

T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



SPECT'DE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GAMA IŞINI ZAYIFLATMA  
DÜZELTMESİNDE GERİLİM (kV) VE AKIM (mAs) OPTİMİZASYONU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hatice KOVAN

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Programı

Aralık 2017



T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



SPECT'DE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GAMA İŞİNİ ZAYIFLATMA  
DÜZELTMESİNDE GERİLİM (kV) VE AKIM (mAs) OPTİMİZASYONU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hatice KOVAN

Y1516.020006

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Füsun ÇETİN

Aralık 2017





T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

**Yüksek Lisans Tez Onay Belgesi**

Enstitümüz Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Programı Y1516.020006 numaralı öğrencisi **Hatice KOVAN**'ın "SPECT'DE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GAMA İŞİNİ ZAYIFLATMA DÜZELTMESİNDE GERİLİM (KV) VE AKIM (MAS) OPTİMİZASYONU" adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 02/09/2016 tarih ve 2016/05 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından **o.y. BİLEKİ** ile Tezli Yüksek Lisans tezi olarak **.KABUL.** edilmiştir.

Öğretim Üyesi Adı Soyadı

İmzası

Tez Savunma Tarihi :20/12/2017

1)Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Füsun ÇETİN

.....  
Füsun

2) Jüri Üyesi : Prof. Dr. Tefvik Fikret ÇERMİK

.....  
Tefvik Fikret ÇERMİK

3) Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. İlknur HOŞ

.....  
İlknur HOŞ

Not: Öğrencinin Tez savunmasında **Başarılı** olması halinde bu form **imzalanacaktır**. Aksi halde geçersizdir.



## **YEMİN METNİ**

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “SPECT’de Bilgisayarlı Tomografi ile Gama Işını Zayıflatma Düzeltmesinde Gerilim (kV) ve Akım (mAs) Optimizasyonu” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim.  
(20/12/2017)

Hatice KOVAN





Bu tezi aile büyüklerim Mehmet ATAGÜR, Şadiye ATAGÜR, Hava KOVAN ve Şükrü KOVAN'a ithaf ediyorum.



## ÖNSÖZ

Bu tez çalışmamın hazırlanma sürecinin her aşamasında değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren tez danışmanım Sağlık Fiziği Anabilim Dalı Başkanı Yrd. Doç. Dr. Füsün ÇETİN'e teşekkür ederim.

Çalışmamın planlanıp araştırılmasında, oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Prof. Dr. Bayram DEMİR'e teşekkür ederim.

Klinik çalışmalarımda klinik tecrübelerini ve bilgisini esirgemeyen Okmeydanı Eğitim Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Klinik şefi Uzm. Dr. Mehmet MÜLAZIMOĞLU'na teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini bizlerden esirgemeyen tüm hocalarıma teşekkür ederim.

Tanıştığım günden beri her zaman yanımda olan, eğitimim ve tez çalışmam süresince en büyük destekçim olan eşim ve meslektaşım Uzm. Fizikçi Bilal KOVAN'a teşekkür ederim.

Klinikte tez çalışmam esnasında yapılan işlemlerde büyük emekleri geçen Okmeydanı Eğitim Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Klinik teknisyenleri Fuat Tanrıkulu, Müslüm ATTEPE, Fatma İDEKO ve Nedim BOZKURT'a teşekkür ederim.



## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

ÖNSÖZ.....	ix
İÇİNDEKİLER.....	xi
KISALTMALAR VE SEMBOL LİSTESİ.....	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ .....	xvii
ÖZET.....	xix
ABSTRACT.....	xxii
<b>1 GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2 NÜKLEER TIP TARİHÇESİ VE GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ.....</b>	<b>3</b>
2.1 Nükleer Tıp.....	3
2.2 Gama Kamera ve Çalışma Prensipleri.....	6
2.3 Gama Kamera Bileşenleri.....	8
2.3.1 Sintilasyon kristali (NaI) .....	8
2.3.2 Foton çoğaltıcı tüp (Photo Multiplier Tube-PMT).....	9
2.3.3 Kolimatör ve çeşitleri .....	9
2.4 Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (Single Photon Emission Tomography –SPECT).....	11
2.5 Bilgisayarlı Tomografi ve Çalışma Prensipleri.....	13
2.5.1 X-Işın tüpü.....	17
2.5.2 Verilerin toplanıp analiz edildiği bilgisayar ünitesi .....	20
2.5.3 Toplanan verilerin görüntüye dönüştürüldüğü görüntüleme ünitesi ....	21
2.6 SPECT-BT Cihazı ve Çalışma Prensipleri .....	23
<b>3 MALZEME VE YÖNTEM .....</b>	<b>27</b>
3.1 Mediso Anyscan SC SPECT-BT Cihazı.....	27
3.2 Jaszczak Fantomu.....	28
3.3 Doz Kalibratörü.....	28
3.4 Kullanılan Radyoizotoplar .....	29
3.4.1 Teknesyum-99m ( <sup>99m</sup> Tc) izotopu.....	29
3.4.2 Lutesyum-177 ( <sup>177</sup> Lu) izotopu .....	30
3.4.3 İyot-131 ( <sup>131</sup> I) izotopu.....	31
3.4.4 İndium-111 ( <sup>111</sup> In) izotopu .....	31
3.4.5 İyot-123 ( <sup>123</sup> I) izotopu.....	32
3.5 Aktivitenin Hazırlanması ve Fantomun SPECT-BT İle Görüntülenmesi.....	33
3.6 Görüntü Analizi ve Veri Toplama .....	35
<b>4 BULGULAR.....</b>	<b>37</b>
4.1 <sup>99m</sup> Tc İçin Elde Edilen Sonuçlar.....	37
4.2 <sup>131</sup> I İçin Elde Edilen Sonuçlar .....	42
4.3 <sup>177</sup> Lu İçin Elde Edilen Sonuçlar .....	47
4.4 <sup>111</sup> In İçin Elde Edilen Sonuçlar .....	52
4.5 <sup>123</sup> I İçin Elde Edilen Sonuçlar .....	57
<b>5 SONUÇ VE TARTIŞMA.....</b>	<b>65</b>
5.1 <sup>99m</sup> Tc Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	65
5.2 <sup>131</sup> I Sonuçlarının Karşılaştırılması .....	66
5.3 <sup>177</sup> Lu Sonuçlarının Karşılaştırılması .....	67

5.4	<sup>111</sup> In Sonuçlarının Karşılaştırılması .....	67
5.5	<sup>123</sup> I Sonuçlarının Karşılaştırılması .....	68
<b>KAYNAKLAR .....</b>		<b>73</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>		<b>75</b>

## KISALTMALAR ve SEMBOL LİSTESİ

<b>SPECT</b>	: Single Photon Emission Computed Tomography
<b>BT</b>	: Bilgisayar Tomografi
<b>SPECT-BT</b>	: Single Photon Emission Computed Tomography - Bilgisayar Tomografi
<b>PET</b>	: Pozitron Emisyon Tomografi
<b>PET-BT</b>	: Pozitron Emisyon Tomografi - Bilgisayar Tomografi
<b>PET-MR</b>	: Pozitron Emisyon Tomografi – Manyetik Rezonans
<b>kV</b>	: Kilo Volt
<b>keV</b>	: Kilo Elektron Volt
<b>mAs</b>	: Mili Amper Saniye
<b>ALARA</b>	: As Low As Reasonably Achievable
<b>HU</b>	: Hounsfield Unit
<b>PMT</b>	: Photo Multiplier Tube
<b>FOV</b>	: Field Of View
<b>LEHR</b>	: Low Energy High Resolution
<b>MEGP</b>	: Medium Energy General Purpose
<b>HEGP</b>	: High Energy General Purpose
<b>NEMA</b>	: National Electrical Manufacturers Association
<b>TAEK</b>	: Türkiye Atom Enerji Kurumu
<b>µBq</b>	: Mikro Becquerel
<b>GBq</b>	: Giga Becquerel
<b>ROI</b>	: Region Of Interest
<b>PRRT</b>	: Peptit Reseptör Radyonüklid Tedavi
<b><sup>99m</sup>Tc</b>	: Teknesyum 99 (Metastable)
<b><sup>131</sup>I</b>	: İyot 131
<b><sup>177</sup>Lu</b>	: Lutesyum 177
<b><sup>111</sup>In</b>	: İndiyum 111
<b><sup>123</sup>I</b>	: İyot 123
<b>Tl</b>	: Talyum
<b>NaI</b>	: Sodyum İyodür
<b><sup>90</sup>Y</b>	: Yitrium 90
<b><sup>153</sup>Sm</b>	: Samaryum 153
<b><sup>223</sup>Ra</b>	: Radyum 223
<b><sup>186</sup>Re</b>	: Renyum 186
<b><sup>201</sup>Tl</b>	: Talyum 201
<b><sup>18</sup>F</b>	: Flor 18
<b><sup>68</sup>Ga</b>	: Galyum 68
<b><sup>15</sup>O</b>	: Oksijen 15
<b><sup>11</sup>C</b>	: Karbon 11
<b><sup>57</sup>Co</b>	: Kobalt 57
<b><sup>133</sup>Xe</b>	: Xenon 133
<b><sup>67</sup>Ga</b>	: Galyum 67
<b><sup>133</sup>Ba</b>	: Baryum 133
<b>Ag</b>	: Gümüş
<b>α</b>	: Alfa
<b>β</b>	: Beta
<b>γ</b>	: Gama





## ÇİZELGE LİSTESİ

### Sayfa

<b>Çizelge 2.1:</b> Nükleer Tıp görüntülemelerinde kullanılan izotoplar, kullanılan enerjileri, yarı ömürleri ve kullanıldığı tetkikler [13].	5
<b>Çizelge 2.2:</b> Nükleer Tıp tedavilerinde kullanılan başlıca radyoizotoplar ve özellikleri [13].	6
<b>Çizelge 3.1:</b> Çekim yapılan BT değerleri.	35
<b>Çizelge 4.1:</b> <sup>99m</sup> Tc kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.	38
<b>Çizelge 4.2:</b> <sup>131</sup> I kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.	43
<b>Çizelge 4.3:</b> <sup>177</sup> Lu kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.	48
<b>Çizelge 4.4:</b> <sup>111</sup> In kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.	53
<b>Çizelge 4.5:</b> <sup>123</sup> I kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.	58
<b>Çizelge 4.6:</b> BT'nin ışınlanma radyasyon dozları.	62
<b>Çizelge 4.7:</b> BT'den fantomun aldığı etkin radyasyon dozları.	63
<b>Çizelge 5.1:</b> Çalışmada kullanılan tüm radyonüklidler için elde edilen oranlar.	69
<b>Çizelge 5.2:</b> <sup>99m</sup> Tc için M. Ljungberg ve S. Strand, bu çalışmadan elde edilen oranlar.	70
<b>Çizelge 5.3:</b> <sup>111</sup> In için M. Ljungberg ve S. Strand, bu çalışmadan elde edilen oranlar.	70



## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1: Gama kamerayı oluşturan parçalar [5].....	7
Şekil 2.2: Pinhol kolimatör.....	10
Şekil 2.3: Konverjan kolimatör.....	10
Şekil 2.4: Diverjan kolimatör.....	11
Şekil 2.5: Paralel kolimatör.....	11
Şekil 2.6: SPECT cihazı.....	12
Şekil 2.7: SPECT görüntü oluşumu.....	13
Şekil 2.8: Birinci nesil BT görüntüleme.....	14
Şekil 2.9: İkinci nesil BT görüntüleme.....	15
Şekil 2.10: Üçüncü nesil BT görüntüleme.....	15
Şekil 2.11: Dördüncü nesil BT görüntüleme.....	16
Şekil 2.12: Beşinci nesil BT görüntüleme.....	16
Şekil 2.13: X ışın tüpü görünümü.....	17
Şekil 2.14: Flamandan geçen akımla oluşan X ışın enerji spektrumu.....	18
Şekil 2.15: Potansiyel farkıyla oluşan X-ışın enerji spektrumu.....	19
Şekil 2.16: Frenleme radyasyonu oluşum şeması.....	19
Şekil 2.17: Karakteristik X ışını radyasyonunun oluşumu şeması.....	20
Şekil 2.18: Piksel ve voksel görünümü.....	21
Şekil 2.19: Hounsfield Unite skalası ve madde karşılığı.....	22
Şekil 2.20: Örnek BT görüntüsü.....	23
Şekil 2.21: SPECT-BT cihazını oluşturan bölümler.....	23
Şekil 2.22: A ) SPECT, B ) BT ve C ) SPECT-BT (çakıştırılmış) hasta görüntüsü...24	
Şekil 2.23: Zayıflatma düzeltmesi yapılmamış görüntü (A), BT taramasından elde edilen zayıflatma düzeltme faktörleri katsayıları (B), Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntü (C).....	25
Şekil 3.1: MEDİSO marka Anyscan SC Spect-Bt cihazı.....	27
Şekil 3.2: BIODEX marka IEC 2001 model Jaszczak Fantomu.....	28
Şekil 3.3: BIODEX marka, AtomLab 500 model doz kalibratörü.....	29
Şekil 3.4: <sup>99m</sup> Tc bozunum şeması.....	30
Şekil 3.5: <sup>177</sup> Lu bozunum şeması.....	30
Şekil 3.6: <sup>131</sup> I bozunum şeması.....	31
Şekil 3.7: <sup>111</sup> In bozunum şeması.....	32
Şekil 3.8: <sup>123</sup> I bozunum şeması.....	32
Şekil 3.9: Aktivite dolu küreciğin SPECT çekimi.....	33
Şekil 3.10: İçerisine kürecik konulmuş fantomun SPECT çekimi.....	34
Şekil 3.11: Fantomun BT çekimi.....	34
Şekil 3.12: Kürecik ile alınan görüntü sonrası ilgi alanı çizimi.....	36
Şekil 3.13: SPECT-BT zayıflatma düzeltme işlemi sonrası ilgi alanı çizimi.....	36
Şekil 4.1: A) <sup>99m</sup> Tc fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B) <sup>99m</sup> Tc kürecik ile SPECT görüntüsü.....	37
Şekil 4.2: SPECT-BT'de <sup>99m</sup> Tc ile elde edilen sayımların grafiği.....	39
Şekil 4.3: <sup>99m</sup> Tc'un 80 kV'daki sayımların grafiği.....	39
Şekil 4.4: <sup>99m</sup> Tc'un 100 kV'daki sayım grafiği.....	40
Şekil 4.5: <sup>99m</sup> Tc'un 120 kV'daki sayım grafiği.....	40
Şekil 4.6: <sup>99m</sup> Tc'un 140 kV'daki sayım grafiği.....	41

<b>Şekil 4.7:</b> $^{99m}\text{Tc}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği.....	41
<b>Şekil 4.8:</b> $^{99m}\text{Tc}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği.....	42
<b>Şekil 4.9:</b> A) $^{131}\text{I}$ fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B) $^{131}\text{I}$ kürecik ile SPECT görüntüsü.....	42
<b>Şekil 4.10:</b> SPECT-BT'de $^{131}\text{I}$ ile elde edilen sayımların grafiği. ....	44
<b>Şekil 4.11:</b> $^{131}\text{I}$ 'un 80 kV'daki sayım grafiği. ....	44
<b>Şekil 4.12:</b> $^{131}\text{I}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği. ....	45
<b>Şekil 4.13:</b> $^{131}\text{I}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği. ....	45
<b>Şekil 4.14:</b> $^{131}\text{I}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği. ....	46
<b>Şekil 4.15:</b> $^{131}\text{I}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği. ....	46
<b>Şekil 4.16:</b> $^{131}\text{I}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği. ....	47
<b>Şekil 4.17:</b> A) $^{177}\text{Lu}$ fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B) $^{177}\text{Lu}$ kürecik ile SPECT görüntüsü.....	47
<b>Şekil 4.18:</b> SPECT-BT'de $^{177}\text{Lu}$ ile elde edilen sayımların grafiği. ....	49
<b>Şekil 4.19:</b> $^{177}\text{Lu}$ 'un 80 kV'daki sayım grafiği. ....	49
<b>Şekil 4.20:</b> $^{177}\text{Lu}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği. ....	50
<b>Şekil 4.21:</b> $^{177}\text{Lu}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği. ....	50
<b>Şekil 4.22:</b> $^{177}\text{Lu}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği. ....	51
<b>Şekil 4.23:</b> $^{177}\text{Lu}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği. ....	51
<b>Şekil 4.24:</b> $^{177}\text{Lu}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği. ....	52
<b>Şekil 4.25:</b> A) $^{111}\text{In}$ fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B) $^{111}\text{In}$ kürecik ile SPECT görüntüsü.....	52
<b>Şekil 4.26:</b> SPECT-BT'de $^{111}\text{In}$ ile elde edilen sayımların grafiği. ....	54
<b>Şekil 4.27:</b> $^{111}\text{In}$ 'un 80 kV'daki sayım grafiği. ....	54
<b>Şekil 4.28:</b> $^{111}\text{In}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği. ....	55
<b>Şekil 4.29:</b> $^{111}\text{In}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği. ....	55
<b>Şekil 4.30:</b> $^{111}\text{In}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği. ....	56
<b>Şekil 4.31:</b> $^{111}\text{In}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği. ....	56
<b>Şekil 4.32:</b> $^{111}\text{In}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği. ....	57
<b>Şekil 4.33:</b> A) $^{123}\text{I}$ fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B) $^{123}\text{I}$ kürecik ile SPECT görüntüsü.....	57
<b>Şekil 4.34:</b> SPECT-BT'de $^{123}\text{I}$ ile elde edilen sayımların grafiği. ....	59
<b>Şekil 4.35:</b> $^{123}\text{I}$ 'un 80 kV'daki sayım grafiği. ....	59
<b>Şekil 4.36:</b> $^{123}\text{I}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği. ....	60
<b>Şekil 4.37:</b> $^{123}\text{I}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği. ....	60
<b>Şekil 4.38:</b> $^{123}\text{I}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği. ....	61
<b>Şekil 4.39:</b> $^{123}\text{I}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği. ....	61
<b>Şekil 4.40:</b> $^{123}\text{I}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği. ....	62

## **SPECT'DE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GAMA IŞINI ZAYIFLATMA DÜZELTMESİNDE GERİLİM (kV) VE AKIM (mAs) OPTİMİZASYONU**

### **ÖZET**

Nükleer Tıp, hastalıkların teşhis ve tedavisinde radyoaktif maddeler (radyonüklidler) ile bu radyoaktif maddelerin ilgili organ ya da dokuda toplanmasını sağlayan biyolojik ajanlardan (farmasötikler) oluşan radyofarmasötiklerin kullanıldığı bilimsel ve klinik bir disiplindir. Görüntüleme prosedürü, hasta vücuduna verilen radyofarmasötiğin radyonüklid kısmından yayılan gama ışınlarının tek foton emisyon tomografisi (SPECT) yapabilen gama kamera cihazı ile detekte edilmesine dayanmaktadır.

Anatomik çakışmayı (korelasyonu) sağlamak için, konvansiyonel SPECT cihazına bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı da eklenerek geliştirilen hibrit SPECT-BT cihazları kullanılmaktadır. Anatomik korelasyon SPECT-BT Cihazının BT kısmından elde edilen görüntüler kullanılarak gerçekleştirilmektedir. SPECT-BT teknolojisi, SPECT görüntülerinin BT görüntüleri ile füzyonu yoluyla fonksiyonel ve anatomik bilginin korelasyonunu (anatomik çakışmayı) sağlayarak lokalizasyonu ve sintigrafik bulguların daha iyi tanımlanmasını sağlar. SPECT-BT cihazları anatomik korelasyonun yanı sıra, hastaya özgü zayıflatma düzeltmesi yapılmasına da olanak sağlamakta ve BT görüntüleri SPECT verilerinin zayıflatma düzeltmesi için de kullanılmaktadır. Zayıflatma düzeltmesi BT görüntülerinin Hounsfield Ünitesi (HU) değerleri kullanılarak gerçekleştirilir ve SPECT sayım değerleri gama ışınlarının doku içerisinden geçerken uğradığı zayıflama oranı dikkate alınarak düzeltilir. Bununla birlikte, nükleer tanı sürecine Bilgisayarlı Tomografinin dahil edilmesi hastaya verilen radyasyon dozunu dikkate değer ölçüde arttırmaktadır. Özellikle hastalara her tedavi sonrasında dozimetri işlemleri için 4-5 SPECT-BT çekiminin yapıldığı Radyonüklid Tedavi süreçlerinde, BT çekimlerinden kaynaklanan ilave radyasyon dozu daha da önem kazanmaktadır. Bu bağlamda, gerilim (kV) ve akım (mAs) parametrelerinin hastanın fazladan aldığı bu dozu en aza indirecek şekilde optimize edilmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada, SPECT-BT'de görüntü kalitesi ve dozimetre çalışmalarının doğruluğundan ödün vermeksizin hastanın en düşük radyasyon dozuna maruz kalmasını sağlayacak optimum gerilim (kV) ve akım (mAs) değerlerinin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Mediso Anyscan SC SPECT-BT cihazı ile 5 farklı radyonüklid için akım ve gerilim parametrelerini, sırasıyla, 10-300 mAs ve 80-140 kV aralığında değiştirerek yapılan deneyler sonucunda, düzeltme faktörlerinin bu aralıklarda akım ve gerilim ile önemli ölçüde değişmediği bulunmuştur. 5 farklı radyonüklid için de en düşük gerilim (kV) ve akım (mAs) değerleriyle elde edilen düzeltme faktörleri en yüksek gerilim (kV) ve akım (mAs) değerleriyle elde edilen düzeltme faktörleri ile kıyaslanabilir mertebededir. Bu nedenle, özellikle tedavi sonrası dozimetri işlemleri için yapılan SPECT-BT görüntüleme, en düşük gerilim (kV) ve akım (mAs) değerlerinin kullanılmasının hastanın radyasyon güvenliği açısından daha uygun olacağı sonucuna varılmıştır.

**Anahtar kelimeler:** SPECT-BT, Zayıflatma Düzeltmesi, Hounsfield Unit





## **VOLTAGE (kV) AND CURRENT (mAs) OPTIMIZATION FOR GAMMA RAY ATTENUATION CORRECTION BY COMPUTED TOMOGRAPHY IN SPECT**

### **ABSTRACT**

Nuclear Medicine is a scientific and clinical discipline involving the use of radiopharmaceuticals composed of radionuclides and biological agents providing the radionuclides to localize to specific organs or sites of disease, in the diagnosis and treatment of disease. The imaging procedure is based on detection of gamma rays emitted by the radionuclide portion of the radiopharmaceuticals administered to the patients' body by gamma camera devices having the ability of acquiring Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) images.

For providing anatomical correlations, hybrid SPECT-CT devices designed by the adding computed tomography (CT) device to a conventional single-photon emission computed tomography (SPECT) device, are used. Anatomic correlation is performed by using CT images from CT portion of the SPECT-CT device. The SPECT/CT-technology enables a direct correlation of anatomic information and functional information by fusion of the SPECT and CT images, resulting in better localization and definition of scintigraphic findings. Besides anatomic correlation, SPECT-CT devices also allow patient-specific attenuation correction and the CT images are also used for attenuation correction of SPECT Data. The attenuation correction is performed by using the Hounsfield Unit (HU) values of the CT images and the SPECT count values are corrected by taking into consideration the attenuation as gamma rays travel through the tissues. However, the introduction of CT in the nuclear diagnostic process results in a appreciable increase of the patient dose. In particular, radionuclide therapy regimens, at which SPECT-CT is performed 4 to 5 times for dosimetry studies, the radiation dose from CT examinations becomes more significant. In this context, the voltage (kV) and current (mAs) parameters should be optimized to minimize the additional patient dose.

In this study, it is aimed to investigate optimum voltage (kV) and current (mAs) values to achieve the lowest radiation dose to the patients, without compromising image quality and accuracy of dosimetry results. As a result of the experiments performed with Mediso Anyscan SC SPECT-CT device and Jaszczak phantom for five different radioisotopes, by varying the current and voltage parameters in the ranges of 10-300 mAs and 80-140 kV, respectively, it is found that the correction factors does not change significantly with current and voltage in these ranges. The correction factors obtained with the highest voltage (kV) and current (mAs) values are comparable to each other. For this reason, it is concluded that the use of the lowest voltage (kV) and current (mAs) values for SPECT-CT imaging, especially for post-treatment dosimetry procedures, is more appropriate for patient's radiation safety.

**Keywords:** SPECT-CT, Attenuation Correction, Hounsfield Unit







## 1 GİRİŞ

Nükleer Tıp, radyonüklid ve organa özel biyokimyasal ajan (kit) olmak üzere iki kısımdan oluşan radyofarmasötiklerin kullanılmasıyla birçok hastalığın tanısının ve tedavisinin gerçekleştirildiği bir tıp dalıdır. Nükleer tıp görüntülemelerinde X-ışını yerine radyofarmasötiklerin radyonüklid kısmından yayınlanan gama ışını kullanılarak tanı işlemlerinde metabolik görüntü elde edilmektedir. Biyokimyasal ajanlar yardımıyla istenilen bölgeye taşınan radyonüklitten yayınlanan gama ışınlarını, Tekli Foton Emisyon Tomografi ( Single Photon Emission Tomography - SPECT) özelliğine sahip bir gama kamera cihazı ile algılayarak (detekte) görüntüleme yapılmaktadır. Nükleer Tıp 1956 yılında Hal O. Anger'ın Talyum(Tl) aktive edilmiş Sodyum İyodür (NaI) kristali kullanarak ilk Gama Kamerayı icat etmesiyle farklı bir boyut kazanmıştır [1,2,3]. Hastalıkların teşhisi için yapılan görüntülemeler hızlı bir şekilde yaygınlaşırken iki boyutlu görüntülerde derinlik sorunu oluşmuştur. Görüntünün derinlik sorununu gidermeye yarayan teknolojinin geliştirilmesi için yapılan çalışmaların sonucunda, 1960'ın sonlarına doğru David E. Kuhl Pennsylvania Üniversitesinde geri yansıtma yöntemiyle çalışan Mark II isimli emisyon tomografi cihazını geliştirmiştir [4,5]. Devam eden çalışmaların sonucunda 1980'li yıllarda anatomik olarak ilişkilendirmek ve zayıflama düzeltilmesi yapabilme yetisine sahip SPECT-BT cihazları üretilmeye başlanmıştır [6].

SPECT cihazı, gama kameranın hasta etrafında farklı açılardan iki boyutlu (planar) görüntüler almasını ve bu iki boyutlu (planar) görüntüleri geri yansıtma (Back projection) yöntemi veya diğer yöntemler ile üç boyutlu tomografik görüntüye dönüştürmesini sağlamaktadır. Çekim esnasında, kameraların istenilen açılarda ve istenilen sürelerde hasta etrafında 360° döndürülmesi sağlanarak görüntü elde edilmektedir. Nükleer Tıp'a üç boyutlu görüntüler önemli katkılar sağlamış olsa da sorunlar devam etmiştir. Aktivite tutulumunun olduğu bölgenin anatomik olarak yerinin net saptanamaması ve doku içerisinden gama kameraya ulaşana kadar şiddeti zayıflayan gama ışınları önemli sorunların başında gelmiştir. Bu sorunların çözümü için SPECT ve BT cihazının birleştirilmesi ile elde edilen cihazda, BT görüntülerinin yardımıyla anatomik çakışma (korelasyon) ve zayıflatma düzeltilmesi işleminin yapılabileceği fikri doğmuştur [3]. SPECT ve BT cihazları aynı tarayıcı (gantry) üzerinde birleştirilerek, hasta hiç hareket ettirilmeden SPECT ve BT

görüntülemeleri yapılabilir. Daha sonra bilgisayar ortamında bu iki görüntü birleştirilir.

BT, X-ışın tüpünün hasta etrafında 360° döndürülmesiyle üç boyutlu görüntüleme yapabilen cihazlardır. BT cihazında fotoelektrik olayın doku tarafından soğrulması sayesinde kemik gibi yoğun dokularda X ışını fazla tutulurken, akciğer gibi yoğunluğu daha düşük organlarda daha az tutulmaktadır. Bu sayede BT detektörleri, X ışınlarını vücutta bulunan organların doku yoğunluğu ile ters orantılı olacak şekilde algılayarak dokuların yoğunluğuna uygun bir radyasyon haritası çıkarmaktadır. Bu haritaya Hounsfield Unit (HU) skalası denilmektedir. Hibrit görüntüleme sistemi olan SPECT-BT cihazı, SPECT çekilen hastanın BT görüntüleri ile füzyon işlemi yaparak anatomik çakışmayı sağlamanın yanında, BT çekiminden elde edilen HU değerlerinden faydalanarak gama ışınlarının doku içerisindeki azalma oranını hesaplamakta ve sayım istatistiğine ekleyerek zayıflatma düzeltmesi yapmaktadır [7,8].

Radyasyonla işlem yapılan tıp alanlarında hastaya verilen radyasyon miktarlarının olabildiğince sınırlanması son derece önemli olmuştur. Yapılan bilimsel araştırmalarda, düşük radyasyon dozlarının da stokastik etkiler nedeniyle kanser yapma potansiyelinin olduğu gösterilmiştir. Gelişen teknoloji ve görüntüleme cihazlarının yaygınlaşması neticesinde sağlık alanında görüntüleme amaçlı ışınlamalar hızla artmıştır. ALARA prensipleri gereğince tanı işlemleri esnasında hastaların maruz kaldığı radyasyon dozlarının minimum düzeyde tutulması gerekmektedir [9].

Bu çalışmada, zayıflatma (atenüasyon) düzeltmesi için yapılan BT çekimlerinde hastaya verilebilecek radyasyon dozunun minimum düzeyde tutulabilmesi için gerekli olan optimum gerilim (kV) ve akım (mAs) değerlerinin tespiti amaçlanmıştır.

## 2 NÜKLEER TIP TARİHÇESİ VE GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ

### 2.1 Nükleer Tıp

Nükleer tıp, fizik, tıp kimyası ve mühendislik gibi çeşitli alanlardaki bilim adamlarının katkıda bulunduğu uzun bir geçmişi olan, radyonüklid ve organa özel kit olmak üzere iki kısımdan oluşan radyofarmasötiklerin kullanılmasıyla birçok hastalığın tanısının ve tedavisinin gerçekleştirildiği bilim dalıdır. 19. yüzyılın sonlarına doğru alman fizikçi Prof. Dr. Wilhelm Conrad RÖNTGEN'in X ışınlarını keşfetmesi ve 1898 yılında Marie CURİE ve eşi Pierre CURİE'nin radyum ve polonyumu bulmasıyla Nükleer Tıp'ın gelişimindeki en önemli ilk adımlar atılmıştır [10,11].

Bu alandaki gelişmeler Ernest Orlando Lawrence'in 1939 yılında Nobel Fizik Ödülü'nü almasını sağlamıştır. Bu gelişmeleri, 1929 yılında protonların hızlandırılarak atom çekirdekleri ile çarpışmalarını sağlayan Siklotronun tasarlanması takip etmiştir. 1934 yılında Frederic ve Irene Joliot - Curie'nin yapay radyoaktiviteyi bulmasıyla gelişme süreci devam etmiştir. 1937 yılında Nükleer Tıp'ta en çok kullanılan Teknesyum (Tc) izotopu keşfedilmiştir. Fizikte daha önce gerçekleşen Nükleer Tıp disiplinine zemin oluşturan bütün bu gelişmelerin rağmen, Nükleer Tıbbi gerçek başlangıcı 1946 yılında toksik guatr radyoaktif iyot-131 ile tedavi edilmesine dayanmaktadır. Bu alandaki gelişmeler 1956 yılında Hal O. Anger'in Talyum (Tl) aktive edilmiş Sodyum İyodür (NaI) kristali kullanarak ilk Gama Kamerayı icat etmesiyle farklı bir boyut kazanmıştır. Bir tarafta gama kamera teknolojisinin geliştirilmesine yönelik araştırmalar devam ederken, diğer tarafta radyonüklidler ve farmasötikler üzerinde de çalışmalar yapılmıştır. 1957 yılında Brookhaven Laboratuvarlarında Molibden-99 / Teknesyum-99m jeneratörünün geliştirilmesiyle, Nükleer Tıp görüntüleme işlemleri hızlı bir şekilde artmaya başlamıştır [10,11]. Hastalıkların teşhisi için yapılan görüntülemeler hızlı bir şekilde yaygınlaşırken iki boyutlu görüntülerde derinlik sorunu bulunmuştur. Görüntünün derinlik sorununu gidermeye yarayan teknolojinin geliştirilmesi için yapılan çalışmaların sonucunda, 1960'ın sonlarına doğru David E. Kuhl Pennsylvania Üniversitesinde geri yansıtma yöntemiyle çalışan Mark II isimli emisyon tomografi cihazını geliştirmiştir [4,5]. Devam eden çalışmaların sonucunda 1980'li yıllarda anatomik olarak ilişkilendirme ve zayıflama düzeltmesi yapabilme yetisine sahip SPECT-BT cihazları üretilmeye başlanmıştır. Phelps ve Ter Pagossian'ın

oluşturduğu St. Louis grubu tarafından ilk modern Pozitron Emisyon Tomografi (PET) cihazının 1970'lerde geliştirilmesini takiben ilk PET-BT prototipi 1998 yılında üretilmiş ve 2001 yılında ticari olarak kullanılmaya başlanmıştır [12]. PET-BT sistemi, 511 keV enerjili yok olma (anihilasyon) fotonlarının görüntüye dönüştürüldüğü PET bölümü ile BT ünitesinin zayıflatma düzeltmesi yapabilmek için birleştirilmesinden oluşan hibrit bir görüntüleme sistemidir. PET görüntüleme için hastaya damar yoluyla verilen F-18 radyoizotopunun yayımladığı pozitronlar yolları üzerindeki elektronlarla etkileşime girerek, birbiri ile 180°lik açı yapacak şekilde salınan 511 keV enerjili iki fotonun yayımlanmasına neden olur. Bu fotonlara yok olma (anihilasyon) fotonları adı verilir. Bu fotonları görüntüye dönüştürmek için çoklu detektör sistemine sahip PET bölümünde, detektörler karşılıklı olarak yerleştirilmiştir. Bu sayede aynı anda salınan fotonlar eş zamanlı olarak algılanabilmektedir. PET-BT cihazlarında ise PET tarayıcılar BT ile birlikte kullanılmaktadır. Bunun nedeni anatomik çakışmayı ve zayıflatma düzeltmesini yapabilmektir. Hibrit sistemlerin son yıllarda giderek yaygınlaştığı nükleer tıp alanında artık PET-MR cihazları da kullanılmaya başlanmıştır.

