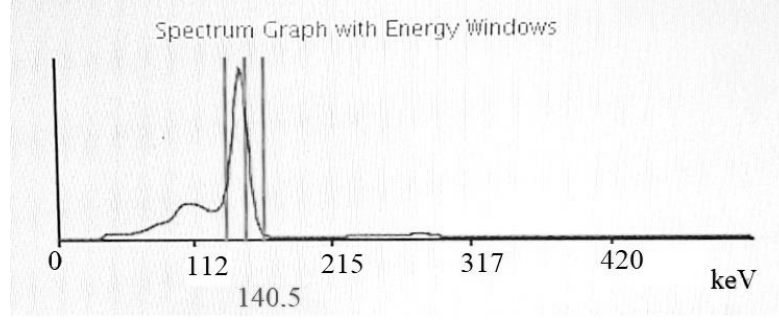
Araştırma DEÜ Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu (GOAEK) tarafından 13.03.2019 tarihli, 4493-GOA protokol numaralı ve 2019/06-30 karar numarası ile görüşülmüş ve onaylanmıştır.

4. BULGULAR

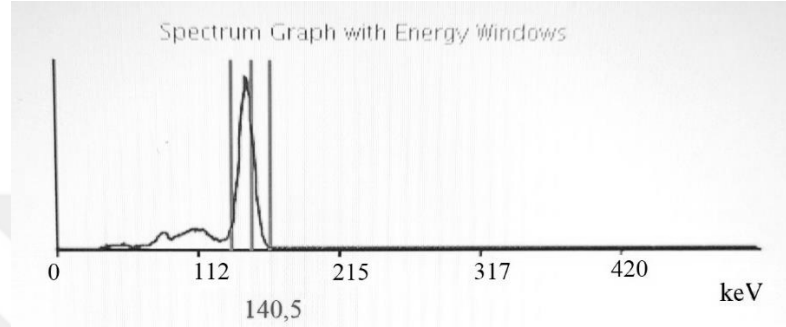
4.1 Tc-99m Enerji Spektrumu

Nükleer tıpta görüntülerin kalitesini, radyonüklidden yayınlanan fotonların atenüasyonu ve saçılması etkilemektedir. Atenüasyona uğrayan fotonlar dedektöre ulaşmadığı için görüntüye herhangi bir katkı sağlamazken; saçılan fotonlar algılanırlar. Saçılan bu fotonlar, radyonüklidden yayınlanan birincil fotonlardan daha düşük enerjiye sahip olduklarından, genellikle fotopik enerjisinden daha düşük enerjilerde dedekte edilir. Bununla birlikte, gama kameralarda kullanılan NaI(Tl) sintilasyon kristalinin sınırlı enerji rezulasyonu nedeniyle, görüntülemeye kullanılan fotopik enerji penceresinde her zaman bir miktar saçılan foton algılanır. Örneğin Tc-99m SPECT görüntülemeye, fotopik enerji penceresinde dedekte edilen fotonların yaklaşık %30-40'ı saçılan fotonlardır ve bu fotonlar, görüntüye katkıda bulunarak görüntünün bulanıklaşmasına ve görüntü kontrastının kötüleşmesine sebep olmaktadır (53).

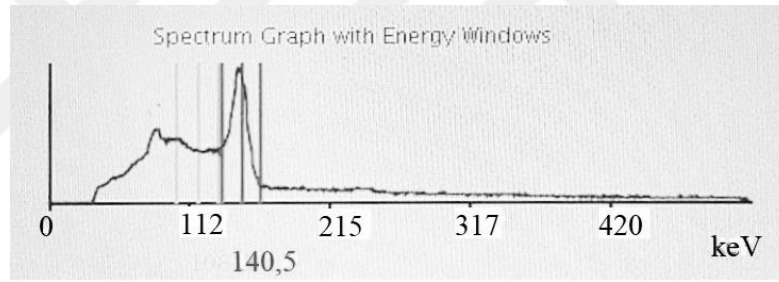
Şekil 58. (a), (b), (c)'de sırasıyla; Tc-99m nokta kaynağı ile kolimatörsüz, Tc-99m nokta kaynağı ile LEHR kolimatörlü ve Jaszczak fantom içine yerleştirilen küresel Tc-99m kaynağının LEHR kolimatörü ile alınan enerji spektrum örnekleri verilmiştir. Gama kamera sisteminde Tc-99m nokta kaynağı ile kolimatörsüz alınan spektrumda (Şekil 58.a), Tc-99m'in 140,5 keV enerjili fotopikinin sol tarafında, foton saçılmalarından kaynaklanan Compton sürekli bölgesi ve iyot atomunun karakteristik K-yörünge X-ışınının kristalden kaçması ile oluşan iyot kaçak pikinin (112 keV) üst üste bindiği görülmektedir. Aynı kaynağın LEHR kolimatörü ile alınan enerji spektrumunda (Şekil 58.b), fotopikin sol tarafında Compton sürekli bölgesine ait sayımların azaldığı görülmektedir. Bununla birlikte Tc-99m'in 140,5 keV enerjili fotonu ile kurşun kolimatörün etkileşimi sonucu, yaklaşık 75 keV enerjide oluşan karakteristik kurşun X-ışını piki de ortaya çıkmıştır. Ancak, Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş Jaszczak fantom içine yerleştirilen Tc-99m küresel kaynağının verdiği enerji spektrumunda (Şekil 58.c); Şekil 58.a ve b'ye kıyasla Compton sürekli bölgesinin oluşturduğu alanın oldukça genişlediği açıkça görülmektedir. Bunun sebebi, Şekil 30.b'de bahsedildiği üzere; Tc-99m'in 140,5 keV enerjili fotonun Jaszczak fantomun su ortamında daha fazla saçılmaya uğramasıdır.



(a)



(b)



(c)

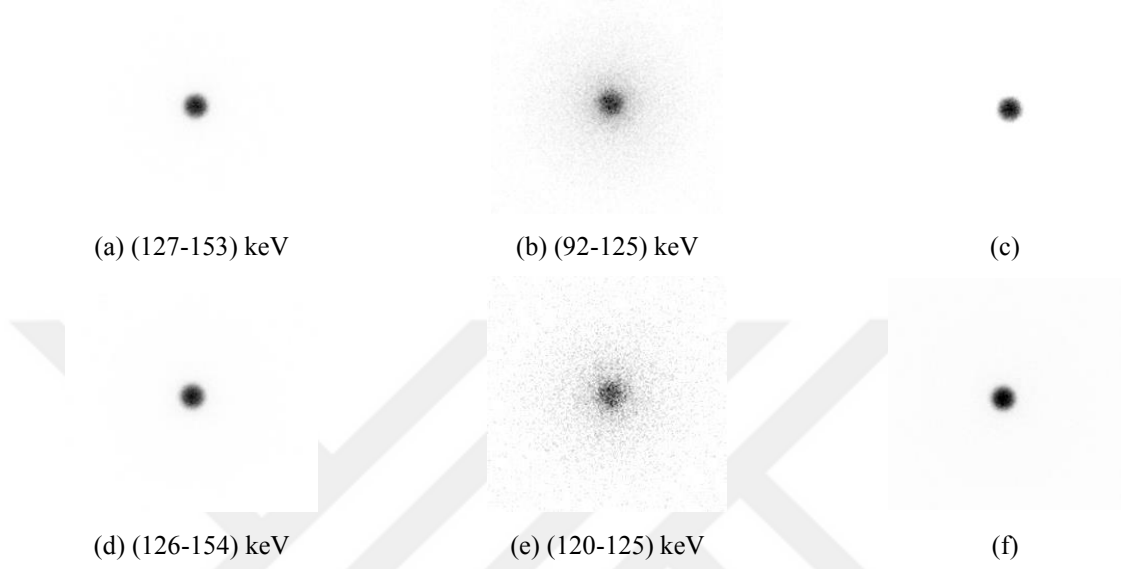
Şekil 58. Tc-99m nokta kaynağının (a) kolimatörsüz, (b) LEHR kolimatörü ile alınan ve (c) Jaszczak fantom içine yerleştirilmiş Tc-99m aktivitesi içeren küresel kaynağın LEHR kolimatörü ile alınan enerji spektrumları.

4.2 Tc-99m ile Alınan Küresel ve Çizgisel Kaynak Planar Görüntüleri

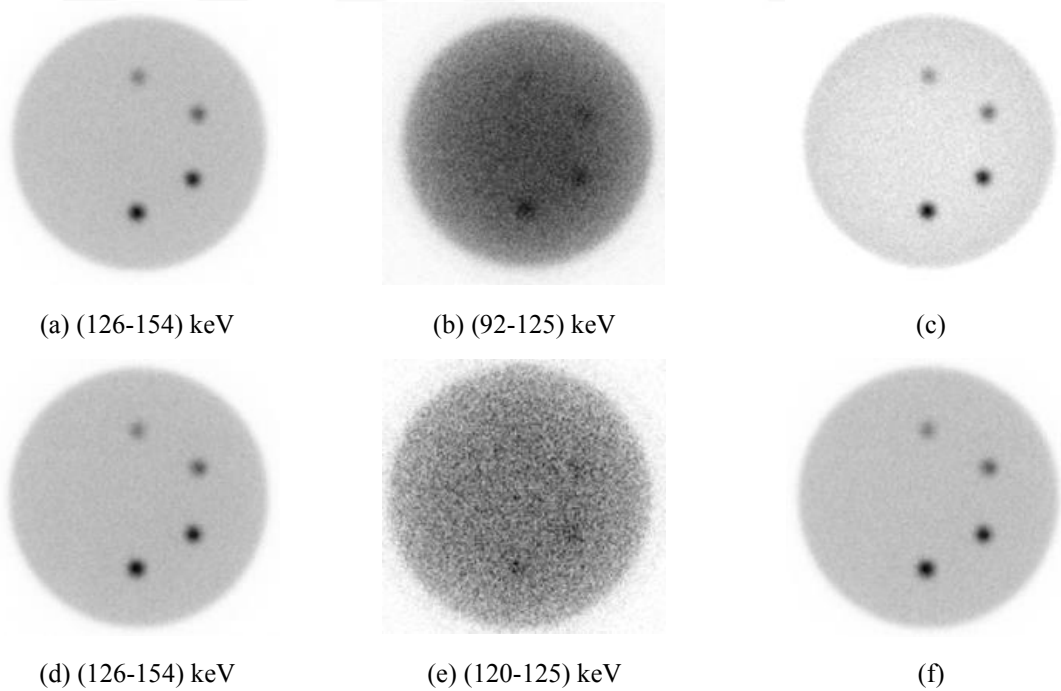
4.2.1 DEW Saçılma Düzeltme Yönteminin Uygulandığı Planar Görüntüleri

Araştırmada Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntüleri; Tablo 6'da yer alan fotopik/saçılma enerji aralıkları ve Tablo 8'de verilen protokol bilgileri uyarınca LEHR kolimatörlü gama kamera cihazı kullanılarak alınmıştır. Bu görüntülere ilişkin bazı örnekler, Şekil 59 ve 60'ta verilmiştir. Şekil 59.a ve Şekil 60.a'da, Tablo 6'da verilen fotopik enerji pencereleri kullanılarak alınan küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntüleri verilmiştir. Şekil 59.b ve Şekil 60.b'de ise aynı tabloda yer alan saçılma enerji pencereleri kullanılarak alınan küresel

ve çizgisel kaynakların planar görüntüleri verilmiştir. Bölüm 3'te DEW saçılma düzeltme yönteminde anlatıldığı şekilde, fotopik enerji penceresi kullanılarak alınan küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntülerine DEW saçılma düzeltme yöntemi uygulanmıştır.



Şekil 59. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynağın (a, d) fotopik penceresi, (b, e) saçılma penceresi kullanılarak alınan planar görüntüleri, (c, f) DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntüleri



Şekil 60. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynağın (a, d) fotopik penceresi, (b, e) saçılma penceresi kullanılarak alınan planar görüntüleri, (c, f) DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntüleri.

4.2.2 Küresel ve Çizgisel Kaynak için Planar Görüntü Kalite Parametreleri

4.2.3.1 Kontrast

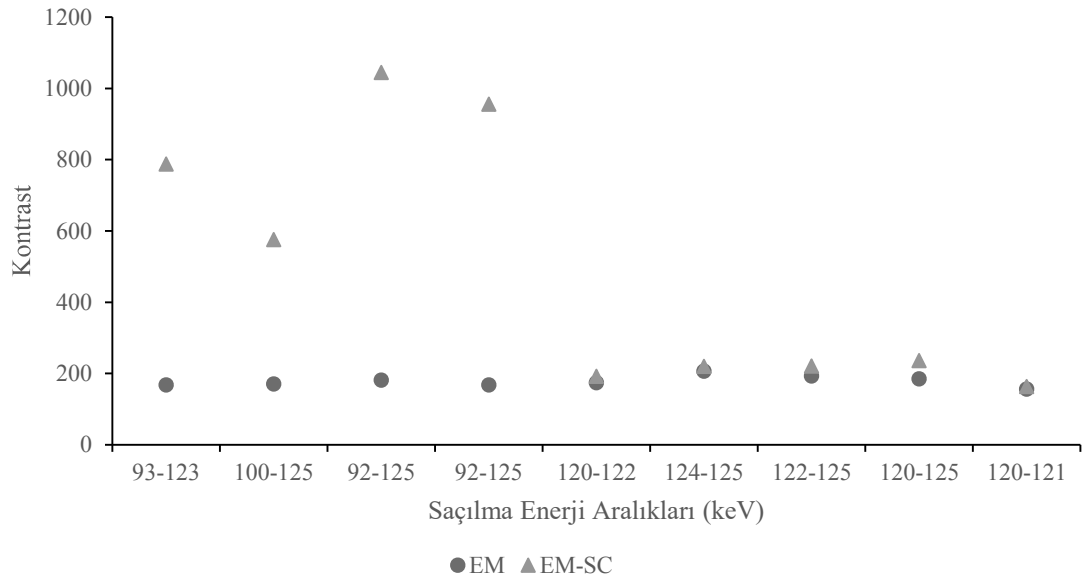
Küresel ve çizgisel kaynak ile alınan planar görüntülere uygulanan DEW düzeltme yönteminin etkinliğini değerlendirmede kullanılan parametrelerden biri olan kontrast, Bölüm 3'te verilen Eşitlik 22 kullanılarak hesaplanmıştır. Kaynak aktivite konsantrasyonu 5 $\mu\text{Ci/ml}$ olarak hazırlanan küresel Tc-99m kaynağı ile alınan planar görüntüler için kontrast değerleri, Tablo 10'da verilmiştir. Tüm protokoller için, DEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerde kontrastta artış gözlenmiştir (Tablo 10). Bununla birlikte kontrast parametreleri karşılaştırıldığında, saçılma enerji aralığı 92-125 keV olarak seçilen protokolün, en iyi görüntüyü verdiği saptanmıştır.

Kontrast		
Protokol Numarası	Görüntüleme Yöntemi	
	EM*	EM-SC**
Geniş Pencere		
1	168	788
2	170	576
3	181	1045
4	168	956
Dar Pencere		
5	174	192
6	206	220
7	193	221
8	185	236
9	156	163

(*) DEW yöntemi uygulanmayan
(**) DEW yöntemi uygulanan

Tablo 10. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri

DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntülerin kontrast parametreleri; saçılma enerji aralıklarının dar ve geniş olduğu durumlara göre ayrı ayrı incelenmiştir. Buna göre; saçılma penceresinin geniş tutulduğu protokollerin tümünde görüntü kontrast parametreleri, saçılma penceresinin dar seçildiği protokollere kıyasla daha yüksek bulunmuştur (Grafik 1). Bu bulgu, literatür ile uyumludur (31,48). Bu nedenle, DEW düzeltme yönteminde saçılma enerji aralıklarının geniş tutulması önerilmektedir.



Grafik 1. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan planar görüntüler için geniş/dar saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.

		Kontrast								
Çizgisel Kaynak Aktivite Konsantrasyonu (μCi/ml)	Görüntüleme Yöntemi	Geniş Pencere				Dar Pencere				
		Prot. 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4	Prot. 5	Prot. 6	Prot. 7	Prot. 8	Prot. 9
42	EM*	1,7	1,6	1,7	1,6	1,6	1,7	1,7	1,7	1,6
	EM-SC**	3,2	2,6	3,6	3,4	1,7	1,7	1,7	1,8	1,6
33	EM	1,4	1,4	1,5	1,4	1,4	1,4	1,4	1,4	1,5
	EM-SC	2,7	2,2	3,1	2,9	1,5	1,5	1,5	1,5	1,4
24	EM	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
	EM-SC	1,7	1,4	1,9	1,8	0,9	0,9	1,0	1,0	0,9
17	EM	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,5
	EM-SC	1,0	0,9	1,2	1,1	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6

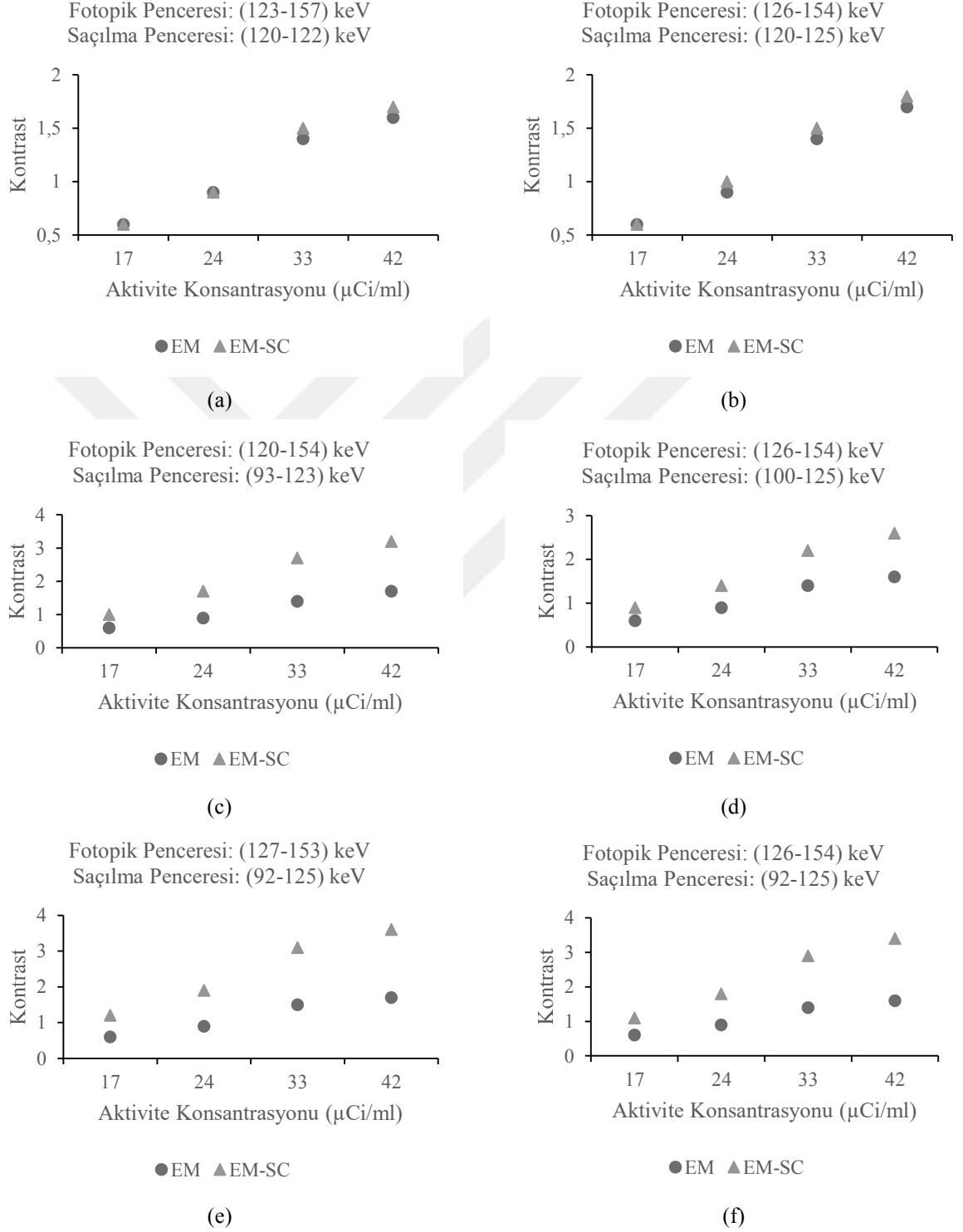
(*) DEW yöntemi uygulanmayan

(**) DEW yöntemi uygulanan

Tablo 11. Farklı Tc-99m aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin kontrast parametreleri.

Tablo 11’de, farklı Tc-99m aktivite konsantrasyonları (17-42) μCi/ml içeren dört çizgisel kaynak ile dokuz farklı protokolde (Tablo 6) alınan planar görüntüler için kontrast parametreleri verilmiştir. Saçılma enerji aralığı dar tutulan protokoller için DEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerde, kontrastta çok az artış gözlenirken (Grafik 2.a, b); saçılma enerji aralığı geniş seçilen görüntülerde kontrastta belirgin bir artış saptanmıştır (Grafik 2.c-f). DEW düzeltme yönteminin uygulandığı görüntülerde gözlenen kontrast parametresindeki artış, literatür ile uyum içindedir (6,7,9,48)).

Bununla birlikte çizgisel kaynak görüntülerinin kontrastında en yüksek artış, araştırılan tüm aktivite konsantrasyonları için saçılma enerji aralığı (92-125) keV seçildiğinde saptanmıştır.



Grafik 2. Farklı Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin, aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimleri.

4.2.3.2 SNR

Sinyal-gürültü oranı (SNR), bir görüntüdeki sinyal gücünü ifade etmektedir (33). Bölüm 3’te verilen SNR parametresi (Eşitlik 23), çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere uygulanan DEW düzeltme yönteminin etkinliğini değerlendirmek üzere kullanılmıştır. Tablo 12’de, farklı Tc-99m aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynakların planar görüntüleri için hesaplanan SNR parametreleri verilmiştir.

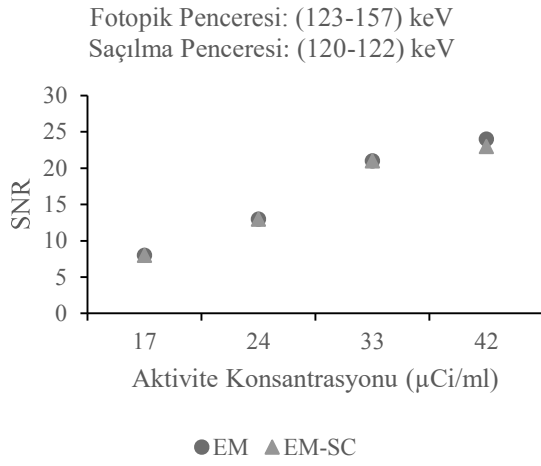
SNR										
Çizgisel Kaynak Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Geniş Pencere				Dar Pencere				
		Prot. 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4	Prot. 5	Prot. 6	Prot. 7	Prot. 8	Prot. 9
42	EM*	24	23	22	23	24	23	23	23	22
	EM-SC**	17	18	16	16	23	23	22	22	22
33	EM	21	20	19	20	21	20	20	20	19
	EM-SC	14	15	14	14	21	20	19	19	19
24	EM	13	12	12	13	13	13	13	13	12
	EM-SC	9	10	8	9	13	12	12	12	12
17	EM	8	8	8	8	8	8	8	8	8
	EM-SC	5	6	5	5	8	8	8	8	8

(*) DEW yöntemi uygulanmayan

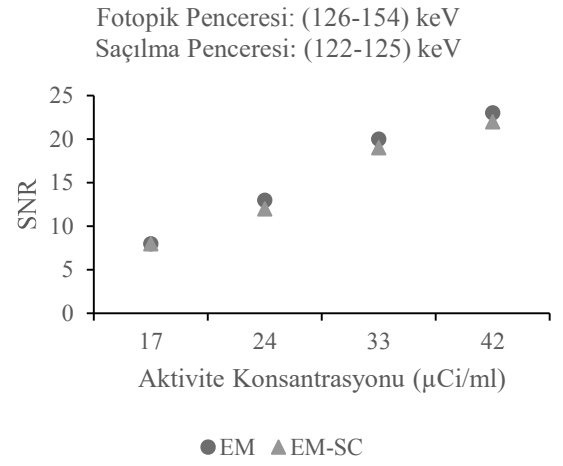
(**) DEW yöntemi uygulanan

Tablo 12. Farklı Tc-99m aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin SNR parametreleri.

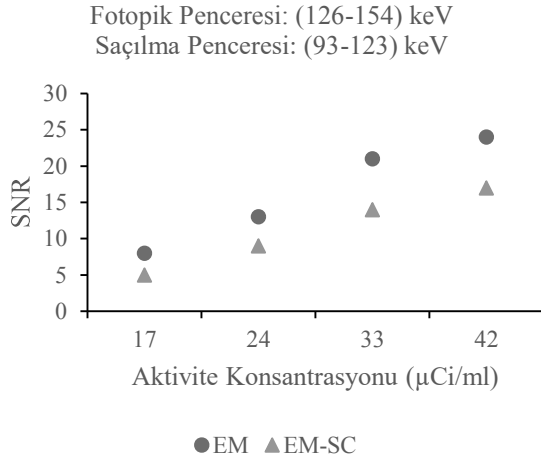
Tablo 11’de verilen kontrast parametrelerine benzer olarak, saçılma penceresi dar tutulan protokoller için DEW düzeltme yöntemi uygulanan çizgisel kaynak planar görüntülerin SNR parametrelerinde çok az değişim gözlenmiştir (Grafik 3.a, b). Bununla birlikte saçılma enerji aralığı geniş tutulan protokoller için DEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerde, SNR değerlerinde belirgin bir azalma saptanmıştır (Grafik 3.c-f). Tablo 12’ye göre, çizgisel kaynak görüntülerine ilişkin SNR’da en büyük fark, saçılma enerji aralığı (93-123) keV seçildiğinde saptanmıştır.



