

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİSİ CİHAZINDA İKİ**  
**FARKLI FLUORODEOKSİGLUKOZ**  
**RADYOFARMASOTİK ÜRÜNÜ KULLANARAK**  
**STANDART TUTULUM DEĞERLERİNİN**  
**KARŞILAŞTIRILMASI**

Mahmut ERCAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2019-ANTALYA

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİSİ CİHAZINDA İKİ**  
**FARKLI FLUORODEOKSİGLUKOZ**  
**RADYOFARMASOTİK ÜRÜNÜ KULLANARAK**  
**STANDART TUTULUM DEĞERLERİNİN**  
**KARŞILAŞTIRILMASI**

Mahmut ERCAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN  
**Doç. Dr. Nina TUNÇEL**

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2019-ANTALYA

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;**

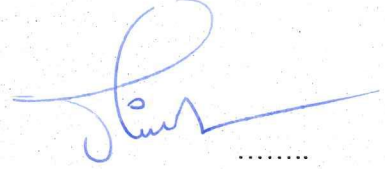
Bu çalışma jürimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Radyoterapi Fiziği Programında yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 27 Haziran 2019

İmza

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Nina TUNÇEL  
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Dr. Öğr. Üyesi Timur KOCA  
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Dr. Öğr. Üyesi Murat Okutan  
İstanbul Üniversitesi



Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun ...../...../..... tarih ve ...../..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

**Prof. Dr. Narin DERİN**

**Enstitü Müdürü**

## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Öğrenci

Mahmut ERCAN

İmza



Tez Danışmanı

Doç. Dr. Nina TUNÇEL

İmza

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimin boyunca ve tez hazırlama aşamasında desteğinden ve sabrından dolayı danışmanım sayın Doç. Dr. Nina TUNÇEL' e çok teşekkür ederim.

Tez çalışmamda Sağlık Bilimleri Üniversitesi Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi PET-BT ünitesinin yüklenicisi ve aynı zamanda çalışmış olduğum firma olan BIANCO Sağlık Ürünleri Tic.Paz.San.Ltd.Şti.'ne F<sup>18</sup> FDG temininde destek sağladıkları için teşekkür ederim. NUKLEON Nükleer Teknoloji Araştırma San. ve Tic. Ltd.Şti.'ne teknik destek sağladıkları için teşekkür ederim.

Çalışmama destek olan Sağlık Bilimleri Üniversitesi Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi PET-BT ünitesi Nükleer Tıp sorumlusu Uzman Dr. Işıl Demiray UĞUZ başta olmak üzere tüm hekim ve çalışanlarına teşekkür ederim.

Hayatımın her aşamasında yanımda olan annem Hatice ve babam Celal ERCAN' a, her zaman olduğu gibi manevi desteğini hiç esirgemeyen sevgili eşim Arabe ERCAN' a ve oğullarımız Armir ve Arden'e çok teşekkür ederim.

## ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı Pozitron Emisyon Tomografisi cihazında iki farklı FDG (Fluorodeoksiglukoz) radyofarmasotik ürünü kullanarak SUV değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

**Yöntem:** Bu tez çalışmasında iki farklı firmanın üretmiş olduğu FDG kullanıldı. Bu ürünler eşit miktarlarda Su fantomu içerisine farklı günlerde katıldı. Homojen bir şekilde dağılması sağlandıktan sonra planlanan saatler sonunda PET-BT cihazında görüntüleme yapıldı. Çekim planı ise 15. dakika sonunda başlatılan görüntüleme için BT parametresi sabit ve PET parametrelerinden sadece yatak süresi 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakika olarak değiştirildi ve görüntüleme işlemleri yapıldı. Ardından SUV değerleri ölçüldü. Aynı işlemler 1. saat sonunda ve 2. saat sonunda tekrar edildi. Kullanılan farklı ürünlerden elde edilen SUV değerleri ve PET SUV validasyon değerlerine dayanarak radyofarmasötik ürünün etkin parametreleri de incelendi.

**Bulgular:** Bu çalışmada PET-BT cihazının SUV validasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. F<sup>18</sup> FDG ile yapılan işlem sonucunda elde edilen ortalama SUV değerleri cihazın standart aralığı olan 0,9 - 1,1 arasında olduğu gözlemlenmiştir. Birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü gün deneylerinden elde edilen SUV ölçümlerine ait değerler incelendiğinde IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP siklotronlarından elde edilen F<sup>18</sup> FDG'nin ortalama ve maksimum SUV verileri arasında yüzde farklar olsa da PET için SUV validasyonun standart SUV değer aralığında bulunmuştur. 15. dakika, 1. saat ve 2. saat sonu yapılan deneylerde PET yatak süresi 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakika' dan alınan görüntülerin SUV değerleri karşılaştırıldı. F<sup>18</sup> FDG ürünlerin ortalama SUV değerleri PET için önerilen SUV validasyonun ortalama SUV değer aralığında olduğu görülmüştür.

**Sonuç:** Bu çalışmada PET-BT cihazı üreticisi firmanın önermiş olduğu kalite kontrol prosedürleri uygulandığında iki farklı F<sup>18</sup> FDG ürününün birbiri ile aynı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Tez çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulardan yola çıkarak hasta bekleme süresi için 15 dakika ve 2 saatin uygun olmayacağı fakat 1 saatlik bekleme süresinin her iki siklotron ürünü F<sup>18</sup> FDG için uygun olacağı tavsiye edilebilmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** PET-BT, SUV, FDG, Kalite Kontrol.

## ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study was to compare SUV values using two different FDG (Fluorodeoxyglucose) radiopharmaceuticals in a Positron Emission Tomography device.

**Method:** In this thesis, FDG which was produced by two different companies was used. These products were added in equal amounts to the Water phantom on different days. After a homogenous distribution, PET-CT imaging was performed at the end of the planned hours. The image acquisition plan at the end of the 15th minute while taken a fixed CT parameters was arranged by changing the PET parameters to 1 minute, 1.5 minutes and 2 minutes. Subsequently, SUV values were measured. The same procedure was repeated at the end of the 1st hour and at the end of the second hour. For the SUV values obtained from the different products used, the effective parameters of the radiopharmaceutical product were also investigated according to PET SUV validation values.

**Results:** In this study, SUV validation of PET-CT device was performed. The average SUV values obtained from the operation with  $F^{18}$  FDG were found to be between the standard range of 0,9 - 1,1. The values of SUV measurements obtained from the first, second, third and fourth day tests were found in the standard SUV range of SUV validation for PET, although there were percentage differences between the average and maximum SUV value of the  $F^{18}$  FDG obtained from IBA Cyclone KIUBE and Siemens Eclipse HP cyclotron. In the tests performed at the 15th minute, 1st hour and the 2nd hour end, the SUV values of the images obtained from PET bed time 1 minute, 1.5 minutes and 2 minutes were compared. The average SUV values of  $F^{18}$  FDG products were found to be in the average SUV value range of the proposed SUV validation for PET.

**Conclusion:** In this study, it was observed that two different  $F^{18}$  FDG products gave the same results when the quality control procedures recommended by the PET-CT device manufacturer were applied. Based on the findings obtained in our study, it can be recommended that 15 minutes and 2 hours would not be suitable for patient waiting time but 1 hour waiting time would be suitable for both cyclotron product  $F^{18}$  FDG.

**Key words:** PET-CT, SUV, FDG, Quality Control.

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b>	i
<b>ABSTRACT</b>	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
SİMGELER ve KISALTMALAR	xix
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. Radyasyon ve Sınıflandırılması	3
2.1.1. İyonize Edici Radyasyon	3
2.1.2. İyonize Edici Olmayan Radyasyon	4
2.2. Radyoaktivite	4
2.3. Radyasyon Dozu ve Birimleri	4
2.3.1. Soğurulan Radyasyon Dozu	5
2.3.2. Radyasyon Doz Eşdeğeri	5
2.4. Nükleer Tıp Alanında Kullanılan Cihazlar	6
2.4.1. Gama Kameralar	6
2.4.2. SPECT-BT (Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi)	8
2.4.3. PET-BT (Pozitron Emisyon Tomografi - Bilgisayarlı Tomografi)	10
2.5. Siklotronların Çalışma Prensibi	17
2.6. Radyonüklidler ve Radyofarmasotikler	17
2.6.1. Radyonüklidler	17
2.6.2. Radyofarmasotikler	19
2.7. Standart Uptake Değeri (Standart Uptake Value : SUV)	21



### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Gereç

3.1.1. Philips TF TOF 16 model PET-BT Cihazına ait Araçlar ve Genel Kalite Kontrolleri	22
3.1.2. Philips Gemini TF 16 Model PET-BT Cihazının Kalite Kontrol Araçları	22
3.1.3. Philips TF TOF 16 model PET-BT Cihazının Genel Kalite Kontrolleri	25
3.1.4. Biodex Atomlab 500 Doz Kalibratörü	27
3.1.5. Su Fantomu	27
3.1.6. Siemens Eclipse HP Siklotron	28
3.1.7. IBA Cyclone KIUBE Siklotron	29
3.2. Yöntem	
3.2.1. Fluorodeoksiglukoz ( $F^{18}$ FDG) Temin Edilmesi ve Kullanılması	30
3.2.2. Su Fantomunun Hazırlanması	30
3.2.3. Philips TF TOF 16 Model PET-BT Cihazının SUV Validasyonu	30
3.2.4. Su Fantomunun PET-BT Görüntülerinin Elde Edilmesi	31
3.2.5. PET-BT Cihazında Su Fantomu Görüntülerinden SUV Değerinin Ölçülmesi	32
3.2.6. Çalışma Sonucu Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi	33

### 4. BULGULAR

4.1. Philips TF TOF 16 model PET-BT Cihazının SUV Validasyon Ölçümü	35
4.2. İki Farklı FDG Ürün İçin Kalite Kontrol Bulguları	35
4.2.1. Birinci Gün İçin SUV Ölçümleri	36
4.2.2. İkinci Gün İçin SUV Ölçümleri	46
4.2.3. Üçüncü Gün İçin SUV Ölçümleri	55
4.2.4. Dördüncü Gün İçin SUV Ölçümleri	64
4.3. Çalışma Günlerinin Ortalama SUV ve Maksimum SUV Verileri Ortalamalarının İncelenmesi	74

<b>5. TARTIŞMA</b>	87
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	93
<b>KAYNAKLAR</b>	94
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	97



## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo 2.1.</b>	Radyasyon ölçüm birimleri	6
<b>Tablo 2.2.</b>	PET tarayıcıda kullanılan birtakım sintilasyon malzemeleri	13
<b>Tablo 2.3.</b>	Nükleer tıpta kullanılan bazı radyonüklid jeneratörleri	18
<b>Tablo 2.4.</b>	Radyofarmasotik kullanılarak yapılan bazı çalışmalar	20
<b>Tablo 4.1.</b>	PET-BT SUV Validasyon değerleri	35
<b>Tablo 4.2.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	37
<b>Tablo 4.3.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	38
<b>Tablo 4.4.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	39
<b>Tablo 4.5.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	40
<b>Tablo 4.6.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	41
<b>Tablo 4.7.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	42
<b>Tablo 4.8.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	43
<b>Tablo 4.9.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	44

<b>Tablo 4.10.</b>	1. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	45
<b>Tablo 4.11.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	46
<b>Tablo 4.12.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	47
<b>Tablo 4.13.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	48
<b>Tablo 4.14.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	49
<b>Tablo 4.15.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	50
<b>Tablo 4.16.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	51
<b>Tablo 4.17.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	52
<b>Tablo 4.18.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	53
<b>Tablo 4.19.</b>	2. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	54
<b>Tablo 4.20.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	56
<b>Tablo 4.21.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	57

<b>Tablo 4.22.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	58
<b>Tablo 4.23.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	59
<b>Tablo 4.24.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	60
<b>Tablo 4.25.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	61
<b>Tablo 4.26.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	62
<b>Tablo 4.27.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	63
<b>Tablo 4.28.</b>	3. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	64
<b>Tablo 4.29.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	65
<b>Tablo 4.30.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	66
<b>Tablo 4.31.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler	67
<b>Tablo 4.32.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	68
<b>Tablo 4.33.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	69

<b>Tablo 4.34.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler	70
<b>Tablo 4.35.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	71
<b>Tablo 4.36.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	72
<b>Tablo 4.37.</b>	4. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler	73
<b>Tablo 4.38.</b>	1. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	74
<b>Tablo 4.39.</b>	1. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	75
<b>Tablo 4.40.</b>	1. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	76
<b>Tablo 4.41.</b>	2. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	77
<b>Tablo 4.42.</b>	2. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	78
<b>Tablo 4.43.</b>	2. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	79
<b>Tablo 4.44.</b>	3. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	80
<b>Tablo 4.45.</b>	3. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	81

<b>Tablo 4.46.</b>	3. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	82
<b>Tablo 4.47.</b>	4. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	83
<b>Tablo 4.48.</b>	4. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	84
<b>Tablo 4.49.</b>	4. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	85
<b>Tablo 5.1.</b>	15. dakika sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri	90
<b>Tablo 5.2.</b>	1. saat sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri	91
<b>Tablo 5.3.</b>	2. saat sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri	92

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2.1.</b>	İyonize Edici Radyasyonun Sınıflandırılması	3
<b>Şekil 2.2.</b>	İyonize Edici Olmayan Radyasyonun Sınıflandırılması	4
<b>Şekil 2.3.</b>	Gama Kameranın İşleyiş Prensibi	7
<b>Şekil 2.4.</b>	SPECT-BT füzyon görüntüsü	10
<b>Şekil 2.5.</b>	Pozitron Emisyon Tomografi (PET) ile detekte edilen anhilasyon fotonlarının oluşumu	11
<b>Şekil 2.6.</b>	A) Anhilasyon fotonlarının LOR hattı, B) Saçılan fotonların gerçek olmayan LOR hattı, C) Rastgele (Random) oluşan fotonların oluşturduğu LOR hattı	11
<b>Şekil 2.7.</b>	Sintilasyon kristal bloğu (detektör) ve ona bağlı PMT	12
<b>Şekil 2.8.</b>	PET/BT cihazı üreten 3 farklı firmanın tarayıcı tasarımları. A) Siemens Biograph Truepoint, B) GE Healthcare Discovery ve C) Philips Gemini serisi	15
<b>Şekil 2.9.</b>	Pozitron Emisyon Tomografisi/ Bilgisayarlı Tomografi (PET-BT) sisteminin genel çalışma prensibi	16
<b>Şekil 2.10.</b>	Göz Fantom	23
<b>Şekil 2.11.</b>	Göz Fantom ve tutucu	23
<b>Şekil 2.12.</b>	Sistem Fantomu ve tutucu	23
<b>Şekil 2.13.</b>	Infant Fantom ve tutucu	24
<b>Şekil 2.14.</b>	Kaynak tutucu ve $^{22}\text{Na}$ radyoaktif kaynağı	25



<b>Şekil 2.15.</b>	Scatter	25
<b>Şekil 3.1.</b>	Biodex Atomlab 500 Doz Kalibratörü	27
<b>Şekil 3.2.</b>	Su Fantomu	28
<b>Şekil 3.3.</b>	PET-BT kılavuz görüntüleme	31
<b>Şekil 3.4.</b>	Su fantomunun transvers ekseninde BT, PET ve PET-BT füzyon görüntüleri. Şekildeki görüntüler Tablo 4.2.' de ki Siemens Eclipse HP ürününün su fantomu görüntülemesinde 40. kesit ölçümüne aittir	32
<b>Şekil 3.5.</b>	PET-BT füzyon görüntüsü üzerinde çizilen 194,2 mm çapında ROI	33
<b>Şekil 3.6.</b>	Su fantomunun aksiyal, koronal ve sagittal düzlemde BT, PET ve PET-BT füzyon görüntülemesi. Şekildeki PET-BT füzyon görüntüsü Tablo 4.2.' deki Siemens Eclipse HP ürününün su fantomu görüntülemesinde 30. kesit ölçümüne aittir	33
<b>Şekil 4.1.</b>	IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen $F^{18}$ FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. Dakika sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği	37
<b>Şekil 4.2.</b>	IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen $F^{18}$ FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. Dakika sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği	38
<b>Şekil 4.3.</b>	IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen $F^{18}$ FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. Dakika sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği	39
<b>Şekil 4.4.</b>	IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen $F^{18}$ FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği	40

- Şekil 4.5.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 41
- Şekil 4.6.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 42
- Şekil 4.7.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 43
- Şekil 4.8.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 44
- Şekil 4.9.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 45
- Şekil 4.10.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 47
- Şekil 4.11.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 48
- Şekil 4.12.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 49

- Şekil 4.13.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 50
- Şekil 4.14.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 51
- Şekil 4.15.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 52
- Şekil 4.16.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 53
- Şekil 4.17.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 54
- Şekil 4.18.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 55
- Şekil 4.19.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 56

- Şekil 4.20.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 57
- Şekil 4.21.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 58
- Şekil 4.22.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 59
- Şekil 4.23.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 60
- Şekil 4.24.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 61
- Şekil 4.25.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 62
- Şekil 4.26.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 63
- Şekil 4.27.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 64

- Şekil 4.28.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 65
- Şekil 4.29.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 66
- Şekil 4.30.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 67
- Şekil 4.31.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 68
- Şekil 4.32.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 69
- Şekil 4.33.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği 70
- Şekil 4.34.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği 71
- Şekil 4.35.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği 72

<b>Şekil 4.36.</b>	IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F <sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği	73
<b>Şekil 4.37.</b>	1. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	75
<b>Şekil 4.38.</b>	1. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	76
<b>Şekil 4.39.</b>	1. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	77
<b>Şekil 4.40.</b>	2. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	78
<b>Şekil 4.41.</b>	2. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	79
<b>Şekil 4.42.</b>	2. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	80
<b>Şekil 4.43.</b>	3. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	81
<b>Şekil 4.44.</b>	3. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	82
<b>Şekil 4.45.</b>	3. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	83
<b>Şekil 4.46.</b>	4. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	84

<b>Şekil 4.47.</b>	4. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	85
<b>Şekil 4.48.</b>	4. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dakikalık görüntülemelerin ortalaması	86
<b>Şekil 5.1.</b>	15. dakika sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri grafiği	90
<b>Şekil 5.2.</b>	1. saat sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri grafiği	91
<b>Şekil 5.3.</b>	2. saat sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri grafiği	92

## SİMGELER ve KISALTMALAR

<b>Bq</b>	:	Becquerel
<b>BT</b>	:	Bilgisayarlı Tomografi
<b>C</b>	:	Coulomb
<b>Ci</b>	:	Curie
<b>dk</b>	:	Dakika
<b>D</b>	:	Soğurulan Radyasyon Dozu
<b>E</b>	:	Enerji
<b>eV</b>	:	Elektron Volt
<b>F<sup>18</sup></b>	:	Flor - 18
<b>FDG</b>	:	Fluorodeoksiglukoz
<b>FOV</b>	:	Field of View (Görüntü alanı)
<b>g</b>	:	Gram
<b>Gy</b>	:	Gray
<b>H</b>	:	Eşdeğer doz
<b>J</b>	:	Joule
<b>keV</b>	:	Kiloelektronvolt
<b>Kg</b>	:	Kilogram
<b>kV</b>	:	Kilovolt
<b>kW</b>	:	Kilowatt
<b>LET</b>	:	Lineer Enerji Transferi
<b>LOR</b>	:	Line of Responce (Eş cevap eğrisi - Sanal hat)
<b>mAs</b>	:	Miliamper saniye
<b>mCi</b>	:	Mili Curie
<b>ns</b>	:	Nanosaniye
<b>PET</b>	:	Pozitron Emisyon Tomografi
<b>PMT</b>	:	Photo Multiplier Tube (Foton çoğaltıcı tüp)
<b>Q</b>	:	Kalite faktörü
<b>R</b>	:	Röntgen, ışınlama birimi
<b>Rad</b>	:	Absorbe edilen dozun birimi



<b>Rem</b>	:	Eşdeğer doz
<b>ROI</b>	:	Region of Interest (İlgili alan)
<b>s</b>	:	Saniye
<b>SI</b>	:	Uluslararası sistem
<b>SUV</b>	:	Standart Uptake Value (Standart Tutulum Değeri)
<b>Sv</b>	:	Sievert
<b>SUV<sub>ort</sub></b>	:	Ortalama SUV değeri
<b>SUV<sub>maks</sub></b>	:	Maksimum SUV değeri
<b>TOF</b>	:	Time of Flight (Uçuş süresi)

## 1. GİRİŞ

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının deteksiyonu prensibine dayanan modern bir nükleer tıp görüntüleme tekniğidir. Bu teknikte vücuttaki biyolojik bir fonksiyonun moleküler görüntülemesi yapılmaktadır. Bu nedenle PET görüntülerinin sensitivitesi diğer görüntüleme tekniklerinden daha yüksektir. Görüntüleme amaçlı kullanılan radyofarmasötiklerin hedef organda maksimum düzeyde, diğer organlarda minimum düzeyde tutulması beklenir. Bu nedenle radyofarmasötiğin yoğun olarak tutulduğu vücut bölgelerinin dışındaki diğer bölgelerde sintigrafik ayırım zorlaşır. Bununla birlikte radyofarmasötiğin yoğun olarak tutulduğu bölgelerin de çoğu kez anatomik ayırımı yapılamaz. PET görüntülerinin yorumlanmasında bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden yararlanır. Bu amaçla, aynı kesite ait PET ve BT görüntüleri karşılaştırılarak (füzyon) PET görüntülerindeki doğru bilginin kaynağına ulaşılmış olur. Pozitron Emisyon Tomografi görüntülemesinde, vücuda (+) yüklü beta ışını yani pozitron ( $\beta^+$ ) yayan radyofarmasötikler verilir. Örneğin  $^{18}\text{F}$  ve  $^{68}\text{Ga}$  yaygın kullanımı olan PET radyofarmasötikleri olup parçalandıkları zaman  $\beta^+$  salınımı yaparlar (Demir, 2015).