Günümüzde radyonüklid ve farmasötik kullanılarak hemen hemen tüm organ ve hastalıkların görüntülenmesi yapılabilmektedir. Görüntülemelerde en çok Teknesyum Perteknetat ( $^{99m}\text{Tc}$ ) kullanılsa da, kullanılan başlıca izotoplar, yarı ömürleri, görüntülemede kullanılan gama enerjileri ve kullandıkları tetkikler Çizelge 2.1'de verilmiştir [13].

**Çizelge 2.1:** Nükleer Tıp görüntülemelerinde kullanılan izotoplar, kullanılan enerjileri, yarı ömürleri ve kullanıldığı tetkikler [13].

Radyonüklid	Foton Enerjisi(keV)	Yarı ömür	Yapılan Tetkikler
Teknesyum-99-m ( $^{99m}\text{Tc}$ )	140	6,02 Saat	Kemik, Böbrek Kalp
Talyum-201 ( $^{201}\text{Tl}$ )	71 / 135 / 167	73 Saat	Kalp
Flor-18 ( $^{18}\text{F}$ )	511	110 Dakika	PET-BT
Galyum-68 ( $^{68}\text{Ga}$ )	511	67,8 Dakika	PET-BT
İndiyum-111 ( $^{111}\text{In}$ )	171 / 245	67 Saat	Nöroendokrin Tümör
İyot-131 ( $^{131}\text{I}$ )	364	8,05 Gün	Tiroit
İyot-123 ( $^{123}\text{I}$ )	159	13,2 Saat	Feokromasitoma
Oksijen-15 ( $^{15}\text{O}$ )	511	122 saniye	PET-BT
Karbon-11 ( $^{11}\text{C}$ )	511	20,4 dakika	PET-BT

Radyasyonla tedavi, kanser tedavisinde önemli bir rol oynamaktadır. Radyasyonla tedavi yöntemi olan radyoterapide radyasyon, vücut dışından kanserli bölgeye yönlendirilerek yapılmaktadır. Son yıllarda tedavi etkinliği ve alanı giderek artan hedefe yönelik radyonüklid tedaviler ise, ağız yoluyla veya dolaşım sistemi aracılığıyla vücut içerisine verilen radyonüklidlerin mikro kürecikler veya farmasötikler yardımıyla kanserli bölgeye yönlendirilmesi prensibine dayanmaktadır. Bu tedavilerde amaç, kanserli dokuların maksimum radyasyon etkisine maruz bırakılırken, sağlıklı dokularda radyasyon maruziyetini mümkün olan en az seviyede tutmaktır. Hedefe yönelik radyonüklid tedaviler ilk olarak İyot-131 ( $^{131}\text{I}$ ) toksik guatr tedavisiyle başlamış ve uzun süre  $^{131}\text{I}$  ile tiroid kanseri tedavisinden başka tedavi yapılamamıştır. Radyonüklid tedaviler, radyonüklid ve farmasötik üretimindeki gelişmelere paralel olarak son zamanlarda yeni tedavi yöntemleri geliştirilmiştir. Radyonüklid tedavilerde ilk zamanlar beta ( $\beta$ ) yayıcılar kullanılırken, son yıllarda alfa ( $\alpha$ ) yayıcıları da kullanılmaya başlanmıştır. Hedefe yönelik radyonüklid tedavilerde kanser tedavilerine ek olarak eklem hastalıklarında (sinovitler) ve ağrı şikayetlerini hafifletmek (ağrı palyasyonunda) için de kullanılmaktadır. Nükleer Tıp tedavilerinde

kullanılan başlıca radyoizotoplar, enerjileri ve kullanıldıkları tedaviler Çizelge 2.2’de verilmiştir [13].

**Çizelge 2.2:** Nükleer Tıp tedavilerinde kullanılan başlıca radyoizotoplar ve özellikleri [13].

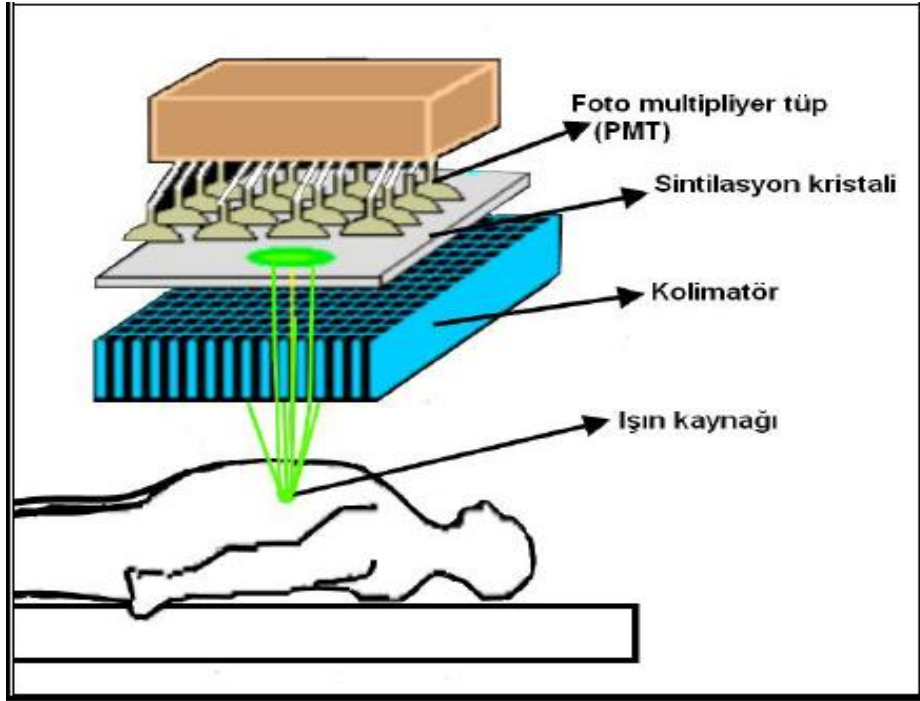
Radyonüklid	Bozunum Türü	Yarı ömür	Yapılan Tedaviler
İyot-131 ( <sup>131</sup> I)	β	8,01 Gün	Tiroit CA, Hipertiroidi
Lutesyum-177 ( <sup>177</sup> Lu)	β	6,64 Gün	Nöroendokrin, Prostat CA
Yitrium-90 ( <sup>90</sup> Y)	β	2,67 Gün	Karaciğer CA, Radyosinovektomi
Samaryum-153 ( <sup>153</sup> Sm)	β	1,92 Gün	Kemik Ağrı Palyasyonu
Radyum-223 ( <sup>223</sup> Ra)	α	11,43 Gün	Kemik Ağrı Palyasyonu
Renyum-186 ( <sup>186</sup> Re)	β	3,71 Gün	Radyosinovektomi

## 2.2 Gama Kamera ve Çalışma Prensipleri

X - ışınları keşfedildikten sonra bu ışınları kullanarak görüntüleme yapabilen röntgen cihazları klinik uygulamalarda hızla kullanılmaya başlanmıştır. Bu cihazlar iki boyutlu görüntüleme tekniği ile çalıştığı için sadece anatomik görüntüleme yapabilmıştır. Benzer şekilde, iki boyutlu metabolik ve fizyolojik olarak görüntülemeye yetersiz kalmıştır. Bu sorun radyoizotop görüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle giderilmeye başlanmıştır. Sintilasyon sayıcıların keşfiyle birlikte Hal Anger tarafından 1956 yılında NaI (TI) kristalli 10 cm çaplı 7 adet foton çoğaltıcı tüpten oluşan ilk gama kamera geliştirilmiştir. Bu kameralar Anger kamera olarak da anılmıştır. İlerleyen yıllarda daha büyük kristal ve çok sayıda foton çoğaltıcı tüpe sahip detektörler kullanılarak gama kamera ve emisyon tomografi sistemleri geliştirilmiştir [14]. Gama kameralarda detektör içerisinde bulunan NaI (TI) kristallerin kalınlığı 6.5 mm veya 9.5 mm iken çapı 30 ile 50 cm arasında değişmektedir. Gama kameralarda enerjisi 70-360 keV arasında değişen düşük enerjili radyonüklidler kullanıldığı için ince kristaller geliştirilmiştir. Kristaller foton çoğaltıcı tüplere ışık absorpsiyonu yapmayan



optik jel aracılığıyla bağlanmaktadır. Foton çoğaltıcı tüp (PMT) ile kristal arasında kristalden çıkan sintilasyon fotonlarını foto katota yönlendirmek için ışık yönlendirici tabaka bulunmaktadır. Yeni nesil gama kameralarda PMT'ler detektör içerisine altıgen olarak dizilmiş ve sayısı da 50 ile 100 arasında değişmektedir. Yaygın olarak 7,5 cm uzunluğundaki PMT'ler kullanılmaktadır. Gama kameralar PMT'ye yönlendirilen fotonları görüntüye dönüştürebilmesi için özel algoritma ve düzeltme tekniklerine sahip elektronik ünitelere bağlanmıştır. Gama kamerayı oluşturan parçalar Şekil 2.1'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1: Gama kamerayı oluşturan parçalar [5].

Gama kameralarda, hastaya damar yoluyla verilen radyofarmasötüğün hedef organdan yayınladığı gama fotonları kolimatör yardımıyla yönlendirilerek detektör içerisindeki sintilasyon kristali NaI(Tl) üzerine düşürülmektedir. Kolimatör aynı zamanda kendini oluşturan kurşun septalar aracılığıyla sapmaya uğrayan gama ışınlarını durdurmaktadır. NaI(Tl) kristali üzerine düşürülen gama fotonları kristal tarafından sintilasyon fotonlarına dönüştürülerek PMT'lere yönlendirilmektedir. PMT'lere gelen sintilasyon fotonları foto-katottan elektron koparır. Kopan elektronlar, dinotlar arasında uygulanan yüksek voltajın etkisiyle hızlanarak çok sayıda dinotla yaptıkları çarpışmalarla hızla çoğalır ve anota ulaşarak çıkıştan elde edilen elektrik sinyalini oluştururlar. PMT'den gelen elektrik sinyalleri üç farklı boyuttan gelerek elektronik ünitelerde şekillendirilip katot ışın tüpünde görüntüye dönüştürülür. Elde

edilen ham görüntü üzerine algoritma ve düzeltme teknikleri uygulanarak görüntü kalitesi artırılır [8,14].

## **2.3 Gama Kamera Bileşenleri**

Gama kameralarda, detektörün önünde bulunan kolimatör kaynaktan gelen fotonlar arasından sadece belirli doğrultularda yayınlananları geçirerek kristale iletir. İletilen fotonlar sintilasyon kristali içerisinde durdurularak sintilasyon fotonlarına dönüştürülür. Kristalden PMT'lere iletilen düşük enerjili sintilasyon fotonları PMT içerisinde elektronlara dönüştürülerek çoğaltılır ve elektrik sinyaline dönüştürülür. Tüp çıkışından elde edilen elektrik sinyali bilgisayar destekli sinyal işleme ünitesine iletilir. Bilgisayar destekli gama kameralarda bilgiler sayısallaştırılarak, bilgilerin nicel (kantitatif) olarak elde edilmesi mümkün olmaktadır. Gama kameraları oluşturan temel bileşenlerden, sintilasyon kristali (NaI), foton çoğaltıcı tüp (PMT) ve kolimatörler aşağıdaki bölümlerde daha ayrıntılı olarak ele alınmıştır.

### **2.3.1 Sintilasyon kristali (NaI)**

Sintilasyon kristalleri, bireysel atomik ve moleküler özellik göstermeyen katı kristal yapılardır. Kaynaktan gelen fotonlar kristal tarafından durdurulur. Kristal içerisinde, yüksek enerjili fotonların madde ile etkileşimi Compton olayı ile gerçekleşirken, düşük enerjili fotonların madde ile etkileşimi ağırlıklı olarak fotoelektrik olayla gerçekleşmektedir. Bu etkileşimler sonucunda, ya kristal atomlarının elektronları bir üst enerji seviyesine uyarılırlar ya da atomdan elektron koparılır (iyonizasyon). Uyarılmış elektronlar taban enerji seviyesine geri dönerken iki enerji seviyesi arasındaki farka eşit enerjiye sahip bir foton yayınlamaya başlar. Yayınlanan bu fotonlara sintilasyon fotonları denir. Sintilasyon fotonlarındaki kayıpları önlemek için sintilasyon kristalleri safılaşdırılır. Saf olmayan kristallerin düşük sıcaklıklarda verimli çalışabilmesi için Talyum (Tl) ya da Gümüş (Ag) gibi elementlerle kirletilmesiyle kristallerin oda sıcaklığında da çalışması mümkün kılınmıştır [15]. Sintilasyon kristalinden gelen fotonların tamamı foton çoğaltıcı tüplere ulaşamaz, bu nedenle kristal ile foton çoğaltıcı tüp arası optik geçirgenliği bulunan optik gres yağ ile yağlanmıştır. Işık geçirgen bu tabakanın sahip olduğu uygun kırılma indisi sayesinde fotonlar foton çoğaltıcı tüplerin (PMT) katoduna yönlendirilerek fotonların kaybı önlenmiştir.

### 2.3.2 Foton çoğaltıcı tüp (Photo Multiplier Tube-PMT)

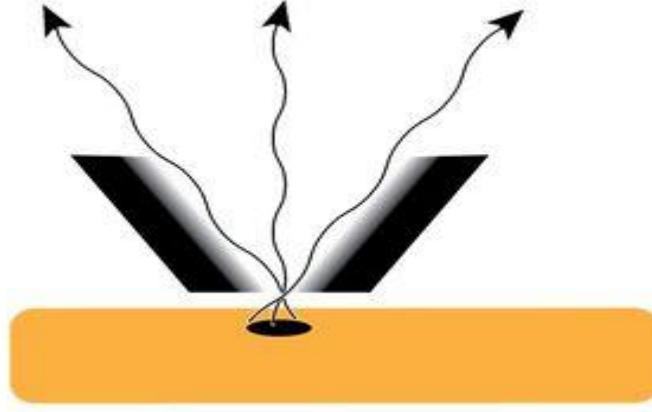
Kristal tarafından oluşturulan sintilasyon fotonları PMT'lerin fotokatotuna yönlendirilir, ve katotta fotoelektrik olay yoluyla durdurularak serbest elektronların açığa çıkmasına neden olurlar. PMT'lerin ön yüzeylerindeki giriş pencereleri kendine çarpan sintilasyon fotonlarını serbest elektrona dönüştürebilmek için fotoemisif bir madde ile kaplanmıştır. Fotoemisif madde materyali olarak genellikle bialkali bileşikler Sezyum Antimon (CsSb) kullanılmıştır [16].

Sintilasyon fotonlarının yaklaşık %30'u fotokatot tarafından elektrona dönüştürülebilmektedir. Oluşan elektronlar fotokatot ile ilk dinot arasındaki potansiyel farkın etkisiyle hızlandırılarak fotokatot tarafından fırlatılır. PMT'ler içerisine karşılıklı metal plakalar halinde yerleştirilen dinotlar, üzerine uygulanan pozitif voltajın etkisiyle fırlatılan elektronları çeker. Çektiği elektrona karşısında bulunan dinota yansıtılarak daha çok sayıda elektron fırlatılır. Dinotlar arasındaki potansiyel fark arttıkça fırlatılan elektronların sayısı ve hızları artarak anotta  $10^6$  mertebesindeki elektron çoğaltma faktörünün etkisiyle bir elektron çığı meydana getirir. Çoğaltma faktörü voltajdan etkilendiği için PMT üzerine uygulanan voltajın sabit olması gerekmektedir. Voltajda meydana gelen %1'lik bir değişim dahi çıkıştaki hızlandırılmış elektronların sayısını yaklaşık %10 miktarında değiştirmiş olur. Bu değişim gama enerjilerinin ayrılmasında önemli değişikliklere neden olmaktadır. Anottan çıkan elektronların gerekli enerji ayrımı yapıldıktan sonra, veriler kayıt ünitelerine gönderilerek sinyal işleme süreci gerçekleştirilir.

### 2.3.3 Kolimatör ve çeşitleri

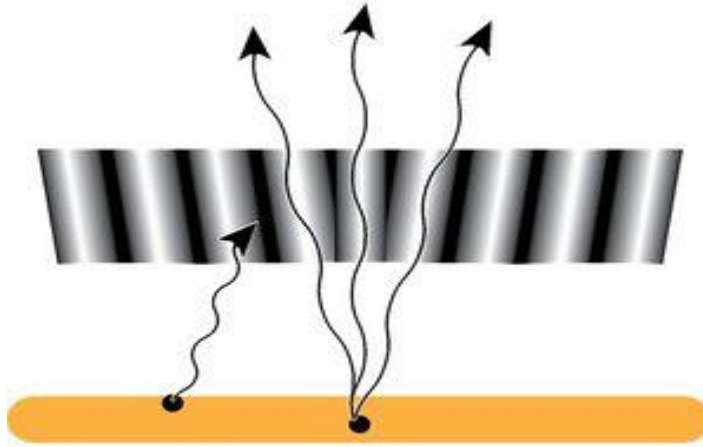
Gama kameralarının en önemli elemanlarından biri olan kolimatörler, hastadan yayınlanan gama ışınlarının detektörlere doğru ve düzgün yönlendirilebilmesi için septa olarak adlandırılan deliklere sahip kurşundan yapılmış parçalardır. Delikler arasındaki kalınlık septa kalınlığı olarak anılır. Septa kalınlıkları kullanılan radyonüklidin enerjisine bağlı olarak daha ince ya da kalın olarak tasarlanır. Kolimatörler kullanım özelliğine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılırlar [17].

Pinhol kolimatör: Detektör uzaklığı yaklaşık 20-25 cm olacak şekilde koni biçimli kurşundan yapılmış kolimatör çeşididir. Pinhol kolimatörler tiroit ve göz gibi çok küçük organların büyütülerek görüntülenmesinde kullanılır. Kolimatör ile organ arası mesafe yaklaşık 8 ile 10 cm arasında olduğu zaman ideal görüntü elde edilebilmektedir [17]. Pinhol kolimatör görünümü Şekil 2.2'de gösterilmiştir.



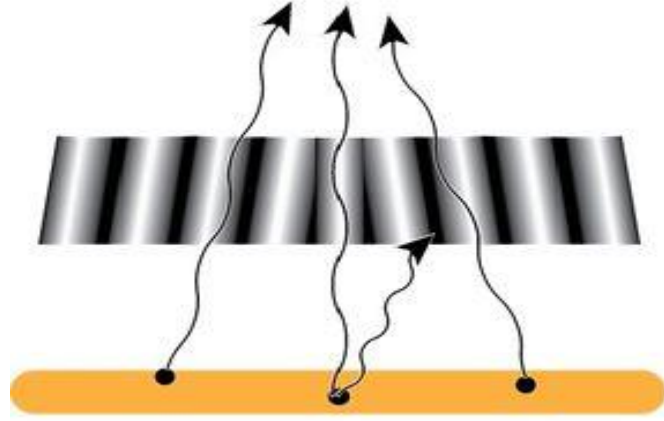
**Şekil 2.2:** Pinhol kolimatör.

Konverjan (yakınsak) kolimatörler: Bu kolimatörlerde kanalların çapı detektörden uzaklaştıkça azaldığı için küçük nesnelerin büyütülerek görüntülenmesine imkân sağlarlar[17]. Konverjan kolimatör görünümü Şekil 2.3'de gösterilmiştir.



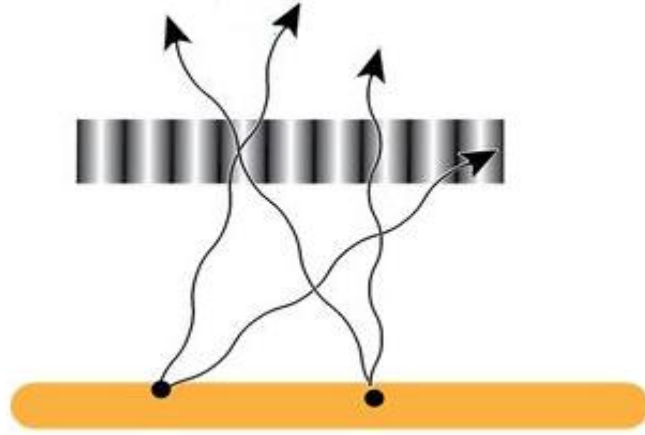
**Şekil 2.3:** Konverjan kolimatör.

Diverjan (Iraksak) kolimatör: Kolimatör kanal çapı detektör yüzeyinden uzaklaştıkça arttığı için kamera çapından daha büyük organların görüntülenmesinde kullanılırlar. Bu nedenle elde edilen görüntüler olduğundan daha küçüktür [17]. Diverjan kolimatör görünümü Şekil 2.4'te gösterilmiştir.



**Şekil 2.4:** Diverjan kolimatör.

Paralel (hole) kolimatörler: Günümüzde en sık kullanılan paralel ve çok kanallı kolimatör çeşididir. Hedef organdan paralel gelen ışınları kristale ulaştırır [17]. Paralel kolimatör görünümü Şekil 2.5'te gösterilmiştir.



**Şekil 2.5:** Paralel kolimatör.

#### **2.4 Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (Single Photon Emission Tomography –SPECT)**

SPECT kameranın temelleri J. Radon tarafından 1917 yılında yayınlanan bir makaleye kadar uzanmaktadır. J. Radon yayınladığı makalede, Radon dönüşümü olarak da bilinen ve iki boyutlu verilerin ters dönüşüm formülüyle üç boyutlu hale getirilebileceğini göstermiştir. 1960'lı yılların başında Gama kameraların kliniklerde kullanılmaya başlamasından sonra elde edilen görüntülerde tutulumun olduğu alanın

vücut içindeki konumunun bilinmemesi ve çakışan iki bölgenin olması üç boyutlu görüntülere ihtiyacı arttırmıştır. Gama kameradaki bu eksiği gidermek ve üç boyutlu görüntü elde etmek için yapılan çalışmalar sonucu 1963 yılında David E. Kuhl ve Roy Edwards MARK II isimli SPECT cihazı ile üç boyutlu görüntü elde edilebileceğini göstermişlerdir [4,5]. Bilgisayar teknolojisi çok iyi olmadığı ve görüntüleri optik bütünleştirici kullanarak oluşturdukları için elde edilen görüntüler klinikte kullanılacak kadar iyi değildir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerin yardımıyla bilgisayar tabanlı MARK III isimli SPECT cihazını 1968 yılında geliştirerek üç boyutlu görüntü elde edilmesini sağlamışlardır. 1970'li yılların sonlarına doğru kliniklerde kullanıma başlanan SPECT cihazları ilk zamanlar tek detektörlü olarak piyasaya sürülmüşlerdir. Çekim süresini azaltmak ve verileri aynı anda farklı açılardan alma imkanı sağlamak için ilerleyen yıllarda iki veya üç detektörlü olarak ta üretimi yapılmaya başlanmıştır [4,5].

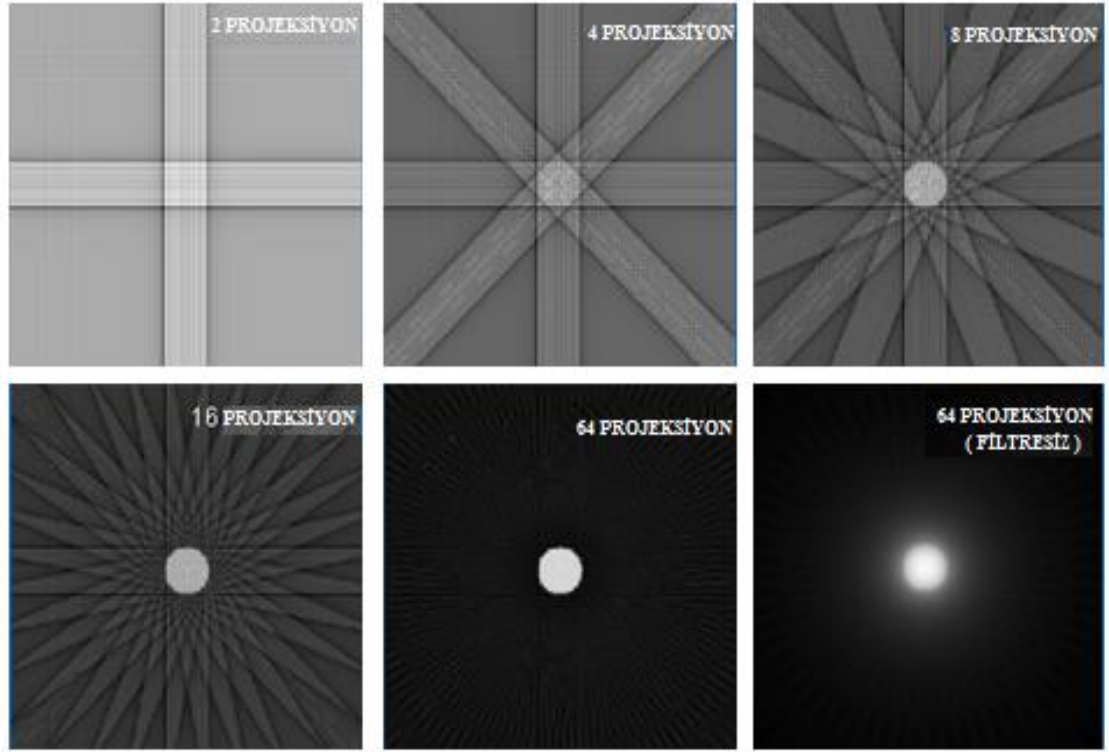
SPECT görüntülemesi yapılırken diğer bir sorun da detektör şeklinden kaynaklı sorundur. Gama kameralar için ilk zamanlarda dairesel olarak tasarlanan detektörler, detektör geometrisinden ötürü SPECT görüntüleme veri kaybına sebep olmaktadır. Bu sorunu çözmek açısından dikdörtgen detektörler geliştirilmiş ve dikdörtgen detektörlerin kullanımına geçilmiştir. Dikdörtgen detektörler SPECT çekimlerde veri kaybını engellemesinin yanında kilolu hastalarda tüm vücut taraması yaparken vücudun tamamının detektör alanı içerisinde kalmasını sağlamıştır. SPECT cihazı görüntüsü Şekil 2.6'da verilmektedir.



**Şekil 2.6:** SPECT cihazı.

SPECT tarama yapabilen kameralar, vücut içerisindeki radyofarmasötik dağılımını algılayarak üç boyutlu görüntü elde edilmesine olanak sağlamaktadır. SPECT

taramada, detektörler hasta etrafında belirlenen açılarda ve belirlenen sürelerde durarak hasta vücudundan gelen gama ışınları yardımıyla veri toplamaktadır. Cihazın farklı açılardan elde ettiği verilere izdüşüm (projeksiyon) adı verilmektedir. Tomografik görüntü elde etmek için detektörlerin hasta etrafında  $360^{\circ}$  döndürülerek veri toplanması gerekmektedir. Veri toplama açısı (frame) ve süresi istenilen görüntü kalitesine ve çekim prosedürüne göre değişiklik göstermektedir. Her bir açıdan toplanan iki boyutlu veriler bilgisayarda yüklü olan yeniden yapılandırma (rekonstrüksiyon) programı yardımıyla üç boyutlu görüntü oluşması için birleştirilir. Birleştirme sonrasında oluşan üç boyutlu görüntülerde istenilen büyüklükteki kesitlerde inceleme imkanı sunmaktadır. Üç boyutlu görüntü oluşturmada yaygın olarak filtre geri projeksiyon (Back Projection) yöntemi kullanılmaktadır [8,18]. SPECT'te filtre geri projeksiyon yöntemiyle görüntü oluşumu Şekil 2.7'de verilmektedir.



**Şekil 2.7:** SPECT görüntü oluşumu.

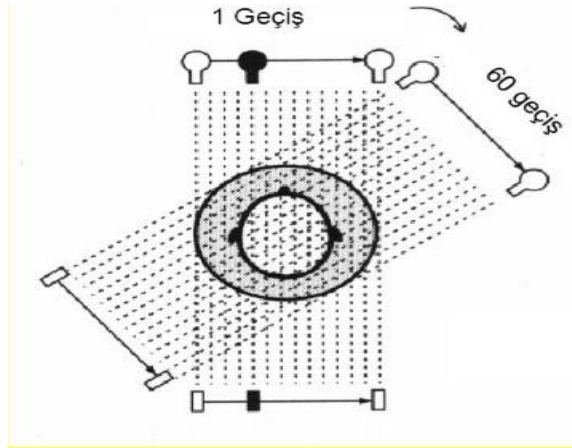
## 2.5 Bilgisayarlı Tomografi ve Çalışma Prensibi

Bilgisayarlı tomografi (BT) cihazının temelleri, ilk olarak çekilen görüntülerin bir araya getirilebilmesini sağlayan matematiksel bir teknik üzerinde çalışan Alen Cormak tarafından atılmıştır. 1968 yılında Godfrey Hounsfield tarafından BT tarama

yöntemi planlanıp, 1971 yılında da Atkinson Morley Hastanesinde cihazın ilk prototipi klinik deneylerde kullanılmak amacıyla kurulmuştur [19,20].

BT cihazları, X ışını görüntüleme sistemlerinin bilgisayar teknolojisiyle birleştirilerek insan vücudunun kesitsel görüntülemesinin yapılmasını sağlamaktadır. Röntgen cihazlarındaki üst üste binme olayı ortadan kaldırılarak daha ayrıntılı görüntü elde edilebilmektedir. X ışın tüpü cihazın hareketli tünel şeklindeki tarayıcı kısmında bulunmaktadır. Vücuttan geçirilen X ışınlarının dokuda soğrulmayan kısmı algılanarak cihaza bağlı bilgisayarlar aracılığıyla kesitsel görüntüye dönüştürülür. X ışın tüpü hareket edebilme özelliğine sahip olduğu için farklı açılarda görüntü alınabilmesini sağlamaktadır. Bu görüntüler sayesinde nesnenin ne kadar derinde olduğu hesaplanabilmektedir. Cihaz içerisindeki algılayıcılar röntgen cihazından daha hassas olduğu için doku derinliğindeki en küçük değişiklikleri bile tespit edebilmektedir. BT cihazı ilk kez beyinin görüntülemesi için kullanılmış, 1975 yılından itibaren de tüm vücudu görüntüleyebilen cihazlar geliştirilmiştir.

