



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA TEZİ**

**POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET)  
DETEKTÖRLERİNİN İNSAN VÜCUT FANTOMUNDA  
DUYARLILIK ANALİZİ**

**Bayram Demir**

**Fizik Anabilim Dalı**

**Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı**

**Danışman**

**Prof. Dr. K. Gediz Akdeniz**

**II. Danışman**

**Prof. Dr. Mustafa Demir**

**Şubat 2007**

**İSTANBUL**

Bu çalışma 09/02/2007 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Yüksek Enerji ve Plazma Fiziğı programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Prof. Dr. K. Gediz AKDENİZ  
İstanbul Üniversitesi  
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Ali GİRĞİN  
İstanbul Üniversitesi  
Fen Fakültesi

Prof. Dr. A. Beril TUĞRUL  
İstanbul Teknik Üniversitesi  
Enerji Enstitüsü

Prof. Dr. Engin Işıksal  
Marmara Üniversitesi  
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Emine Rızaoğlu  
İstanbul Üniversitesi  
Fen Fakültesi

Bu alışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliđinin  
T-733/13092005 numaralı projesi ile desteklenmiřtir.

## ÖNSÖZ

Bu doktora tez çalışmasının her aşamasında yardım ve desteklerini esirgemeyen değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölüm Başkanı ve Öğretim Üyesi Prof. Dr. K. Gediz Akdeniz'e, yine tezimin her aşamasında yanımda bulunan değerli ikinci danışmanım İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Mustafa Demir'e en içten dileklerle teşekkür ederim.

Ayrıca; başta İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Nükleer Fizik Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Baki Akkuş olmak üzere, Prof. Dr. Nizamettin Erduran, Prof. Dr. Ergun Gültekin ve tüm İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Öğretim Üyelerine, tez izleme komitemde yer almak suretiyle tezimin doğru yönlendirilmesinde değerli katkılarını esirgemeyen Prof. Dr. Ali Girgin ve Prof. Dr. Beril Tuğrul'a, tezin deneylerinin yapılmasında verdikleri destekten dolayı başta İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. İlhami Uslu olmak üzere tüm Nükleer Tıp Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine, fantom PET görüntülerine yaptığı değerli yorumlarından dolayı Yar. Doç. Dr. Metin Halaç'a ve çekimler sırasında geceler boyu göstermiş oldukları sabır ve anlayışlarından dolayı PET sağlık teknikerleri Kazım Özcan, Erkan Şanlıdağ, Arif Çevik, Tuncer Şirin ve Uğur Aksu'ya, desteklerinden dolayı Dr. Caner Mete, Dr. Ali Karaman ve M.Sc. Murat Okutan'a, mesai arkadaşlarım M.Sc. Derviş Emre, M.Sc. Basri Günhan ve M.Sc. Songül Karaçam'a, her zaman yanımda olan eşim ve kızıma en içten dileklerle teşekkür ederim.

Şubat, 2007

Bayram Demir

# İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
TABLO LİSTESİ .....	vii
SEMBOL LİSTESİ .....	viii
ÖZET .....	ix
SUMMARY.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL KISIMLAR.....	4
2.1. Pozitron Bozunumu ve Elektron-Pozitron Yok Olma Olayı.....	4
2.2. Fotonun Madde İle Etkileşimi.....	6
2.3. PET Sintilasyon Detektörleri.....	6
2.4. Yok Olma Fotonlarının PET’ de Eş Zamanlı Algılanması.....	11
2.5. PET Radyoizotopları.....	13
2.6. PET Görüntüleme Tekniğinin Klinikte Kullanım Alanları.....	14
2.7. Hasta Kalınlığı ve Aktivitenin Koinsidens Deteksiyonu ve Görüntü Kontrastları Üzerinde Etkileri.....	17
2.7.1. Gerçek Çakışmalar.....	19
2.7.2. Tekli Çakışmalar.....	20
2.7.3. Saçılmış Çakışmalar.....	21
2.7.4. Rastgele Çakışmalar.....	22
2.7.5. Çoklu Çakışmalar.....	23

<b>3. MALZEME VE YÖNTEM.....</b>	<b>24</b>
<b>3.1. Siemens Biograph- 6 Model HI-RES, PET/CT.....</b>	<b>24</b>
<b>3.2. [<sup>18</sup>F]-FDG Enjeksiyonluk Solüsyon.....</b>	<b>27</b>
<b>3.3. Antroformik İnsan Vücut Fantomu.....</b>	<b>27</b>
3.3.1. Omuz-Baş Bölümü.....	29
3.3.2. Akciğer-Göğüs Kafesi Bölümü.....	29
3.3.3. Pelvis-Alt Extremiteler Bölümü.....	32
<b>3.4. İnsan Vücut Fantomunda Kullanılan Aktivite Değerleri ve PET Çekimleri.....</b>	<b>33</b>
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>36</b>
<b>4.1. 2 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>37</b>
<b>4.2. 2 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>38</b>
<b>4.3. 2 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>39</b>
<b>4.4. 3 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>40</b>
<b>4.5. 3 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>41</b>
<b>4.6. 3 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>42</b>
<b>4.7. 4 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>43</b>
<b>4.8. 4 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>44</b>
<b>4.9. 4 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>45</b>
<b>4.10. 5 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>46</b>
<b>4.11. 5 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>47</b>
<b>4.12. 5 dakika/yatak Çekim Süresi ve <math>A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16</math> Aktivite Oranında Elde Edilen Fantom Akciğer PET Görüntüleri.....</b>	<b>48</b>
<b>4.13. 0.6 cm Çaplı Lezyon İçin Kontrast Değerleri.....</b>	<b>49</b>

4.14.	1.0 cm Çaplı Lezyon İçin Kontrast Değerleri.....	50
4.15.	1.6 cm Çaplı Lezyon İçin Kontrast Değerleri.....	51
4.16.	2.4 cm Çaplı Lezyon İçin Kontrast Değerleri.....	52
4.17.	0.6 cm Çaplı Lezyon İçin Kontrast Değerlerinin Enjeksiyon Dozu ile Değişimi....	53
4.18.	1.0 cm Çaplı Lezyon İçin Kontrast Değerlerinin Enjeksiyon Dozu ile Değişimi....	54
4.19.	1.6 cm Çaplı Lezyon İçin Kontrast Değerlerinin Enjeksiyon Dozu ile Değişimi....	55
4.20.	2.4 cm Çaplı Lezyon İçin Kontrast Değerlerinin Enjeksiyon Dozu ile Değişimi....	56
4.21.	$A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$ Aktivite Oranında Kontrastın Lezyon Çapı İle Değişimi.....	57
4.22.	$A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$ Aktivite Oranında Kontrastın Lezyon Çapı İle Değişimi.....	58
4.23.	$A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$ Aktivite Oranında Kontrastın Lezyon Çapı İle Değişimi.....	59
5.TARTIŞMA VE SONUÇ.....		60
6.KAYNAKLAR.....		67
7.ÖZGEÇMİŞ.....		73

## ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1	:Nükleer kararlılık eğrisi.....	5
Şekil 2.2	:Pozitron-elektronun yok olma olayı.....	5
Şekil 2.3	:Sintilasyon kristallerinin çalışma prensibi .....	7
Şekil 2.4	:PET cihazının blok detektörleri, PMT'leri ve detektör halkası.....	7
Şekil 2.5	:PET' de koinsidens olayının oluşumu.....	12
Şekil 2.6	: <sup>18</sup> F ile işaretlenmiş glikoz molekülü .....	14
Şekil 2.7	:Bir tüm vücut PET/CT ve akciğer PET/CT çalışması .....	16
Şekil 2.8	:Bir nesnenin kontrastı .....	18
Şekil 2.9	:Gerçek çakışmalar.....	19
Şekil 2.10	:Tekli çakışmalar.....	20
Şekil 2.11	:Saçılmış çakışmalar.....	21
Şekil 2.12	:Rastgele çakışmalar.....	22
Şekil 2.13	:Çoklu çakışmalar .....	23
Şekil 3.1	:Siemens Biograph-6 model HIREs, PET/CT cihazı .....	25
Şekil 3.2	:İnsan vücut fantomu.....	28
Şekil 3.3	:İnsan vücut fantomunun omuz-baş bölümü .....	29
Şekil 3.4	:İnsan vücut fantomunun akciğer-göğüs kafesi bölümü .....	31
Şekil 3.5	:İnsan vücut fantomunun pelvis-alt ekstremiteler bölümü.....	32
Şekil 3.6	:İnsan vücut fantomunun PET de görüntülenme pozisyonu .....	34
Şekil 4.1	:Lezyonların fantomdaki konumları.....	36
Şekil 4.2	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/4$ aktivite oranında, 2 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	37
Şekil 4.3	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/8$ aktivite oranında, 2 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	38
Şekil 4.4	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/16$ aktivite oranında, 2 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	39
Şekil 4.5	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/4$ aktivite oranında, 3 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	40
Şekil 4.6	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/8$ aktivite oranında, 3 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri .....	41
Şekil 4.7	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/16$ aktivite oranında, 3 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	42
Şekil 4.8	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/4$ aktivite oranında, 4 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	43
Şekil 4.9	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/8$ aktivite oranında, 4 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	44
Şekil 4.10	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/16$ aktivite oranında, 4 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	45
Şekil 4.11	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/4$ aktivite oranında, 5 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	46
Şekil 4.12	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/8$ aktivite oranında, 5 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	47
Şekil 4.13	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/16$ aktivite oranında, 5 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntüleri.....	48
Şekil 4.14	:0.6 cm çaplı akciğer lezyonundan elde edilen kontrast değerlerinin enjeksiyon dozu ve zaman ile değişimi.....	53



<b>Şekil 4.15</b>	:1.0 cm çaplı akciğer lezyonundan elde edilen kontrast değerlerinin enjeksiyon dozu ve zaman ile değişimi.....	<b>54</b>
<b>Şekil 4.16</b>	:1.6 cm çaplı akciğer lezyonundan elde edilen kontrast değerlerinin enjeksiyon dozu ve zaman ile değişimi.....	<b>55</b>
<b>Şekil 4.17</b>	:2.4 cm çaplı akciğer lezyonundan elde edilen kontrast değerlerinin enjeksiyon dozu ve zaman ile değişimi.....	<b>56</b>
<b>Şekil 4.18</b>	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$ aktivite oranı için 3 MBq/kg ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.....	<b>57</b>
<b>Şekil 4.19</b>	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$ aktivite oranı için 8 MBq/kg ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.....	<b>57</b>
<b>Şekil 4.20</b>	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$ aktivite oranı için 3 MBq/kg ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.....	<b>58</b>
<b>Şekil 4.21</b>	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$ aktivite oranı için 8 MBq/kg ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.....	<b>58</b>
<b>Şekil 4.22</b>	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$ aktivite oranı için 3 MBq/kg ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.....	<b>59</b>
<b>Şekil 4.23</b>	: $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$ aktivite oranı için 8 MBq/kg ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.....	<b>59</b>

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 2.1</b>	:PET detektörlerinde yaygın kullanılan kristallerin fiziksel özellikleri... <b>10</b>
<b>Tablo 2.2</b>	:PET'de yaygın olarak kullanılan radyoizotoplar ve özellikleri..... <b>13</b>
<b>Tablo 3.1</b>	:Siemens Biograph-6 model HIREs PET teknik özellikleri..... <b>26</b>
<b>Tablo 3.2</b>	:Siemens Biograph-6 model HIREs CT teknik özellikleri..... <b>26</b>
<b>Tablo 3.3</b>	:İnsan vücut fantomunda kullanılan aktivite konsant. değerleri..... <b>35</b>
<b>Tablo 4.1</b>	:0.6 cm çaplı lezyon için 1/4, 1/8, 1/16 $A_{\text{akciğer}} / A_{\text{lezyon}}$ oranlarında, PET görüntülerinden elde edilen kontrast değerleri..... <b>49</b>
<b>Tablo 4.2</b>	:1.0 cm çaplı lezyon için 1/4, 1/8, 1/16 $A_{\text{akciğer}} / A_{\text{lezyon}}$ oranlarında, PET görüntülerinden elde edilen kontrast değerleri..... <b>50</b>
<b>Tablo 4.3</b>	:1.6 cm çaplı lezyon için 1/4, 1/8, 1/16 $A_{\text{akciğer}} / A_{\text{lezyon}}$ oranlarında PET görüntülerinden elde edilen kontrast değerleri..... <b>51</b>
<b>Tablo 4.4</b>	:2.4 cm çaplı lezyon için 1/4, 1/8, 1/16 $A_{\text{akciğer}} / A_{\text{lezyon}}$ oranlarında, PET görüntülerinden elde edilen kontrast değerleri..... <b>52</b>

## SEMBOL LİSTESİ

<b>A</b>	: Aktivite
<b>BGO</b>	: Bizmut Germinat Oksit
<b><sup>11</sup>C</b>	: Karbon-11
<b>3D</b>	: 3 Dimension (3 Boyutlu)
<b>e<sup>-</sup></b>	: Elektron
<b>e<sup>+</sup></b>	: Pozitron
<b>[<sup>18</sup>F]-FDG</b>	: Fluoro-2-Deoxy-Glucose
<b><sup>18</sup>F</b>	: Fluor-18
<b>FOV</b>	: Field of View
<b>GSO</b>	: Gadalyum Silikat Oksit
<b>MBq</b>	: Mega Becquerel
<b>mCi</b>	: mili Cürie
<b>NaI(Tl)</b>	: Sodyum İyodur (Talyum)
<b><sup>13</sup>N</b>	: Azot-13
<b>v</b>	: Nötrino
<b>LLD</b>	: Lower Level Discriminator (Alt Seviye Ayırıcısı)
<b>LOR</b>	: Line of Response
<b>LSO</b>	: Lutesyum Silikat Oksit
<b>LuYAP</b>	: Alüminyuminat-Perovsikat
<b><sup>15</sup>O</b>	: Oksijen-15
<b>PET/CT</b>	: Pozitron Emisyon Tomografi / Bilgisayarlı Tomografi
<b>Q</b>	: Reaksiyon enerjisi
<b>ROI</b>	: Region of Interest
<b>PMT</b>	: Foton Çoğaltıcı Tüp
<b>SUV</b>	: Standartized Uptake Value
<b>SCA</b>	: Single Channel Analyzer (Tek Kanallı Analizör)
<b><sup>99m</sup>Tc</b>	: Teknesyum -99m
<b>ULL</b>	: Upper Level Discriminator (Üst Seviye Ayırıcısı)

## ÖZET

### POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET) DETEKTÖRLERİNİN İNSAN VÜCUT FANTOMUNDA DUYARLILIK ANALİZİ

Pozitron Emisyon Tomografi (PET) insan vücudundaki organlar ve metabolizmaların görüntülenmesini sağlayan bir radyoizotop görüntüleme tekniğidir. PET, pozitron emisyonu ile bozulan radyoizotoplardan elde edilen pozitronun, ortamdaki bir elektronla birleşerek yok olması ile ortaya çıkan iki adet 511 KeV 'lik yok olma fotonunun eşzamanlı deteksiyonu prensibine dayanan bir sistemdir. Uygulamada  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$  gibi pozitron yayınlayan radyoizotopların glikoz molekülü ile birleştirilmesi sonucu elde edilen radyofarmasötik (örneğin; [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG) hastaya kan yolu ile verilir. Vücuttaki anormal yapılarda biriken bu radyoizotoplardan elde edilen 511 KeV fotonları PET cihazında detekte edilerek bilgisayarda vücudun 3-boyutlu görüntüsü elde edilmektedir. Bir görüntünün kalitesinin en önemli göstergelerinden biri yüksek bir kontrast değerine sahip olmasıdır. Özellikle yüksek kilolu hastalarda, enjeksiyon dozu ve çekim süreleri PET görüntülerinin kontrastları üzerinde önemli etkilere sahiptir. Bu tez çalışmasında, enjeksiyon dozu ve çekim sürelerinin 0.6, 1.0, 1.6 ve 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlarının PET görüntüleri üzerindeki görülebilmelerine etkilerini inceledik. Bu amaçla 100 kg ağırlıklı bir erkek hastanın boyutları ile aynı ölçülerde bir tüm vücut insan fantomu yaptık. Akciğer lezyonları akciğer zemininin 4, 8, ve 16 katı aktiviteye sahip olacak şekilde aktivite ile dolduruldu. Bir Siemens Biograph Hires PET/CT kullanarak 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/kg enjeksiyon dozları ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak görüntüleme süreleri kullanılarak 72 adet transaksial akciğer PET görüntüsü elde edildi. Bu çalışmanın sonucunda, akciğer lezyonlarının PET görüntülerindeki görülebilmelerinin artan enjeksiyon dozu ve artan süre ile arttığını tespit ettik. Ayrıca, bir akciğer lezyonunun PET' de görülebilmesi için minimum kontrast değeri 3 ve 5 dakika/yatak çekim süresi ile 8 MBq/kg enjeksiyon dozunun bu çalışmada incelenen akciğer lezyonlarının tespit edilmesi için yeterli olacağı sonucuna varılmıştır.

## SUMMARY

### SENSITIVITY ANALYSIS OF POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY (PET) DETECTORS IN HUMAN BODY PHANTOM

Positron Emission Tomography (PET) is a radioisotope imaging method for obtaining information on the status of organs and metabolisms within the human body. The imaging principle used in PET is the coincidence detection of two 511 KeV annihilation photons originated from electron-positron annihilation. In practice, a radiopharmaceutical (e.g.; [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG) obtained by uniting a positron emitting radioisotope (e.g.;  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$ ) and glucose molecule is given to the patient by way of blood injection. PET detects these 511 KeV annihilation photons accumulated in the abnormal structures and then, 3-dimension imaging of the body is created by computer. One of the most important criteria for the quality of a PET image is a high contrast value. Injection doses and scan durations have important effects on the contrast of PET images, especially for the overweight patients. In this thesis, we have investigated the impact of injection doses and scan durations on the visibility of lung lesions with 0.6, 1.0, 1.6 and 2.4 cm diameter in the PET images. For this purpose, a whole body human phantom was designed the same dimension as a male patient weighted 100 kg. The lesions were filled with an activity to have concentrations of 4, 8 and 16 times that of lung-tissue background. Seventy-two transaxial lung PET images were created with combinations of 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/kg injected doses and 2, 3, 4, 5 min/bed scan durations using a Siemens Biograph Hires PET/CT. As a result of this study, we determined that the visibility for PET images of lung lesions increase with the increasing of injected doses and scan duration. We concluded that minimum contrast value for the visibility of a lung tumor PET image is 3 and 5 min/bed scan duration and 8 MBq/kg injection dose are sufficient to detect the lung lesion used in this study.

## 1. GİRİŞ

Radyoizotopları kullanarak yapılan görüntüleme çalışmaları 1950'lerde başlamış, gamma ışınlarının bir organdaki radyolojik görüntüsünün elde edilmesi ilk defa 1958 yılında Hall Anger tarafından geliştirilen bir gamma kamera ile gerçekleştirilmiştir. Klinikte yaygın olarak kullanımına ise 1960'ların ortalarında başlanmıştır. Öte yandan bu dönemlerde Kulh ve Edward (1963) tek foton emisyon tomografisini geliştirdiler ve 1966'da osiloskop kamera ile elde ettikleri projeksiyon görüntülerini depolamayı başardılar. Ancak depolanan bilgilerden faydalanılarak görüntünün yeniden elde edilmesi çalışmaları, modern bilgisayarların geliştirilmesine kadar sürdü. Hall Anger 1976'da, hastanın etrafında dönebilen bir gama kamera tasarladı. Yine bu düşüncenin de pratiğe geçmesi 10 yıllık bir zaman aldı. Yetmişli yılların başlarında Hounsfield ve diğ. (1973) tarafından ilk bilgisayarlı tomografi görüntüsü elde edildi. Bu arada, pozitron-elektron yok olmasından kaynaklanan 511 KeV enerjili yok olma fotonlarının kullanımı ile bir nesnenin 3-boyutlu görüntüsünün elde edilebilmesi fikri ortaya çıkmış ve çeşitli PET cihazı denemeleri yapılmıştır. Günümüzde mevcut PET cihazlarının işleyiş prensiplerinin temeli Phelps ve diğ. (1975) tarafından, 48 adet NaI(Tl) detektöründen oluşan hegzagonal PET III'ün geliştirilmesi ile atılmış oldu. O dönemde üretilen bu PET sistemi detektörlerin ve gantrinin hareketini kontrol ettiği gibi, görüntünün yeniden oluşturulmasında kullanılan bir bilgisayara da sahipti. Ancak elde edilen görüntüler bilgisayar teknolojisindeki yetersizlikten dolayı yeterince detaylı değildi. Temel prensiplerinde bir değişiklik olmamakla beraber son zamanlarda, özellikle sintilasyon kristallerinin etkinliği açısından PET teknolojisinde çok önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Günümüz modern PET'leri, dairesel olarak yerleştirilmiş birkaç sıra sintilatör halkası ve bu kristallere birleştirilmiş Foto Çoğaltıcı Tüplerden (Photo Multiplier Tube-PMT) oluşmuştur. Kullanılan sintilatör materyallerinin özellikleri, vücuttan yayınlanan fotonların kendi üzerlerine düşmeleri sonucunda sintilasyon üretebilmeleridir. Ayrıca PET, bu sintilasyon detektörleri arasında kurulan çeşitli elektronik üniteler sayesinde, vücuttan yayınlanan 511 KeV yok olma fotonlarının eş

zamanlı algılanmasını sağlamaktadır. Böylece karşılıklı etkileşim halinde bulunan detektörlerden iki tanesi, belli bir zaman aralığı içinde, gama fotonu algılasa sistem bir adet sayım kaydetmektedir. Dairesel olarak yerleştirilen sintilatör kristalleri bu şekilde, vücudun çeşitli bölgelerinde toplanan radyoizotoplardan elde edilen farklı yoğunlukta 511 KeV' lik gamma fotonlarının hasta vücudundaki orijinlerini bilgisayar sistemine kayıt eder. Daha sonra sistem, bir bilgisayar yazılımı aracılığı ile kayıt edilen bu sayımları 3-boyutlu görüntüye dönüştürmektedir.

Son dönemlerde PET görüntüleme sistemlerinin yapılarındaki yeniliklerin yanında, farklı klinik uygulamalarda kullanılan yeni radyofarmasötikler de elde edilmiştir (Humm ve diğ., 2003). PET teknolojisindeki bu gelişmelere rağmen, görüntüleme sisteminde pozitronların erişim mesafesi ve yok olma fotonlarının “*non-collinearity*”si (eş doğrusal olmayan) gibi görüntü kalitesini etkileyecek bazı kaçınılmaz olumsuzluklar bulunmaktadır (Levin ve Hoffman, 1999; Sanches-Crespo ve Larsson, 2006; Sanches-Crespo ve diğ., 2004). Ayrıca yok olma fotonlarının enerjileri 511 KeV' dir ve bu enerji oluşan bütün yok olma fotonlarının soğurulmadan yada saçılmaya uğramadan doku dışına çıkmalarını sağlayacak büyüklükte değildir. Bu nedenle hasta merkezinde oluşan yok olma fotonlarının ancak %5-10'luk bir kısmı detektörlerde “*koinsidens*” (çakışma) yapabilecek olaylara maruz kalabilmektedirler. Diğer %90-95'lik kısım ise ya doku içerisinde soğurulmakta yada koinsidens yapılamayacak kadar uzun sürelerde detektörlere ulaşmaktadırlar (Burger ve diğ., 2002). Durum böyle olunca görüntü kalitesi de bu %5-10'luk orandaki yok olma fotonunun deteksiyonuna doğrudan bağlı hale gelmektedir. Bunun yanında, özellikle normalin üzerinde kilolara sahip hastaların PET görüntülemelerinde, hastaya verilecek dozlar ve görüntüleme süreleri, elde edilen görüntü kalitesi üzerinde önemli etkilere sahip olup, hastaya verilecek radyoaktivite dozları ve görüntüleme süreleri, klinikten kliniğe farklılıklar gösterebilmektedir (Beaulieu ve diğ., 2003; Barranger ve diğ., 2003; Everaert ve diğ., 2003; Halpern ve diğ., 2004-a; Halpern ve diğ., 2004-b; Nomori ve diğ., 2004; Lartizien ve diğ., 2004; Paul ve diğ., 2001; Paquet ve diğ., 2004; Tatsumi ve diğ., 2003; Watson ve diğ., 2005; Visvikis ve diğ., 2005). Fakat PET görüntülerindeki küçük ayrıntıların maksimum görülebilir düzeyde olması, bu görüntülerin klinik olarak doğru yorumlanmasını ve hastaya uygulanacak tedavinin etkinliğinin de arttırmasını sağlayacaktır.

Bu doktora tez çalışmasının amacı, PET detektörlerinin duyarlıklarını değerlendirmek için özgün bir insan vücut fantomu yapmak ve fantomun akciğerler kısmındaki taklit kanser tümörlerinin görülebilme kriterlerini belirlemektir.

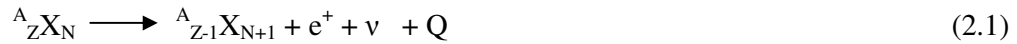
Bir görüntünün kalitesinin önemli göstergelerinden biri de yüksek bir kontrast değerlerinin olmasıdır. Bu değer ne kadar yüksek olursa görüntü kalitesi o kadar yüksek olur (Demir, 2000). Bu tez çalışmasında, normal kilo üstü 100 kg ağırlıklı bir hastayı temsil edecek şekilde oluşturulan insan vücut fantomunda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer tümörlerinin yerine kullanılan 4 adet silindirik lezyon ile PET sintilasyon detektörlerinin yok olma fotonlarını algılama duyarlılığının, hasta görüntüleme süresine ve enjekte edilen aktivite miktarına bağlılığı, PET görüntüleri üzerinden elde edilecek kontrast değerleri aracılığı ile araştırılacaktır.



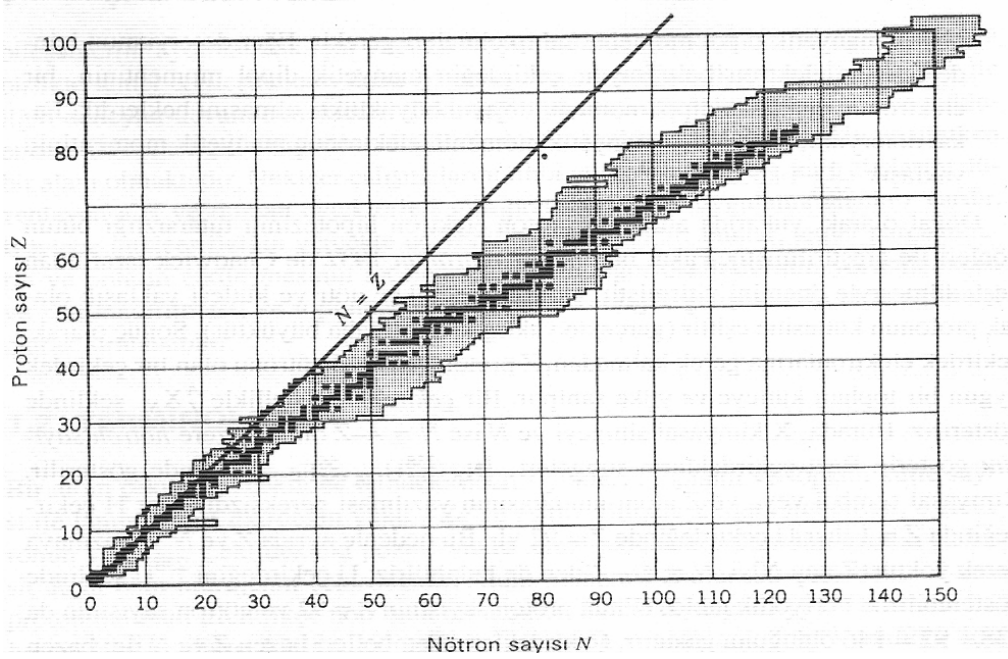
## 2. GENEL KISIMLAR

### 2.1. POZİTRON BOZUNUMU VE ELEKTRON-POZİTRON YOK OLMA OLAYI

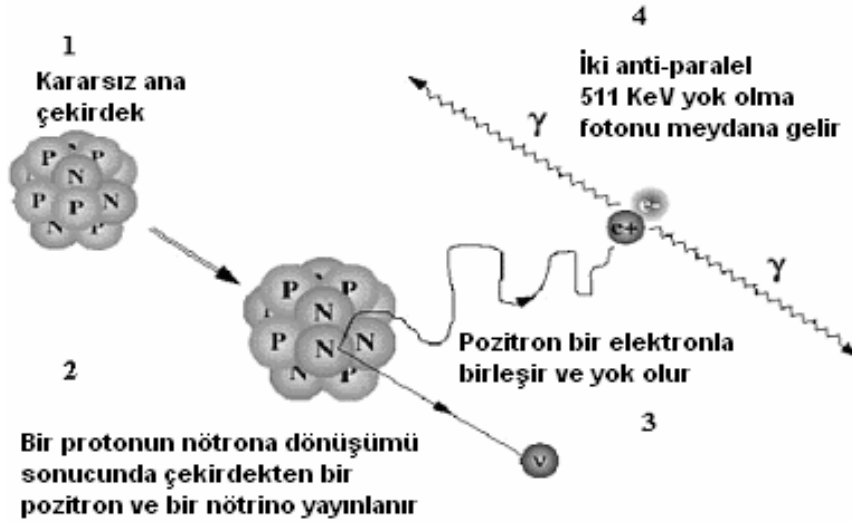
Nükleer kararlılık eğrisinin üstünde yer alan çekirdekler proton yönünden fazlalığı olan çekirdekler olup bu çekirdekler proton fazlalığından kurtularak kararlı hale geçme eğilimindedirler (Şekil 2.1). Bu çekirdeklerin proton fazlalığından kurtulmalarının yollarından biri çekirdeğin pozitron emisyonu ile bozunmasıdır. Bu reaksiyon sonucunda bir proton nötrona dönüşürken, ortama pozitif yüklü bir elektron ( $e^+$ ; pozitron), bir adet nötrino ( $\nu$ ) ve enerji ( $Q$ ) salınır. Reaksiyonda ortaya çıkan nötrino hemen hemen kütsüz olarak kabul edilen ve diğer parçacıklarla çok zayıf etkileşime giren yüksüz bir parçacıktır. Bozunum sonunda ortaya çıkan yeni çekirdeğin atom numarası ana çekirdeğe göre 1 birim azalırken kütle numarası aynı kalır . Bozunumun denklemini aşağıdaki gibidir.