PET (Pozitron Emisyon Tomografisi), vücuda verilen spesifik bir radyofarmasötik ile işaretlenmiş takipçi molekülün, hedef bölgedeki moleküllerle etkileşime girerek bozunmaları sonucu yaydıkları, birbirine  $180^\circ$  zıt hareket eden, her biri 511 keV sabit enerjideki gama ışını çiftini, eşzamanlı detekte ederek, vücuttaki biyokimyasal düzeydeki fonksiyonları tespit ederken; BT (Bilgisayarlı Tomografi) ise, vücuttaki normal ve patolojik dokuların anatomik ayrıntılarını sunar. Elde edilen BT görüntüleri, anatomik bilgi sağlamanın yanı sıra, PET verilerinin atenüasyon düzeltimi için de kullanılarak PET verilerinin nitelik ve nicelik yönünden de doğruluğuna katkıda bulunur.

PET-BT görüntülemesinde kullanılan radyofarmasötik ajanlar, siklotrondaki stabil bir maddenin protonlar, döteronlar veya helyum çekirdeği ile bombardımanından oluşur. Elde edilen protonca yüklü izotoplar, radyofrekans ve manyetik alanlar yardımı ile hızlandırılarak pozitron yayan radyonüklidler elde edilir. Elde edilen bu radyonüklidler

F-18, C-11, N-13 ve O-15 daha sonra fizyolojik substratlar glikoz, H<sub>2</sub>O, NH<sub>3</sub>, CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, vb. ile işaretlenerek, klinik uygulamaya hazır hale getirilir. Yarılanma sürelerinin düşük olması nedeniyle, bu radyofarmasötik ajanlar hastane içerisinde yer alan bir siklotronda üretilip hızla hastaya uygulanarak kullanılırlar. İşletme maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle ülkemizde bu ileri teknolojiye sahip cihazlar, belirli bölgesel işletme birimlerine yerleştirilmiş olup, sadece nispeten yarı ömrü uzun olan F18-Fluorodeoksiglukoz 110 dk kadar üretimi yapmakta ve birkaç saat mesafedeki klinik merkezlere dağıtılmaktadır

([http://siemens.edergi.com/pubs/inovasyon/2013/inovasyon\\_201304\\_RadyolojideKlinikUygulamalar/2013\\_04/assets/common/downloads/page0010.pdf](http://siemens.edergi.com/pubs/inovasyon/2013/inovasyon_201304_RadyolojideKlinikUygulamalar/2013_04/assets/common/downloads/page0010.pdf), Erişim tarihi: 14 Nisan 2018).

F-18 FDG PET'in en önemli özelliklerinden biri verilerin sayısal değerlendirmesinin yapılabilmesidir. Bu amaçla klinik çalışmalarda vizüel değerlendirmeyi desteklemek amacıyla yarı sayısal bir değer kullanılır. Tümörlerdeki FDG tutulumları değişiklikler göstermektedir. Bir lezyondaki FDG tutulum oranına standart uptake değeri (SUV:Standart Uptake Value) denilmektedir. SUV lezyon karakterizasyonu, prognoz değerlendirmesi ve tedaviye yanıt değerlendirmesinde kullanılan semikantitatif bir parametredir. Bir lezyonun artmış FDG aktivitesine sahip olup olmadığını gösteren ve malign ile benign dokuların ayırımını değerlendirmede kullanılan yarı kantitatif bir kriterdir. SUV değerinin belirlenmesinde ilgi alanı (ROI) içerisindeki FDG akümüasyonu, hastaya enjekte edilen total FDG dozu ve hasta ağırlığı veya vücut yüzey alanına göre normalize edilir. Bu düzeltme sayesinde farklı hastalardaki FDG tutulumunu karşılaştırmak mümkün olmaktadır. SUV değeri seçilmiş bir ROI (Region of interest) içerisindeki ortalama aktivitenin (mCi/ml) enjekte edilen doza (mCi/kg) bölünmesi ile elde edilir (Aşçıoğlu, 2013).

Bu çalışmanın amacı PET-BT cihazında iki farklı FDG (Fluorodeoksiglukoz) radyofarmasötik ürününü su fantomu kullanarak görüntülemesinin ardından SUV değerlerinin farklı veri toplama periotları için karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Ayrıca ölçümlerin tekrar alınması ile istatistiksel değerlendirmelere dayanarak radyofarmasötik ürünün etkin parametreleri de incelenecektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

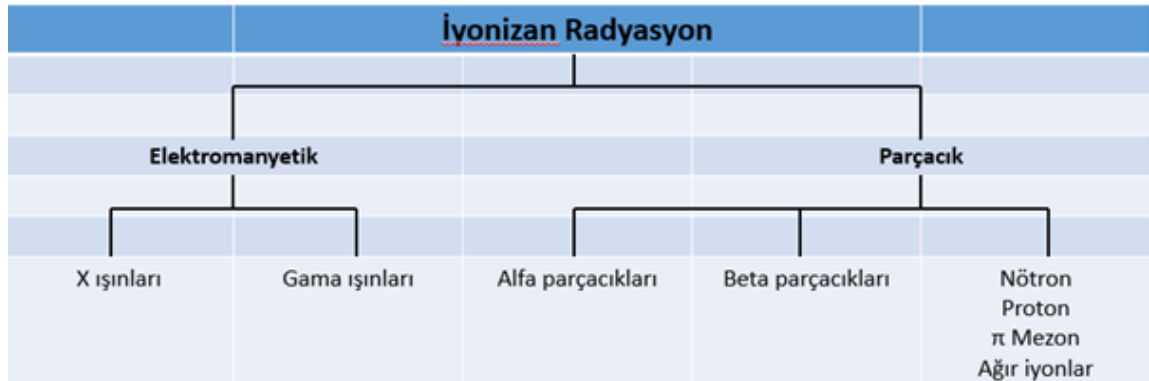
### 2.1. Radyasyon ve Sınıflandırılması

Radyasyon, enerjinin parçacık veya elektromanyetik dalgalar aracılığıyla taşınmasına denir (Bergman ve ark., 2011). Atomların iyonlaşabilmeleri için gereken en düşük enerji 24,5 eV'dur. Radyasyon iyonizasyon durumuna göre ikiye ayrılır (Podgarsk, 2005).

#### 2.1.1. İyonize Edici Radyasyon

Girdiği ortamları iyonize eden radyasyona denir. Partiküler (Parçacık) Radyasyon ve Elektromanyetik Radyasyon olmak üzere iki tip iyonize edici radyasyon bulunmaktadır. Partiküler Radyasyon, taneciklerin yüksek hızla kazandıkları kinetik enerji olarak tanımlanır. Alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta^+$ ,  $\beta^-$ ), nötron (n), proton (p) 'lar partiküler radyasyona örneklerdir.

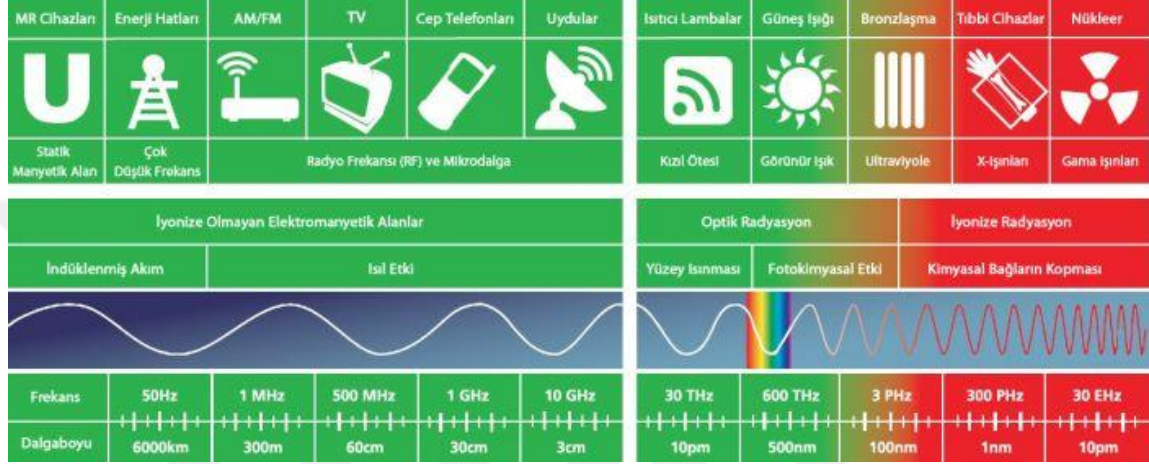
Elektromanyetik Radyasyon, enerjinin uzayda ışık hızıyla titreşerek taşınmasına denir. Gama ( $\gamma$ ) ve X ışınları bu sınıfa aittir. Bunlar radyo dalgaları ve yüksek frekanslı görünür ışık dalgaları gibi elektromanyetik dalgalardır. Elektromanyetik dalgaları birbirinden ayıran özellik frekansları, dalga boyları ve enerjileridir. Gama ( $\gamma$ ) ve X ışınları dalga boyları küçük olmasına rağmen enerjileri yüksektir. Elektromanyetik radyasyonların enerji paketlerine foton denir (Demir, 2008).



Şekil 2.1. İyonize Edici Radyasyonun Sınıflandırılması ([www.trod.org.tr](http://www.trod.org.tr), Erişim tarihi: 31 Mart 2018).

## 2.1.2. İyonize Edici Olmayan Radyasyon

Enerjileri düşük ve dalga boyları büyük olan radyasyondur. Mor ötesi, görünür ışık, kızıl ötesi ve radyo dalgaları iyonize edici olmayan radyasyon örnekleridir.



Şekil 2.2. İyonize Edici Olmayan Radyasyonun Sınıflandırılması ([www.trod.org.tr](http://www.trod.org.tr), Erişim tarihi: 31 Mart 2018).