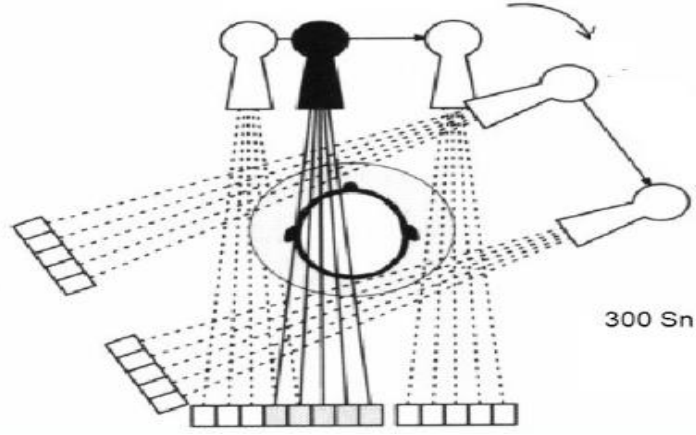
İlk üretilen BT'ler tek detektörlü Pencil-Beam (kalem ışın) X ışını kullanılan cihazlardır. Bu cihazlarda X ışın tüpü ile detektör hasta çevresinde  $180^{\circ}$  döndürülerek tarama yapılır. Bu tarama işlemi doğrusal bir çizgi boyunca (diverjan olmayan) X ışını tüpü ile detektör birbirini görecekleştirilir. Birinci nesil BT görüntüleme Şekil 2.8'de verilmiştir [19,20].



**Şekil 2.8:** Birinci nesil BT görüntüleme.

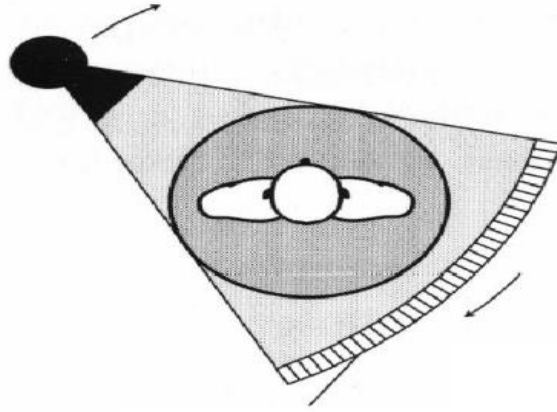
İkinci nesil BT'lerde ise tek detektör yerine üç adet detektör kullanılmıştır. Her bir detektöre karşılık gelen üç adet yelpaze (Fan –Beam) X ışını bulunmaktadır. Bu cihazlar ilk nesil BT cihazlarıyla aynı çalışma prensibine sahiptir. Sadece tek detektör yerine üç adet detektör kullanıldığı için bir seferde üç derecelik tarama sağlandığından tarama süresi ilk nesil BT'lere göre daha da kısadır [19]. İkinci nesil BT görüntüleme Şekil 2.9'da verilmiştir.





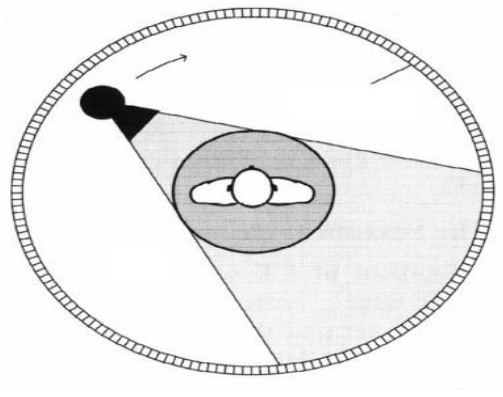
**Şekil 2.9:** İkinci nesil BT görüntüleme.

Üçüncü nesil tomografi cihazlarında X ışın tüpü ile karşılıklı olacak şekilde çok sayıda detektörden oluşmaktadır. Yelpaze (Fan-Beam) şeklinde yayılan X ışını karşısında yaklaşık 500 ile 1000 arasında değişen detektörler konveks biçimde dizilim göstermektedir. Bir saniyede 0,5 ile 1 tur dönerek kesitsel görüntülerini tamamlar [19]. Üçüncü nesil BT görüntüleme Şekil 2.10'da verilmiştir.



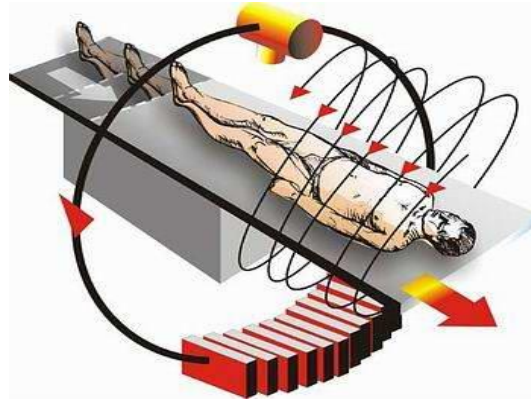
**Şekil 2.10:** Üçüncü nesil BT görüntüleme.

Dördüncü nesil tomografi cihazlarında cihazın tarayıcı bölümünün üzerinde çok sayıda sabit detektör bulunmaktadır. X ışın tüpü de hasta çevresinde 360° döndürülerek tüm detektörler üzerinde tarama işlemini yaklaşık 1 ile 2 saniye arasında tamamlar [19,20]. Dördüncü nesil BT görüntüleme Şekil 2.11'de verilmiştir.



**Şekil 2.11:** Dördüncü nesil BT görüntüleme.

Beşinci nesil tomografi cihazlarında hem detektörler hem de X ışın tüpü hareketsizdir. Elektron tabancası tarafından üretilen elektronlar tüp içerisinde hızlandırılarak tungstenden yapılmış 4 adet anot üzerine düşürülürler. Anotlara gelen elektronlar yelpaze şeklinde X ışını oluşturarak karşı tarafta bulunan detektörler tarafından algılanırlar. Cihaz hasta çevresinde  $360^0$  döndürülürken eş zamanlı olarak hasta yatağını da baş kısmından ayak kısmına doğru hareket ettirerek tarama işlemini gerçekleştirir [19,20]. Beşinci nesil BT görüntüleme Şekil 2.12'de verilmiştir.



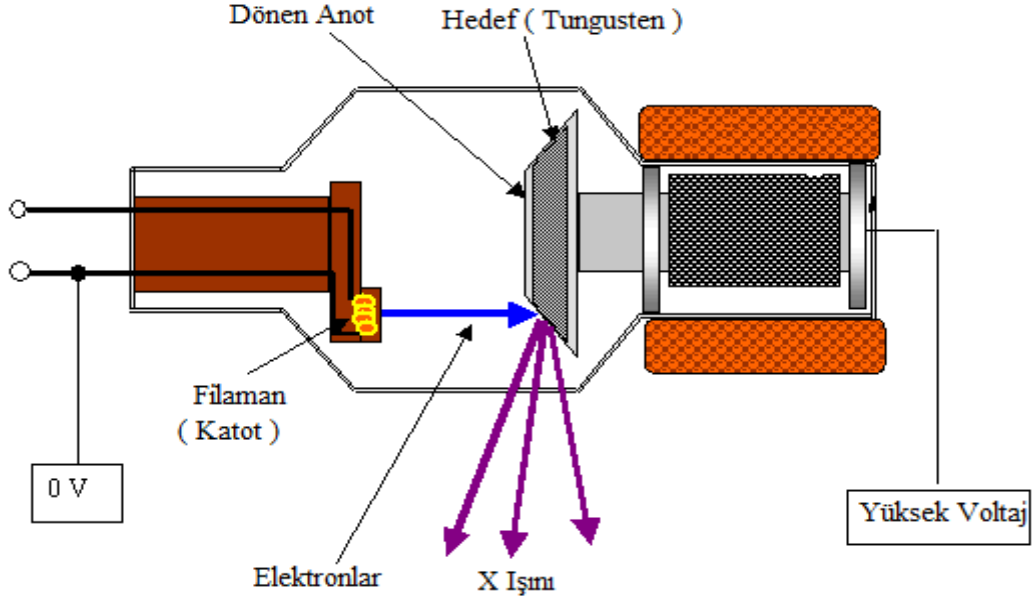
**Şekil 2.12:** Beşinci nesil BT görüntüleme.

Bilgisayarlı tomografi cihazları üç ana bölümden oluşmaktadır.

- 1- X ışın tüpü ve detektörlerin bulunduğu tarayıcı ünitesi
- 2- Verilerin toplanıp analiz edildiği bilgisayar ünitesi
- 3- Toplanan verilerin görüntüye dönüştürüldüğü görüntüleme ünitesi

### 2.5.1 X-Işın tüpü

X ışını, vakumlu bir tüp içerisinde bulunan filamandan (katot) kopartılan elektronların yüksek voltaj uygulanarak, yüksek atom numaralı hedef (anot) ile etkileşimi sağlanarak elde edilir. X ışın tüpü görünümü Şekil 2.13'te verilmektedir.



Şekil 2.13: X ışın tüpü görünümü.

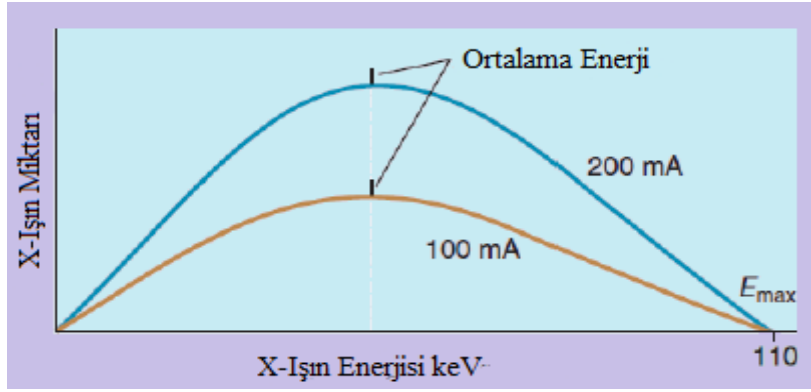
Vakumlu Cam: X ışın tüpünün yüksek vakumlu olması gerekmektedir. Vakum, filamandan kopan elektronların tüp içerisindeki hava molekülleri ile etkileşip enerji kaybına uğramamaları ve doğrultularının değişmemesinin yanında tüpün içerisindeki gazın genleşerek tüpü parçalaması olasılığını ortadan kaldırır. Vakumlu cam, yüksek ısıya dayanıklı camdan üretilmiştir.

Filaman ( Katot ): Filaman olarak genellikle yüksek ısılarda elektron koparılabilen ~2 mm çapında 1-2 cm uzunluğunda % 98 Tungsten, %2 Toryum alaşımli tel sargı kullanılır [21].

Hedef ( Anot ): Anot, tungsten ve renyum alaşımından oluşan yüksek erime noktasına ve yüksek atom numarasına sahip metalden parçadır. X ışınlarının yönlendirilebilmesi için belirli bir açığa sahip silindir biçiminde tasarlanmıştır. Tüp ömrünün uzun olması için silindir biçiminde üretilmiştir.

Akım (mAs): Vakumlu cam içerisinde bulunan filamandan akım geçirilmek suretiyle filamanın sıcaklığının ~ 2200 °C'ye kadar çıkması sağlanır. Yüksek sıcaklıklara ulaşan filamandan sıcaklığın etkisiyle elektron kopmaya başlar. Filamandan geçen akım (mAs) arttırıldığında, filamanın sıcaklığı artacağından kopan elektron sayısı artacak ve bu sayede oluşacak X ışın demeti sayısı artacaktır. Akım şiddetinin (mAs) artmasıyla X-ışın spektrumunun genliği artacaktır. Filamandan geçen akım

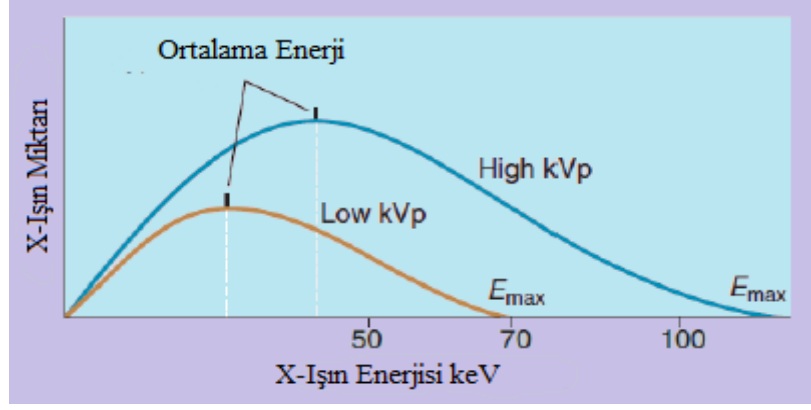
şiddetinin artmasıyla X ışın spektrumunda oluşan değişim Şekil 2.14'te gösterilmiştir.



**Şekil 2.14:** Flamandan geçen akımla oluşan X ışın enerji spektrumu.

Görüntü kalitesinin ve kontrastın artması için mAs değerinin artırılması gereklidir. mAs değerinin artmasıyla görüntü kalitesi ve kontrast artarken hasta vücudundan geçen X-ışın demetindeki ışın sayısı artacağından, hastanın maruz kaldığı radyasyon oranı da artmaktadır.

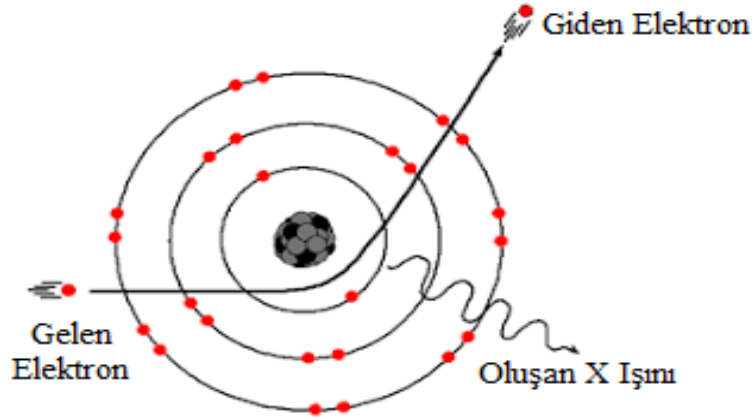
Potansiyel Fark (kV): Kopan elektronların oluşturduğu elektron bulutunu hedefe yönlendirmek için anoda yüksek voltaj (kV) uygulamak suretiyle elektriksel potansiyel farkı oluşturulur. Oluşan potansiyel farkına maruz kalan negatif yüklü elektronlar anoda doğru hızlanarak kinetik enerji kazanacaktır. Anoda uygulanan potansiyel fark (gerilim) arttırıldığı zaman, elektronların maruz kaldığı potansiyel fark artacaktır. Potansiyel fark arttığında elektronların hedefe ulaştığı andaki hızları daha fazla olacağı için oluşan X ışınının enerjisi ve oluşan X ışın miktarı artacaktır [22]. Gerilim arttığında görüntü kalitesi ve kontrast artarken hasta vücudundan geçen X ışın enerjisi ve X ışın demetindeki ışın sayısı artacağından, hastanın maruz kaldığı radyasyon oranı da artmaktadır. Elektriksel gerilim artışıyla X ışın spektrumunda oluşan değişim Şekil 2.15'te gösterilmiştir.



**Şekil 2.15:** Potansiyel farkıyla oluşan X-ışın enerji spektrumu.

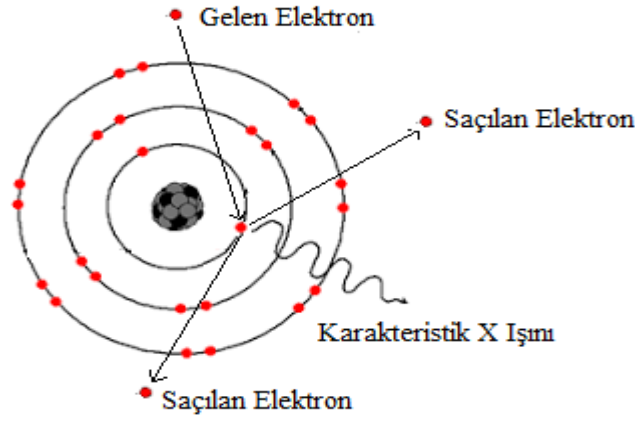
Hasta kalınlığı artması durumunda (kilolu hastalarda) X ışınlarının geçiş yapacağı mesafe artacağı için foton azaltım oranı artacaktır. Yeterli ışın geçişini sağlayacak X ışın enerjisini elde etmek ve görüntü kalitesini düşürmemek için potansiyel farkı (kV) arttırmak gerekmektedir. Hızlanan elektronlar ağır atom numaralı hedefe çarptığında atomun çekirdeği ve elektronları ile etkileşime girerek enerjilerini kaybederler. Enerjinin korunumu yasası gereği atomun çekirdeği ile etkileşime giren elektronun kaybettiği enerji, frenleme (Bremsstrahlung) radyasyonunun oluşumunu sağlamaktadır.

Frenleme (Bremsstrahlung) Radyasyonu: Frenleme radyasyonu, >100 kV potansiyel farkında X ışın demetinin ~85%'ini oluşturur [23]. Frenleme radyasyonunun oluşumu Şekil 2.16'da gösterilmiştir.



**Şekil 2.16:** Frenleme radyasyonu oluşum şeması.

Ayrıca filamandan kopan elektronlar hedefin malzemesindeki atomların iç yörünge elektronlarını kopararak karakteristik X ışını oluşmasını sağlamaktadır. 70 kV'un altındaki potansiyel farkta oluşmazken 100 kV potansiyel farkta X ışın demetinin ~%15'ini oluşturur. Karakteristik X ışını radyasyonunun oluşumu Şekil 2.17'de gösterilmiştir.



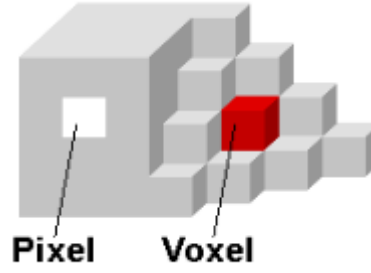
**Şekil 2.17:** Karakteristik X ışını radyasyonunun oluşumu şeması.

Hastanın içerisinde ileri geri hareket edebildiği tarayıcı (gantry) açıklığı üzerine X ışın tüpü ve detektörler karşılıklı olacak şekilde yerleştirilmiştir. Görüntüleme esnasında X ışını ve detektörler birbirine bağlı olacak şekilde tarayıcı bölümü hasta çevresinde  $360^{\circ}$  döndürülür. X ışını da saçılmaları önlemek için dar bir hüzme içerisinde yelpaze şeklinde hastaya gönderilerek detektörler tarafından algılanırlar. Sodyum İyodür kristali içeren detektörler, hastadan geçen X ışını azalmasını ölçer. İncelenecek bölgenin tespit edilebilmesi için o bölgeden dijital bir röntgen çekimi alınır. Bu dijital röntgene skenogram, kılavuz görüntü ya da topogram adı verilir. Topogram görüntüsünde hastanın çekilecek bölgesinin tespiti ve hasta çekiminde kullanılacak gerilim (kV) ve akım (mAs) değerlerinin tespiti de yapılır. mAs değerinin artırılması, X ışını demet sayısını arttıracığından hasta vücudundan geçen X ışını oranı artacak ve buna bağlı olarak hastanın maruz kaldığı radyasyon da artacaktır. kV değerinin artırılması oluşan X ışını enerjisinin artmasına sebep olacaktır. Yüksek enerjili X ışınları düşük enerjili X ışınlarına oranla hasta içerisinde daha fazla iyonizasyon ve eksitasyona sebep olacağı için hasta vücuduna bırakacağı radyasyon doz miktarı daha fazla olacaktır. İyonize radyasyon olan X ışınının zararlı olduğu bilinmekte ve bu zarar yapılan bilimsel çalışmalarla kanıtlanmıştır. X ışınlarıyla yapılan tüm görüntülemelerde olduğu gibi BT görüntülemelerde de gerilim (kV) ve akım (mAs) değerlerinin amaca yönelik olarak düzenlenmesi, hastanın alacağı radyasyon açısından önem arz etmektedir. Çekimler tamamlandıktan sonra elde edilen bilgiler bilgisayar ünitesine dijital olarak aktarılır.

### 2.5.2 Verilerin toplanıp analiz edildiği bilgisayar ünitesi

Bilgisayar ünitesine aktarılan dijital bilgiler bu ortamda dijital görüntüye dönüştürülür. Elde edilen görüntüler dijital CD'lere aktarılabilirdiği gibi film olarak da

bastırılabilir. İncelenecek alanın büyüklüğü ile görüntüleme alanının büyüklüğü orantılı olmayabilir. İncelenecek alanın genişliği artırıldıkça geometrik ayırt etme gücü (rezolüsyon) azalacağından, ayırt etme gücünü artırmak için sadece ilgilenilen bölgenin görüntülemesinin yapılması gerekmektedir. Bu yöntem zooming ya da targeting adı verilir. Bu görüntüler piksel adı verilen matris elemanlarından oluşmaktadır [8]. Her pikselin kesit kalınlığına göre bir hacmi vardır. Her pikselin kesit kalınlığı yaklaşık 1,5 ile 12 mm arasında değişir. Pikselin kesit kalınlığı ile çarpımı sonucu elde edilen hacme de voksel adı verilir. Piksel ve voksel görünümü Şekil 2.18'de verilmiştir.

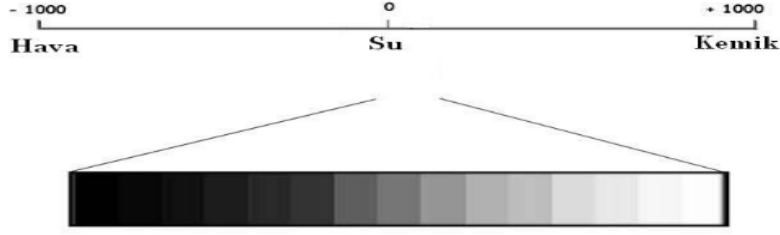


**Şekil 2.18:** Piksel ve voksel görünümü.

Vokselin ince ya da kalın olması görüntünün detaylarını verir. Voksel incelendiği zaman elde edilen tomografik görüntünün detayları artar. Piksel sayısının artması da görüntünün kalitesini artırır. Görüntü kalitesinin daha iyi olması için yeni nesil cihazlar da 256\*256, 512\*512 ya da 1024\*1024 matris değerleri kullanılmaktadır.

### **2.5.3 Toplanan verilerin görüntüye dönüştürüldüğü görüntüleme ünitesi**

X ışınlarının azalım değerlerinin hesaplanabilmesi için cihaza bağlı bilgisayar yazılımında bulunan Hounsfield Ünitesi skalasına göre her voksele bir sayısal değer verilir. Verilen bu sayısal değerlere göre suyun radyasyon azalım değeri sıfır (0) olarak kabul edilir ve bu değer organın yoğunluğuna göre -1000 ile +1000 arasında değişir [8,24,25]. Görüntünün sayısal değerleri bilgisayar aracılığı ile istenilen alanın yoğunluğunu tespit edebilir. Görüntülenen alanın zayıflatma değerleri bir grafik şeklinde çizilebildiği gibi aynı zayıflatma değerlerini taşıyan piksellerden de görüntü oluşturulabilir. Sayıları görüntüye dönüştürebilmek için gri bir skala kullanır. Görüntü piksellerin sahip oldukları sayısal değerlere karşılık gelen gri tonla boyanırlar. Böylece skala üzerindeki beyaz, gri ve siyah tonlardan oluşan BT görüntüsü elde edilmiş olur [8]. Hounsfield Ünitesi skalası Şekil 2.19'da verilmektedir.



**Şekil 2.19:** Hounsfield Unite skalası ve madde karşılığı.

Bu skalaya göre kemik gibi yoğun dokular skalanın pozitif tarafında, hava ya da yağ gibi dokular skalanın negatif tarafında yer alırlar. Örneğin havanın Hounsfield değeri -1000 iken yağ tabakasının Hounsfield değeri -60 ile -100 arasında değişmektedir. Göz yapısı olarak gri tonları birbirinden ayırt etme de zorlandığı için görüntüde bazı yapıları göremez. Bunu önlemek için pencereleme yöntemi kullanılır. Hounsfield skalasındaki belirlenen bir aralık pencereleme yönteminde bulunan gri skala değerleri ile boyanır. Belirlenen bölgenin üst ve alt sınırları arasındaki aralığa pencere aralığı tam ortasındaki değere pencere seviyesi denir. Seçilen bölgenin görüntüsü pencere aralığı ve pencere seviyesi sayesinde daha iyi bir şekilde incelenebilir. Örneğin beyin görüntülemesinde kafatası kemiği gri skalanın beyaz tonu içerisinde kaybolarak beynin daha iyi görüntülenebilmesini sağlar. Pencere seviyesi artırıldıkça bu sefer tam tersi durum gerçekleşir ve beyin kaybolarak kafatasının daha iyi görüntülenebilmesini sağlar. Kısaca pencere seviyesi arttıkça kemik doku daha iyi görüntülenirken, pencere seviyesi azaldıkça yumuşak doku görüntülemesi daha iyi gerçekleşecektir. Pencere genişliği görüntülenen yapıya göre değişir. Dar pencere küçük kontrast farkı olan yapılar da, geniş pencere de genellikle yumuşak doku ve kemik incelemelerin de kullanılır [8]. Örnek BT görüntüsü Şekil 2.20'de verilmektedir.

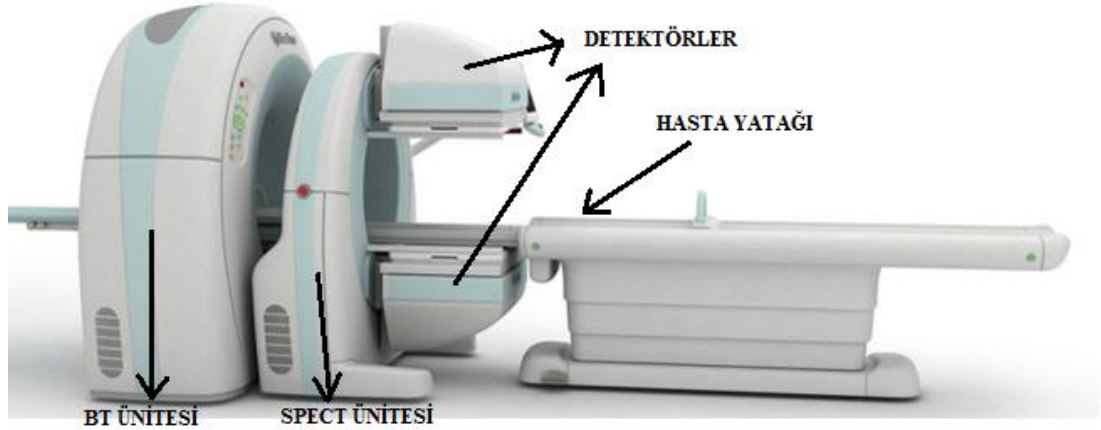




Şekil 2.20: Örnek BT görüntüsü.

## 2.6 SPECT-BT Cihazı ve Çalışma Prensibi

SPECT-BT cihazını, aynı hasta yatağı ile hem SPECT hem de BT görüntüsü alabilme özelliğine sahip hibrit bir görüntüleme sistemi olarak tanımlayabiliriz. SPECT-BT cihazını oluşturan bölümler Şekil 2.21’de gösterilmiştir.



Şekil 2.21: SPECT-BT cihazını oluşturan bölümler.

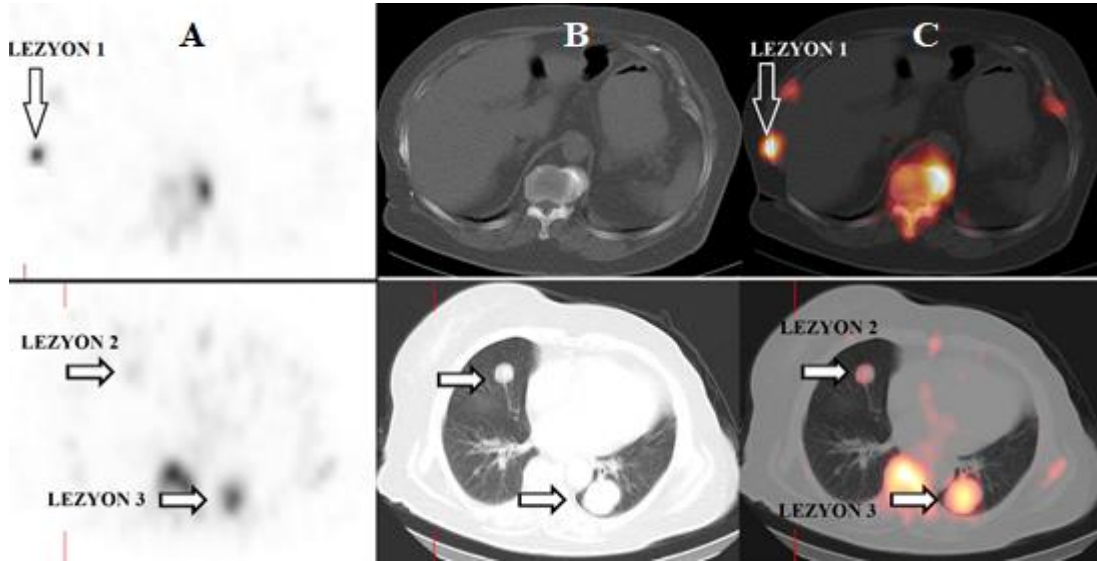
**Detektörler:** Günümüzde Nükleer Tıp kliniklerinde kullanılan SPECT-BT cihazları iki adet detektöre sahiptir. Detektörler hedef organdan gelen fotonları, SPECT tarama sayesinde hasta etrafında belirlenen açı ve sürelerde 360° döndürerek algılayıp üç boyutlu görüntü elde edilmesine olanak sağlamaktadır.

**Hasta Yatağı:** Görüntüleme yapılacak hastanın yerleştirildiği, zayıflatma etkisi düşük malzemelerden yapılmış, SPECT ve BT ünitesi arasında hareket ederek aynı pozisyonda hasta hareketi olmadan tek yatakta görüntüleme yapılmasını sağlayan kamera ünitesidir.

BT Ünitesi: X ışını görüntüleme sistemlerinin bilgisayar teknolojisiyle birleştirilerek insan vücudunun kesitsel görüntülemesinin yapıldığı ünedir. BT ünitesinden alınan görüntüler ile SPECT ünitesinden alınan görüntüler üst üste çakıştırılarak yeri belirlenemeyen anatomik yapı veya tümörlerin konumu doğru olarak tespit edilebilir. Ayrıca zayıflatma düzeltmesi işleminin yapılmasına olanak sağlamaktadır.

SPECT Ünitesi: Hasta etrafında farklı açılarla döndürülerek her açıdan veri toplanmasını sağlayan ünedir. Her bir görüş açısından veri toplayarak, bilgisayar sisteminde yeniden yapılanma (rekonstrüksiyon) programlarını kullanarak görüntünün elde edilmesini sağlamaktadır.

SPECT cihazlarında, görüntü derinlik sorunu çözülmüş olmasına rağmen görüntülerdeki fizyolojik tutulumun lokalizasyonu tam olarak bilinmemesi ve vücut içindeki radyonüklitten yayılan gama fotonları detektöre ulaşana kadar geçtiği dokular tarafından azalıma uğraması önemli sorun teşkil etmektedir. Bu sorunların bertaraf edilmesi için SPECT-BT hibrit görüntüleme sistemleri geliştirilmiştir. SPECT ve BT cihazları ile elde edilen görüntüler üst üste çakıştırılarak oluşturulan füzyon görüntüler sayesinde, lezyonların anatomik lokalizasyonları daha doğru ve kolay yapılabilmektedir. SPECT ve BT cihazlarının ayrı ayrı ve çakıştırılmış görüntüleri Şekil 2.22'de verilmiştir.

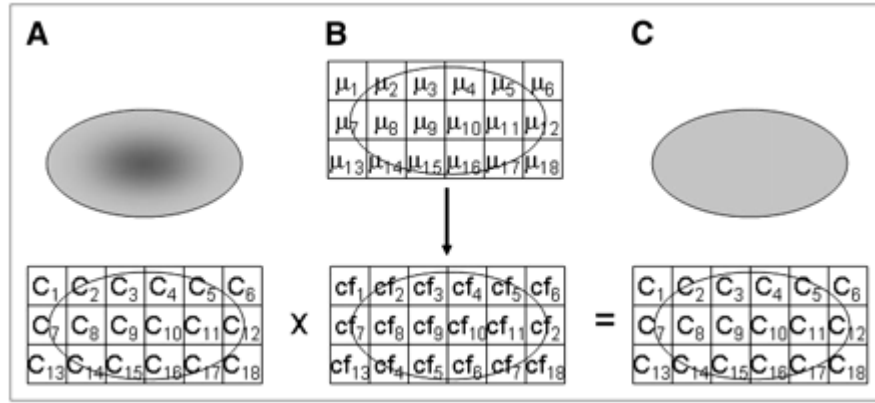


**Şekil 2.22:** A ) SPECT, B ) BT ve C ) SPECT-BT (çakıştırılmış) hasta görüntüsü.

SPECT-BT hibrit görüntüleme sistemleri anatomik lokalizasyon yapabilmenin yanında dokular tarafından azalıma uğramış gama fotonlarının zayıflatma düzeltmesi (attenuation correction) işlemini yaparak görüntülerin daha iyi olmasını sağlayabilmektedir.