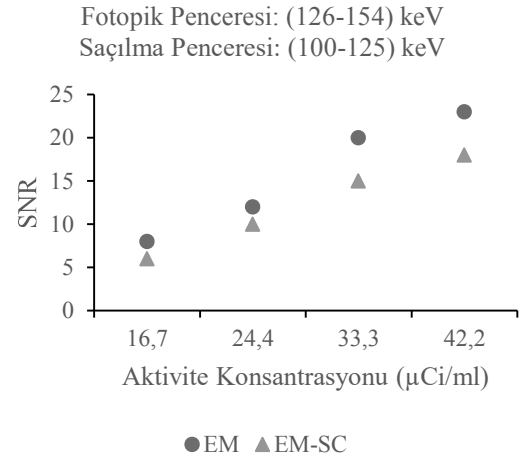
(a)



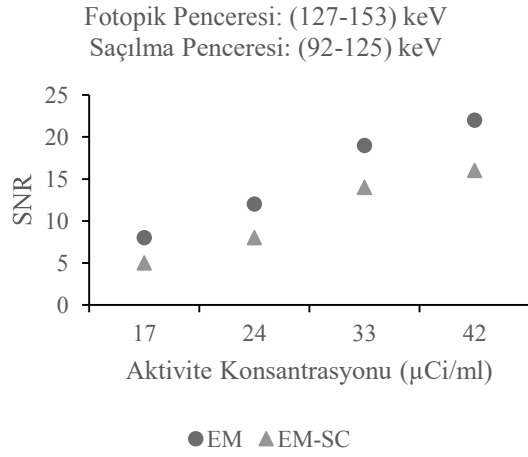
(b)



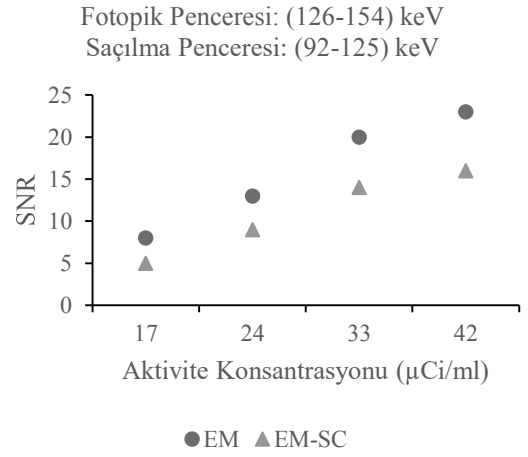
(a)



(b)



(c)

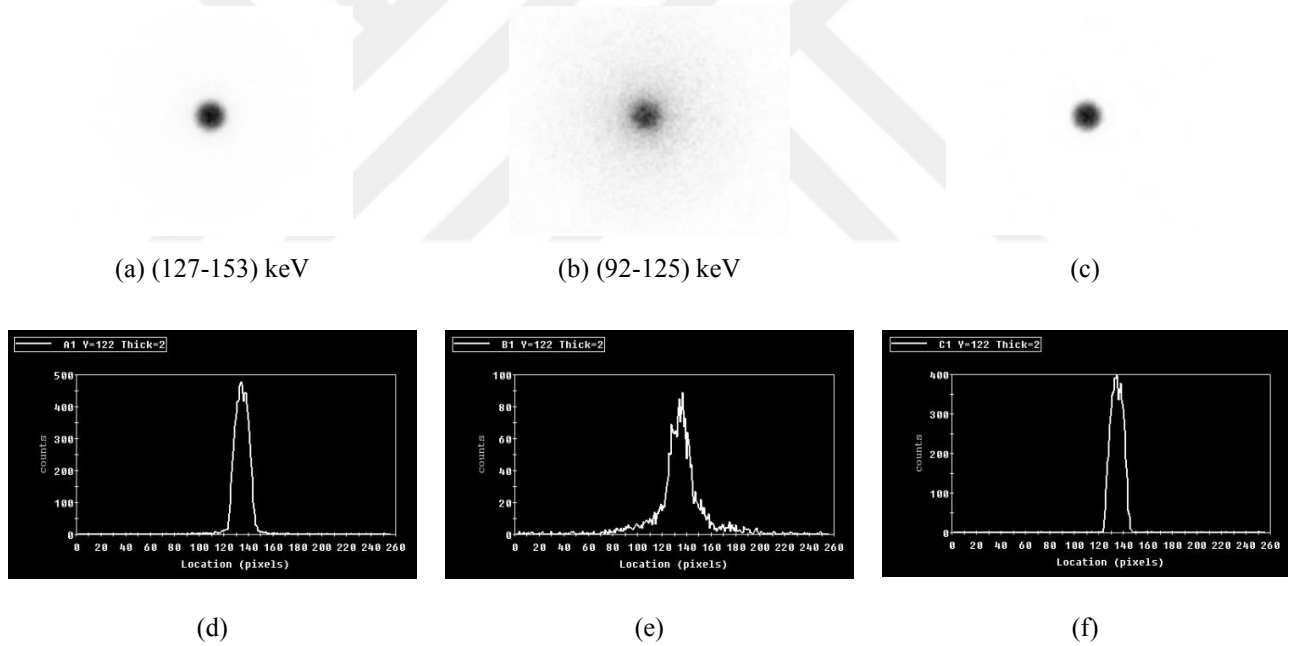


(d)

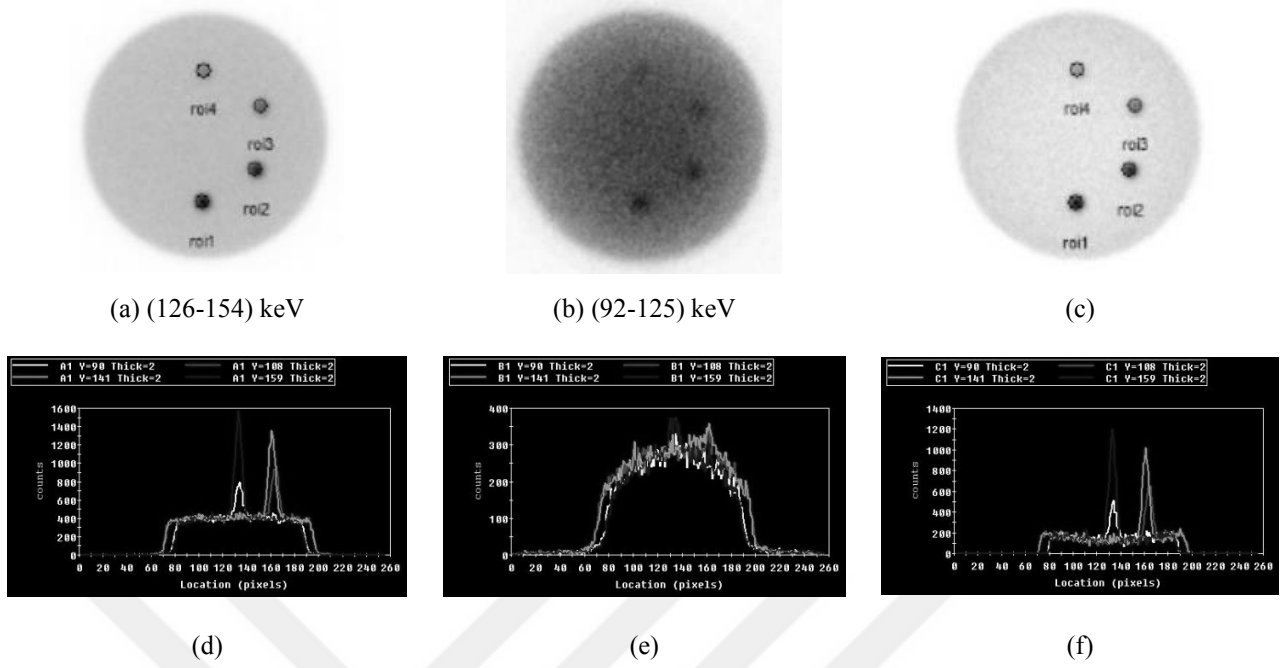
Grafik 3. Farklı Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin, aktivite konsantrasyonuna bağlı SNR değişimleri.

4.2.3.3 FWHM

Bölüm 2’de anlatıldığı üzere uzaysal rezulasyon, kaynak profilinin FWHM parametresinden hesaplanmaktadır. Araştırmada Tc-99m aktivitesi ile hazırlanan küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntülerine ilişkin örnek görüntüler, Şekil 61 ve 62’de verilmiştir. Buna göre; Tablo 6’da verilen fotopik enerji aralıkları kullanılarak alınan küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntüleri, Şekil 61.a ve Şekil 62.a’da ve aynı tabloda yer alan saçılma enerji aralıklarının kullanıldığı kaynak planar görüntüleri ise Şekil 61.b ve Şekil 62.b’de verilmiştir. Fotopik enerji pencereleri kullanılarak alınan görüntülere DEW düzeltme yöntemi uygulanmış ve bu görüntüler Şekil 61.c ve Şekil 62.c’de verilmiştir. Şekil 61.a-c ve Şekil 62.a-c’da verilen küresel/çizgisel kaynak planar görüntülerine ilişkin profil eğrileri; sırasıyla, Şekil 61.d-f ve Şekil 62.d-f’de yer almaktadır.



Şekil 61. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynağın (a) fotopik penceresi, (b) saçılma penceresi kullanılarak alınan planar görüntü, (c) DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntü ve (d, e, f) sırasıyla bu üç görüntüye ilişkin profil eğrileri.



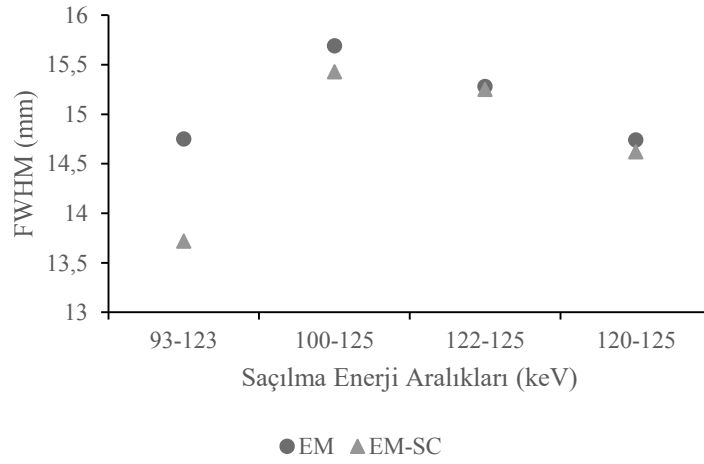
Şekil 62. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynakların (a) fotopik penceresi, (b) saçılma penceresi kullanılarak alınan planar görüntü, (c) DEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntü ve (d, e, f) sırasıyla bu üç görüntüye ilişkin profil eğrileri.

Şekil 61 ve 62’de, farklı fotopik/saçılma enerji aralık kombinasyonları ile alınan bazı Tc-99m küresel ve çizgisel kaynak planar görüntüleri verilmiştir. Şekil 61.c ve 62.c’de, küresel ve çizgisel kaynak görüntülerine uygulanan DEW saçılma düzeltme yönteminin etkisi, DEW yöntemi uygulanan görüntülere ilişkin profil eğrilerinden açıkça görülmektedir. Şöyle ki, küresel kaynak için Şekil 61.f’de ve çizgisel kaynak için Şekil 62.f’de görüldüğü üzere; DEW saçılma düzeltme yönteminin uygulandığı görüntülere ilişkin saçılan fotonların katkı verdiği sayımların oluşturduğu ve profil sayım eğrilerinin altında kalan alan azalmıştır.

FWHM (mm)		
Protokol Numarası	Görüntüleme Yöntemi	
	EM*	EM-SC**
Geniş Pencere		
1	14,75	13,72
2	15,69	15,43
3	15,00	13,97
4	14,60	14,03
Dar Pencere		
5	14,71	14,70
6	15,70	15,73
7	15,28	15,25
8	14,74	14,62
9	15,05	15,06
(*) DEW yöntemi uygulanmayan		
(**) DEW yöntemi uygulanan		

Tablo 13. Küresel Tc-99m kaynağı (5 µCi/ml) ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.

Araştırmada Tc-99m kaynağı ile alınan ve farklı fotopik/saçılma enerji aralık kombinasyonları kullanılarak DEW saçılma düzeltme yöntemi uygulanan küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntülere ilişkin FWHM parametreleri sırasıyla, Tablo 13 ve Tablo 14’te yer almaktadır. Tablo 13 ve Tablo 14 incelendiğinde geniş ve dar saçılma enerji pencerelerini içeren tüm protokoller için DEW saçılma düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerin FWHM parametrelerinde azalma görülmüştür (Grafik 4 ve 5.a-d)). Bununla birlikte, saçılma enerji aralığı geniş tutulan görüntüler için FWHM parametresinin, saçılma enerji penceresinin dar seçildiği görüntülere kıyasla, daha düşük olduğu görülmektedir.



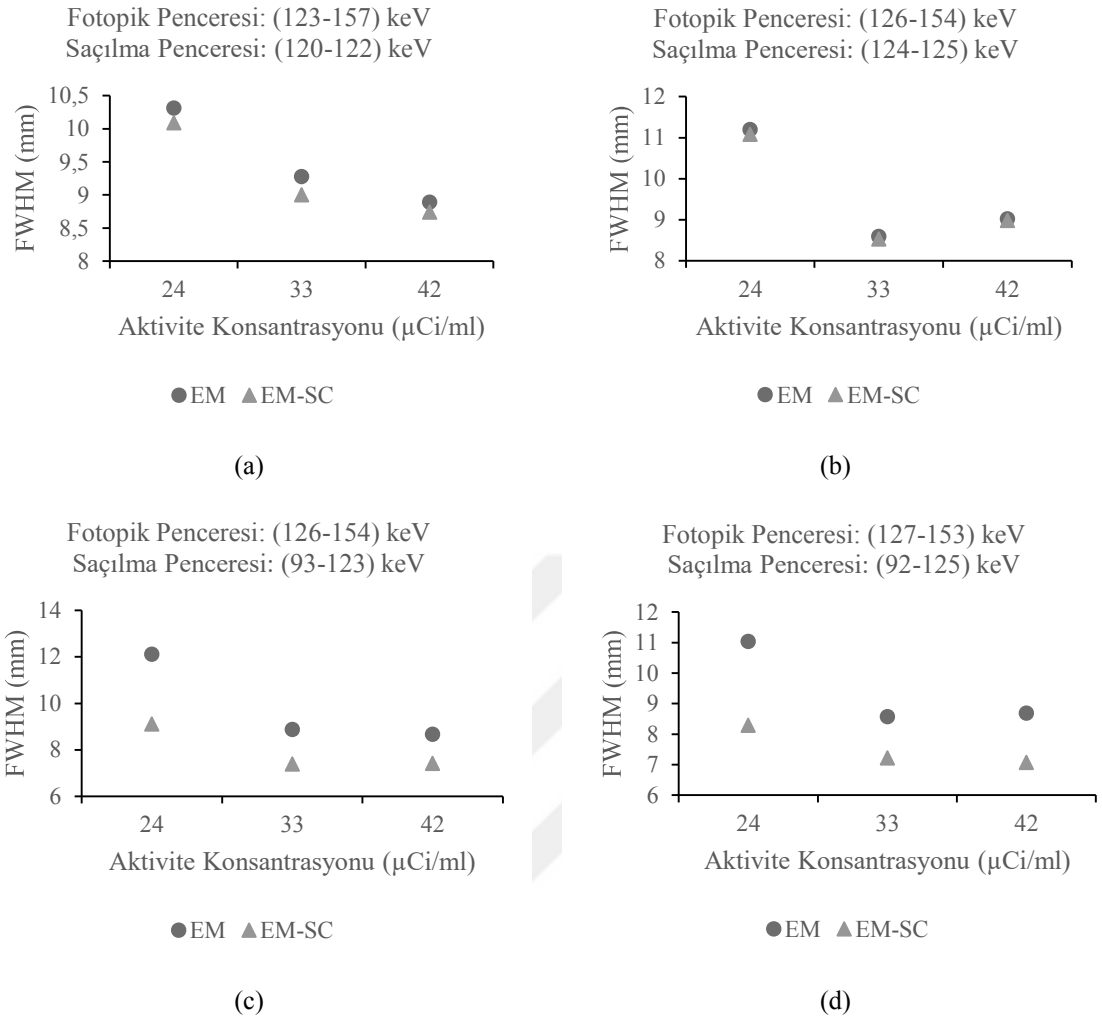
Grafik 4. Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynak ile alınan planar görüntülerine ilişkin, saçılma enerji aralığına bağlı FWHM değişimleri.

		FWHM (mm)								
Çizgisel Kaynak Aktivite Konsantrasyonu (µCi/ml)	Görüntüleme Yöntemi	Geniş Pencere				Dar Pencere				
		Prot. 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4	Prot. 5	Prot. 6	Prot. 7	Prot. 8	Prot. 9
42	EM*	8,67	8,42	8,69	8,65	8,89	9,02	8,98	9,03	8,76
	EM-SC**	7,41	7,41	7,07	7,24	8,74	8,98	8,81	8,82	8,71
33	EM	8,87	8,53	8,57	8,74	9,28	8,59	8,66	8,94	8,99
	EM-SC	7,39	7,79	7,22	6,83	9,2	8,53	8,61	8,63	8,89
24	EM	12,12	11,38	11,04	11,47	10,31	11,2	11,72	11,95	11,38
	EM-SC	9,11	9,76	8,29	7,57	10,09	11,08	11,29	11,2	11,3

(*) DEW yöntemi uygulanmayan

(**) DEW yöntemi uygulanan

Tablo 14. Farklı Tc-99m aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin FWHM parametreleri



Grafik 5. Farklı Tc-99m aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere ilişkin, aktivite konsantrasyonuna bağlı FWHM değişimleri.

4.2.3 Fotopik ve Saçılma Enerji Pencerelerinin Planar Görüntülere Etkisi

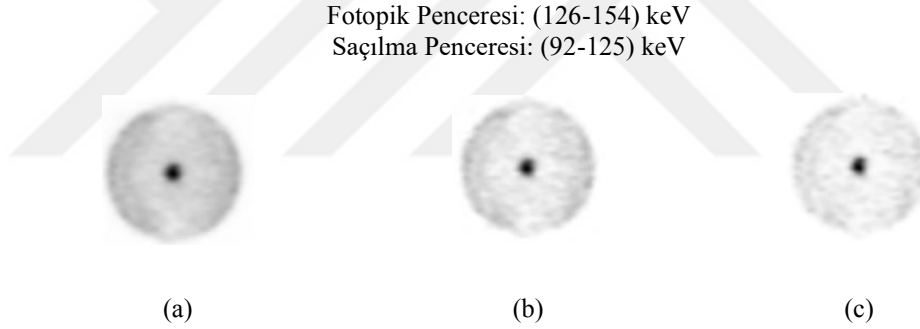
Şekil 59 ve 60'ta farklı fotopik/saçılma enerji aralık kombinasyonları ile alınan bazı Tc-99m planar görüntüleri verilmiştir. Buna göre; DEW saçılma düzeltme yönteminin uygulandığı planar görüntüler üzerinde, fotopik/saçılma enerji pencere seçimlerinin büyük bir etkisi olduğu açıkça görülmektedir. Örneğin, Şekil 59 (c, f) ve 60 (c, f)'de saçılma enerji pencerelerinin (92-125) keV ve (120-125) keV olarak seçildiği iki farklı küresel/çizgisel görüntüler verilmiştir. Buna göre saçılma enerji penceresinin geniş tutulduğu protokoller ile alınan görüntülerin, saçılma enerji penceresinin dar seçildiği görüntülere kıyasla, daha düzgün olduğu gözlenmektedir (Şekil 59.c ve 60.c).

4.3 Tc-99m ile Alınan Küresel/Çizgisel Kaynak ve Kardiyak Fantom SPECT Görüntüleri

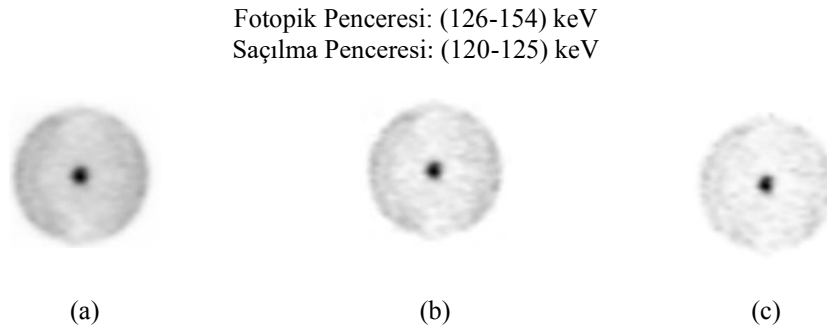
4.3.1 DEW Saçılma Düzeltme Yönteminin Uygulandığı SPECT Görüntüleri

Araştırmada farklı Tc-99m aktiviteleri ile hazırlanan küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntüleri, Tablo 6’da yer alan fotopik/saçılma enerji aralıkları ve Tablo 8’de verilen protokol bilgileri kullanılarak LEHR kolimatörlü SPECT sistemi ile alınmış ve bu SPECT görüntülerine iteratif rekonstrüksiyon yöntemi uygulanmıştır. İteratif rekonstrüksiyon yöntemi uygulanmış görüntülere, hem DEW saçılma düzeltme yöntemi hem de SPECT sisteminin “Xeleris 4.0 Processing & Review” iş istasyonunun saçılma düzeltme yöntemi (SDY) uygulanmıştır.

Buna göre Tc-99m ile doldurulmuş küresel kaynağın; iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, DEW yöntemi ve SDY uygulanmış görüntüleri sırasıyla Şekil 63 (a-c) ve Şekil 64 (a-c)’de verilmiştir.



Şekil 63. Tc-99m ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.



Şekil 64. Tc-99m ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.

Buna göre Tc-99m ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, DEW yöntemi ve SDY uygulanmış görüntüleri sırasıyla Şekil 65 (a-c) ve Şekil 66 (a-c)'de verilmiştir.

Fotopik Penceresi: (127-153) keV
Saçılma Penceresi: (92-125) keV



(a)



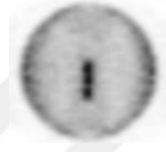
(b)



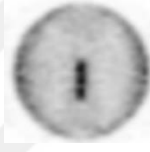
(c)

Şekil 65. Tc-99m ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.

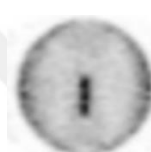
Fotopik Penceresi: (126-154) keV
Saçılma Penceresi: (120-125) keV



(a)



(b)

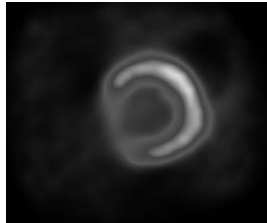


(c)

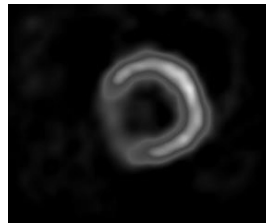
Şekil 66. Tc-99m ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.

Buna göre Tc-99m ile doldurulmuş kardiyak fantomun; iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, DEW yöntemi ve SDY uygulanmış görüntüleri sırasıyla Şekil 67 (a-c) ve Şekil 68 (a-c)'de verilmiştir.

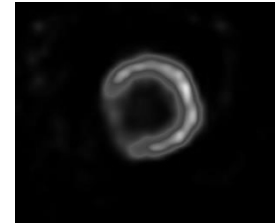
Fotopik Penceresi: (126-154) keV
Saçılma Penceresi: (92-125) keV



(a)



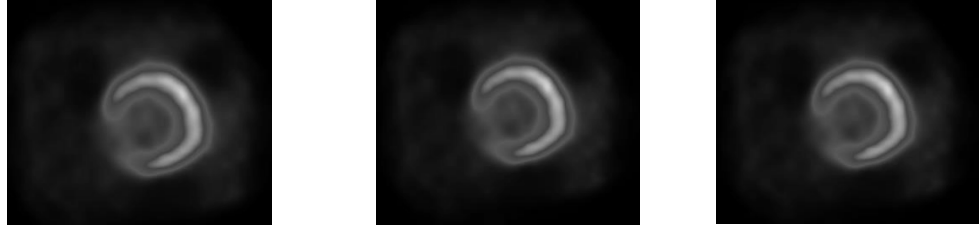
(b)



(c)

Şekil 67. Tc-99m ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.

Fotopik Penceresi: (126-154) keV
Saçılma Penceresi: (120-125) keV



(a)

(b)

(c)

Şekil 68. Tc-99m ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri.

4.3.2 Küresel/Çizgisel Kaynak ve Kardiyak Fantom için SPECT Görüntü Kalite Parametreleri

4.3.2.1 Kontrast

Kontrast, bir görüntüde anormal olan bir dokunun çevresindeki dokuya göre ayırt edilebilirliğinin ölçüsü olarak ifade edilmektedir (28). Kontrast parametresi, küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülere uygulanan DEW düzeltme yönteminin etkinliğini değerlendirmek amacı ile Bölüm 3'te verilen Eşitlik 22 ile hesaplanmıştır. Araştırmada kaynakların aktivite konsantrasyonu hazırlanırken, literatürde yer alan çalışmalar dikkate alınmıştır (54). Küresel kaynak Tc-99m aktivite konsantrasyonu 12 $\mu\text{Ci/ml}$; çizgisel kaynak Tc-99m aktivite konsantrasyonu 42 $\mu\text{Ci/ml}$ ve kardiyak fantom Tc-99m aktivite konsantrasyonu 5 $\mu\text{Ci/ml}$ olarak hazırlanmıştır.

Küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerine; iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, DEW yöntemi ve SDY uygulanmıştır. Bu görüntüler için kontrast parametreleri sırasıyla Tablo 15, Tablo 16 ve Tablo 17'de verilmiştir.

Kontrast			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
1	3	6	9
2	3	5	6
3	3	6	8
4	3	7	11
Dar Pencere			
5	3	3	3
6	3	3	3
7	3	3	3
8	3	3	3
9	3	3	3

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) DEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 15. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.

Kontrast			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
1	2	5	7
2	2	4	4
3	2	7	9
4	2	6	8
Dar Pencere			
5	2	2	2
6	2	2	2
7	2	2	2
8	2	2	2
9	2	2	2

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) DEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 16. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.

Tablo 15-17’de verilen DEW saçılma düzeltme yöntemi ile SDY’nin uygulandığı küresel ve çizgisel kaynak SPECT görüntülerinin kontrast parametresi kıyaslandığında, yalnızca geniş enerji penceresi ile alınan görüntüler için artış görülmüştür. SPECT görüntü kontrastlarında gözlenen en yüksek artış, enerji penceresi geniş ve saçılma düzeltme yöntemi SPECT sistemi seçildiğinde bulunmuştur (Grafik 6-8).