## 2.2. Radyoaktivite

Radyoaktivite veya radyoaktif bozunma, bir elementin çekirdeğinden gelen yüksek enerjili parçacıkların veya fotonların yayılmasına denir. Radyoaktif elementler yüksek enerjiye sahiptir ve kararlı hale gelinceye kadar alfa, beta veya gama yayarak bozunurlar. Radyoaktif maddeler nükleer bozunma yoluyla radyoaktivitesinin yarısını kaybetmesi için geçen süreye yarılanma ömrü ( $\lambda_{1/2}$ ) denir (Iwamoto ve ark., 2012).

Radyoaktif bir çekirdeğin doğal olarak bozularak başka bir çekirdeğe dönüşmesine desintegrasyon (parçalanma) denir. Radyoaktif bir çekirdeğin yapay bozunma ile başka bir çekirdeğe dönüşmesi olayına da transmutasyon denir (Demir, 2008).

## 2.3. Radyasyon Dozu ve Birimleri

Radyasyon dozu iki önemli kavram ile tanımlanır. Bunlardan birincisi, soğurucu ortamda (doku vb.) gram başına depolanan enerji yani soğurulan doz; ikincisi, radyasyonun hasar etkisini belirten etkin doz eşdeğeridir (Martin, 2006).

### 2.3.1. Soğurulan Radyasyon Dozu

Birim kütle başına depolanan enerjiye Soğurulan Doz Birimi denir. Birimi rad' tır. Soğuran ortamın, 1 gramında 100 erg' lik enerjinin soğurulmasına eşittir.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g}$$

Soğurulan radyasyon dozunun SI birimi gray (Gy)' dir. Tanımı ise ortamın kilogramı başına soğurulan 1 joule (J)' lük enerjidir (Martin, 2013).

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad.}$$

### 2.3.2. Radyasyon Doz Eşdeğeri

Farklı tip radyasyonların soğurulan enerjileri aynı olsa da farklı miktarda biyolojik etkiye neden olabilir. Biyolojik etkiler, radyasyonun ilerlediği yol boyunca dağılımına bağlıdır. Radyasyonun ortama bıraktığı hasar lineer enerji transferi (LET) ile açıklanır. LET arttıkça radyasyonun ortama verdiği biyolojik hasarda artar. Alfa parçacıkları (yüksek LET), nötronlar (yüksek LET) vb. ortama verdiği biyolojik hasar gama ışınları (düşük LET), X ışınları (düşük LET), beta parçacıkları (düşük LET)' den daha büyüktür.

$$H (\text{Doz eşdeğeri}) = D (\text{Soğurulan doz}) \times Q (\text{Kalite faktörü})$$

Doz eşdeğerinin geleneksel birim sisteminde birimi rem' dir.

$$\text{rem} = \text{rad} \times Q$$

Kalite faktörü (Q), radyasyonun tipine bağlı hasarı tanımlar ve farklı değerler alır.

Gama ışınları, elektronlar, X ışınları için  $Q = 1$  alınır. Alfa parçacıkları, fisyon ürünleri için  $Q = 20$  alınır.

SI birim sisteminde doz eşdeğerinin birimi Sievert (Sv)' dir (Martin, 2013).

$$\text{Sv} = \text{Gy} \times Q$$

$$\text{Sv} = 100 \text{ rem}$$

**Tablo 2.1.** Radyasyon ölçüm birimleri (Demir, 2008).

Büyükük	SI birimi	Özel birim	Dönüşüm değerleri
<b>Aktivite</b>	Bq	Ci	1 Bq = $27,03 \times 10^{-12}$ Ci 1 Ci = $3,7 \times 10^{10}$ Bq
<b>Işınlama</b>	C/Kg	R	1 C/Kg = $3,876 \times 10^3$ R 1 R = $2,58 \times 10^{-4}$ C/Kg
<b>Absorblanma</b>	Gy	rad	1 Gy = 100 rad 1 rad = $10^{-2}$ Gy
<b>Doz Eşdeğeri</b>	Sv	rem	1 Sv = 100 rem 1 rem = $10^{-2}$ Sv

#### 2.4. Nükleer Tıp Alanında Kullanılan Cihazlar

Nükleer tıp, radyonüklid içeren ilaçlar kullanılarak hastalıkların teşhis ve tedavisinde ilgilenen bir bilim dalıdır. Nükleer tıp yöntemleri ile hastalara verilen radyoaktif maddelerin yaymış oldukları ışınlar tarayıcılar tarafından planar veya tomografik olarak işlenmesi ile elde edilen görüntüler aracılığıyla hastalıklara tanı konulmasında önemli rol almaktadır. Ayrıca bazı hastalıklı organları ve tümörlü bölgeleri tedavi etmek içinde kullanılmaktadır.

Nükleer tıpta radyoaktif maddelerin yaymış oldukları ışınlar planar veya tomografik yöntemlerle algılanmasını sağlayan sistemler; Gama Kamera, Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi (SPECT), Pozitron Emisyon Tomografi (PET) yanı sıra hibrit sistem olan Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi (SPECT-BT) ve Pozitron Emisyon Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi (PET-BT)'dir (Gündoğdu ve ark., 2017).

##### 2.4.1 Gama Kameralar

Sintigrafik işlemler için kullanılan cihazdır. Gama kameralarda, vücuttan yayılan gama fotonları kolimatör aracılığıyla detektör içindeki sintilasyon kristalleri üzerine düşürülür. En yaygın kullanılan Sintilasyon kristali sodyum iyodür (NaI(Tl))'dür. Sintilasyon





Paralel Hol Kolimatörler' de kendi içinde sınıflandırılır. Bunlar; Yüksek Rezolüsyonlu Kolimatörler, Yüksek Sensitiviteli Kolimatörler, Düşük Enerji Kolimatörleri, Orta Enerji Kolimatörleri ve Yüksek Enerji Kolimatörleridir (Demir, 2008).

#### **2.4.2. SPECT-BT (Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi)**

SPECT tekniğinde; görüntüleme öncesinde vücuda verilmiş olan radyofarmasotikten yayılan tek doğrultudaki gama fotonlarının detektörler ile deteksiyon edilip elektronik sistemde işlenerek bilgisayara yansıtılması sağlanır (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011).

SPECT-BT vücutta incelenen bölgenin tek bir görüntüde fonksiyonel ve anatomik bilgilerini elde etmemizi sağlayan hibrit görüntüleme sistemidir. Hasta masası ortaktır. Hastaya radyofarmasotik verilir. İlgili bölgeden SPECT ve BT görüntüleri alınarak bilgisayar hafızasına kaydedilir. Elde edilen BT görüntülerine bilgisayar ortamında atenüasyon (zayıflama) düzeltme katsayıları uygulanır. Ardından düzeltilmiş BT ve SPECT görüntüleri üst üste çakıştırılarak füzyon görüntüler oluşturulur. SPECT-BT sistemi; sintigrafik ayrımı yapılamayan bölgenin füzyon görüntüler ile ayrımı yapılması sağlanır.

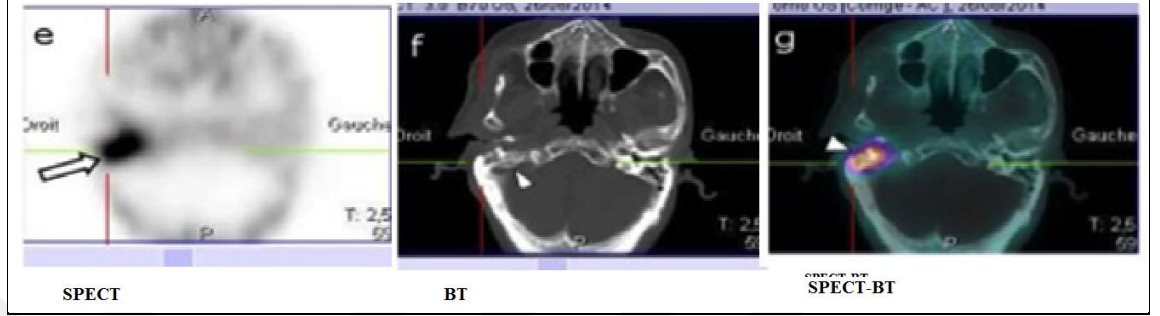
BT kısmında, X ışını tüpünde konik (fan beam) biçiminde X ışınları üretilir. X ışını tüpünde üretilen ve hızlandırılan elektronlar katottan çıkarak anoda çarpar. Daha sonra X ışını tüpü hastanın bulunduğu masa etrafında döndürülerek oluşan X ışınları ilgili organdan geçirilir ve detektöre ulaşır. Bu süreçte masa hızı sabittir. Masa sabit hızla ilerlerken BT tarama işlemi yapılmasına spiral BT denir. BT sisteminde, X ışını tüpünden çıkan ışınların şiddetinin dokudan geçen X ışınlarının şiddetine oranı zayıflama katsayısını verir ve buna zayıflama katsayısı denir. Zayıflama katsayısı ile BT sisteminde her doku için ayrı ayrı atenüasyon (zayıflama) düzeltmesi yapılarak görüntü elde edilir (Demir, 2008).

SPECT-BT sistemi aşağıdaki bileşenlerden oluşur;

- Hasta Masası: Horizontal (yatay) ve Vertical (dikey) olarak hareket eder. Gama ışınlarını en az şekilde engelleyecek şekilde dizayn edilmiştir. Baş sabitleyici (Head holder), Kol destekleyici (Arm rest), sintimammografi paleti gibi ekipmanlar bulundurulur.

- Gantry: 180°-360° dönüş hareketi sağlayan dairesel yapıya sahip bir tüneldir. Yatayda iki tarafı açık yapıdadır. Üzerinde persistan skop denilen hasta pozisyonlarını gösteren bir aksesur bulunur.
- Tarayıcı Sistem: Gantry ünitesine bağlı kolimatör ve detektörlerden oluşur. Tarayıcı sistem hasta etrafında dönerken her bir dönüş açısında hastanın ilgili bölgesinden yayılan gama fotonlarını algılar. Kolimatörler vasıtasıyla gelen fotonlar detektöre yönlendirilir. Kolimatörler ayrıca gelen fotonlardan Compton saçılmasına uğrayanları absorbe ederek görüntüdeki netliğin bozulmasına engel olmaktadır.
- Foton Çoğaltıcı Tüpler (PMT): Sintilasyon kristali ve PMT arasındaki ışık yönlendirici tabaka ile sintilasyon kristalinden çıkan fotonlar PMT'lerin girişindeki fotokatoda çarptırılarak burada durdurulması sağlanır. Fotokatoda çarpan fotonlar bu sayede elektron kopmasına neden olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içerisindeki dinotlarda yüksek voltaj ile hızlandırılır. Dinotlar üzerine çarpan her serbest elektrona karşılık çok sayıda elektron çıkarır. Dinotlardan çıkan serbest elektronlar PMT çıkışındaki anotta toplanarak elektrik sinyali oluşturur. Buna voltaj pulsu denir. Anotta oluşan bu elektrik sinyali düşük voltajlıdır. PMT ve amplifiyer (yükseltici) arasında, oluşan düşük voltajlı elektrik sinyalini yükseltmek ve amplifiyerin alacağı biçime sokmak için kullanılan devre elemanına preamplifiyer (ön yükseltici) denir.
- Amplifiyer (Yükselteç): Preamplifiyerden gelen milivolt seviyesindeki elektrik sinyalini volt seviyesine yükseltmeye ve yeniden şekillendirmeye yarar.
- Pozisyonlama Elektrik Devreleri: Kristal merkezi koordinat merkezi olarak alınır. Buna göre X ve Y eksenleri belirlenir. Sintilasyon merkezinin pozisyon bilgilerini elde etmek için X ve Y ekseninin pozisyonlama sinyalleri kullanılır. Toplam sinyali Z eksenini ifade eder.
- Sinyal Yükseklik Analizörü (PHA): Hedef organdan yayılan gama fotonları Gama fotonları pozisyon ve enerji bilgisi taşır. Bu fotonlar fotoelektrik olay ile durdurulur ve ilgili piklerin geçmesi sağlanır.