Zayıflatma (Attenuation) Düzeltmesi: Vücut içerisinde biriken radyoizotoptan yayınlanan gama fotonu, detektöre ulaşana kadar geçtiği ortamda bulunan atomlarla

etkileşime girerek enerjilerini kaybederler. Fotonların geçtikleri ortamdaki dokuların yoğunluklarına göre detektöre ulaştıklarındaki zayıflatma oranları da farklılık göstermektedir. Sintigrafik görüntülemelerde azalıma uğrayan gama ışınları bazı hataların ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. SPECT-BT cihazları, görüntülemelerde foton azalım probleminin giderilmesi için zayıflatma düzeltme işleminin uygulamasını mümkün kılmaktadır. Foton azalımı, fotonun geçtiği düzlemdeki dokuların yoğunluklarına, fotonun kat ettiği mesafeye ve fotonun enerjisine bağlı olarak değişiklik göstermektedir [25,26]. Şekil 2.23'de görüldüğü gibi zayıflatma düzeltilmesi yapılmamış görüntüde kaynağın orta kısımlarından çıkan fotonlar detektöre ulaşana kadar azaldığı için düşük aktiviteli görünmektedir. BT görüntülerinden elde edilmiş zayıflatma düzeltme faktörleri (B) kullanılarak SPECT görüntüsü zayıflatma düzeltme işlemine tabi tutulur. (C) Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntü homojen hale gelmiştir.



**Şekil 2.23:** Zayıflatma düzeltmesi yapılmamış görüntü (A), BT taramasından elde edilen zayıflatma düzeltme faktörleri katsayıları (B), Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntü (C).

Hedef organdan gelen ve detektöre ulaşan foton şiddetleri ( $\mu$ ) ortamın yapısına ve fotonun enerjisine bağlı olarak değişir. Radyasyon kaynağının derinliği arttıkça görüntüde bu derinlikleri temsil eden sayım değerleri azalır. Derinden gelen fotonlar daha fazla azalıma uğrayacağından görüntünün merkezindeki sayım değerleri kenarlardaki sayım değerlerine göre daha düşüktür. BT taramasından elde edilen düzeltme faktörleri katsayıları kullanılarak zayıflatma düzeltmesi yapılan görüntülerde merkezdeki sayım kayıpları tekrar eklenerek yeri belirlenemeyen anatomik yapı veya tümörlerin konumu doğru olarak tespit edilebilir [8].

Farklı tekniklerde zayıflatma düzeltme algoritmaları olmasına rağmen, azalıma sebep olan değişkenlerin çokluğuna ve bilinmeyenlere bağlı olarak zayıflatma düzeltmesini tam olarak yapmak mümkün değildir. SPECT-BT görüntülemelerde zayıflatma düzeltme işlemi, görüntü kalitesinde ve özellikle radyonüklid tedavilerde

hayati bir öneme sahiptir. Özellikle radyonüklid tedavilerde internal dozimetri amacı ile alınan görüntülerden elde edilen sayımlar zayıflamaya uğradığı için, dozimetrik hesaplamalarda organ dozlarının düşük olarak hesaplanmasına sebep olabilmektedir. Radyonüklid tedavilerde tedavi dozunun hesaplanmasında hatalara sebep olmaması için zayıflatma düzeltme işleminin yapılması önem arz etmektedir [27, 28]. Zayıflatma düzeltme işlemi için kullanılacak düzeltme faktörleri ise BT taraması verilerinden elde edilmektedir. Internal dozimetri protokolünde organ aktivite azalmasını hesaplayabilmek için belirli aralıklarla 3 veya 4 defa vücut taraması yapılması gerektiğinden hastaya çekilen BT'den kaynaklanan toplam radyasyon dozu yüksek değerlere ulaşabilmektedir. Radyasyonun zararları, yapılan bilimsel çalışmalarda kanıtlanmıştır. Hatta düşük doz radyasyonun da vücuda zarar verdiği bilimsel çalışmalarda gösterilmiştir [29, 30, 31].

Bu çalışmada BT'den kaynaklanan hasta radyasyon dozlarının minimumda tutulabilmesi için, zayıflatma düzeltme işlemi için yapılan BT çekimlerinde optimum gerilim (kV) ve akım (mAs) değerlerinin saptanması amaçlanmıştır.

### 3 MALZEME VE YÖNTEM

#### 3.1 Mediso Anyscan SC SPECT-BT Cihazı

Bu tez çalışmasında, fantom içerisine konulan farklı radyonüklidlerden SPECT ve BT görüntüsü almak, alınan görüntülerde proses işlemlerini yapmak ve sayım istatistiklerini elde etmek için Sağlık Bilimleri Üniversitesi İstanbul Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp kliniğinde bulunan Mediso Anyscan SC SPECT-BT cihazı kullanılmıştır. Çalışmanın yapıldığı cihaz, SPECT ve BT cihazlarının birleşiminden oluşan hibrit görüntüleme sistemine sahiptir. Cihazın ilk bölümü SPECT, ikinci bölümü ise BT cihazından oluşmaktadır (Şekil 3.1). Hibrit görüntüleme sisteminin hasta masaları ortak olup SPECT bölümünde radyonüklidler yardımı ile metabolik görüntüleme yapılırken, BT bölümünde de X-ışınları yardımı ile anatomik görüntüleme yapılır.



**Şekil 3.1:** MEDİSO marka Anyscan SC Spect-Bt cihazı.

SPECT-BT cihazının SPECT bölümünde iki adet dikdörtgen Jumbo FOV yüksek kararlılığa sahip detektör bulunmaktadır. Cihazın detektör kısmında bulunan kolimatörler yüksek kaliteli folyo ya da micro-cast kurşundan oluşmaktadır. Bu cihazlarda genellikle paralel hol kolimatör kullanılmaktadır. Paralel hol kolimatörün de LEHR, MEGP ve HEGP enerji ve yüksek rezolüsyon kullanılmaktadır. LEHR enerji kolimatörlerinin delik uzunluğu 35 mm delik genişliği 1,5 mm ve septa kalınlığı 0,16 mm olup ideal enerjisi 140 keV'dir. MEGP enerji kolimatörlerinin delik uzunluğu 35 mm delik genişliği 2,5 mm ve septa kalınlığı 1,2 mm olup ideal enerjisi 300 keV'dir. HEGP enerji kolimatörlerinin delik uzunluğu 55 mm delik genişliği 3,4 mm ve

septa kalınlığı 1,6 mm olup ideal enerjisi 364 keV'dir. Hastadan yayınlanan gama ışınlarını algılayan NaI(Tl) sintilasyon kristalinin kalınlığı 585x470 mm olup boyu 9,5 mm'dir. Her bir detektör içerisinde 60 adet PMT bulunmaktadır. Detektörler yüksek enerji izotoplarıyla kullanılabilir şekilde 12-32 mm kalınlığında kurşun zırh ile kaplanmıştır. Cihazın SPECT kısmının tarayıcı genişliği 53 x 39 cm'dir.

Mediso Anyscan SC cihazının BT bölümünün tarayıcı genişliği 70 cm olup 16 adet kesitsel görüntü elde edilir. Minimum tarama süresi 0,5 sn'dir.

### 3.2 Jaszczak Fantomu

Bu çalışmada, gama fotonlarının zayıflatmaya uğraması için NEMA 1994 standartlarına uygun BIODEx marka IEC 2001 model Jaszczak Fantom kullanılmıştır ( Şekil 3.2 ). Fiberglass cam materyalden yapılmış olan fantomun yüksekliği 24,1 cm, genişliği 30,5 cm ve derinliği 24,1 cm'dir. İçerisinde çapları 10, 17, 22, 28 ve 37 mm olan içi boş kürecikler bulunmaktadır. Bu kürecikler içerisine radyoaktif madde konulabildiği için organdaki sıcak nodülleri simüle etmektedir. Boş silindirin hacmi 9,7 L ve ağırlığı 4,9 kg'dır.



**Şekil 3.2:** BIODEx marka IEC 2001 model Jaszczak Fantomu.

Burada yapılan ölçüm ve görüntüleme işlemlerinde 37 mm çapında olan kürecik kullanılmıştır.

### 3.3 Doz Kalibratörü

Jaszczak Fantom içerisindeki küreciklere konulan radyoaktif maddelerin miktarını belirlemek amacıyla BIODEx marka, AtomLab 500 model doz kalibratörü kullanılmıştır (Şekil 3.3). Doz kalibratörünün Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) tarafından yıllık kalite kontrol testleri yapılmış olup ayrıca kliniğimizde de rutin kalite kontrol testleri yapılmıştır. Doz kalibratörünün boyutları 24,1 x 30,5 x 30,5 cm ağırlığı

2,9 kg'dır. Atom Lab-500 doz kalibratörü 12 adet önceden programlanmış (Tc-99m, Tl-201, I-123, I-131, Cs-137, Co-57, Xe-133, Ga-67, In-111, F-18, Y-90, Ba-133) kullanıcı tanımlı izotop ile 89 adet farklı izotopun da ölçümünü gerçekleştirebilmektedir.

Atom Lab-500 doz kalibratörünün ölçebildiği aktivite aralığı 0.01  $\mu$ Ci ile 100 Ci (0.0004 MBq ila 3700 GBq) Tc-99m veya 0.01  $\mu$ Ci ile 25 Ci F-18 arasında değişmektedir. Ölçebildiği radyoizotopların enerji aralığı 25 keV ile 3 MeV arasındadır. Ölçüm esnasında yanıt süresi 200  $\mu$ Ci'den yüksek dozlar için bir ile iki saniye, 20  $\mu$ Ci'den daha yüksek dozlar için üç saniyedir. Örneğin 20  $\mu$ Ci Tc-99m radyoizotopu için yanıt süresi 50-100 saniyesinin altındadır.

Doz kalibratörünün detektör kısmı Argon dolum gazı ile iyi tip basınçlı iyonizasyon haznesine sahiptir. Üst kuyu deliği hariç tüm taraflarda 6,3 mm kalınlığındaki kurşundan oluşmaktadır. Kullandığımız doz kalibratörü UL 60601-1 ve CAN / CSA C22.2 No. 601.1.M90 IEC 60601-1, IEC 60601-1-4 ve IEC 60601-1-2 sertifikalarına sahip ve CE işaretlidir.

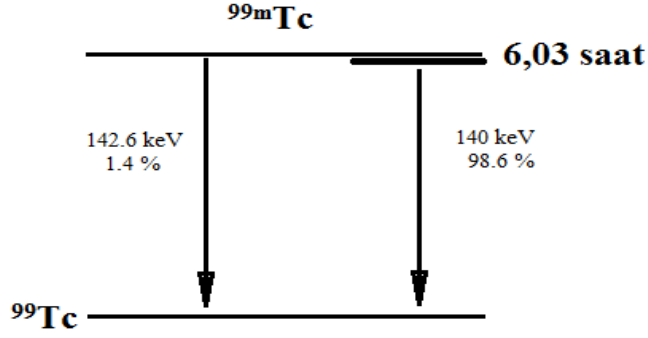


**Şekil 3.3:** BIODEX marka, AtomLab 500 model doz kalibratörü

### 3.4 Kullanılan Radyoizotoplar

#### 3.4.1 Teknesyum-99m (<sup>99m</sup>Tc) izotopu

<sup>99m</sup>Tc 6,02 saat yarı ömre sahip olup % 98,6 bolluğa sahip 140 keV ve % 1,4 bolluğa sahip 142,6 keV enerjili gama ışınları yayarak Teknesyum 99'a (<sup>99</sup>Tc) bozunur [32]. Şekil 3.4'te <sup>99m</sup>Tc bozunum şeması gösterilmektedir.

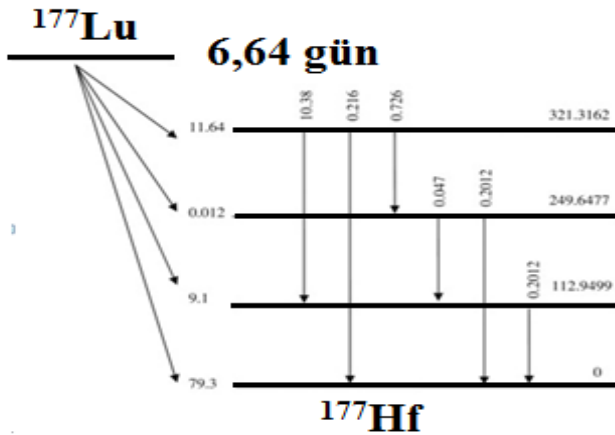


**Şekil 3.4:** <sup>99m</sup>Tc bozunum şeması.

PET görüntüleme harici Nükleer Tıp görüntülemelerinin yaklaşık %80'inde kullanılan <sup>99m</sup>Tc, Molibden-99 jeneratöründen elde edilmektedir. Kolay elde edilebilirliğinin yanında ideal yarı ömrü, düşük enerjisi ve farmasötiklerle bağlanmasındaki kararlılığından ötürü tercih edilmektedir. <sup>99m</sup>Tc ile tiroit, kalp, kemik, paratiroid, dalak, böbrek, gözyaşı kanalları, lenf kanalları gibi birçok organın fizyolojik görüntülemesi yapılmaktadır. Görüntüleme protokolünde 140 keV'lik gama fotonu ve düşük enerji yüksek çözünürlük (LEHR) kolimatör kullanılmaktadır.

### 3.4.2 Lutesyum-177 (<sup>177</sup>Lu) izotopu

<sup>177</sup>Lu 6,64 gün yarı ömre sahip bir radyonüklid olup %78,6 bolluğa sahip 498 keV, %12,2 bolluğa sahip 176 keV, %9,1 bolluğa sahip 385 keV enerjili beta parçacıkları yayınlamaktadır. % 11 bolluğa sahip 208 keV ve % 6,4 bolluğa sahip 113 keV gama fotonu yayınlamaktadır. <sup>177</sup>Lu bozunur (<sup>177</sup>Hf) bozunur[32]. Şekil 3.5'te <sup>177</sup>Hf bozunum şeması gösterilmektedir.



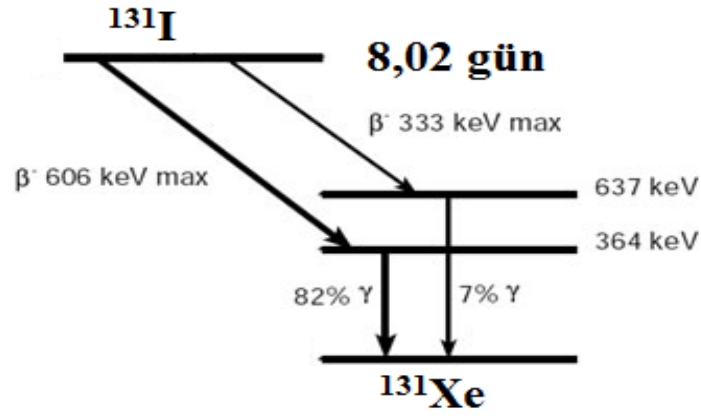
**Şekil 3.5:** <sup>177</sup>Lu bozunum şeması.



Son yıllarda Nükleer Tıp tedavilerinde  $^{177}\text{Lu}$  kullanımı hızla artmaktadır. Prostat kanseri ve Nöroendokrin kanseri tedavilerinde sıklıkla kullanılan  $^{177}\text{Lu}$ 'den yayınlanan beta partükülleri ile tümörlü doku yok edilirken gama ışınları ile görüntüleme ve dozimetri işlemleri yapılabilmektedir. Görüntüleme protokolünde 208 keV ve 113 keV'lik gama fotonları ile orta enerji genel amaçlı (MEGP) kolimatör kullanılmaktadır.

### 3.4.3 İyot-131 ( $^{131}\text{I}$ ) izotopu

$^{131}\text{I}$  8,02 gün yarı ömre sahip bir radyonüklid olup %89,9 bolluğa sahip 606,3 keV ve %7,2 bolluğa sahip 333,8 keV enerjili beta parçacıkları yayımlar. % 81,7 bolluğa sahip 364 keV ve % 7 bolluğa sahip 637 keV gama fotonları yayımlayarak ( $^{131}\text{Xe}$ ) Ksenon 131'e bozunur [32]. Şekil 3.6'da  $^{131}\text{I}$  bozunum şeması gösterilmektedir.

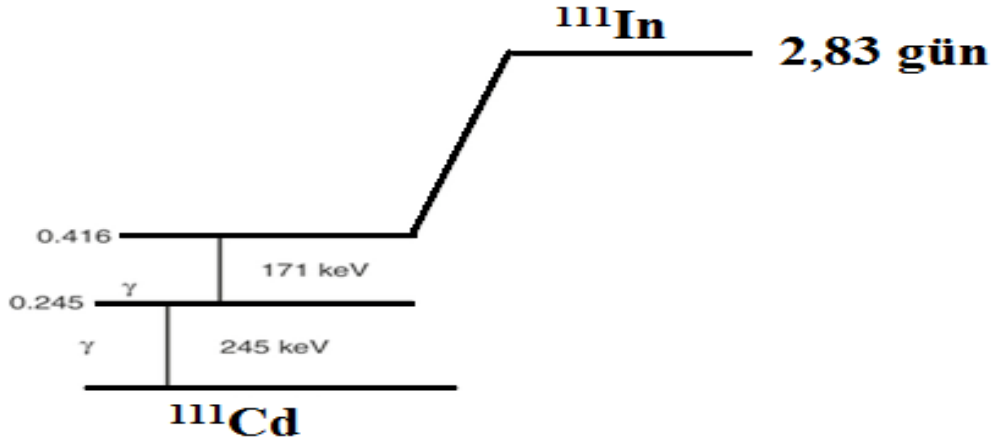


Şekil 3.6:  $^{131}\text{I}$  bozunum şeması.

Tiroit kanseri, toksik guatr ve nöroblastom tedavisinde (MIBG) kullanılan  $^{131}\text{I}$ 'den yayımlanan beta partükülleri ile tümörlü doku yok edilirken gama ışınları ile görüntüleme ve dozimetri işlemleri yapılabilmektedir. Görüntüleme protokolünde 364 keV'lik gama fotonu ve yüksek enerji genel amaçlı (HEGP) kolimatör kullanılmaktadır.

### 3.4.4 İndium-111 ( $^{111}\text{In}$ ) izotopu

$^{111}\text{In}$  2,83 gün yarı ömre sahip bir radyonüklid olup %90 bolluğa sahip 171 keV ve %94 bolluğa sahip 245 keV enerjili gama ışınları yayarak Kadmiyum 111 ( $^{111}\text{Cd}$ )'e bozunur [32]. Şekil 3.7'de  $^{111}\text{In}$  bozunum şeması gösterilmektedir.

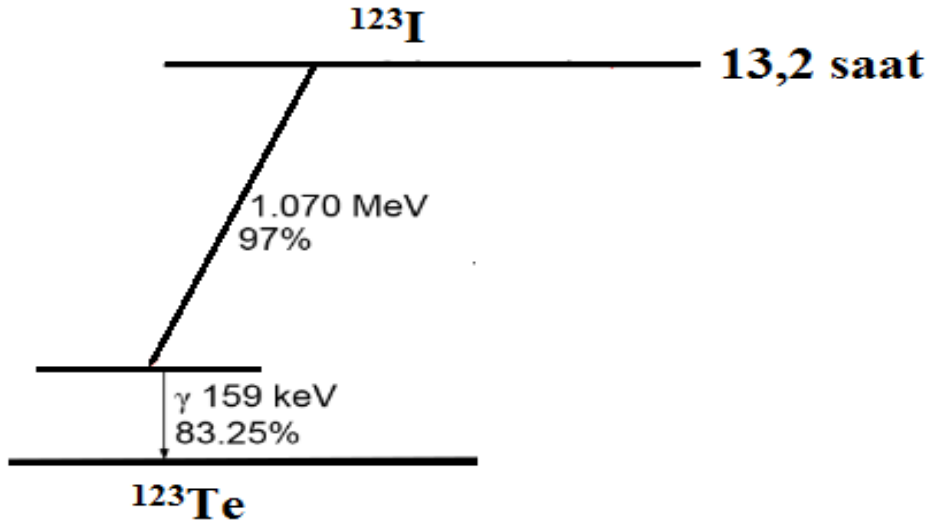


Şekil 3.7:  $^{111}\text{In}$  bozunum şeması.

Nöroendokrin tümörlerinin görüntülemesinde kullanılan  $^{111}\text{In}$ , görüntüleme protokolünde 171 keV, 245 keV'lik gama fotonları ve MEGP enerji kolimatör kullanılmaktadır.

### 3.4.5 İyot-123 ( $^{123}\text{I}$ ) izotopu

$^{123}\text{I}$  13,2 saat yarı ömre sahip bir radyonüklid olup %83,3 bolluğa sahip 159 keV enerjili gama ışını yayarak Tellür 123 ( $^{123}\text{Te}$ )'e bozunur [32]. Şekil 3.8'de  $^{123}\text{I}$  bozunum şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.8:  $^{123}\text{I}$  bozunum şeması.

Feokromasitoma, nöroblastoma, karsinoid tümörlerin görüntülenmesinde kullanılan  $^{123}\text{I}$ -MIBG (Metaiyodobenzilguanidin) görüntüleme protokolünde,  $^{123}\text{I}$ 'un yayınladığı 159 keV'lik gama fotonu ile görüntülemede LEHR enerji kolimatör kullanılmaktadır.

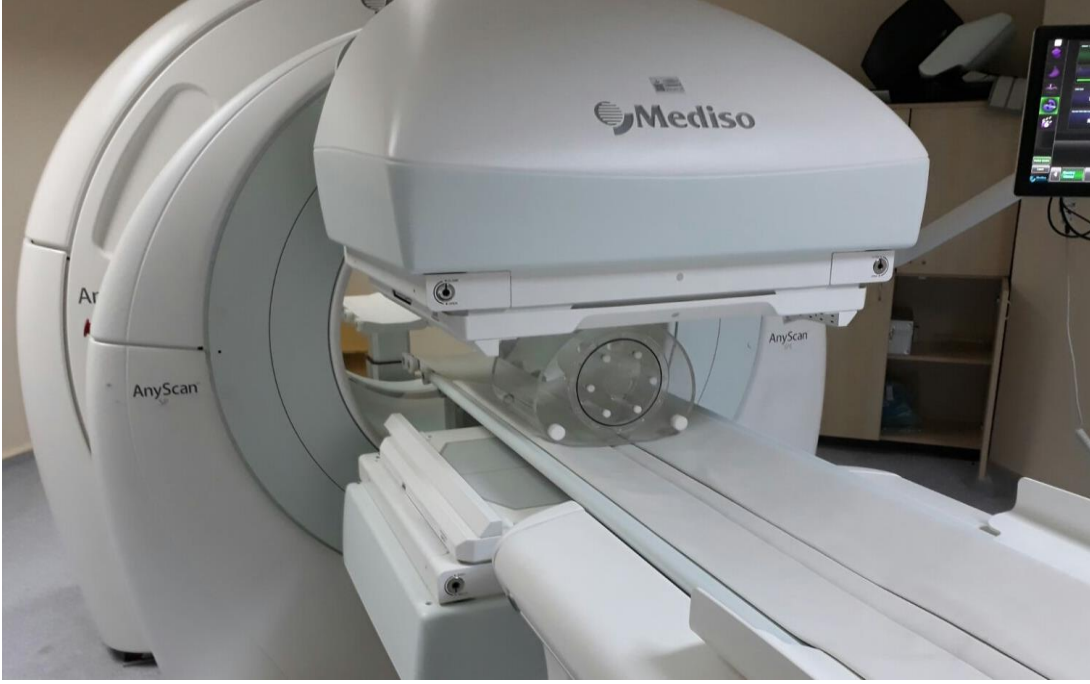
### 3.5 Aktivitenin Hazırlanması ve Fantomun SPECT-BT İle Görüntülenmesi

Görüntüleme işlemlerini yapmadan önce SPECT cihazının kalite kontrol testi olan iç homojenite (internal uniformity) testi yapılmış ve cihazın düzgün çalıştığı kontrol edilmiştir. Ayrıca BT cihazının günlük kalibrasyonu da yapılmış ve BT'nin düzgün çalıştığı tespit edilmiştir. Görüntülemesi yapılacak radyoizotop, ölçüm yapılırken kamerada ölü zaman (death time) etkisine sebebiyet vermemek için yaklaşık 500 $\mu$ Ci olarak hazırlanmıştır. Ölçümü yapılan radyoizotop Jaszczak Fantomunun 37 mm çapındaki küreciğinin içerisine konulmuştur. Kürecik içerisine konulan radyoizotoptan yayımlanan ışınların zayıflatmaya uğramadan görüntüsünü almak için kürecik direkt olarak hasta yatağına pozisyonlanarak SPECT çekimi yapılmıştır (Şekil: 3.9). SPECT çekimlerinde karşılaştırmaların doğru yapılabilmesi için çekimlerde 64 frame (açı) ve 20 sn standart protokol kullanılmıştır.



**Şekil 3.9:** Aktivite dolu küreciğin SPECT çekimi.

İkinci aşamada içerisine ilk ölçümle aynı miktarda radyoizotop konulan kürecikteki aktivitenin zayıflatma etkisinin oluşması için kürecik içerisi su ile doldurulmuş fantom içerisine yerleştirilerek hasta masasına pozisyonlandırılmıştır. Fantomun standart çekim protokolünde SPECT görüntülenmesi yapılmıştır. Buradaki amaç, radyonüklidin lezyondan çıkıp detektöre ulaşmaya kadar dokular tarafından zayıflatılma etkisini taklit etmektir. Şekil 3.10'da içerisine radyonüklid konulan fantomun SPECT ile görüntülenmesi görülmektedir.



**Şekil 3.10:** İçerisine kürecik konulmuş fantomun SPECT çekimi.

Fantomun SPECT görüntülemesi yapıldıktan sonra, zayıflatma düzeltme işleminde kullanılmak üzere fantomun BT görüntülemesi yapılmıştır. Füzyon (çakıştırma) işlemi esnasında BT ve SPECT görüntülerinin üst üste binmesi için BT görüntüleri, SPECT görüntüleme sonrası fantomun konumu değiştirilmeden alınmıştır Şekil 3.11.



**Şekil 3.11:** Fantomun BT çekimi.

BT görüntülemesi, cihazın en düşük çekim değerleri olan 10 mAs ve 80 kV'tan başlayarak, farklı akım ve gerilim değerlerinde çekimler yapılmıştır. Çekim yapılan BT parametrelerine ilişkin değerler Çizelge 3.1'de verilmiştir. Bu işlemlerin tamamı  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{177}\text{Lu}$ ,  $^{111}\text{In}$  ve  $^{123}\text{I}$  radyonüklidleri için tekrarlanmıştır.

**Çizelge 3.1:** Çekim yapılan BT değerleri.

kV	mAs		kV	mAs
80	10		120	10
	50			50
	100			100
	150			150
	200			200
	250			250
	300			300
100	10		140	10
	50			50
	100			100
	150			150
	200			200
	250			250
	300			300

### 3.6 Görüntü Analizi ve Veri Toplama

Zayıflatmaya uğramamış aktivitenin sayım değerlerini belirlemek için, kürecik ile alınan görüntünün üç boyutlu ilgi alanları çizilmiştir ve toplam sayım tespit edilmiştir. Şekil 3.12'de kürecik ile alınan görüntülerin yukarıdan aşağıya (axial) ilgi alanı çizimi görülmektedir.



**Şekil 3.12:** Kürecik ile alınan görüntü sonrası ilgi alanı çizimi.

Daha sonra, fantom içerisine konularak zayıflatmaya uğramış görüntüye zayıflatma düzeltme işlemi yapılmıştır. Zayıflatma düzeltme işlemi için farklı değerlerde alınan BT görüntüleri ayrı ayrı kullanılmış ve ilgi alanları çizilerek elde edilen değerler kayıt edilmiştir. Şekil 3.13'te örnek olarak fantomun SPECT-BT görüntülerinin zayıflatma düzeltme işlemi sonrası ilgi alan çizimi görülmektedir.



**Şekil 3.13:** SPECT-BT zayıflatma düzeltme işlemi sonrası ilgi alanı çizimi.

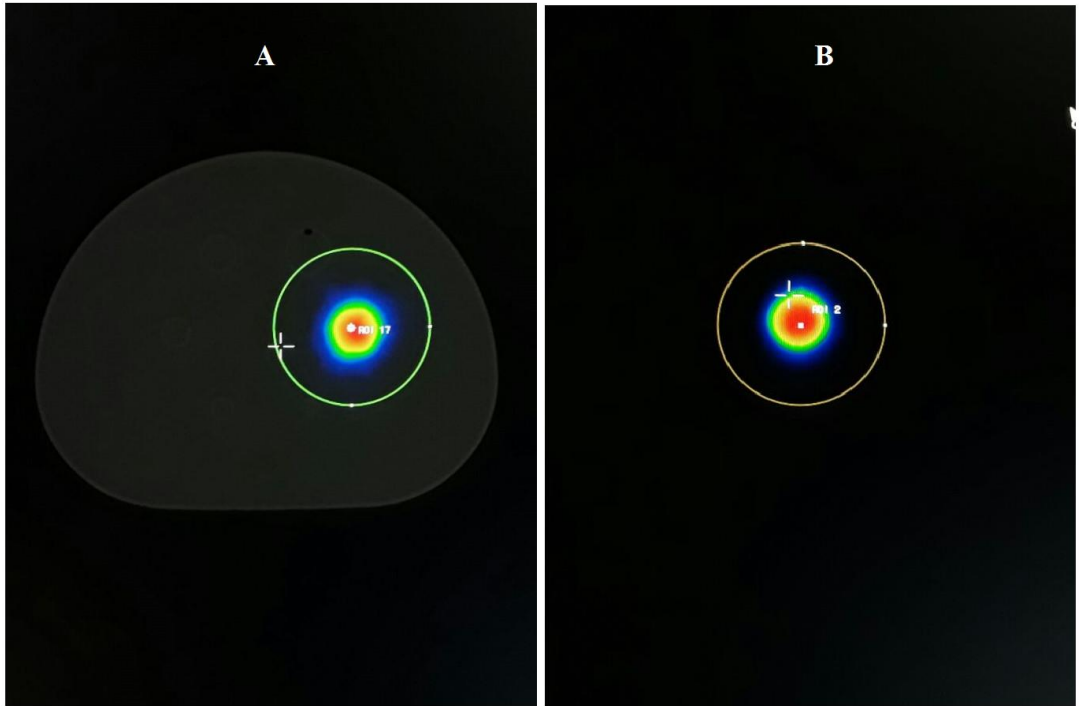
Bu işlemlerin tamamı  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{177}\text{Lu}$ ,  $^{111}\text{In}$  ve  $^{123}\text{I}$  radyonüklidleri için tekrarlanmıştır. Elde edilen değerlerin tümü ve örnek görüntüleri bulgular kısmında verilmiştir.

## 4 BULGULAR

$^{99m}\text{Tc}$  (500  $\mu\text{Ci}$ ),  $^{131}\text{I}$  (560  $\mu\text{Ci}$ ),  $^{177}\text{Lu}$  (520  $\mu\text{Ci}$ ),  $^{111}\text{In}$  (491  $\mu\text{Ci}$ ) ve  $^{123}\text{I}$  (440  $\mu\text{Ci}$ ) radyonüklidleri ile fantom küreciği ve fantomla SPECT görüntüleme yapıldıktan sonra, fantom SPECT görüntüsü ile farklı değerlerdeki BT görüntüleri çakıştırılarak zayıflatma düzeltme işlemi sonrası yukarıdan aşağıya (axial) kesitlerden üç boyutlu ilgi alanları çizilerek sayım değerleri bulunmuştur. Elde edilen sayımların çizelgesi ve grafiği her radyonüklid için aşağıda verilmiştir.

### 4.1 $^{99m}\text{Tc}$ İçin Elde Edilen Sonuçlar

$^{99m}\text{Tc}$  radyoizotopu ile fantomun SPECT-BT ve kürecik SPECT görüntülerinde ilgi alanı çizimleri Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.1:** A)  $^{99m}\text{Tc}$  fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B)  $^{99m}\text{Tc}$  kürecik ile SPECT görüntüsü.