Pozitron, elektronun anti-parçacığdır ve yükü dışında diğer fiziksel özellikleri aynıdır. Emisyonda ortaya çıkan pozitronun ömrü çok kısadır (yaklaşık  $10^{-9}$  sn). Pozitronlar ortamın atomları ile yaptıkları Coulomb etkileşimleri sonucunda enerjisini kaybederek doku içerisinde 2-7 mm ilerledikten sonra ortamdaki bir elektronla birleşerek yok olur (Levin ve Hoffman, 1999). Yok olma olayından sonra elektron ve pozitron sahip oldukları kütlelerin enerji eşdeğeri olan her biri 511 KeV enerjili iki fotona dönüşürler. Bu fotonlar, momentumun korunumu ilkesi gereği birbirlerine aynı doğrultuda fakat  $180^\circ$  zıt yönde salınırlar (Şekil 2.2). Bu olaya “*annihilasyon*” (yok olma) olayı, oluşan fotonlara da “*annihilasyon fotonları*” denir.



**Şekil 2.1:** Nükleer kararlılık eğrisi. Kararlı çekirdekler koyu gölge ve bilinen radyoaktif çekirdekler ise açık gölge ile gösterilmiştir. (Şekil Krane, 1988 den alınmıştır.)



**Şekil 2.2.:** Pozitron-elektron çiftinin yok olma olayı. Çekirdek bozunması sonucu ortaya çıkan pozitron yok olmadan önce madde içinde enerjisine bağlı olarak 2-7 mm kadar yol alır ve ortamda elektronla etkileşerek yok olur. Yok olma sonucunda birbirine eşit enerjide (511 KeV) ve 180 (+/- 0.3) derecelik açıyla zıt yönde yayılan iki tane foton (yok olma fotonları) oluşur.

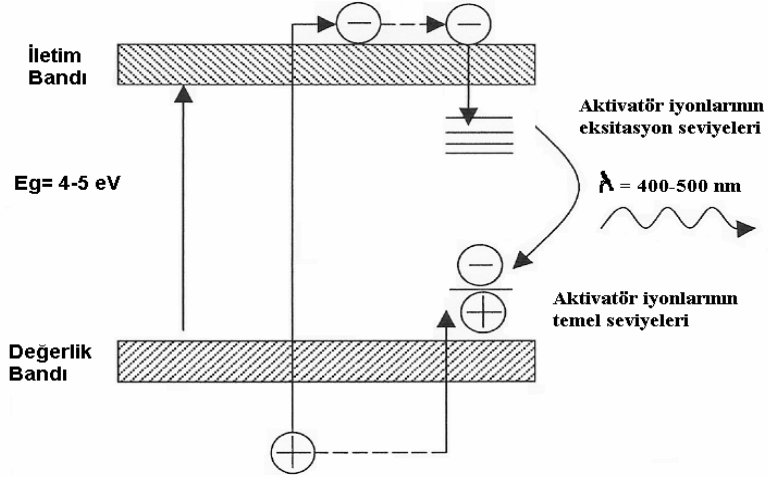
## 2. 2. FOTONLARIN MADDE İLE ETKİLEŞİMİ

Fotonlar, ortamın atomları ile enerjilerinin büyüklüğüne bağlı olarak çeşitli etkileşimlere girerek, enerjilerinin bir kısmını ya da tamamını kaybedebilirler. Bu etkileşimlerin en önemlileri foto-elektrik olay, Compton olayı ve çift oluşumu olaylarıdır (Henkin ve diğ., 1996). Yukarıda anlatıldığı gibi yok olma fotonlarının enerjileri 511 KeV' dir. Her bir elektronun kütesini enerji eşdeğeri 511 KeV ve çift oluşumu için gerekli minimum enerji ise 1.022 MeV olduğundan, yok olma fotonları dokuda çift oluşum yolu ile enerji kaybetmezler. Ancak bu enerjideki fotonlar ortamın atomları ile foto-elektrik ve Compton etkileşimlerine girerler. Foto-elektrik olayda fotonun enerjisi, ortamın atomlarının iç yörünge elektronlarından birisi tarafından tamamen absorbe edilir. Foto-elektrik etkileşim olasılığı, artan foton enerjisi ile azalırken ortamın atom numarasının artışıyla da artmaktadır. Öte yandan Compton saçılmasında, foton atomun dış yörünge elektronlarından biri ile etkileşime girdiği halde enerjisinin bir kısmını elektrona aktarabilir ve doğrultu değiştirerek farklı bir yönde daha az bir enerji ile yoluna devam edebilir. Bu olay, 511 KeV yok olma fotonlarının ortamın atomları ile etkileşme olasılığının en yüksek olduğu etkileşim biçimidir.

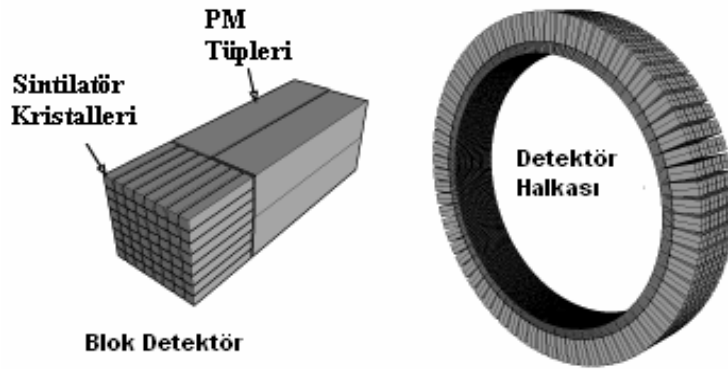
## 2. 3 PET SİNTİLASYON DETEKTÖRLERİ

Sintilasyon detektörleri nükleer tıp görüntülemelerinde çok yaygın olarak kullanılan detektör tiplerindedir. Sintilasyon kristallerinin ortak temel özellikleri gamma ışını ile etkileştiklerinde görünür ışık (sintilasyon fotonu) oluşturmalarıdır. Kristale gelen fotonlar, kristallerin atomlarını uyarılmış düzeylere çıkaran çok sayıda etkileşim yaparlar. Uyarılmış durumlar hızla elektromanyetik spektrumun görünür bölgesinde bir dalga boyuna sahip (veya görünür bölgeye yakın) ışık yayınlırlar. Yayımlanan ışık foto-duyarlı bir materyale çarpıtılarak, buradan foton başına en fazla bir elektron koparılmasına neden olunur (Krane, 1988). Daha sonra bu birincil elektronlar foto çoğaltıcı tüplerde (PMT) çoğaltılır, hızlandırılır ve çıkış pulsları haline getirilir (Knoll, 1988). Kristalde oluşan sintilasyon yoğunluğu kristal içinde biriken enerji ile orantılıdır. Bundan dolayı PET' de yüksek atom numaralı ve dolayısı ile yoğun materyaller kullanılır. Ayrıca sintilasyon kristallerinin emisyon dalga boyları, genellikle PMT tüpleri ile uygun bir eşleşmeye uygun değildir. Bu nedenle genellikle sintilasyon materyallerine az miktarlarda aktivatör materyali katılır. Böylece sintilatörün iletim

bandı ve değerlik bandı arasında tuzak ara kademeler oluşturulur (Şekil 2.3). Aktivatör olarak Na için Tl kullanılırken günümüzde yaygın olarak kullanılan diğer PET sintilatörlerinde Seryum (Ce) kullanılmaktadır. Günümüz modern PET detektör sistemleri blok detektörler halinde ve dairesel bir şekilde yerleştirilmiş olup, her bir blok detektör 4 adet PMT ile sisteme bağlanmaktadır (Şekil 2.4).



**Şekil 2.3.:** Sintilasyon kristallerinin çalışma prensibi. Kristale gelen foton, kristalin değerlik bandı elektronlarını uyararak iletim bandına çıkarır. Değerlik bandına geri dönen elektronlar yasak enerji bandında yaratılmış olan tuzaklara yakalanırlar ve buradan temel enerji seviyesine inerken 400-500 nm dalga boyunda görünür ışık yayınlayarak temel enerji seviyelerine inerler.



**Şekil 2.4.:** PET cihazının blok detektörleri, PMT leri ve detektör halkası

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

1. Detektöre gelen gamma fotonunun kinetik enerjisini yüksek bir verimlilikle ışık fotonlarına çevirebilmelidir.
2. Radyasyon-sintilasyon fotonu verimi lineer olmalıdır. Işık verimi yükseldikçe hem uzaysal rezolusyonu (ayırma gücü) hem de enerji rezolusyonu artar.
3. Oluşan tüm sintilasyon fotonlarının PMT ulaşabilmesi için kristal kendi ışık fotonlarına karşı geçirgen olmalıdır. Böylece, oluşan sintilasyon fotonlarının tamamı PMT tarafından elektrik akımına çevrilebilir.
4. Yüksek sayım hızlarında gelen her fotonun işlenebilmesi için “*decay time*” (bozunma zamanı) kısa olmalıdır. Bu sayede koinsidens zamanlama penceresi kısaltılarak “*random*” (rastgele) sayımların azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması sağlanabilir.
5. Kristal uygun bir detektör yapılabilecek boyutlarda üretilebilecek fiziksel özelliklere sahip ve yeteri kadar bol miktarda üretilebilecek kadar ekonomik olmalıdır.
6. Kırılma indisi, yaklaşık camın kırılma indisine (1.5) yakın olmalıdır. Böylece PMT ile kristal yüksek bir foton-elektron verimi ile birleştirilebilir.
7. İdeal bir PET detektörü 511 KeV yok olma fotonlarına karşı yüksek durdurma gücüne sahip olmalıdır.

Günümüz PET detektörlerinde kullanılan bazı kristal tipleri;

1. Talyum aktivatörlü Sodyum İyodür [NaI(Tl)]
2. Bizmut Germinat Oksit (BGO veya  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ )
3. Seryum aktivatörlü Gadolinyum Oksiortosilikat (GSO veya  $\text{Gd}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ )
4. Seryum aktivatörlü Lütisyum Oksiortosilikat (LSO veya  $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ )

5. Seryum aktivatörlü Lütisyum itriyum-alüminyum- perovsikat (LuAP veya LuAlO<sub>3</sub>:Ce) dir.

Sodyum iyodür [NaI(Tl)] sintilasyon kristali 1958 yılından bu yana geleneksel gamma kameralarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Lopes ve Chepel, 2004). Bu kristal nükleer tıpta görüntüleme amacıyla yaygın olarak kullanılan ve 140 KeV enerjiye sahip metastabil teknesyum (<sup>99m</sup>Tc) radyoizotopu için oldukça uygun olmasına karşın (Demir, 2000), 511 KeV gibi göreceli olarak daha yüksek enerjili yok olma fotonlarında, özellikle durdurma gücü açısından, uygun olamamaktadır. Bu nedenle PET' in ilk dönemlerinde NaI(Tl) kristali kullanılırken daha sonraki dönemlerde PET için daha yoğun ve yok olma fotonlarına daha duyarlı sintilasyon malzemeleri üretilmiştir.

Tablo 2.1'de PET de yaygın olarak kullanılan bu sintilasyon kristallerinin bazı fiziksel özellikleri verilmiştir. Kısa bozunma zamanlı (40 nsn), yüksek foton verimi (30000 foton/ MeV), yüksek atom numarası (66), yüksek yoğunluk (7.4 cm<sup>3</sup>/gr) gibi iyi özellikleri LSO kristallerini 511 KeV yok olma fotonlarının deteksiyonu için ideal sintilasyon kristali yapmaktadır. Bu nedenle son dönemlerde üretilen bir çok PET cihazında LSO kristalleri tercih edilmektedir (Eriksson ve diğ., 2004; Lopes ve Chepel, 2004; Melcher, 2000). Öte yandan son zamanlarda LuAP:Ce gibi Seryum aktivatörlü orto-alüminyum- perovsikatların kullanımıyla daha kısa bozunma zamanlı çeşitli sintilasyon kristalleri üretilmeye başlanmıştır ve bunların PET detektörlerinde kullanılma çalışmaları da devam etmektedir. Ancak bunların da dezavantajları LSO ya göre daha küçük foton verimlerinin (12000 foton / MeV) olmasıdır (Kuntner ve diğ., 2005; Trummera ve diğ., 2005).

**Tablo 2.1.:** PET detektörlerinde yaygın olarak kullanılan bazı kristallerin fiziksel özellikleri (Tablo Humm ve diğ., 2003 ve Townsend, 2004'den uyarlanmıştır).

Özellik	Amaç	Nal(Tl)	BGO (Bi <sub>4</sub> Ge <sub>3</sub> O <sub>12</sub> )	GSO (Gd <sub>2</sub> SiO <sub>5</sub> :Ce)	LSO (Lu <sub>2</sub> SiO <sub>5</sub> :Ce)	LuAP (LuAlO <sub>3</sub> :Ce)
Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	Yüksek $\gamma$ -ışın deteksiyon verimi	3.67	7.13	6.71	7.40	8.30
Efektif atom no.	Yüksek $\gamma$ -ışın deteksiyon verimi	51	74	59	66	64.9
Decay zamanı (nsn)	Kısa koinsidens zamanlaması	230	300	60	40	30
Kırılma indisi	Işığın kristalden PMT e iyi geçişi	1.85	2.15	1.85	1.82	1.94
Emisyon dalga boyu (nm)	PMT cevabı için iyi bir eşleşme	410	480	430	420	365
Foton / MeV	Yüksek sayım verimi	41000	9000	8000	30000	12000
511 KeV de Enerji rezolüsyonu (%)	Yüksek görüntü kalitesi	8	12	9	10	-
Sağlamlık	Daha küçük boyutlu kristal üretimi	Hayır	Evet	Hayır	Evet	Evet
Hidroskobiklik	Basit paketleme	Evet	Hayır	Hayır	Hayır	Hayır

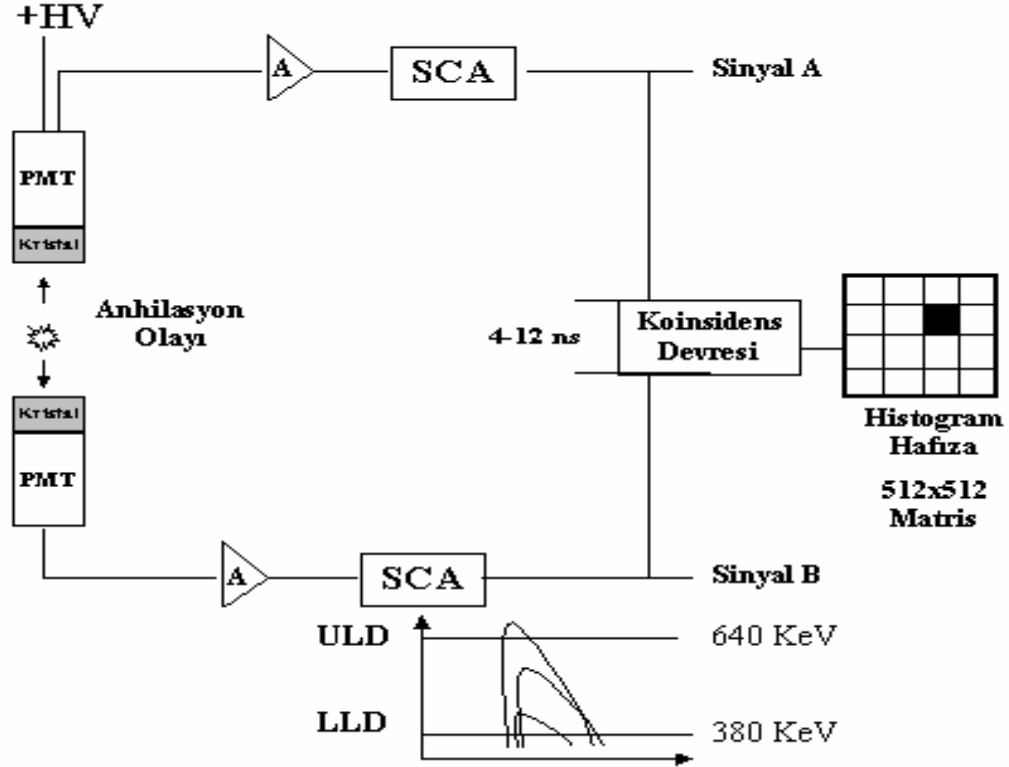
#### **2.4. YOK OLMA FOTONLARININ PET' DE EŞ ZAMANLI ALGILANMASI (KOİNSİDENS DETEKSİYON)**

Pozitron-elektron yok olma olayında ortaya çıkan iki yok olma fotonu eş zamanlı olarak yayınlanmaktadır. Bu fotonların detektörler tarafından eş zamanlı algılanması PET' de görüntülemenin temel prensibini oluşturmaktadır. İki adet 511 KeV yok olma fotonunun, herhangi iki detektör tarafından aynı zaman penceresi içinde algılanmasına çakışma olayı (koincidens) denir. Bu durumda sistem bir adet sayım kaydetmektedir (Şekil 2.5). Burada önemli olan nokta  $180^0$  zıt yönde yerleştirilmiş olan detektörlere gelen fotonların aynı yok olma olayından kaynaklandığının doğru tespit edilmesidir. Sintilasyon detektörlerinin enerji rezolusyonları çok iyi olmadığı için geniş enerji spektrumundaki fotonlar (380-640 KeV) gerçek koincidens olarak algılanabilirler. Bu nedenle Compton saçılması sonucu enerjileri azalan ve yön değiştiren 511 KeV fotonları da koincidens sayımı olarak kaydedilebilir. Bunlar da sistem rezolusyonunu bozarlar. Öte yandan Compton saçılmasına uğramış fotonların üst üste binme olasılıkları da bulunmakta olup, bu durumda 511 KeV' in üstünde enerjiye sahip fotonların da sintilasyon detektörlerinde tespit edilmesine sebep olurlar. 511 KeV' in çok altındaki veya çok üstündeki fotonların detektörler tarafından algılanmasını engellemek için sisteme alt ve üst Compton Saçılma penceresi olarak adlandırılan iki adet enerji penceresi eklenmiştir (Upper Level Discriminator-ULL ve Lower Level Discriminator-LLD). Bu enerji pencerelerinin seviyeleri sistemden sisteme değişmekle beraber genel olarak  $511 \text{ KeV} \pm \%25$  (ULL=640 KeV, LLD=380 KeV) alınabilmektedir. Böylece bu enerji aralığı dışında gelen fotonlar, sistem tarafından kabul edilmemekte ve görüntüler üzerinde Compton Saçılmalarının sebep olduğu olumsuz etkiler en aza indirilmektedir.

Öte yandan koincidens kaydı için tam olarak eş zamanlı deteksiyon da aranmaz. Bunun yerine 4-12 nsn gibi çok kısa zaman aralığında koincidens kaydına izin verilir. Bunun kullanılmasının nedenleri i) Hastanın tam merkezinde oluşmayan yok olma fotonlarının detektöre varış zamanlarının farklı olması, ii) Gelen sinyal pulslarının detektör elektroniğindeki geçişine ve işlenmesine zaman tanınmasının gerekmesi, iii) Kullanılan



sintilasyon detektörlerinden gelen ışık sinyalinin hemen oluşmaması ve bunun için 30-230 nsn arası bir “decay time” (bozunma zamanı) gerekmesidir.



**Sekil 2.5.:** PET’ de Koinsidens olayının oluşumu: 1) Anhilasyon olayı sonucunda oluşan 511 KeV iki foton iki detektör tarafında algılanır. 2) Sinyal Amplifier’de (A) yükseltilir (10-100 kat) ve Single Channel Analyzer ( SCA)’ ya gönderilir. 3) Gelen pulslar, 511 KeV’e göre  $\pm$  % 25’ lik (380-640 KeV) pencere ile Compton saçılmasından arındırılır. 4) Sinyaller koinsidens devresine belli bir zaman aralığında (4-12 ns) gelmiş ve belirlenen enerji penceresinde iseler, sistem bu iki sinyali koinsidens olarak algılar ve bilgisayara kaydeder. 5) Bilgisayar tarafından kayıt edilen bu bilgiler daha sonra üç boyutlu görüntülere dönüştürülürler.

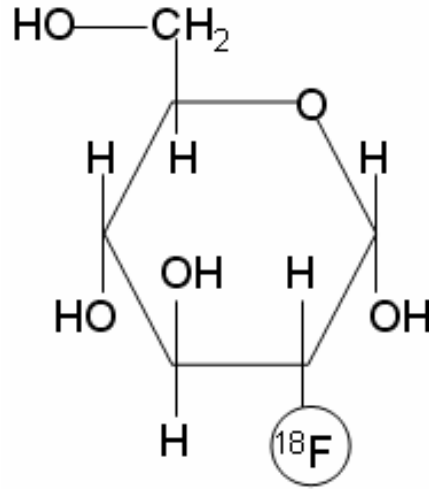
## 2. 5. PET RADYOİZOTOPLARI

PET radyoizotopları vücutta bulunan temel elementler ile (oksijen, hidrojen, karbon ve azot) benzer biyokimyasal özellikler taşırlar. Bu sayede hücresel düzeyde araştırma yapabilmeye olanağı yaratılmakla, hastalıkların altında yatan biyokimyasal ve biyolojik süreçlerin araştırılması ve açığa çıkarılması mümkün olabilmektedir. Bu radyoizotoplar düşük atom numaralı ve kısa yarı ömürlüdürler. PET radyoizotopları siklotronlarda (Saha ve diğ., 1992) ya da lineer hızlandırıcılarda (Volkovitsky ve Gilliam, 2005) yapay olarak üretilebilirler. Deneyler PET de yaygın olarak kullanılan dört pozitron yayımlayıcının da (Oksijen-<sup>15</sup>O, Azot-<sup>13</sup>N, Karbon-<sup>11</sup>C ve Flor-<sup>18</sup>F) 10-20 MeV enerjili protonlar ve 5-15 MeV enerjili döteronlar kullanılarak elde edilebileceğini göstermiştir (Lagunas ve Carvacho, 1995; Robert ve diğ., 1995). Tablo 2.2' de PET de yaygın olarak kullanılan bu radyoizotopların bazı fiziksel özellikleri verilmiştir. Klinikte kullanılış amacına uygun bazı kimyasal sentezlere maruz bırakılan bu radyoizotoplar bu işlemler sonucunda uygun bir biyomolekülle birleştirilmek suretiyle radyofarmasötik haline getirilmektedir ve PET merkezlerine gönderilmektedirler (Maiti ve diğ., 2005; Schlyer, 2004). Ancak <sup>11</sup>C, <sup>13</sup>N ve <sup>15</sup>O radyoizotoplarının oldukça kısa yarı ömürleri sebebiyle uzak mesafelerden nükleer tıp merkezlerine taşınmaları kolay olmamaktadır. Bu nedenle <sup>15</sup>O, <sup>13</sup>N, <sup>11</sup>C radyoizotopları ile çalışılan merkezler üretim için kullanılan siklotronların yakınında kurulmak zorundadır. Oysa <sup>18</sup>F radyoizotopu diğerlerine göre daha uzun bir yarı ömre sahiptir (109.8 dakika) ve bunların belirli mesafelerdeki merkezlere taşınması mümkün olabilmektedir. <sup>18</sup>F, <sup>18</sup>O(p,n)<sup>18</sup>F reaksiyonunda zenginleştirilmiş sudaki (H<sub>2</sub><sup>18</sup>O) veya zenginleştirilmiş karbondaki (C<sup>18</sup>O<sub>2</sub>), <sup>18</sup>O'in protonlarla bombardımanı ile elde edilir (Firouzbakht ve diğ, 1993).

**Tablo 2. 2.:** PET'de yaygın olarak kullanılan bazı radyoizotoplar ve özellikleri. (EY; Elektron Yakalama)

Radyoizotop	Yarı Ömrü	Bozunma Modu	Elde Edilme Reaksiyonu	Maksimum Pozitron Enerjisi ( MeV)	Pozitron Erişim mesafesi
<sup>11</sup> C	20.3 dak.	%100 β <sup>-</sup>	<sup>14</sup> N(p,α) <sup>11</sup> C	0.96	4.1 mm
<sup>13</sup> N	9.97 dak.	%100 β <sup>-</sup>	<sup>16</sup> O(p, α) <sup>13</sup> N	1.19	5.1 mm
<sup>15</sup> O	2.07 dak.	%100 β <sup>-</sup>	<sup>14</sup> N(d,n) <sup>15</sup> O	1.70	7.3 mm
<sup>18</sup> F	109.8 dak.	%97 β <sup>-</sup> , %3 EY	<sup>18</sup> O(p,n) <sup>18</sup> F	0.64	2.4 mm

Son dönemlerde  $^{18}\text{F}$  ile en yaygın radyofarmasötik oluşturma yöntemi kimyasal sentez sonucunda glikoz moleküllerinin  $^{18}\text{F}$  ile işaretlenmesidir.  $^{18}\text{F}$  ile işaretlenmiş glikoz molekülü (Fluoro-2-Deoxy-Glucose, [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG), glikoz molekülündeki hidroksil grubunun (OH) çeşitli kimyasal işlemler sonucundan  $^{18}\text{F}$  radyoizotopu ile yer değiştirmesi sonucu elde edilir (Şekil 2.6.) (Gillies ve diğ. 2006). [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG, hastaya enjeksiyonunu takiben 50-60 dakika içinde hasta vücudunda potansiyel kanser oluşumlarının var olabileceği yüksek glikoz aktiviteli doku ve organlar veya normal olmayan metabolik odaklarda yoğun olarak birikim göstermektedir. Bu ise PET görüntüleme tekniği için en uygun 511 KeV yok olma fotonu verimi anlamı taşımaktadır.



**Şekil 2.6.:**  $^{18}\text{F}$  ile işaretlenmiş glikoz molekülü (Fluoro-2-Deoxy-Glucose, [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG). Glikoz molekülündeki hidroksil grubunun (OH) çeşitli kimyasal işlemler sonucundan  $^{18}\text{F}$  radyoizotopu ile yer değiştirmesi sonucu elde edilir.

## 2.6. PET GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİNİN KLİNİKTE KULLANIM ALANLARI

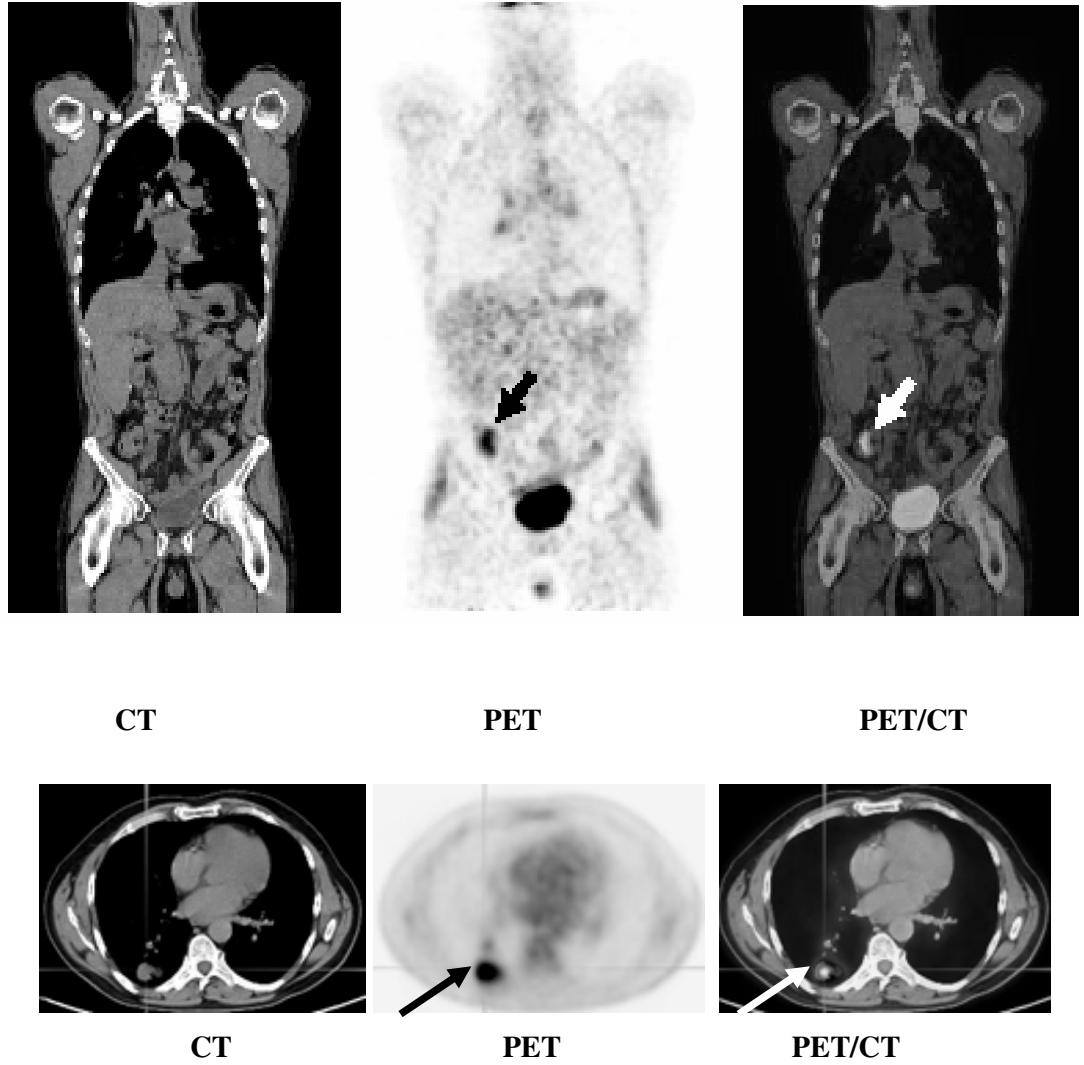
Tıpta bir hastalığın tedavisinde kullanılacak yöntemin başarısı bu hastalığın erken ve doğru teşhisine bağlıdır. Özellikle kanser hastalıklarının erken evrede tespit edilebilmesi tedavinin başarısı açısından hayati önem taşımaktadır. Son dönemlerde kanser dahil birçok hastalığın teşhisinde etkin bir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

avantajlar da taşımaktadır. Anatomik detaylardan çok, fonksiyonel ve metabolik aktivite göstermeye yönelik olması açısından bu teknik, ultrasound, iki boyutlu X ışını görüntülemesi, iki boyutlu nükleer tıp görüntülemesi, bilgisayarlı tomografi (BT/CT) ve nükleer manyetik rezonans (NMR) gibi geleneksel görüntüleme tekniklerinden ayrılmaktadır (Elliott, 2005). Klinikteki en yaygın uygulama vücuttaki glikoz metabolizmasının görüntülenmesi işlemidir. Bu işlemde en yaygın kullanılan biyokimyasal ajan ise  $^{18}\text{F}$  ile işaretlenmiş glikozdan oluşan Fluoro-2-Deoxy-Glucose ( $[^{18}\text{F}]\text{-FDG}$ ) dir.  $[^{18}\text{F}]\text{-FDG}$  ile ilgili çalışmaların çoğunluğu onkoloji ile ilgili çalışmaları içermektedir. PET görüntüleme tekniği, akciğer kanseri (Acker ve Burrell, 2005), kolon kanseri (Delbeke ve diğ., 1997), lenfoma (Hoh ve diğ., 1997), malign melanom (Steinert ve diğ., 1995), meme kanseri (Avril ve diğ., 1995), meme kanserinde aksillar lenf nodu evrelemesi (Crippa ve diğ., 2004), baş boyun kanserlerinin tanısı ve evrelemesinde (Blomm ve diğ., 1993; Macapinlac ve diğ., 1999; Lonneux, 2005), bu kanserlerin radyoterapi veya kemoterapi sonrası tedaviye cevabının araştırılması konularında oldukça faydalı bilgiler sağlamaktadır.