- Bigisayar Ünitesi: Ana bellek, merkezi işlemci ve giriş-çıkış (input-output) kısımlarından oluşur. Amacı gelen elektrik sinyallerini işleyerek görüntüye çevrilmesidir (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011).

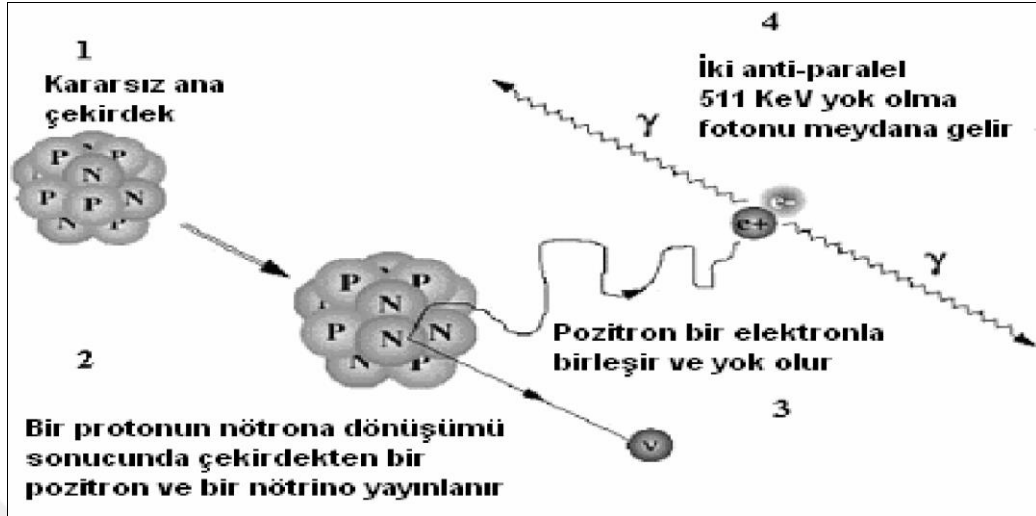


Şekil 2.4. SPECT-BT füzyon görüntü (Yeddes ve ark., 2017).

### 2.4.3. PET-BT (Pozitron Emisyon Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi)

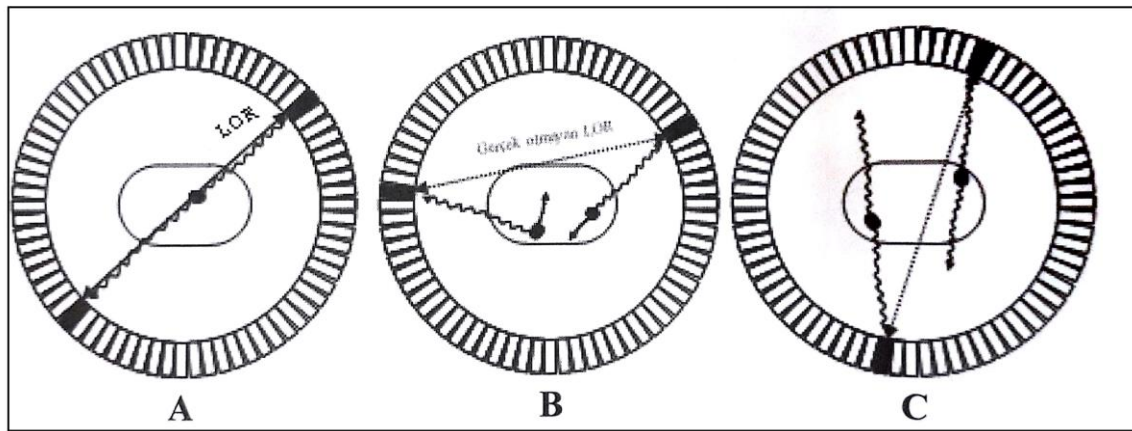
Pozitron Emisyon Tomografi (PET), pozitron yayıcı radyoizotoplardan yayılan pozitronlar doku içerisinde kısa mesafeler alarak karşılaştıkları elektronlarla çarpışmaları sonrası kütlelerin enerjiye dönüşümü olayı ile yok olurlar. Bu yok olmaya anihilasyon denir. Anihilasyon sonucu oluşan birbirine zıt yönde 511 keV enerjili iki anihilasyon fotonunun eş zamanlı (koinsidens) olarak algılanmasını halka detektörler aracılığıyla gerçekleştirme olayına Pozitron Emisyon Tomografi (PET) denir (Wahl, 2011).

Doku içerisine giren pozitron kısa bir mesafe alır ve enerjisini yakınında bulunan atomların uyarılması ve iyonize edilmesine harcar. Pozitron enerjisinin yaklaşık tamamını kaybettiğinde yakınında bulunan bir elektron ile etkileşir ve iki foton meydana gelir. Gerçekleşen bu reaksiyonda momentum ve enerji korunur. Oluşan 511 keV' luk iki foton anihilasyon noktasından çıkarak 180° lik açı ile zıt yönlerde doğru hareket ederler (Şekil 4.3.). 511 keV' luk enerji elektronun ve pozitronun durgun kütle enerjisine denk gelmektedir. Anihilasyon fotonlarının birbiri ile 180° zıt doğrultuda yayıldığı sanal hat LOR (Line of Response - Eş Cevap Eğrisi) olarak isimlendirilir. Bu olaya Pozitron Anihilasyonu denir (Wahl, 2011).



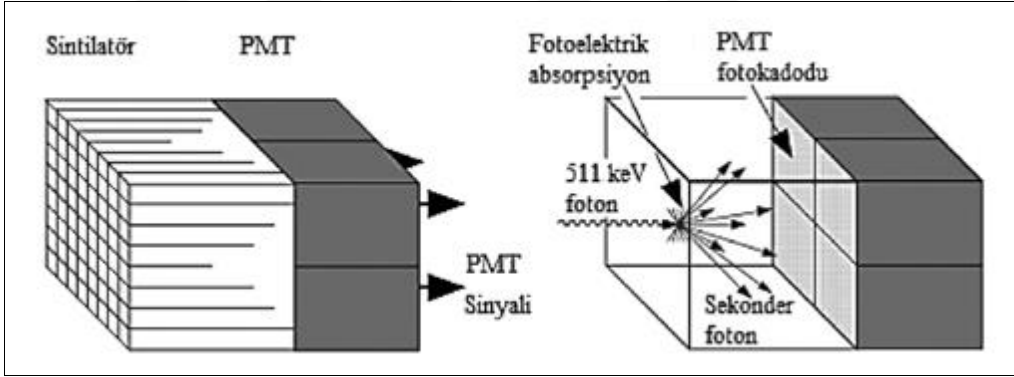
Şekil 2.5. Pozitron Emisyon Tomografi (PET) ile detekte edilen anihilasyon fotonlarının oluşumu (Demir, 2007).

Nükleer tıp görüntülemesinde saçılan fotonların sonuca etki etmesi istenilmediği için bir takım önlemler alınmıştır. PET görüntülemesinde Koincidans tekniği ile saçılan fotonlar önemli ölçüde engellenerek görüntü kalitesinin düşmesine mani olunur. Koincidans tekniği, LOR hatları boyunca karşılıklı gelen fotonları koincidans devresi ile belirli zaman aralığında (nanosaniye mertebesinde) algılayarak saçılan fotonları önemli ölçüde engeller. Koincidans devresi nanosaniye mertebesinde (cihaz modeline göre bu değer farklı olabilir) gelen fotonları gerçek foton olarak algılar. Bu süreden önce veya sonra gelen fotonları gerçek olmayan foton olarak algılayarak engel olur (Demir, 2008). Bu zaman aralığı her PET cihazı için aynı değildir.



Şekil 2.6. A) Anihilasyon fotonlarının LOR hattı, B) Saçılan fotonların gerçek olmayan LOR hattı, C) Rastgele (Random) oluşan fotonların oluşturduğu LOR hattı (Demir, 2008).

PET tarayıcılar  $6 \times 6$ ' dan  $13 \times 13$ ' e kadar farklı cihazlar için farklı sayıda kombine edilmiş bir dizi sintilasyon kristali bloğundan oluşan ve bu sintilasyon kristalleri arkasına bağlı olan PMT' lerden meydana gelir. Kristal bloklar PET tarayıcıda tam dairesel yerleşimlidir (Şekil 2.6.). Kristal bloklar kendi içinde  $4 \times 4 \text{ mm}^2$  ile  $6 \times 6 \text{ mm}^2$  arasındaki boyutlarda cihaza göre farklılık gösteren büyüklükte kristallerin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Detektör sayısı arttıkça koinsidans verimi de artmaktadır. Her sintilasyon detektör bloğu arkasında PMT bağlantısı bulunmaktadır (Şekil 2.7.). Detektörlere çarpan fotonlar sintilasyona dönüştürülür. Bu sintilasyonlar PMT' lere iletilerek elektrik sinyaline burada çevrilmektedir. PMT' de oluşan elektrik sinyalleri PET sistemine bağlı elektronik devreler aracılığıyla işlenerek görüntüye dönüştürülür (Wahl, 2011).



Şekil 2.7. Sintilasyon kristal bloğu (detektör) ve ona bağlı PMT (Demir, 2015).

“ Anihilasyon fotonlarının bir veya ikisinin vücut içerisinde saçılmaları onların doğru bir şekilde tespit edilememelerine neden olur ve bu durum atenüasyon (zayıflama) olarak adlandırılır.” (Wahl, 2011).