Kontrast			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
4	10	134	262
Dar Pencere			
5	10	11	10
6	12	12	12
7	11	12	12
8	11	13	12
9	9	10	9

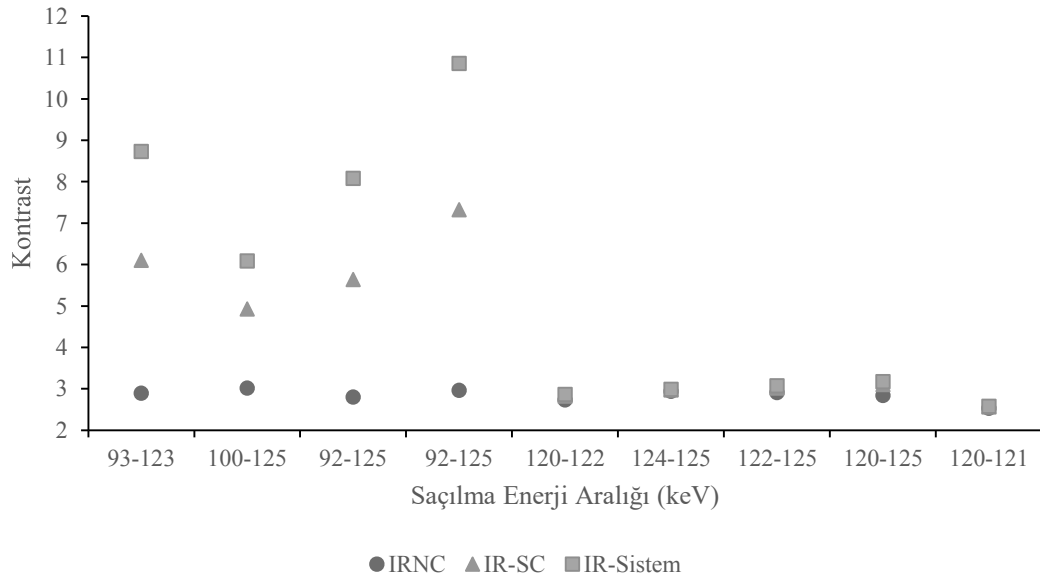
(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) DEW yöntemi,

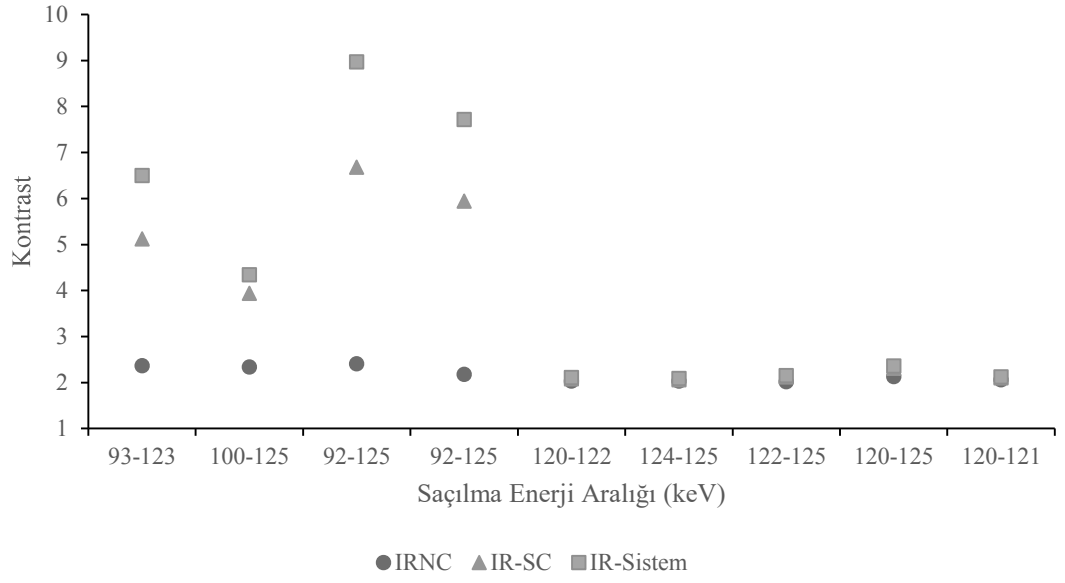
(³) SDY

Tablo 17. Tc-99m aktiviteli kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülere ilişkin kontrast parametreleri.

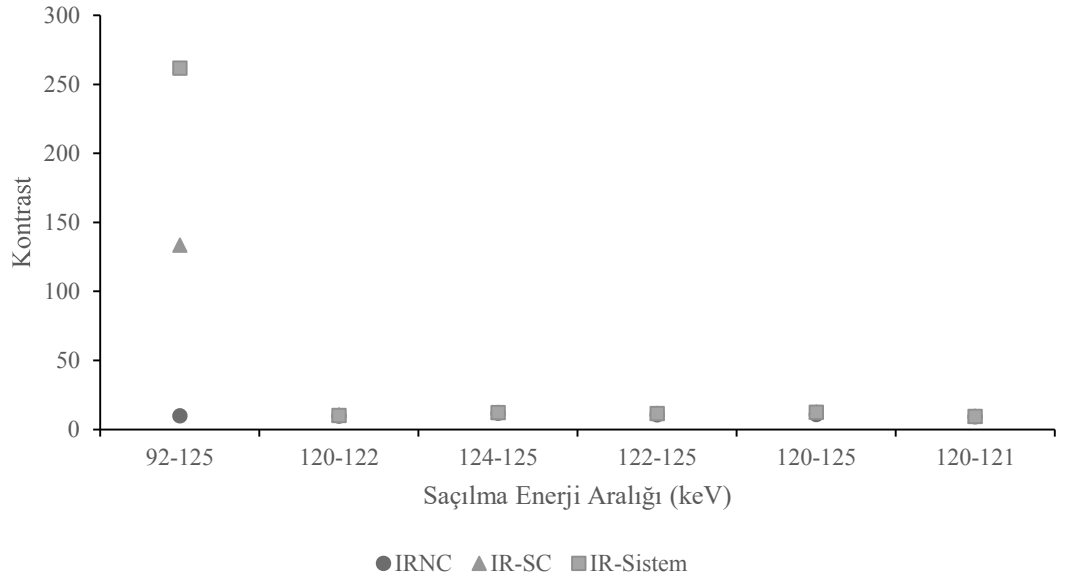
Kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerin kontrast parametrelerinde DEW saçılma düzeltme yönteminin etkisi yine açıkça görülmektedir. Fakat, küresel ve çizgisel kaynak ile alınan SPECT görüntülerin aksine; kardiyak fantom görüntülemeye saçılma enerji aralığı geniş seçildiğinde, DEW düzeltme yönteminin etkisi diğer yöntemle kıyasla daha başarılı bulunmuştur (Grafik 8). Bununla birlikte, Tablo 15-17 için geniş saçılma enerji pencerelerinin kullanıldığı protokoller ile alınan görüntülerde, saçılma düzeltme yönteminin etkisi yine daha başarılı olmuştur (Grafik 6-8).



Grafik 6. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.



Grafik 7. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.



Grafik 8. Tc-99m kaynağı ile alınan kardiyak fantom SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.

4.3.2.2 SNR

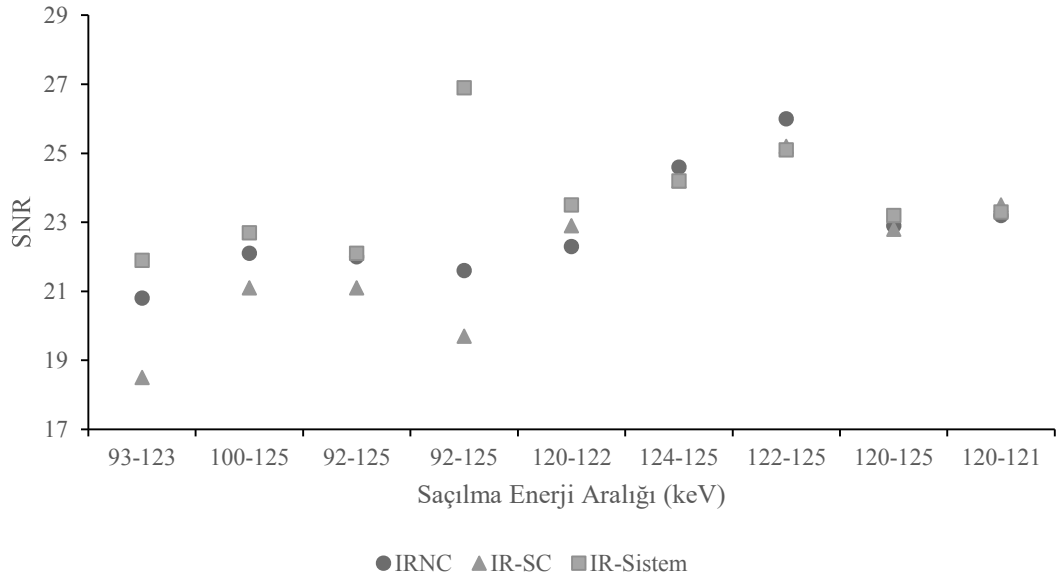
Küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom ile alınan, SPECT görüntülere uygulanan düzeltme yöntemlerinin etkinliğini değerlendirmek üzere kullanılan SNR parametreleri sırasıyla; Tablo 18-20’de verilmiştir.

SNR			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
1	21	19	22
2	22	21	23
3	22	21	22
4	22	20	27
Dar Pencere			
5	22	23	24
6	25	24	24
7	26	25	25
8	23	23	23
9	23	24	23

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,
(²) DEW yöntemi,
(³) SDY

Tablo 18. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.

Küresel Tc-99m kaynağının SPECT görüntülerine ilişkin olarak verilen Tablo 18’de, özellikle geniş saçılma enerji aralığı seçilen ve DEW saçılma düzeltme yöntemi uygulanan SPECT görüntülerin SNR parametrelerinde azalma görülmüştür (Grafik 9). Tablo 18’e göre, küresel kaynak SPECT görüntülerine ilişkin SNR’da iyileşme, saçılma enerji aralığı (93-123) keV seçildiğinde saptanmıştır.



Grafik 9. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.

Tablo 19 incelendiğinde, çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine uygulanan saçılma düzeltme yöntemlerinin etkisi, Grafik 10’da açıkça görülmektedir. Buna göre; özellikle geniş saçılma enerji pencerelerinin kullanıldığı protokollerde DEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerin SNR parametrelerinde azalma gözlenmiştir.

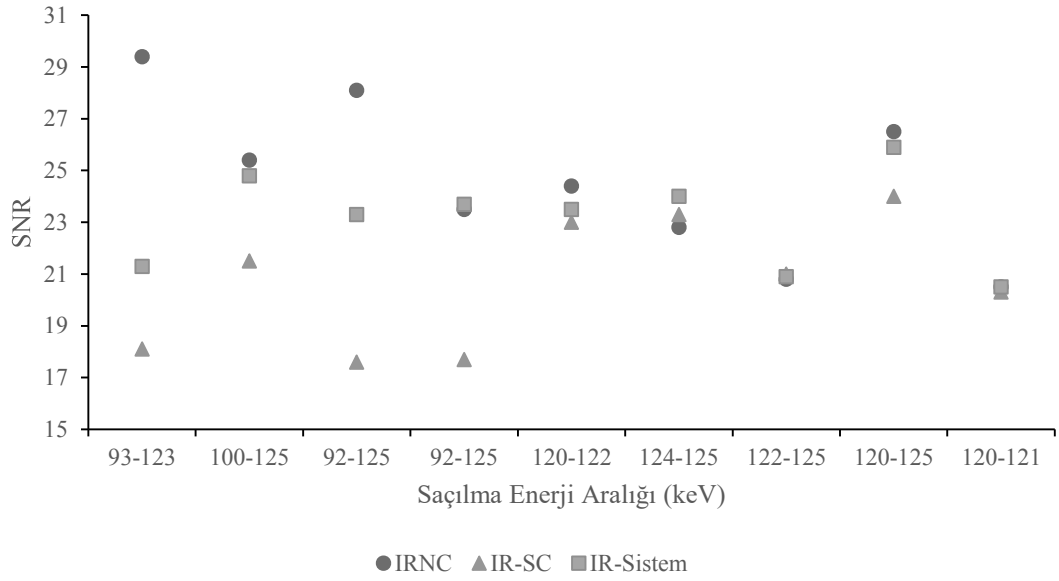
SNR			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
1	30	18	21
2	25	22	25
3	28	18	23
4	24	18	24
Dar Pencere			
5	24	23	24
6	23	23	24
7	21	21	21
8	27	24	26
9	21	20	21

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) DEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 19. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.



Grafik 10. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.

SNR			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
4	50	111	35
Dar Pencere			
5	58	68	60
6	65	65	64
7	54	52	52
8	71	71	72
9	47	47	48

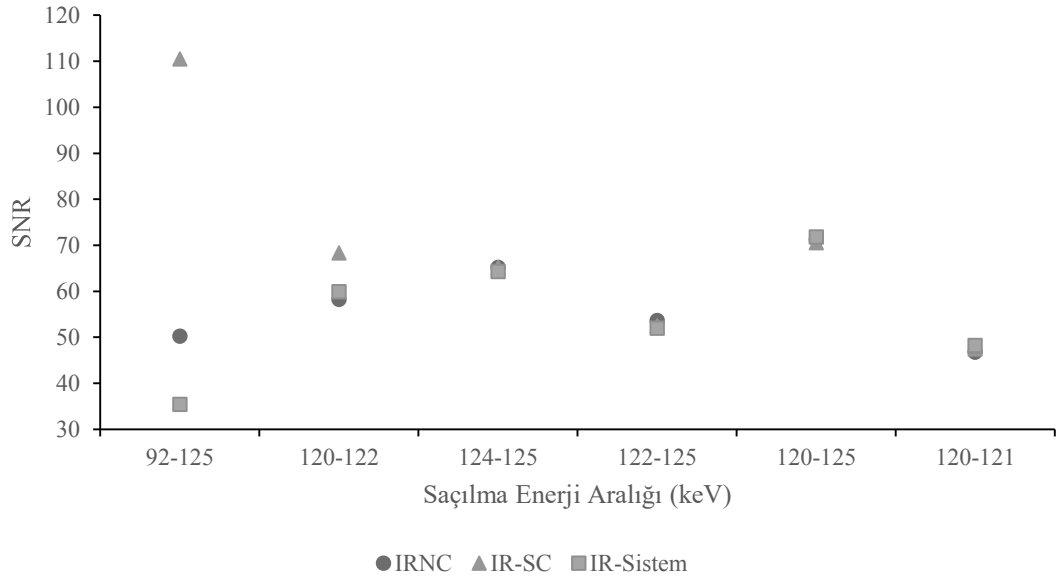
(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) DEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 20. Tc-99m aktiviteli kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.

Tablo 20’de verilen kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri incelendiğinde, geniş saçılma enerji aralığı seçilen ve SDY uygulanan görüntülerin SNR parametrelerinde etkin bir azalma görülmektedir (Grafik 11). Bu durum, aynı fotopik/saçılma enerji pencerelerinin seçilmesi ile alınan SPECT görüntülere ilişkin kontrast parametreleri ile uyumludur.

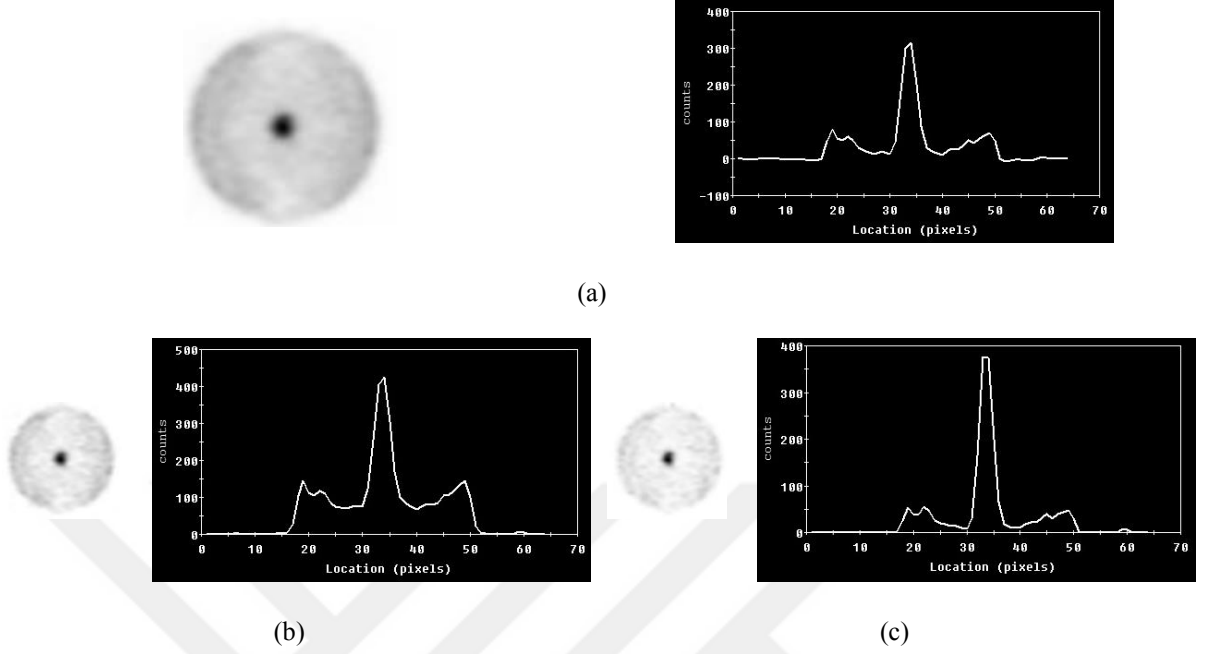


Grafik 11. Tc-99m kaynağı ile alınan kardiyak fantom SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.

4.3.2.3 FWHM

Görüntü kalite parametreleri arasında büyük öneme sahip olan FWHM parametresi, kaynak görüntülerine çizdirilen profil eğrilerinden okunmaktadır. Araştırmada, farklı Tc-99m aktiviteleri ile hazırlanan küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun SPECT görüntülerine; iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, DEW düzeltme yöntemi ve SDY uygulanmıştır. Şekil 69-71’de, rekonstrüksiyon yöntemi ile düzeltme yöntemleri uygulanan SPECT görüntülerine ilişkin birkaç örnek, profil eğrileri ile birlikte verilmiştir.

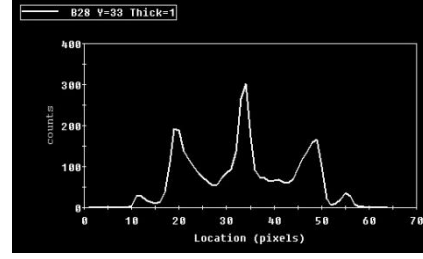
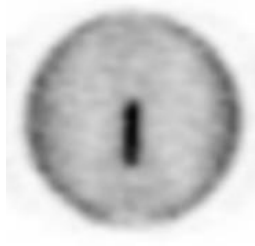
Fotopik Penceresi: (126-154) keV
Saçılma Penceresi: (92-125) keV



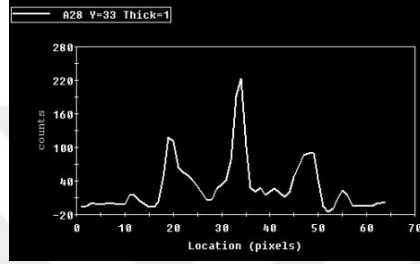
Şekil 69. Tc-99m ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri ile görüntülere ilişkin profil eğrileri.

Şekil 69-71’de, Tc-99m ile doldurulmuş küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntülerine bazı örnekler verilmiştir. Buna göre; saçılma enerji penceresi geniş seçilen görüntülere ait profil eğrileri, her iki saçılma düzeltme yönteminin etkisini açıkça ortaya koymaktadır. Bu etki küresel kaynak için Şekil 69.b, c’de, çizgisel kaynak için Şekil 70.b, c’de ve kardiyak fantom için Şekil 71.b, c’de görülmektedir. İlgili görsellerde, saçılan fotonların katkı verdiği sayımların oluşturduğu ve profil sayım eğrilerinin altında kalan alanın azaldığı fark edilmektedir.

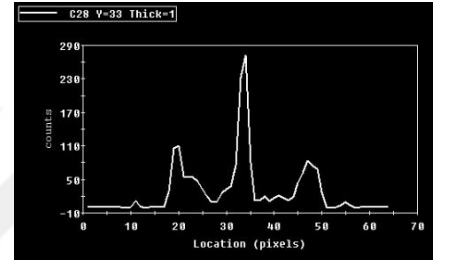
Fotopik Penceresi: (127-153) keV
Saçılma Penceresi: (92-125) keV



(a)



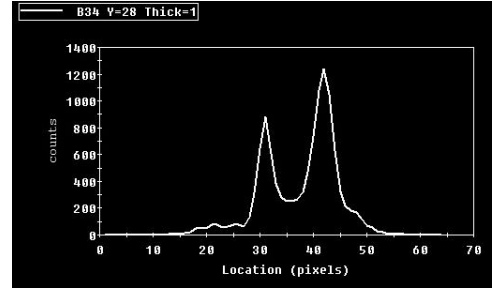
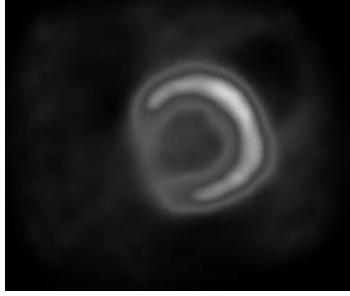
(b)



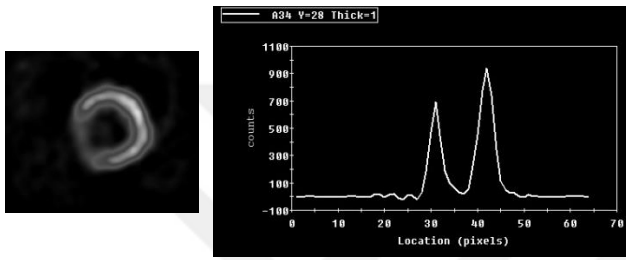
(c)

Şekil 70. Tc-99m ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri ile görüntülere ilişkin profil eğrileri.

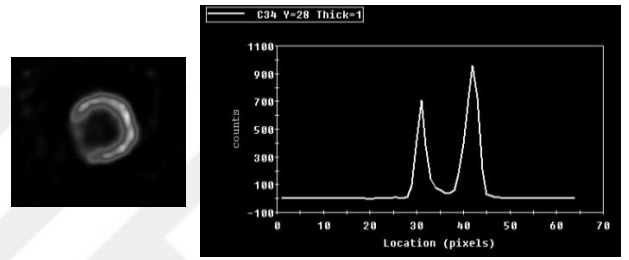
Fotopik Penceresi: (126-154) keV
Saçılma Penceresi: (92-125) keV



(a)



(c)



(d)

Şekil 71. Tc-99m ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) DEW yöntemi ve (c) SDY uygulanan görüntüleri ile görüntülere ilişkin profil eğrileri.

Küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri sırasıyla Tablo 21, Tablo 22 ve Tablo 23'te yer almaktadır. Küresel kaynak (Tablo 21) ve çizgisel kaynakların (Tablo 22) SPECT görüntüleri için FWHM parametreleri incelendiğinde, genel olarak her iki düzeltme yönteminin uygulandığı görüntülerin FWHM parametrelerinde azalma görülmüştür. Bununla birlikte saçılma enerji pencerelerinin geniş seçildiği görüntülerde, sistemin düzeltme yöntemi daha başarılı olmuştur (Grafik 12 ve Grafik 13).

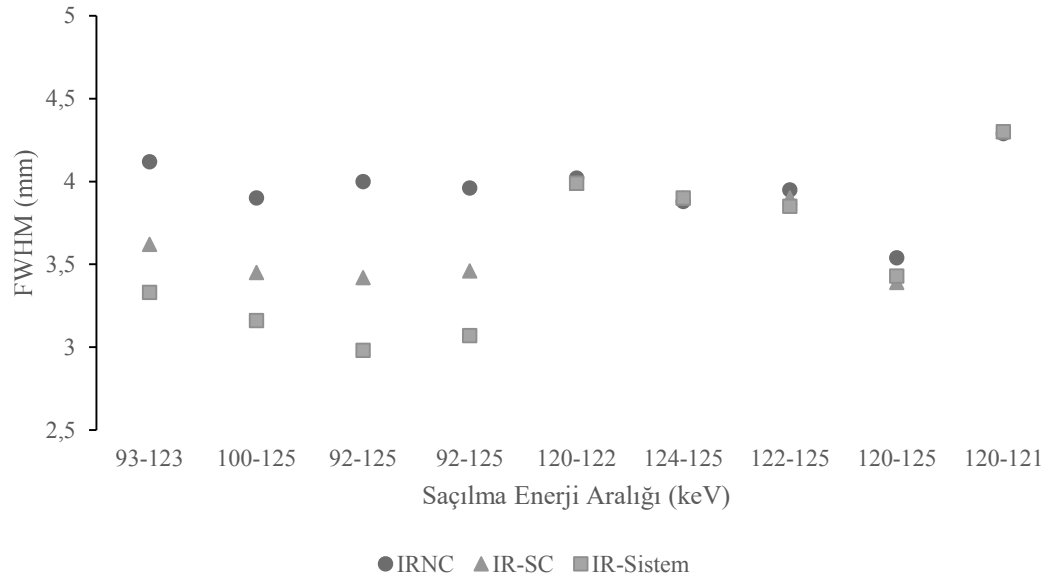
FWHM (mm)			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
1	4,12	3,62	3,33
2	3,90	3,45	3,16
3	4,00	3,42	2,98
4	3,96	3,46	3,07
Dar Pencere			
5	4,02	3,99	3,99
6	3,88	3,90	3,90
7	3,95	3,90	3,85
8	3,54	3,39	3,43
9	4,29	4,30	4,30

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) DEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 21. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.



Grafik 12. Küresel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri.