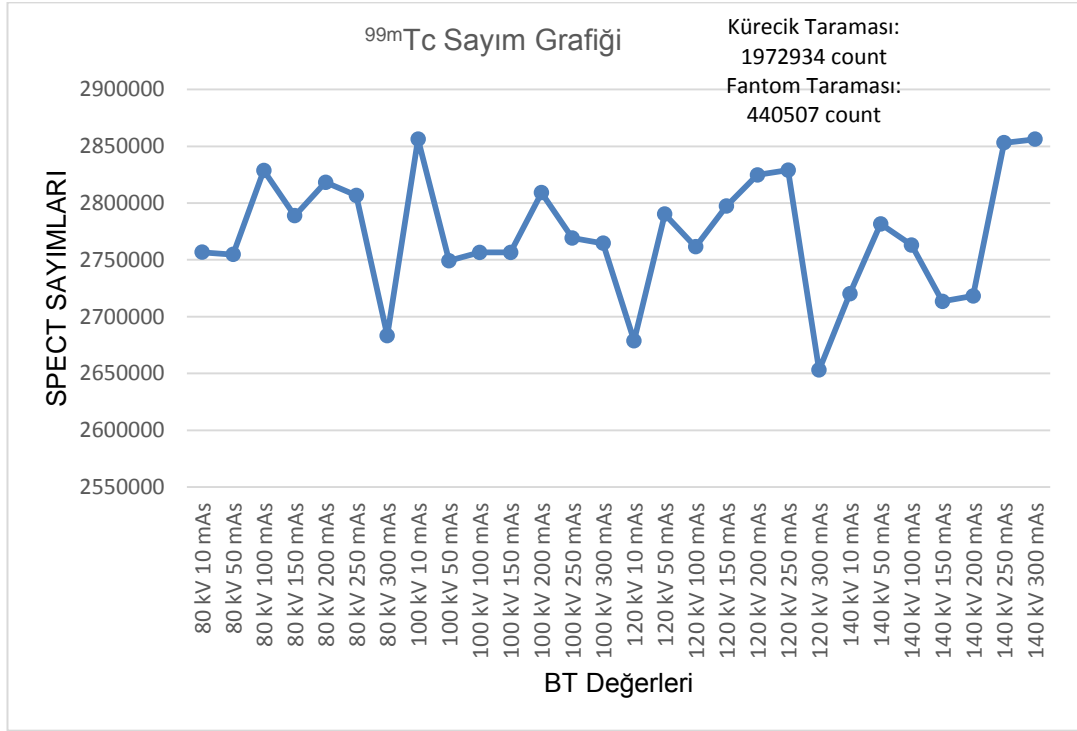
$^{99m}\text{Tc}$  radyonüklidi kullanılarak elde edilen sayımlar Çizelge 4.1'de verilmiştir.

**Çizelge 4.1:**  $^{99m}\text{Tc}$  kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.

kV	mAs	SPECT sayımı (count)
Kürecik Taraması	BT zayıflatma düzeltmesiz	1.972.934
Fantom Taraması	BT zayıflatma düzeltmesiz	440.507
80 kV	10 mAs	2.756.632
	50 mAs	2.754.707
	100 mAs	2.828.696
	150 mAs	2.788.830
	200 mAs	2.818.278
	250 mAs	2.806.617
	300 mAs	2.683.325
100 kV	10 mAs	2.856.220
	50 mAs	2.749.260
	100 mAs	2.756.558
	150 mAs	2.756.558
	200 mAs	2.809.087
	250 mAs	2.769.261
	300 mAs	2.764.512
120 kV	10 mAs	2.678.828
	50 mAs	2.790.171
	100 mAs	2.761.444
	150 mAs	2.797.439
	200 mAs	2.824.662
	250 mAs	2.829.010
	300 mAs	2.653.009
140 kV	10 mAs	2.720.126
	50 mAs	2.781.601
	100 mAs	2.762.981
	150 mAs	2.713.413
	200 mAs	2.718.186
	250 mAs	2.853.074
	300 mAs	2.856.132

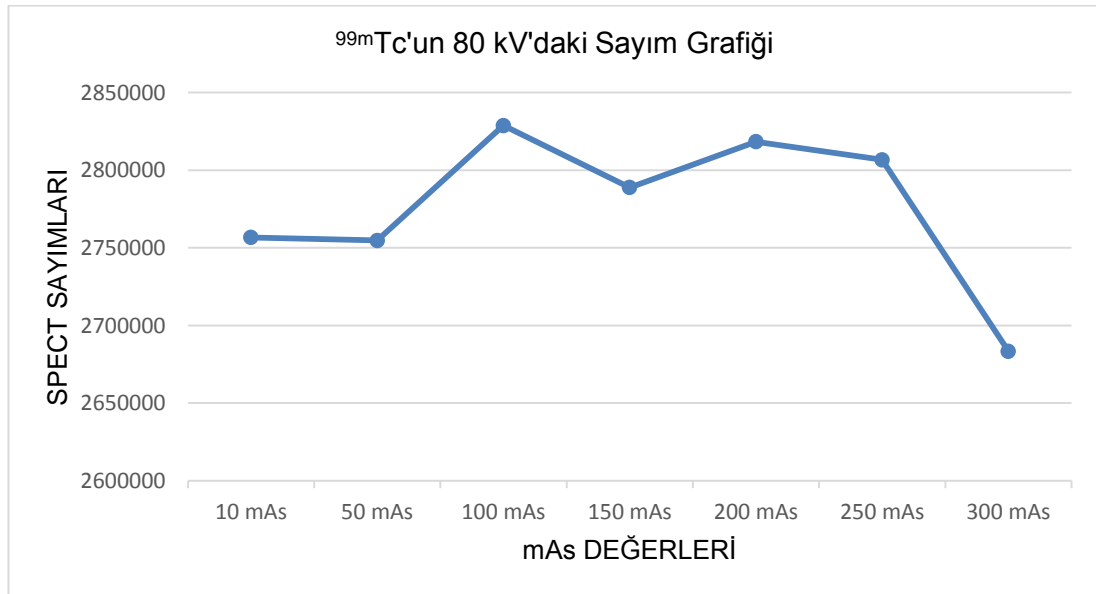


Çizelge 4.1'de  $^{99m}\text{Tc}$  için verilen değerler Şekil 4.2'de ayrıca grafik olarak gösterilmektedir.



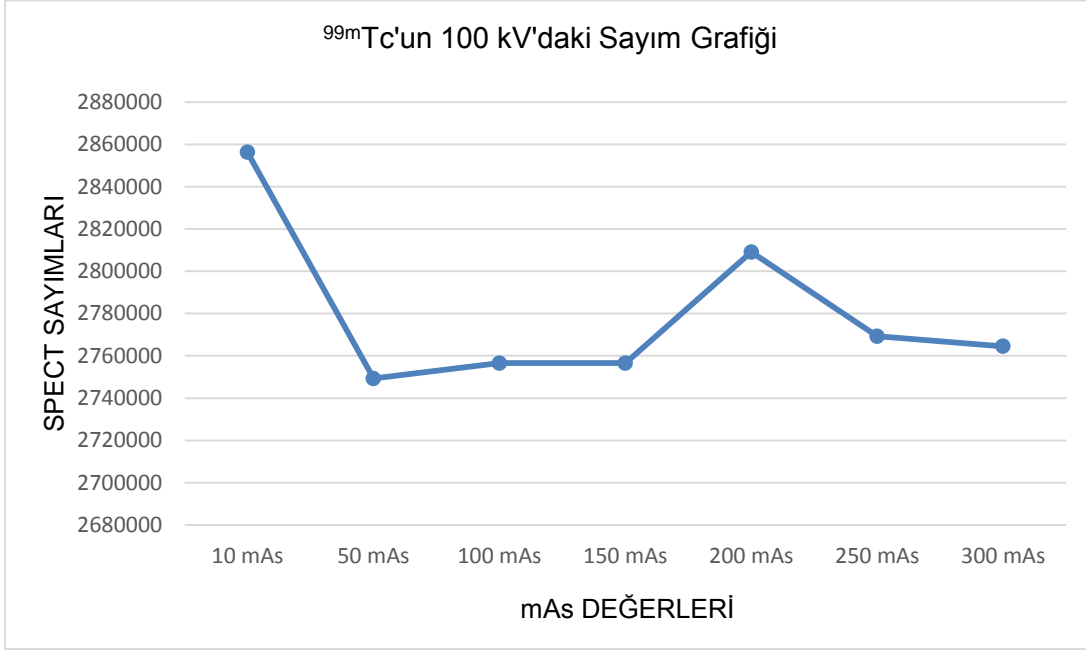
Şekil 4.2: SPECT-BT'de  $^{99m}\text{Tc}$  ile elde edilen sayımların grafiği.

$^{99m}\text{Tc}$ 'un 80 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.3'te verilmiştir.



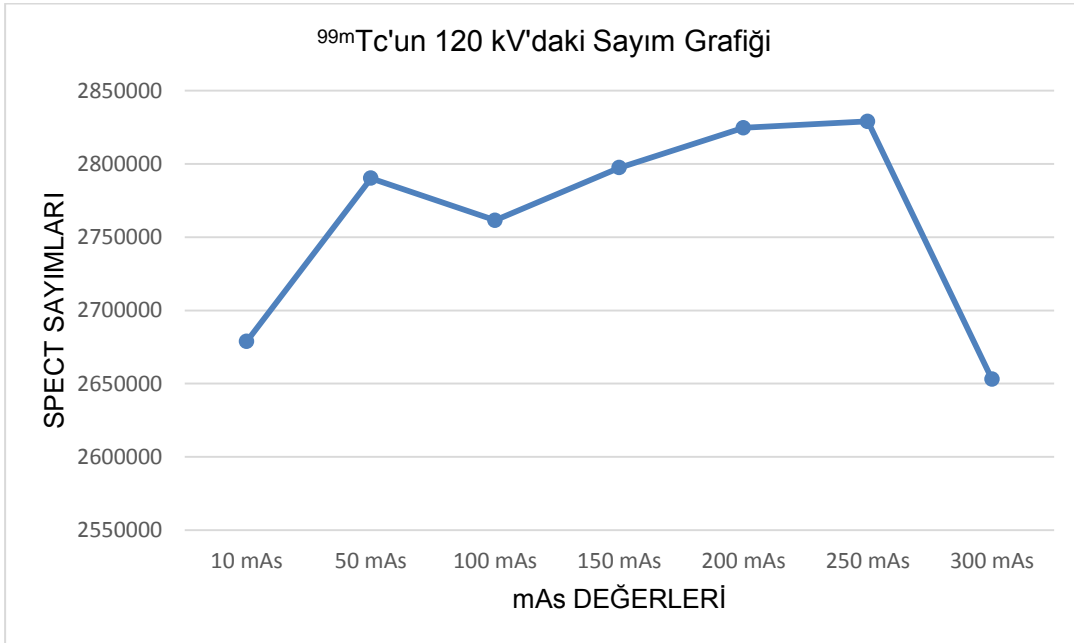
Şekil 4.3:  $^{99m}\text{Tc}$ 'un 80 kV'daki sayımların grafiği.

$^{99m}\text{Tc}$ 'un 100 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.4'te verilmiştir.



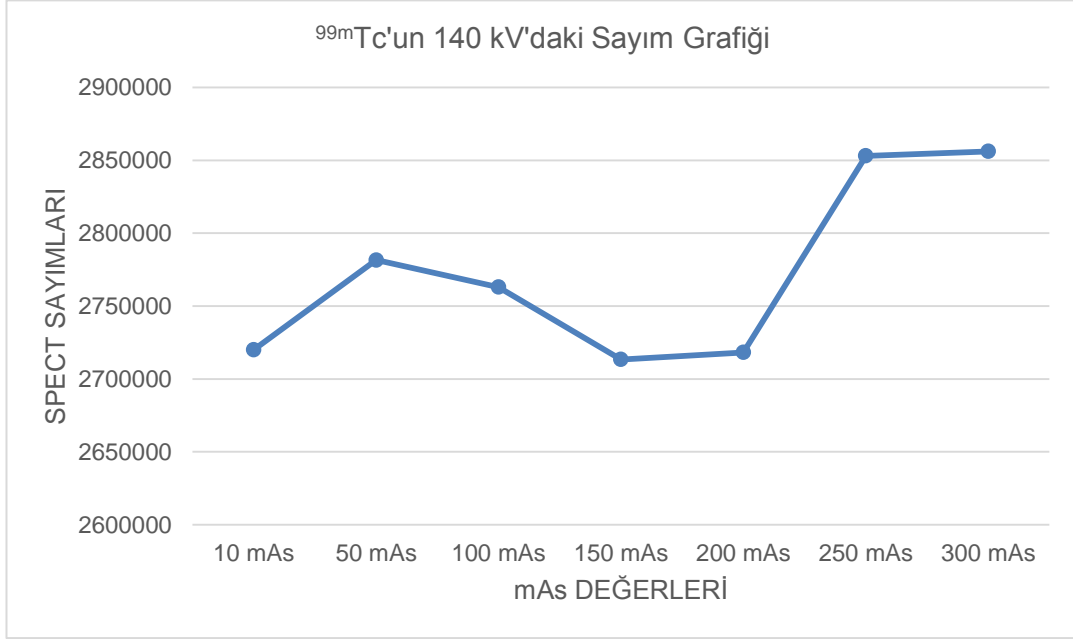
Şekil 4.4:  $^{99m}\text{Tc}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği.

$^{99m}\text{Tc}$ 'un 120 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.5'te verilmiştir.



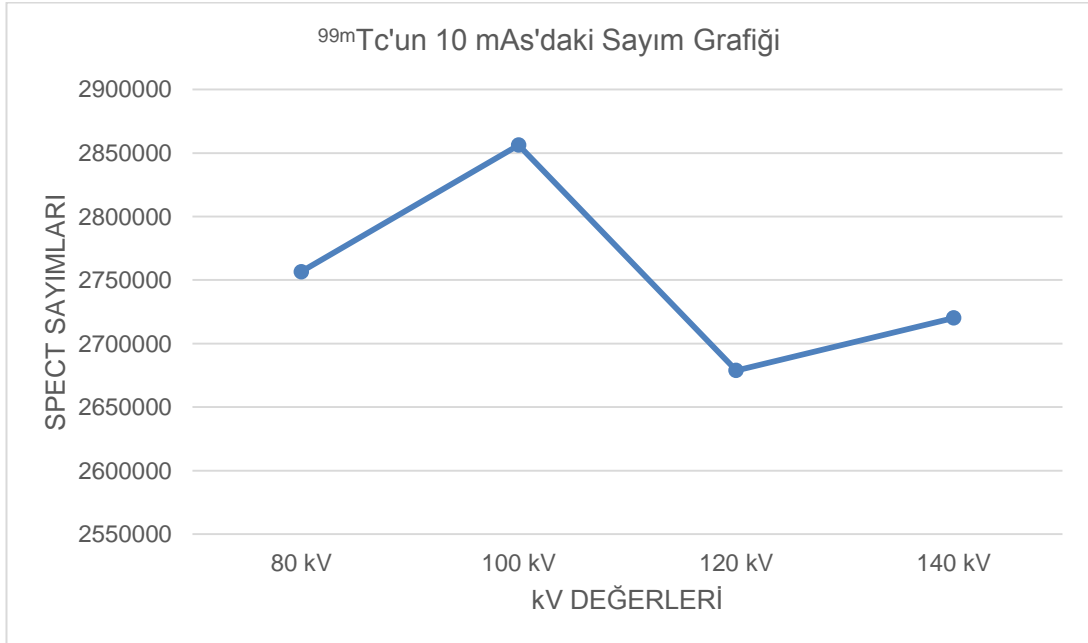
Şekil 4.5:  $^{99m}\text{Tc}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği.

$^{99m}\text{Tc}$ 'un 140 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.6'da verilmiştir.



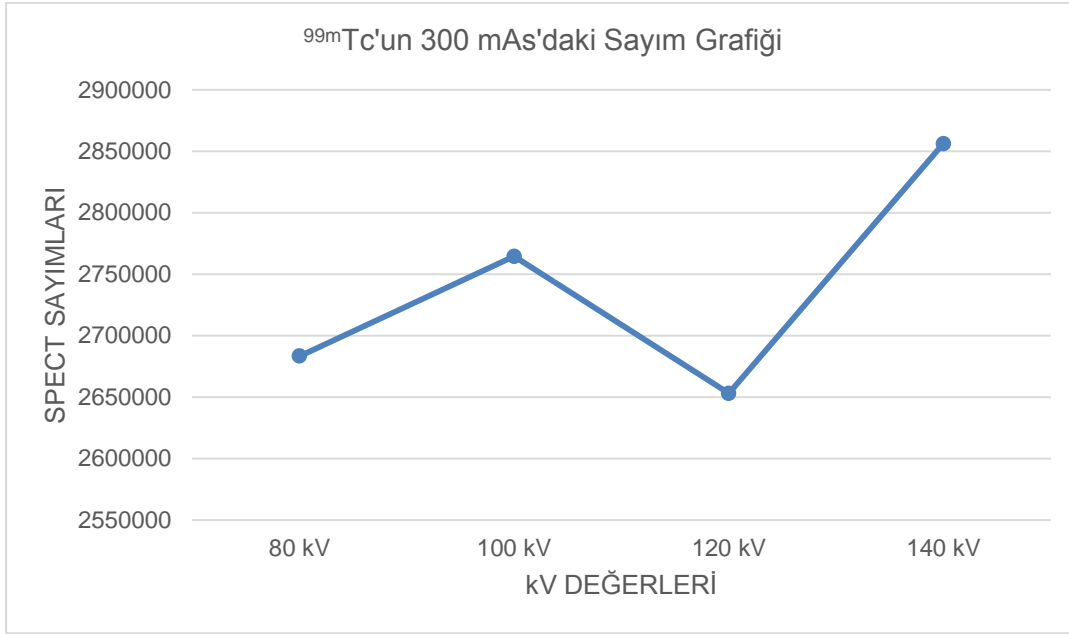
**Şekil 4.6:**  $^{99m}\text{Tc}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği.

$^{99m}\text{Tc}$ 'un 10 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.7'de verilmiştir.



**Şekil 4.7:**  $^{99m}\text{Tc}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği.

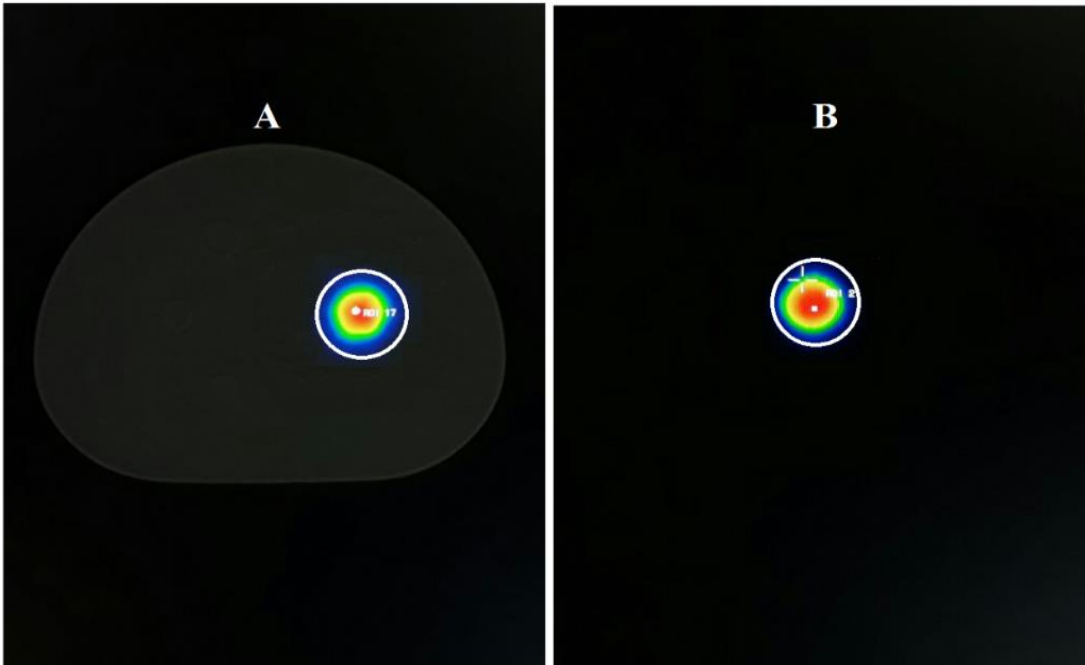
$^{99m}\text{Tc}$ 'un 300 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.8'de verilmiştir.



Şekil 4.8:  $^{99m}\text{Tc}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği.

#### 4.2 $^{131}\text{I}$ İçin Elde Edilen Sonuçlar

$^{131}\text{I}$  radyoizotopu ile fantomun SPECT-BT ve kürecik SPECT görüntülerinde ilgi alanı izimleri Şekil 4.3'de gösterilmiştir.



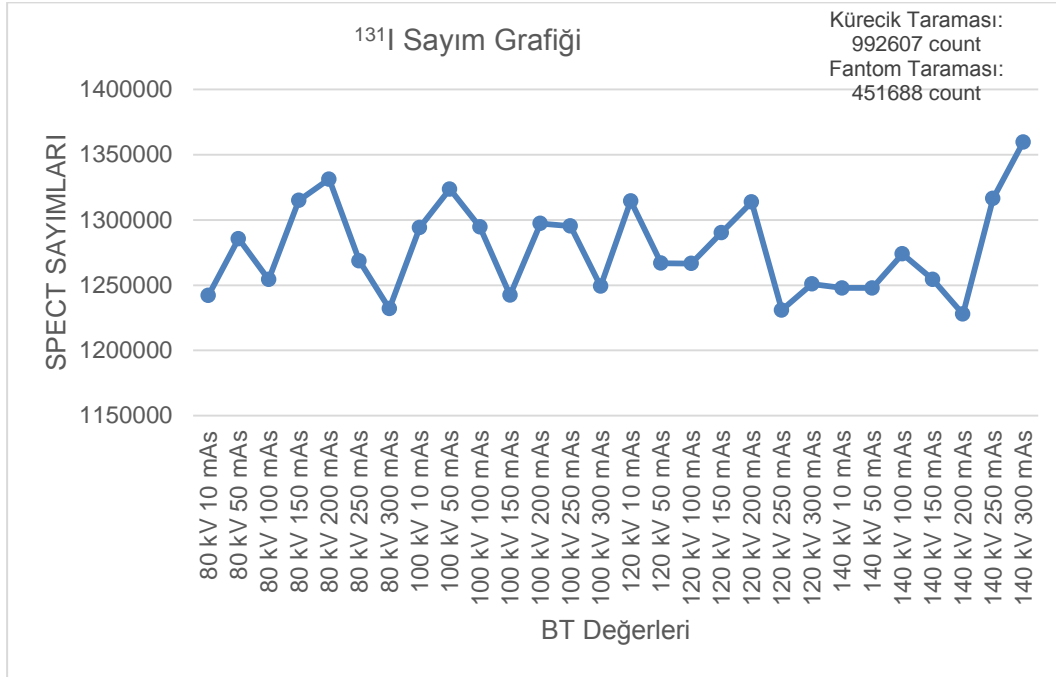
Şekil 4.9: A)  $^{131}\text{I}$  fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B)  $^{131}\text{I}$  kürecik ile SPECT görüntüsü.

$^{131}\text{I}$  radyonüklidi kullanılarak elde edilen sayımlar izelge 4.2'de verilmiştir.

**Çizelge 4.2:** <sup>131</sup>I kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.

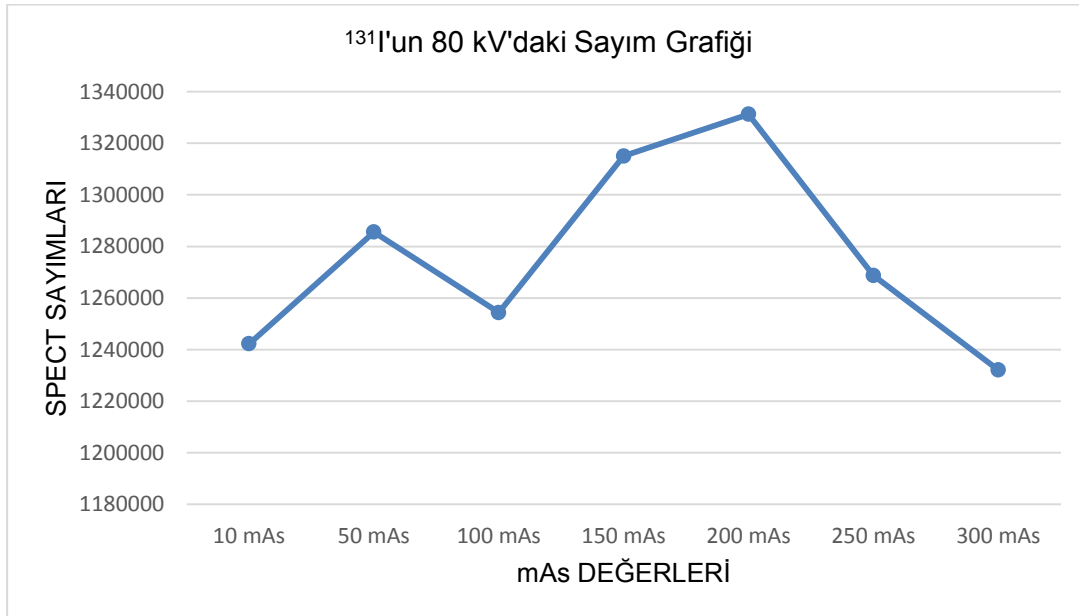
kV	mAs	SPECT sayımı (count)
Kürecik Taraması	BT zayıflatma düzeltilmesiz	992.607
Fantom Taraması	BT zayıflatma düzeltilmesiz	451.688
80 kV	10 mAs	1.242.235
	50 mAs	1.285.584
	100 mAs	1.254.342
	150 mAs	1.315.005
	200 mAs	1.331.242
	250 mAs	1.268.738
	300 mAs	1.232.060
100 kV	10 mAs	1.294.176
	50 mAs	1.323.606
	100 mAs	1.294.580
	150 mAs	1.242.314
	200 mAs	1.297.340
	250 mAs	1.295.334
	300 mAs	1.249.252
120 kV	10 mAs	1.314.529
	50 mAs	1.266.833
	100 mAs	1.266.684
	150 mAs	1.290.191
	200 mAs	1.313.785
	250 mAs	1.230.950
	300 mAs	1.250.981
140 kV	10 mAs	1.247.830
	50 mAs	1.247.830
	100 mAs	1.274.035
	150 mAs	1.254.429
	200 mAs	1.227.906
	250 mAs	1.316.369
	300 mAs	1.359.561

Çizelge 4.2'de  $^{131}\text{I}$  için verilen toplu halde sunulan değerler Şekil 4.11'de ayrıca grafik olarak gösterilmektedir.



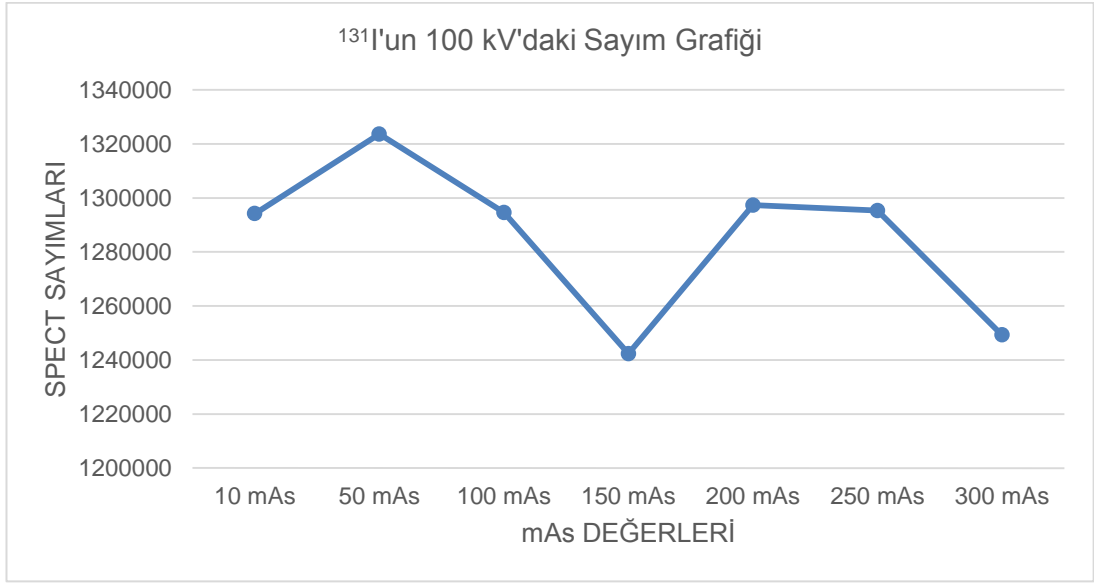
Şekil 4.10: SPECT-BT'de  $^{131}\text{I}$  ile elde edilen sayımların grafiği.

$^{131}\text{I}$ 'un 80 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.11'de verilmiştir.



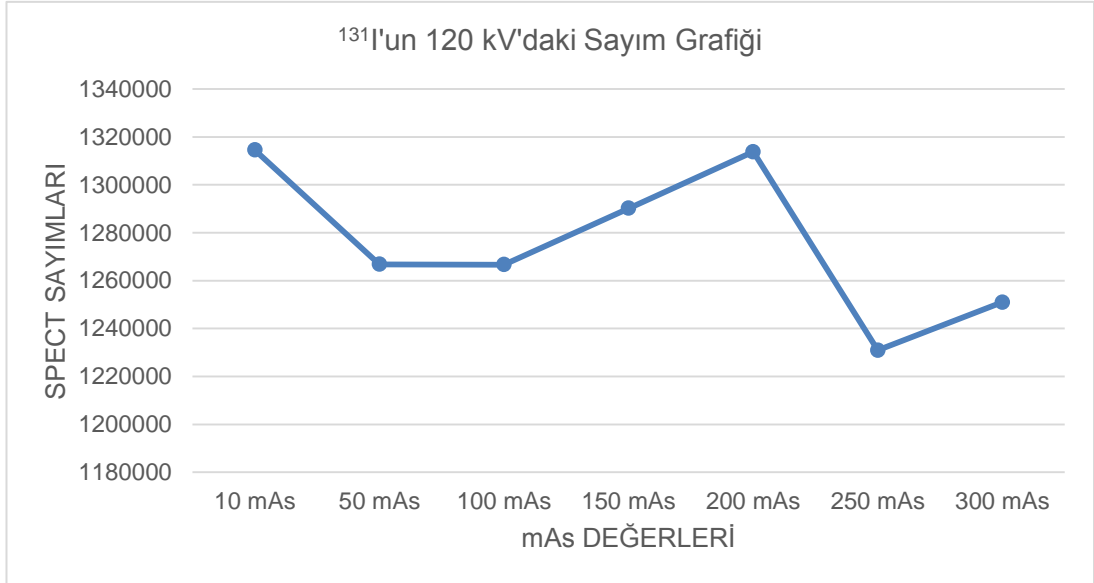
Şekil 4.11:  $^{131}\text{I}$ 'un 80 kV'daki sayım grafiği.

$^{131}\text{I}$ 'un 100 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.12'de verilmiştir.



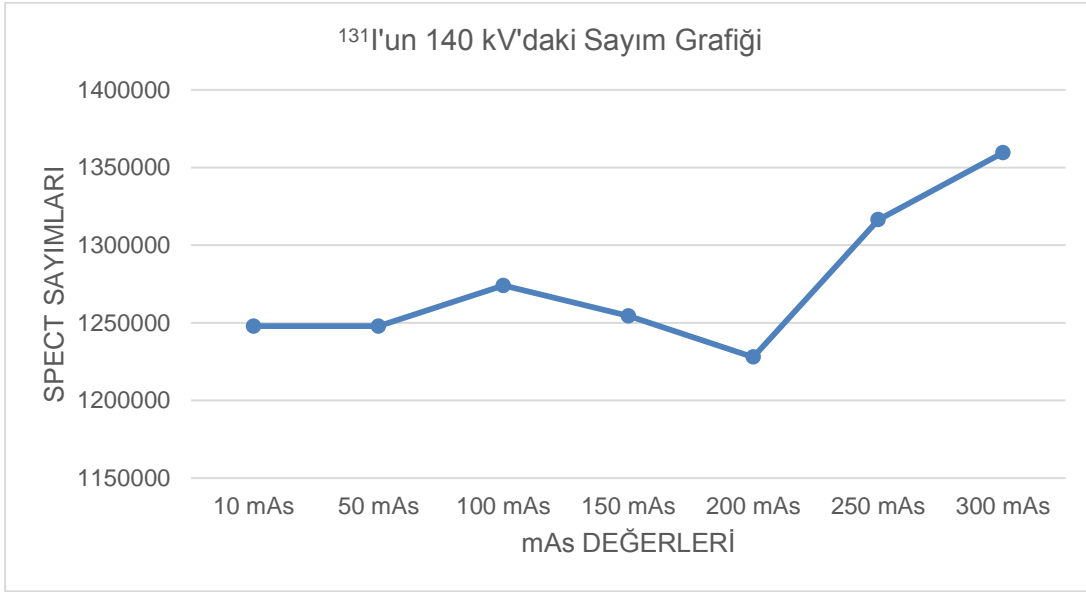
Şekil 4.12:  $^{131}\text{I}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği.