Fotonların doku içerisinde soğurulması olayına foton atenüasyonu denir. Saçılan ve soğurulan anihilasyon fotonlarından bir veya birkaçının PET tarayıcı tarafından sayılamaması nedeniyle sayımın kaybolması olayına foton atenüasyonu denir. Yanısıra fotonlardan birinin saçılırken başka bir detektör tarafından sayılmasına saçılma olayı denir. PET tarayıcılarda atenüasyon düzeltmesi için kullanılan yöntem BT görüntüleme ve PET-BT yazılımlarıdır.

**Tablo 2.2.** PET tarayıcıda kullanılan birtakım sintilasyon malzemeleri (Demir, 2015).

Detektör materyali	Işık verimi (%)	Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	Dikey süresi (ns)	511 keV' ta (%) enerji rezolüsyonu
Bizmut Germanat Oksit(BGO)	15	7,13	300	20
Gadolinyum Silikat Oksit(GSO)	30	6,71	60	15
Sodyum İyodür NaI(Tl)	100	3,67	230	10
Lutesyum Silikat Oksit(LSO)	75	7,4	40	15
Lutesyum-Yitrium Silikat Oksit(LYSO)	75	7,3	40	12
Baryum Florür(BaF <sub>2</sub> )	25	4,89	0,8	10
Lutesyum Alimünyum Perovskit(LuAP)	...	8,3	18	7

PET görüntülemesinde iki anihilasyon fotonu arasında detektörler tarafından sayım yapılırken oluşan zaman farkını hesaplayabilmek için TOF (Time of Flight – Uçuş süresi) sistemi geliştirilmiştir. TOF sistemi kullanılarak TOF-PET cihazlar üretilmiştir. TOF-PET sisteminde, iki anihilasyon fotonu detektörler tarafından saptanırken arada oluşan zaman farkı  $\Delta t$  kabul edilir. LOR boyunca anihilasyon olayının gerçekleştiği en olası nokta merkezden  $x$  kadar uzaklıkta olduğu varsayıldığında iki anihilasyon fotonu  $d_1$  ve  $d_2$  mesafelerini almaktadır. TOF-PET sisteminde anihilasyon fotonları detektöre ulaştıklarında oluşan zaman farkını ( $\Delta t$ ) hesaplayabilmek için aşağıdaki formül kullanılmaktadır (Lin ve Alavi, 2011; Wahl, 2011).

$\Delta t = (d_2 - d_1) / c = 2x / c$  kadar sintilasyon fotonlarını belirleme zamanı farkı oluşur.

PET görüntülemesinde izlenen lezyonların lokasyonlarını belirleyebilmek BT ile entegre edilerek PET-BT hibrit sistemi geliştirilmiştir. PET-BT sisteminde, PET hücrenin fonksiyonel bilgisini verirken, BT kesin anatomik lokasyon sağlamanın yanısıra atenüasyon düzeltmesi de yapmaktadır.

PET-BT görüntülemesinde öncelikle hasta yatağı BT' ye ilerletilir ve x-ışınları aracılığıyla tarama yapılır. Daha sonra yatak PET cihazına ilerletilerek görüntüleme gerçekleştirilir. BT tarama ve PET görüntüleme bittikten sonra elektronik devreler ve sistemde kullanılan yazılımlar aracılığıyla eşleştirmeler yapılarak füzyon PET-BT görüntüleri elde edilir (Alavi ve Lin, 2011; Wahl, 2011).

Bilgisayarlı Tomografi (BT); vücudun X ışınları kullanılarak kesitler şeklinde taranması ve görüntü elde edilmesi yöntemidir. BT verilen X ışınlarının vücudun ilgili bölgesinde (dokusunda) atenüasyon ölçümü yapılması mantığına dayanmaktadır. İlgili bölgeden farklı pozisyonlarda X ışınının atenüasyonunu ölçebilmek için X ışını tüpü ve detektörler hasta etrafında 360° döndürülmektedir. X ışını tüpünden çıkan X ışınları detektörlere ulaşırken geçtiği farklı dokularda farklı oranlarda atenüasyona uğrar. Ölçülen bu değerler sisteme bağlı bilgisayarlar tarafından toplanıp işlenerek görüntüye çevrilmektedir (Chen ve ark, 2007; Wahl, 2011).

Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri piksel adı verilen temel resim unsurlarından oluşmaktadır. BT sisteminde piksellerin oluşturduğu çeşitli matriks boyutları (256×256, 512×512 yada 1024×1024) bulunmaktadır. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak belirli bir hacime sahiptir ve buna voksel denir. Voksel, X ışınını dokuyu geçtikten sonraki atenüasyonu ifade eden sayısal bir değerdir. Bu değer BT' de Hounsfield Unit (HU) olarak adlandırılır. HU değeri bilgisayar tarafından yazılım üzerinden hesaplanır. HU 1000 ile -1000 arasında değişen değerler almaktadır. HU değeri sıfır (0) genel olarak suyu ifade etmektedir. Hava, yağ dokusu gibi sudan daha düşük yoğunluktakiler skalanın negatif yönünde ve kemik, kan, yumuşak dokular vb. gibi sudan daha yüksek dansitedekiler ise skalanın pozitif tarafındadır. BT numaraları BT görüntüleri üzerinde gri skala ile gözlemlenir. BT' de atenüasyon değerleri uygun bir ölçeğe ayarlanır ve su

içeren vokseller normalize edilir. Teorik olarak,  $\mu_s$  suyun atenuasyon katsayısı,  $\mu_d$  ilgili dokunun atenuasyon katsayısı,  $k$  ise ölçekleme faktörüdür. Bu kavramlar kullanılarak aşağıdaki denklem türetilir (Wahl, 2011; Wegener, 1992).

$$BT \text{ numarası (HU)} = k \times \left\{ \left( \frac{\mu_d - \mu_s}{\mu_s} \right) \right\}.$$

Farklı firmaların üretmiş olduğu PET-BT cihazlarının mekanik, fiziksel ve elektronik yapıları birbirine benzemesede, sistemsel işleyişleri aynıdır. Bu tasarım farklılıkları Şekil 2.8.' de gösterilmiştir.

PET-BT, PET ve BT tarayıcılarının yanyana eklenmesi ile oluşturulmuş hibrit bir cihazdır. Görüntüleme metodunda; PET, intravenöz (damar içi) enjeksiyon ile uygulanan radyofarmasotiğin vücut içindeki dağılımı ve metabolik değişiklikleri verirken BT' de elde edilen anatomik lokalizasyon kullanarak PET-BT füzyon görüntüleri elde edilen bir Nükleer tıp yöntemidir (Fahey, 2002).

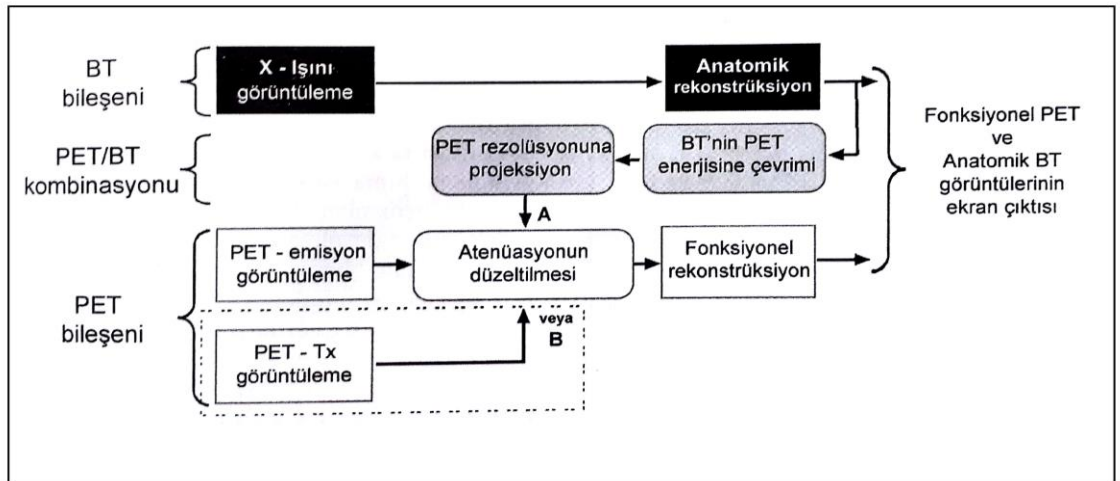


<p>Sintilasyon malzemesi <b>LSO</b>  <math>6,4 \times 6,4 \times 25 \text{ mm}^3</math>  <math>4 \times 4 \times 20 \text{ mm}^3</math>            Sadece 3D            6, 40, 64 kesit BT            70 cm gantry açıklığı            21,6 cm aksiyal FOV            4,5 ns eş zamanlı            Yatak raylar üzerinde</p>	<p>Sintilasyon malzemesi <b>BGO, LYSO</b>  <math>4,7 \times 6,3 \times 30 \text{ mm}^3</math> (BGO)  <math>4,2 \times 6,2 \times 30 \text{ mm}^3</math> (LYSO)            2D/3D (septa)            8, 16, 64 kesit BT            70 cm gantry açıklığı            15,7 cm aksiyal FOV            11,7 ns eş zamanlı            Yatak çift konumlu</p>	<p>Sintilasyon malzemesi <b>GSO, LYSO</b>  <math>4 \times 4 \times 30 \text{ mm}^3</math> (GSO)  <math>4 \times 4 \times 22 \text{ mm}^3</math> (LYSO)            Sadece 3D            6, 10, 16, 64 kesit BT            71,7 gantry açıklığı            18 cm aksiyal FOV            6 ns eş zamanlı            Yatak tünel destekli</p>
--	---	---

**Şekil 2.8.** PET-BT cihazı üreten 3 farklı firmanın tarayıcı tasarımları. A) Siemens Biograph Truepoint, B) GE Healthcare Discovery ve C) Philips Gemini serisi (David, 2008).



PET-BT' de hasta yatağı kılavuz görüntüleme yapmak için BT gantrisine gönderilir. Kılavuz görüntüleme yapıldıktan sonra elde edilen görüntü üzerinde tarama yapılacak alan seçilerek yatak tekrar BT gantrisine ilerletilir ve BT tarama gerçekleştirilir. Ardından yatak PET gantrisine gönderilir ve PET tarama başlatılır. BT' de elde edilen görüntüler anatomik bilginin yanısıra atenüasyon düzeltmesinde de önemli rol oynar. Atenüasyon düzeltmesinde kullanılan BT datalarının, 511 keV seviyesindeki atenüasyon katsayılarına karşılık gelen değerlere çevrilmesi gerekmektedir. Bu işlem PET-BT sistemindeki özel yazılımlar aracılığıyla gerçekleştirilmektedir. BT tarama da elde edilen görüntüler sistem tarafından ayrıca füzyon görüntü oluşturmak için de kullanılmaktadır. PET görüntülemeye kullanılan radyofarmasotikler kararlı hale geçmek için çekirdeklerinden pozitron (pozitif yüklü) bozunumu yapmaktadır. Çekirdekten kopan pozitronlar çevresindeki negatif yüklü elektronlara çarparak anihilasyon (yok olma) olayına neden olurlar. Negatif yüklü elektron ve pozitif yüklü pozitron çarpıştıktan sonra kütleleri enerjiye dönüşür ve 511 keV' luk iki adet gama ışını zıt yönde saçılır. Anihilasyon sonucu 180° açı ile saçılan her gama ışını çifti PET gantrisi etrafına daire biçiminde yerleştirilmiş detektörler tarafından nanosaniye mertebesinde tespit edilerek sisteme bağlı bilgisayarlar tarafından x, y, ve z koordinatları ile birlikte tek bir nokta olarak kaydedilir. Bu yöntem ile tarama yapılan tüm alanın ham dataları işlenerek PET görüntüleri oluşturulur. Oluşan PET ve BT görüntüleri sistem tarafından füzyon görüntüye çevrilir (Fahey, 2002; Wahl, 2011).