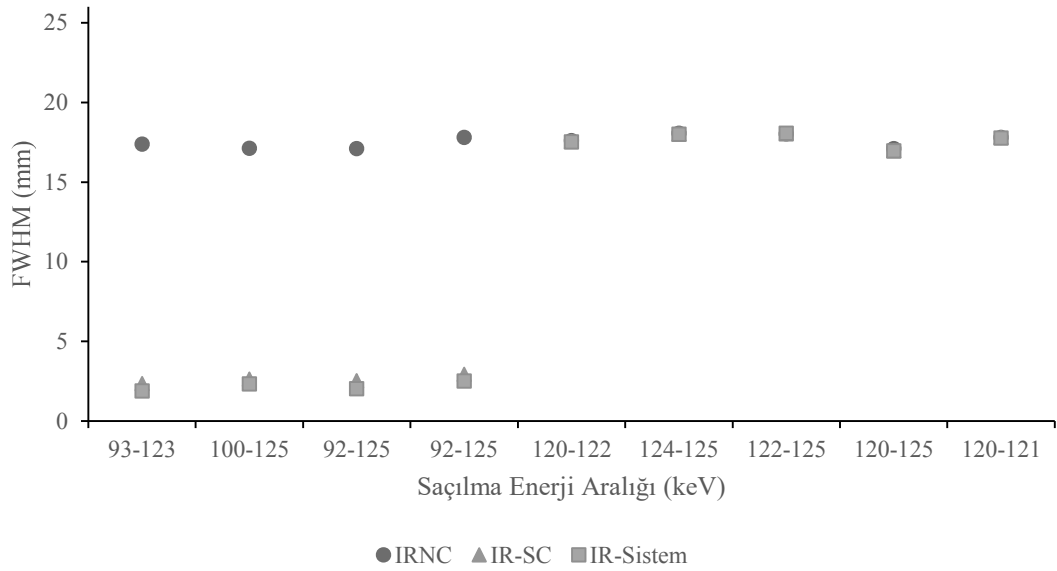
FWHM (mm)			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
1	17,39	2,35	1,88
2	17,12	2,62	2,32
3	17,10	2,53	2,03
4	17,81	2,93	2,50
Dar Pencere			
5	17,60	17,54	17,52
6	18,07	18,01	18,00
7	18,03	18,02	18,06
8	17,11	16,96	16,97
9	17,80	17,80	17,77

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) DEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 22. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.



Grafik 13. Çizgisel Tc-99m kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri.

Tablo 23'te yer alan kardiyak fantom SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri incelendiğinde, her iki düzeltme yönteminin uygulandığı görüntülerin FWHM parametrelerinde azalma gözlenmiştir. Bununla birlikte saçılma enerji pencerelerinin geniş seçildiği görüntülerde, DEW düzeltme yönteminin daha başarılı olduğu fark edilmektedir (Grafik 14).

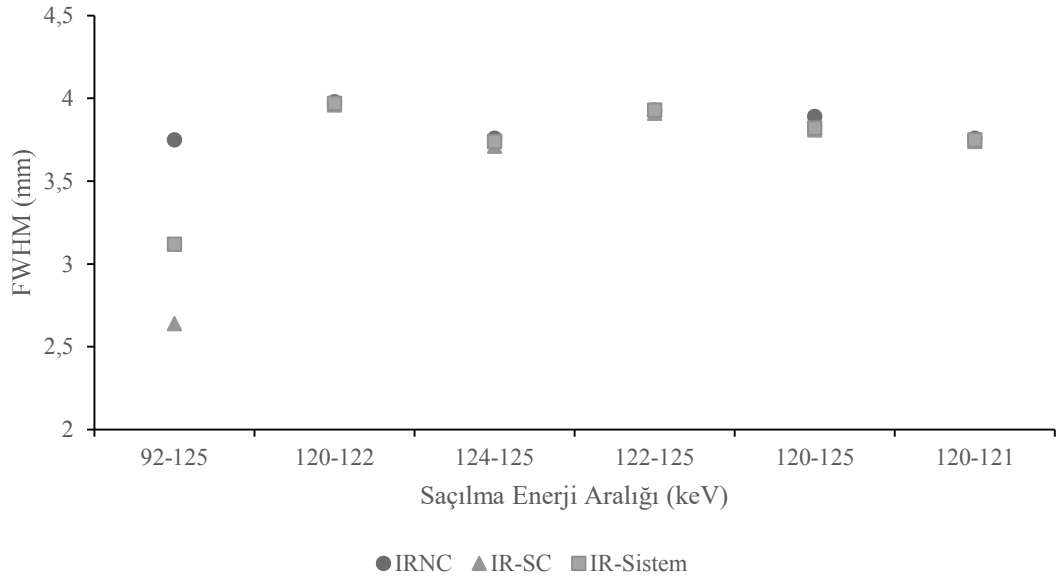
FWHM (mm)			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
Geniş Pencere			
4	3,75	2,64	3,12
Dar Pencere			
5	3,98	3,96	3,97
6	3,76	3,71	3,74
7	3,93	3,91	3,93
8	3,89	3,81	3,82
9	3,76	3,74	3,75

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) DEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 23. Tc-99m aktiviteli kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.



Grafik 14. Tc-99m kaynağı ile alınan kardiyak fantom SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri.

4.3.3 Fotopik ve Saçılma Enerji Pencerelerinin SPECT Görüntülere Etkisi

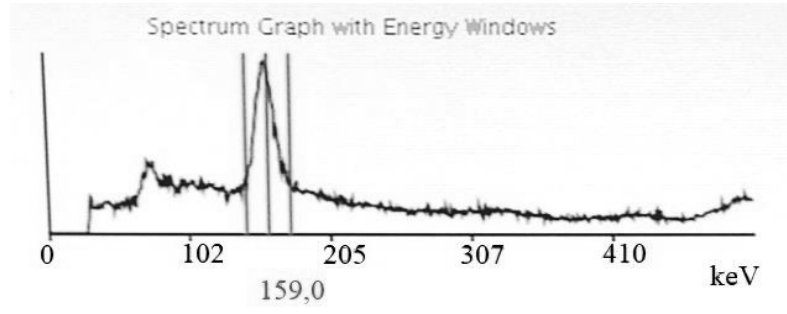
Bölüm 4.3.1’de Şekil 63-68’de farklı fotopik/saçılma enerji aralık kombinasyonları ile alınan, iteratif rekonstrüksiyon yöntemi ve saçılma düzeltme yöntemleri uygulanan bazı Tc-99m SPECT görüntüleri verilmişti. Küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantomlara ilişkin alınan SPECT görüntülerinde, saçılma düzeltme yöntemleri için seçilen fotopik/saçılma enerji pencerelerinin etkisi net olarak görülmektedir. Örneğin, Şekil 63-68 (b, c)’lerde saçılma enerji pencerelerinin (92-

125) keV, (120-125) keV olarak seçildiği küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom görüntüleri verilmiştir. Buna göre; saçılma enerji penceresinin geniş seçildiği protokoller ile alınan görüntüler, saçılma enerji aralığının dar tutulduğu görüntülere kıyasla daha düzgündür.

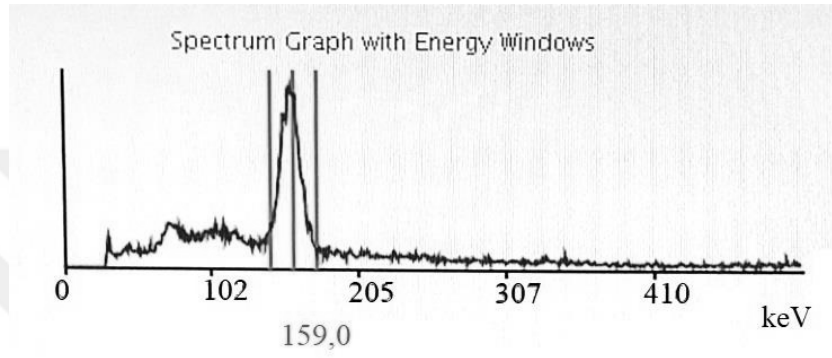
4.4 I-123 Enerji Spektrumu

I-123'ün yayınladığı foton enerjileri ve intensiteleri, Tablo 2'de verilmişti. Bu fotonlardan 529 keV ve diğer yüksek enerjili fotonların, görüntülemeye direkt olarak katkısı yoktur. Ancak Bölüm 2.6'da tartışıldığı üzere; bu yüksek enerjili fotonlar, dedektörün sodyum iyodür kristalinde Compton saçılması ile etkileşirler ve 159 keV'lik fotopik enerji penceresinde dedekte edilebilirler. Ayrıca yüksek enerjili fotonlar, kurşun kolimatörde penetrasyon ve saçılma yaparak temel görüntüleme enerji penceresinde hatalı sayımlara sebep olurlar. Bu durumun görüntü kalitesini bozduğu, farklı yazarlar tarafından vurgulanmıştır (3–5,39,48).

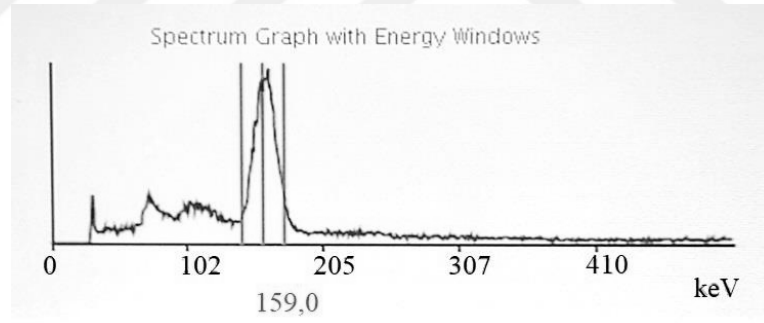
Şekil 72 (a-c)'de sırasıyla; I-123 nokta kaynağının LEHR, MEGP, HEGP kolimatörü ile ve Şekil 72.d'de, Jaszczak fantom içine yerleştirilen çizgisel I-123 kaynağının LEHR kolimatörü ile alınan enerji spektrum örnekleri verilmiştir. Bu spektrumlarda, I-123 radyonüklidinin yayınladığı ve görüntülemeye temel olarak kullanılan 159 keV enerjili fotopik görülmektedir. Şekil 72.a'da, 529 keV enerjili fotopik ile birlikte 159 keV enerjili fotopikin sol ve sağ tarafında, yüksek enerjili foton saçılmalarından kaynaklanan geniş bir saçılma bölgesi ortaya çıkmıştır. Ayrıca, 159 keV enerjili fotonun kurşun kolimatör ile etkileşimi sonucu oluşan karakteristik kurşun X-ışını piki de (~75 keV) gözlenmektedir. Şekil 72 (b, c)'de, MEGP ve HEGP kolimatörü kullanılması ve dolayısıyla yüksek enerjili fotonların saçılma etkilerinin azalması nedeniyle, Şekil 72.a'da gözlenen saçılma bölgesinin alanı oldukça küçülmüştür. Şekil 72.d'deki I-123 enerji spektrumunda çizgisel I-123 kaynağının Jaszczak fantom içine yerleştirilmesi ve yüksek enerjili fotonların su ortamında daha fazla saçılmaya uğraması nedeniyle, diğer spektrumlara kıyasla daha geniş bir saçılma bölgesi oluşmuştur.



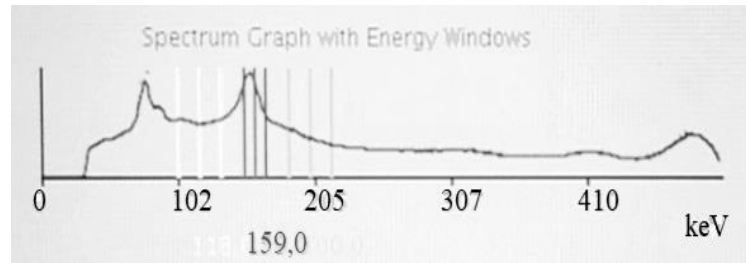
(a)



(b)



(c)



(d)

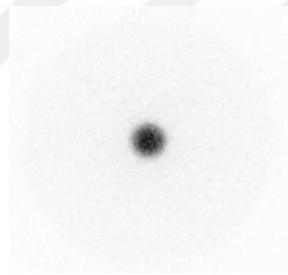
Şekil 72. I-123 nokta kaynağının (a) LEHR, (b) MEGP, (c) HEGP kolimatörü ile alınan ve (d) Jaszczak fantom içine yerleştirilmiş I-123 aktivitesi içeren çizgisel kaynağın LEHR kolimatörü ile alınan enerji spektrumları.

4.5 I-123 ile Alınan Küresel ve Çizgisel Kaynak Planar Görüntüleri

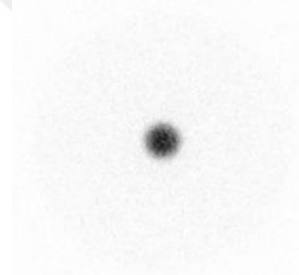
4.5.1 TEW Saçılma Düzeltme Yönteminin Uygulandığı Planar Görüntüleri

I-123 aktivitesi ile doldurulan küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntüleri; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörlü gama kamera sistemi ile alınmıştır. Görüntüler alınırken Tablo 7’de yer alan fotopik/saçılma enerji aralıkları ve Tablo 8’de verilen protokol bilgileri kullanılmıştır.

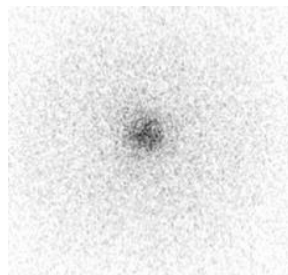
Buna göre Şekil 73.a ve 74.a’da I-123 ile doldurulmuş küresel/çizgisel kaynağın; Tablo 7’de verilen fotopik enerji pencereleri ve LEHR kolimatörü kullanılarak alınan planar görüntülerine iki farklı örnek verilmiştir. Şekil 73.c ve 74.c’de Tablo 7’de yer alan sol saçılma enerji penceresi, Şekil 73.d ve 74.d’de sağ saçılma enerji penceresi ile alınan planar görüntüler görülmektedir. Sol ve sağ saçılma pencereleri kullanılarak alınan planar görüntülerin, fotopik penceresi kullanılarak alınan planar görüntüden çıkartılması ile küresel/çizgisel kaynağın planar görüntülerine TEW saçılma düzeltmesi yapılmış ve bu görüntüler Şekil 73.b ve 74.b’de verilmiştir.



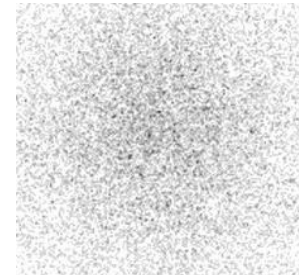
(a) (147-170) keV



(b)



(c) (136-146) keV



(d) (173-185) keV

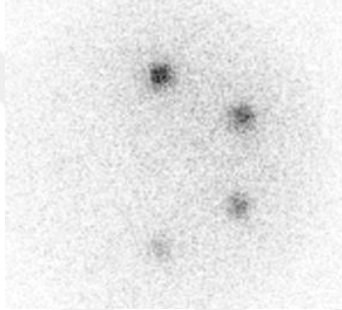
Şekil 73. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynağın (a) fotopik penceresi kullanılarak alınan, (b) TEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntüleri; (c) sol ve (d) sağ saçılma pencereleri ile alınan planar görüntüleri.



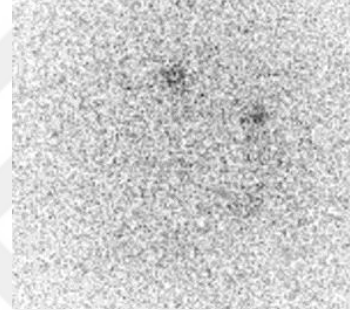
(a) (147-170) keV



(b)



(c) 136-146 keV



(d) 173-185 keV

Şekil 74. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynağın (a) fotopik penceresi kullanılarak alınan, (b) TEW düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntüleri, (c) sol ve (d) sağ saçılma pencereleri ile alınan planar görüntüleri.

4.5.2 Küresel ve Çizgisel Kaynak için Planar Görüntü Kalite Parametreleri

4.5.2.1 Kontrast

I-123 ile doldurulmuş küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntülerine uygulanan TEW düzeltme yönteminin etkisini değerlendirmek amacıyla kontrast parametreleri, Bölüm 3'te yer alan Eşitlik 22 ile hesaplanmıştır. I-123 kaynak aktivite konsantrasyonu $7 \mu\text{Ci/ml}$ olarak hazırlanan küresel kaynağın; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörler ile alınan planar görüntüleri için kontrast parametreleri, Tablo 24'te verilmiştir.

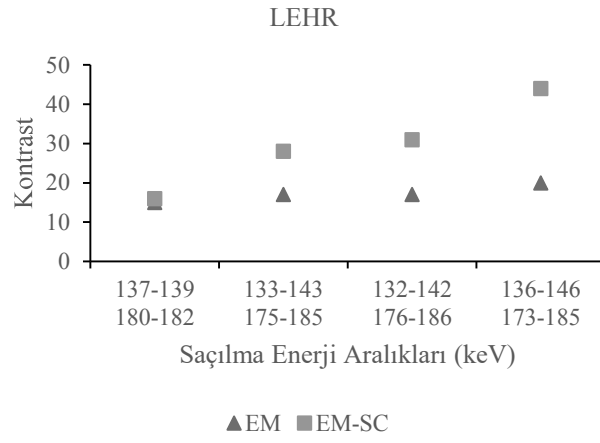
Kontrast						
Protokol Numarası	Görüntüleme Yöntemi		Görüntüleme Yöntemi		Görüntüleme Yöntemi	
	<i>EM*</i>	<i>EM-SC**</i>	<i>EM</i>	<i>EM-SC</i>	<i>EM</i>	<i>EM-SC</i>
	LEHR		MEGP		HEGP	
1	15	16	32	34	34	36
2	17	28	36	49	37	51
3	17	31	36	52	36	49
4	20	44	40	57	40	56

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

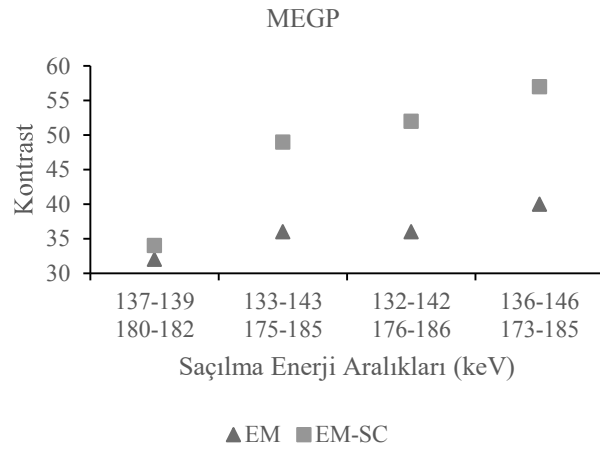
(**) TEW yöntemi uygulanan

Tablo 24. Küresel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.

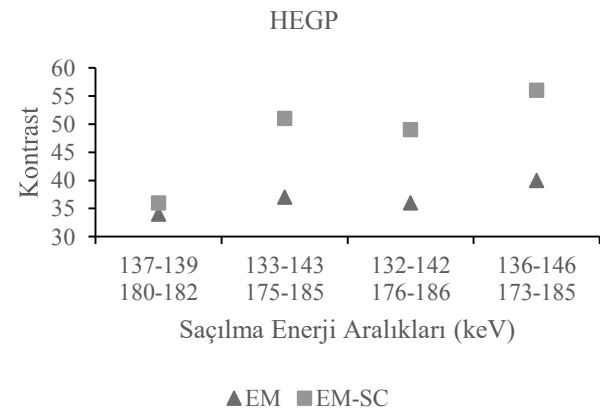
Tablo 24 incelendiğinde, tüm kolimatör ve protokoller için TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntü kontrastında artış görülmüştür. Grafik 15 (a), (b), (c)'de üç kolimatör ile alınan küresel kaynak planar görüntülerinin, saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri verilmiştir. Buna göre, saçılma enerji pencereleri genişliğinin 3 keV açılması durumunda, görüntü kontrastlarında bir miktar artış saptanmıştır. Bununla birlikte saçılma enerji pencereleri 11 keV genişliğinde açıldığında, kontrast parametrelerindeki artış miktarı daha fazla olmuştur.



(a)



(b)



(c)

Grafik 15. Küresel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.

I-123 kaynak aktivite konsantrasyonları, (22-178) $\mu\text{Ci/ml}$ aralığında hazırlanan çizgisel kaynakların; dört farklı protokol ve LEHR, MEGP, HEGP kolimatörler ile alınan planar görüntüleri için kontrast parametreleri, Tablo 25-27’de verilmiştir. Tablo 25-27 incelendiğinde, tüm kolimatör ve protokoller için TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntü kontrastında artış görülmüştür. Bununla birlikte en yüksek artış, tüm kolimatörler için sol ve sağ saçılma enerji aralıkları sırasıyla (136-146) keV ve (173-185) keV seçildiğinde saptanmıştır.

Kontrast					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	EM *	9	11	11	13
	EM-SC **	11	21	23	37
44	EM	18	21	20	25
	EM-SC	19	39	41	68
67	EM	27	31	31	37
	EM-SC	29	60	63	103
89	EM	34	39	40	47
	EM-SC	37	75	81	130
111	EM	21	24	24	30
	EM-SC	23	49	52	119
133	EM	26	30	30	38
	EM-SC	29	61	65	150
156	EM	30	35	35	43
	EM-SC	33	71	75	170
178	EM	32	36	37	46
	EM-SC	35	74	79	182

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

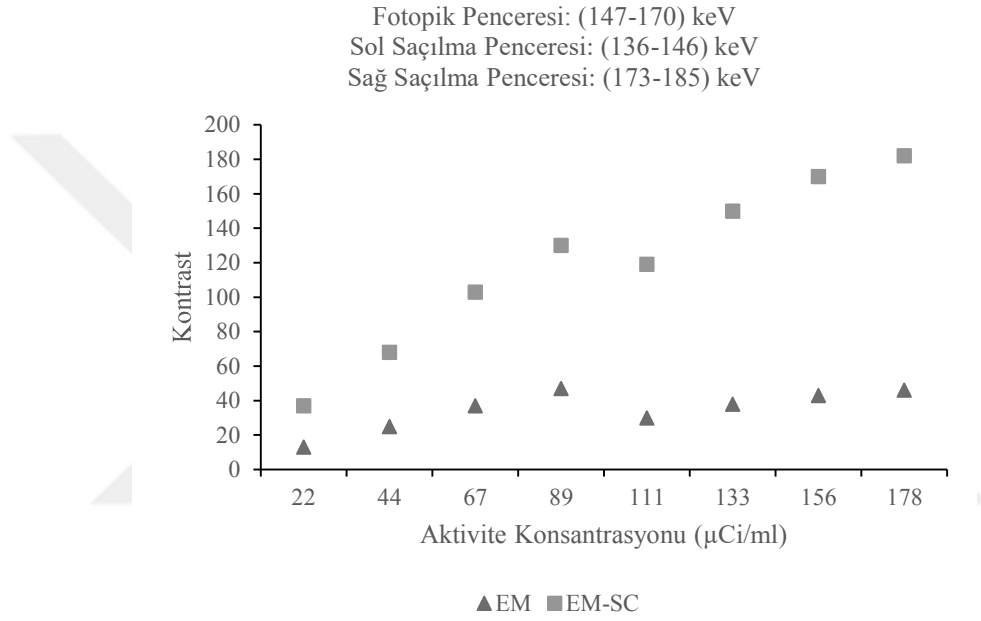
(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 25. Çizgisel I-123 kaynaklarının; LEHR kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.

LEHR kolimatörü ile alınan çizgisel kaynakların planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri (Tablo 25) incelendiğinde, tüm aktivite konsantrasyonları ve protokoller için TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntü kontrastında artış görülmüştür. Bununla birlikte en yüksek artış, sol ve sağ saçılma enerji aralıkları

sırasıyla (136-146) keV ve (173-185) keV seçildiğinde saptanmış ve bu görüntüye ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimi Grafik 16’da verilmiştir. Buna göre aktivite konsantrasyonu arttıkça, TEW düzeltme yöntemi uygulanmış görüntülerin kontrastında da artış gözlenmiştir; yani aktivite konsantrasyonu arttıkça yöntemin etkinliği de artmıştır. Bu durum, aktivite konsantrasyonu daha yüksek kullanılarak alınan görüntülere ilişkin sayımların daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır.



Grafik 16. Çizgisel I-123 kaynaklarının; LEHR kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimleri.

I-123 aktivite konsantrasyonları (22-178) μCi/ml aralığında hazırlanan çizgisel kaynakların, MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntüleri için kontrast parametreleri (Tablo 26) incelendiğinde; tüm protokoller için TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerde, kontrastta artış gözlenmiştir. Grafik 17’de, TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerde kontrast parametreleri ile aktivite konsantrasyonu arasında lineer bir ilişki olduğu görülmektedir. MEGP kolimatörü ile alınan görüntülerde TEW yönteminin etkisi daha başarılı bulunmuştur (Grafik 17). Bu durum, MEGP kolimatörün saçılmaya uğrayan yüksek enerjili fotonları daha fazla engellenmesi ile açıklanabilir.

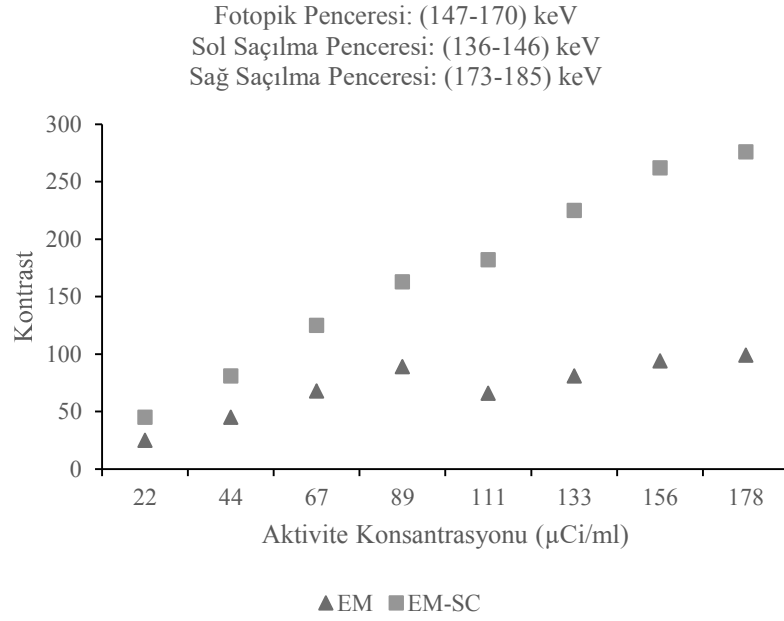
Kontrast					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	<i>EM</i> *	19	22	23	25
	<i>EM-SC</i> **	21	36	37	45
44	<i>EM</i>	35	38	40	45
	<i>EM-SC</i>	37	62	65	81
67	<i>EM</i>	53	58	60	68
	<i>EM-SC</i>	57	95	96	125
89	<i>EM</i>	68	76	78	89
	<i>EM-SC</i>	74	124	127	163
111	<i>EM</i>	47	52	55	66
	<i>EM-SC</i>	55	100	123	182
133	<i>EM</i>	59	64	68	81
	<i>EM-SC</i>	69	123	151	225
156	<i>EM</i>	68	75	79	94
	<i>EM-SC</i>	79	144	176	262
178	<i>EM</i>	71	78	82	99
	<i>EM-SC</i>	83	151	183	276

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 26. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.