Öte yandan malign olmayan hastalıkların teşhisinde de PET görüntüleme tekniği oldukça geniş bir uygulama alanı bulmuştur. Kalp krizi sonrası tıkanan kalp damarlarının besleyemediği kalp kası bölgelerinin belirlenmesi veya henüz tıkanmamış ama çok daralmış kalp damarların yetersiz beslediği kalp kası bölgelerinin görüntülenmesinde, (Machac, 2005; Saab ve diğ., 2003), çeşitli beyin hastalıklarında özellikle epilepsiye neden olan odağın bulunmasında (Schwartz, 2005), Alzheimer hastalığı (Mosconi, 2005) tanısında PET yararlı bir tanı yöntemidir. Ayrıca, PET görüntüleme tekniği bölgesel ve tam kan akımları hakkında (Rostrup ve diğ., 2005; Watabe ve diğ., 2005), moleküller hakkında (Price, 2001), genler hakkında (Blasberg, 2002), DNA sentezi (Sun ve diğ., 2005) hakkında önemli bilgiler sağlayan bir görüntüleme sistemidir.

Öte yandan teşhis sonrası gerekli olması durumunda ışınlanacak tedavi hacminin doğru olarak tespiti radyoterapinin başarısı açısından hayati önem taşımaktadır. Bu nedenle radyoterapide ışınlanacak hacimlerin belirlenmesine özel bir önem verilmektedir ve ICRU (International Commission on Radiation Units) gibi uluslar arası kuruluşlar tarafından yayınlanan raporlarda ışınlanacak hacimlerin doğru tespitine yönelik kesin

kriterler getirilmiştir (ICRU Report no 50, 62, 71). Ancak tedavi hacimlerinin tespiti radyoterapi planlama açısından her zaman önemli bir problem olmuştur. Bu nedenle, PET gibi görüntüleme alanında elde edilen yeniliklerin ilk uygulama alanlarından biri de radyoterapi tedavi planlama sistemleri olmuştur (Grosu ve diğ. 2005; Paulsen ve diğ. 2006). Özellikle CT görüntülerinde kontrast farklarından yararlanılarak tümörlü yapıların ayrılamadığı durumlarda PET görüntülerindeki kontrast farkları önemli kolaylıklar sağlamakta ve bu sayede ışınlanacak hacimlerin doğru olarak tespiti mümkün olmaktadır (Şekil 2.7) (Bradley ve diğ., 2004; Erdi ve diğ. 2002 ).



**Şekil 2.7.:** Bir tüm vücut PET/CT çalışması (üst) ve farklı bir hastanın akciğer taransaksiyal CT, PET ve PET/CT görüntüsü (alt).

## 2.7. HASTA KALINLIĞI VE AKTİVİTENİN ÇAKIŞMA DETEKSİYONU VE GÖRÜNTÜ KONTRASTI ÜZERİNDE ETKİLERİ

PET görüntüleme sisteminde de, pozitronların erişme uzaklığı (Sanches-Crespo ve diğ., 2004) ve yok olma fotonlarının “*non-colinearity*”(eş doğrusal olmayan) (Levin ve Hoffman, 1999; Sanchez-Crespo ve Larsson, 2006) gibi görüntü kalitesini etkileyecek bazı doğal olumsuzluklar bulunmaktadır. Öte yandan yok olma fotonlarının enerjileri ancak 511 KeV'dir ve bu enerji fotonlarının çoğunun absorpsiyona ya da saçılmaya uğramadan doku dışına çıkmalarını sağlayacak kadar büyük değildir. Görüntü kalitesi üzerinde olumsuz etkilere sebep olan bu doğal olaylar dışında, hastaya enjekte edilen doz, görüntüleme süresi ve aşırı kilolar gibi fiziksel parametreler de görüntü kalitesi üzerinde önemli etkiler yaratmaktadır. Yok olma fotonları oluştuktan sonra vücut dışına çıkarken izledikleri doğrusal yörüngeden Compton saçılmaları sebebiyle sapabilirler. Bu ise aynı yok olma olayından kaynaklanan iki 511 KeV yok olma fotonunun  $180^0$  zıt yönde bulunan iki detektörde aynı koincidens zamanlama penceresi içinde algılanma olasılığını önemli derecede etkiler. Ayrıca fotonların dokunun atomları ile etkileşimi sonucu doğrultu değiştirmeleri de doğru bir “*Line of Response*” (LOR) (cevap hattı) oluşmasını etkiler (Blokland ve diğ. 2002; Talbot ve diğ., 2003; Townsend, 2004; Turkington, 2001). Bütün bu olumsuz parametreler görüntü kalitesinin en önemli göstergelerinden biri olan görüntü kontrastlarını da etkilemektedir. Homojen bir “*background*” (zemin) dağılımı içinde yer alan bir nesnenin kontrastı, ihtiva ettiği aktivitenin çevresindeki doğal fon dağılımı ile farkından elde edilir (Şekil 2.8) (Henkin ve diğ., 1996).

Matematiksel olarak kontrast

$$(C) = (A-B) / B \quad (2.2)$$

olarak ifade edilir.

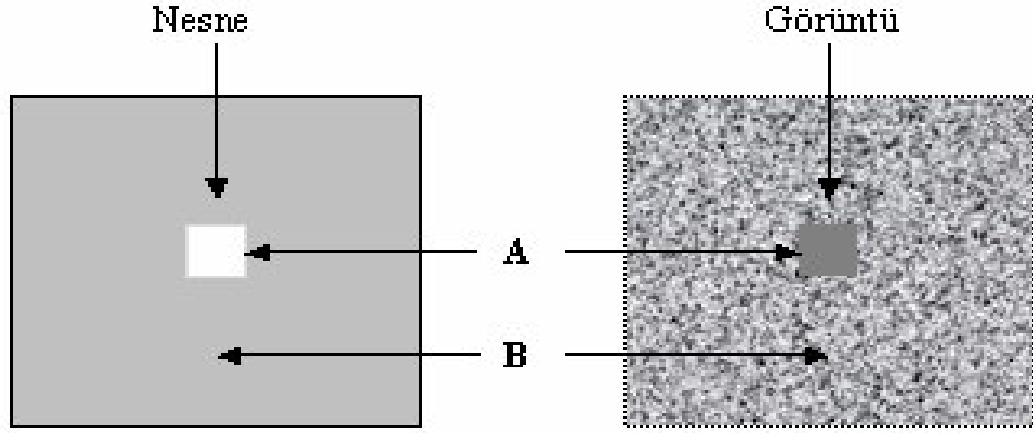
Burada

C; İlgili lezyonun kontrastı,

A; Nesnenin görüntüsü üzerindeki sayım/cm<sup>2</sup> değeri,

B; Nesnenin dışında uniform dağılımlı bir bölgeden elde edilen sayım/cm<sup>2</sup> değeridir.

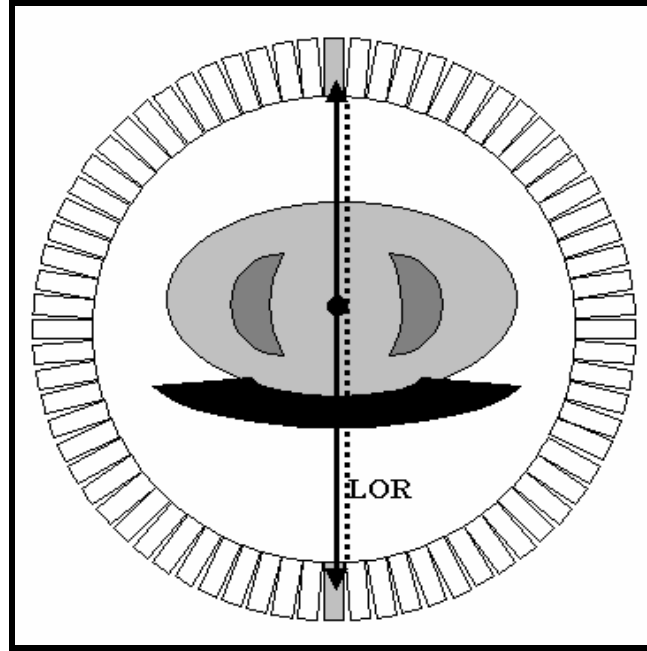
Bir yapının görüntülenebilmesi için çevresindeki sayım yoğunluğunun nesneden farklı olması gereklidir. Aşağıda fotonların, özellikle Compton saçılmasına maruz kalmaları sonucu doğrultu değiştirmeleri veya foto-elektrik olay sonucunda ortamın atomları tarafından tamamen soğurulmaları sonucunda, bu fotonların PET detektörlerindeki algılanma mekanizmalarının görüntü kalitesi ve görüntü kontrastları üzerindeki etkileri anlatılmıştır.



**Şekil 2.8.:** Bir nesnenin kontrastı. Uniform dağılımlı aktiviteye sahip bir zeminde, aktivitesi zeminden daha fazla olan bir nesnenin görüntüsü. Zemin ve lezyon aktiviteleri arasındaki fark arttıkça görüntü kontrastıda artmaktadır (Şekil Henkin ve diğ., 1998'den uyarlanmıştır)

### 2.7.1. Gerçek Çakışmalar

Aynı yok olma olayından kaynaklanan 511 KeV enerjili iki yok olma fotonunun detektörlere ulaşınca kadar yönlerinde önemli bir değişikliğe sebep olacak herhangi bir saçılmaya maruz kalmadan doku dışına çıkmaları ve PET detektör halkası içerisinde  $180^{\circ}$  zıt yönde bulunan iki detektörde aynı çakışma zamanlama penceresi içinde deteksiyonu olayıdır. Bu fotonlar görüntülenmek istenilen nesnenin gerçek görüntülerini oluşturmak için gerekli çakışmaları oluşturan fotonlardır (Şekil 2.9). Bu nedenle gerçek çakışmaların maksimum deteksiyon miktarını sağlayacak görüntüleme şartlarının sağlanması çok önemlidir. Böylece kontrast oranı artırılarak nesne daha görünür hale getirilebilmektedir.

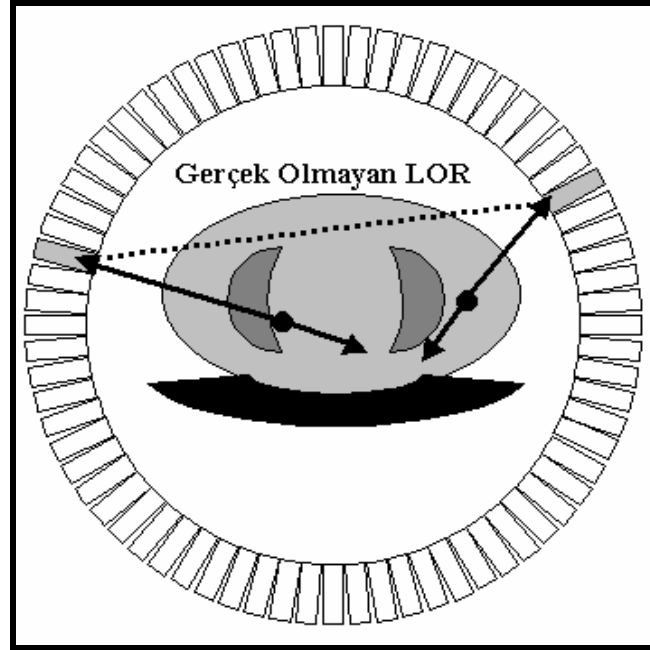


**Şekil 2.9.:** Gerçek Çakışmalar. Aynı yok olma olayından kaynaklanan iki yok olma fotonu doğruyu değiştirmeden  $180^{\circ}$  zıt yöndeki iki detektör tarafından aynı çakışma zamanlama penceresi içinde algılanır.



### 2.7.2. Tekli Çakışmalar

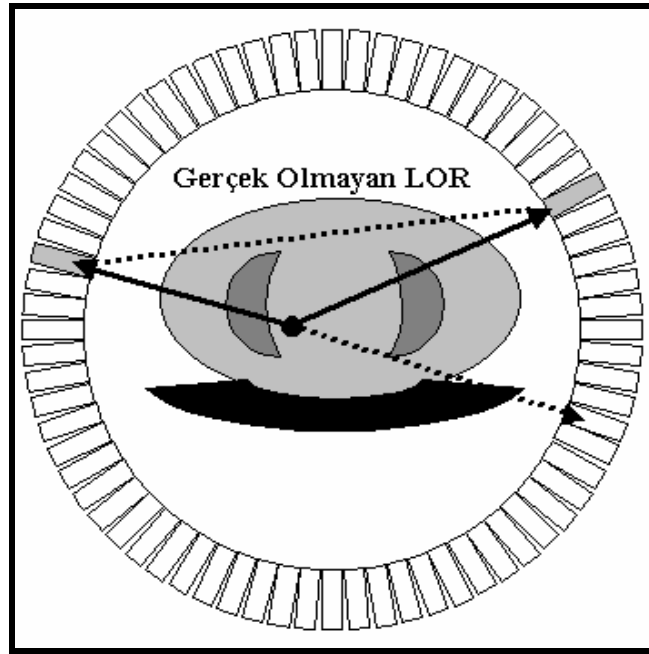
Bu durum, iki farklı elektron-pozitron yok olma olayından kaynaklanan yok olma fotonlarından, detektörlere ulaşabilen farklı kaynaklı iki tanesinin PET detektörleri tarafından aynı çakışma zaman penceresi içinde algılanması durumunda ortaya çıkar. Böylece sistem, kaynakları farklı olan iki adet 511 KeV fotonunu kullanarak doğru olmayan bir LOR meydana getirir. Bu ise zeminden alınan sayım oranının artmasına, dolayısı ile kontrast oranının azalmasına sebep olabilir (Şekil 2.10). Tekli çakışma olasılığı hasta kalınlığının artışıyla, dolayısıyla fotonların absorpsiyon olasılıklarının artışıyla artmaktadır.



**Şekil 2.10.:** Tekli Çakışmalar. İki farklı yok olma olayından kaynaklanan yok olma fotonlarından farklı orijinli iki tanesinin, aynı çakışma zamanlama penceresi içinde detektörler tarafından algılanması durumunda ortaya çıkar.

### 2.7.3. Saçılmış Çakışmalar

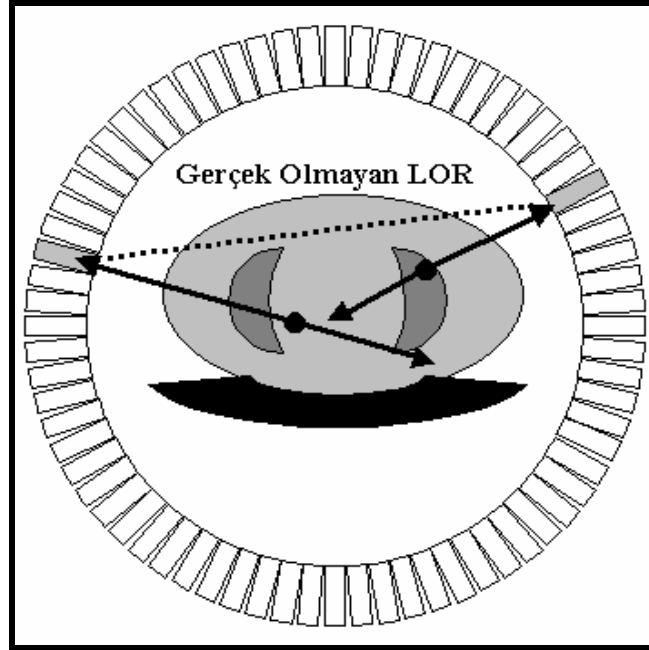
Bunlar aynı elektron-pozitron yok olma olayından kaynaklanan 511 KeV yok olma fotonlarından birinin ortamın atomları ile etkileşimi sonucunda, doğrultu değiştirerek gitmesi gereken detektör yerine başka bir detektör tarafından detekte edilmesi sonucu oluşur. Yine sistem, yanlış bir LOR oluşturur (Şekil 2.11). Saçılmış olayın sayılması sonucu, olayın yerini belirleyen LOR ile yok olma olayının orijini arasında doğru bir bağlantı kurulamaz. Bu da yanlış sayıma ve görüntüde kontrast düşüklüğüne neden olur. Maalesef yok olma fotonlarının enerjileri ancak 511 KeV' dir ve enerjinin düşük olması, kalın hastalarda bu tür bir çakışma olayının olasılığını artırıcı bir etki yapmaktadır. Bu olayın etkilerinin azaltılmasının etkin bir yolu, PET'in Compton enerji penceresinin daraltılmasıdır.



**Şekil 2.11.:** Saçılmış Çakışmalar. Bunlar aynı yok olma olayından kaynaklanan yok olma fotonlarından birinin ortamın atomları ile Compton etkileşimi sonucu doğrultu değiştirerek gitmesi gereken detektör yerine başka bir detektör tarafından algılanması sonucu meydana gelir.

#### 2.7.4. Rastgele Çakışmalar

Bu olay iki çekirdeğin, yaklaşık olarak aynı zamanda bozunması sonucu ortaya çıkar. İki pozitronun yok olması sonucu dört foton yayınlanır. Farklı iki yok olma olayından kaynaklanan bu fotonların farklı orijinli iki tanesi, aynı çakışma zamanlama penceresi içinde sayılırlar ve sanki aynı orijinli yok olma olayından kaynaklanıyormuş gibi algılanırlar. Böylece sistem tarafından doğru olmayan bir LOR çizilir (Şekil 2.12). Bunun görüntü kalitesi üzerindeki etkisi, saçılmaların sebep olduğu etkiye benzerdir. Bu etki hastaya düşük aktivitede [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG verilmesi sonucu sayım hızının azaltılması ile önlenabilir. Ancak bunun sonucu olarak sayım verimi azalır ve daha fazla gerçek sayım elde edebilmek için hasta görüntüleme süresi uzar.

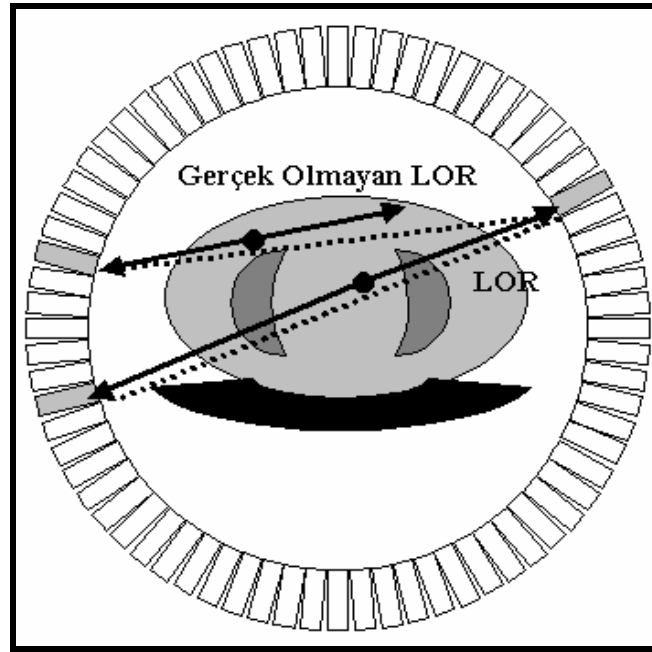


**Şekil 2.12.:** Rastgele Çakışmalar. İki çekirdeğin yaklaşık olarak aynı zamanda bozunması sonucu ortaya çıkan iki pozitronun yok olması ile dört foton yayınlanır. Farklı iki yok olma olayından kaynaklanan bu fotonların farklı orijinli iki tanesi aynı çakışma zamanlama penceresi içinde sanki aynı orijinli yok olma olayından kaynaklanıyormuş gibi algılanır.

### 2.7.5. Çoklu Çakışmalar

Rastgele olayların benzeridir. Farklılığı, aynı çakışma zaman penceresi içinde iki yok olma olayından kaynaklanan üç tane 511 KeV yok olma fotonun farklı üç detektör tarafından aynı koincidens zamanlama penceresi içinde detekte edilmesidir (Şekil 2.13).

Bu durumda sistem hangi iki fotonun aynı yok olma olayından kaynaklandığını ayırt edemediği için, bu olaylar ret edilir. Bu da sayım veriminin düşmesine sebep olur. Bu etkiyi azaltmanın yolu yine hastaya verilecek radyoaktif maddenin azaltılmasıdır. Ancak bu sayım veriminin azalmasına ve görüntüleme süresinin uzamasına neden olur.



**Şekil 2.13.:** Çoklu Çakışmalar. İki yok olma olayı sonucunda meydana gelen üç tane yok olma fotonun, farklı üç detektör tarafından aynı çakışma zamanlama penceresi içinde algılanmasıdır.

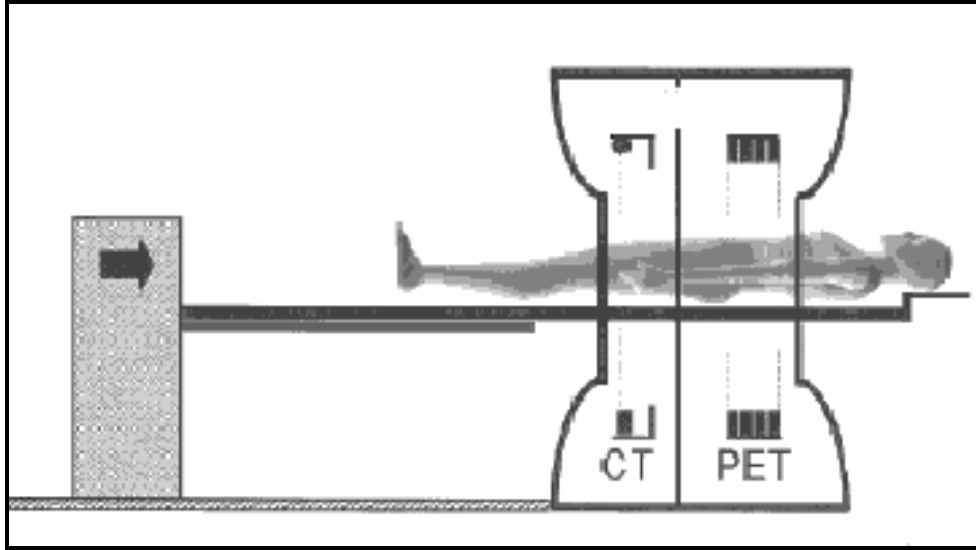
### 3. MALZEME VE YÖNTEM

#### 3.1. SIEMENS BIOGRAPH- 6 MODEL HIRES, PET/CT

Siemens Biograph- 6 Model HIRES, PET/CT cihazı detektör teknolojisi olarak en son teknolojilerden biri olan LSO kristallerinden imal edilmiştir. LSO sintilasyon materyalleri Genel kısımlar bölümünde anlatıldığı üzere şu anda ticari olarak üretilen en hızlı bozunma zamanına sahip kristal tiplerinden biridir. Bu sayede hasta çekim süreleri NaI(Tl), GSO, BGO gibi diğer kristal türlerine sahip PET cihazlarına göre daha kısa tutulabilmektedir.

Siemens PET cihazı 70 cm çaplı FOV' a (Field of View) sahip olan halka şekilli üç detektör dizisine sahip olup her halka bloğu 48 adet bağımsız sintilasyon blok detektörden oluşmaktadır. Ayrıca herbir blok detektör, duyarlılığının artırılması amacıyla kendi içinde  $13 \times 13 = 169$  adet bağımsız kristal parçasına ayrılmış olup, sistem toplamda 24336 adet bağımsız sintilasyon kristali elemanına ayrılmış olmaktadır. Herbir blok kristal 4 adet PMT ile sisteme bağlanmıştır. Sistem sadece 3D (3 Dimension- 3 Boyutlu) modunda çalışmaktadır.

PET cihazı ayrıca sistemle bir bütün olarak çalışan bir bilgisayarlı tomografi (Computerized Tomografi-CT) cihazına da sahip olup, sistemin bilgisayarı aracılığı ile her iki sistemden elde edilen görüntüler üst üste çakıştırılarak her iki görüntünün aynı anda yorumlanabilmesi sağlanabilmektedir (Schöder ve diğ., 2003) (Şekil 3.1). CT spiral tüp yapısı ile geleneksel CT'lerdeki çekim sürelerinden çok kısa sürelerde tüm vücut görüntülemeleri yapabilmektedir. Görüntü dilim kalınlıkları 0.6 ile 10 mm arasında oluşturulabilmektedir. Tablo 3.1 ve 3.2 de PET ve CT'nin bazı teknik özellikleri verilmiştir.



**Şekil 3.1.:** Siemens Biograph-6 model HIREs, PET/CT cihazı (üst) ve cihazın yandan temsili görünümü (alt, Şekil Townsend, 2004 'den alınmıştır). Cihazın PET kısmı 144 adet blok kristalin 13x13 parçaya bölünmesi ile elde edilen 24336 adet LSO kristalden oluşmaktadır. CT kısmı ise yüksek hızlı seramik detektörden oluşmuş olup 6 dilim çekebilme özelliğine sahiptir.

**Tablo 3.1.:** Siemens Biograph- 6 model HIRES PET teknik özellikleri.

Karakteristik	Değer
Detektör Halka Çapı (cm)	83
Detektör Materyali	LSO
Bağımsız Kristal Sayısı	23336
Kristal/Halka Sayısı	624
Detektör Halka Sayısı	39
Kristal Boyutları (mm <sup>3</sup> )	4X4X20
Kristal Bloklarının Yüzey Boyutları (mm)	52X2
Blok Kristaldeki Bağımsız Kristal Sayısı	13X13
Blok Detektör Sayısı	144
Hasta tünel Çapı (cm)	70
Aksiyal FOV (cm)	16.2
Transaksiyal FOV(cm)	58.5
Koinsidens Zamanlama Penceresi (ns)	4.5
Compton Enerji Penceresi (keV)	425-650

**Tablo 3.2.:** Siemens Biograph- 6 model HIRES CT teknik özellikleri

Karakteristik	Değer
Tarama Modu	Sarmal , aksiyal
Hasta tünel Çapı (cm)	70
Transvers Tarama Alanı (cm)	50
Maksimum Dilim Sayısı	16
Nominal Dilim Genişliği (mm)	0.6,0.75,1,1.5,2,3,4,5,6,7,8,10
Tüp Voltajı (kV)	80,100,120,140
Tüp Akımı (mA)	28-500
Detektör Materyali	Solid State (Ultrafast Seramik)
Rotasyon Zamanı (s)/360 <sup>0</sup> Rotasyon	0.42, 0.5, 0.75, 1.0,1.5
Spiral Tarama Zamanı (s)	100
Maksimum Güç (kW)	60

### 3.2. [<sup>18</sup>F]-FDG ENJEKSİYONLUK SOLÜSYON

Partikül hızlandırıcıda H<sub>2</sub>O<sup>18</sup> hedefinin protonlarla ışınlanması sonucunda <sup>18</sup>O (p,n) <sup>18</sup>F reaksiyonu ile elde edilen <sup>18</sup>F, fiziksel yarı ömrü 109.8 dakika olan radyoaktif bir elementtir. Otomatik sentez ünitesinde "*SN<sub>2</sub> Nucleophilic Değişirme*" yöntemine (Gillies ve diğ. 2006) göre elde edilen [<sup>18</sup>F]-Fluoro-2-Deoxy-Glucose ([<sup>18</sup>F]-FDG), izotonik sodyum klorür içinde steril, berrak, renksiz veya hafif sarı renkli, damar yolu ile uygulanmaya hazır bir radyofarmasötiktir. Ticari olarak kurşun zırh içinde 20 ml'lik cam şişede multidoz olarak en az 1150 MBq (31 mCi) [<sup>18</sup>F]-FDG solüsyonu olarak üretilmektedir. Renksiz veya hafif sarı renkli berrak bir çözelti olan solüsyonun pH değeri 4.5-8.5 aralığındadır ve sterilidir.

Dokulardaki [<sup>18</sup>F]-FDG tutulumu beslenme ve şeker hastalığı ile bağlantılı kan şekeri düzeyinin değişkenliğine göre farklılık gösterebilir. Diabet şikayeti bulunmayan hastalar [<sup>18</sup>F]-FDG enjeksiyonu öncesinde beslenerek kan şekeri düzeyleri kararlı hale getirilmelidir. Diabetik hastaların ise kan glikoz düzeylerinin [<sup>18</sup>F]-FDG taramasının öncesinde ve taramanın yapıldığı günde kararlı duruma getirilmesi gerekebilir. Çekim yapılacak gün hastadan kan alınarak kanındaki glikoz düzeyi kontrol edilir. 60-130 mg/dL aralığında olan değerler uygun kabul edilerek hastaya [<sup>18</sup>F]-FDG solüsyon damar yolu ile enjekte edilir.