**Şekil 2.9.** Pozitron Emisyon Tomografisi-Bilgisayarlı Tomografi (PET-BT) sisteminin genel çalışma prensibi (Alavi ve Lin, 2011).

## 2.5. Siklotronların Çalışma Prensibi

Yüklü parçacıkları yüksek enerji ile hızlandıran dairesel hızlandırıcılara siklotron denir. Protonlar gibi hızlandırılmış yüklü parçacıklar pozitron yayan radyoizotoplar üretmek için kullanılır.

Radyoizotopların üretimi, pozitif yüklü parçacık ve bir atomun çekirdeği arasındaki çarpışma ile gerçekleşir. Pozitif yüklü parçacık hedef çekirdeğe yaklaşırken itme kuvvetinin üstesinden gelmek için pozitif yüklü parçacıklardan oluşan yüksek enerjili bir ışın gerekir. Işın ayrıca yüklü parçacıklar ve atom çekirdeği arasındaki çarpışma olasılığını artırmak için yüksek yoğunluğa sahip olmalıdır.

Siklotronda tüm hızlandırma sistemi yüksek vakum ortamında bulunmaktadır. Siklotronların bir kısmında yarım daire şeklinde iki adet mıknatıs (elektrod) bulunurken bazılarında pasta biçiminde dört adet mıknatıs bulunmaktadır. Bu mıknatıslar yarıklar ile birbirinden ayrılmaktadır. Siklotronda elektrik yüklü proton (p), döteron (d), ağır su gibi partiküller vakum içinde elektromanyetik etkisiyle dairesel olarak hızlandırılırlar. Siklotrondaki manyetik ve elektrik alanların birbiri ile dik açılı olması nedeniyle iyon demeti mıknatısların üzerinde dairesel bir yolda hareket ederler. Hızlandırma sonrası yüksek kinetik enerji ile hareket eden partiküller ışınlanması istenen hedef ile bombardıman edilirler. Siklotrondan elde edilen ürünler nötron eksikliği nedeniyle pozitron ( $\beta$ ) yayarak ya da elektron yakalayarak bozunurlar.

Nükleer tıpta kullanılan bazı siklotron ürünleri şunlardır;  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$ ,  $^{43}\text{K}$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  (Demir, 2008; Pant, 2008).

## 2.6. Radyonüklidler ve Radyofarmasötikler

### 2.6.1. Radyonüklidler

Çekirdeğine müdahale olmaksızın kendiliğinden bozunan, bir yada birden fazla iyonlaştırıcı radyasyon yayan radyoaktif atoma radyonüklid denir. Nükleer tıp alanında kullanılan radyonüklidlerin tamamı yapay (suni)' dir. Stabil atomların nükleer reaksiyonlar ile tepkimeye sokulmasıyla elde edilirler. Radyonüklidler üç farklı yoldan üretilirler. Nükleer reaktörler, radyonüklid jeneratörler ve siklotron (hızlandırıcı) ile üretimleri sağlanmaktadır (Demir, 2008).

- Nükleer Reaktörler: Zenginleştirilmiş  $^{235}\text{U}$  (Uranyum) ve  $^{239}\text{Pu}$  (Plutonyum) yakıt çubukları bulunmaktadır. Bunların parçalanması sonucu ağırlıkları yaklaşık eşit olan iki ayrı çekirdek meydana gelir. Parçalanma esnasında 1,5 MeV enerjili 2-3 nötron açığa çıkmaktadır. Bu enerji seviyesindeki nötronların başka çekirdekler ile reaksiyona girme ihtimalleri (olasılıkları) düşüktür. Termal enerjiye (0,025 MeV) sahip nötronlar başka çekirdekler ile reaksiyona girerek bazı radyonüklidleri meydana getirebilmektedir. Bu hızlı nötronlar moderatör adı verilen materyallerden (grafit, ağır su gibi) geçirilerek hızları düşürülerek yavaşlatılırlar. Hedef element reaktöre yerleştirildiğinde termal nötron çekirdek ile tepkimeye girer ve farklı bir çekirdek oluşur. 92 atom numaralı ve üzerindeki elementler ( $^{239}\text{Pu}$ ,  $^{233}\text{U}$ ,  $^{235}\text{U}$ ,  $^{237}\text{Np}$  (Neptünyum),  $^{232}\text{Th}$  (Toryum) gibi) reaktörde fisyonu uğratarak 28-65 arasında atom ağırlığına sahip olan çekirdekleri meydana getirirler. Oluşan farklı elementlerin izotopları kimyasal yöntemlerle ayrıştırılarak saflaştırılır. Nükleer tıpta,  $^{99}\text{Mo}$  (Molibden),  $^{131}\text{I}$  (İyot),  $^{133}\text{Xe}$  (Ksenon),  $^{137}\text{Cs}$  (Sezyum) gibi radyonüklidler kullanılmaktadır (Demir, 2008).
- Radyonüklid Jeneratörler: Ana – kız ürün çifti dengede olan jeneratör sistemidir. Jeneratör sisteminin kullanılmasındaki temel amaç kısa yarılanma ömürlü ürün olan radyonüklid maddenin üretiminin olduğu yerden daha uzakta ve uzun süre kullanılabilmesidir (Ünal, 2009). Ana madde bozunmaya uğradıkça radyonüklid ürün oluşmaya başlar. Ana maddenin fiziksel yarılanma ömrü, radyonüklid ürünün fiziksel yarılanma ömründen daha uzundur (Demir, 2008).

**Tablo 2.3.** Nükleer tıpta kullanılan bazı radyonüklid jeneratörleri (Demir, 2008).

Kız ürün	Parçalanma şekli	$T_{1/2}$	Ana ürün	$T_{1/2}$
$^{68}\text{Ga}$	$\beta^+$ , EC	68 dakika	$^{68}\text{Ge}$	271 gün
$^{82}\text{Rb}$	$\beta^+$ , EC	1,3 dakika	$^{82}\text{Sr}$	25 gün
$^{87\text{m}}\text{Sr}$	IT	2,8 saat	$^{87}\text{Y}$	80 ssat
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	IT	6 saat	$^{99}\text{Mo}$	66 saat
$^{113\text{m}}\text{In}$	IT	100 dakika	$^{113}\text{Sn}$	120 gün

- Siklotronlar: Elektrik yüklü proton (p), döteron (d), trityum ( $^3\text{H}$ ) ve ağır su gibi partiküller vakum içinde elektromagnetik alan etkisiyle dairesel olarak hızlandırılırlar. Hızlanma sonucu partiküller çok yüksek kinetik enerji kazanırlar. Işınlaması istenen hedef hızlandırılmış bu partiküller ile bombardıman edilir. Oluşan radyonüklidlerde nötron eksikliği bulunmaktadır ve atom numarası artmıştır. Nötron eksikliğine bağlı olarak siklotronda üretilen radyonüklidler pozitron ( $\beta$ ) yayarak yada elektron yakalayarak bozunurlar.

Siklotronda bulunan elektromanyetik alanın kutupları arasına yerleşmiş yarım daire şeklinde mıknatıs bulunmaktadır. Yarım daireler birbirinden ince bir yarık ile ayrılmıştır ve yüklü parçacıklar aralığın orta kısmına yerleştirilen iyon kaynağından çıkarlar. Kaynaktan çıkan iyonlar yüksek voltajın etkisiyle yarım daireler arasında hızlanarak dönerler. Hızlandırılmış partiküller ise hedef çekirdeklere çarptırılarak bombardıman edilir. Nükleer tıpta kullanılan siklotron ürünlerinden bazıları şunlardır:  $^{11}\text{C}$  (Karbon),  $^{13}\text{N}$  (Azot),  $^{15}\text{O}$  (Oksijen),  $^{18}\text{F}$  (Flor) (Demir, 2008). Elde edilen bu radyonüklidler F-18, C-11, N-13 ve O-15 daha sonra fizyolojik substratlar glikoz,  $\text{H}_2\text{O}$ ,  $\text{NH}_3$ ,  $\text{CO}_2$ ,  $\text{O}_2$ , vb. ile işaretlenerek, klinik uygulamaya hazır hale getirilir. Yarılanma sürelerinin düşük olması nedeniyle, bu radyofarmasötik ajanlar hastane içerisinde yer alan bir siklotronda üretilip hızla hastaya uygulanarak kullanılırlar. İşletme maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle ülkemizde bu ileri teknolojiye sahip cihazlar, belirli bölgesel işletme birimlerine yerleştirilmiş olup, nispeten yarı ömrü (110 dk) uzun olan  $\text{F}^{18}$ -Fluorodeoksiglukoz ( $\text{F}^{18}$  FDG) üretimi yapmakta ve birkaç saat mesafedeki klinik merkezlere dağıtılmaktadır

[http://siemens.edergi.com/pubs/inovasyon/2013/inovasyon\\_201304\\_Radyolojid eKlinikUygulamalar/2013\\_04/assets/common/downloads/page0010.pdf](http://siemens.edergi.com/pubs/inovasyon/2013/inovasyon_201304_Radyolojid eKlinikUygulamalar/2013_04/assets/common/downloads/page0010.pdf)

### 2.6.2. Radyofarmasötikler

Hastalara tanı veya tedavi amacıyla ağızdan ya da enjeksiyon yoluyla verilebilen radyoaktivite ve radyoaktiviteye bağlanmış kimyasal ilaçlara radyofarmasötik denir. Radyofarmasötiklerin farmakolojik etkileri bulunmamaktadır. Radyofarmasötikler iki temel bileşenden oluşur. Birincisi radyonüklid diğeri ise farmasötiktir. Bu iki bileşen özel koşullarda birleştirilerek oluşturulur. Radyonüklid (radyoaktif) kısım

lokalizasyonun yapıldığı bölgede ışımaya gerçekleştirilerek detekleyen yapılmasına olanak sağlar. Farmasotik kısım ise belirlenen doku ya da organlarda biyoaktif ajan görevi görerek lokalize olmaya imkan verir. Radyofarmasotik, doku veya organlardaki miktar ve davranışı ile cihazlar tarafından deteksiyon edilerek bilgi edinilmesine olanak sağlar (Demir, 2008).