Grafik 17. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan ve TEW yöntemi uygulanan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimleri.

Tablo 27’de, farklı I-123 aktivite konsantrasyonları ile hazırlanan çizgisel kaynakların; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntüleri için kontrast parametreleri verilmiştir. Tablo 25’te LEHR kolimatörü ve Tablo 26’da MEGP kolimatörü için verilen kontrast parametrelerine benzer olarak, HEGP kolimatörü ile alınan ve TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntüler için kontrastta artış gözlenmiştir (Grafik 18). Buna göre görüntü kontrastında görülen en yüksek artış; sol saçılma enerji penceresi (136-146) keV ve sağ saçılma enerji penceresi (173-185) keV seçildiğinde saptanmıştır.

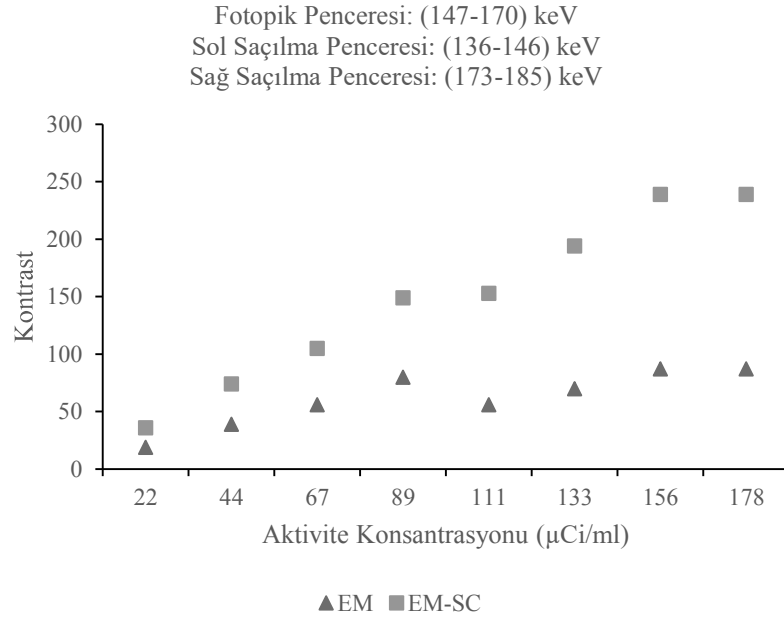
Kontrast					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	EM *	15	16	16	19
	EM-SC **	16	26	26	36
44	EM	31	33	32	39
	EM-SC	33	52	52	74
67	EM	45	48	47	56
	EM-SC	48	77	76	105
89	EM	62	67	66	80
	EM-SC	66	106	106	149
111	EM	40	44	44	56
	EM-SC	44	118	83	153
133	EM	49	55	56	70
	EM-SC	55	146	105	194
156	EM	61	68	67	87
	EM-SC	67	182	128	239
178	EM	61	70	68	87
	EM-SC	67	184	128	239

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 27. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.



Grafik 18. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı kontrast değişimleri.

4.6.2.2 SNR

Bölüm 3’te verilen SNR parametresi (Eşitlik 23), küresel ve çizgisel kaynaklar ile alınan planar görüntülere uygulanan TEW düzeltme yönteminin etkinliğini değerlendirmek üzere kullanılmıştır. Tablo 28’de, I-123 aktivite konsantrasyonu 7 $\mu\text{Ci/ml}$ olarak hazırlanan küresel kaynağın; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörler ile alınan planar görüntüleri için SNR parametreleri yer almaktadır.

SNR						
Protokol Numarası	Görüntüleme Yöntemi		Görüntüleme Yöntemi		Görüntüleme Yöntemi	
	EM*	EM-SC**	EM	EM-SC	EM	EM-SC
LEHR			MEGP		HEGP	
1	37	36	53	52	62	60
2	42	35	57	54	61	58
3	40	36	57	54	56	53
4	44	41	56	51	59	55

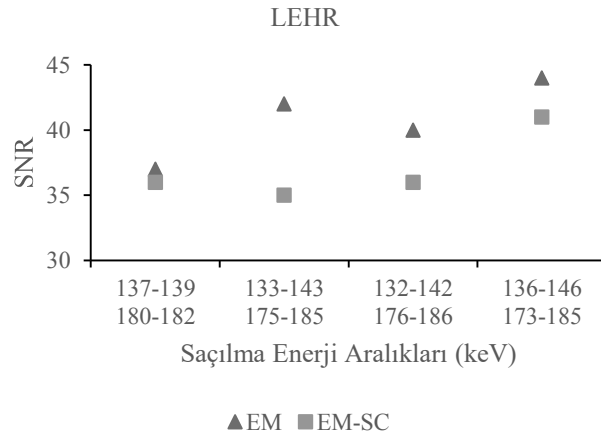
(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

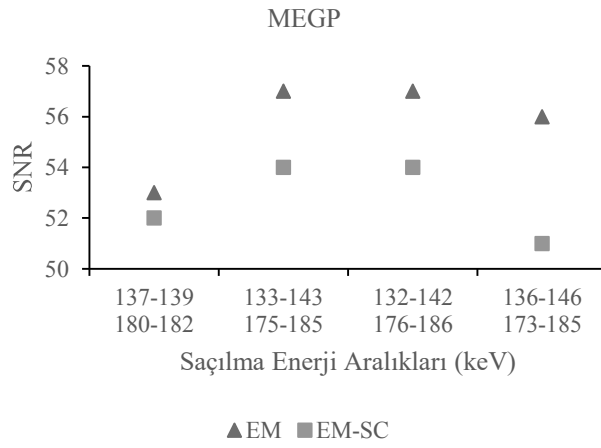
Tablo 28. Küresel I-123 kaynağın; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.

Tablo 28 incelendiğinde, tüm kolimatörler ile alınan ve TEW düzeltme yöntemi uygulanan çizgisel kaynak planar görüntülerin SNR parametrelerinde azalma gözlenmiştir (Grafik 19.a-c). TEW düzeltme yönteminin uygulandığı görüntülerde gözlenen SNR parametresindeki azalma, literatür ile uyum içindedir (2). Buna göre SNR’de görülen en büyük fark; MEGP kolimatörü ile, sol ve sağ saçılma enerji aralıkları sırasıyla (136-146) keV ve (173-185) keV seçildiğinde saptanmıştır.

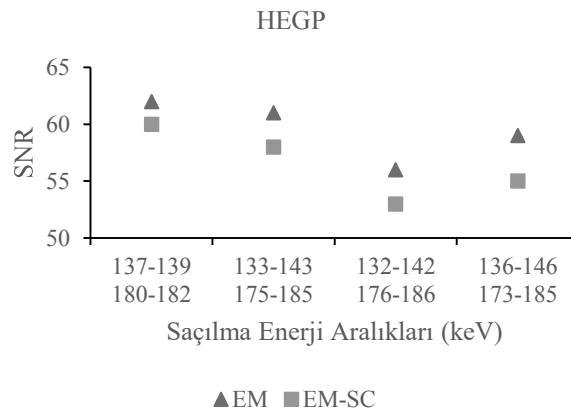




(a)



(b)



(c)

Grafik 19. Küresel I-123 kaynağın; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.

Tablo 29-31’de, I-123 kaynak aktivite konsantrasyonları (22-178) $\mu\text{Ci/ml}$ aralığında hazırlanan çizgisel kaynakların; dört farklı protokol ve LEHR, MEGP, HEGP kolimatörler ile alınan planar görüntüleri için SNR parametreleri yer almaktadır. Tablo 29-31 incelendiğinde, tüm kolimatör ve protokoller için TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerde SNR parametrelerinde azalma gözlenmiştir. Bununla birlikte en belirgin düzelme, LEHR kolimatörü ile alınan görüntülerde saptanmıştır.

SNR					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	EM *	32	33	35	36
	EM-SC **	31	30	30	34
44	EM	59	62	64	68
	EM-SC	56	56	53	63
67	EM	90	95	98	103
	EM-SC	86	85	82	97
89	EM	113	118	124	130
	EM-SC	108	106	104	122
111	EM	96	109	105	113
	EM-SC	93	85	83	109
133	EM	120	137	133	142
	EM-SC	117	106	105	138
156	EM	138	159	153	162
	EM-SC	134	123	120	157
178	EM	146	166	162	172
	EM-SC	142	129	127	168

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 29. Çizgisel I-123 kaynaklarının; LEHR kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.

Tablo 30’da, farklı I -123 aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynakların MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntüleri için SNR parametreleri verilmiştir. Tablo 30’a göre, tüm protokoller için TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerde, SNR parametrelerinde azalma gözlenirken; en büyük fark tüm aktivite

konsantrasyonları için sol ve sağ saçılma enerji aralıkları sırasıyla (132-142) keV ve (176-186) keV seçildiğinde saptanmıştır (Grafik 20). Grafik 20'ye göre, TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülere ilişkin SNR parametreleri ile aktivite konsantrasyonu arasında lineer bir ilişki olduğu görülmektedir.

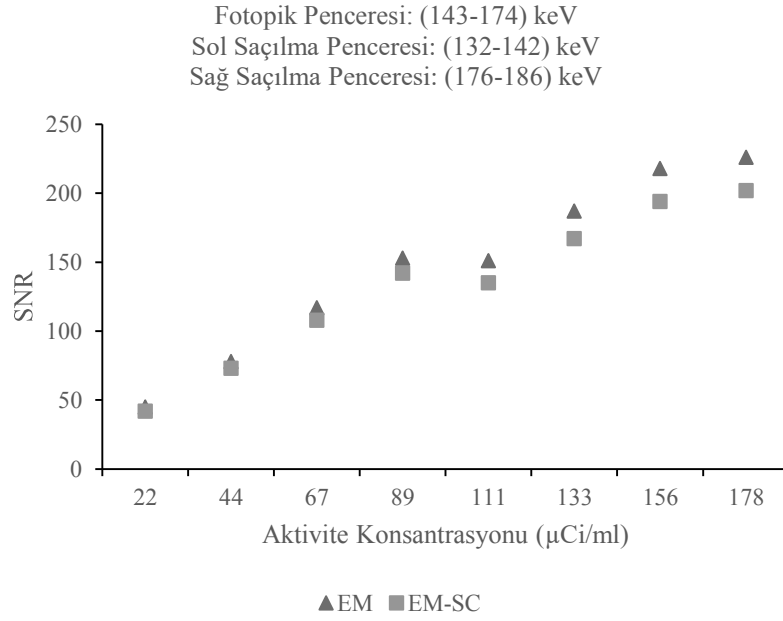
SNR					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	EM *	42	44	45	45
	EM-SC **	41	41	42	42
44	EM	75	77	78	80
	EM-SC	73	72	73	75
67	EM	113	118	117	122
	EM-SC	111	110	108	115
89	EM	147	154	153	160
	EM-SC	145	143	142	150
111	EM	143	138	151	158
	EM-SC	118	126	135	154
133	EM	178	169	187	195
	EM-SC	147	154	167	191
156	EM	206	199	218	227
	EM-SC	170	181	194	222
178	EM	216	208	226	238
	EM-SC	178	190	202	234

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 30. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.



Grafik 20. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı SNR değişimleri.

Tablo 31’da, farklı I -123 aktivite konsantrasyonları (22-178) $\mu\text{Ci/ml}$ içeren dört çizgisel kaynak ve HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntüler için SNR parametreleri verilmiştir. Buna göre; TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülere ilişkin SNR parametrelerinde genellikle azalma gözlenirken (Tablo 31, Grafik21); TEW yönteminin etkinliği en fazla, sol ve sağ saçılma enerji penceresi (132-142) keV ve (176-186) keV seçildiğinde saptanmıştır.

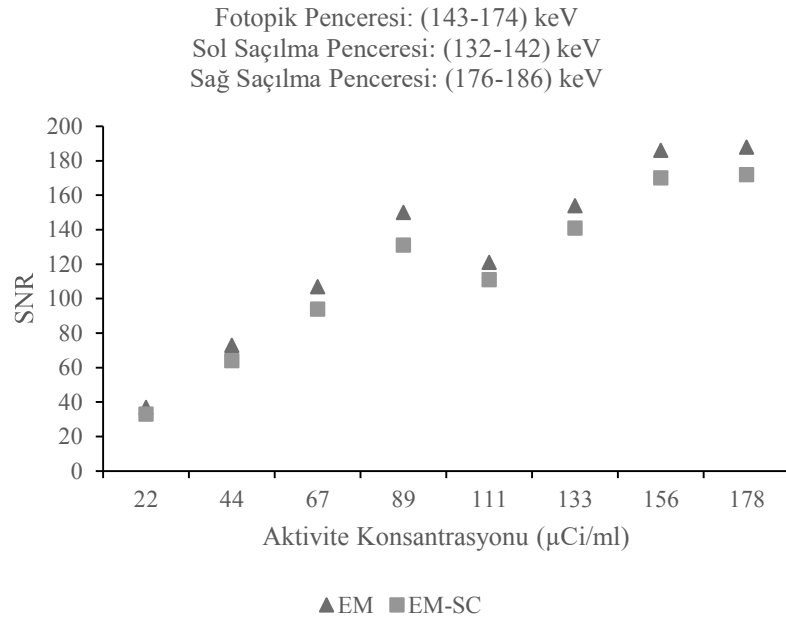
SNR					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	EM *	34	37	37	37
	EM-SC **	33	35	33	36
44	EM	70	75	73	75
	EM-SC	68	70	64	72
67	EM	101	110	107	107
	EM-SC	98	103	94	103
89	EM	139	152	150	152
	EM-SC	135	142	131	145
111	EM	125	127	121	137
	EM-SC	120	118	111	139
133	EM	155	158	154	173
	EM-SC	149	146	141	177
156	EM	191	195	186	213
	EM-SC	183	182	170	218
178	EM	191	198	188	214
	EM-SC	184	184	172	218

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 31. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.

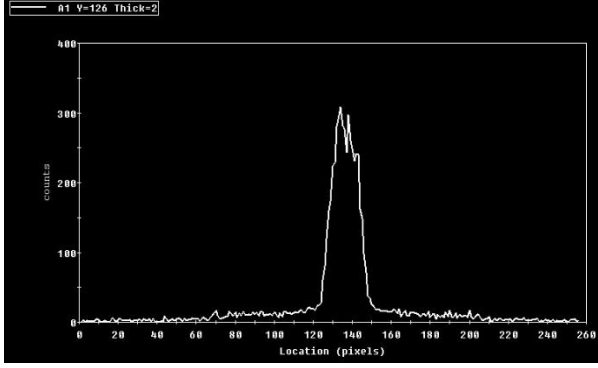


Grafik 21. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin aktivite konsantrasyonuna bağlı SNR değişimleri.

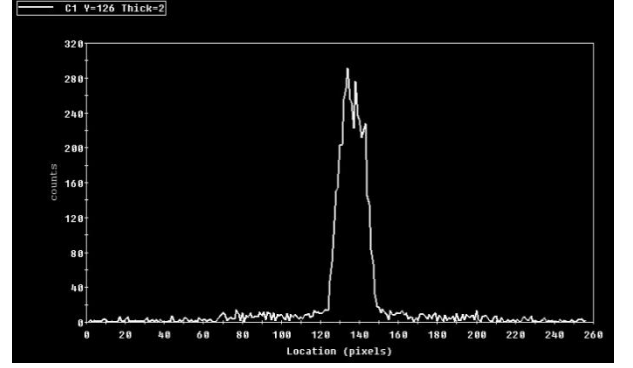
4.5.2.3 FWHM

I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel ve çizgisel kaynakların Şekil 73 ve 74'te verilen planar görüntülerine ilişkin profil eğrileri, sırasıyla Şekil 75 ve 76'da verilmiştir. Buna göre Şekil 75.a ve 76.a'da, küresel/çizgisel kaynakların LEHR kolimatörü ve Tablo 7'de verilen fotopik enerji pencereleri ile alınan görüntülerine ilişkin profil eğrileri verilmiştir. Şekil 75.c ve 76.c'de sol saçılma enerji penceresi, Şekil 75.d ve 76.d'de sağ saçılma enerji penceresi ile alınan planar görüntülerin profil eğrileri görülmektedir. TEW saçılma düzeltmesi; sol ve sağ saçılma pencereleri kullanılarak alınan planar görüntülerin, fotopik penceresi kullanılarak alınan planar görüntüden çıkartılması ile yapılmış ve bu görüntüler Şekil 75.b ve 76.b'de verilmiştir.

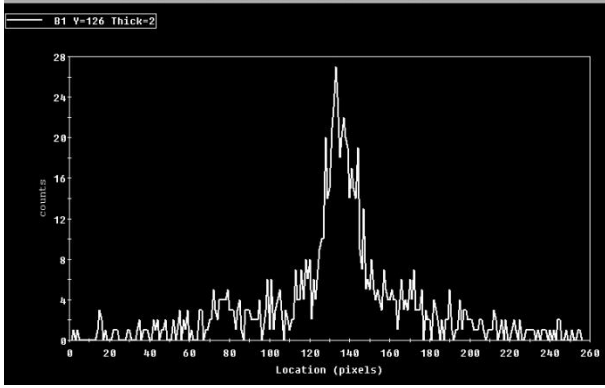
Fotopik Penceresi: (147-170) keV
Sol Saçılma Penceresi: (136-146) keV
Sağ Saçılma Penceresi: (173-185) keV



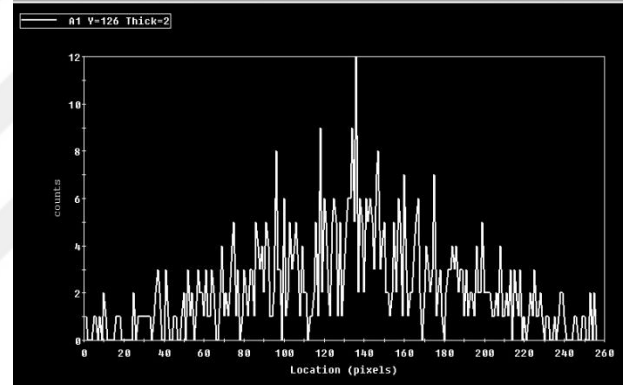
(a)



(b)



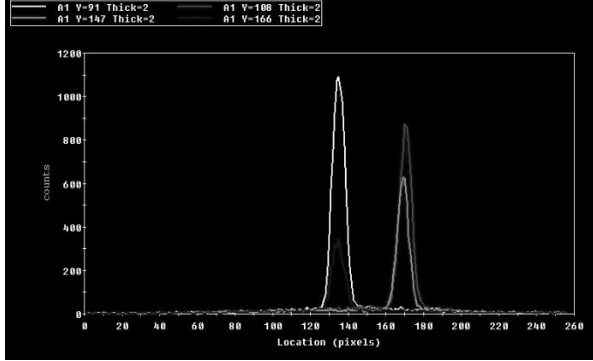
(c)



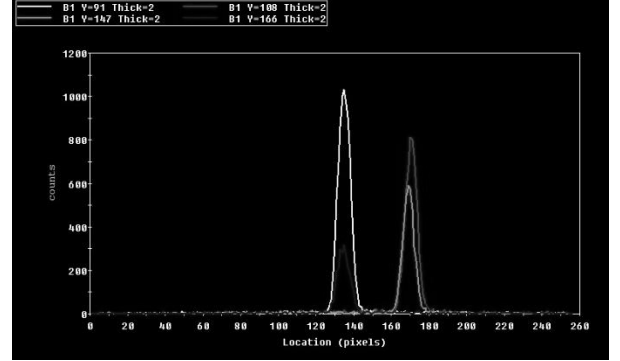
(d)

Şekil 75. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) fotopik penceresi kullanılarak alınan, (b) TEW düzeltme yöntemi uygulanan, (c) sol ve (d) sağ saçılma pencereleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin profil eğrileri.

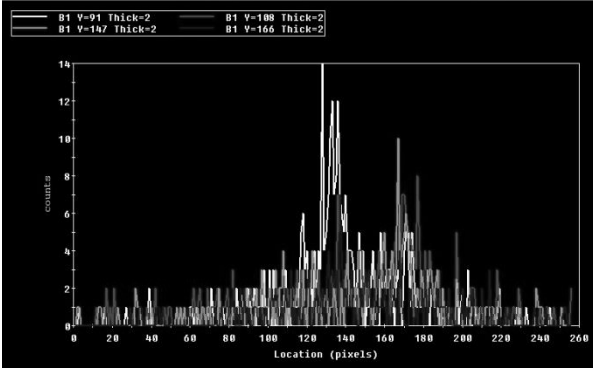
Fotopik Penceresi: (147-170) keV
 Sol Saçılma Penceresi: (136-146) keV
 Sağ Saçılma Penceresi: (173-185) keV



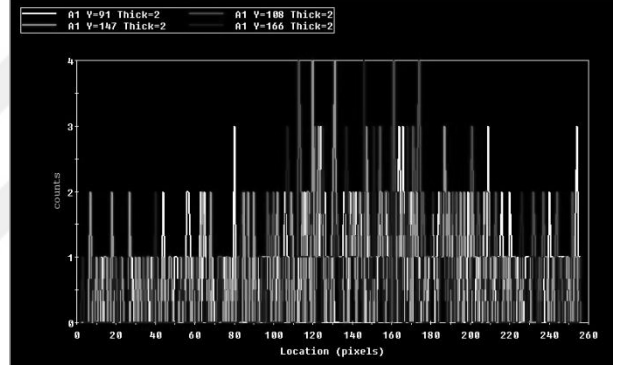
(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 76. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş çizgisel kaynakların; (a) fotopik penceresi kullanılarak alınan, (b) TEW düzeltme yöntemi uygulanan, (c) sol ve (d) sağ saçılma pencereleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin profil eğrileri.

Şekil 75.b ve 76.b’de, küresel ve çizgisel kaynak görüntülerine uygulanan TEW saçılma düzeltme yönteminin etkisi, TEW yöntemi uygulanan görüntülere ilişkin profil eğrilerinden açıkça görülmektedir. Şöyle ki, TEW saçılma düzeltme yönteminin uygulandığı profil eğrilerinde, saçılan fotonların katkı verdiği sayımlardan kaynaklanan alan azalmıştır.

Tablo 32-34’te LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan küresel kaynak planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri verilmiştir. Buna göre; Tablo 32’de verilen FWHM parametreleri incelendiğinde, TEW yönteminin etkinliği en fazla LEHR kolimatörü ile alınan görüntülerde saptanmıştır.

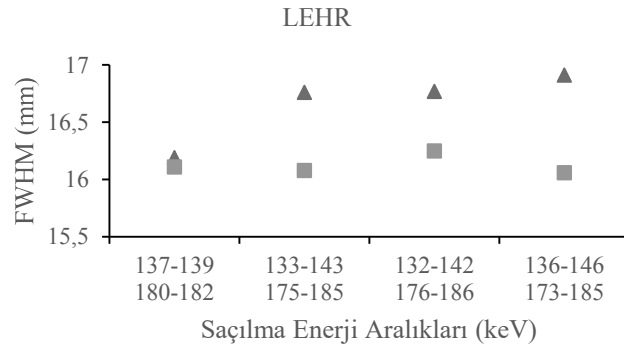
FWHM (mm)						
Protokol Numarası	Görüntüleme Yöntemi		Görüntüleme Yöntemi		Görüntüleme Yöntemi	
	<i>EM*</i>	<i>EM-SC**</i>	<i>EM</i>	<i>EM-SC</i>	<i>EM</i>	<i>EM-SC</i>
	LEHR		MEGP		HEGP	
1	16,19	16,11	15,96	15,96	16,61	16,57
2	16,76	16,08	17,04	16,99	16,24	13,85
3	16,77	16,25	16,88	16,40	16,27	16,29
4	16,91	16,06	17,31	17,35	16,47	16,40

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

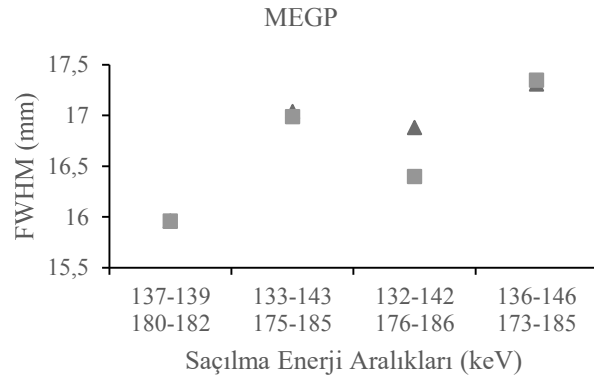
(**) TEW yöntemi uygulanan

Tablo 32. Küresel I-123 kaynağı ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.

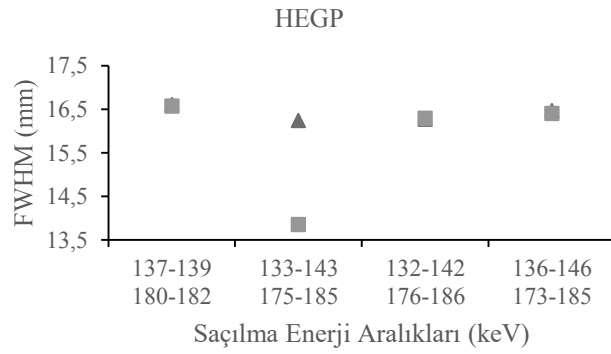
Grafik 22 (a), (b), (c)'de, üç kolimatör ile alınan küresel kaynak planar görüntülerinin, saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri verilmiştir. Grafik 22 (a), (b), (c)'ye göre, saçılma enerji pencereleri genişliğinin 11 keV açılması durumunda, FWHM parametrelerinde belirgin bir azalma gözlenmiş; yani TEW düzeltme yönteminin etkinliği artmıştır.