### 3.3. ANTROFORMİK İNSAN VÜCUT FANTOMU (DOLDURULABİLİR TÜM VÜCUT PET FANTOMU)

Çalışmamızda ağır kilolu hastalarda olabilecek küçük boyutlu akciğer tümörlerinin ideal görüntülenme kriterlerinin bulunabilmesi için insan vücudunu taklit eden özgün bir antropomik fantom yaptık. Fantom hasta vücut-zemin aktivitesini yaratabilmek amacıyla içi su doldurulacak şekilde tasarlandı. Bu çalışmaya özgün olarak geliştirdiğimiz fantoma Doldurulabilir Tüm Vücut PET Fantomu adını verdik. Fantom da 100 kg 'lık ağırlıklı erkek bir hastayı taklit edecek şekilde gerçek bir hastanın boyutları kullanıldı. Fantomun omuz-baş bölümleri tek parça, akciğer-göğüs kafesi bölümleri tek parça, ve pelvis-alt extremite tek parça olacak şekilde üç ana bölüm olarak tasarladı (Şekil 3.2). Aşağıda fantomun bu bölümlerinin detayları anlatılmıştır.

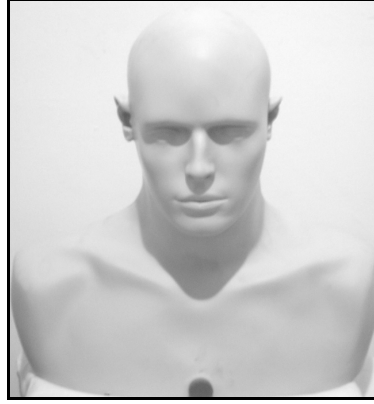




**Şekil 3.2.:** İnsan vücut fantomu (Doldurulabilir Tüm Vücut PET Fantomu). Fantom 100 Kg ağırlıklı erkek bir hastayı taklit edecek şekilde oluşturuldu. Fantom Üç ana bağımsız parçadan oluşmaktadır (Omuz-Baş, Akciğer-Göğüs Kafesi ve Pelvis-Alt Ekstremitte Bölümleri). Her bölüm içine su ve [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG doldurulabilecek şekilde tasarlandı.

### 3.3.1. Omuz-Baş Bölümü

Fantomun üst parçası olan omuz-baş bölümü 25 lt su alacak şekilde tasarlandı (Şekil 3.3). Omuz kafa bölümünün imalatında, vitrin mankenlerinin üretimi için kullanılan kalıplar ve polyester (yoğunluk=1.15 gr/cm<sup>3</sup>) malzeme kullanıldı. Polyester, kalınlığı mümkün olduğunca düzgün olacak şekilde (4 mm kalınlığında) kullanıldı. Bu bölüme, suyun ve [<sup>18</sup>F]-FDG'nin doldurulabilmesi için 2 cm çaplı bir su tapası takıldı. Kafa tası, beyini temsil etmesi amacıyla 1.5 lt hacimli bir ayrı bölüme ayrıldı. Böylece vücudun en fazla glikoz aktivitesine sahip ve bu nedenle en fazla [<sup>18</sup>F]-FDG tutulumlu bölgelerinden biri olan beyin kısmı oluşturulmuştur.



**Şekil 3.3.:** İnsan vücut fantomunun omuz -baş bölümü. Fantomun üst parçası olan omuz-baş bölümü 25 lt su alacak şekilde tasarlandı. Kafa tası, beyini temsil etmesi amacıyla 1.5 lt hacimli bağımsız bir bölüme ayrıldı.

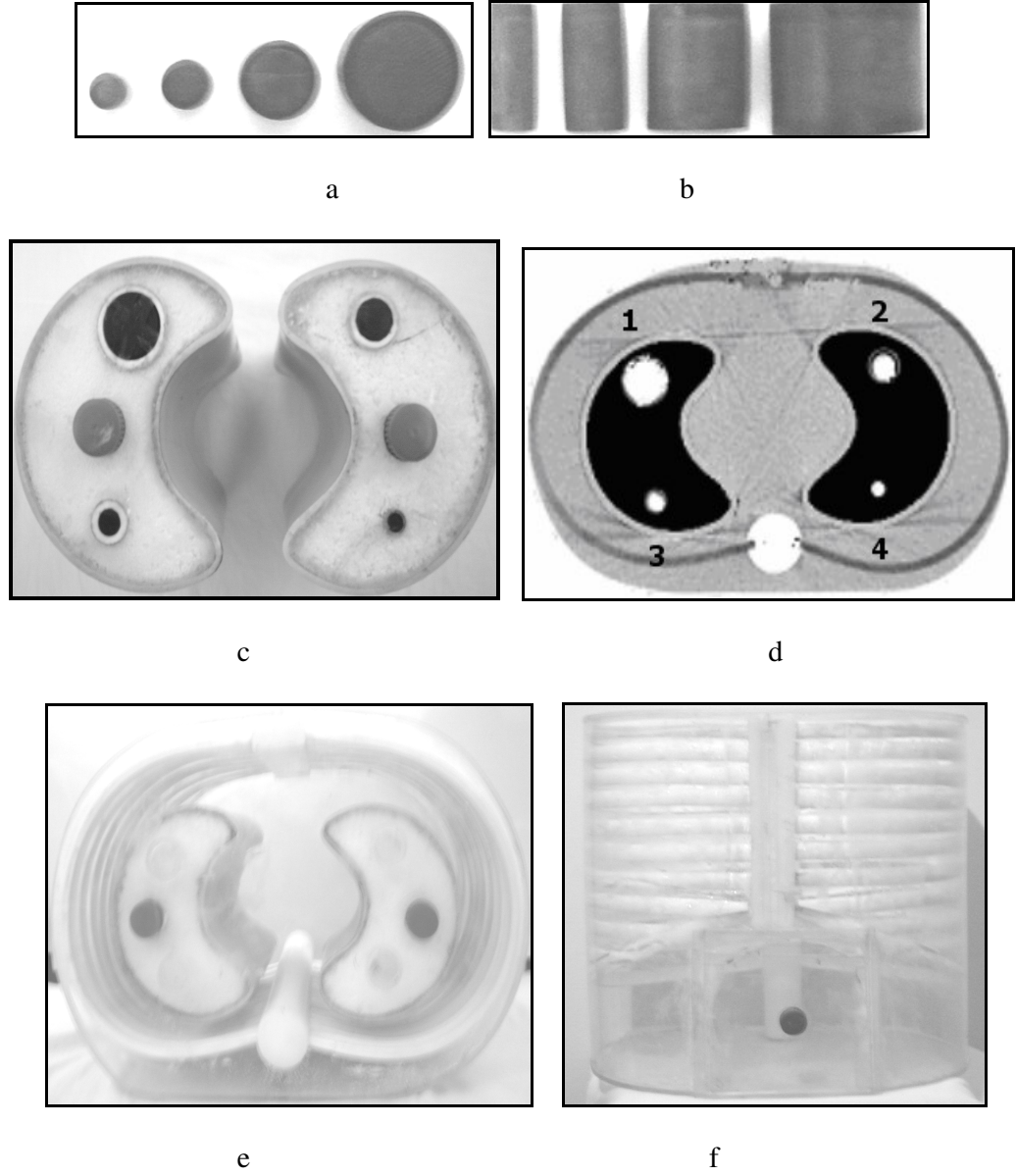
### 3.3.2. Akciğer-Göğüs Kafesi Bölümü

Fantomun orta bölümü olan akciğer kısmı 30 lt su alacak şekilde 40 cm yükseklik ve 27-42 cm çaplarında elips şekilli bir yapıya sahip olacak şekilde, 0.980 gr/cm<sup>3</sup> yoğunluklu pleksiglas malzemenin imal edildi (Şekil 3.4). Akciğer kısmının da kullanılan pleksiglas malzemenin insan vücudu ile benzer bir geometrik şekilde olması için 100 kg ağırlıklı bir insandan alınan göğüs kafesi kalıbından elde edilen tahta bir kalıp kullanılmıştır. Pleksiglas plaka yüksek ısı bir fırında, bu tahta kalıba sarılmak suretiyle insan göğüs kafesi şekline getirildi. Akciğerlerin sökülüp takılabilmesi için kalıbın üst kısmında 15x15 cm<sup>2</sup> boyutlarında bir kapak oluşturuldu.

Ayrıca fantom, akciğerleri temsil etmesi amacıyla, iki adet bağımsız bölümden oluşmaktadır. Akciğerlerin imalatı için 3 mm kalınlıklı ve 20 cm çaplı plastik borular ısıtılarak akciğerlerin şekline getirildiler. İki akciğerin alt ve üst kısımları 3 mm kalınlıklı pleksiglas plakalar ile kapatıldı ve akciğerlerin içine konulacak suyun doldurulması ve boşaltılması için alt ve üst kısma birer adet tıpa yapıldı. Akciğerler 1/3 oranında su (yoğunluk=1 gr/cm<sup>3</sup>) ve 2/3 oranında strafoam (köpük) (yoğunluk=0.04 gr/cm<sup>3</sup>) taneciklerle ile doldurulmak suretiyle akciğerlerin yoğunluğuna (yaklaşık yoğunluk=0,35 gr/cm<sup>3</sup>) (Coleman ve diğ. 1999) eşdeğer bir ortama dönüştürülmüştür.

Vücuttaki vertebraları (omurlar) temsilen 4.5 cm çaplı teflon bir silindir (yoğunluk 1.55 gr/cm<sup>3</sup>) ve kostaları (kaburgalar) temsilen sert plastik (yoğunluk 1.15 gr/cm<sup>3</sup>) malzemeler bu kemik yapıların şekilleri ile aynı geometriye getirildikten sonra fantomun akciğer-göğüs kafesi bölümüne yerleştirildi. Yine zemine göre daha yüksek aktivite tutma kapasitesi olan karaciğer de 2.5 lt hacimli bir yapı olacak şekilde oluşturularak fantomun akciğer-göğüs kafesi kısmına yerleştirildi.

Lezyonlar imal edilirlerken, klinikte küçük boyutlu akciğer tümörleri olarak kabul edilen 3 cm den küçük çaplı tümörleri (Nomori ve diğ. 2004) taklit edilecek şekilde pleksiglas malzemenin silindirler kullanıldı. Silindirlerde kullanılan pleksiglas malzemenin yoğunluğu 0,980 gr/ cm<sup>3</sup> olup kalınlıkları 1.5 mm' dir. Fantomda akciğer tümörleri yerine kullanılmak amacıyla 2 cm yükseklik ve 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı 4 adet silindirik lezyon imal edildi. Bu silindirlerin üst yüzeylerine tıpa ile kapatılacak şekilde 2 mm çaplı delikler açıldı. Böylece silindirlerin içlerinin sırınga yardımı ile su ve [<sup>18</sup>F]-FDG ile doldurulması sağlandı. Lezyonların akciğerler içine yerleştirilmeleri için akciğer içlerine 10 cm uzunluklu silindirik tüneller yapıldı. Ayrıca tünellere yerleştirilmek üzere 8 cm uzunluklu silindirik borular imal edilerek, bu silindirik lezyonların içleri de akciğerlerle benzer fiziksel özellikler taşıyacak şekilde su ve köpük ile dolduruldu. Fantomda lezyonların konumlarını gösteren transaksiyal toraks CT kesiti Şekil 3.4'de verilmiştir.



**Şekil 3.4.:** İnsan vücut fantomunun akciğer-göğüs kafesi bölümü. Silindirik 0.6, 1.0, 1.6 ve 2.4 cm çaplı akciğer lezyonları (a, b); akciğerler ve lezyonların konumları (c); fantomun transaksiyal CT kesiti ve CT’ de lezyonların konumları (1 nolu silindir 2.4 cm çaplı, 2 nolu silindir 1.6 cm, 3 nolu silindir 1.0 cm ve 4 nolu silindir 0.6 cm çaplı) fantomun toraks kısmının transaksiyal görünümü (d) ve fantomun toraks kısmının önden görünümü.

### 3.3.3. Pelvis-Alt Extremiteler Bölümü

Fantomun üçüncü kısmı olan pelvis-alt extremiteler (bacaklar) bölümü ayaklara kadar içi 45 lt su doldurulacak şekilde imal edildi (Şekil 3.5). Pelvis-alt extremiteler bölümünün imalatında da yine vitrin mankenlerinin üretimi için kullanılan kalıplar ve polyester malzeme kullanıldı. Bu bölümde de polyester kalınlığı mümkün olduğunca düzgün olacak şekilde (4 mm kalınlığında) kullanıldı. Bu bölüme de suyun ve  $[^{18}\text{F}]$ -FDG'nin doldurulabilmesi için 2 cm çaplı bir su tapası takıldı. Beyinde olduğu gibi mesanede diğer organlara göre yüksek  $[^{18}\text{F}]$ -FDG aktivitesi gösterdiği için bu kısımda 0.5 lt hacimli ayrı bir bölüm ayrıldı.



**Şekil 3.5.:** İnsan vücut fantomunun pelvis-alt extremiteler bölümü. Bu bölüm 45 lt su alacak şekilde tasarlandı. Mesaneyi temsil etmesi amacıyla 0.5 lt hacimli bağımsız bölüm oluşturuldu.

### 3.4. İNSAN VÜCUT FANTOMUNDA KULLANILAN AKTİVİTE DEĞERLERİ VE FANTOM PET ÇEKİMLERİ

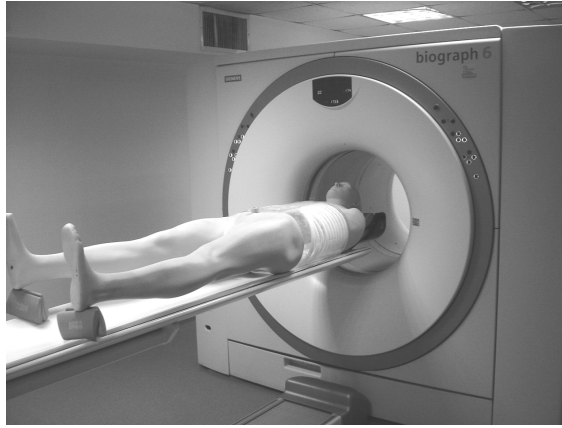
Fantomda vücut zemin aktivitesine oranla beyin ve mesane gibi yüksek aktivite tutulumu olan ve akciğer gibi daha düşük aktivite tutan organlar ayrı bölümler olarak yapılmışlardır. Bu organların aktivite tutulum oranları fantomla benzer fiziksel özelliklere sahip 25 hastanın SUV (Standartized Uptake Value) değerlerinden elde edildi. Hastalardan elde edilen bu SUV değerlerinden  $\text{Aktivite}_{\text{yumuşak doku}}/\text{Aktivite}_{\text{beyin}}=1/7$  ve  $\text{Aktivite}_{\text{yumuşakdoku}}/\text{Aktivite}_{\text{mesane}}=1/12$ ,  $\text{Aktivite}_{\text{yumuşakdoku}}/\text{Aktivite}_{\text{karaciğer}}=1/2$  ve  $\text{Aktivite}_{\text{yumuşak doku}}/\text{Aktivite}_{\text{akciğer}}=2$  olarak alındı.

Ayrıca bu 25 hastanın akciğer tümörleri üzerinden elde edilen SUV'lar incelendiğinde değerlerin genellikle 2 ile 8 arasında değişim gösterdiği tespit edildi (Tespit edilen değerler De Geus-Oei ve diğ., 2006; Halpern ve diğ., 2004-b; Hashimoto ve diğ., 2006; Miles ve diğ., 2006 çalışmaları ile uyumludur). Hastalarda gözlenen bu SUV değerleri göz önüne alınarak;

$$\text{SUV} = \frac{\text{İlgili Yapımın Aktivite Konsantrasyonu (MBq/gr)}}{\text{Enjeksiyon dozu (MBq)/Hasta Ağırlığı (gr)}} \quad (3.1)$$

formülü yardımı ile 2, 4, 8, SUV değerleri için lezyon aktivite konsantrasyon değerleri çekim başlangıç anı için hesaplandı (Bu SUV değerlerine karşılık gelen  $\text{Aktivite}_{\text{yumuşak doku}}/\text{Aktivite}_{\text{lezyon}}$  oranları sırası ile 1/2, 1/4, 1/8'dir.  $\text{Aktivite}_{\text{akciğer}}/\text{Aktivite}_{\text{lezyon}}$  oranları 1/4, 1/8, 1/16'dır). Deneyle bu üç farklı  $\text{Aktivite}_{\text{akciğer}}/\text{Aktivite}_{\text{lezyon}}$  oranında 2, 3, 4, 5 dakika/yatak görüntüleme süreleri için ayrı ayrı yapıldı. Fantoma konulan toplam aktivite miktarı 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/kg enjeksiyon dozları kullanılarak hesaplandı (Bu değerlere karşılık 100 kg fantom için toplam enjeksiyon dozları sırası ile 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91 ve 21.62 mCi olarak hesaplandı). Hastaların enjeksiyondan bir saat sonra görüntülenmeye başlanacağı ve çekimden önce ortalama 2 defa idrara çıkacakları (25 hastanın çekim öncesi ortalama idrar miktarı 500 ml ve çekim anında mesanede 250 ml idrar olacağı tespit edildi) farz edilerek yapılan hesaplamalarla çekimin başlayacağı anda hastanın vücut zemin aktivitesi ( $\text{Aktivite}_{\text{yumuşakdoku}}$ ) ve buna bağlı olarak diğer organlarda ve lezyonlarda kullanılacak aktivite konsantrasyon değerleri hesaplandı (Tablo 3.3). (Tabloda hesaplanan değerler Coleman ve diğ., 1999, Kardmas ve diğ.

2002 antropomorfik fantom çalışmalarında kullandıkları aktivite konsantrasyon değerleri ile uyumludur). Tablo 3.3' de yer alan oranlar dikkate alınarak, doz kalibratöründe ölçülen aktivite miktarları kadar [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG enjektörler yardımı ile fantomun ilgili bölümüne konulmak suretiyle tüm fantomda gerçek bir hastanın vücut aktivite dağılımı elde edildi. Fantom bu haliyle PET masasına yatırıldı ve deneylerde ön görülen çekim süreleri boyunca (2, 3, 4, 5 dakika) akciğerler bölgesinden tek yatak bölgesinde görüntülendi (Şekil 3.6). Böylece fantoma yerleştirilen farklı boyutlardaki 4 akciğer lezyonu için farklı  $\text{Aktivite}_{\text{akciğer}}/\text{Aktivite}_{\text{lezyon}}$  oranları ve farklı yatak çekim süreleri kullanılarak 72 adet transaksial toraks PET görüntüsü elde edildi (Elde edilen PET görüntüleri bulgular kısmında verilmiştir). Bu görüntüler üzerine e-soft bilgisayar programı aracılığı ile ROI (Region of Interest) analizleri yapılarak, her bir lezyon ve bu lezyonun çapı ile aynı büyüklükteki akciğer zemininden alınan sayım miktarları tespit edildi. Daha sonra bu sayım değerleri kullanılarak bölüm 2.7'de açıklanan yöntem ile her lezyon için kontrast değerleri ayrı ayrı hesaplandı. Hesaplanan kontrast değerleri tablolar halinde bulgular kısmında verilmiştir. Bu kontrast değerleri ve enjeksiyon dozları arasındaki değişim (aynı zamanda görüntüleme süresinin de fonksiyonu olan) grafikler ile verilmiştir. Ayrıca her üç  $\text{Aktivite}_{\text{akciğer}}/\text{Aktivite}_{\text{lezyon}}$  oranı için incelediğimiz en iyi çekim şartlarında (8 MBq/kg enjeksiyon dozu ve 5 dakika/yatak çekim süresi) ve en kötü çekim şartlarında (3 MBq/kg enjeksiyon dozu ve 2 dakika/yatak çekim süresi) lezyon çapı ve kontrast değerleri arasında çizilen grafikler yine bulgular kısmında verilmiştir.



Şekil 3.6: Tüm vücut fantomunun PET de görüntülenme pozisyonu.

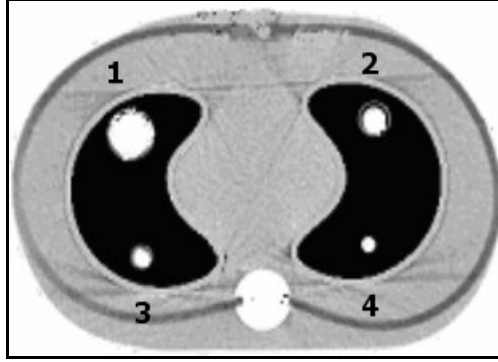
**Tablo 3.3.:** İnsan vücut fantomunda kullanılan aktivite konsantrasyon değerleri (A=Aktivite).

Enjeksiyon Dozu	Çekim Başlangıcında Zemin Aktivite Konsantrasyonu (kBq/ml) $A_{yum.dok}$	Çekim Başlangıcında Beyin Aktivite Konsantrasyonu (kBq/ml) $A_{yum.dok}/A_{beyin}=1/7$	Çekim Başlangıcında İdrar Aktivite Konsantrasyonu (kBq/ml) $A_{yum.dok}/A_{mesane}=1/12$	Çekim Başlangıcında Karaciğer Aktivite Konsantrasyonu (kBq/ml) $A_{yum.dok}/A_{akciğer}=2$	Çekim Başlangıcında Akciğer Aktivite Konsantrasyonu (kBq/ml) $A_{yum.dok}/A_{akciğer}=1/2$	Çekim Başlangıcında Lezyon Aktivite Konsantrasyonu (kBq/ml) $A_{akciğer}/A_{lezyon}=1/4$	Çekim Başlangıcında Lezyon Aktivite Konsantrasyonu (kBq/ml) $A_{akciğer}/A_{lezyon}=1/8$	Çekim Başlangıcında Lezyon Aktivite Konsantrasyonu (kBq/ml) $A_{akciğer}/A_{lezyon}=1/16$
8.10 mCi (3 MBq/Kg)	1.70	11.9	20.40	3.40	0.85	6.80	13.60	27.2
10.81 mCi (4 MBq/Kg)	2.26	15.82	27.12	4.52	1.13	9.04	18.08	36.16
13.51 mCi (5 MBq/Kg)	2.83	19.81	33.96	5.66	1.42	11.32	22.64	45.28
16.21 mCi (6 MBq/Kg)	3.39	23.73	40.68	6.78	1.70	13.56	27.12	54.24
18.91 mCi (7 MBq/Kg)	3.96	27.72	47.52	7.92	1.98	15.84	31.68	63.36
21.62 mCi (8 MBq/Kg)	4.52	31.64	54.24	9.04	2.26	18.08	36.16	72.32



#### 4. BULGULAR

Bu tez çalışması kapsamında, ağır kilolu hastalarda oluşabilecek küçük boyutlu akciğer tümörlerinin Siemens LSO-PET de iyi derecede görüntülenebilmesi için gerekli aktivite ve çekim süresinin araştırılması amacıyla her biri farklı bir çekim koşuluna denk gelen 72 adet akciğer PET görüntüsü elde edildi. Bu görüntülerin tamamı fantomun aynı akciğer kesitinden elde edilen görüntülerdir. Görüntüler bölüm 4.1-4.12 'i arasında 2, 3, 4, 5 dakika/yatak süreleri ve  $1/4, 1/8, 1/16 A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}$  aktivite oranları temel alınarak verilmiştir. Görüntüler üzerinde lezyonların konumları Şekil 4.1 ' de verilmiştir.

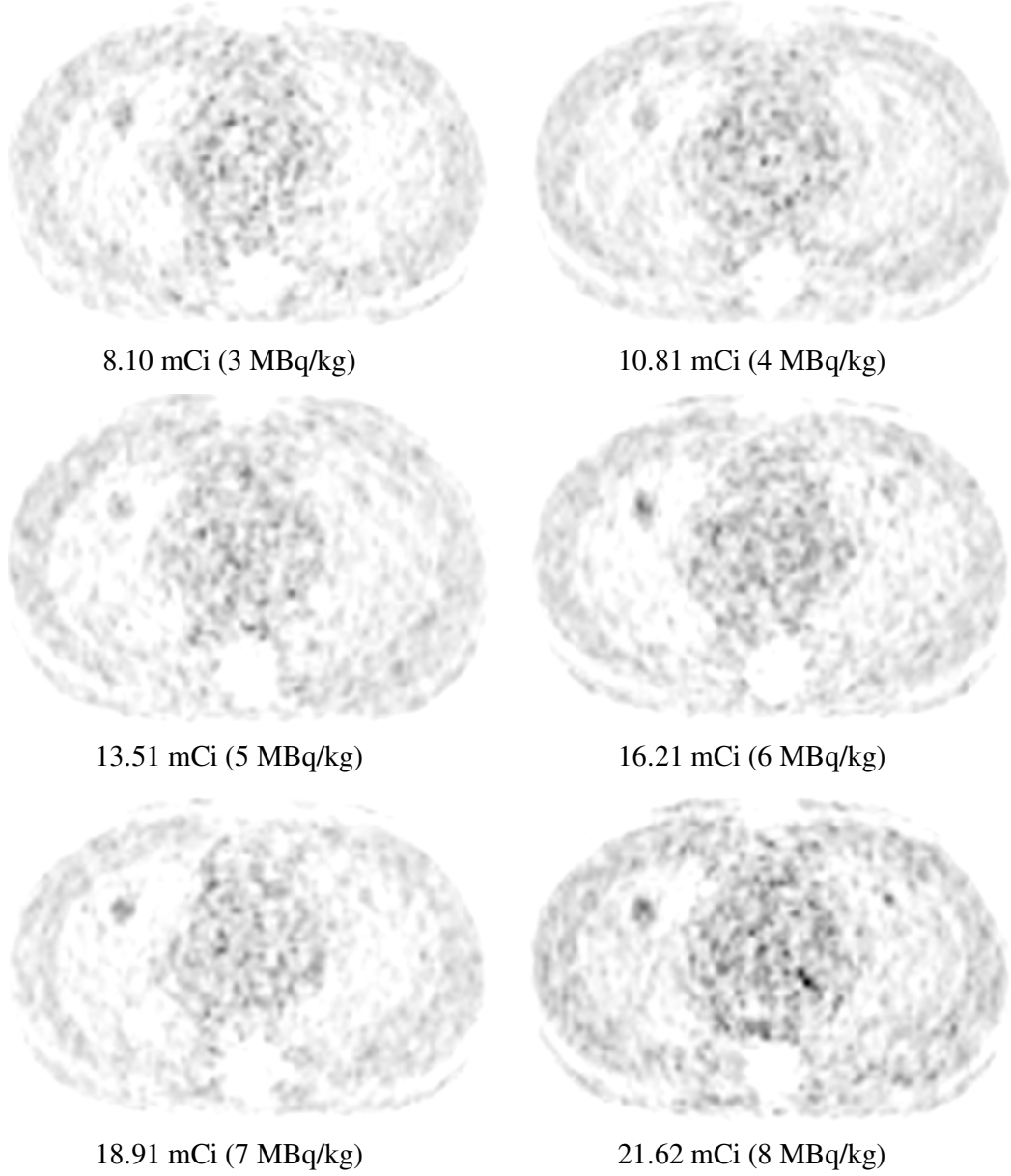


Şekil 4.1.: Lezyonların fantomdaki konumları (1 nolu silindir 2.4 cm çaplı, 2 nolu silindir 1.6 cm, 3 nolu silindir 1.0 cm ve 4 nolu silindir 0.6 cm çaplı )

Bu görüntülerden, bölüm 2.7. de anlatılan yöntem yardımı ile herbir lezyonun kontrast değerleri hesaplandı. Hesaplanan bu kontrast değerleri bölüm 4.13-4.17 arasında her bir lezyon boyutu için ayrı ayrı düzenlenen 4 tablo halinde verilmiştir.

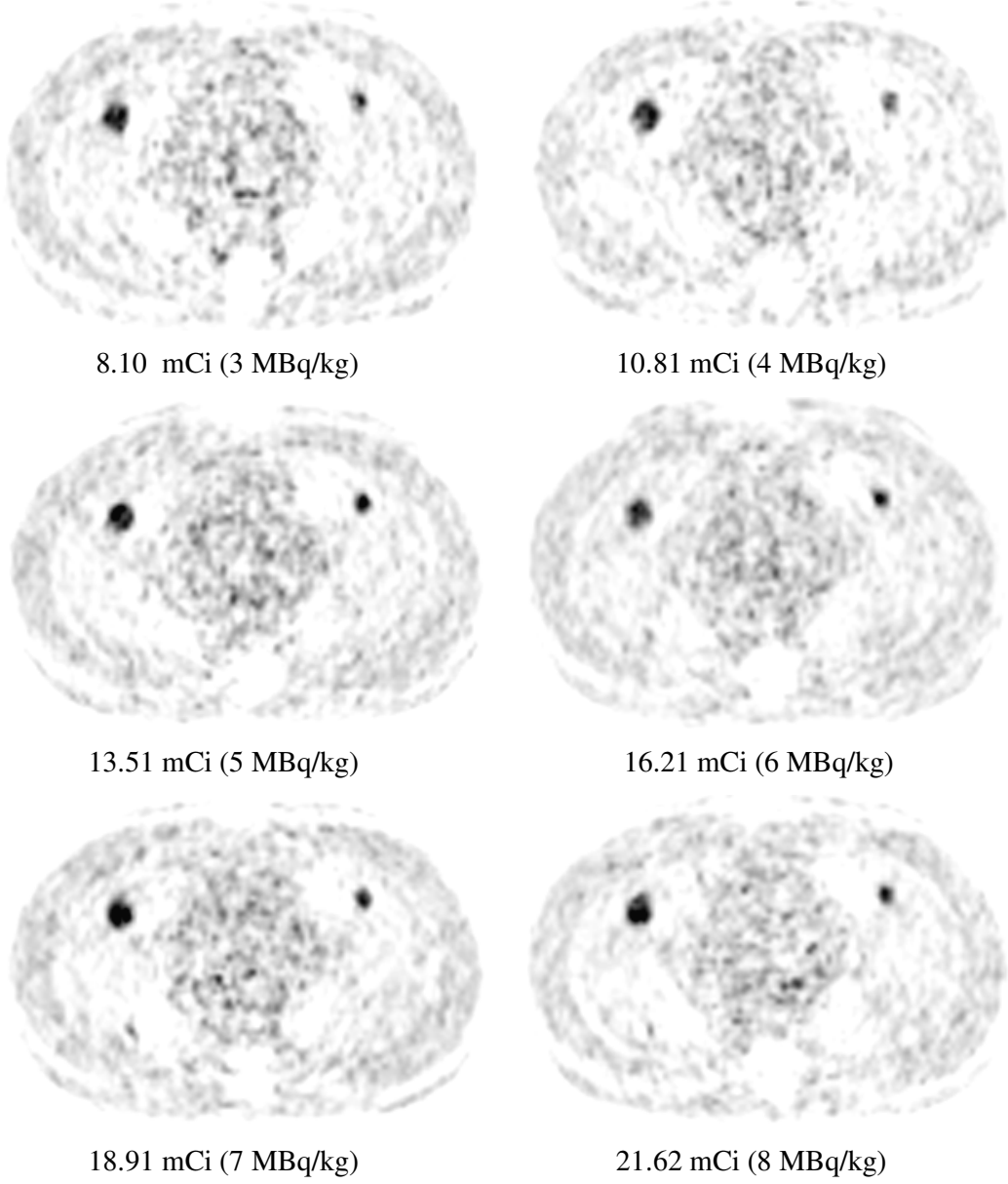
Ayrıca hesaplanan bu kontrast değerlerinin enjeksiyon dozu ile değişimi (aynı zamanda görüntüleme süresinde fonksiyonu olan) grafikler halinde Şekil 4.13-4.17 arasında verilmiştir. Yine kontrast değerlerinin lezyon çapı ile değişimini ifade eden grafikler Şekil 4.18-4.22 arasında verilmiştir.