$^{131}\text{I}$ 'un 120 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.13'de verilmiştir.



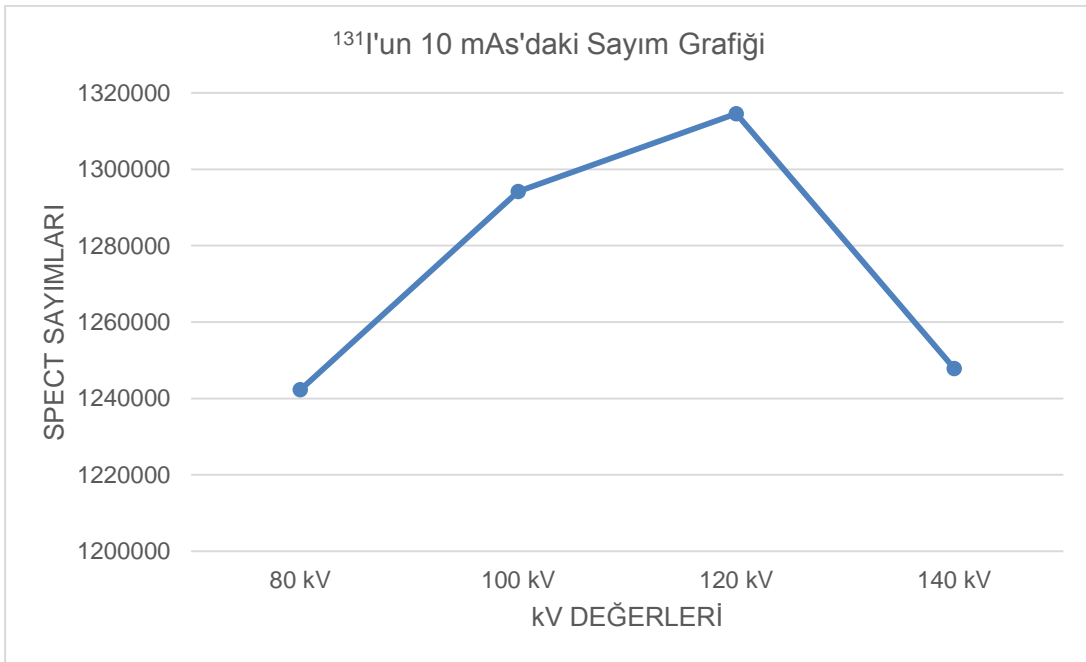
Şekil 4.13:  $^{131}\text{I}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği.

$^{131}\text{I}$ 'un 140 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.14'de verilmiştir.



**Şekil 4.14:**  $^{131}\text{I}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği.

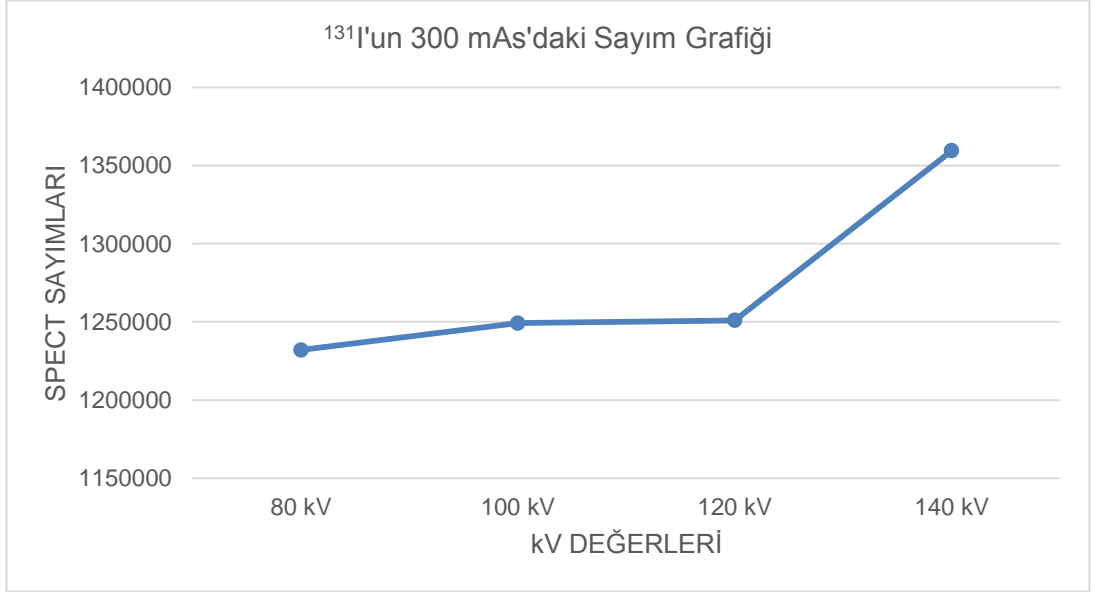
$^{131}\text{I}$ 'un 10 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.15'de verilmiştir.



**Şekil 4.15:**  $^{131}\text{I}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği.



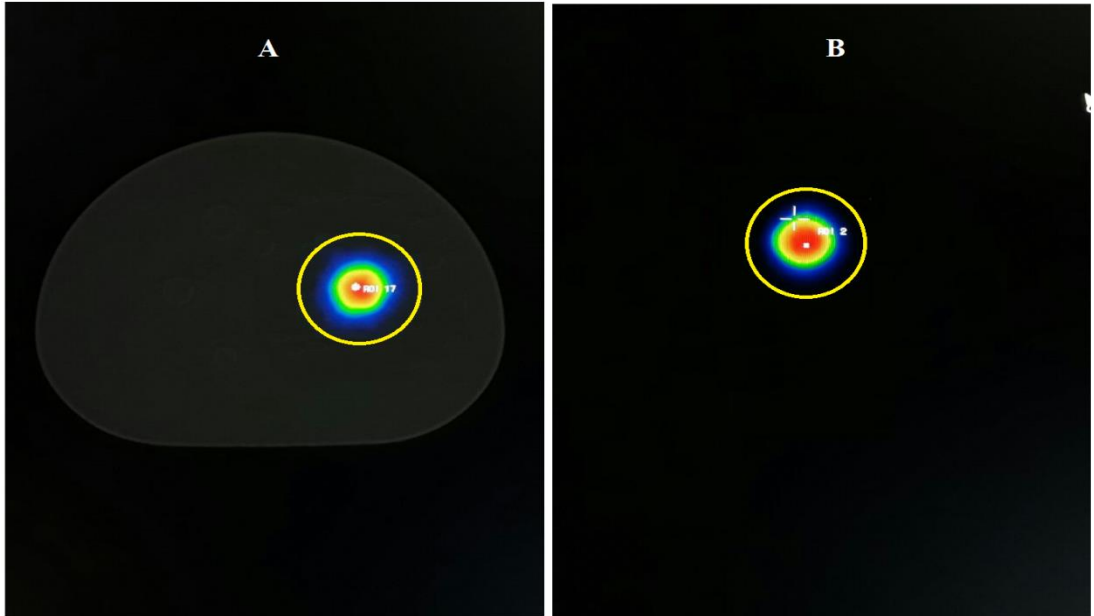
$^{131}\text{I}$ 'un 10 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.16'de verilmiştir.



Şekil 4.16:  $^{131}\text{I}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği.

#### 4.3 $^{177}\text{Lu}$ İçin Elde Edilen Sonuçlar

$^{177}\text{Lu}$  radyoizotopu ile fantomun SPECT-BT ve kürecik SPECT görüntülerinde ilgi alanı çizimleri Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



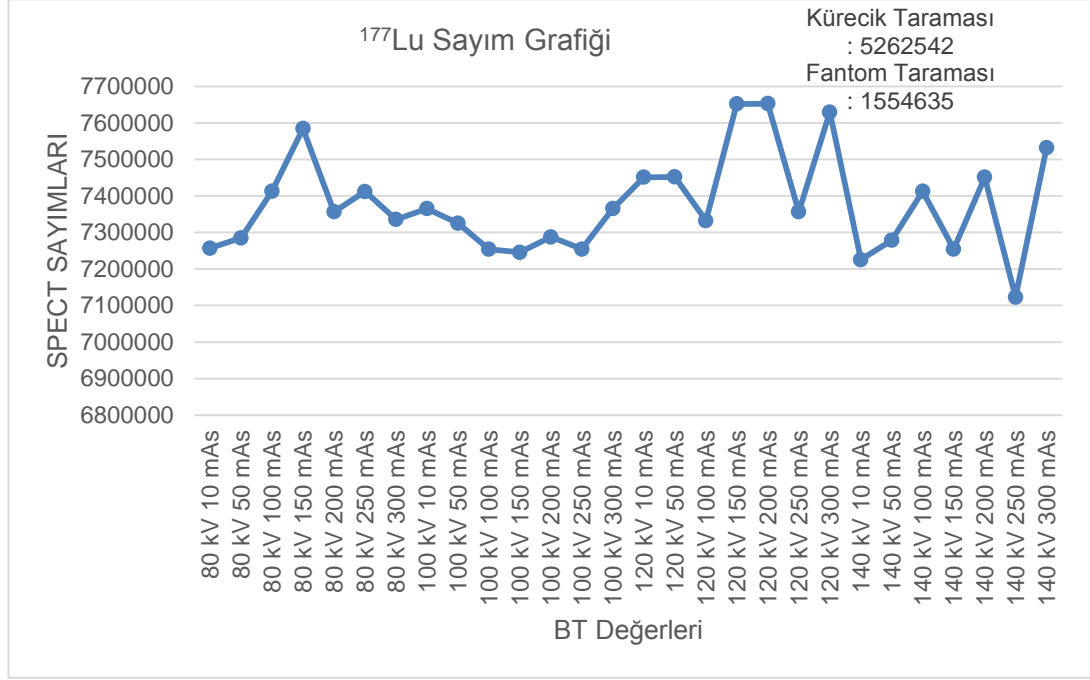
Şekil 4.17: A)  $^{177}\text{Lu}$  fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B)  $^{177}\text{Lu}$  kürecik ile SPECT görüntüsü.

<sup>177</sup>Lu radyonüklidi kullanılarak elde edilen sayımlar Çizelge 4.3'de verilmiştir.

**Çizelge 4.3:** <sup>177</sup>Lu kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.

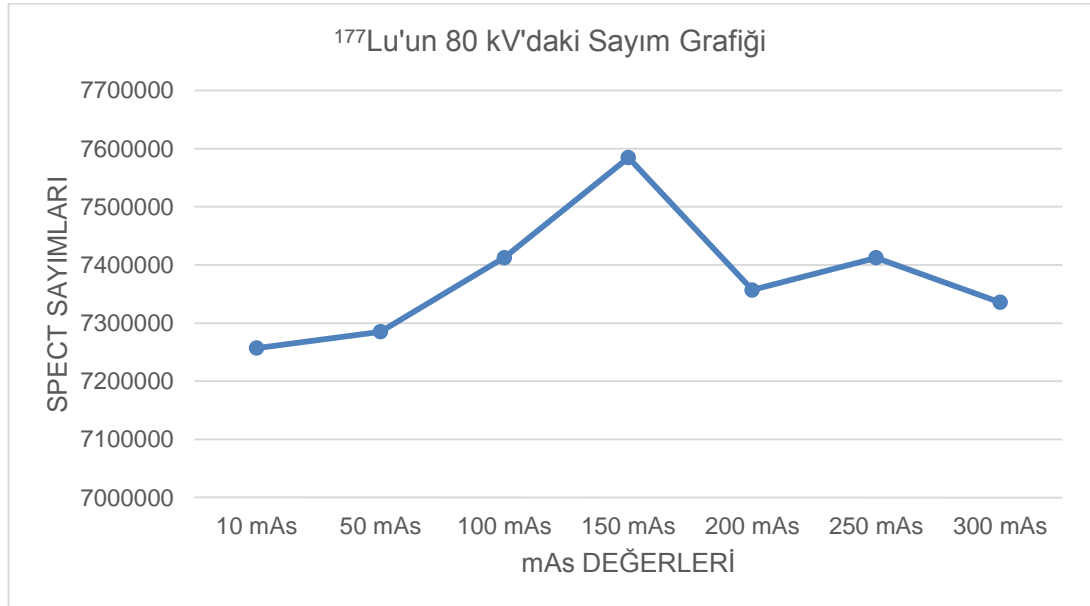
kV	mAs	SPECT sayımı (count)
Kürecik Taraması	BT zayıflatma düzeltmesiz	526.2542
Fantom Taraması	BT zayıflatma düzeltmesiz	1.554.635
80 kV	10 mAs	7.256.987
	50 mAs	7.285.145
	100 mAs	7.412.584
	150 mAs	7.584.632
	200 mAs	7.356.789
	250 mAs	7.412.356
	300 mAs	7.335.648
100 kV	10 mAs	7.365.254
	50 mAs	7.325.645
	100 mAs	7.254.125
	150 mAs	7.245.698
	200 mAs	7.287.965
	250 mAs	7.254.687
	300 mAs	7.365.214
120 kV	10 mAs	7.451.254
	50 mAs	7.452.365
	100 mAs	7.332.536
	150 mAs	7.652.145
	200 mAs	7.652.795
	250 mAs	7.356.712
	300 mAs	7.629.831
140 kV	10 mAs	7.225.654
	50 mAs	7.278.789
	100 mAs	7.412.536
	150 mAs	7.254.623
	200 mAs	7.451.364
	250 mAs	7.122.896
	300 mAs	7.532.165

Çizelge 4.3'de  $^{177}\text{Lu}$  için verilen değerler Şekil 4.18'de ayrıca grafik olarak gösterilmektedir.



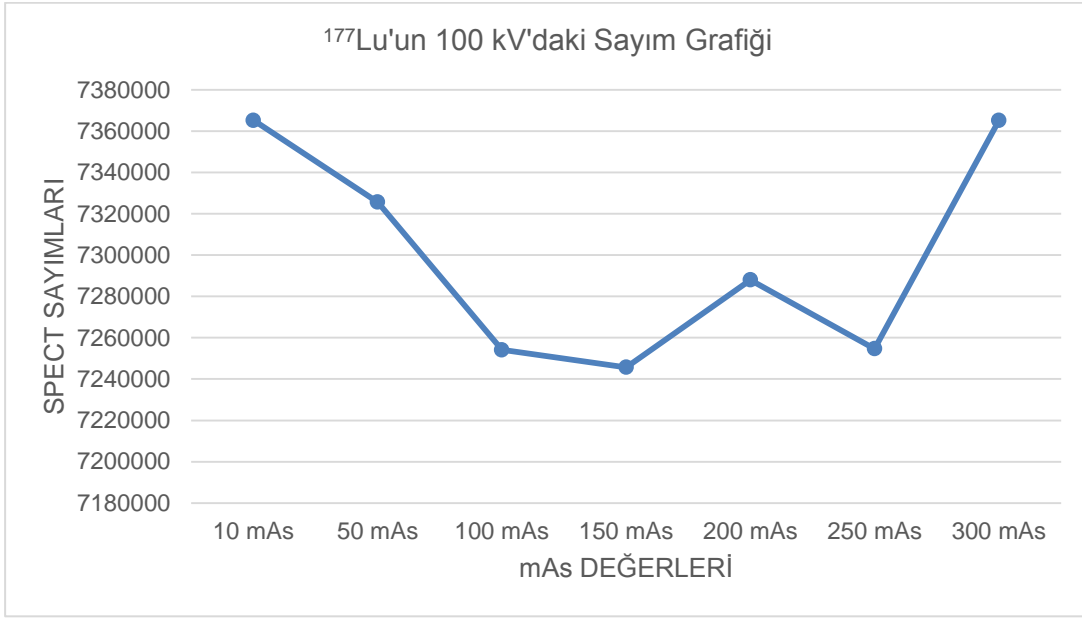
Şekil 4.18: SPECT-BT'de  $^{177}\text{Lu}$  ile elde edilen sayımların grafiği.

$^{177}\text{Lu}$ 'un 80 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.19'da verilmiştir.



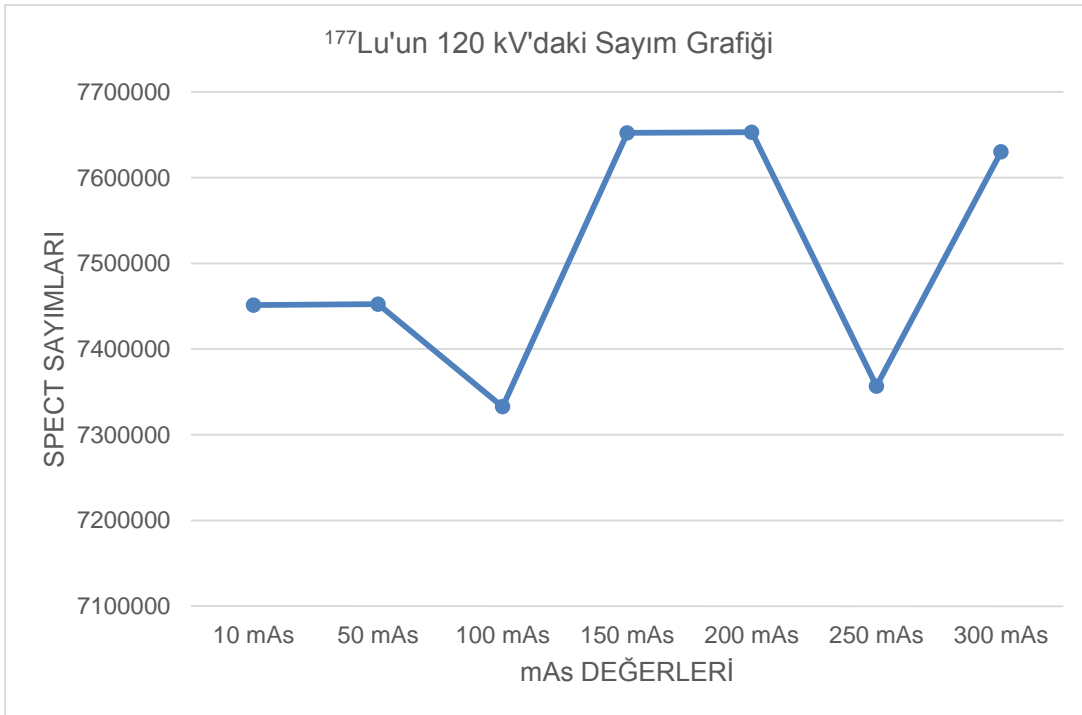
Şekil 4.19:  $^{177}\text{Lu}$ 'un 80 kV'daki sayım grafiği.

$^{177}\text{Lu}$ 'un 100 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.20'de verilmiştir.



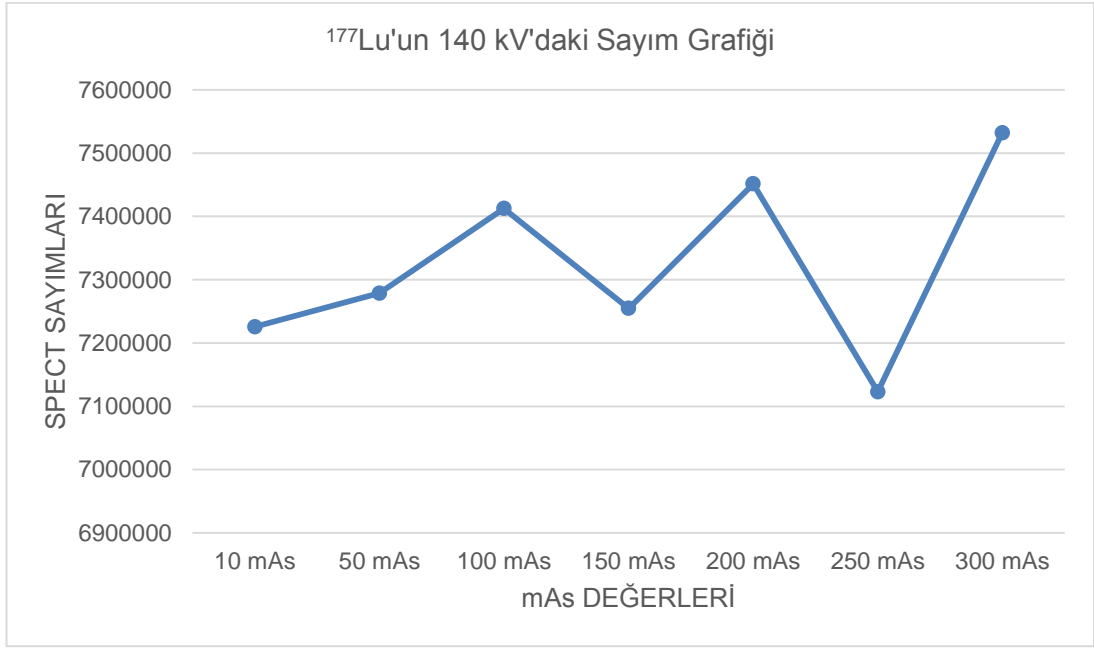
**Şekil 4.20:**  $^{177}\text{Lu}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği.

$^{177}\text{Lu}$ 'un 120 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.21'de verilmiştir.



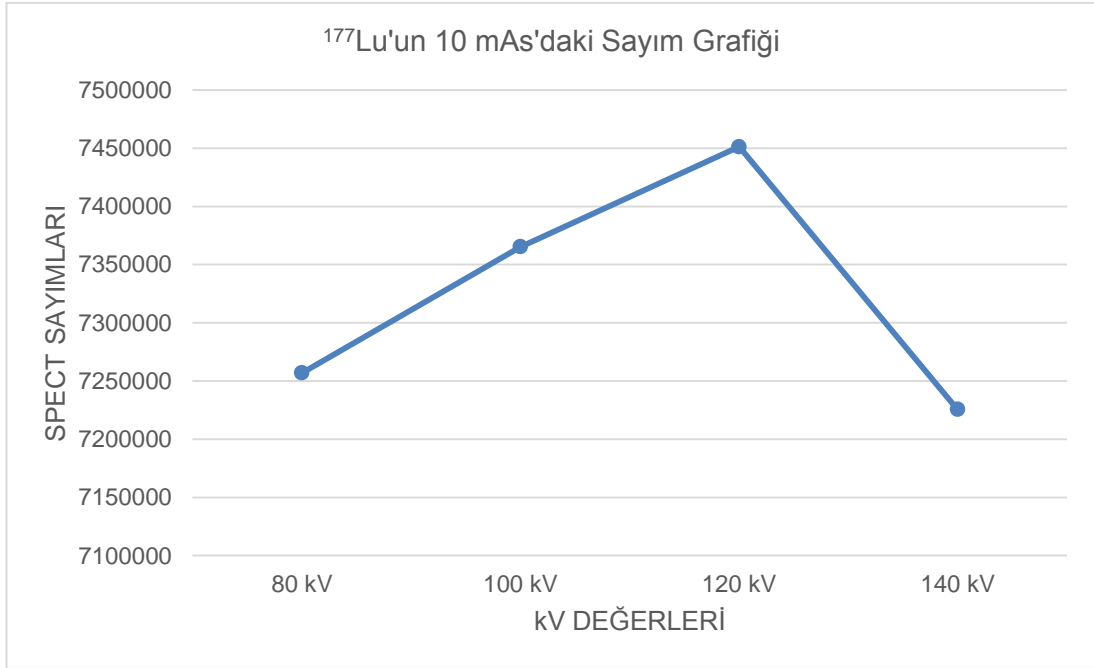
**Şekil 4.21:**  $^{177}\text{Lu}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği.

$^{177}\text{Lu}$ 'un 140 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.22'de verilmiştir.



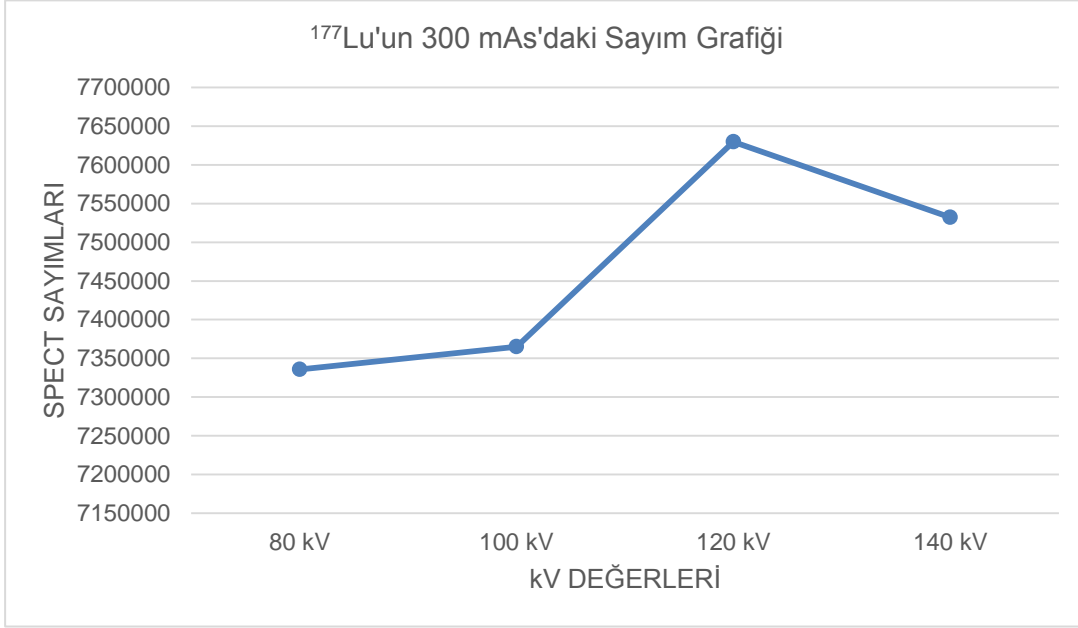
**Şekil 4.22:**  $^{177}\text{Lu}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği.

$^{177}\text{Lu}$ 'un 10 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.23'de verilmiştir.



**Şekil 4.23:**  $^{177}\text{Lu}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği.

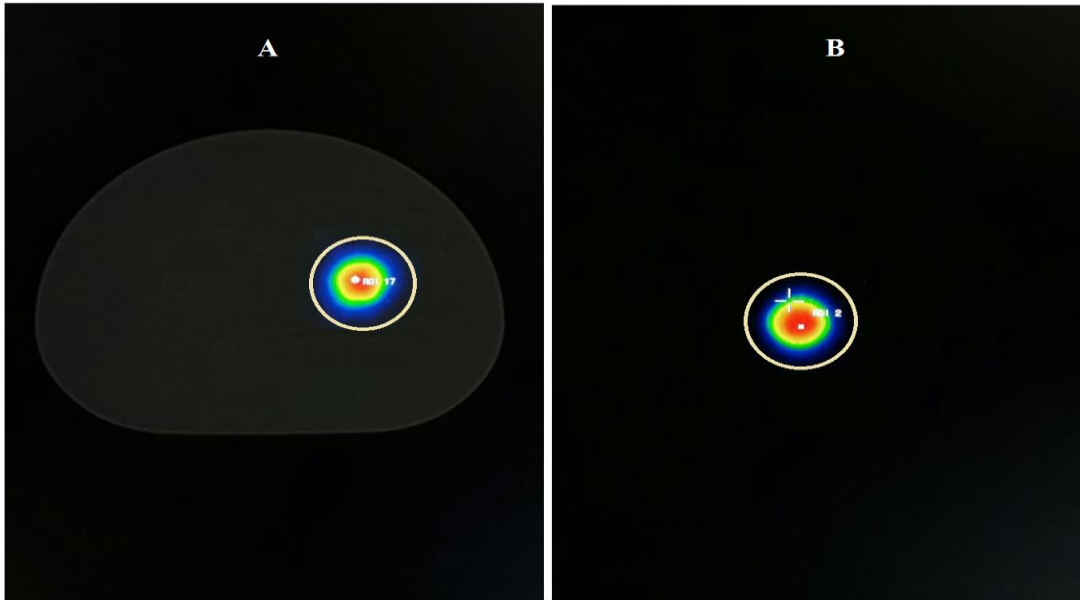
$^{177}\text{Lu}$ 'un 300 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.24'de verilmiştir.



Şekil 4.24:  $^{177}\text{Lu}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği.

#### 4.4 $^{111}\text{In}$ İçin Elde Edilen Sonuçlar

$^{111}\text{In}$  radyoizotopu ile fantomun SPECT-BT ve kürecik SPECT görüntülerinde ilgi alanı izimleri Şekil 4.7'de gösterilmiştir.



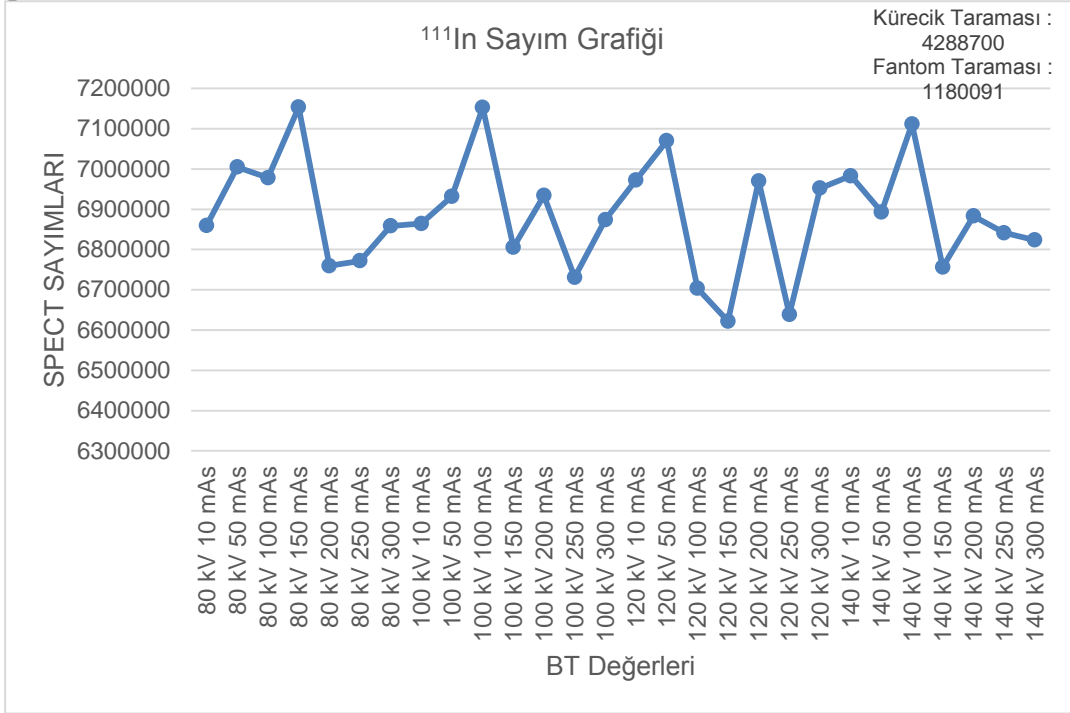
Şekil 4.25: A)  $^{111}\text{In}$  fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B)  $^{111}\text{In}$  kürecik ile SPECT görüntüsü.

<sup>111</sup>In radyonüklidi kullanılarak elde edilen sayımlar Çizelge 4.4'de verilmiştir.