(a)



(b)



(c)

Grafik 22. Küresel I-123 kaynağın; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin saçılma enerji aralıklarına bağlı FWHM değişimleri.

Tablo 33-35'te, I-123 kaynak aktivite konsantrasyonları (22-178) $\mu\text{Ci/ml}$ aralığında hazırlanan çizgisel kaynakların; dört farklı protokol ve LEHR, MEGP, HEGP kolimatörler ile alınan planar görüntüleri için FWHM parametreleri yer almaktadır. Tablo 33-35'te, planar görüntülere uygulanan TEW düzeltme yönteminin etkisi, TEW yöntemi uygulanan görüntülere ilişkin FWHM parametrelerinden görülmektedir. Buna göre; tüm kolimatör ve protokoller ile alınan görüntülerin FWHM parametrelerinde azalma gözlenmiştir.

FWHM (mm)					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	EM *	8,35	8,06	8,08	8,58
	EM-SC **	8,30	7,86	7,95	8,21
44	EM	7,53	7,80	8,12	7,10
	EM-SC	7,49	7,72	7,86	6,72
67	EM	8,05	7,82	7,85	7,75
	EM-SC	8,03	7,68	7,71	7,59
89	EM	8,06	8,05	7,72	8,27
	EM-SC	8,04	7,91	7,61	8,07
111	EM	7,90	8,07	7,54	7,60
	EM-SC	7,88	8,01	7,38	7,50
133	EM	7,74	7,68	7,63	7,50
	EM-SC	7,68	7,56	7,53	7,33
156	EM	7,82	7,81	7,92	7,77
	EM-SC	7,79	7,69	7,82	7,63
178	EM	7,94	7,84	7,80	7,76
	EM-SC	7,92	7,74	7,68	7,58

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 33. Çizgisel I-123 kaynaklarının; LEHR kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.

Çizgisel I -123 kaynaklarının; LEHR ve MEGP kolimatörleri ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri (Tablo 33, 34) incelendiğinde; en belirgin düzelme, sol ve sağ saçılma enerji pencereleri (136-146) keV ve (173-185) keV seçildiğinde saptanmıştır.

FWHM (mm)					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	EM *	8,86	8,78	7,88	8,44
	EM-SC **	8,77	8,63	7,58	8,39
44	EM	8,95	7,78	8,47	8,39
	EM-SC	8,95	7,48	8,44	7,41
67	EM	7,64	8,37	8,03	7,78
	EM-SC	7,59	8,31	7,88	7,12
89	EM	7,80	8,17	8,04	8,18
	EM-SC	7,76	8,14	7,97	8,06
111	EM	8,05	8,12	8,24	7,84
	EM-SC	8,03	8,06	8,16	7,75
133	EM	9,72	9,39	9,75	9,77
	EM-SC	9,72	9,30	9,67	9,66
156	EM	8,12	7,94	8,20	8,09
	EM-SC	8,12	7,69	7,84	7,98
178	EM	9,71	9,87	9,29	9,53
	EM-SC	9,70	9,75	9,23	9,37

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 34. Çizgisel I-123 kaynaklarının; MEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.

Tablo 35’te, farklı I -123 aktiviteleri ile doldurulmuş çizgisel kaynakların HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntüleri için FWHM parametreleri verilmiştir. Tablo 35’te, FWHM parametrelerinin fazla değişmediği görülmektedir.

FWHM					
Aktivite Konsantrasyonu ($\mu\text{Ci/ml}$)	Görüntüleme Yöntemi	Prot.*** 1	Prot. 2	Prot. 3	Prot. 4
22	EM *	10,60	10,36	10,45	10,15
	EM-SC **	10,55	10,35	10,39	10,02
44	EM	7,18	7,20	7,45	7,38
	EM-SC	7,18	7,17	7,40	7,34
67	EM	7,05	6,74	7,10	7,01
	EM-SC	7,03	6,71	7,09	7,00
89	EM	6,91	6,69	6,87	6,72
	EM-SC	6,89	6,61	6,84	6,70
111	EM	10,27	10,38	10,42	10,03
	EM-SC	10,25	10,40	10,40	10,01
133	EM	7,53	3,85	3,68	7,48
	EM-SC	7,51	3,74	3,67	7,45
156	EM	6,23	6,43	6,37	6,34
	EM-SC	6,23	6,37	6,34	6,35
178	EM	6,62	6,70	6,57	6,72
	EM-SC	6,62	6,65	6,54	6,68

(*) TEW yöntemi uygulanmayan

(**) TEW yöntemi uygulanan

(***) Protokol numarası

Tablo 35. Çizgisel I-123 kaynaklarının; HEGP kolimatörü ile alınan planar görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.

4.5.3 Fotopik ve Saçılma Enerji Pencerelerinin Planar Görüntülere Etkisi

I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel ve çizgisel kaynakların farklı fotopik/saçılma enerji aralık kombinasyonları ile LEHR, MEGP, HEGP kolimatörleri kullanılarak alınan ve TEW saçılma düzeltme yöntemi uygulanan planar görüntülerden birer örnek Bölüm 4.5'te verilmişti (Şekil 73, 74). Saçılma düzeltme yöntemleri uygulanan küresel/çizgisel kaynakların planar görüntülerinde, fotopik/saçılma enerji pencerelerinin etkisi; kontrast, SNR ve FWHM parametrelerinden açıkça görülmektedir (Grafik 15-22). Örneğin, küresel ve çizgisel kaynak planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri karşılaştırıldığında (Tablo 24-27); MEGP kolimatörünün kullanıldığı ve saçılma enerji aralıklarının sırasıyla (136-146) keV ve (173-185) keV olarak seçildiği protokolün, en iyi görüntüyü verdiği

saptanmıştır. Küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntüleri için hesaplanan SNR ve FWHM karşılaştırıldığında (Tablo 28-35), LEHR kolimatörü ile alınan görüntülerin en düzgün olduğu gözlenmiştir.

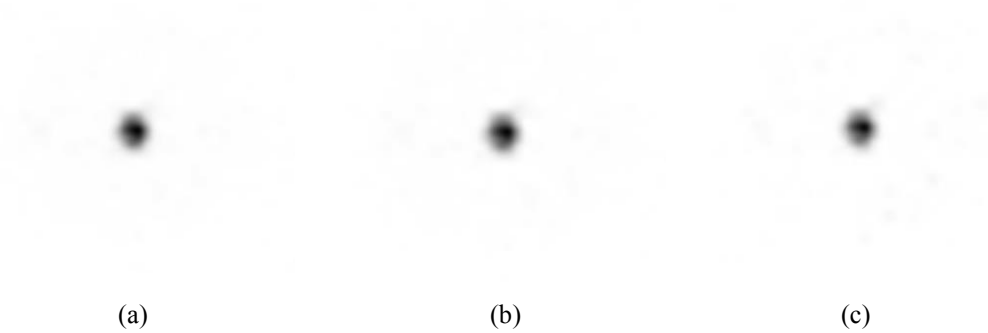
4.6 I-123 ile Alınan Küresel/Çizgisel Kaynak ve Kardiyak Fantom SPECT Görüntüleri

4.6.1 DEW Saçılma Düzeltme Yönteminin Uygulandığı SPECT Görüntüleri

Araştırmada farklı I-123 aktiviteleri ile hazırlanan küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntüleri, Tablo 7’de yer alan fotopik/saçılma enerji aralıkları, Tablo 8’de verilen protokol bilgileri ve LEHR, MEGP, HEGP kolimatörlü SPECT sistemi ile alınmış ve bu SPECT görüntülerine iteratif rekonstrüksiyon yöntemi uygulanmıştır. İteratif rekonstrüksiyon yöntemi uygulanmış görüntülere, hem TEW saçılma düzeltme yöntemi hem de SDY uygulanmıştır.

Buna göre I-123 ile doldurulmuş küresel ve çizgisel kaynağın; LEHR kolimatörü ile alınan ve iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, TEW yöntemi ve SDY uygulanmış görüntüleri sırasıyla Şekil 77 (a-c) ve 78 (a-c)’de verilmiştir. Küresel kaynak SPECT görüntüleri incelendiğinde, her iki düzeltme yönteminin etkisi fark edilmektedir. Bununla birlikte aynı görüntüler üzerinde hesaplanan görüntü kalite parametreleri incelendiğinde, kontrast parametresinin daha yüksek ve SNR parametresinin daha düşük sonuçlar verdiği görülmektedir. Dolayısıyla, görüntülerde görsel olarak fark edilen düzeltme ile görüntü kalite parametreleri birbirini desteklemektedir.

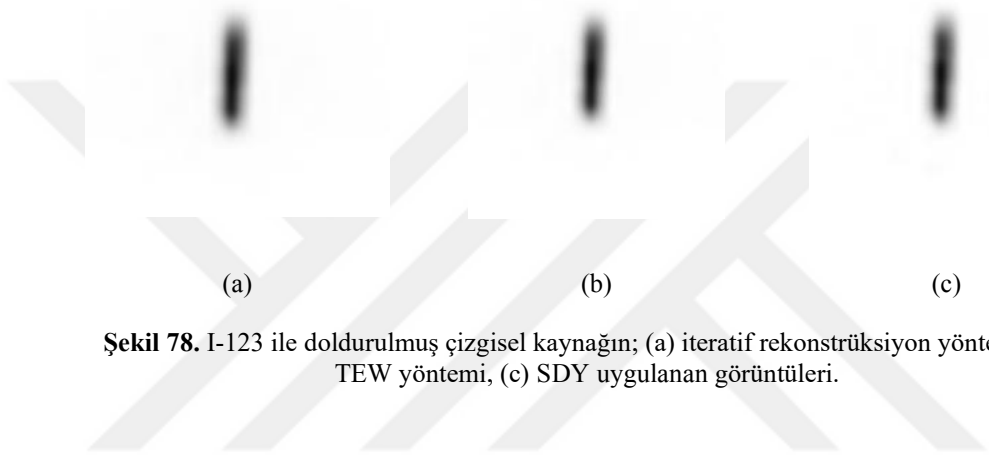
Fotopik Enerji Pencere Genişliği: (143-174) keV
Sol Saçılma Enerji Pencere Genişliği: (132-142) keV
Sağ Saçılma Enerji Pencere Genişliği: (176-186) keV



Şekil 77. I-123 ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntüleri.

Çizgisel kaynak SPECT görüntülerine, rekonstrüksiyon yöntemi ve düzeltme yöntemleri uygulanmış; bu görüntülere örnek olarak Şekil 78 (a), (b), (c) verilmiştir. Görüntülerin görsel değerlendirilmesi yapıldığında, çizgisel kaynağın özellikle SDYnin uygulandığı görüntüde, kenar sınırlarının netleştiği görülmektedir (Şekil 78.c). Ayrıca, SNR ve FWHM görüntü kalite parametrelerinde daha düzgün sonuçlar elde edilmiştir.

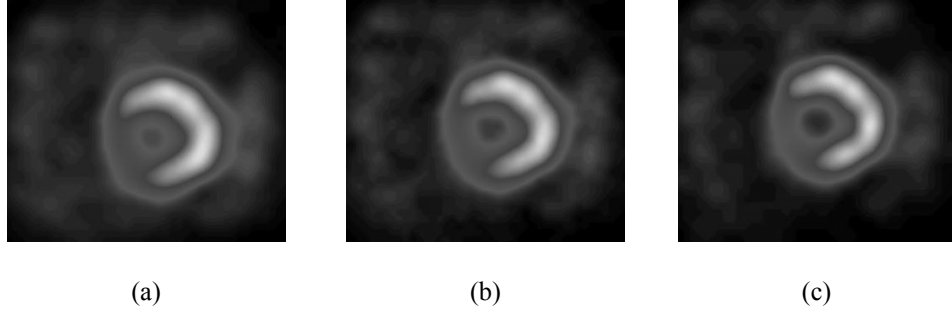
Fotopik Enerji Pencere Genişliği: (143-174) keV
Sol Saçılma Enerji Pencere Genişliği: (132-142) keV
Sağ Saçılma Enerji Pencere Genişliği: (176-186) keV



Şekil 78. I-123 ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntüleri.

Buna göre I-123 ile doldurulmuş kardiyak fantomun; iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, TEW yöntemi ve SDY uygulanmış görüntüleri Şekil 79 (a-c)'de verilmiştir. Düzeltme yöntemlerinin uygulandığı görüntüler görsel olarak değerlendirildiğinde, foton saçılmalarının arka plana verdiği katkıların azaldığı ve görüntülerin düzgünleştiği fark edilmektedir (Şekil 79.c). Aynı SPECT görüntüleri üzerinde, görüntü kalite parametreleri incelenerek, düzeltme yöntemlerinin etkinliği değerlendirilmiştir. Buna göre; kontrast ve FWHM parametrelerinin daha iyi sonuçlar verdiği saptanmıştır.

Fotopik Enerji Pencere Genişliği: (143-174) keV
Sol Saçılma Enerji Pencere Genişliği: (132-142) keV
Sağ Saçılma Enerji Pencere Genişliği: (176-186) keV



Şekil 79. I-123 ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntüleri.

4.6.2 Küresel/Çizgisel Kaynak ve Kardiyak Fantom için SPECT Görüntü Kalite Parametreleri

4.6.2.1 Kontrast

Kontrast, küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülere uygulanan TEW düzeltme yönteminin etkinliğini değerlendirmek amacı ile Bölüm 3'te verilen Eşitlik 22 ile hesaplanmıştır. Araştırmada küresel kaynak I-123 aktivite konsantrasyonu 7 $\mu\text{Ci/ml}$; çizgisel kaynak I-123 aktivite konsantrasyonu 178 $\mu\text{Ci/ml}$ ve kardiyak fantom I-123 aktivite konsantrasyonu 1 $\mu\text{Ci/ml}$ olarak hazırlanmıştır.

Küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerine; iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, TEW yöntemi ve SDY uygulanmıştır. Küresel I-123 kaynağının LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntüleri için kontrast parametreleri; Tablo 36'da verilmiştir.

Kontrast			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	60	62	113
2	64	75	203
3	67	81	253
4	80	115	193
MEGP			
1	109	113	101
2	98	136	242
3	137	204	408
4	122	151	240
HEGP			
1	70	71	101
2	99	111	172
3	102	129	171
4	122	180	243

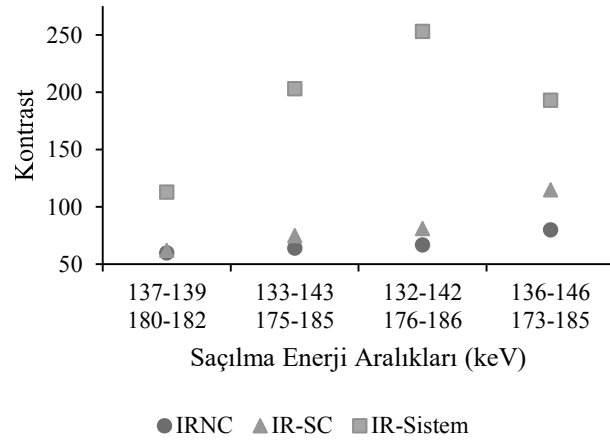
(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) TEW yöntemi,

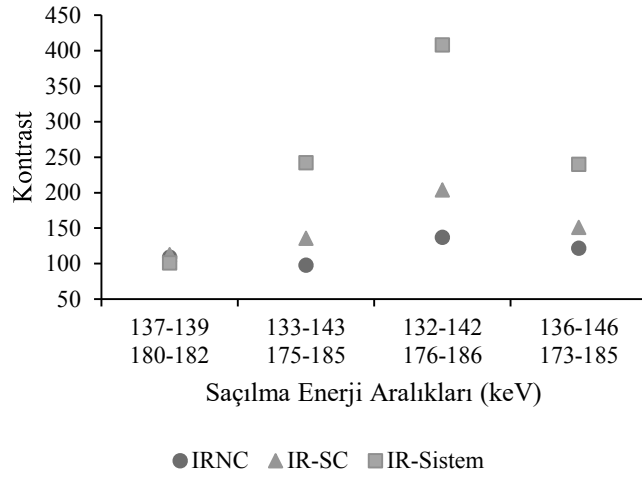
(³) SDY

Tablo 36. Küresel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.

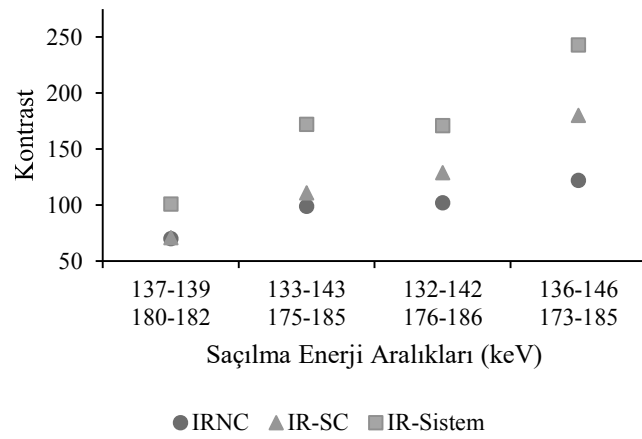
Tablo 36 incelendiğinde, TEW saçılma düzeltme yöntemi ile SDY'nin uygulandığı küresel kaynak SPECT görüntülerinin kontrastında artış görülmüştür. Bununla birlikte, Grafik 23 (a), (b), (c)'de üç kolimatör ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri verilmiştir. Buna göre SDY, TEW yöntemine kıyasla daha başarılı bulunmuştur. SPECT görüntü kontrastlarında görülen en yüksek artış, LEHR ve MEGP kolimatörleri ile, saçılma enerji aralıkları (132-142) keV; (176-186) keV ve saçılma düzeltme yöntemi SPECT sistemi seçildiğinde saptanmıştır. HEGP kolimatörü için saçılma enerji aralıkları (136-146) keV; (173-185) keV ve SDY seçildiğinde daha yüksek kontrast değerine ulaşılmıştır.



(a)



(b)



(c)

Grafik 23. Küresel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.

Çizgisel kaynak için Tablo 37’de verilen kontrast parametreleri incelendiğinde, TEW saçılma düzeltme yöntemi ile SDY’nin uygulandığı çizgisel kaynak SPECT görüntülerinin kontrastında artış görülmüştür. Küresel kaynak SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametrelerine benzer olarak, tüm kolimatörler için SDY, TEW yöntemine kıyasla daha başarılı bulunmuştur. Çizgisel kaynak SPECT görüntü kontrastlarında en belirgin artış, MEGP kolimatörü ile, saçılma enerji aralıkları (136-146) keV; (173-185) keV seçildiğinde görülmüştür (Grafik 24).

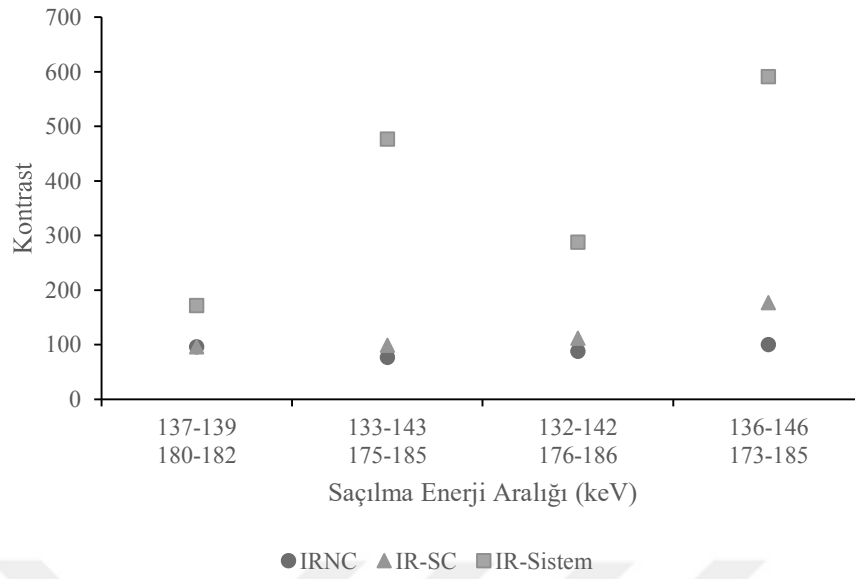
Kontrast			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	64	65	384
2	80	92	350
3	75	95	296
4	87	167	451
MEGP			
1	96	96	172
2	77	99	477
3	88	112	288
4	100	177	591
HEGP			
1	43	44	98
2	45	55	114
3	45	54	84
4	53	91	159

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) TEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 37. Çizgisel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.



Grafik 24. Çizgisel I-123 kaynağı ile alınan SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.

Tablo 38’de kardiyak fantomun SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri incelendiğinde, TEW yöntemine kıyasla SDYnin daha etkin olduğu ortaya çıkmaktadır (Grafik 25).

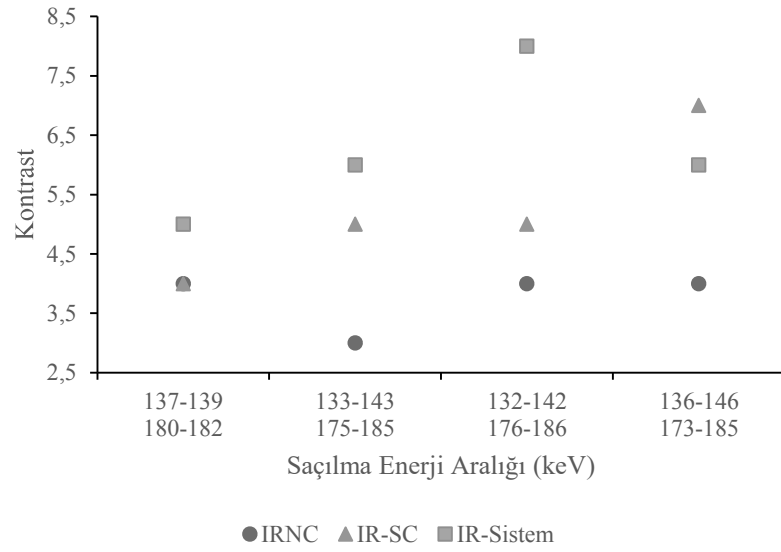
Kontrast			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	4	4	5
2	3	5	6
3	4	5	8
4	4	7	6

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) TEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 38. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş kardiyak fantomun, LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri.



Grafik 25. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş kardiyak fantomun, SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı kontrast değişimleri.

4.6.2.2 SNR

Küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom ile alınan, SPECT görüntülere uygulanan düzeltme yöntemlerinin etkinliğini değerlendirmek üzere kullanılan SNR parametreleri sırasıyla; Tablo 39-41’de verilmiştir.

SNR			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	94	97	81
2	93	93	156
3	97	93	152
4	122	115	193
MEGP			
1	161	150	111
2	103	91	134
3	135	115	207
4	138	133	132
HEGP			
1	88	89	98
2	158	137	141
3	119	106	171
4	139	107	164

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) TEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 39. Küresel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.

Küresel I-123 kaynağının SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametrelerinin verildiği Tablo 39’da, TEW düzeltme yöntemi uygulanan görüntülerin SNR parametrelerinde genel olarak azalma gözlenmiştir. Tablo 39’a göre; tüm kolimatör tipleri için genel olarak TEW düzeltme yönteminin daha iyi sonuç verdiği görülmektedir. Bu durum, Tc-99m aktivitesi ile alınan küresel kaynak SPECT görüntülerine ilişkin SNR’ler ile uyumludur.

Tablo 40’ta çizgisel I-123 kaynağının SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri verilmiştir. SPECT görüntülerin SNR parametrelerinde beklenen azalma, LEHR ve HEGP kolimatörler için yalnızca sol ve sağ saçılma enerji aralıkları sırasıyla (136-146) keV ve (173-185) keV seçildiğinde saptanmıştır (Grafik 26 (a), (b), (c)). Bununla birlikte en düşük SNR parametreleri, HEGP kolimatör ile alınan görüntülerde gözlenmiştir.