**4.1. 2 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



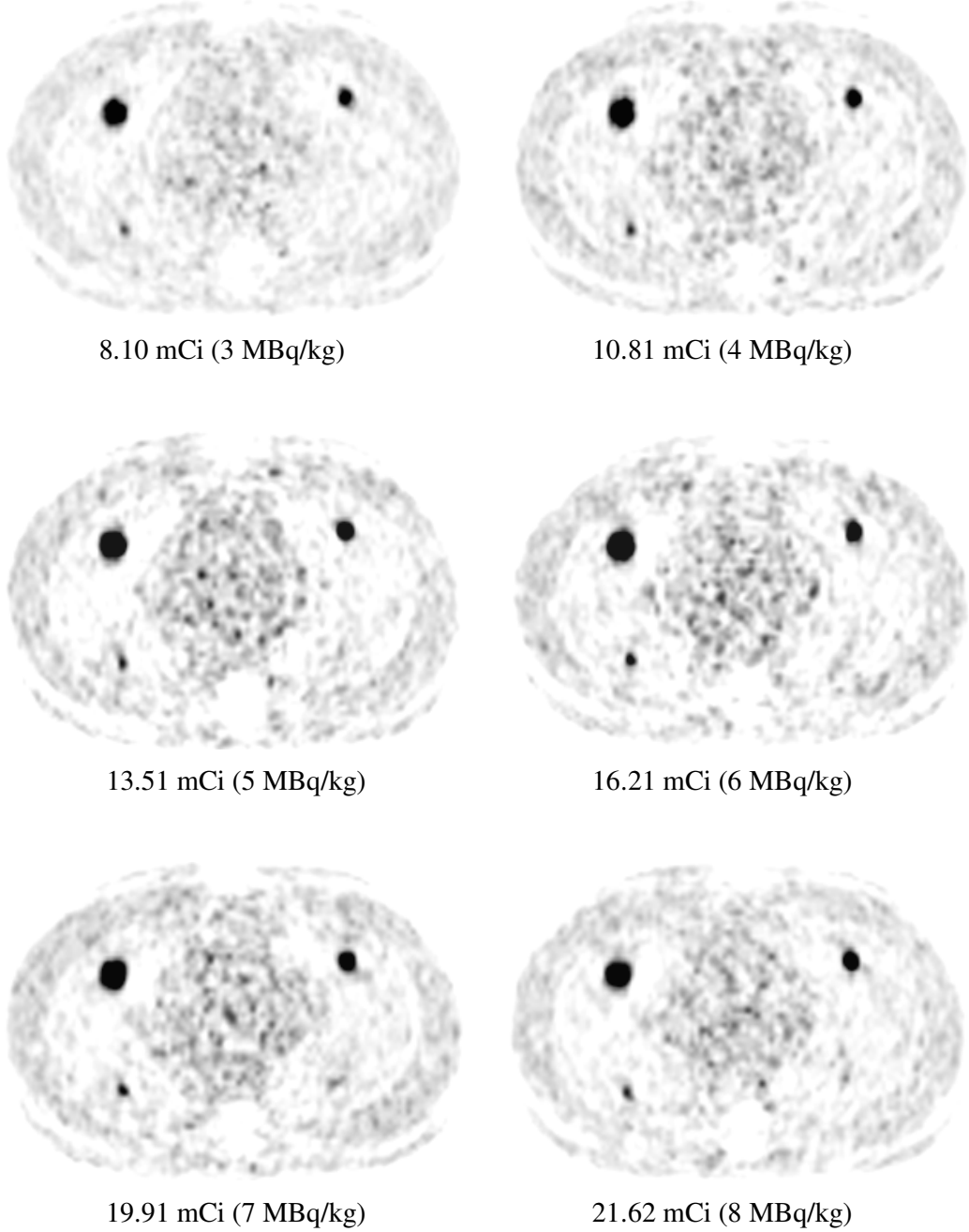
**Şekil 4.2.:** İnsan vücut fantonda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranında, 2 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

**4.2. 2 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



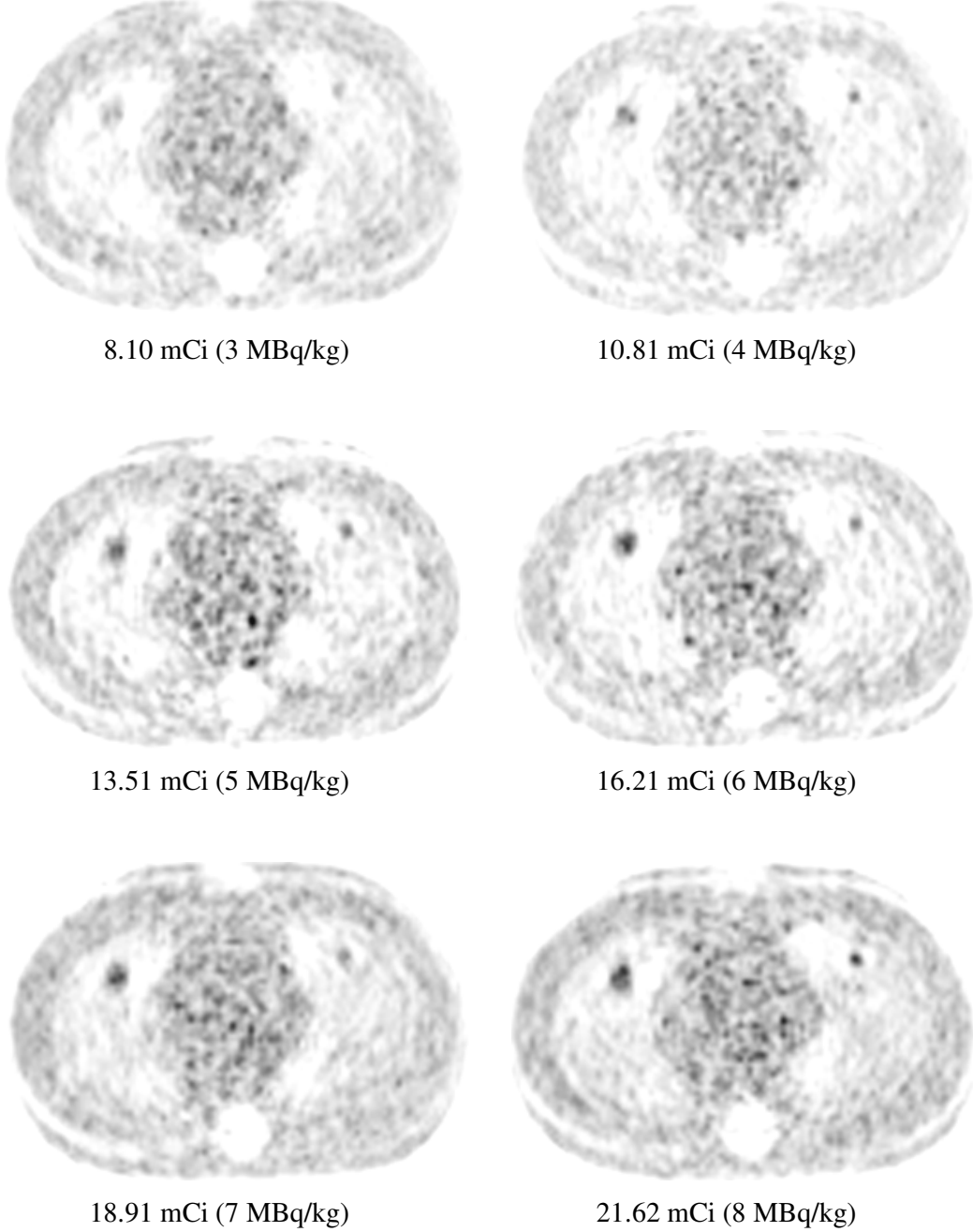
**Şekil 4.3.:** İnsan vücut fantomda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  aktivite oranında, 2 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

**4.3. 2 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



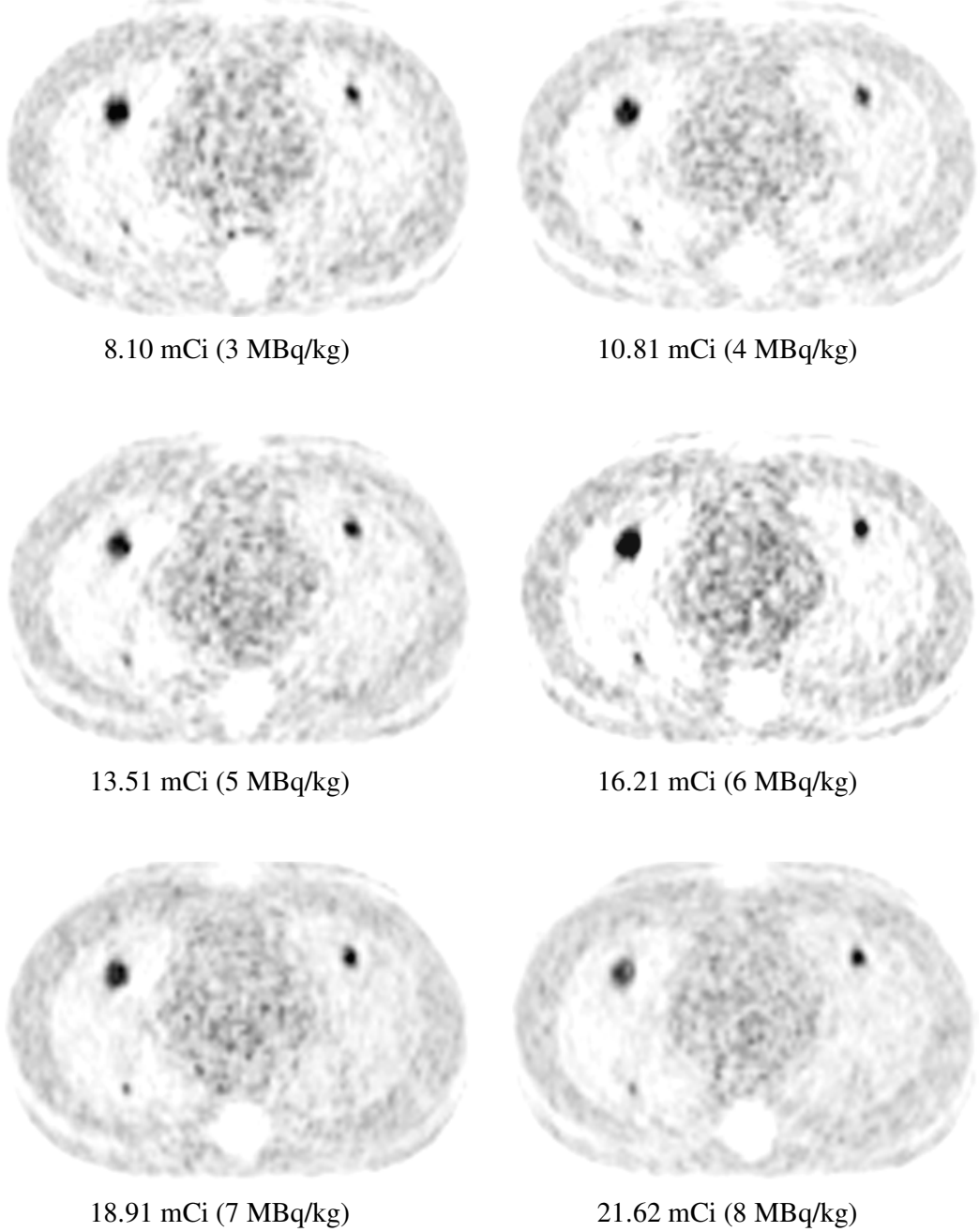
**Şekil 4.4.:** İnsan vücut fantonda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranında, 2 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

**4.4. 3 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



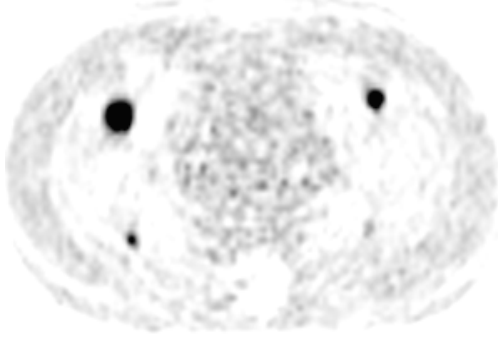
**Şekil 4.5.:** İnsan vücut fantonda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranında, 3 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

**4.5. 3 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**

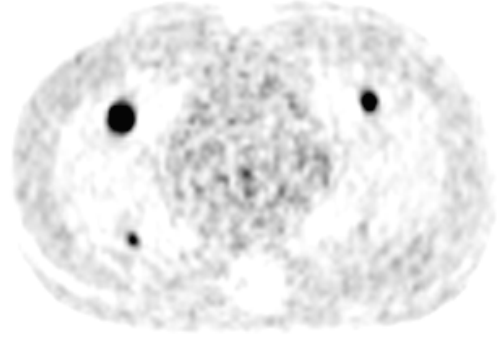


**Şekil 4.6.:** İnsan vücut fantonda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  aktivite oranında, 3 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

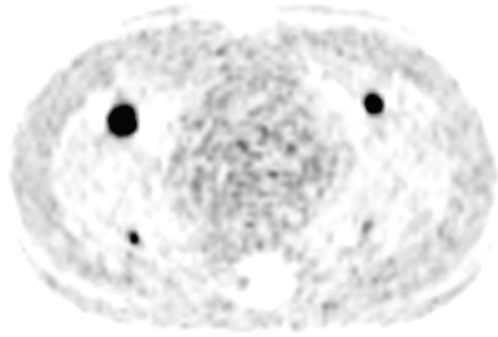
**4.6. 3 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



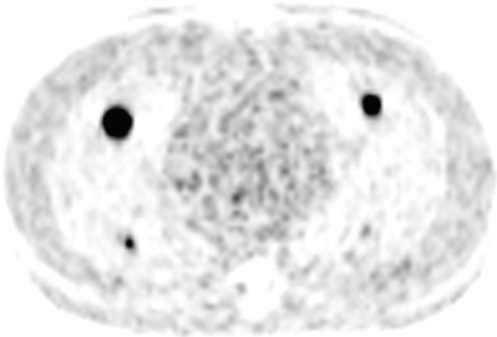
8.10 mCi (3 MBq/kg)



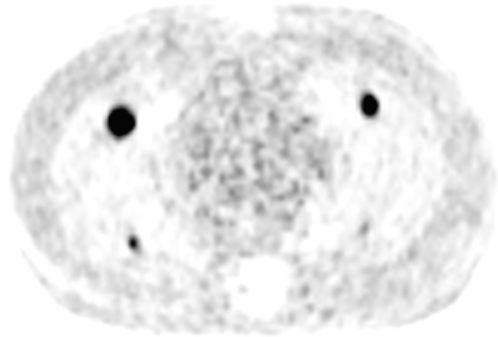
10.81 mCi (4 MBq/kg)



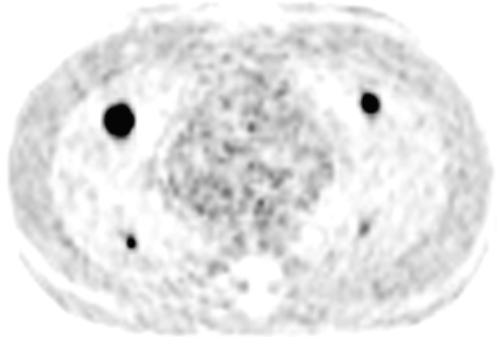
13.51 mCi (5 MBq/kg)



16.21 mCi (6 MBq/kg)



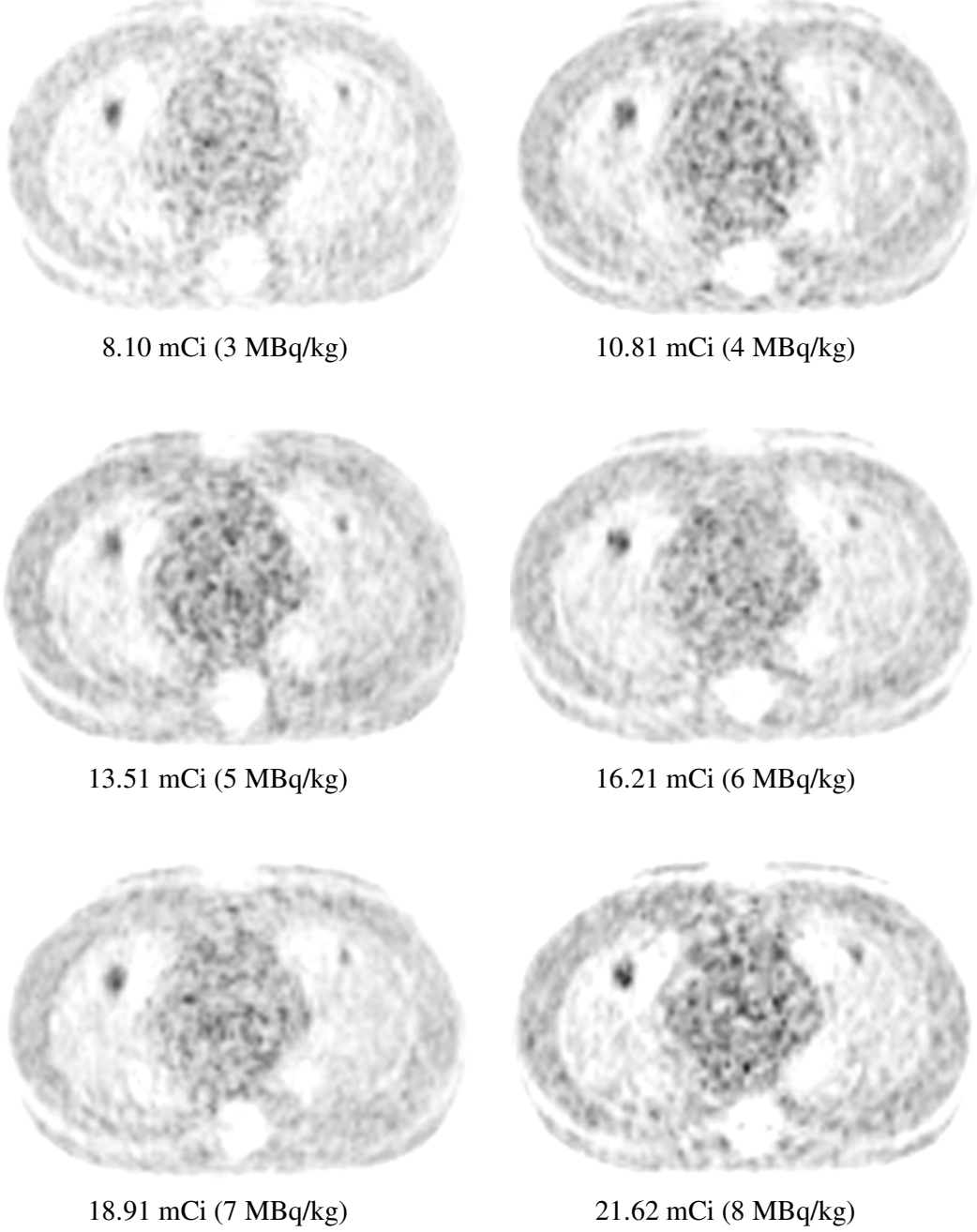
18.91 mCi (7 MBq/kg)



21.62 mCi (8 MBq/kg)

**Şekil 4.7.:** İnsan vücut fantomda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranında, 3 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

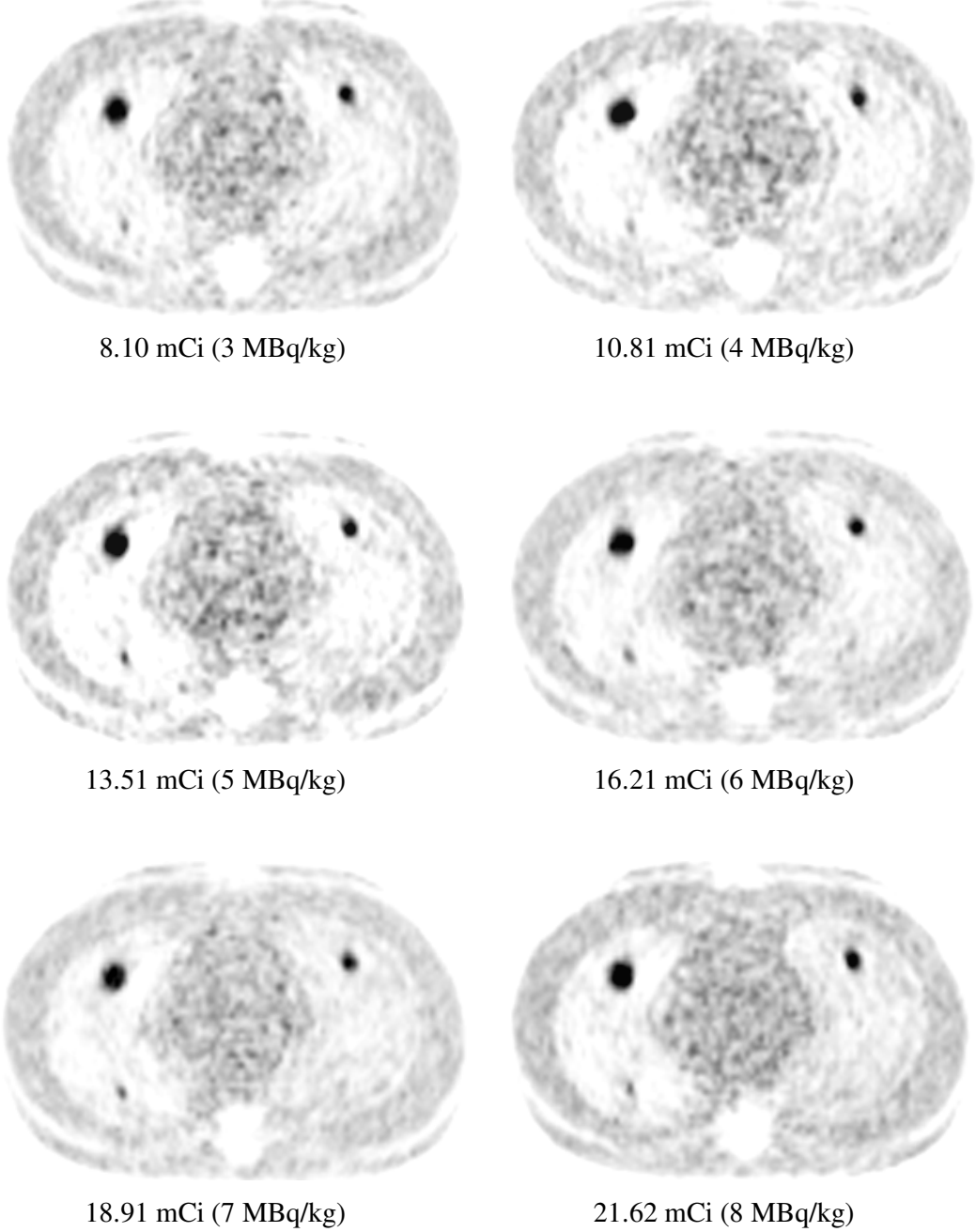
**4.7. 4 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



**Şekil 4.8.:** İnsan vücut fantonda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranında, 4 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

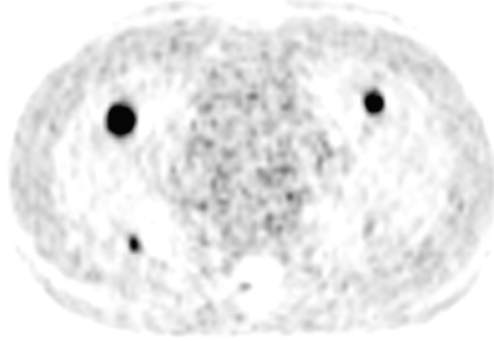


**4.8. 4 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**

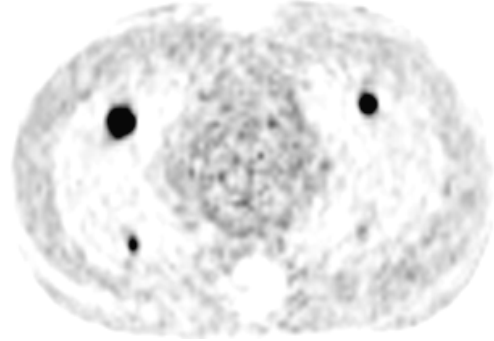


**Şekil 4.9.:** İnsan vücut fantomunda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  aktivite oranında, 4 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

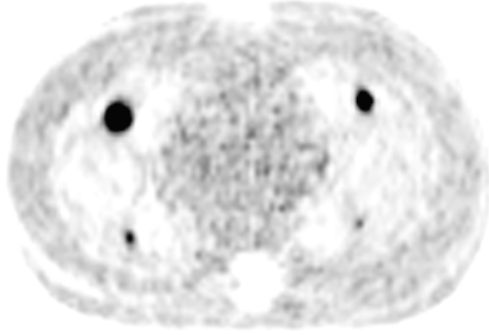
**4.9. 4 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



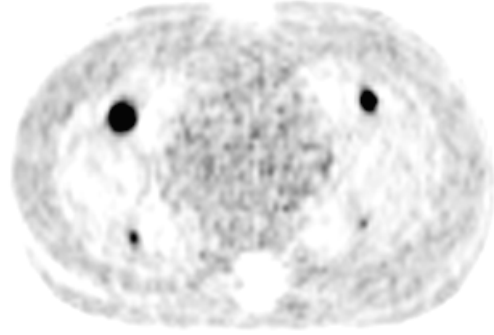
8.10 mCi (3 MBq/kg)



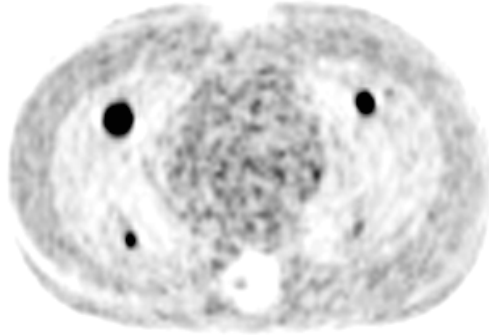
10.81 mCi (4 MBq/kg)



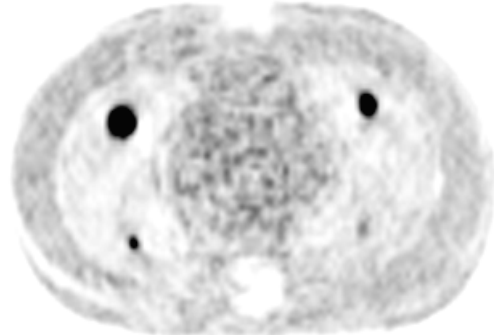
13.51 mCi (5 MBq/kg)



16.21 mCi (6 MBq/kg)



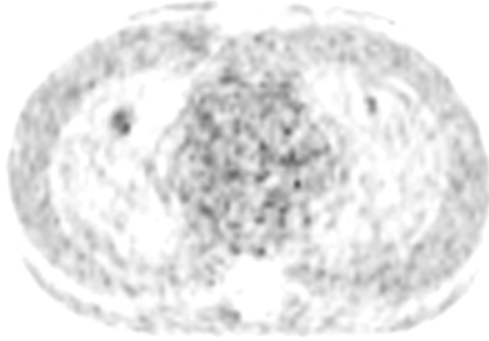
18.91 mCi (7 MBq/kg)



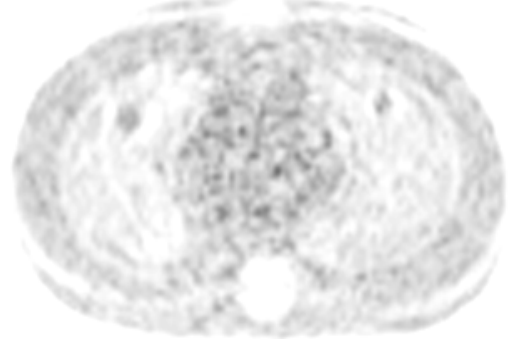
21.62 mCi (8 MBq/kg)

**Şekil 4.10.:** İnsan vücut fantomda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranında, 4 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