**Çizelge 4.4:** <sup>111</sup>In kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.

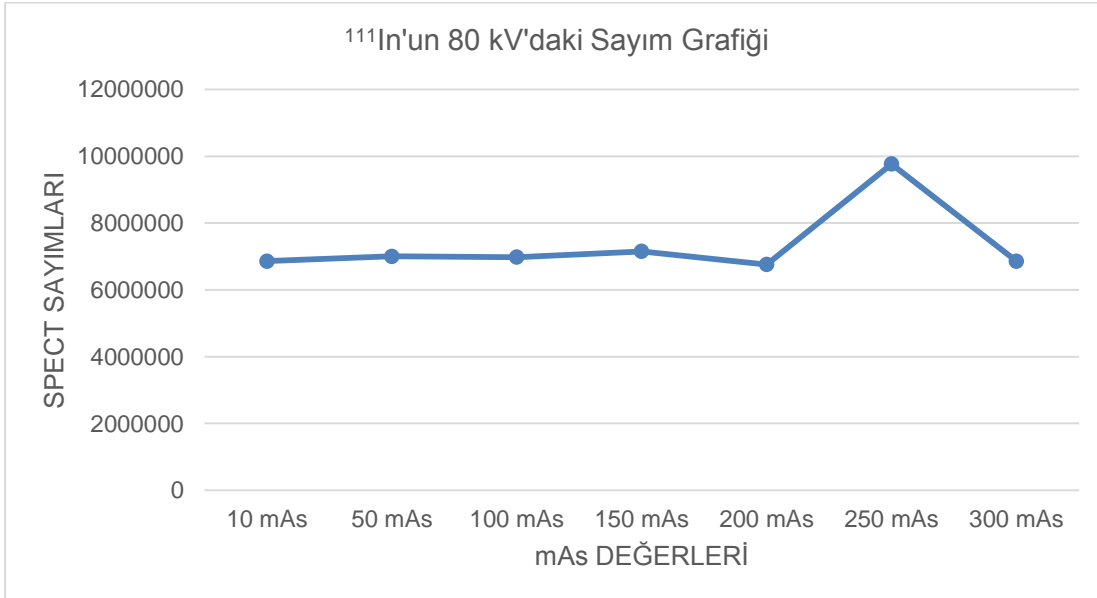
kV	mAs	SPECT sayımı (count)
Kürecik Taraması	BT zayıflatma düzeltmesiz	4.288.700
Fantom Taraması	BT zayıflatma düzeltmesiz	1.180.091
80 kV	10 mAs	6.859.212
	50 mAs	7.004.858
	100 mAs	6.978.241
	150 mAs	7.153.180
	200 mAs	6.759.395
	250 mAs	6.772.011
	300 mAs	6.858.535
100 kV	10 mAs	6.864.412
	50 mAs	6.932.007
	100 mAs	7.152.553
	150 mAs	6.805.677
	200 mAs	6.934.076
	250 mAs	6.731.080
	300 mAs	6.874.078
120 kV	10 mAs	6.972.728
	50 mAs	7.070.045
	100 mAs	6.703.336
	150 mAs	6.622.240
	200 mAs	6.970.219
	250 mAs	6.638.670
	300 mAs	6.952.150
140 kV	10 mAs	6.983.055
	50 mAs	6.892.900
	100 mAs	7.111.765
	150 mAs	6.756.483
	200 mAs	6.883.052
	250 mAs	6.841.543
	300 mAs	6.823.620

Çizelge 4.4'de  $^{111}\text{In}$  için verilen değerler Şekil 4.26'da ayrıca grafik olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.26: SPECT-BT'de  $^{111}\text{In}$  ile elde edilen sayımların grafiği.

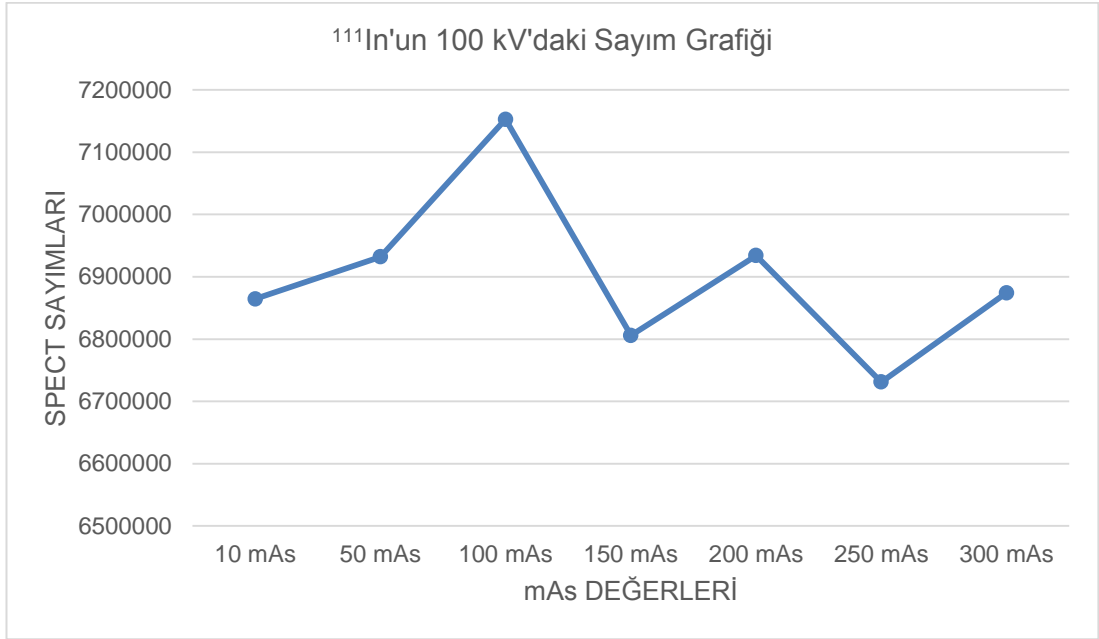
$^{111}\text{In}$ 'un 80 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.27'de verilmiştir.



Şekil 4.27:  $^{111}\text{In}$ 'un 80 kV'daki sayım grafiği.

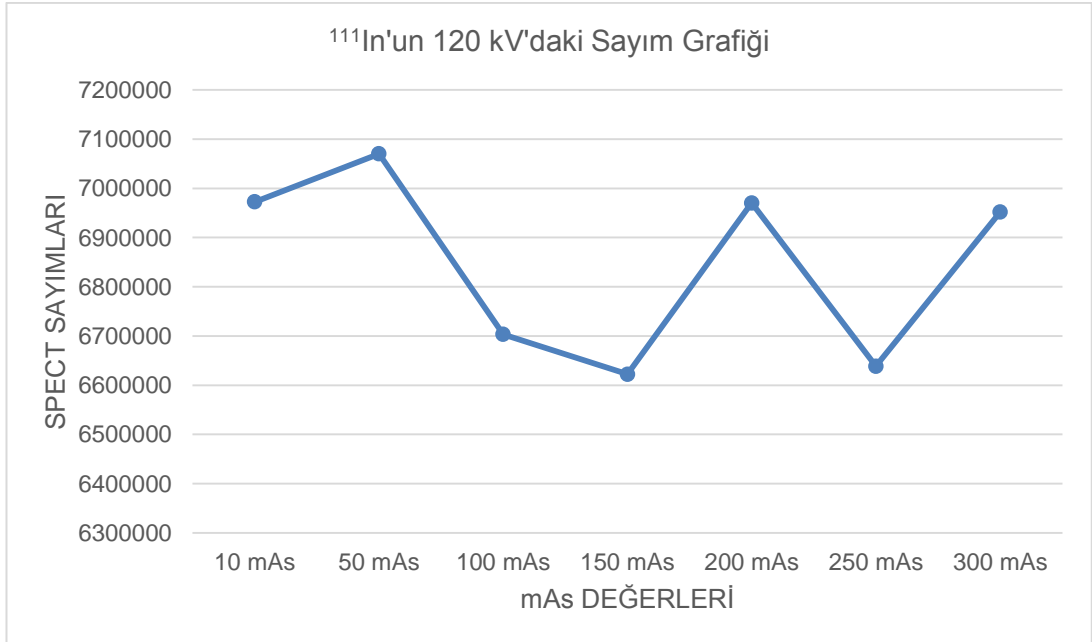


$^{111}\text{In}$ 'un 100 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.28'de verilmiştir.



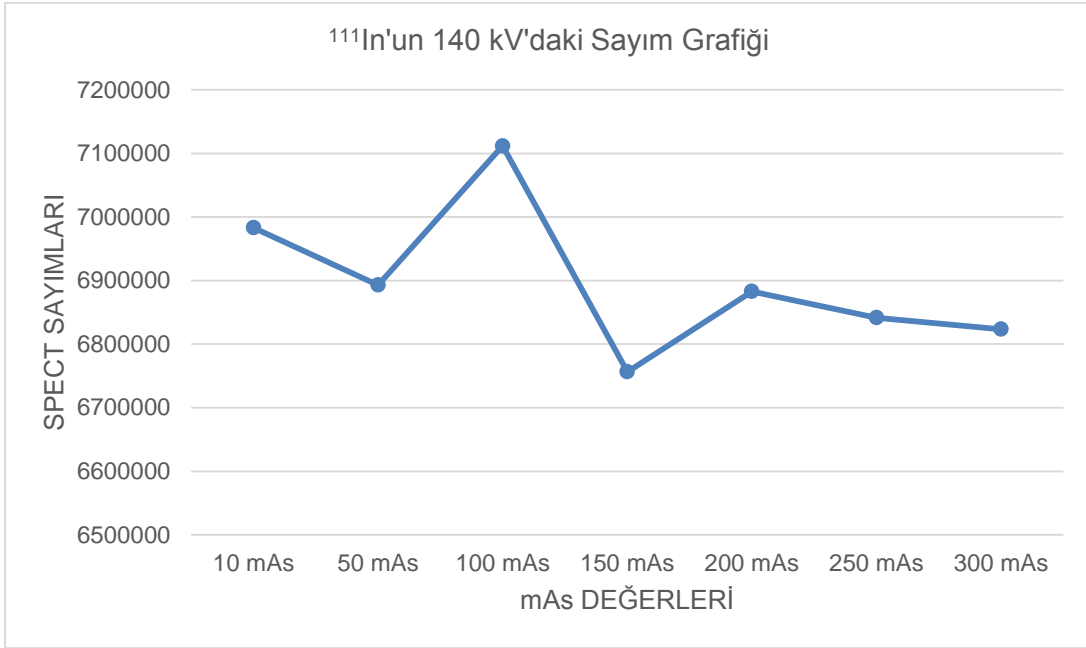
**Şekil 4.28:**  $^{111}\text{In}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği.

$^{111}\text{In}$ 'un 120 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.29'de verilmiştir.



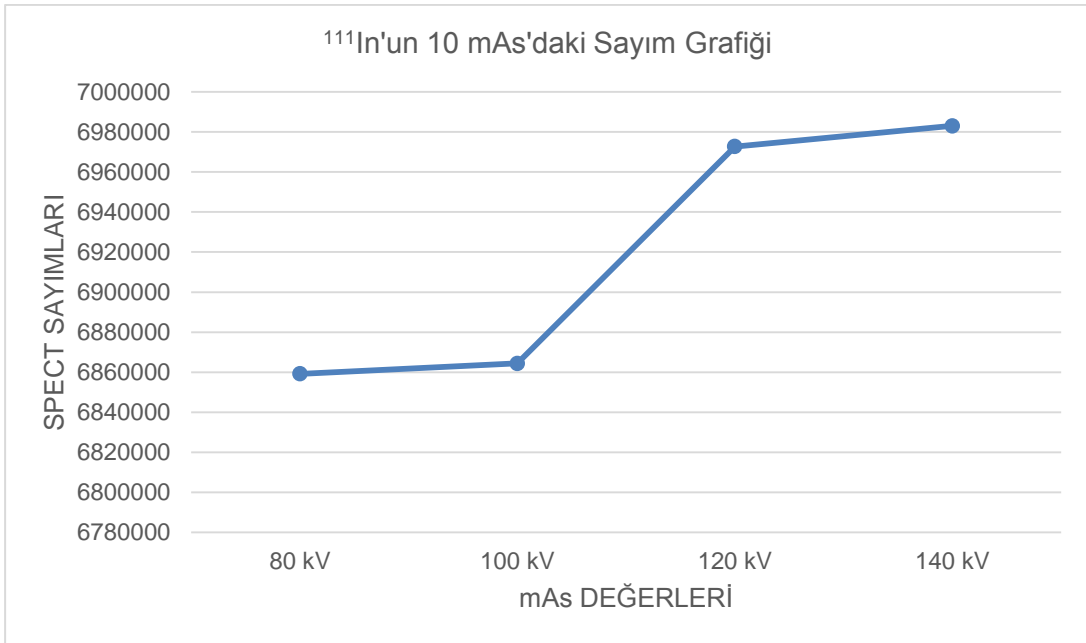
**Şekil 4.29:**  $^{111}\text{In}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği.

$^{111}\text{In}$ 'un 140 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.30'da verilmiştir.



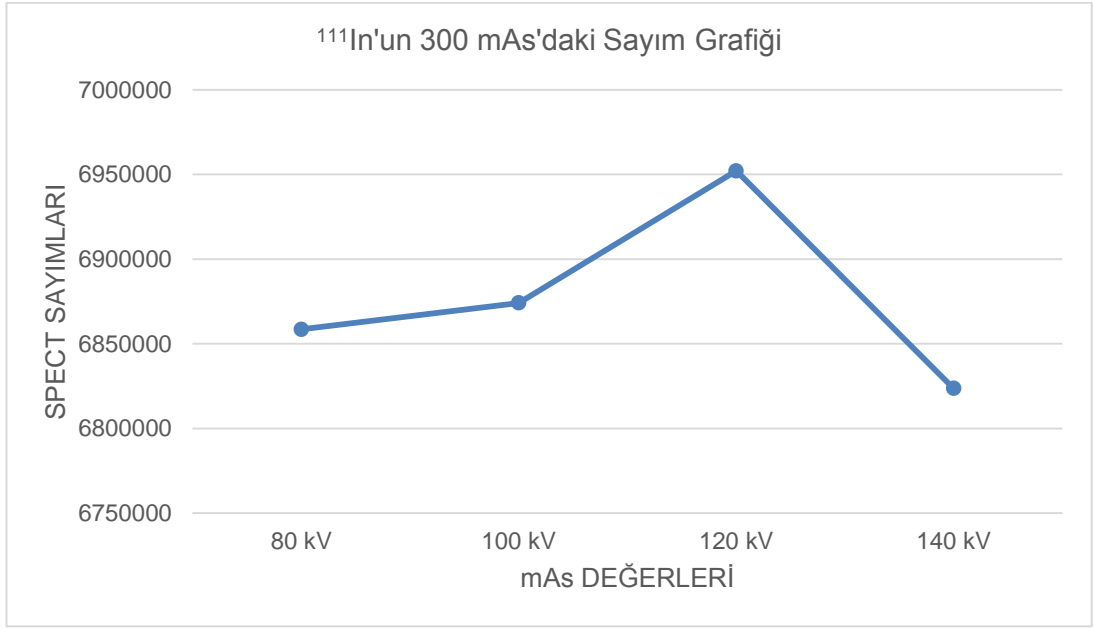
**Şekil 4.30:**  $^{111}\text{In}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği.

$^{111}\text{In}$ 'un 10 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.31'de verilmiştir.



**Şekil 4.31:**  $^{111}\text{In}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği.

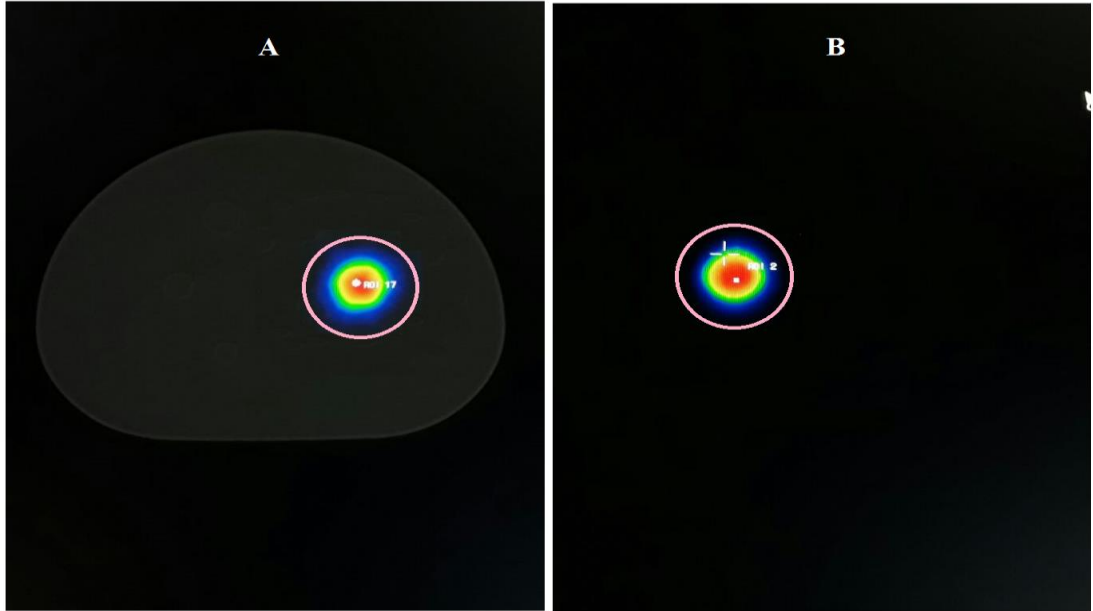
$^{111}\text{In}$ 'un 300 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.32'de verilmiştir.



**Şekil 4.32:**  $^{111}\text{In}$ 'un 300 mAs'daki sayım grafiği.

#### 4.5 $^{123}\text{I}$ İçin Elde Edilen Sonuçlar

$^{123}\text{I}$  radyoizotopu ile fantomun SPECT-BT ve kürecik SPECT görüntülerinde ilgi alanı izimleri Şekil 4.9'de gösterilmiştir.



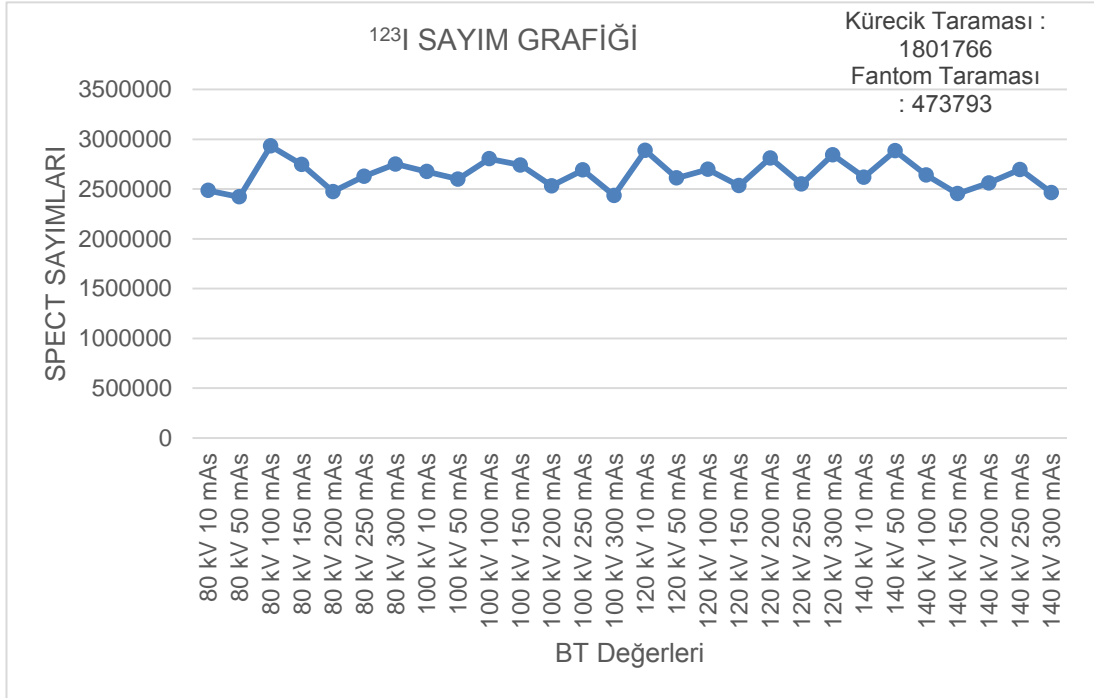
**Şekil 4.33:** A)  $^{123}\text{I}$  fantom ile SPECT-BT görüntüsü. B)  $^{123}\text{I}$  kürecik ile SPECT görüntüsü.

$^{123}\text{I}$  radyonüklidi kullanılarak elde edilen sayımlar izelge 4.5'de verilmiştir.

**Çizelge 4.5:**  $^{123}\text{I}$  kullanılarak yapılan görüntülemelerden zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayım değerleri.

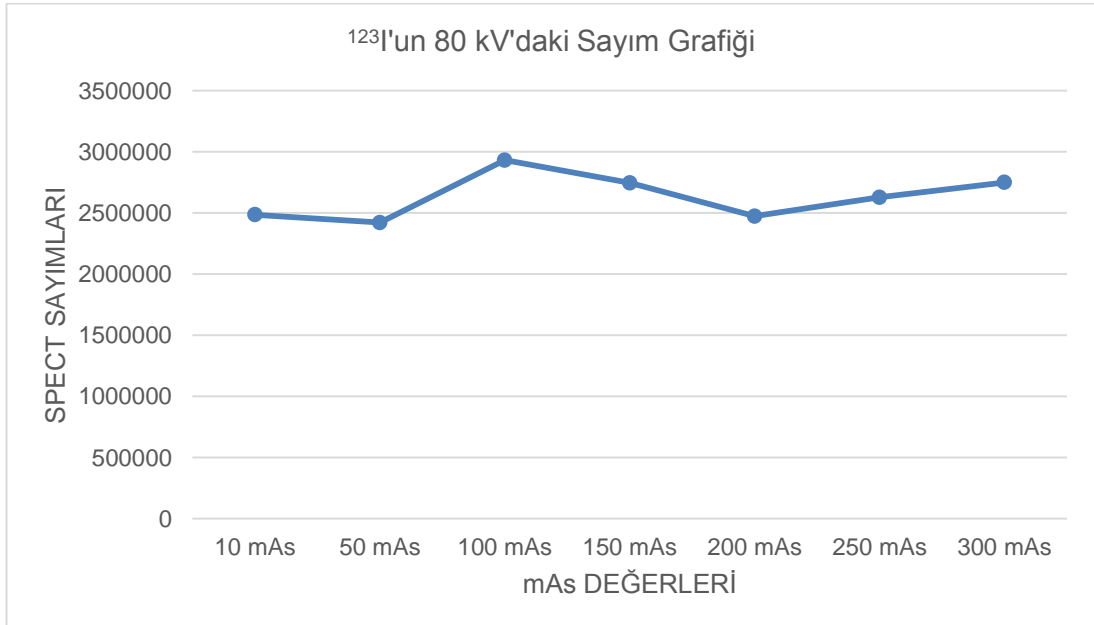
kV	mAs	SPECT sayımı (count)
Kürecik Taraması	BT zayıflatma düzeltmesiz	1.801.766
Fantom Taraması	BT zayıflatma düzeltmesiz	473.793
80 kV	10 mAs	2.484.961
	50 mAs	2.420.934
	100 mAs	2.932.243
	150 mAs	2.745.176
	200 mAs	2.473.669
	250 mAs	2.627.458
	300 mAs	2.749.849
100 kV	10 mAs	2.674.607
	50 mAs	2.599.166
	100 mAs	2.803.700
	150 mAs	2.741.147
	200 mAs	2.531.730
	250 mAs	2.691.285
	300 mAs	2.436.006
120 kV	10 mAs	2.886.653
	50 mAs	2.610.828
	100 mAs	2.697.098
	150 mAs	2.532.617
	200 mAs	2.810.905
	250 mAs	2.549.142
	300 mAs	2.843.934
140 kV	10 mAs	2.619.050
	50 mAs	2.883.964
	100 mAs	2.639.357
	150 mAs	2.452.966
	200 mAs	2.560.231
	250 mAs	2.696.052
	300 mAs	2.464.502

Çizelge 4.5'de  $^{123}\text{I}$  için verilen değerler Şekil 4.33'da ayrıca grafik olarak gösterilmektedir.



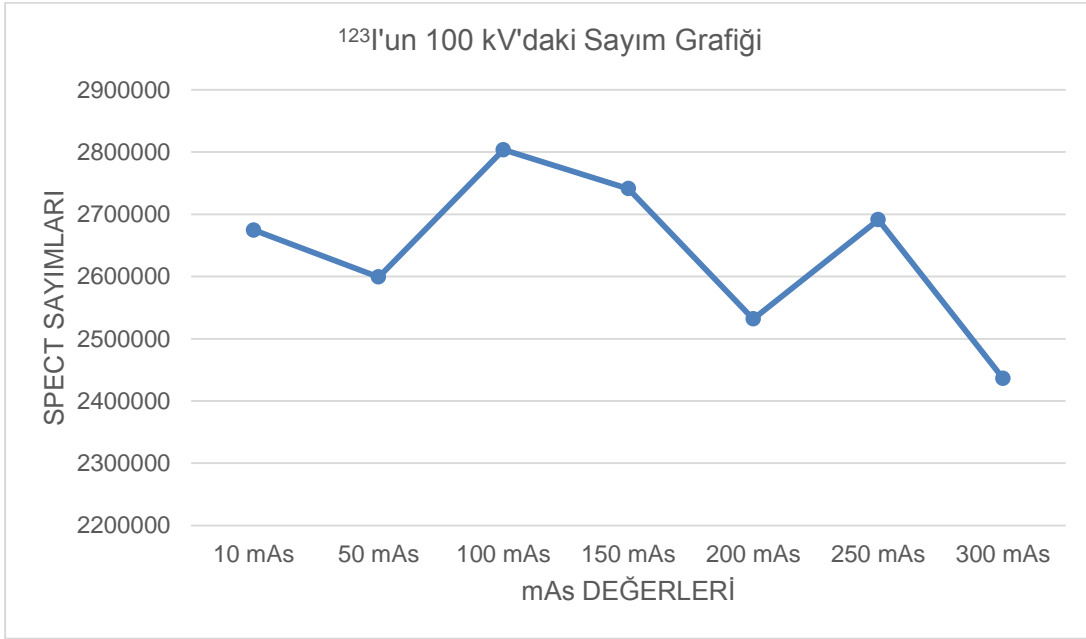
**Şekil 4.34:**SPECT-BT'de  $^{123}\text{I}$  ile elde edilen sayımların grafiği.

$^{123}\text{I}$ 'un 80 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.35'de verilmiştir.



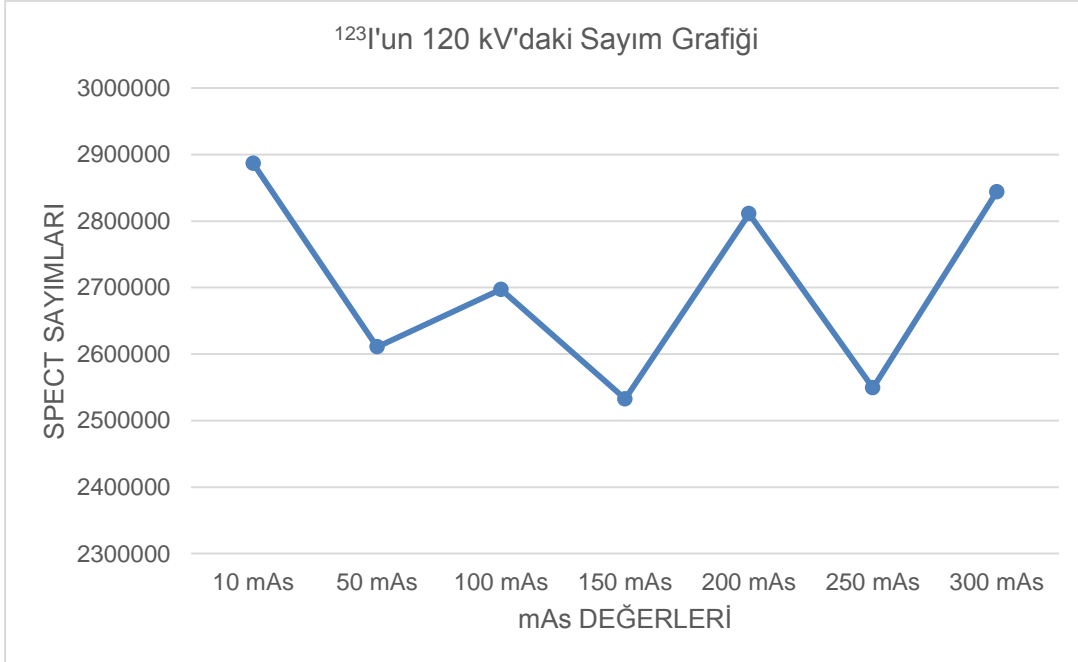
**Şekil 4.35:**  $^{123}\text{I}$ 'un 80 kV'daki sayım grafiği.

$^{123}\text{I}$ 'un 100 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.36'de verilmiştir.



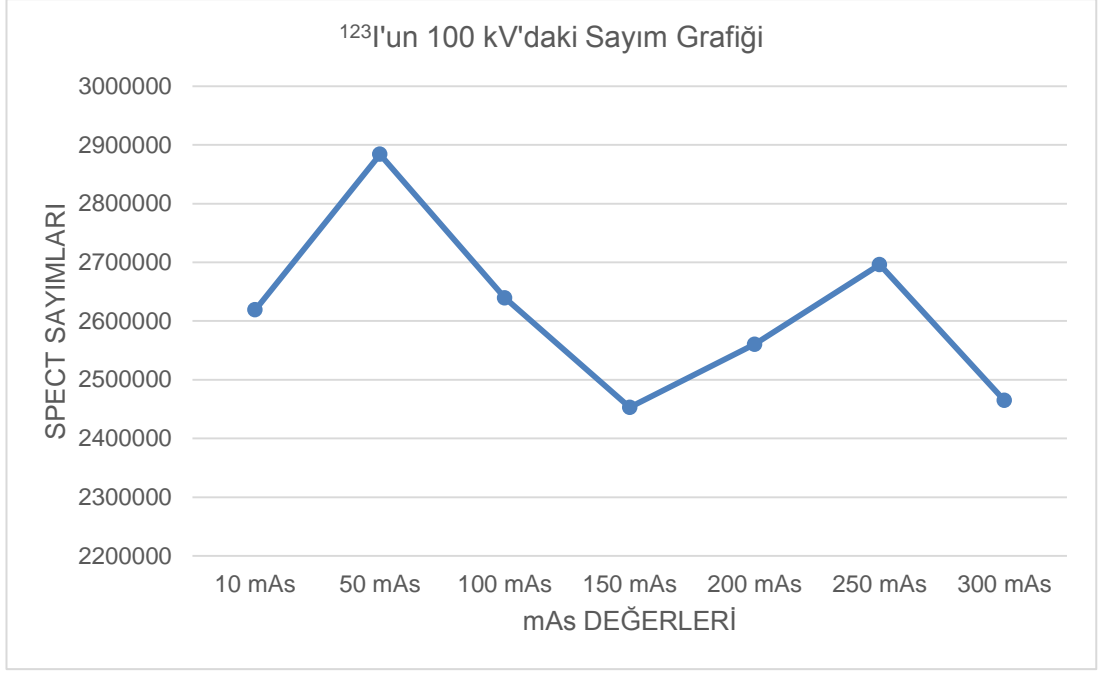
Şekil 4.36:  $^{123}\text{I}$ 'un 100 kV'daki sayım grafiği.

$^{123}\text{I}$ 'un 120 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.37'de verilmiştir.



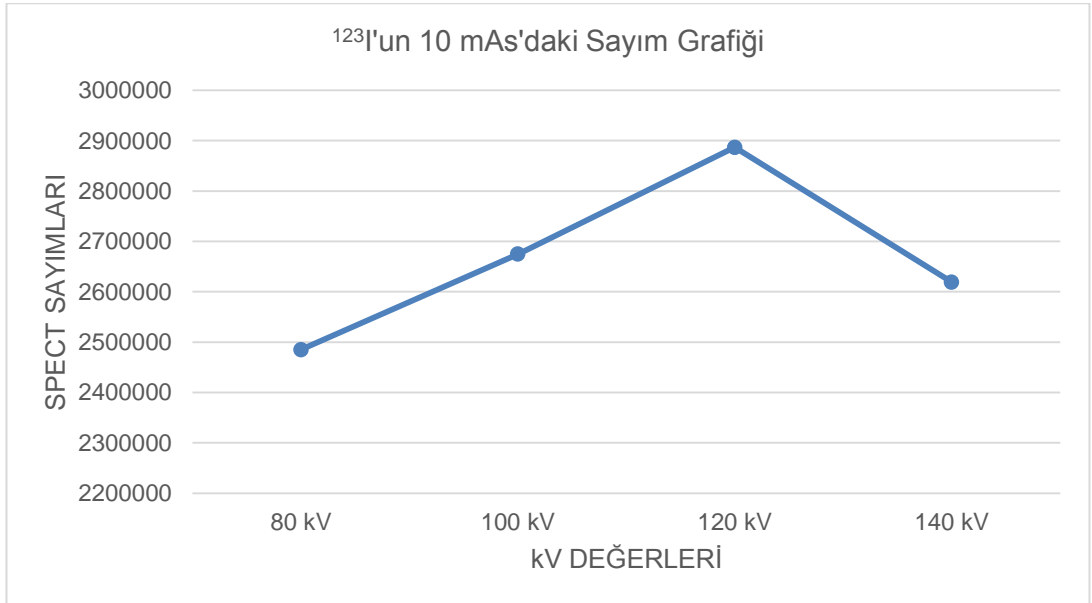
Şekil 4.37:  $^{123}\text{I}$ 'un 120 kV'daki sayım grafiği.