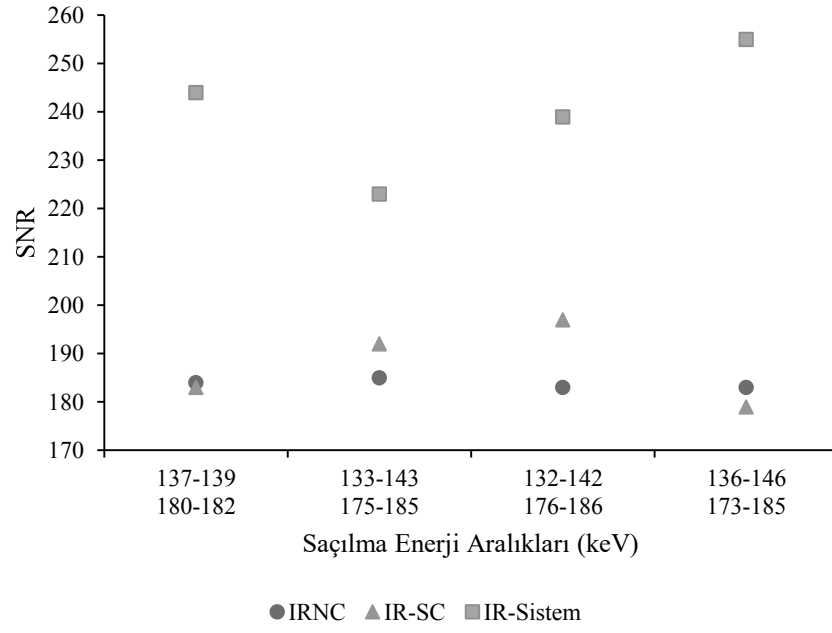
SNR			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	184	183	244
2	185	192	223
3	183	197	239
4	183	179	255
MEGP			
1	217	221	141
2	237	257	349
3	191	200	240
4	241	209	283
HEGP			
1	90	92	126
2	95	100	117
3	74	76	85
4	101	96	160

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

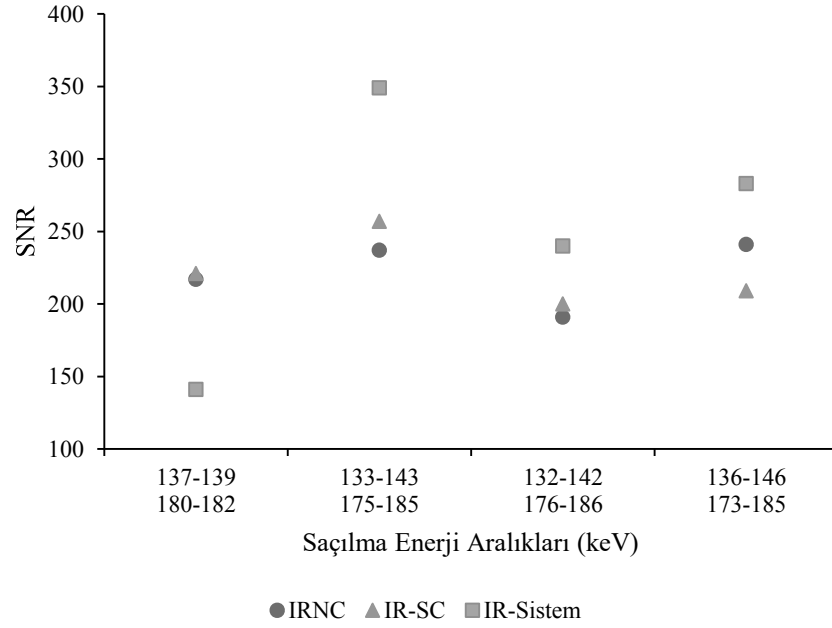
(²) TEW yöntemi,

(³) SDY

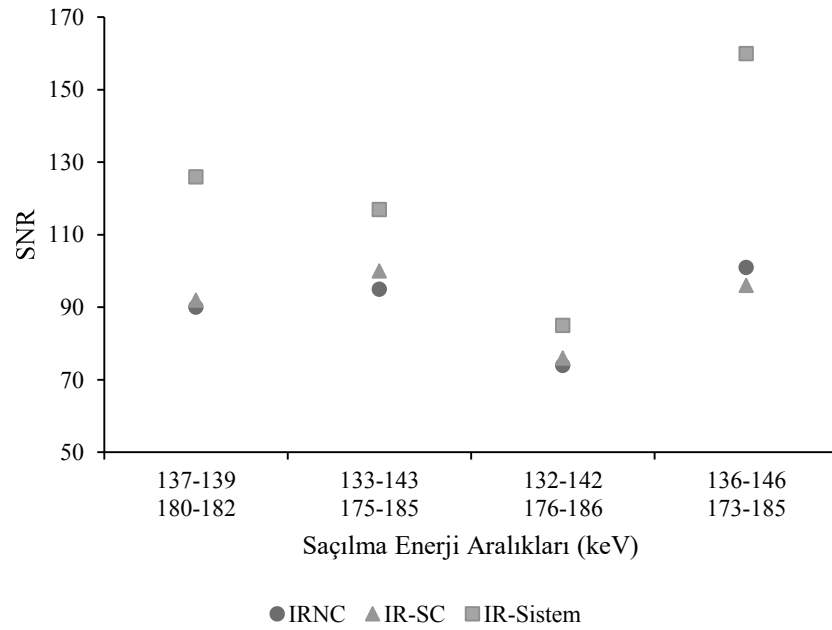
Tablo 40. Çizgisel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.



Grafik 26. Çizgisel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.



Grafik 26. (b)



(c)

Grafik 27. (devamı) Çizgisel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.

Tablo 41’de verilen kardiyak fantom ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri incelendiğinde, Tc-99m aktivitesi ile doldurulan küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntülerinin SNR bulgularına benzer şekilde çok az değişim gözlenmiştir. Yine de görüntülerin SNR parametrelerinde en büyük fark, saçılma enerji pencerelerinin genişliği 3 keV açıldığında saptanmıştır (Grafik 27).

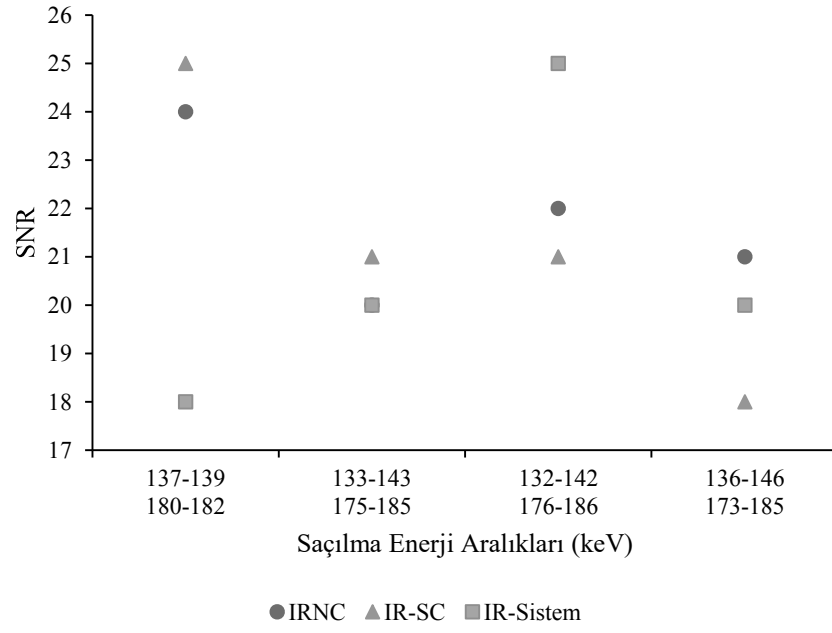
Protokol Numarası	SNR		
	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	24	25	18
2	20	21	20
3	22	21	25
4	21	18	20

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) TEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 41. I-123 aktivitesi ile doldurulan kardiyak fantomun; LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri.

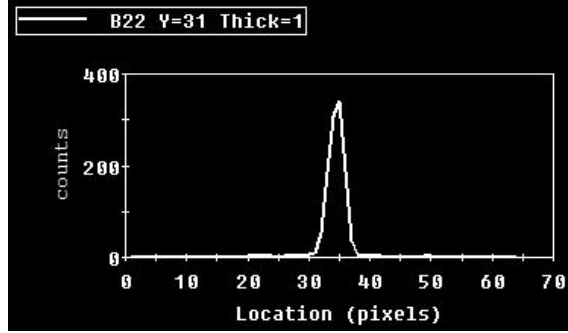


Grafik 28. I-123 aktivitesi ile doldurulmuş kardiyak fantomun, SPECT görüntüleri için saçılma enerji aralıklarına bağlı SNR değişimleri.

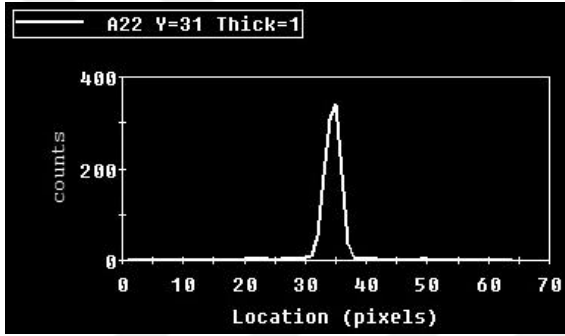
4.6.2.3 FWHM

Farklı I-123 aktiviteleri ile hazırlanan küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun SPECT görüntülerine; iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, TEW düzeltme yöntemi ve SDY uygulanmıştır. Şekil 77-79'da verilen rekonstrüksiyon yöntemi ile düzeltme yöntemleri uygulanan SPECT görüntülerine ilişkin profil eğrileri Şekil 80-82'de verilmiştir.

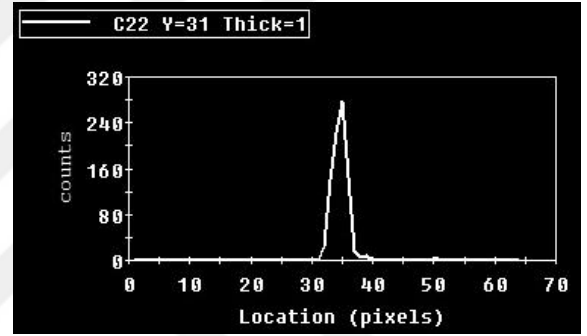
Fotopik Enerji Pencere Genişliği: 141-179 keV
Sol Saçılma Enerji Pencere Genişliği: 137-139 keV
Sağ Saçılma Enerji Pencere Genişliği: 180-182 keV



(a)



(b)

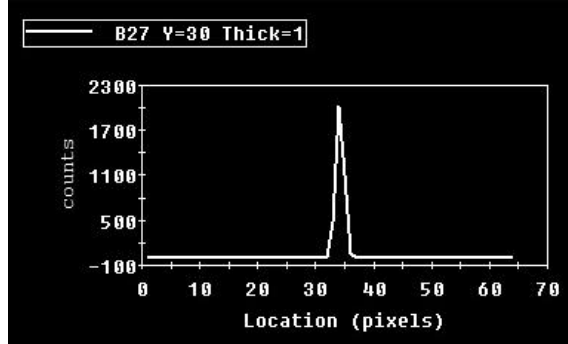


(c)

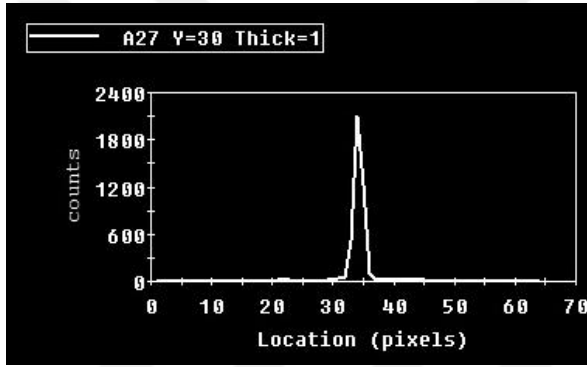
Şekil 80. I-123 ile doldurulmuş küresel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntülerine ilişkin profil eğrileri.

Küresel Tc-99m kaynağının SPECT görüntülerine ilişkin profil eğrilerinde gözlenen TEW/SDY düzeltme yöntemlerinin etkileri (Şekil 69, 70), küresel ve çizgisel I-123 kaynağı için çizilen profil eğrilerinde gözlenmemiştir (Şekil 80, 81). Kardiyak fantomun SPECT görüntülerinin profil eğrilerinde, TEW ve SDY düzeltme yöntemlerinin çok az etkileri olduğu görülmektedir (Şekil 82).

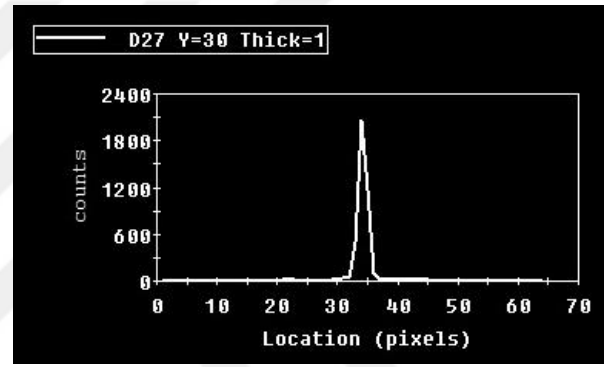
Fotopik Enerji Pencere Genişliği: 143-174 keV
Sol Saçılma Enerji Pencere Genişliği: 133-143 keV
Sağ Saçılma Enerji Pencere Genişliği: 175-185 keV



(a)



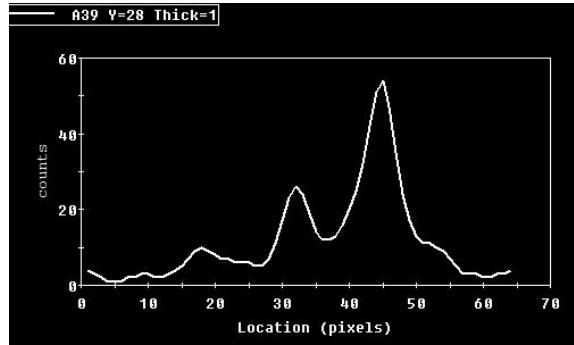
(b)



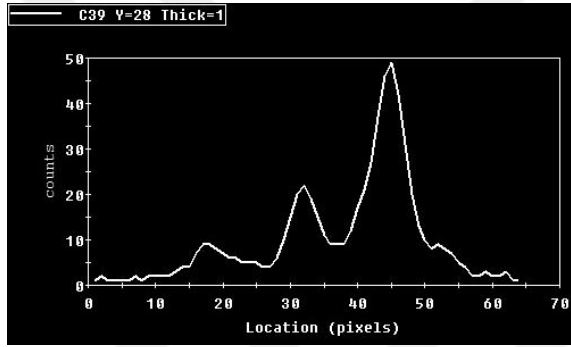
(c)

Şekil 81. I-123 ile doldurulmuş çizgisel kaynağın; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntülerine ilişkin profil eğrileri.

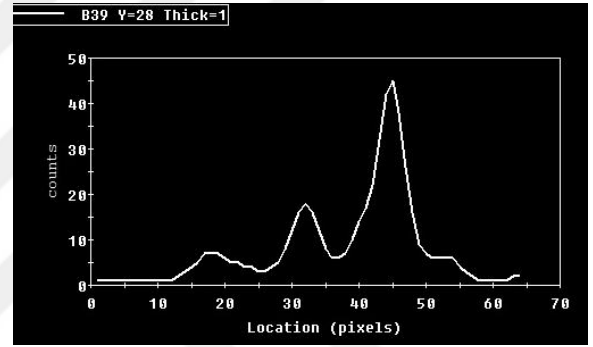
Fotopik Enerji Pencere Genişliği: (143-174) keV
Sol Saçılma Enerji Pencere Genişliği: (132-142) keV
Sağ Saçılma Enerji Pencere Genişliği: (176-186) keV



(a)



(b)



(c)

Şekil 82. I-123 ile doldurulmuş kardiyak fantomun; (a) iteratif rekonstrüksiyon yöntemi, (b) TEW yöntemi, (c) SDY uygulanan görüntülerine ilişkin profil eğrileri.

Küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri sırasıyla Tablo 42, 43 ve 44’te verilmiştir. Tablo 42’de verilen küresel I-123 kaynak görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri incelendiğinde, her iki düzeltme yönteminin etkisi de görülmektedir. Bununla birlikte tüm kolimatör tipleri için, sol ve sağ saçılma enerji pencerelerinin (137-139) keV, (180-182) keV seçildiği durumda, FWHM parametrelerinin daha düşük olduğu açıktır (Grafik 28 (a, b, c)).

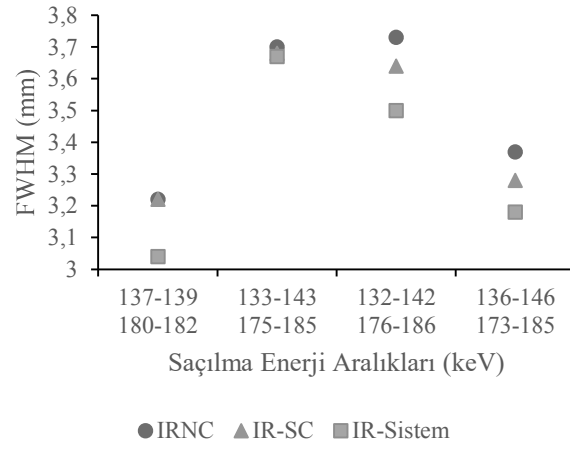
FWHM (mm)			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	3,22	3,22	3,04
2	3,70	3,68	3,67
3	3,73	3,64	3,50
4	3,37	3,28	3,18
MEGP			
1	2,94	2,89	2,46
2	3,49	3,52	3,57
3	3,43	3,46	3,52
4	3,29	3,35	3,40
HEGP			
1	3,56	3,53	2,60
2	3,73	3,72	3,75
3	3,22	3,18	3,04
4	3,40	3,48	3,54

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

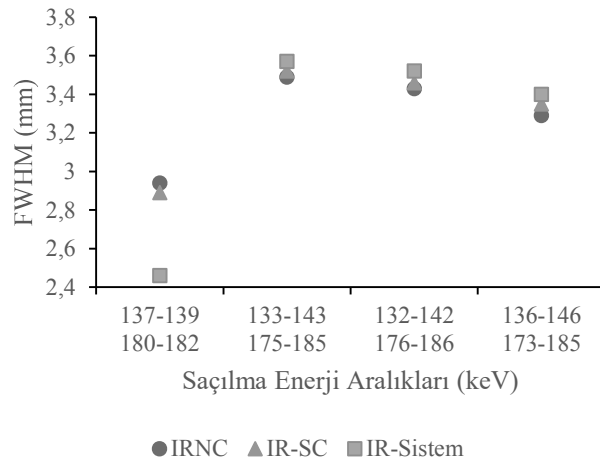
(²) TEW yöntemi,

(³) SDY

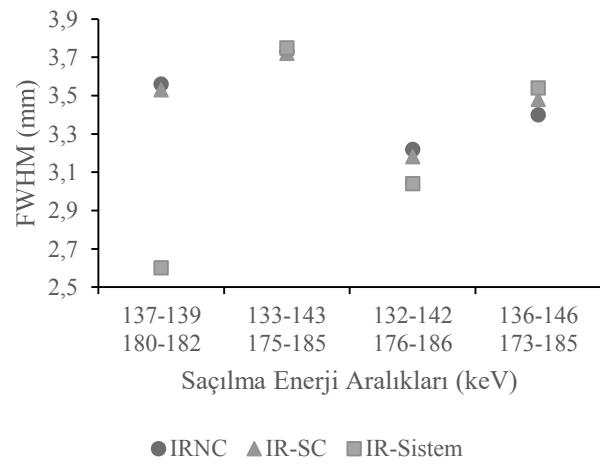
Tablo 42. Küresel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.



(a)



(b)



(c)

Grafik 29. Küresel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.

Tablo 43'te verilen çizgisel I-123 kaynak görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri incelendiğinde; SDY'nin, TEW yöntemine kıyasla daha başarılı olduğu görülmektedir. SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri (Grafik 29.a) karşılaştırıldığında; LEHR kolimatörünün kullanıldığı ve saçılma enerji aralıklarının sırasıyla (132-142) keV ve (176-186) keV olarak seçildiği protokolün, en iyi görüntüyü verdiği saptanmıştır.

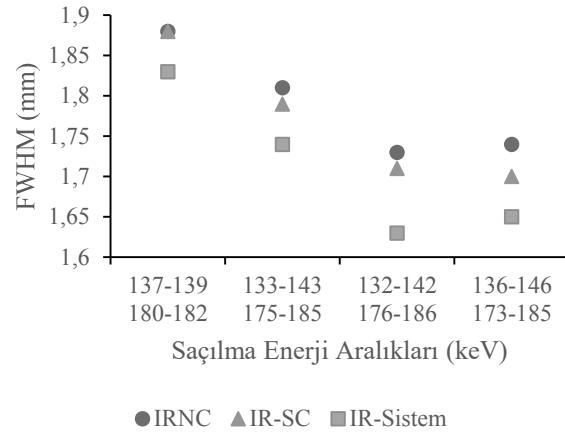
FWHM (mm)			
Protokol Numarası	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	1,88	1,88	1,83
2	1,79	1,75	1,68
3	1,73	1,71	1,63
4	1,74	1,70	1,65
MEGP			
1	1,84	1,84	1,86
2	1,81	1,79	1,74
3	1,86	1,84	1,82
4	1,83	1,78	1,74
HEGP			
1	2,12	2,11	2,04
2	2,14	2,12	2,10
3	2,06	2,03	1,97
4	2,18	2,12	2,08

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

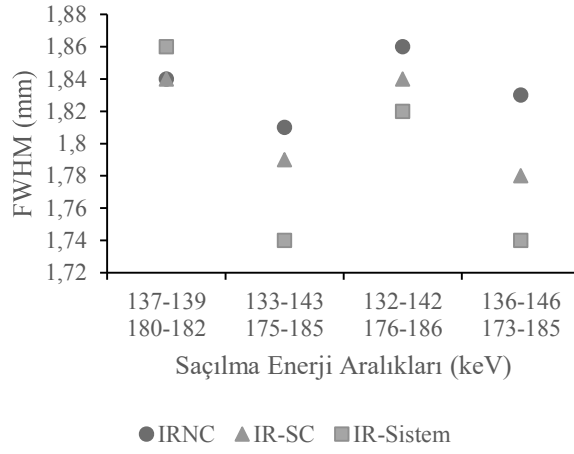
(²) TEW yöntemi,

(³) SDY

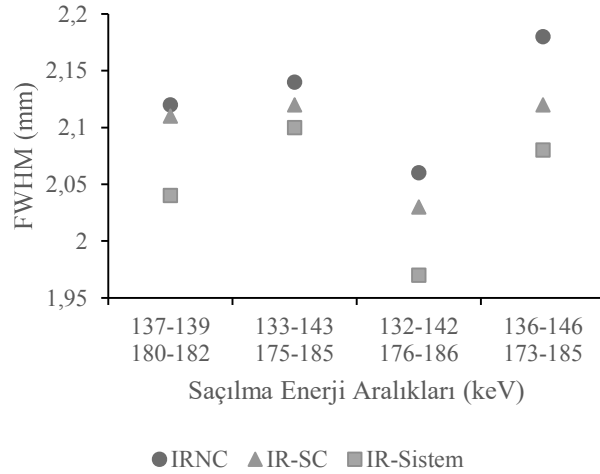
Tablo 43. Çizgisel I-123 kaynağının; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.



(a)



(b)



(c)

Grafik 30. Küresel I-123 kaynağının; (a) LEHR, (b) MEGP ve (c) HEGP kolimatörleri ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.

Tablo 44’te, I-123 ile doldurulmuş kardiyak fantom SPECT görüntüleri için FWHM parametreleri yer almaktadır. Tablo 44 incelendiğinde, kardiyak fantom SPECT görüntülerine uygulanan düzeltme yöntemlerinin etkileri, Grafik 30’da görülmektedir. Düzeltme yöntemleri uygulanan kardiyak fantom SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametrelerinde karşılaştırıldığında, çizgisel kaynak görüntülerinin bulgularına benzer şekilde, saçılma enerji aralıklarının sırasıyla (132-142) keV ve (176-186) keV olarak seçildiği protokolün, en iyi görüntüyü verdiği saptanmıştır.

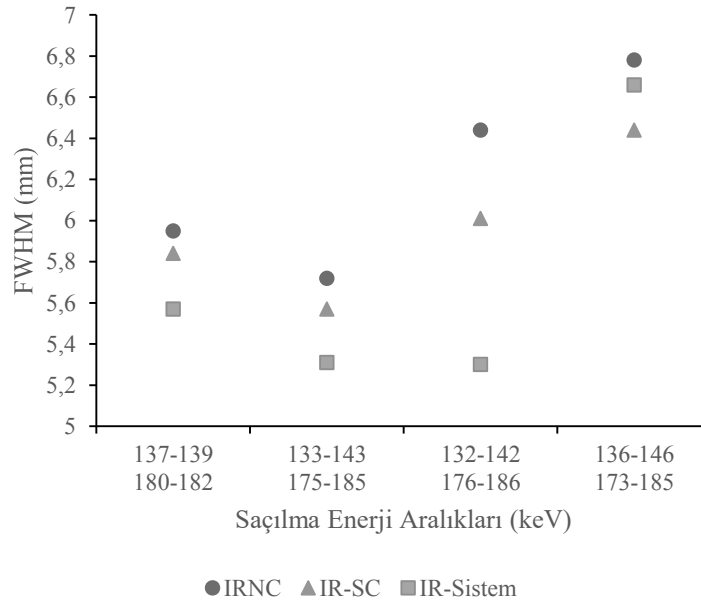
Protokol Numarası	FWHM (mm)		
	IRNC ¹	IR-SC ²	IR-Sistem ³
LEHR			
1	5,95	5,84	5,57
2	5,72	5,57	5,31
3	6,44	6,01	5,30
4	6,78	6,44	6,66

(¹) İteratif rekonstrüksiyon yöntemi,

(²) TEW yöntemi,

(³) SDY

Tablo 44. I-123 aktivitesi ile doldurulan kardiyak fantomun, LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.



Grafik 31. I-123 aktivitesi ile doldurulan kardiyak fantomun, LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri.

4.6.3 Fotopik ve Saçılma Enerji Pencerelerinin SPECT Görüntülere Etkisi

I-123 aktivitesi ile doldurulmuş küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun LEHR, MEGP, HEGP kolimatörü ile alınan ve TEW düzeltme yöntemi uygulanan SPECT görüntülerinden birer örnek Bölüm 4.6'da verilmişti. Saçılma düzeltme yöntemleri uygulanan küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntülerinde, fotopik/saçılma enerji pencerelerinin etkisi; kontrast, SNR ve FWHM parametrelerinden açıkça görülmektedir (Şekil 77-79). Şöyle ki; düzeltme yöntemlerinin uygulandığı I-123 küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntülerinin kontrast parametrelerinde artış görülmüş; SNR ve FWHM parametrelerinde ise genellikle azalma gözlenmiştir. Ayrıca, I-123 kardiyak fantom SPECT görüntülerine ilişkin görüntü kalite parametreleri değerlendirildiğinde (Tablo 38, 41, 44); fotopik ve sol/sağ saçılma enerji pencerelerinin sırasıyla, (143-174) keV, (132-142) keV, (176-186) keV ve (147-170) keV, (136-146) keV, (173-185) keV olduğu protokollerin, en iyi görüntüleri verdiği saptanmıştır.

4.7 I-123 Görüntülemelerde Kolimatör Etkileri

Radyonüklidler ile rutin klinik görüntülemelerde kolimatör seçimi, uzaysal rezulasyon ve hassasiyetin dengelenmesine bağlıdır. Bu, özellikle yüksek enerjili foton saçılmalarının önemli olduğu I-123 görüntülemelerinde önemlidir (3). Bu sebeple, I-123 ile alınan planar ve SPECT görüntülemelerde kolimatör etkileri incelenmiştir.