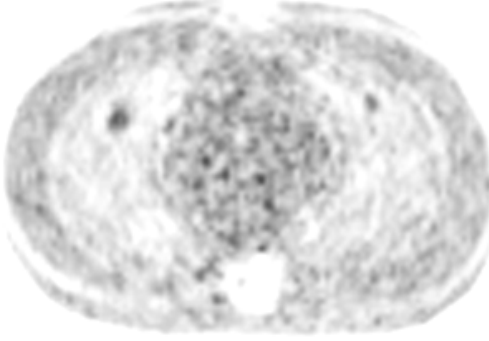
**4.10. 5 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



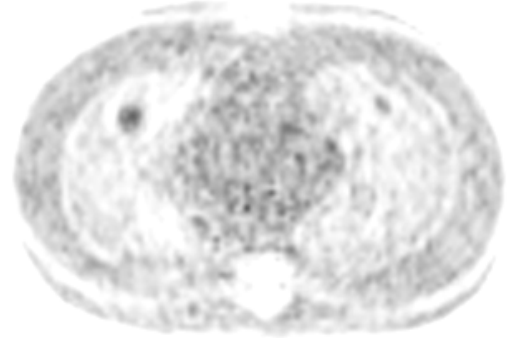
8.10 mCi (3 MBq/kg)



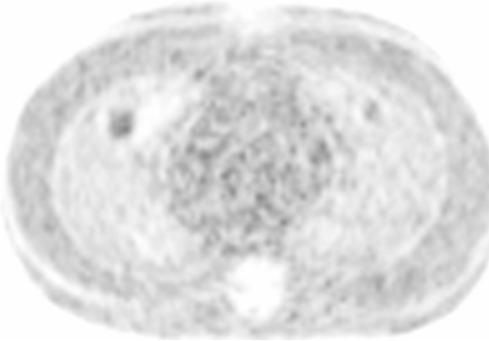
10.81 mCi (4 MBq/kg)



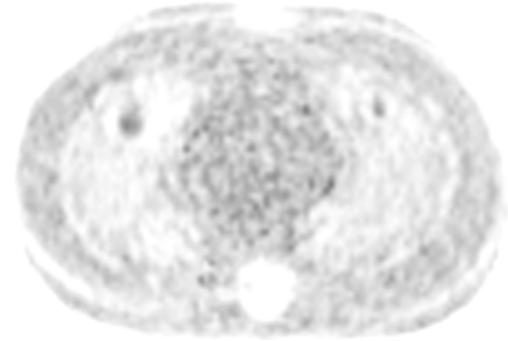
13.51 mCi (5 MBq/kg)



16.21 mCi (6 MBq/kg)



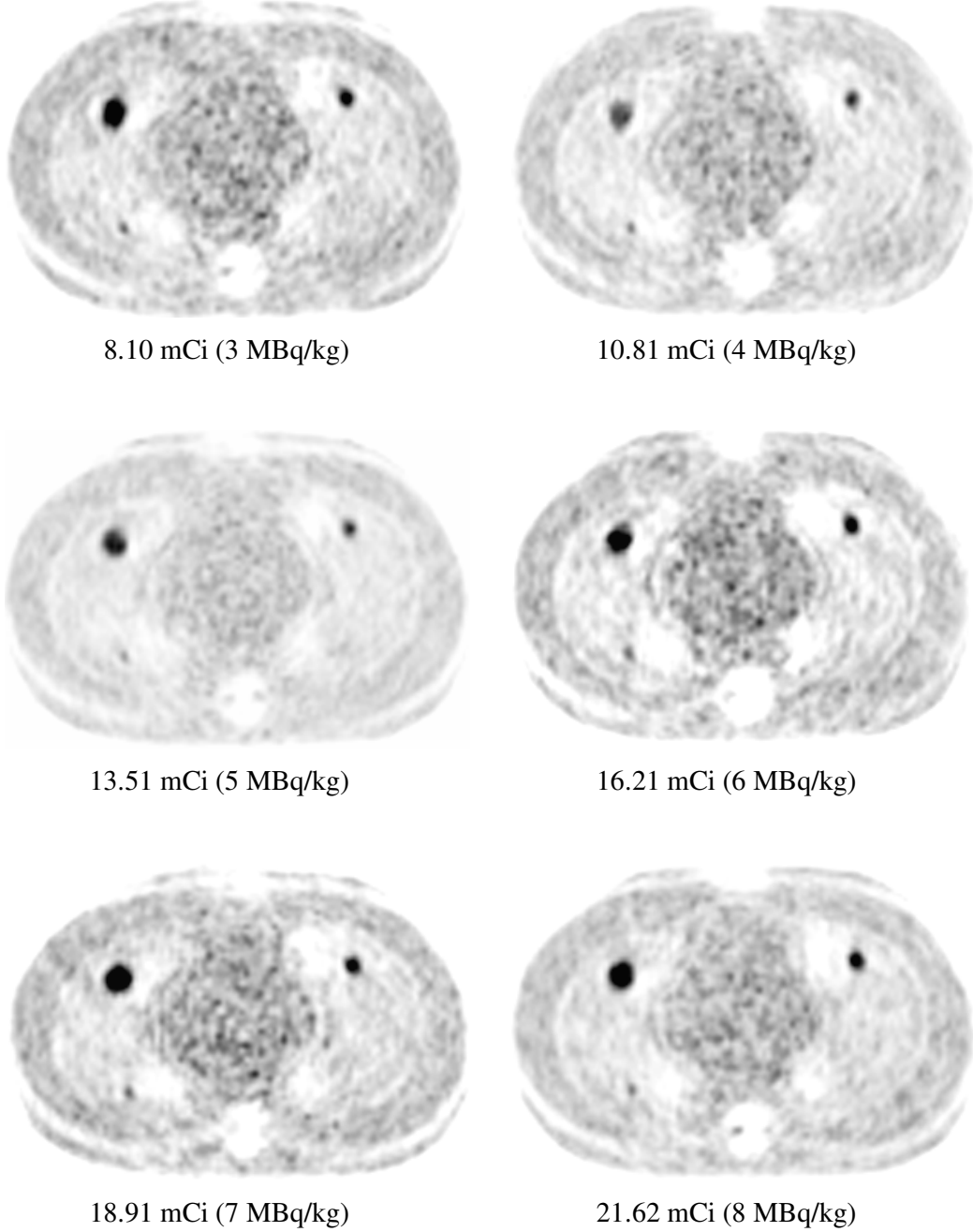
18.91 mCi (7 MBq/kg)



21.62 mCi (8 MBq/kg)

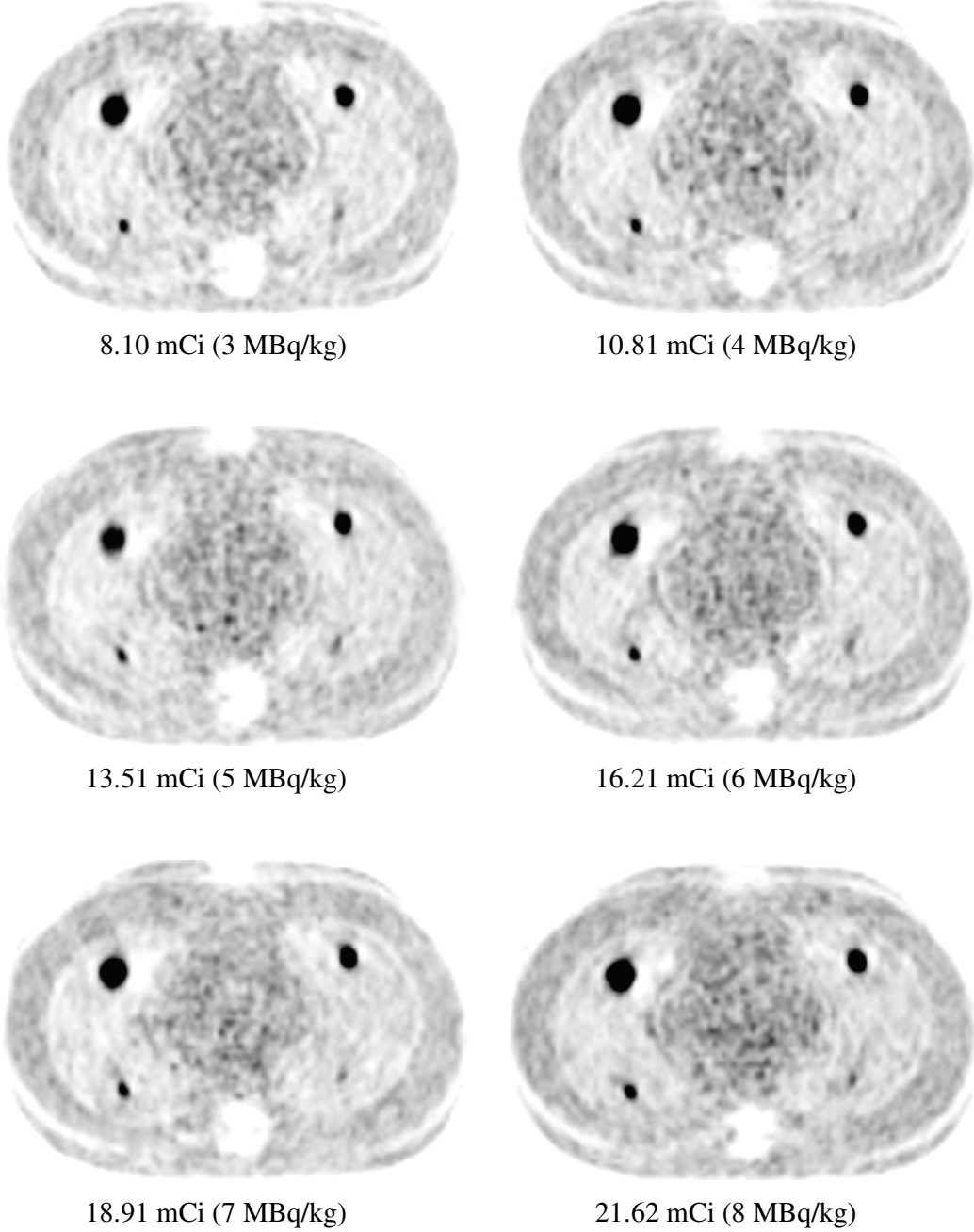
**Şekil 4.11.:** İnsan vücut fantomunda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranında, 5 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

**4.11. 5 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



**Şekil 4.12.:** İnsan vücut fantonda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/8$  aktivite oranında, 5 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

**4.12. 5 DAKİKA/YATAK ÇEKİM SÜRESİ VE  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  AKTİVİTE ORANINDA ELDE EDİLEN FANTOM AKCİĞER PET GÖRÜNTÜLERİ**



**Şekil 4.13.:** İnsan vücut fantonda 0.6, 1.0, 1.6, 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlar için,  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranında, 5 dakika/yatak ve 8.10, 10.81, 13.51, 16.21, 18.91, 21.62 mCi (3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg) enjeksiyon dozları için elde edilen PET görüntüleri.

#### 4.13. 0.6 cm ÇAPLI LEZYON İÇİN KONTRAST DEĞERLERİ

Fantom PET çekimlerinden elde edilen görüntüler yardımı ile Siemens LSO-PET' in küçük boyutlu akciğer tümörlerini algılama duyarlılığını incelemek amacıyla elde edilen 72 adet fantom akciğer PET görüntüsünde bulunan 0.6 cm çaplı lezyonun kontrast değerleri hesaplanarak tablo 4.1.'de çekim süresi ve enjeksiyon dozunun etkisi olacak şekilde verilmiştir.

**Tablo 4.1.:** 0.6 cm çaplı lezyon için 1/4, 1/8, 1/16  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}$  oranlarında 2, 3, 4, 5 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntülerinden elde edilen kontrast değerleri.

Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4 \text{ ve Beklenen Kontrast}=3)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	0.10	0.36	0.10	0.24	0.42	0.24
3	0.30	0.40	0.12	0.22	0.12	0.30
4	0.12	0.42	0.16	0.18	0.50	0.12
5	0.24	0.30	0.24	0.36	0.26	0.42
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8 \text{ ve Beklenen Kontrast}=7)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	0.50	0.60	0.30	0.24	0.30	0.20
3	0.30	0.30	0.18	0.14	0.40	0.24
4	0.40	0.44	0.20	0.12	0.32	0.42
5	0.30	0.42	0.22	0.26	0.18	0.26
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16 \text{ ve Beklenen Kontrast}=15)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	1.20	1.60	2.30	2.70	3.00	3.05
3	2.40	2.70	3.00	3.20	3.30	3.40
4	2.50	2.90	3.20	3.42	3.45	3.78
5	3.20	3.24	3.38	3.49	3.55	3.60

#### 4.14. 1.0 cm ÇAPLI LEZYON İÇİN KONTRAST DEĞERLERİ

Fantom PET çekimlerinden elde edilen görüntüler yardımı ile Siemens LSO-PET' in küçük boyutlu akciğer tümörlerini algılama duyarlılığını incelemek amacıyla elde edilen 72 adet fantom akciğer PET görüntüsünde bulunan 1.0 cm çaplı lezyonun kontrast değerleri hesaplanarak tablo 4.2.'de çekim süresi ve enjeksiyon dozunun fonksiyonu olacak şekilde verilmiştir.

**Tablo 4.2.:** 1.0 cm çaplı lezyon için 1/4, 1/8, 1/16  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}$  oranlarında 2, 3, 4, 5 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntülerinden elde edilen kontrast değerleri.

Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4 \text{ ve Beklenen Kontrast}=3)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	0.30	0.40	0.12	0.22	0.12	0.38
3	0.26	0.42	0.22	0.26	0.18	0.32
4	0.12	0.40	0.24	0.36	0.30	0.12
5	0.24	0.26	0.40	0.24	0.36	0.42
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8 \text{ ve Beklenen Kontrast}=7)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	1.44	1.50	2.20	3.38	3.52	3.60
3	2.50	2.90	3.20	3.50	3.40	3.54
4	3.54	3.34	3.56	3.36	3.50	3.44
5	3.40	3.40	3.50	3.58	3.40	3.68
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16 \text{ ve Beklenen Kontrast}=15)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	5.16	5.62	5.72	5.92	6.30	6.20
3	5.20	5.46	5.60	6.00	6.24	6.34
4	5.30	5.80	5.40	5.70	5.76	6.26
5	5.50	5.78	5.86	5.78	5.94	6.76

#### 4.15. 1.6 cm ÇAPLI LEZYON İÇİN KONTRAST DEĞERLERİ

Fantom PET çekimlerinden elde edilen görüntüler yardımı ile Siemens LSO-PET' in küçük boyutlu akciğer tümörlerini algılama duyarlılığını incelemek amacıyla elde edilen 72 adet fantom akciğer PET görüntüsünde bulunan 1.6 cm çaplı lezyonun kontrast değerleri hesaplanarak tablo 4.3.'de çekim süresi ve enjeksiyon dozunun foksiyonu olacak şekilde verilmiştir.

**Tablo 4.3.:** 1.6 cm çaplı lezyon için 1/4, 1/8, 1/16  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}$  oranlarında 2, 3, 4, 5 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntülerinden elde edilen kontrast değerleri.

Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$ ve Beklenen Kontrast=3)						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	1.20	2.20	2.76	3.00	3.70	3.80
3	2.20	3.05	3.62	3.62	3.70	3.90
4	3.28	3.54	3.62	3.46	3.80	4.10
5	3.34	3.52	3.50	3.80	3.90	4.08
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$ ve Beklenen Kontrast=7)						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	5.20	5.42	5.50	5.66	5.66	6.04
3	5.46	5.72	5.86	6.06	6.20	6.40
4	5.66	5.98	6.14	6.58	6.60	6.70
5	5.76	5.80	6.16	6.32	6.50	6.80
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$ ve Beklenen Kontrast=15)						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	10.84	11.56	11.76	11.46	11.56	11.58
3	11.10	11.70	11.68	11.88	11.70	11.84
4	11.26	11.70	11.60	11.98	12.02	12.04
5	11.40	11.50	11.64	12.10	12.02	12.00

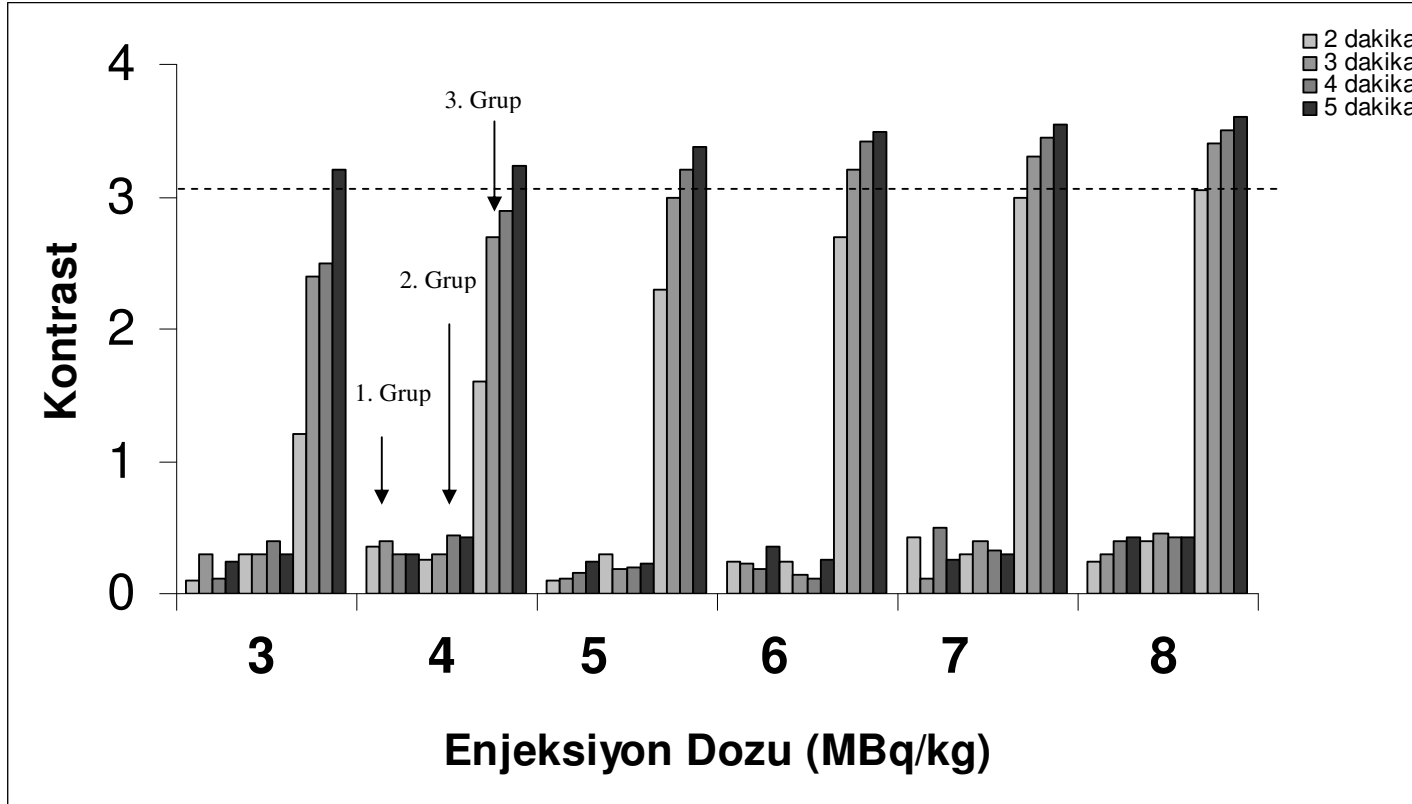


#### 4.16. 2.4 cm ÇAPLI LEZYON İÇİN KONTRAST DEĞERLERİ

Fantom PET çekimlerinden elde edilen görüntüler yardımı ile Siemens LSO-PET' in küçük boyutlu akciğer tümörlerini algılama duyarlılığını incelemek amacıyla elde edilen 72 adet fantom akciğer PET görüntüsünde bulunan 2.4 cm çaplı lezyonun kontrast değerleri hesaplanarak tablo 4.2.'de çekim süresi ve enjeksiyon dozunun foksiyonu olacak şekilde verilmiştir.

**Tablo 4.4.:** 2.4 cm çaplı lezyon için 1/4, 1/8, 1/16  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}$  oranlarında 2, 3, 4, 5 dakika/yatak ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/Kg enjeksiyon dozları için PET görüntülerinden elde edilen kontrast değerleri.

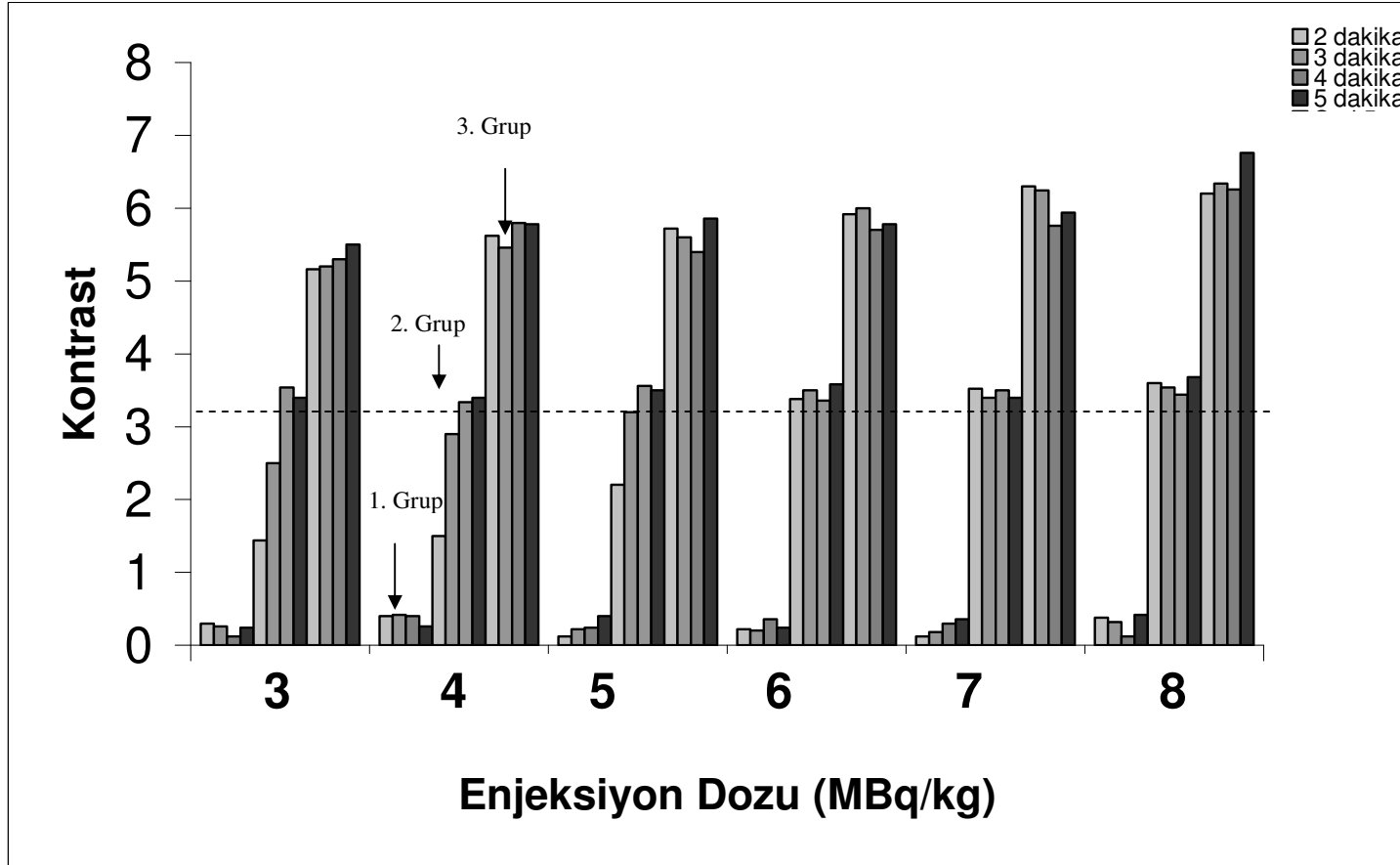
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4 \text{ ve Beklenen Kontrast}=3)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	2.80	2.84	3.28	3.52	3.56	3.66
3	3.10	3.36	3.24	3.58	3.54	3.66
4	3.24	3.36	3.30	3.58	3.62	3.76
5	3.54	3.40	3.54	3.68	3.70	3.90
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8 \text{ ve Beklenen Kontrast}=7)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	6.80	7.06	7.42	7.50	7.70	7.78
3	7.14	7.42	7.62	7.60	7.78	7.86
4	7.30	7.54	7.60	7.68	7.76	8.04
5	7.44	7.42	7.70	7.80	7.80	8.14
Enjeksiyon Dozu (MBq/Kg)						
$(A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16 \text{ ve Beklenen Kontrast}=15)$						
Çekim süresi (dakika/yatak)	3	4	5	6	7	8
2	14.90	15.26	15.40	15.44	15.58	15.74
3	15.10	15.28	15.50	15.54	15.64	15.70
4	15.36	15.38	15.46	15.54	15.60	15.80
5	15.30	15.40	15.40	15.40	15.52	15.84



4.17. 0.6 CM ÇAPLI LEZYON İÇİN KONTRAST DEĞERLERİNİN ENJEKSİYON DOZU İLE DEĞİŞİMİ

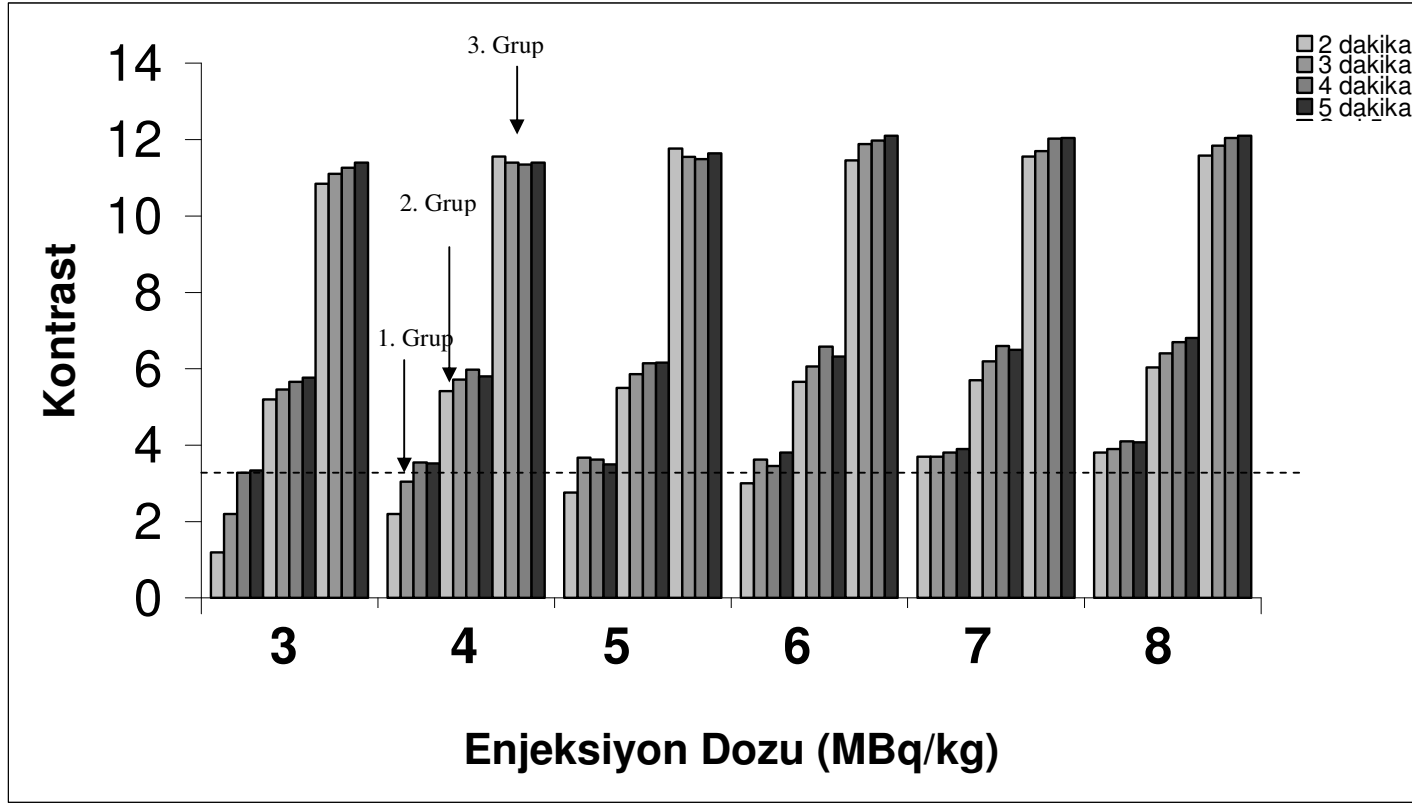
Şekil 4.14.: 0.6 cm çaplı akciğer lezyonundan elde edilen kontrast değerlerinin zaman ve enjeksiyon dozu ile değişimi.

(1. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$ , 2. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  ve 3. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  oranları içindir. Kontrast eksenini kesen kesik çizgi PET görüntülerinde lezyonun akciğer zemininden ayrılacak kadar görülebildiğine karar verilen çekim şartlarına göre çizilmiştir.)