$^{123}\text{I}$ 'un 140 kV değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.38'de verilmiştir.



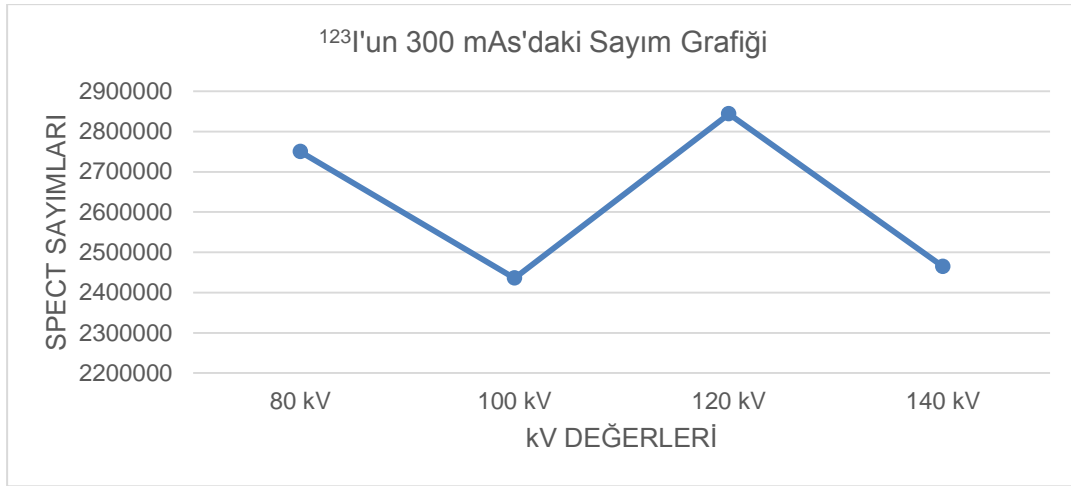
**Şekil 4.38:**  $^{123}\text{I}$ 'un 140 kV'daki sayım grafiği.

$^{123}\text{I}$ 'un 10 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.39'de verilmiştir.



**Şekil 4.39:**  $^{123}\text{I}$ 'un 10 mAs'daki sayım grafiği.

$^{123}\text{I}$ 'un 300 mAs değerlerindeki sayım grafikleri Şekil 4.40'de verilmiştir.



**Şekil 4.40:** <sup>123</sup>I'un 300 mAs'daki sayım grafiği.

BT cihazından çekimler esnasında elde edilen ışınlanma radyasyon dozları Çizelge 4.6'da verilmiştir.

**Çizelge 4.6:** BT'nin ışınlanma radyasyon dozları.

kV	mAs	mGy	kV	mAs	mGy
80 kV	10 mAs	0,07 mGy	120 kV	10 mAs	0,34 mGy
	50 mAs	0,57 mGy		50 mAs	1,85 mGy
	100 mAs	0,72 mGy		100 mAs	3,65 mGy
	150 mAs	1,1 mGy		150 mAs	5,56 mGy
	200 mAs	1,49 mGy		200 mAs	7,51 mGy
	250 mAs	1,88 mGy		250 mAs	9,63 mGy
	300 mAs	2,13 mGy		300 mAs	11,7 mGy
100 kV	10 mAs	0,18 mGy	140 kV	10 mAs	0,55 mGy
	50 mAs	0,97 mGy		50 mAs	3,01 mGy
	100 mAs	1,9 mGy		100 mAs	5,95 mGy
	150 mAs	2,89 mGy		150 mAs	9,08 mGy
	200 mAs	3,91 mGy		200 mAs	12,13 mGy
	250 mAs	4,92 mGy		250 mAs	15,01 mGy
	300 mAs	6,01 mGy		300 mAs	17,98 mGy



Fantomun BT'den aldığı etkin radyasyon dozları ICRP tarafından verilen dönüşüm faktörleri kullanılarak hesaplanmış ve Çizelge 4.7'de verilmiştir.

**Çizelge 4.7:** BT'den fantomun aldığı etkin radyasyon dozları.

kV	mAs	mSv	kV	mAs	mSv
80 kV	10 mAs	0,037 mSv	120 kV	10 mAs	0,19 mSv
	50 mAs	0,21 mSv		50 mAs	1,06 mSv
	100 mAs	0,41 mSv		100 mAs	2,10 mSv
	150 mAs	0,63 mSv		150 mAs	3,20 mSv
	200 mAs	0,85 mSv		200 mAs	4,32 mSv
	250 mAs	1,083 mSv		250 mAs	5,40 mSv
	300 mAs	1,28 mSv		300 mAs	6,46 mSv
100 kV	10 mAs	0,10 mSv	140 kV	10 mAs	0,31 mSv
	50 mAs	0,55 mSv		50 mAs	1,73 mSv
	100 mAs	1,09 mSv		100 mAs	3,42 mSv
	150 mAs	1,66 mSv		150 mAs	5,22 mSv
	200 mAs	2,25 mSv		200 mAs	6,99 mSv
	250 mAs	2,80 mSv		250 mAs	8,68 mSv
	300 mAs	3,38 mSv		300 mAs	10,50 mSv



## 5 SONUÇ VE TARTIŞMA

### 5.1 <sup>99m</sup>Tc Sonuçlarının Karşılaştırılması

Çizelge 4.1'de görüldüğü gibi, gama enerjisi 140 keV olan <sup>99m</sup>Tc ile yapılan ölçümlere göre, zayıflatmaya uğramamış kürecik ile yapılan ölçümde 1.972.934 sayım elde edilmiştir. Aynı kürecik fantom içerisine konularak zayıflatmaya uğratıldığında sayımın 440.507'e düştüğü görülmüştür. Zayıflatma düzeltme işlemi uygulandıktan sonra en düşük 2.653.009 sayım ile 300 mAs 120 kV'ta, en yüksek sayım 2.856.220 ile 10 mAs 100 kV'ta olmak üzere ortalama 2.773.795 sayım olarak tespit edilmiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldıktan sonra elde edilen değerlerin standart sapma değeri 53.533 olarak bulunmuştur.<sup>99m</sup>Tc'un kürecik ile görüntü alındıktan sonra fantom içerisine konulduğunda, detektöre ulaşan fotonların %77.67'si fantom tarafından zayıflatmaya uğramıştır. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldığında elde edilen ortalama sayım değeri, kürecik ile alınan sayımdan %40.59 daha fazla olarak bulunmuştur. Bu sonuçlarda kürecikten çıkan fotonların kürecik içerisindeki su tarafından ve detektöre ulaşana kadar hava tarafından zayıflatmaya uğratılması hesaba katılmamıştır. Fantom çekimlerinde detektörler fantoma tam olarak yaklaşabilmekteyken, kürecik çekimleri esnasında detektörler hasta masası nedeniyle küreciğe tam olarak yaklaşmamaktadır. Hasta masasına genişliği nedeniyle detektör ile kürecik arasında yaklaşık 22 cm mesafe kalmaktadır. Çekim esnasında kürecik ile detektör arasındaki mesafe, fantom ve detektör arasındaki mesafeden daha fazladır.<sup>99m</sup>Tc 140 keV gibi düşük enerjiye sahip olduğu düşünülürse, kürecik görüntüsünden elde edilen sayım ile fantomun zayıflatma düzeltilmiş görüntülerden elde edilen ortalama sayım arasındaki fark daha az olacaktır. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en düşük sayım, ortalama sayımdan %4.36 az olarak bulunmuştur. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en yüksek sayım, ortalama sayımdan %2.97 fazla olarak bulunmuştur. 10 mAs 80 kV'tan başlayarak 300 mAs 140 kV arasında yapılan BT çekimleri ile yapılan zayıflatma düzeltme işlemleri sonucu elde edilen sayım değerleri, ortalamaya göre en fazla %4.36 farkla sonuçlanırken heterojen bir dağılım göstermiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi uygulanırken kullanılan parametrelerin incelenen değişim aralığında mAs ve kV değerlerinin artmasıyla sayım değerleri değişimi arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. En düşük mAs ve kV

değerlerinde de, en yüksek mAs ve kV değerlerinde de zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayımlar yaklaşık olarak aynı bulunmuştur. Hastaların düşük doz radyasyona maruz kalması açısından zayıflatma düzeltme işlemi için yapılan BT taramasında düşük kV ve mAs kullanılmasının sonuçları değiştirmedığı gözlenmiştir.

## 5.2 <sup>131</sup>I Sonuçlarının Karşılaştırılması

Çizelge 4.2'de görüldüğü gibi, gama enerjisi 364 keV olan <sup>131</sup>I ile yapılan ölçümlere göre, zayıflatmaya uğramamış kürecik ile yapılan ölçümde 992.607 sayım elde edilmiştir. Aynı kürecik fantom içerisine konularak zayıflatmaya uğratıldığında sayım 451.688'e düşmektedir. Zayıflatma düzeltmesi işlemi uygulandıktan sonra en düşük sayım 1.227.906 ile 200 mAs 140 kV'ta, en yüksek sayım 1.359.561 ile 300 mAs 140 kV'ta olmak üzere ortalama 1.278.133 sayım olarak tespit edilmiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldıktan sonra elde edilen değerlerin standart sapma değeri 34.786 olarak bulunmuştur. <sup>131</sup>I'un kürecik ile görüntü alındıktan sonra fantom içerisine konulduğunda, detektöre ulaşan fotonların %54.50'si fantom tarafından zayıflatmaya uğramıştır. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldığında elde edilen ortalama sayım değeri, kürecik ile alınan sayımdan %28.76 daha fazla olarak bulunmuştur. Küreciğin görüntülenmesi yapılırken fotonların detektöre ulaşmaya kadar zayıflatmadan dolayı kaybettiği sayım değerleri sonuca eklenecek olursa, %28.76 olan sayım farkı daha da az olacaktır. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en düşük sayım, ortalama sayımdan %3.93 az olarak bulunmuştur. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en yüksek sayım, ortalama sayımdan %6.37 fazla olarak bulunmuştur. 10 mAs 80 kV'tan başlayarak 300 mAs 140 kV arasında yapılan BT çekimleri ile yapılan zayıflatma düzeltme işlemleri sonucu elde edilen sayım değerleri, ortalamaya göre en fazla %6.35 farkla sonuçlanırken heterojen bir dağılım göstermiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi uygulanırken kullanılan parametrelerin incelenen değişim aralığında mAs ve kV değerlerinin artmasıyla sayım değerleri değişimi arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. En düşük mAs ve kV değerlerinde de, en yüksek mAs ve kV değerlerinde de zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayımlar yaklaşık olarak aynı bulunmuştur. Hastaların düşük doz radyasyona maruz kalması açısından zayıflatma düzeltme işlemi için yapılan BT taramasında düşük kV ve mAs kullanılmasının sonuçları değiştirmedığı gözlenmiştir.

### 5.3 <sup>177</sup>Lu Sonuçlarının Karşılaştırılması

Çizelge 4.3'de görüldüğü gibi, gama enerjileri 113 keV ve 208 keV olan <sup>177</sup>Lu ile yapılan ölçümlere göre, zayıflatmaya uğramamış kürecik ile yapılan ölçümde 5.262.542 sayım elde edilmiştir. Aynı kürecik fantom içerisine konularak zayıflatmaya uğratıldığında sayım 1.254.635'e düşmektedir. Zayıflatma düzeltmesi işlemi uygulandıktan sonra en düşük sayım 7.122.896 ile 250 mAs 140 kV'ta, en yüksek sayım 7.652.795 ile 200 mAs 120 kV'ta olmak üzere ortalama 7.376.728 sayım olarak tespit edilmiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldıktan sonra elde edilen değerlerin standart sapma değeri 136.213 olarak bulunmuştur. <sup>177</sup>Lu'un kürecik ile görüntü alındıktan sonra fantom içerisine konulduğunda, detektöre ulaşan fotonların %76.60'ı fantom tarafından zayıflatmaya uğramıştır. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldığında elde edilen ortalama sayım değeri, kürecik ile alınan sayımdan %37.56 daha fazla olarak bulunmuştur. Küreciğin görüntülenmesi yapılırken fotonların detektöre ulaşmaya kadar zayıflatmadan dolayı kaybettiği sayım değerleri sonuca eklenecek olursa, %37.56 olan sayım farkı daha da az olacaktır. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en düşük sayım, ortalama sayımdan %3.45 az olarak bulunmuştur. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en yüksek sayım, ortalama sayımdan %3,74 fazla olarak bulunmuştur. 10 mAs 80 kV'tan başlayarak 300 mAs 140 kV arasında yapılan BT çekimleri ile yapılan zayıflatma düzeltme işlemleri sonucu elde edilen sayım değerleri, ortalamaya göre en fazla %3.74 farkla sonuçlanırken heterojen bir dağılım göstermiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi uygulanırken kullanılan parametrelerin incelenen değişim aralığında mAs ve kV değerlerinin artmasıyla sayım değerleri değişimi arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. En düşük mAs ve kV değerlerinde de, en yüksek mAs ve kV değerlerinde de zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayımlar yaklaşık olarak aynı bulunmuştur. Hastaların düşük doz radyasyona maruz kalması açısından zayıflatma düzeltme işlemi için yapılan BT taramasında düşük kV ve mAs kullanılmasının sonuçları değiştirmedeği gözlenmiştir.

### 5.4 <sup>111</sup>In Sonuçlarının Karşılaştırılması

Çizelge 4.4'de görüldüğü gibi, gama enerjileri 171 keV ve 245 keV olan <sup>111</sup>In ile yapılan ölçümlere göre, zayıflatmaya uğramamış kürecik ile yapılan ölçümde 4.288.700 sayım elde edilmiştir. Aynı kürecik fantom içerisine konularak zayıflatmaya uğratıldığında sayım 1.180.091'e düşmektedir. Zayıflatma düzeltmesi işlemi uygulandıktan sonra en düşük sayım 6.622.240 ile 150 mAs 120 kV'ta, en yüksek sayım 7.153.180 ile 150 mAs 80 kV'ta olmak üzere ortalama 6.996.469

sayım olarak tespit edilmiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldıktan sonra elde edilen değerlerin standart sapma değeri 140.214 olarak bulunmuştur. <sup>111</sup>In'un kürecik ile görüntü alındıktan sonra fantom içerisine konulduğunda, detektöre ulaşan fotonların %72.48'i fantom tarafından zayıflatmaya uğramıştır. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldığında elde edilen ortalama sayım değeri, kürecik ile alınan sayımdan %63,13 daha fazla bulunmuştur. Küreciğin görüntülenmesi yapılırken fotonların detektöre ulaşincaya kadar zayıflatmadan dolayı kaybettiği sayım değerleri sonuca eklenecek olursa, %63.13 olan sayım farkı daha da az olacaktır. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en düşük sayım, ortalama sayımdan %5.34 az olarak bulunmuştur. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en yüksek sayım, ortalama sayımdan %2,23 fazla olarak bulunmuştur. 10 mAs 80 kV'tan başlayarak 300 mAs 140 kV arasında yapılan BT çekimleri ile yapılan zayıflatma düzeltme işlemleri sonucu elde edilen sayım değerleri, ortalamaya göre en fazla %5.34 farkla sonuçlanırken heterojen bir dağılım göstermiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi uygulanırken kullanılan parametrelerin incelenen değişim aralığında mAs ve kV değerlerinin artmasıyla sayım değerleri değişimi arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. En düşük mAs ve kV değerlerinde de, en yüksek mAs ve kV değerlerinde de zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayımlar yaklaşık olarak aynı bulunmuştur. Hastaların düşük doz radyasyona maruz kalması açısından zayıflatma düzeltme işlemi için yapılan BT taramasında düşük kV ve mAs kullanılmasının sonuçları değiştirmedığı gözlenmiştir.

## 5.5 <sup>123</sup>I Sonuçlarının Karşılaştırılması

Çizelge 4.5'de görüldüğü gibi, gama enerjisi 159 keV olan <sup>123</sup>I ile yapılan ölçümlere göre, zayıflatmaya uğramamış kürecik ile yapılan ölçümde 1.801.766 sayım elde edilmiştir. Aynı kürecik fantom içerisine konularak zayıflatmaya uğratıldığında sayım 473.793'e düşmektedir. Zayıflatma düzeltmesi işlemi uygulandıktan sonra en düşük sayım 2.420.934 ile 50 mAs 80 kV'ta, en yüksek sayım 2.932.243 ile 100 mAs 80 kV'ta olmak üzere ortalama 2.648.543 sayım olarak tespit edilmiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldıktan sonra elde edilen değerlerin standart sapma değeri 148.196 olarak bulunmuştur. <sup>123</sup>I'ün kürecik ile görüntü alındıktan sonra fantom içerisine konulduğunda, detektöre ulaşan fotonların %73.70'si fantom tarafından zayıflatmaya uğramıştır. Zayıflatma düzeltme işlemi yapıldığında elde edilen ortalama sayım değeri, kürecik ile alınan sayımdan %46.99 daha fazla olarak bulunmuştur. Küreciğin görüntülenmesi yapılırken fotonların detektöre ulaşincaya kadar zayıflatmadan dolayı kaybettiği sayım değerleri sonuca eklenecek olursa,

%46,99 olan sayım farkı daha da az olacaktır. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en düşük sayım, ortalama sayımdan %8.60 az bulunmuştur. Zayıflatma düzeltmesi yapılmış görüntülerde saptanan en yüksek sayım, ortalama sayımdan %10.70 fazla olarak bulunmuştur. 10 mAs 80 kV'tan başlayarak 300 mAs 140 kV arasında yapılan BT çekimleri ile yapılan zayıflatma düzeltme işlemleri sonucu elde edilen sayım değerleri, ortalamaya göre en fazla %10.70 farkla sonuçlanırken heterojen bir dağılım göstermiştir. Zayıflatma düzeltme işlemi uygulanırken kullanılan parametrelerin incelenen değişim aralığında mAs ve kV değerlerinin artmasıyla sayım değerleri değişimi arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. En düşük mAs ve kV değerlerinde de, en yüksek mAs ve kV değerlerinde de zayıflatma düzeltme işlemi sonrası elde edilen sayımlar yaklaşık olarak aynı bulunmuştur. Hastaların düşük doz radyasyona maruz kalması açısından zayıflatma düzeltme işlemi için yapılan BT taramasında düşük kV ve mAs kullanılmasının sonuçları değiştirmedeği gözlenmiştir.

Tüm radyonüklidler için yapılan görüntülemelerden elde edilen sayım değerlerinin analizi Çizelge 5.1'de verilmiştir.

**Çizelge 5.1:** Çalışmada kullanılan tüm radyonüklidler için elde edilen oranlar.

İzotop	Gama Enerjisi (keV)	Zayıflama Oranı (%)	Kürecik Sayımı ve Zayıflatma Düzeltmesi Sonrası Sayım Oranı (%)
<sup>99m</sup> Tc	140	77,67	40,59
<sup>131</sup> I	364	54,50	28,76
<sup>177</sup> Lu	113 ve 208	76,60	37,56
<sup>111</sup> In	171 ve 245	72,48	63.13
<sup>123</sup> I	159	73,70	46,99

Sonuç olarak, tüm radyonüklidlerle yapılan SPECT taramasından elde edilen verilerin MEDİSO AnyScan SC SPECT-BT cihazının en düşük BT tarama değeri 10 mAs 80 kV ve en yüksek değeri 300 mAs 140 kV arasında değişen farklı değerler ile yapılan zayıflatma düzeltme işlemleri sonucunda SPECT sayım değerlerinin birbirine yakın olduğu saptanmıştır. BT değerleri ile zayıflatma düzeltme işlemi

sonrasında elde edilen SPECT sayım değerleri arasında sonuçları etkileyecek anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

BT çekimleri esnasında kV ve mAs değerleri arttırıldığında hastanın aldığı radyasyon dozları da önemli ölçüde artmaktadır. BT'nin verdiği dozlar dikkate alındığında, fantom en düşük değer olan 10 mAs 80 kV'de 0,037 mSv radyasyon dozu alırken, en yüksek değer olan 300 mAs 140 kV'de fantomun 10,50 mSv radyasyon dozuna maruz kaldığı görülmektedir.

Michael Ljungberg ve Sven-Enk Strand'in yaptığı çalışmada [33] Monte Carlo programı ile  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ve  $^{111}\text{In}$  için suyun zayıflatma oranlarına bakılmış, zayıflatma ve saçılma düzeltme işlemi sonrası doğruluk hesaplamaları yapılmıştır [33]. Çalışmada 22, 25, 30 cm çaplarında silindirik fantom kullanarak her radyonüklid için hesaplama yapılmıştır. Bu çalışmada kullanılan Jaszczak Fantomunun derinliği 24,1 cm ve genişliği 30,5 cm'dir. Michael Ljungberg ve Sven-Enk Strand'in yaptığı çalışmadan  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  için elde edilen sonuçlarla bu çalışmada elde edilen ölçüm sonuçları karşılaştırdığında elde edilen zayıflatmaya uğramamış değerlerin yüzdeleri Çizelge 5.2'de verilmiştir [33].

**Çizelge 5.2:**  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  için M. Ljungberg ve S. Strand, bu çalışmadan elde edilen oranlar.

M. Ljungberg ve S.Strand 25 cm çaplı Fantom	M. Ljungberg ve S.Strand 30 cm çaplı Fantom	Bu Çalışma 24.1 x 30,5 cm
%27	%24	%22,33

Elde edilen değerlere bakıldığında birbirine yakın oldukları görülmektedir.

Michael Ljungberg ve Sven-Enk Strand'in yaptığı çalışmadan  $^{111}\text{In}$  için elde edilen sonuçlarla bu çalışmada elde edilen ölçüm sonuçları karşılaştırdığında elde edilen zayıflatmaya uğramamış değerlerin yüzdeleri Çizelge 5.3'de verilmiştir.

**Çizelge 5.3:**  $^{111}\text{In}$  için M. Ljungberg ve S. Strand, bu çalışmadan elde edilen oranlar.

M. Ljungberg ve S.Strand 25 cm çaplı Fantom	M. Ljungberg ve S.Strand 30 cm çaplı Fantom	Bu Çalışma 24.1 x 30,5 cm
%33	%26	%27,52

Elde edilen değerlere bakıldığında birbirine yakın oldukları görülmektedir.

$^{99\text{m}}\text{Tc}$  ve  $^{111}\text{In}$  için deneysel olarak yaptığımız ölçüm sonuçları ile literatür de Monte Carlo hesaplamaları ile uyum göstermektedir. Ancak yaygın olarak zayıflatma



düzeltilmesinde kullanılan BT için kV ve mAs optimizasyonu ile ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Nükleer Tıpta radyonüklid tedaviler ve radyonüklid tedavilerde internal dozimetri uygulaması kabul görüp artmaktadır. Özellikle ülkemizde de artarak uygulanan Peptit Reseptör Radyonüklid Tedavi (PRRT)'ler de her bir hastaya 4-6 kür tedavi uygulanmaktadır. Radyonüklid tedavi sonrası internal dozimetri için 3-4 defa BT taraması yapıldığı düşünöldüğünde, BT taramalarında maruz kalınan radyasyon dozları daha da önem kazanmaktadır [11]. Ayrıca çocuk hastaların radyasyon hassasiyeti göz önünde bulundurulacak olursa, SPECT-BT çekimlerinde anatomik korelasyon için görüntüden ödün vermeyecek oranda en düşük mAs ve kV değerleri tercih edilmelidir.



## KAYNAKLAR

- [1] **Anger, H.O.**, (1958). Scintillation Camera, Review of Scientific Instruments, 29,27.
- [2] **Tunçman, D., Kovan, B., Poyraz, L., Çapalı, V., Demir, B., & Türkmen, C.** (2015). Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri. SDÜ Fen Dergisi, 10(1).
- [3] **Tsui, Benjamin MW, ve ark.** (1988). "Implementation of simultaneous attenuation and detector response correction in SPECT." IEEE Transactions on Nuclear Science 35.1 778-783.
- [4] **Kuhl, D., Edward, R.**, (1976). The Mark-4 System for radionuclide computed tomography of the brain, Radiol, 121:405.
- [5] **Bor, D.** (1992). Anger Gama Kamera Teknolojisindeki Gelişmeler, TSNM, 1, 13-18.
- [6] **Beckers, C., Hustinx, R.** (2014). SPECT/CT work flow and imaging protocols. European journal of nuclear medicine and molecular imaging, 41(1), pp.137-145.
- [7] **Brooks, Rodney A.** (1977). "A quantitative theory of the Hounsfield unit and its application to dual energy scanning." Journal of computer assisted tomography 1.4 487-493.
- [8] **Bor, D.** (2009). Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri, Bilim Yayıncılık.
- [9] **Rohrer, ROBERT H.** (1970) Activities of The Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) of The Society of Nuclear Medicine. No. Conf.-691212--. Emory Univ., Atlanta, Ga.,.
- [10] **Cherry, Simon R., James A. Sorenson, ve Michael E.** (2012) Phelps. Physics in Nuclear Medicine E-Book. Elsevier Health Sciences.
- [11] **Carlson, S.** (1995). "A glance at the history of nuclear medicine." Acta oncologica 34.8 1095-1102.
- [12] **Bayhan, Hikmet.** (2015). "POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET) TARİHÇESİ." Bulletin of Thoracic Surgery/Toraks Cerrahisi Bülteni 6.2.
- [13] **Kovan B,** (2016). "177Lu ile Nöroendokrin Tümörlerinin Tedavisinde Radyasyon Dozimetrisi." İstanbul Üniversitesi, (Yüksek Lisans TEZİ )
- [14] **Sorenson, James A., ve Michael E. Phelps.** (1987). Physics in nuclear medicine. Philadelphia: Saunders.
- [15] **Van Eijk, Carel WE.** (2002). "Inorganic scintillators in medical imaging." Physics in medicine and biology 47.8: R85.
- [16] **Pani, R., Pellegrini, R., Cinti, M. N., Trotta, C., Trotta, G., Scafe, R., ve Garibaldi, F.** (2003). A novel compact gamma camera based on flat panel PMT. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 513(1), 36-41.
- [17] **Crandall, Peter S, Daniel Robert S.T., and Floribertus Philippus Martinus H. J.** (1999). "Gamma camera collimator." U.S. Patent No. 5,929,447.
- [18] **Jaszczak, Ronald J., ve R. Edward C.** (1985). "Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Principles and Instrumentation." Investigative radiology 20.9 897-910.
- [19] **Hsieh, J.** (2003). Computed tomography: principles, design, artifacts, and

- recent advances. Vol. 114. SPIE press.
- [20] **Seeram, E.** (2015). Computed Tomography-E-Book: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. Elsevier Health Sciences.
  - [21] **Hayashi, T, ve Setsuo N.** (1982). "X-ray tubes." U.S. Patent No. 4,344,011.
  - [22] **Boone JM<sup>1</sup>, Seibert JA.** (1997 ). "An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV" Med Phys. Nov;24(11):1661-70.
  - [23] **Steven, W.S.,** (1997). The scientist and engineer's guide to digital signal processing. California Technical Pub.
  - [24] **Brooks, Rodney A.** (1977). "A quantitative theory of the Hounsfield unit and its application to dual energy scanning." Journal of computer assisted tomography 1.4. 487-493.
  - [25] **Patton, James A., and Timothy G. Turkington.** (2008). "SPECT/CT physical principles and attenuation correction." Journal of nuclear medicine technology 36.1 1-10.
  - [26] **M. Ferrari, P De Marco, D. Origgi, G. Pedroli.** (2014). SPECT/CT radiation dosimetry. Clinica land Translational Imaging December. Volume 2, pp 557–569
  - [27] **Stabin, M.** (2006). Nuclear Medicine Dosimetry, Phys. Med. Biol., 51, 187-202.
  - [28] **International Committee Radiation Protection (ICRP).** (1984). Publication 41:  
non stochastic effects of ionizing radiation, Oxford: Pergamon Press.
  - [29] **Huang BS, Law MWM, Khong PL.** (2009). Whole-Body PET/CT Scanning: Estimation of Radiation Dose and Cancer Risk. Radiology 251:166-74.
  - [30] **U.S. Department of Health and Human Services.** (2005). 11th Report on Carcinogens. Public Health Service - National Toxicology Program.
  - [31] **Dedic S, Pranjic N.** (2009). Lung cancer risk from exposure to diagnostic x-rays Health Med; 3:307-13
  - [32] **Simon R. Cherry, James A. Sorenson, Michael E. Phelps.** (2012). Physics In Nuclear Medicine; 31-84
  - [33] **Ljungberg M, and Sven-Erik S.** (1990). "Scatter and attenuation correction in SPECT using density maps and Monte Carlo simulated scatter functions." Journal of Nuclear Medicine 31.9 1560-1567.

## **ÖZGEÇMİŞ**

**Ad-Soyad** : Hatice KOVAN

**Doğum Tarihi ve Yeri:** 07.04.1979

**E-posta** : hbkovan@hotmail.com

## **ÖĞRENİM DURUMU:**

- **Lisans** : 2002, Selçuk Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü

## **MESLEKİ DENEYİMLER VE ÖDÜLLER:**

- 2002-2008, İstanbul Kültür Dershanesi, Fizik Öğretmenliği
- 2008-2013, Özel Ümraniye İrfan Eğitim Kurumları, Fizik Öğretmenliği
- 2013- Okmeydanı Eğitim Araştırma Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, Sağlık Fizikçisi

## **TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:**

Kovan H., Kovan B., Mülazımoğlu M., Çetin F. 2017. Voltage (kV) and Current (mAs) Optimization for Gamma Ray Attenuation Correction by Computed Tomography in SPECT. 3rd International Conference On Theoretical and Experimental Studies in Nuclear Applications and Technology, May 10-12, 2017 Adana, Turkey. (After SPECT-CT had been discovered, their usage in nuclear medicine increased rapidly. SPECTCT device which is a hybrid imaging system enables anatomical correlation with CT fusion images. Attenuation correction values for gamma rays are calculated by using the Hounsfield Unit (HU) values obtained from CT scan and it is added to count statistic. In the image quality and anatomic correlation procedure, the most important problem is given radiation dose to patient because of CT scan. Especially in radionuclide treatment, patient is scanned by using SPECT-CT device at 4-5 times after each treatment. Thus, CT radiation doses given to patient are very important and kilo-volt (kV) and milli-ampere seconds (mAs) values should be minimum. In the present study, we aim to investigate the suitable kilo-volt (kV) and milli-ampere seconds (mAs) values for the correct attenuation correction procedure in SPECT-C the use of low kV and mAs values versus high kV and mAs values in SPECT-CT imaging for attenuation correction does not cause data loss. The use of low kV and mAs values is important in terms of the reducing the patient dose.)

## **DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:**

- Kovan B., Demir B., Çapalı V., Tunçman D., Kovan H., Türkman C. 2017 Radiation doses to pediatric patients originated from adult patients in nuclear medicine waiting room. 3rd International Conference On Theoretical and Experimental Studies in Nuclear Applications and Technology, May 10-12, 2017 Adana, Turkey
- Kovan H., Kovan B., Demir B. 2017 Quality control test of 99MTC perteknetat marked hydroxyethylene diphosphonate (HDP) radiopharmaceutical. 3rd International Conference On Theoretical and Experimental Studies in Nuclear Applications and Technology, May 10-12, 2017 Adana, Turkey
- Bilal K., Duygu Tuncman G., Hatice K., Veli C., Bayram D., Cuneyt T. 2017. Radiation Doses to Pediatric Patients Originated from Adult Patients in Nuclear Medicine Waiting Room. International Journal of Scientific and Technological Research ISSN 2422-8702 (Online) Vol 3, No 5.
- Bilal K., Zeynep Gözde Ö., Hatice K., Duygu Tuncman G., Leyla P., Ebru Y., Fikret B., Bayram Demir., Ayşe M., Cuneyt Turkmen. 2017. <sup>177</sup>Lu-DOTATATE İle Yapılan Nöroendokrin Tümör Tedavisinde Kritik Organ Dozları. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi, 10-14 Mayıs 2017
- Bilal K., Ebru Y., Hatice K., Zeynep Gözde Ö., Leyla P., Fikret B., Bayram Demir., Ayşe M., Cuneyt Turkmen. 2017. <sup>177</sup>Lu-PSMA İle Prostat Kanseri Tedavisinde Kritik Organ Dozlarının Karşılaştırılması. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi, 10-14 Mayıs 2017