MEGP kolimatörünün septa kalınlığı, LEGP veya LEHR kolimatörünün septa kalınlığından birkaç kat büyüktür. I-123'ün 529 keV enerjili fotonunun art arda yaptığı saçılmaların, 159 keV'e düşerek görüntü kalitesini bozduğu vurgulanmıştır (3,4). Özellikle 159 keV gibi düşük enerjilerde fotonların, fotoelektrik absorpsiyon ile etkileşme olasılığı Compton saçılması ile etkileşim olasılığından yüksek olduğu için, fotonlar ME kolimatörden kaçamaz. Böylece; LEHR kolimatörün aksine MEGP kolimasyonu görüntüdeki saçılma katkısını önemli derecede azaltır. Ancak; MEGP kolimasyonu hem hassasiyeti azaltıp hem de uzaysal rezulasyonu oldukça düşürdüğü için görüntü detaylarının kaybolabileceği bildirilmiştir (3). Zira; Bölüm 4.6'da verilen Tablo 28-35'ler incelendiğinde, MEGP kolimatörü ile alınan küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntülerine ilişkin SNR ve FWHM parametreleri, LEHR kolimatörü ile alınan görüntülerin SNR ve FWHM parametrelerine kıyasla daha

kötüdür. Benzer olarak; MEGP kolimatörü ile alınan ve Tablo 39’da verilen küresel kaynak SPECT görüntülerine ilişkin SNR parametreleri ile Tablo 43’te verilen çizgisel kaynak SPECT görüntülerinin FWHM parametreleri, LEHR kolimatörü ile alınan görüntülerin SNR ve FWHM parametrelerine kıyasla daha kötüdür. Görüntülere TEW saçılma düzeltme yöntemi uygulandığında, LEHR kolimatörü ile görüntülerdeki saçılma katkısı düzeltilirken; yüksek uzaysal rezulasyonun da korunduğu bildirilmiştir (4). Destekleyecek bulgular, Bölüm 4.5.2.3 ve Bölüm 4.6.2.3’te verilen Tablo 32-35 ve 42-44’lar ile ispat edilmiştir.



5. TARTIŞMA

Tc-99m ve I-123 görüntüleme tanısal inceleme amacıyla, hastanelerin nükleer tıp bölümlerinde rutin olarak yapılmaktadır. Çeşitli faktörler, tanısal açıdan önemli olan bu görüntülerin kalitesini etkileyebilmekte ve kantitatif değerlendirmeyi zorlaştırmaktadır. Bunların başında, radyonüklidden yayınlanan fotonların atenüasyonu ve saçılması gelmektedir. Şöyle ki; görüntü kusurları, radyonüklidlerin yayınladıkları fotonların hasta ve kurşun kolimatörde saçılmalarından kaynaklanmaktadır. Tc-99m görüntülemesinde, 140 keV enerjili fotonlar hasta dokusunda Compton saçılması ile etkileştiğinde; saçılan gama ışınlarının bazıları, gama kameraya ulaşarak görüntü kusurlarına neden olabilir. Örneğin Tc-99m görüntülemesinde, puls yüksekliği analizörünün enerji penceresi (%20) içine düşen fotonların, yaklaşık %30'unu saçılan fotonların oluşturduğu öne sürülmektedir (7,55). Benzer şekilde I-123 görüntülemesinde, yüksek enerjili (529 keV) fotonların önemli bir kısmı kurşunla etkileşsin ya da etkileşmesin septaya nüfuz eder. Bu saçılmış ya da saçılmamış fotonlar, 159 keV'lik fotopik enerji penceresinde dedekte edilebilir ve kristal yüzeye dik gelmedikleri için ölçülen sayım değerlerini değiştirip görüntüyü bozabilir (3). Ek olarak, hastadan yayınlanan 159 keV enerjili fotonların bazıları, Compton saçılması yaparak görüntü kalitesini etkileyebilmektedir. Nükleer tıp görüntülemesinde yukarıda bahsi geçen foton saçılmalarının sebep olduğu görüntü kusurlarını iyileştirmek amacıyla, DEW ve TEW düzeltme yöntemleri başta olmak üzere birçok saçılma düzeltme yöntemi geliştirilmiştir (6,7).

Saçılma düzeltme yöntemlerinden olan DEW ve TEW düzeltme yöntemlerine ilişkin detaylar, Bölüm 3.6.1.1 ve 3.6.1.2'de verilmişti. Bu doğrultuda DEW yönteminde, fotopik enerji penceresinin sol tarafına yerleştirilen saçılma penceresi ile fotopik penceresindeki saçılma katkısı çıkarılmaktadır. Sunulan araştırmada, DEW yöntemi için dar ve geniş saçılma enerji pencerelerinin seçildiği protokoller kullanılmıştır. Bu protokoller ile Tc-99m aktivitesi içeren küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun planar ve SPECT görüntüleri alınmıştır. Diğer düzeltme yöntemi olan TEW yönteminde temel problem, dar saçılma enerji penceresi içinde kalan saçılma bölgesindeki bilgilerin sebep olduğu gürültüdür (31). Buna göre TEW yönteminde, fotopik penceresinin sol ve sağ tarafına açılan dar saçılma pencerelerinin seçildiği protokoller kullanılmıştır. Bu protokoller ile I-123 aktivitesi içeren

küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun planar ve SPECT görüntüleri alınmıştır. Tc-99m ve I-123 planar/SPECT görüntülemesinde DEW/TEW düzeltme yöntemlerinin etkinliği; kontrast, SNR, FWHM görüntü kalite parametreleri ile incelenmiştir.

Buna göre küresel Tc-99m kaynağı ile alınan planar görüntülerin kontrast parametreleri incelendiğinde; DEW düzeltme yönteminin uygulandığı görüntülerde gözlenen kontrast parametresindeki artış, literatür ile uyum içindedir (6,7,9). Bununla birlikte kontrast parametreleri karşılaştırıldığında; saçılma enerji penceresi (92-125) keV seçilen protokolün, en iyi görüntüyü verdiği saptanmıştır (Şekil 59, 63). İlaveten; küresel ve çizgisel Tc-99m kaynakların planar görüntülerine ilişkin SNR ve FWHM parametrelerinde, literatür ile uyumlu bir iyileşme görülmüştür (6,7). Çizgisel Tc-99m kaynak planar görüntülerinin FWHM parametreleri karşılaştırıldığında; saçılma enerji penceresi (92-125) keV seçilen protokolün, en iyi uzaysal rezulasyonu (FWHM) verdiği saptanmıştır. Bunun yanı sıra; aktivite konsantrasyonunun artması ile birlikte, görüntülerdeki sayımların artacağı ve dolayısıyla, görüntü kalitesinin de artacağı iyi bilinmektedir. Farklı Tc-99m aktivite konsantrasyonları ile hazırlanan çizgisel kaynak planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri incelendiğinde; Tc-99m aktivite konsantrasyonu arttıkça, DEW düzeltme yöntemi uygulansın veya uygulanmasın, kontrast parametrelerinde artış saptanmıştır.

Araştırmada farklı Tc-99m aktiviteleri ile hazırlanan küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntüleri, LEHR kolimatörlü SPECT sistemi ile alınmış ve bu SPECT görüntülerine iteratif rekonstrüksiyon yöntemi uygulanmıştır. İteratif rekonstrüksiyon yöntemi uygulanan görüntülere de DEW saçılma düzeltme yöntemi ve SDY uygulanmıştır. Küresel, çizgisel Tc-99m kaynağı ve kardiyak fantomun SPECT görüntülerine ilişkin kontrast ve SNR parametreleri karşılaştırıldığında; SDY uygulanan görüntülerin, DEW düzeltmesi uygulanan görüntülere kıyasla daha iyi olduğu saptanmıştır. Küresel ve çizgisel Tc-99m kaynak planar görüntülerinin SNR ve FWHM bulgularına benzer olarak, Tc-99m SPECT görüntülerin SNR ve FWHM parametrelerinde de azalma görülmüştür.

Tc-99m ile alınan tüm planar ve SPECT görüntüler için kalite parametreleri incelendiğinde; seçilen fotopik/saçılma enerji pencerelerinin etkisi net olarak görülmektedir (Grafik 1-14). Görüntü kalite parametreleri karşılaştırıldığında; saçılma

enerji penceresinin geniş seçildiği protokollerin, enerji penceresinin dar tutulduğu protokollere kıyasla daha iyi görüntü verdiği saptanmıştır. Bu durum, Tc-99m görüntülemelerde DEW saçılma düzeltme yöntemi uygulanırken, saçılma enerji penceresinin geniş tutulması gerektiğini ortaya koymuştur. Kontrast, SNR ve FWHM parametreleri dikkate alındığında, Tc-99m görüntülemelerde saçılma enerji pencere genişliği (92-125) keV iken en iyi sonuca varılmıştır.

Yukarıda bahsedilen saçılma problemi; radyonüklid enerjisi, kaynak aktivitesi, gama kamera sisteminin enerji rezulasyonu ve kolimatör gibi etkenlere bağlı olarak değişmektedir (7). Bununla birlikte Papanastasiou ve ark. (2017); kolimatör seçiminin, yüksek enerjili foton saçılmalarının önemli olduğu I-123 görüntülemelerde önemli bir etken olduğunu vurgulamıştır (3). Bu doğrultuda, I-123 aktivitesi ile doldurulan küresel ve çizgisel kaynakların planar/SPECT görüntüleri; LEHR, MEGP ve HEGP kolimatörlü gama kamera sistemi ile alınmıştır. I-123 planar ve SPECT görüntülemelerde TEW düzeltme yönteminin etkinliği; kontrast, SNR, FWHM görüntü kalite parametreleri ile değerlendirilmiştir. Küresel I-123 planar görüntülerine ilişkin kontrast parametreleri incelendiğinde; saçılma enerji pencereleri 11 keV olarak açılan protokollerin, en iyi görüntüleri verdiği saptanmıştır. Bununla birlikte çizgisel I-123 planar görüntülerin kontrast parametreleri değerlendirildiğinde; aktivite konsantrasyonu arttıkça, TEW düzeltme yöntemin etkinliği de artmıştır. MEGP kolimatörü ile alınan küresel ve çizgisel kaynakların planar görüntülerine ilişkin SNR ve FWHM parametreleri, LEHR kolimatörü ile alınan görüntülerin SNR ve FWHM parametrelerine kıyasla daha kötüdür. Bu durum, görüntülere TEW saçılma düzeltme yöntemi uygulandığında; LEHR kolimatörü ile görüntülerdeki saçılma katkısının düzeltildiğini ve yüksek uzaysal rezulasyonun korunduğunu ortaya koymaktadır (4).

TEW/SDY yöntemlerinin uygulandığı I-123 küresel/çizgisel kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntülerinin kalite parametreleri incelendiğinde, literatür bulguları ile uyumlu olarak görüntü kontrastının iyileştiği saptanmıştır (53). Küresel, çizgisel I-123 kaynak ve kardiyak fantom SPECT görüntülerine ilişkin kontrast ve FWHM parametrelerinde; tüm kolimatör tipleri için genel olarak SDY düzeltme yönteminin iyi sonuç verdiği görülmektedir. I-123 aktivitesi ile doldurulan çizgisel kaynak ve kardiyak fantomun LEHR kolimatörü ile alınan SPECT görüntülerine ilişkin FWHM parametreleri karşılaştırıldığında; sol ve sağ saçılma enerji aralıklarının sırasıyla (132-

142) keV ve (176-186) keV olduğu protokolün, en iyi görüntüyü verdiği saptanmıştır. LEHR kolimatörü ile alınan küresel/çizgisel I-123 kaynak planar görüntülerinin aksine; MEGP kolimatörü ile alınan I-123 SPECT görüntülerinde, TEW düzeltme yönteminin etkisi daha başarılı bulunmuştur.

Yukarıda anlatılan bilgiler ışığında planar ve SPECT görüntülemede, gerek Tc-99m gerekse I-123 fantom görüntülerine uygulanan DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinin, değişen oranlarda görüntüyü iyileştirdiği ortaya çıkmıştır. Sonuç olarak, Tc-99m ve I-123 planar görüntülemede DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinin başarılı olduğu saptanmıştır. Bununla birlikte Tc-99m ve I-123 SPECT görüntülerine uygulanan DEW/TEW yöntemleri ve SDY kıyaslandığında; SDY'nin daha başarılı sonuçlar verdiği ortaya çıkmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tc-99m ve I-123 görüntüleme, tanısal inceleme amacıyla rutin olarak yapılmaktadır. Bu radyonüklidlerin yayınladığı foton enerjilerinde, fotoelektrik olay ve Compton saçılması baskın etkileşim mekanizmasıdır. Compton etkileşimleri ile saçılmış fotonların görüntüleme sistemine hatalı bilgi taşıması, görüntü kalitesini etkileyen bir faktördür. DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemleri, saçılan fotonların sebep olduğu görüntü kusurlarının iyileştirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada, Tc-99m ve I-123 kaynakları ile alınan planar/SPECT görüntülerine, DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemleri uygulanmış ve görüntü kalite parametreleri ile bu yöntemlerin etkinliği değerlendirilmiştir.

Araştırma sonuçları değerlendirildiğinde; Tc-99m ve I-123 görüntülemelerde, DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinin etkisi hem nitel hem nicel açıdan başarılı bulunmuştur. Bu nedenle nükleer tıpta, görüntüler üzerinde saçılma düzeltme yöntemlerinin uygulanması önem arz etmektedir.

Araştırmada kullanılan SPECT sisteminin yazılım programında, saçılma düzeltme yöntemi (SDY) sadece SPECT görüntülere uygulanabilmektedir. Tc-99m ve I-123 SPECT görüntülerine uygulanan DEW/TEW yöntemleri ve SDY kıyaslandığında; SDY'nin daha başarılı sonuçlar verdiği ortaya çıkmıştır. Bu bağlamda, hem planar hem SPECT görüntülerine saçılma düzeltme yöntemlerinin uygulanabileceği yazılım programlarının geliştirilmesi, nükleer tıp görüntülemelerde büyük fark yaratacaktır.

Tc-99m ve I-123 görüntülerinde DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinin etkisini konu alan bu araştırmada, yüksek aktivite içeren kaynak fantomların planar ve SPECT görüntüleri alınmıştır. Ancak rutin hasta görüntülemelerde sayım hızlarının daha düşük ve saçıcı ortamın daha geniş olduğu iyi bilinmektedir. Bu nedenle, sunulan çalışmada her ne kadar DEW ve TEW saçılma düzeltme yöntemlerinde kullanılacak olan enerji pencere/kolimatör kombinasyonları belirlenmiş olsa da, gelecekte hasta görüntülemeye dayanan benzer araştırmaların yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. O'Malley J, Ziessman H. Nuclear Medicine and Molecular Imaging. In: Thrall, James H, editor. Fifth Edit. Elsevier; p. 49–50.
2. Asl MN, Sadremomtaz A, Bitarafan-Rajabi A. Evaluation of six scatter correction methods based on spectral analysis in 99m Tc SPECT imaging using SIMIND Monte Carlo simulation. *Journal of Medical Physics*. 2013;38(4):189–97.
3. Papanastasiou E, Moralidis E, Siountas A. The effect of scatter correction on planar and tomographic semiquantitative 123I cardiac imaging. A phantom study. *Hellenic Journal of Nuclear Medicine*. 2017;20(2):154–9.
4. Dobbeleir AA, Hambye ASE, Franken PR. Influence of methodology on the presence and extent of mismatching between 99mTc-MIBI and 123I-BMIPP in myocardial viability studies. *Journal of Nuclear Medicine*. 1999;40(5):707–14.
5. Tanaka M, Uehara S, Kojima A, Matsumoto M. Monte Carlo simulation of energy spectra for 123I imaging. *Physics in Medicine and Biology*. 2007;52(15):4409–25.
6. Köseoğlu K. Nükleer görüntüleme de spektral analize dayalı compton saçılması düzeltme yöntemleri. Ege Üniversitesi; 2001.
7. Turan E. PLANAR GÖRÜNTÜLEMEDE (201 Tl) SAÇILMA DÜZELTME TEKNİKLERİ N N. Ege Üniversitesi; 2007.
8. Koral KF, Swailem FM, Buchbinder S, Clinthorne NH, Rogers WL, Tsui BMW. SPECT dual-energy-window Compton correction: Scatter multiplier required for quantification. *Journal of Nuclear Medicine*. 1990;31(1):90–8.
9. Jaszcak J, Floyd E, Craig C. Improved SPECT Quantification Using Compensation for Scattered Photons. *Medicine*. 1984;25(8):893–900.
10. Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S. Compton Scatter Compensation Using the. *Journal of Nuclear Medicine*. 1993;34(12):2216–21.
11. Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S. A Practical Method for Position-Dependent Compton-Scatter Correction in Single Photon Emission CT. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1991;10(3):408–12.
12. Yang YW, Chen JC, Chang CJ, Cheng CY, Wang SJ. Evaluation of collimator choice and scatter correction on 123I SPECT images. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2007;584(1):204–11.
13. Kobayashi H, Momose M, Kanaya S, Kondo C, Kusakabe K, Mitsuhashi N. Scatter correction by two-window method standardizes cardiac I-123 MIBG uptake in various gamma camera systems. *Annals of Nuclear Medicine*. 2003;17(4):309–13.
14. Nakajima K, Matsubara K, Ishikawa T, Motomura N, Maeda R, Akhter N, et al. Correction of iodine-123-labeled meta-iodobenzylguanidine uptake with

- multi-window methods for standardization of the heart-to-mediastinum ratio. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2007;14(6):843–51.
15. Small AD, Prosser J, Motherwell DW, McCurrach GM, Fletcher AM, Martin W. Downscatter correction and choice of collimator in 123I imaging. *Physics in Medicine and Biology*. 2006;51(17).
 16. Lagerburg V, De Nijs R, Holm S, Svarer C. A comparison of different energy window subtraction methods to correct for scatter and downscatter in I-123 SPECT imaging. *Nuclear Medicine Communications*. 2012;33(7):708–18.
 17. Shiga T, Kubo N, Takano A, Kobayashi J, Takeda Y, Nakamura F, et al. The effect of scatter correction on 123I-IMP brain perfusion SPET with the triple energy window method in normal subjects using SPM analysis. *European Journal of Nuclear Medicine*. 2002;29(3):342–5.
 18. Yang JT, Yamamoto K, Sadato N, Tsuchida T, Takahashi N, Hayashi N, et al. Clinical value of triple-energy window scatter correction in simultaneous dual-isotope single-photon emission tomography with 123I-BMIPP and 201Tl. *European Journal of Nuclear Medicine*. 1997;24(9):1099–106.
 19. Matsutomo N, Nagaki A, Yamao F, Sasaki M. Optimization of iterative reconstruction parameters with 3-dimensional resolution recovery, scatter and attenuation correction in 123I-FP-CIT SPECT. *Annals of Nuclear Medicine*. 2015;29(7):636–42.
 20. Ito H, Iida H, Kinoshita T, Hatazawa J, Okudera T, Uemura K. Effects of scatter correction on regional distribution of cerebral blood flow using I-123-IMP and SPECT. *Annals of Nuclear Medicine*. 1999;13(5):331–6.
 21. Takeuchi W, Suzuki A, Shiga T, Kubo N, Morimoto Y, Ueno Y, et al. Simultaneous Tc-99m and I-123 dualradionuclide imaging with a solid-state detector-based brain-SPECT system and energy-based scatter correction. *EJNMMI Physics*. 2016;3(1).
 22. Chandra R. *Nuclear Medicine Physics The Basics*. Sixth Edit. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; 2004.
 23. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in Nuclear Medicine*. Fourth Edi. Philadelphia: Saunders Elsevier Inc.; 2012.
 24. Powsner RA, Palmer MR, Powsner ER. *Essentials of Nuclear .Medicine Physics and Instrumentation*. Third Edit. UK: Wiley-Blackwell; 2013.
 25. Gupta TK. *Radiation, Ionization, and Detection in Nuclear Medicine*. First Edit. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2013.
 26. Podgorsak EB. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Third Edit. Switzerland: Springer International Publishing; 2016.
 27. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Third Edit. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; 2012.
 28. Saha GB. *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*. Fourth Edi. New York: Springer Science+Business Media; 2013.

29. M. M. An Introduction to Medical Physics. First Edit. Switzerland: Springer International Publishing; 2018.
30. Turner JE. Atoms, Radiation, and Radiation Protection. Third Edit. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH&Co.; 2007.
31. Khalil MM. Basic Sciences of Nuclear Medicine. First Edit. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2011.
32. Mettler FA, Guiberteau MJ. Essentials of Nuclear Medicine Imaging. Sixth Edit. China: Saunders Elsevier Inc.; 2012.
33. Hamilton D. Diagnostic Nuclear Medicine. First Edit. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2004.
34. McParland BJ. Nuclear Medicine Radiation Dosimetry. First Edit. London: Springer-Verlag London; 2010.
35. Saha GB. Fundamentals of Nuclear Pharmacy. Sixth Edit. London: Springer Science+Business Media; 2010.
36. Jones DW, Hogg P, Seeram E. Practical SPECT/CT in Nuclear Medicine. First Edit. London: Springer-Verlag London; 2013.
37. Knoll GF. Radiation Detection and Measurement. Third Edit. Zobrist B, Hepburn K, Factor R, Malinowski S, Lesure M, editors. New York: John Wiley&Sons, Inc.; 2000.
38. Eckerman KF, Endo A. MIRD: Radionuclide Data and Decay Schemes. SNMMI; 2007.
39. de Nijs R, Holm S, Thomsen G, Ziebell M, Svarer C. Experimental determination of the weighting factor for the energy window subtraction-based downscatter correction for I-123 in brain SPECT studies. Journal of Medical Physics. 2010;35(4):215–22.
40. Treves TS. Pediatric Nuclear Medicine and Molecular Imaging. Fourth Edit. Fahey FH, Grant FF, editors. London: Springer Science+Business Media; 2014.
41. Demir M. Nükleer Tıp Fiziği. İstanbul; 2000.
42. Bor D. Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri. İstanbul: Bilim Yayınevi;
43. Germano G. Technical aspects of myocardial SPECT imaging. Journal of Nuclear Medicine. 2001;42(10):1499–507.
44. Giussani A, Hoeschen C. Imaging in Nuclear Medicine. First Edit. London: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2013.
45. Powsner RA, Powsner ER. Essential Nuclear Medicine Physics. Second Edit. USA: Blackwell Publishing; 2006.
46. Ahmed SN. Physics & Engineering of Radiation Detection. First Edit. USA: Elsevier; 2007.
47. GE Healthcare, NM600 Serisi El Kitabı. 2012.

48. Noori-Asl M, Bitarafan-Rajabi A. Simulation and patient studies of scatter correction in cardiac SPECT imaging. *Iranian Journal of Medical Physics*. 2019;16(6):430–8.
49. Ashoor M, Asgari A, Khorshidi A, Rezaei A. Evaluation of Compton attenuation and photoelectric absorption coefficients by convolution of scattering and primary functions and counts ratio on energy spectra. *Indian Journal of Nuclear Medicine*. 2015;30(3):239–47.
50. Verberne HJ, Feenstra C, de Jong WM, Somsen GA, van Eck-Smit BLF, Sokole EB. Influence of collimator choice and simulated clinical conditions on 123I-MIBG heart/mediastinum ratios: A phantom study. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2005;32(9):1100–7.
51. Brinkmann R. *The Art and Science of Digital Compositing*. First Edit. San Diego: Morgan Kaufmann; 1999.
52. İnce C. YTTRIUM- 90 GÖRÜNTÜLEMEDE KOLİMATÖR VE ENERJİ PENCERESİ OPTİMİZASYONU YTTRIUM-90 GÖRÜNTÜLEMEDE KOLİMATÖR. 2019.
53. Noori-Asl M. Assessment of four scatter correction methods in In-111 SPECT imaging: A simulation study. *Journal of Medical Physics*. 2020;45(2):107–15.
54. de Jong H, Beekman F, Viergever M, van Rijk P. Simultaneous 99mTc/201Tl dual-isotope spet with Monte Carlo-based down-scatter correction. *European Journal of Nuclear Medicine*. 2002;29(8):1063–71.
55. Larsson SA, Jonsson C, Pagani M, Johansson L, Jacobsson H. A novel phantom design for emission tomography enabling scatter- and attenuation- 'free' single-photon emission tomography imaging. *European Journal of Nuclear Medicine*. 2000;27(2):131–9.

EK 1: ETİK KURUL ONAYI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Prof.Dr. Özlem Karadeniz

Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

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:	4493-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☒ DOKTORA ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	I-123 İle Kardiyak Görüntülerinde Üçlü Enerji Pencere Düzeltme Yönteminin (TEW) Etkisi
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr. Özlem Karadeniz DEU Fen Fakültesi Fizik Bölümü
	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 No:2019/06-30	Tarih:13.03.2019
KARAR BİLGİLERİ	Prof.Dr. Özlem Karadeniz 'in sorumlusu olduğu "I-123 İle Kardiyak Görüntülerinde Üçlü Enerji Pencere Düzeltme Yönteminin (TEW) Etkisi" 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	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkili mi?	
Prof.Dr.Can SEVİNÇ (Başkan)	Göğüs Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları A.D	Erkek	E ☐	H ☒
Prof.Dr.Sadık Kıvanç METİN (Başkan Yardımcısı)	Kalp ve Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi 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 ☒
Prof.Dr.Serkan YENER	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	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 ☒
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒

EK 2: ÖZGEÇMİŞ



MELEK CAN

Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

İletişim Adresi

Telefon

E-posta

meleekcan@gmail.com

İnternet Sayfası

Öğrenim Bilgileri

06 Ağustos 2018 - Şu Anda (3 yıl)

Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, MEDİKAL FİZİK (YL) (TEZLİ)
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.36 / 4.0

03 Eylül 2012 - 12 Ekim 2017 (5 yıl 2 ay)

Lisans, Anadal/Normal Öğretim, HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ, FİZİK MÜHENDİSLİĞİ PR.
Diploma Numarası: 17-334-029
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 2.6 / 4.0

Yabancı Dil Bilgileri

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

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanları

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanı Bilgileri

Temel Bilimler -- Fizik -- Nükleer Fizik -- Genel Nükleer Tepkimeler :

Sağlık Bilimleri -- Tıp -- Temel Tıp Bilimleri -- Biyofizik

Anahtar Kelimeler

Deneysel Fizik

Fizik

Boyama

Resim

Tiyatro

Ar-Ge Yetkinlik

Bildiriler

M. CAN, Ö. KARADENİZ, T. ERTAY & G. ÇAPA KAYA, Tc-99m Görüntülemeye DEW
Saçılma Düzeltme Etkisi, Sözlü Sunum, 33. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi, 28 Mayıs
2021, 29 Mayıs 2021, 7, 1, 48 - 49.

Projeler

KURUMSAL (BAP V.B.), ARAŞTIRMACI, I-123 ile Kardiyak Görüntülerinde Üçlü Enerji Pencere Düzeltme Yönteminin (TEW) Etkisi, Yürütülen Kuruluş: DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ (Devam ediyor) .

TÜBİTAK Burs ve Destekleri**Panelistlik/İzleyicilik/Raportörlük Sayısı**

Hakemlik/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