4.18. 1.0 CM ÇAPLI LEZYON İÇİN KONTRAST DEĞERLERİNİN ENJEKSİYON DOZU İLE DEĞİŞİMİ

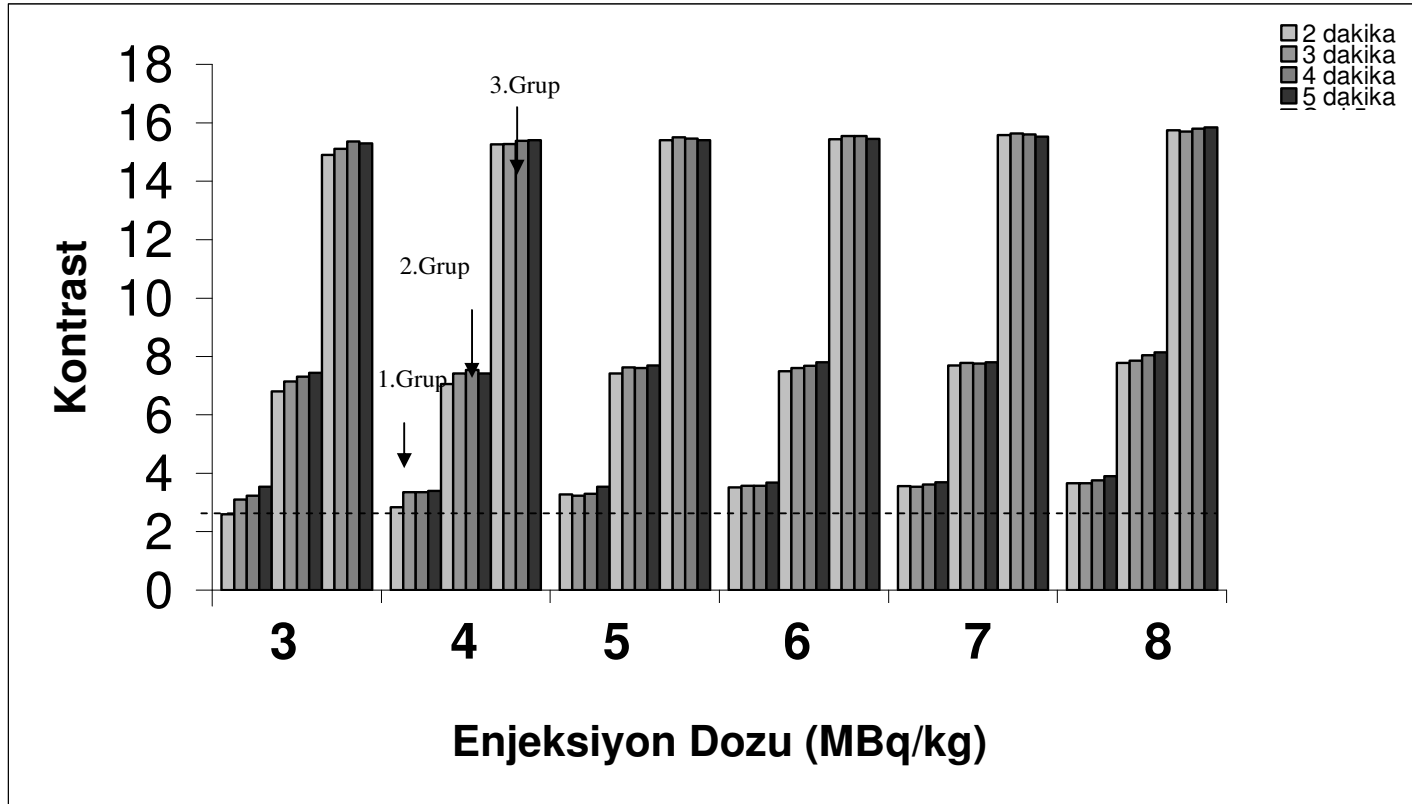
Şekil 4.15.: 1.0 cm çaplı akciğer lezyonundan elde edilen kontrast değerlerinin zaman ve enjeksiyon dozu ile değişimi. (1. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$ , 2. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  ve 3. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  oranları içindir. Kontrast eksenini kesen kesik çizgi PET görüntülerinde lezyonun akciğer zemininden ayrılacak kadar görülebildiğine karar verilen çekim şartlarına göre çizilmiştir.)



4.19 1.6 CM ÇAPLI LEZYON İÇİN KONTRAST DEĞERLERİNİN ENJEKSİYON DOZU İLE DEĞİŞİMİ

Şekil 4.16.: 1.6 cm çaplı akciğer lezyonundan elde edilen kontrast değerlerinin zaman ve enjeksiyon dozu ile değişimi.

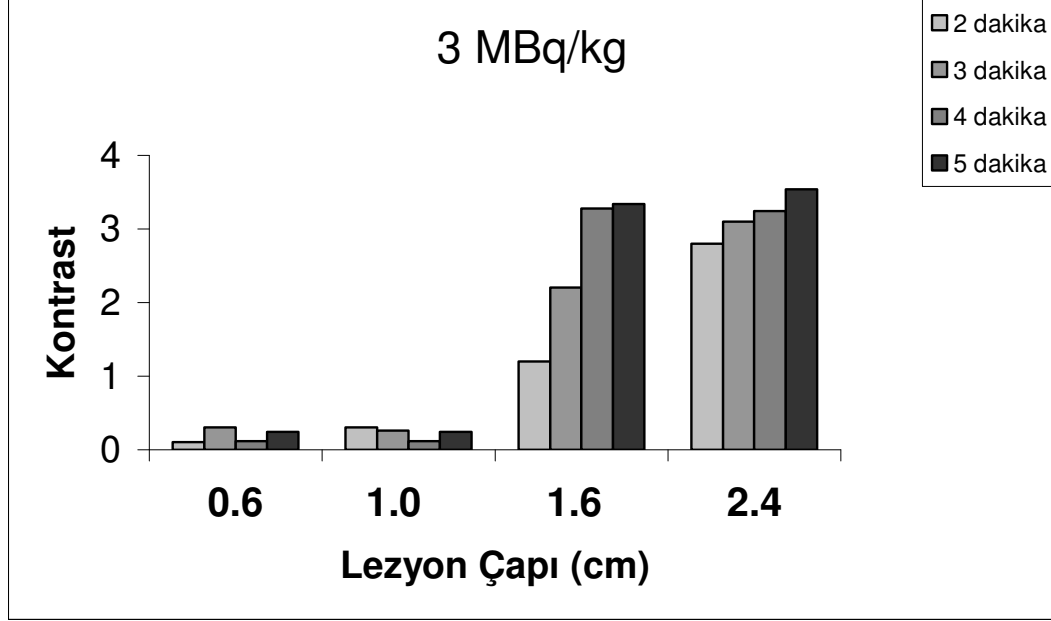
(1. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$ , 2. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  ve 3. Grup  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  oranları içindir. Kontrast eksenini kesen kesik çizgi PET görüntülerinde lezyonun akciğer zemininden ayrılabilir kadar görülebildiğine karar verilen çekim şartlarına göre çizilmiştir.)



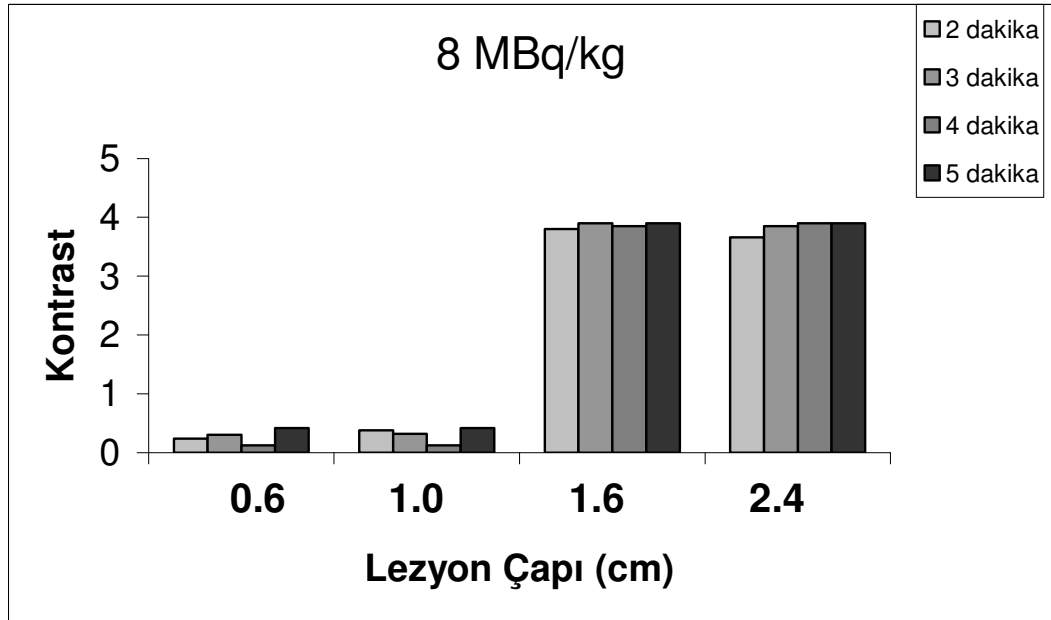
#### 4.20. 2.4 CM ÇAPLI LEZYON İÇİN KONTRAST DEĞERLERİNİN ENJEKSİYON DOZU İLE DEĞİŞİMİ

**Şekil 4.17.:** 2.4 cm çaplı akciğer lezyonundan elde edilen kontrast değerlerinin zaman ve enjeksiyon dozu ile değişimi. (1. Grup  $A_{akciğer}/A_{lezyon}=1/4$ , 2. Grup  $A_{akciğer}/A_{lezyon}=1/8$  ve 3. Grup  $A_{akciğer}/A_{lezyon}=1/16$  oranları içindir. Kontrast eksenini kesen kesik çizgi PET görüntülerinde lezyonun akciğer zemininden ayrılabilir kadar görülebildiğine karar verilen çekim şartlarına göre çizilmiştir.)

**4.21.  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  AKTİVİTE ORANINDA LEZYON KONTRASLARININ LEZYON ÇAPI İLE DEĞİŞİMİ**

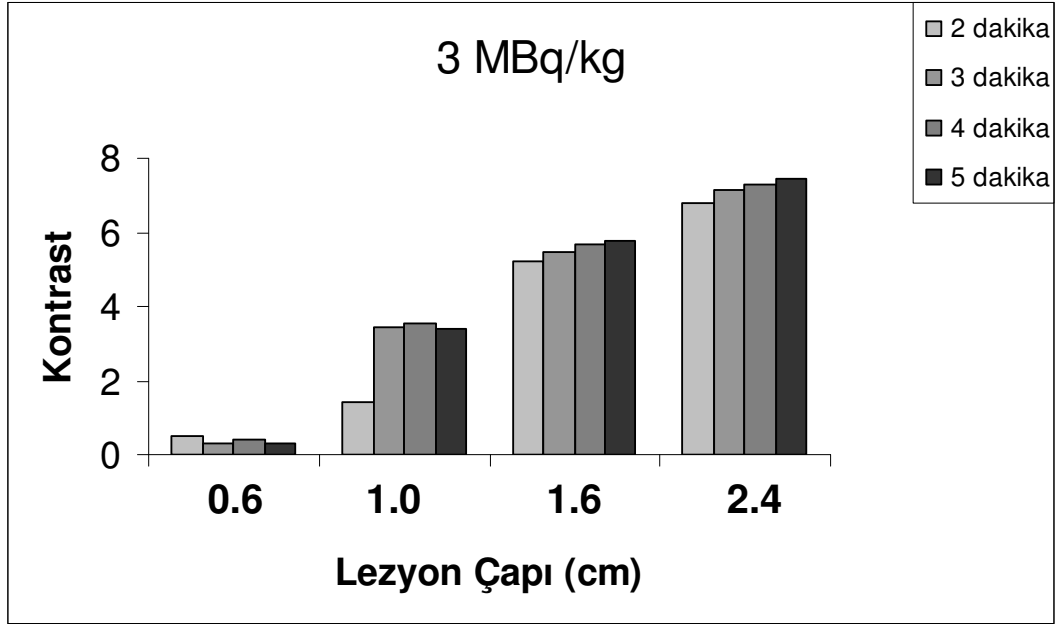


**Şekil 4.18.:**  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranı için incelediğimiz en düşük enjeksiyon dozu (3 MBq/kg) ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.

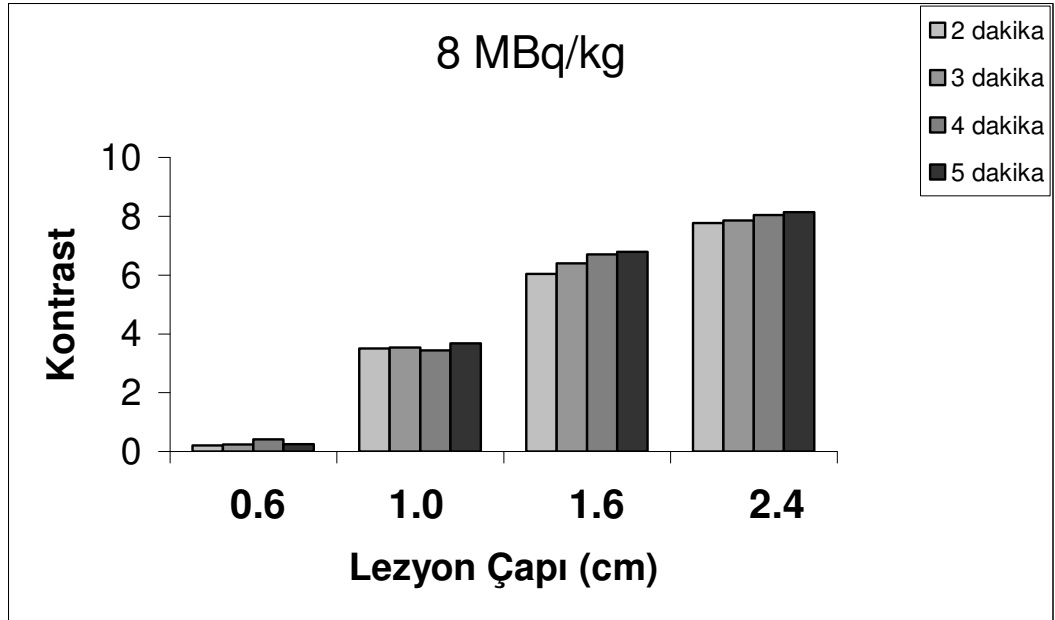


**Şekil 4.19.:**  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranı için incelediğimiz en yüksek enjeksiyon dozu (8 MBq/kg) ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.

**4.22.  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  AKTİVİTE ORANINDA LEZYON KONTRASLARININ LEZYON ÇAPI İLE DEĞİŞİMİ**

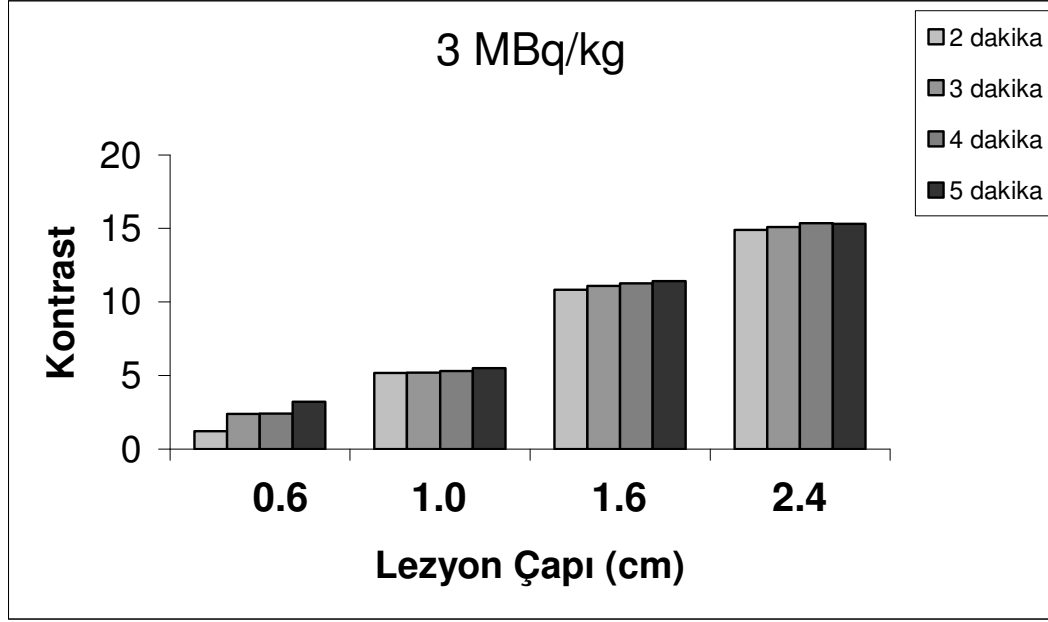


**Şekil 4.20.:**  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  aktivite oranı için incelediğimiz en düşük enjeksiyon dozu (3 MBq/kg) ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.

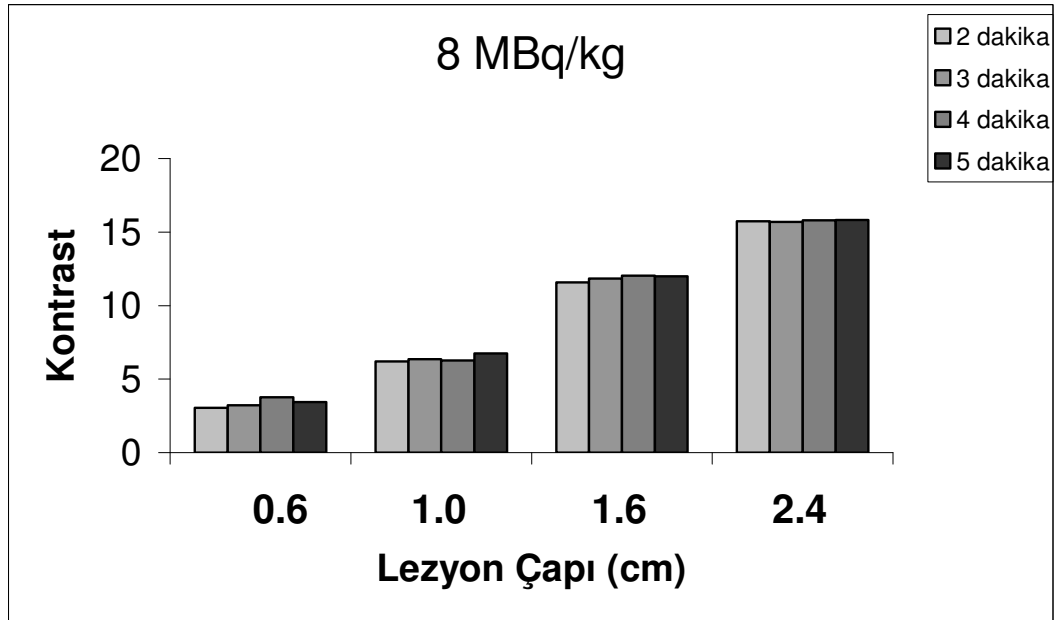


**Şekil 4.21.:**  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  aktivite oranı için incelediğimiz en yüksek enjeksiyon dozu (8 MBq/kg) ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.

**4.23.  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  AKTİVİTE ORANINDA LEZYON KONTRASLARININ LEZYON ÇAPI İLE DEĞİŞİMİ**



**Şekil 4.22.:**  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranı için incelediğimiz en düşük enjeksiyon dozu (3 MBq/kg) ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.



**Şekil 4.23.:**  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranı için incelediğimiz en yüksek enjeksiyon dozu (8 MBq/kg) ve 2, 3, 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinde lezyon çapı ile kontrastın değişimi.



## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Kaliteli görüntü verimli çalışmanın ürünü olup, görüntü kalitesinin yüksek oluşu ise hastalıkların tanısında doğruluğu beraberinde getirir. Bununla beraber yüksek görüntü kalitesi elde etmek için görüntüleme sisteminin yapısının iyi olması gereklidir. Özellikle sistem rezolüsyonunun (ayırma gücü) iyi olması görüntü kalitesinin artırılmasında çok önemlidir. PET’ de gama kameralardaki gibi fiziksel bir kolimatör bulunmamaktadır ve kolimasyon işlemi elektronik olarak yapılmaktadır. Böylece kolimatörlerden kaynaklanan saçılmalar yok edilerek gama kameralarda 10-15 mm olan uzaysal rezolüsyon PET’ de 4-5 mm ye kadar indirilerek görüntü kalitesi arttırılmaktadır. Coleman ve diğ. (1999) bizim çalışmamız için imal ettiğimiz antroformik tüm vücut fantomunun toraks kısmı (42 cm genişlik ve 27 cm yükseklik) ile hemen hemen aynı boyutlardaki bir antroformik toraks fantomu (38 cm genişlik, 25 cm yükseklik) kullanarak yaptıkları deneysel çalışmalarında [<sup>18</sup>F]-FDG ile SPECT (Single Photon Emission Tomography) ve PET de elde edilen görüntüleri karşılaştırmışlardır. Coleman ve diğ. (1999) PET ’in [<sup>18</sup>F]-FDG-SPETC’e oranla daha iyi kontrast oranları sağladığını ve SPECT ile 1.3 cm çaplı akciğer tümörleri ayırt edilebilirken PET ile 0.6 cm çaplı lezyonların dahi görüntülenebildiğini göstermişlerdir. Bizim bu doktora tez çalışması ile geliştirdiğimiz fantomdaki taklit akciğer tümörlerinin en küçüğünün çapı da 0.6 cm olarak seçildi. Coleman ve diğ. (1999)’nin çalışmalarında oldukça yüksek bir  $\text{Aktivite}_{\text{akciğer}}/\text{Aktivite}_{\text{lezyon}}$  oranı (1/30.5) kullanmış olup aktivite ve çekim süresinin lezyonların görünebilmeleri üzerindeki etkisini incelenmemiştir. [Bizim deneylerimizde akciğer tümörlerinde yaygın olarak görülen 2-8 arası SUV değerlerinden hareketle hesaplanan 1/4, 1/8 ve 1/16  $\text{Aktivite}_{\text{akciğer}}/\text{Aktivite}_{\text{lezyon}}$  oranları kullanıldı (De Geus-Oei ve diğ., 2006; Halpern ve diğ., 2004-b; Hashimoto ve diğ., 2006; Miles ve diğ., 2006] . Bu nedenle biz bu tez çalışmasında sistem rezolüsyonu ne kadar iyi olursa olsun hastaların fiziksel özelliklerinden kaynaklanan olumsuzlukların görüntü kalitesini düşürücü yönde etkiler yapabileceğinden hareketle, kilolu hastaların PET görüntülenmesinde ideal PET görüntüsünün hangi çekim şartları ile elde edilebileceğini araştırdık.

Bu tez kapsamında yapılan deneyler için oluşturulan fantom 100 kg ağırlıklı bir erkek hastayı temsil etmekte olup deneylerin sonuçları bu hasta gruplarını temsil etmektedir. Ayrıca klinikte aşırı kilolu (obez) hastalara da rastlanmaktadır ve bu hasta grupları için de ayrı fantom dizaynları ile ayrıca çekim protokolleri de oluşturulmalıdır.

Normal üstü kilolu hastaların küçük boyutlu akciğer tümörlerinin insan vücut fantomunda ideal görüntülenme kriterlerin araştırıldığı bu tez çalışmasının yanı sıra daha önce yine normal ve normal üstü kilolu hastaların PET görüntü kalitelerinin değerlendirildiği bir çok klinik çalışma yapılmıştır. Genel olarak bu çalışmalar, bizim de çalışmamızda ele aldığımız parametreler olan çekim süresi ve hastaya enjekte edilen aktivite miktarlarının değiştirilmesi çalışmalarıdır. Ancak bu çalışmalar klinik çalışmalardır ve bizim ulaşabildiğimiz kadarıyla hiçbir çalışmada bu iki parametre ile lezyon boyutlarının aynı anda değiştirilmesi sonucu oluşturulmuş bir çekim protokolü önerilmemiştir. Ayrıca çekim süresi ve aktivitenin görüntü kalitesi üzerine etkisini araştıran LSO-PET çalışmaları da oldukça sınırlıdır ve yine bunların tamamı klinik çalışmalardır (Halpern ve diğ., 2004-a; Halpern ve diğ., 2004-b.; Everaert ve diğ., 2003). Çalışmaların klinik içerikli olması elde edilen görüntülerin sistematik olarak değerlendirilmesine olanak vermemektedir. Bizim çalışmamızda hem yatak başına çekim süresi hem de enjeksiyon dozları değiştirilen parametreler olup, PET görüntüleri bu iki parametrenin korelasyonu ile elde edilen değerlerdir. Burada tartışılacak çalışmalar sadece LSO-PET klinik çalışmaları olup, bunun nedeni de enjeksiyon dozları ve çekim sürelerinin PET' in kristal tipine bire bir bağlı olmasıdır.

Halpern ve diğ. (2004-a) geriye dönük olarak yaptıkları klinik çalışmada, bir LSO-PET 'de, farklı ağırlıklara sahip (91-168 kg aralığında ortalama  $113 \pm 23$  kg), 0.8-7.9 cm arası çaplı tümörleri olan 25 hastanın PET görüntülerini değerlendirmişlerdir. Hastalar lenfoma (9), meme (6), akciğer (2), yemek borusu (2), melanom (2), kolon (1), tiroit (1), endometriyum (1) ve böbrek kanserli hastalardan oluşmaktadır. Hastalara ağırlıklarına bakılmaksızın standart 7.77 MBq/kg enjeksiyon dozu yapılmış ve 1-7 dakika/yatak süreleri ile görüntülenmişlerdir (Maksimum uygulanan doz 740 MBq-20mCi). Elde edilen görüntülerden her hasta için 7 lezyon olmak üzere toplam 175 lezyon, 3 deneyimli nükleer tıp uzmanı tarafından değerlendirilmiştir. Çalışmada bu üç nükleer tıp uzmanının ortak kararı ile, 7 dakika/yatak süresi referans alındığında, iyi derecede

görülebildiği kararına varılan 59 lezyonun değerlendirilmesi sonucunda, 91 kg üstü hastaların bu 59 lezyonun 14 tanesinin 1 dakika/yatak çekim süresinde, 12 tanesinin 2 dakika/yatak süresinde, 9 tanesini 3 dakika/yatak süresinde ve 2 tanesinin de 4 dakika/yatak süresinde görülemediği sonucuna varılmıştır. Beş dakika/yatak süresinde ise, referans alınan 7 dakika/yatak çekim süresinde görülebilen bu 59 lezyonun tamamının görülebildiği kararına varılmıştır.

Halpern ve diğ. (2004-b) diğer bir LSO-PET klinik çalışmalarında hasta ağırlığı ve görüntüleme süresinin lezyonların görülebilmeleri üzerindeki etkilerini incelediler. Yine geriye dönük bu çalışmaya da geniş bir hasta ağırlık aralığında (41-102 kg aralığında ortalama  $70 \pm 13$  kg) 57 hasta dahil edilmiş olup, bu çalışmada da birinci çalışmalarında olduğu gibi hasta ağırlığına bakılmaksızın standart 7.77 MBq/kg enjeksiyon dozu uygulanmıştır. Hastalar akciğer (15), lenfoma (12), meme (9), kolon (9), bilinmeyen primer tümörlü (5), sarkom (2), over (1), boyun (1), tiroit (1), melanom kanserli (1) ve Erdheim-Chester hastalıklıdır (1). Sekiz hasta 3 dakika/yatak çekim süresi ile 49 hasta ise 4 dakika/yatak süresi ile görüntülenmiştir. Hastalar ağırlıklarına göre 59 kg altı, 59-81 kg arası ve 81 kg üstü olmak üzere 3 gruba ayrılmışlardır. Çalışmada görüntülenen toplam 57 hastanın, 3 ve 4 dakika/yatak süreleri referans alındığında iyi derecede görülebilen 0.7-7.0 cm arasında boyutlara sahip 114 lezyonun değerlendirilmesi sonucunda, grup 1'de 1-2-3-4 dakika/yatak çekim süresinde hepsinde de bütün lezyonların görülebildiği, grup 2 ve 3'de 1 dakika/yatak çekim süresinde 2 tane lezyonun görülemediği sonucuna varmışlardır. Bir dakika/yatak süresi tarama ile elde edilen görüntülerinden 82 kg dan daha ağır hastaların bazı tümörlerinin görülememesinden dolayı bu kilodan daha ağır hastaların 2 dakika/yatak süresinden daha az görüntülenmemesinin gerekliliği vurgulanmıştır.

Diğer bir LSO-PET'li klinik çalışmada Everaert ve diğ. (2003) tüm vücut PET görüntülemesinde optimal hasta enjeksiyon dozlarını araştırmışlardır. Everaert ve diğ. (2003) bu çalışmada farklı ağırlıklı hastalarda enjeksiyon dozlarını değiştirmek suretiyle lezyonların görüntülenebilmelerini araştırmışlardır. Çalışmada hasta görüntüleme süresi 3 dakika/yatak olarak sabit tutulmuştur. Bu süre ve 5-14 MBq/kg arasında enjeksiyon dozları kullanarak, 44-120 kg aralığında (ortalama  $69.7 \pm 14.5$  kg) kilolara sahip 218 hastadan elde edilen PET görüntülerini incelemişlerdir. Sonuçlar iki farklı uzmanın

gözlemlerinden elde edilen *zayıf, orta, iyi, çok iyi, mükemmel* notları ile değerlendirilmiştir. Tüm hastaların PET görüntüleri değerlendirildiğinde 3 dakika/yatak görüntüleme süresinde görüntülerinin *iyi, çok iyi, mükemmel* olarak değerlendirilebilmesi için enjeksiyon dozunun 8 MBq/kg veya daha yukarı olması gerektiği sonucuna varılmıştır. Ayrıca çalışmanın sonucunda 8 MBq/kg dan az dozlarda görüntü kalitesinin kötüleştiği ve daha iyi bir görüntü kalitesi için alternatif bir protokol olarak görüntüleme süresinin uzatılması gerektiği vurgulanmıştır. Ancak hangi enjeksiyon dozu ile hangi çekim süresinin uygulanması gerektiği konusunda bir çalışma yapılmamıştır.

Yukarıda anılan klinik çalışmalarda Halpern ve diğ. (2004-a; 2004-b) her iki çalışmalarında da enjeksiyon dozlarını sabit tutup, yatak başına çekim süresini değiştirerek çalışırken, Everaert ve diğ. (2003) yatak başına çekim süresini sabit tutarak hasta enjeksiyon dozlarını değiştirmek suretiyle çalışmışlardır. Bizim fantom çalışmamız da bu klinik çalışmalardan farklı olarak hem enjeksiyon dozlarının hem de çekim sürelerinin değiştirilmesi ile akciğer lezyonlarının ideal görüntülenme şartlarının araştırılmasını hedeflenmiştir. Ayrıca yine bu klinik çalışmalarda incelenen hastalar farklı hastalık gruplarında hastalar olup sadece akciğer tümörlerinin görüntülenmesi üzerine yapılmış çalışmalar değildirler. Bulgular kısmında verilen ve her biri farklı bir çekim koşuluna denk gelen 72 adet akciğer PET görüntüsü incelendiğinde, çalıştığımız çekim şartlarının hemen hemen hepsinde 1.6 ve 2.4 cm çaplı akciğer lezyonlarının akciğer zemininden kolaylıkla ayrılabilmesi tespit edilmiştir. Ayrıca özdeş aktivite şartlarında, çekim süresi uzadıkça görüntülerdeki lezyonların daha görünür oldukları ve aynı çekim süresinde enjeksiyon dozunun artışıyla lezyonların görülebilmeleri çok daha kolaylaşmaktadır. Bu durumun özellikle 0.6 ve 1.0 cm çaplı lezyonlar için  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/4$  aktivite oranında daha belirgin olduğu görülmektedir. Bu aktivite oranında 2 dakika/yatak çekim süresi ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/kg enjeksiyon dozları kullanılması durumunda 0.6 ve 1.0 cm çaplı lezyonların görülebilir olmadıkları tespit edilmiştir. Yine bu boyutlu lezyonlar için  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} = 1/4$  aktivite oranında 3 dakika/yatak çekim süresi ve 3, 4, 5, 6, 7, 8 MBq/kg enjeksiyon dozları kullanılması durumunda görülebilme probleminin devam ettiği ve bu  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}$  oranında 0.6 cm çaplı lezyonun çalışmamızda incelediğimiz hiçbir çekim şartında görülemediği ve ancak 1.0

cm çaplı lezyonun 5 dakika/yatak çekim süresi ve 8 MBq/kg enjeksiyon dozunda zeminden farklılaşarak görülebilirliğinin arttığı izlenmiştir.

$A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  aktivite oranında ise 0.6 çaplı lezyonun halen incelediğimiz hiç bir çekim şartında görüntülenemediği tespit edilmiştir. Bu  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}$  oranında 1.0 cm çaplı lezyon ancak 4 dakika/yatak ve 6 MBq/kg çekim şartları ve daha iyi şartlarda görüntülenebilmektedir.

$A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranında ise yine görünebilme sorunun en fazla 0.6 cm çaplı lezyonda orta çıktığı görülmektedir. İki dakika/yatak çekim süresinde 3, 4, 5 ve 6 MBq/kg enjeksiyon dozlarında bu lezyonun akciğer zemininden ayrılamadığı ve ancak 7 ve 8 MBq/kg enjeksiyon dozlarında hafifçe belirginleşmeye başladığı görülmektedir. Çekim süresinin 3 dakika/yatak ve üzerine çıkışıyla beraber 0.6 cm çaplı lezyonun bu  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}$  oranında görülebilir olduğu tespit edilmiştir.

$A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} =1/16$  aktivite oranında 1.0 cm çaplı lezyon için herhangi bir görüntülenme sorunu olmadığı ve incelediğimiz her çekim şartında bu lezyonun akciğer zemininden kolaylıkla ayrılabilirdiği tespit edilmiştir.

Bulgular kısmında tablolar halinde verilmiş olan ölçülen kontrast değerleri ile beklenen kontrast değerleri incelendiğinde ise, 0.6 cm çaplı lezyonun kontrast değerlerinin incelediğimiz hiçbir çekim şartında beklenen kontrast değerine ulaşamadığı görülmektedir. Bu lezyonun PET görüntülerindeki görünebilme problemine paralel olarak  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  ve  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  oranlarında 0 'a çok yakın kontrast değerli verdiği ( $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  için beklenen kontrast=3 ve  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  için beklenen kontrast=7) ve ancak  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} =1/16$  aktivite oranında 3'e yakın kontrast oranları verdiği görülmektedir ( $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}} =1/16$  için beklenen kontrast=15).

Bir cm çaplı lezyon için  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranında kontrast oranlarının yine 0'a yakın değerler olduğu ( $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  için beklenen kontrast=3) ve  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  ve  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranlarında ise PET görüntülerindeki görünebilme özelliklerindeki artışa paralel olarak daha yüksek kontrast oranlarının yükseldiği tespit edilmiştir ( $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  için beklenen kontrast=7 ve

$A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  için beklenen kontrast=15). Ancak 1.0 cm çaplı lezyondan elde edilen kontrast değerinin hiç birinin beklenen kontrast değerine eşit olmadığı tespit edilmiştir.

Fantomdaki akciğer lezyonlarından 1.6 ve 2.4 cm çaplı lezyonların kontrast oranları 0.6 ve 1.0 cm çaplı lezyonların kontrast oranlarına göre daha yüksek ve beklenen değerlere daha yakın olarak tespit edilmiştir. Özellikle 2.4 cm çaplı lezyondan elde edilen kontrast değerleri bütün çekim şartlarında beklenen kontrast değerleri ile hemen hemen aynı olarak tespit edilmiştir.

Bulgular kısmında tablolarda verilen kontrast değerleri ile enjeksiyon dozları arasında (aynı zamanda görüntüleme süresinin de fonksiyonu olan) çizilen grafikler üzerinde görülüyor-görülüyor kriterine göre kontrast eksenini kesecek şekilde çizilen hatların her 4 lezyon için de kontrast eksenini 3'e yakın değerlerde de kestiği görülmektedir. Bu durumu, incelediğimiz her 4 lezyonunda akciğer zemininden gözle ayırt edilebilmesi için kontrast değerlerinin minimum 3 olması gerektiği şeklinde yorumlamaktayız. Lezyon çapı ve çekim şartları iyileştikçe bu kriteri sağlayan çekim şartları fazlalaşmaktadır. Şekil 4.13' de görüldüğü üzere  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranında 0.6 cm çaplı lezyon için incelediğimiz çekim şartlarının ancak 5 dakika/yatak çekim süresi ve 8 MBq/kg enjeksiyon dozunda kontrastın 3'ü geçtiği görülmektedir. Fakat Şekil 4.14'de görüldüğü üzere 1.0 cm çaplı lezyon için incelediğimiz çekim şartlarının  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranında tamamının ve  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  aktivite oranında 4, 5 dakika/yatak süresinde tüm enjeksiyon dozlarının bu kritik kontrast değerini sağladığı görülmektedir.

1.6 cm çaplı lezyon için kontrast=3 kritik değerini sağlayan çekim şartları ise  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/8$  ve  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/16$  aktivite oranlarının hepsinde kolaylıkla sağlanırken, beklenildiği gibi en düşük aktivite oranı olan  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranında bu kritik kontrast değerinin altında çekim şartları da oluşmakta ve ancak 4, 5 dakika/yatak çekim sürelerinin tamamında kritik kontrast değeri sağlanabilmektedir.

2.4 cm çaplı lezyon için incelediğimiz tüm görüntüleme şartlarında görülebilme kriteri olan 3 kontrast değeri kolaylıkla elde edilebilmektedir.

İncelediğimiz en düşük (3 MBq/kg) ile en yüksek (8 MBq/kg) enjeksiyon dozlarında lezyon çapı ile kontrast değerleri arasındaki (aynı zamanda çekim süresinde fonksiyonu olan) değişimin verildiği grafikler ( grafik 4.17 - 4.22 ) incelendiğinde, aynı enjeksiyon dozu ve çekim süresinde dahi kontrast değerlerinin lezyon çapı ile önemli derecede farklılıklar gösterdiği tespit edilmiştir. Örneğin  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}=1/4$  aktivite oranı için 3 MBq/kg enjeksiyon dozunda 0.6 cm çaplı lezyondan elde edilen kontrast değerleri 0'a yakinken aynı şartlarda 2.4 cm çaplı lezyondan elde edilen kontrast değerleri 3 'ün üstünde tespit edilmiştir. Benzer durum en yüksek enjeksiyon dozu olan 8 MBq/kg içinde geçerlidir.

**Sonuç olarak;** bu doktora tez çalışmasında PET detektörlerinin performansını klinik koşullara uygun olarak değerlendirmek amacıyla özgün bir insan vücut fantomu geliştirilmiştir. Fantomdaki akciğer kanseri tümörlerinin en küçüğünün görülebilme kriterlerinin belirlenmesine yönelik duyarlılık analizi yapılmıştır. Çalışmada kullandığımız çekim şartlarında incelenen akciğer lezyonlarının en küçüğü olan 0.6 cm çaplı lezyonun dikkate alınması ve bu çapta lezyonun  $A_{\text{akciğer}}/A_{\text{lezyon}}= 1/16$  'dan daha düşük aktivite tutması durumunda, ağır kilolu hastalar da bu lezyonların LSO-PET' de görüntülenemeyeceği, ayrıca 1.0 cm ve daha büyük çaplı lezyonların rahatça görüntülenebilmesi için uygun enjeksiyon dozunun 8 MBq/kg ve yatak pozisyonu başına çekim süresinin de 5 dakika olması gerektiği sonucuna varılmıştır.

## KAYNAKLAR

- ACKER, M.R., BURRELL, S.C., 2005, Utility of  $^{18}\text{F}$ -FDG PET in evaluating cancers of lung, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 33(2), 69-74.
- ANGER, H., 1963, Gama-ray and positron scintillation cameras, *Nucleonics*, 21, 56-59.
- AVRIL, N., SCHELLING, M., DOSE, J., WEBER, W.A., SCHWAIGER, M., 1993, Utility of PET in breast cancer, *Clinical Positron Imaging* Vol. 2, No. 5, 261-271.
- BARRANGER, E., GRAHEK, D. , ANTOINE, M. , MONTRAVERS, F. , TALBOT J-N., UZAN, S., 2003, Evaluation of fluorodeoxyglucose positron emission tomography in the detection of axillary lymph node metastase in patients with early-stage breast cancer. *Annals of Surgical Oncology*, 10 (6), 622-627.
- BEAULIEU, S., KINAHAN, P., TSENG, J., et al. , 2003. SUV varies with time after injection in  $^{18}\text{F}$ -FDG PET of breast cancer: Characterization and method to adjust for time differences. *J. Nuc.l Med.*, 44, 1044-1050.
- BLASBERG, R., 2002, PET imaging of gene expression. *Eur J Cancer*, 38(16), 2137-46.
- BLOKLAND, J.A.K, TRINDEV, P., STOKKEL, M.P.M, PAUWELS, E.K.J., 2002. Positron emission tomography: a technical introduction for clinicians. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 44(1), 70-75.
- BLOMM, A.E., ADLER, L.P., SHUCK J.M., 1993, Determination of malignancy of thyroid nodules with positron emission tomography, *Surgery*, 114, 728-735.
- BRADLEY, J., THORSTAD, W.L., MUTIC, S., MILLER, T.R., DEHDASHTI, F., SIEGEL, B.A., BOSCH, W., BERTRAND, R.J., 2004, Impact of FDG-PET on radiation therapy volume delineation in non-small-cell lung cancer *Int. J. Radiat. Oncol Biol. Phys.*, 59 (1):78-86.
- BURGER C., GOARRES G., SCHOENES S., BUCK A., LONN A.H.R., VON SCHULTHESS G.K., 2002, PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients, *Eur. J. Nucl. Med.* 29, 922-927.
- COLEMAN, R.E, LAYMON, C.M., TURKINGTON, T., 1999, FDG imaging of lung Nodules: A phantom study comparing SPECT, camera-based PET, and dedicated PET, *Radiology*, 210 (3), 823-828.



- CRIPPA, F., GERALI, A., ALESSI, A., AGRESTI, R., BOMBARDIERI, E., 2004, FDG-PET for axillary lymph node staging in primary breast cancer, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 31 Suppl. 97-102.
- DELBEKE, D., VITOLA, J.V., SANDLER, M.P. et al., 1997, Staging recurrent metastatic colorectal carcinoma with PET, *J. Nucl. Med.*, 38, 1196-1201.
- DEMİR, M., 2000, Nükleer Tıp Fiziği, İstanbul.
- DE GEUS-OEI L.F., KRIEKEN J.H., ALIREDDO R.P., et al. 2006, Biological correlates of FDG uptake in non-small cell lung cancer, *Lung Cancer*, (in-press)
- ELLIOTT, A., 2005, Medical imaging, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 546; 1-13.
- ERDI, Y.E., ROSENZWEIG, K., ERDI, A.K., et. al., 2002, Radiotherapy treatment planning for patients with non-small cell lung cancer using positron emission tomography (PET), *Radiother. Oncol.*, 62 (1), 51-60.
- ERICSSON, L., TOWNSEND, D., ERIKSON, M., MELCHER, C., SCHMAND, M., BENDRIEM, B., NUTT R., 2004. Experience with scintillators for PET: Towards the fifth generation of PET scanners, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 525, 242-248.
- EVERAERT, H., VANHOVE, C., LAHOUTTE, T., MUYLLE, K., CAVELIERS, V., BOSSUYT, A. , FRANKEN, P.R., 2003, Optimal dose of  $^{18}\text{F}$ -FDG required for whole-body PET using an LSO PET camera, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 30, 1615-1619.
- FIROUZBAKHT, M.L., SCHLYER, D.J., GATLEY, S.J., WOLF, A.P., 1993, Cryogenic solid target for the production of  $^{18}\text{F}$ fluoride from enriched  $^{18}\text{O}$ carbon dioxide, *Applied Radiation and Isotopes*, 44(8), 1081-1084.
- GILLIES J.M., PRENANT C., CHIMON G.N., SMETHURST G.J., DEKKER B.A., ZWEIT J., 2006, Microfluidic technology for PET radiochemistry, *Applied Radiation and Isotopes*, 64(3), 333-336.
- GROSU, A.L., PIERT, M., WEBER, W.A., et al., 2005, Positron emission tomography for radiation treatment planning. *Strahlenther Onkol.* 181(8): 483-99.
- HALPERN, S.B., DALHBOM, M., AUERBACH, M.A., et al. 2004-a. Optimizing imaging protocols for overweight and obese patients: a lutetium orthosilicate PET/CT study. *J. Nucl. Med.*, 46, 603-607.
- HALPERN, S.B., DAHLBORM, M., QUON, A., et. al., 2004-b, Impact of patient weight and emission scan duration on PET/CT image quality and lesion detectability. *J. Nucl. Med* , 45, 797-801.

- HASHIMOTO, Y., TSUJIKAWA, T., KONDO, C., et al., 2006, Accuracy of PET for diagnosis of solid pulmonary lesions with  $^{18}\text{F}$ -FDG uptake below the standardized uptake value of 2.5. *J Nucl Med.* 47(3); 426-431.
- HENKIN, R.E., BOLES, M.A, GARY, L.D., et al., 1996, *Nuclear Medicine, Managing* Edit by Corra, E., Publisher, Patterson, A., Mosby, USA, 0-8016-7701-7
- HOH, C.K., GLASPY, J., ROSEN P. et al., 1997, Whole-body FDG-PET imaging for staging of Hodgkin's disease and lymphoma, *J. Nucl. Med.*, 38, 343-348.
- HOUNSFIELD, G.N., 1973. Computerized transvers axial scanning (tomography) *Br. J. Radiol.* 46; 1016-1022.
- HUMM, J.L., ROSENFELD, A., DEL GUERRA, A., 2003, From PET detectors to PET scanners, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 30, 1574-1597.
- ICRU-International Commission on Radiation Units, Report 50, 1993. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD, USA.
- ICRU-International Commission on Radiation Units, Report 62, (Supplement to ICRU Report 50) 1999. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD, USA.
- ICRU-International Commission on Radiation Units, Report 71, 2004 Prescribing, Recording, and reporting electron beam therapy, *Journal of the ICRU*, 4 (1), Bethesda, MD, USA.
- KADRMAS, D.J., CHRISTIAN, P.E., 2002, Comparative evaluation of lesion detectability for PET imaging platforms using a highly reproducible whole-body phantom with  $^{22}\text{Na}$  lesions and localization ROC analysis, *J. Nucl. Med.*, 43(11), 1545-1554.
- KNOLL, G.F., 1988, *Radiation detection and measurements*, Publisher, John Wiley and Sons, USA.
- KRANE, K.S., 1988, *Introductory Nuclear Physics*, Publisher, John Wiley and Sons, USA. (Türkçe Çeviri Editörü, Başer Şarer, Palme Yayıncılık, 2001, Ankara)
- KULH, D., EDWARDS, R., 1963, Image separation radioisotope scanning, *Radiology*, 80 , 653-661.
- KUNTNER, C., AUFRAY, E., BELLOTTO, D., et al., 2005. Advances in the scintillation performance of LuYAP:Ce single crystals. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 537, 295-301.
- LAGUNAS-SOLAR MANUEL, C., CARVACHO, O.F., 1995, Cyclotron production of PET radionuclides: No-carrier-added Fluorine-18 with high-energy protons on natural neon gas targets. *Applied Radiation and Isotope.*, 46(9), 833-838.

- LARTIZIEN, C., KINAHAN, P.E., COMTAT, C., 2004, A lesion detection observer study comparing 2-dimensional versus fully 3-dimensional whole-body PET imaging protocols, *J. Nucl. Med.*, 45, 714-723.
- LEVIN, S.C., HOFFMAN, E., 1999, Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution, *Physics in Medicine and Biology*, 44, 781-799.
- LONNEUX, M., 2005, Current applications and future developments of positron emission tomography in head and neck cancer. *Cancer Radiother.*, 9(1), 8-15.
- LOPES, M.I., CHEPEL, V., 2004, Detectors for medical radioisotope imaging: demands and perspectives, *Radiation Physics and Chemistry*, 71, 683-692.
- MAITI, D.K., CHAKRABORTY, P.K., CHUGANI, D.C., MUZIK, O., MANGNER, T.J., CHUGANI, H.T., 2005. Synthesis procedure for routine production of [carbonyl-<sup>11</sup>C] desmethyl-WAY-100635. *Applied Radiation and Isotopes*, 62, 721-727.
- MACHAC, J. 2005. Cardiac positron emission tomography imaging. *Sem. Nucl. Med.*, 35(1),17-36.
- MACAPINLAC, H.A., YEUNG, H.W.D., LARSON, S.M., 1999. Defining the role of FDG PET in head and neck cancer, *Clinical Positron Imaging*, 2(6), 311-316.
- MELCHER, C.L., 2000, Scintillation crystals for PET, *J. Nucl. Med.*, 41(6), 1051-1055.  
MOSES W.W., 2001, Trends in PET imaging, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 471, 209-214.
- MILES, K.A., GRIFFITHS, M.R., KEITH, C.J., 2006, Blood flow-metabolic relationships are dependent on tumour size in non-small cell lung cancer: a study using quantitative contrast-enhanced computer tomography and positron emission tomography. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 33(1),22-28.
- MOSCONI, L., 2005, Brain glucose metabolism in the early and specific diagnosis of Alzheimer's disease, FDG-PET studies in MCI and AD, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 32(4), 486-510.
- NOMORI, H., WATANABE, K., OHTSUKA, T., NARUKE, T., SUEMASU, K., UNO, K., 2004, Evaluation of F-18 fluorodeoxyglucose (FDG) PET scanning for pulmonary nodules less than 3 cm in diameter with special reference to the CT images, *Lung Cancer*, 45, 19-27.
- PAUL, A.K., TATSUMI, M., FUJINO, K., HASHIKAWA, K., NISHIMURA, T., 2001, Feasibility of a short acquisition protocol for whole-body positron emission tomography with fluorine-18 fluorodeoxyglucose, *European Journal of Nuclear Medicine*, 28, 1697-1701.
- PAULSEN, F., SCHEIDERBAUER, J., ESCHMANN, S.M., BRECHTEL, K., KLEIN, M., PFANNENBERG, C., MONDRY, A., HEHR, T., BELKA, C., BAMBERG,

- M. 2006, First experiences of radiation treatment planning with PET/CT, *Strahlenther Onkol.* 182 (7), 369-375.
- PHELPS, M., HOFFMAN, E., MULLANI, N., TER-POGOSSIAN, M., 1975, Application of annihilation coincidence detection to trans-axial reconstruction tomography, *J. Nucl. Med.* 16, 210-224.
- PRICE, P., 2001, PET as a potential tool for imaging molecular mechanisms of oncology in man. *TRENT in Molecular Medicine*, 7(10), 442-446.
- PAQUET, N., ALBERT, A., FOIDART, J., HISTINX, R., 2004, Within-patient variability of  $^{18}\text{F}$ -FDG: Standardized uptake values in normal tissues. *J. Nucl. Med.*, 45(5), 784-788.
- ROBERT, A.D., DANIEL, L.C., NICKLES, R.J., 1995, A high pover target for the production of [ $^{18}\text{F}$ ] fluoride, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 99, 797-799.
- ROSTRUP, E., KNUDSEN, G.M., LAW, I., HOLM, S., LARSSON, H.B., PAULSON, O.B., 2005, The relationship between cerebral blood flow and volume in humans. *Neuroimage*, 24(1), 1-11.
- SAHA, G.B., MACINTYRE, W.J., GO, R.T, 1992, Cyclotrons and positrons emissions tomography radiopharmaceuticals for clinical imaging. *Sem. Nucl. Med.*, 22(3), 150-161.
- SAAB, G., DEKEMP, R.A., UKKONEN, H., RUDDY, T.D., GERMANO, G., BEANLANDS, R.S.B., 2003, Gated fluorine 18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography: determination of global and regional left ventricular function and myocardial tissue characterization, *Journal of Nuclear Cardiology*, 10(3); 297-303.
- SANCHEZ-CRESPO, A., ANDREO, P. , LARSSON S.A., 2004, Positron flight in human tissues and its influence on PET image spatial resolution, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 31(1), 44-51.
- SANCHEZ-CRESPO, A., LARSSON S.A., 2006, The influence of poton depth of interaction and non-collinear spread of annihilation photons on PET image spatial resolution, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 33, 940-947.
- SCHLYER, D.J., 2004, PET tracers and radiochemistry. *Ann. Acad. Med. Singapore*, 33, 146-154.
- SCHWARTZ, T. H., 2005, MRI-negative temporal lobe epilepsy: is there a role for PET? *Epilepsy Curr*, 5(3), 118-119.
- SCHÖDER, H., ERDI, Y.E., LARSON, S.M., YEUNG H.W.D., 2003, PET/CT: A new imaging technology in nuclear medicine, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 30(10), 1419-1437.

- STEINERT, H.C., HUCH BONI, R.A., BUCK, A., et al. 1995, Malignant melanoma: staging with whole-body positron emission tomography and 2-[<sup>18</sup>F]-Fluoro-2-deoxy-D-glucose, *Radiology*, 195, 705-711.
- SUN, H., SLOAN, A., MANGNER, T.J., VAISHAMPAYAN, U., MUZIK, O., COLLINS, J.M., DOUGLAS, K., SHIELDS, A.F., 2005, Imaging DNA synthesis with [<sup>18</sup>F] FMAU and positron emission tomography in patients with cancer. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 32(1), 15-22.
- TALBOT J.N., PETEGNIEF, Y., KERROU, K., MONTRAVERS, F., GRAHEK, D., YOUNSI, N., 2003, Positron emission tomography with [<sup>18</sup>F]-FDG in oncology, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 504, 129-138.
- TATSUMI, M. , CLARK, P.A., NAKAMOTO, Y., WAHL, R.L., 2003, Impact of body habitus on quantitative and qualitative image quality in whole-body FDG-PET. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 30(1), 40-45.
- TOWNSEND D.W., 2004, Physical principles and technology of clinical PET imaging. *Ann. Acad. Med. Singapore*, 33, 133-145.
- TRUMMERA, J., AUFFRAYA, E., LECOQA, P., PETROSYANB, A., SEMPERE-ROLDANA, P., 2005, Comparison of LuAP and LuYAP crystal properties from statistically significant batches produced with two different growth methods, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 551, 339-351.
- TURKINGTON, T.G., 2001, Introduction to PET instrumentation, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 29, 4-11.
- WATSON, C.C., CASEY, M.E., BENDRIEM, B., et al, 2005, Optimizing injected dose in clinical PET by accurately modelling the counting-rate response functions specific to individual patient scans, *J. Nucl. Med.*, 46(11), 1825-1834.
- WATABE, H., JINO, H., KAWACHI, N., TERAMOTO, N., HAYASHI, T., OHTA, Y., IIDA, H., 2005, Parametric imaging of myocardial blood flow with 15O-water and PET using the basis function method, *J. Nucl. Med.*, 46(7), 1219-1224.
- VISVIKIS, D., GRIFFITHS, D., COSTA, D.C., BOMANJI, J., ELL, P.J., 2005. Clinical evaluation of 2D versus 3D whole-body PET image quality using dedicated BGO PET scanner. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 32(9), 1050-1056.
- VOLKOVITSKY, P., GILLIAM D.M., 2005, Possible PET isotopes production using linear deuteron accelerators, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 548; 571-573.

## ÖZGEÇMİŞ

1969 yılında Sivas’da doğdum. İlk ve orta öğrenimimi İstanbul’da tamamladıktan sonra 1988 yılında girdiğim İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden Şubat 1993’ de mezun oldum. Askerlik görevini tamamladıktan sonra, 1997 yılında halen çalışmakta olduğum İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında fizikçi olarak işe başladım. 27. 06. 2001 tarihinde İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünden Tıbbi Radyofizik Uzmanı unvanı olarak Yüksek Lisans Eğitimi Programından mezun oldum. 2003 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Anabilim Dalında Doktora programına kayıt oldum. Yabancı dilim İngilizce’dir. Evliyim ve bir kızım var.

## YAYIN LİSTESİ

- 1- **Bayram Demir**, Mustafa Demir, Asm Sabbir Ahmed , 2006. The effects of non-centred catheter and guidewire on the dose distribution around source in catheter-based intravascular brachytherapy with  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  beta source. *Radiation Measurements*, 41(3), 317-322. (SCI kapsamında)
- 2- **Bayram Demir**, Hatice Bilge, Fazilet O. Dincbas, Ayse Koca, Songul Karacam and Basri Gunhan, 2005. The effect of pull back technique on dose distribution in the junction region for  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  intravascular brachytherapy sources. *Radiation Measurements*, 39 (1), 29-32. (SCI kapsamında)
- 3- Basri Günhan, Songül Karacam, Ayse Koca, **Bayram Demir**, Dervis Emre, Nil Akin, 2005 Depth dose characteristics of electron beams at extended SSDs. *Physica Medica*, VOL. XXI(2), 75-80. (SCI kapsamında)
- 4- **B. Demir**, H. Bilge B. Günhan, A. Koca, S. Karaçam. 2004. The effect of asymmetric collimation on the dose distribution and verification of treatment planning system for asymmetric fields. *Journal of BUON*, 9, 83-89.
- 5- ASM. Sabbir Ahmed, M. Demir, **B. Demir**, HB. Sayman, AB. Tugrul, E. Dirlik, I. Uslu. 2006. A Quantitative Evaluation of the Masking effect arising from Proximity of Injection site to the Adjacent Lymph Nodes in Lymphoscintigraphy: A Phantom Study. *World Journal of Nuclear Medicine*, 5 (2); 119-128.

- 6-** B. Günhan, S. Karaçam, A. Koca, **B. Demir**, D. Emre, N. Akın. Verification of dose to the blood and blood products. *Journal of BUON*, (Baskıda).
- 7-** **Bayram Demir**, Fazilet Öner Dinçbaş, Ayşe Koca, Teyfik Gürmen, Erhan Babalık, 2003. İnvasküler Brakiterapi. *İ.Ü. Kardioloji Enstitüsü Dergisi*, 2(6); 20-26.
- 8-** **Bayram Demir**, Ayşe Koca, Basri Günhan, Songül Karaçam, Ahmet Öber, 2004. Eksternal radyoterapi cihazlarına ait dozimetrik parametrelerin ölçüm ve fabrika değerlerinin karşılaştırması. *Cerrahpaşa Tıp Dergisi*, 34(1); 28-35.
- 9-** **Bayram Demir**, Mustafa Demir, Sait Sağer, Metin Halaç, Murat Sürücü, Doğan Yaşar, İlhami Uslu, 2005. Kemik mineral yoğunluğu ölçümlerinde personel dozlarının değerlendirmesi. *Turkish Journal of Nuclear Medicine*, 14; 118-122.
- 10-** **Bayram Demir**, Hatice Bilge, Basri Günhan, Songül Karaçam, Ayşe Koca, Ahmet Öber, 2002. Asimetrik kolimasyon ile tanjansiyel alan meme ışınlama tekniği. *Türk Onkoloji Dergisi*, 17(2); 70-74.
- 11-** Songül Karaçam, **Bayram Demir**, Basri Günhan, Ayşe Koca, Ahmet Öber, 2004. Dikdörtgen elektron alanlarına ait ışın çıkışı (doz verimi) faktörlerinin belirlenmesinde kullanılan yöntemlerin farklı elektron enerjileri için karşılaştırılması. *Türk Onkoloji Dergisi*, 19(2); 46-52.
- 12-** Songül Karaçam, **Bayram Demir**, Basri Günhan, Ayşe Koca, 2002. Elektron tedavisinde hasta bolus arasındaki hava boşluğunun dik ve oblik ışınlamalarda yüzey dozlarına etkisi. *Türk Onkoloji Dergisi*, 17(3); 127-130
- 13-** Basri Günhan, Ayşe Koca, **Bayram Demir**, Songül Karaçam, 2002. Saturne-42 lineer hızlandırıcıda etkin Kaynak-Cild Mesafesinin alan boyutu ve elektron enerjisine bağlı değişiminin incelenmesi. *Türk Onkoloji Dergisi*, 17(2); 86-89.
- 14-** Oğuz Gürsoy, Gönül Kemikler, **Bayram Demir**, Aydın Çakır, O İncekaya, 2002. Yüksek enerjili foton huzmeleri için Wedge faktörlerinin derinlik ve alan bağımlılığının araştırılması. *Türk Onkoloji Dergisi*, 17(2); 80-85
- 15-** Songül Karaçam, Basri Günhan, **Bayram Demir**, Ayşe Koca, Ahmet Öber, 2003. CA-24 çok kanallı iyon odasının (linear chamber array) kalite kontrol aracı olarak kullanılması. *Türk Onkoloji Dergisi*, 18(3); 103-107.
- 16-** Songül Ç. Karaçam, Ayşe Koca, Basri Günhan, **Bayram Demir**, Ahmet Öber, Orion(4MV) lineer hızlandırıcı cihazının magnetron değişimlerinden sonraki dozimetri parametrelerinin ölçümü ve karşılaştırılması. *Türk Onkoloji Dergisi* (Baskıda).