Tıpta kullanılan bazı radyofarmasotikler Tablo 2.4.' de gösterilmektedir.

**Tablo 2.4.** Radyofarmasotik kullanılarak yapılan bazı çalışmalar (Demir, 2008).

Çalışma tipi	Radyofarmasotik	Görüntüleme bölgesi	Patoloji
Kemik sintigrafisi	Tc-MDP, Tc-HDP	Tüm vücut	Kemik tümörleri
Karaciğer-Dalak sintigrafisi	Tc-Sülfür kolloid	Abdomen	Tümörler, kist Hepatosellüler hastalıklar
Beyin sintigrafisi	Tc-HMPAO	Beyin	Tümör
Apse tarama	Tc-WBCs	Tüm vücut	Apse, inflamasyon
Tümör tarama	<sup>67</sup> Ga sitrat	Tüm vücut	Malign tümörler
Tiroit sintigrafisi	<sup>99m</sup> Tc perteknetat	Boğaz ön yüzü	Tiroit kanseri
Kardiyoanjiyografi	Tc-RBC, Tc-HSA	Göğüs	Anevrizma, konjenital kalp defekti, Miyokardiyal diskinezi
Beyin kan akımı	TcO <sub>4</sub> <sup>-</sup>	Baş, boyun	Beyin ölümü, AVM, Karotis arter blk
Dinamik böbrek	Tc-DTPA	Sırt	Obstrüktif idrar akımı
Mide boşalma	Tc-ovalbümin <sup>111</sup> In DTPA	Karın	Anormal GE hızı

## 2.7. Standart Uptake Değeri (Standart Uptake Value : SUV)

PET-BT görüntülemeye kullanılan radyofarmasötik ajanlar, siklotrondaki stabil bir maddenin protonlar, döteronlar veya helyum çekirdeği ile bombardımanından oluşur. Elde edilen protonca yüklü izotoplar, radyofrekans ve manyetik alanlar yardımı ile hızlandırılarak pozitron yayan radyonüklidler elde edilir

[http://siemens.edergi.com/pubs/inovasyon/2013/inovasyon\\_201304\\_RadyolojideKlinik\\_Uygulamalar/2013\\_04/assets/common/downloads/page0010.pdf](http://siemens.edergi.com/pubs/inovasyon/2013/inovasyon_201304_RadyolojideKlinik_Uygulamalar/2013_04/assets/common/downloads/page0010.pdf)

Erişim tarihi: 03 Kasım 2018).

F<sup>18</sup> FDG PET' in en önemli özelliklerinden biri verilerin sayısal değerlendirmesinin yapılabilmesidir. Bu amaçla klinik çalışmalarda vizüel değerlendirmeyi desteklemek amacıyla yarı sayısal bir değer kullanılır. Tümörlerdeki FDG tutulumları değişiklikler göstermektedir. Bir lezyondaki FDG tutulum oranına standart uptake değeri (SUV: Standart Uptake Value) denilmektedir. SUV lezyon karakterizasyonu, prognoz değerlendirmesi ve tedaviye yanıt değerlendirmesinde kullanılan yarı kantitatif bir parametredir. Bir lezyonun artmış FDG aktivitesine sahip olup olmadığını gösteren ve malign ile benign dokuların ayırımını değerlendirmede kullanılan yarı kantitatif bir kriterdir. SUV değerinin belirlenmesinde ilgili alan (ROI) içerisindeki FDG akümüasyonu, hastaya enjekte edilen total FDG dozu ve hasta ağırlığı veya vücut yüzey alanına göre normalize edilir. Bu düzeltme sayesinde farklı hastalardaki FDG tutulumunu karşılaştırmak mümkün olmaktadır. SUV değeri seçilmiş bir ROI (Region of interest) içerisindeki ortalama aktivitenin (mCi/ml) enjekte edilen doza (mCi/kg) bölünmesi ile elde edilir. Çizilen ROI içerisindeki maksimum değere SUV<sub>maks</sub>, ROI içindeki bütün noktaların ortalaması olan SUV değerine SUV<sub>ort</sub> denir.

$$SUV = \frac{\text{Aktivite ROI (mCi/ml)}}{\text{Aktivite doz (mCi) / Vücut Ağırlığı (kg)}} \text{ (Aşçıoğlu, 2013).}$$

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Gereç

##### 3.1.1. Philips TF TOF 16 Model PET-BT Cihazına ait Araçlar ve Genel Kalite Kontrolleri

Çalışmada kullanılan PET-BT cihazın özellikleri aşağıdaki gibidir.

- TOF (Time of Flight) sistemi ile çalışır.
- 16 kesitli detektör bulunduran Brilliance BT sistemi mevcuttur.
- Kumanda odasında tarama kontrol paneli (E-stop) bulundurulur.
- BT ve PET için 70 cm gantry açıklık çapıdır.
- PET-BT gantry ayrılabilir yapıdadır.
- PET-BT masasının yük kapasitesi 195 kg'dır.
- PET kısmında LYSO (Lutesyum Yitrium Silikat Oksit) 'lu malzemeden yapılmış sintilasyon kristalleri mevcuttur. Bu kristallerden her birinin boyutu 4mm×4mm×22mm' dir.
- PIXELAR sürekli ışık kılavuzu mevcuttur.
- Elektronik seçme süresi 25 pikosaniyedir.
- MRC X-ray tüpü, 8 MHU BT ( Extended Brilliance manual, 2009).

PET-BT cihazlarının optimum düzeyde çalışıp çalışmadığını kontrol etmek için bazı testler yapmak gerekmektedir. Bu yapılan testler; PET ve BT kısımlarının kalibrasyonları ve aynı zamanda sistemdeki yazılımları denetleyerek cihazın işleyişi hakkında bilgi vermektedir.

##### 3.1.2. Philips TF TOF 16 Model PET-BT Cihazının Kalite Kontrol Araçları

PET ve BT kısımlarında testler yapabilmek için bazı araçlar kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları aşağıda açıklanmaktadır.

- Eye Phantom (Göz Fantom): BT makinesinde X ışını tüpü ve detektörlerinin mekanik hizalama testi, pozisyon doğruluğu testi, yüksek çözünürlük testi gibi ölçüm ve kalibrasyonunda kullanılan fantomdur. Aşağıdaki Şekil 2.10. Göz fantomun önden görünüşüdür. Şekil 2.11. ise Göz fantomun ve tutucusunun üstten görünüşüdür. Orta hatta yakın bölgedeki kırmızı çizgi ise BT lazerinin



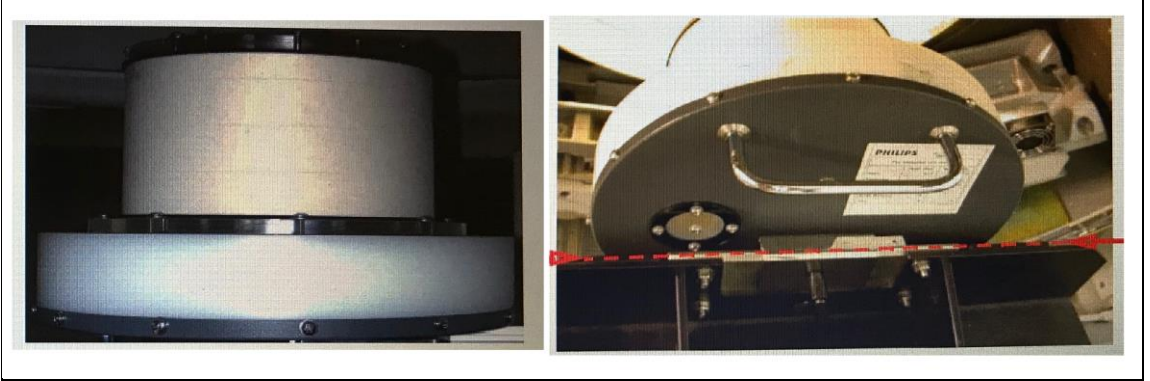
ölçüm öncesinde odaklanması gereken yer olarak gösterilmektedir (Gemini TF Calibration Technical Manual, 2012).



Şekil 2.10. Göz Fantom.

Şekil 2.11. Göz Fantom ve tutucu (Gemini TF Calibration Technical Manual, 2012).

- Sistem Fantomu: BT makinesinde HCOR (Hounsfield Correction- Hounsfield Düzeltme) için kullanılan fantomdur. Amacı BT görüntülerindeki Hounsfield değerlerinin ölçümü ve kalibrasyonu yapabilmektir.



Şekil 2.12. Sistem Fantomu ve tutucu: Tutucu üzerindeki kırmızı çizgi ise BT lazerinin ölçüm öncesinde odaklanması gereken yer olarak gösterilmektedir (Gemini TF Calibration Technical Manual, 2012).

- Infant Phantom (Çocuk Fantomu): BT makinesinde çocuklar için yapılması gereken temel ölçümlerin yanısıra HCOR ölçümü ve kalibrasyonunda kullanılan fantomdur.

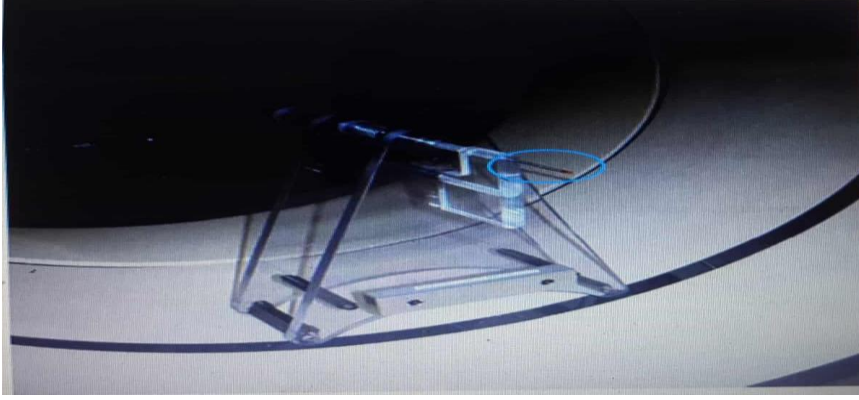




**Şekil 2.13.** Infant Fantom ve tutucu: Siyah ok ile gösterilen fantom ve tutucu üzerindeki kırmızı çizgi ise BT lazerinin ölçüm öncesinde odaklanması gereken yer olarak gösterilmektedir (Gemini TF Calibration Technical Manual, 2012).

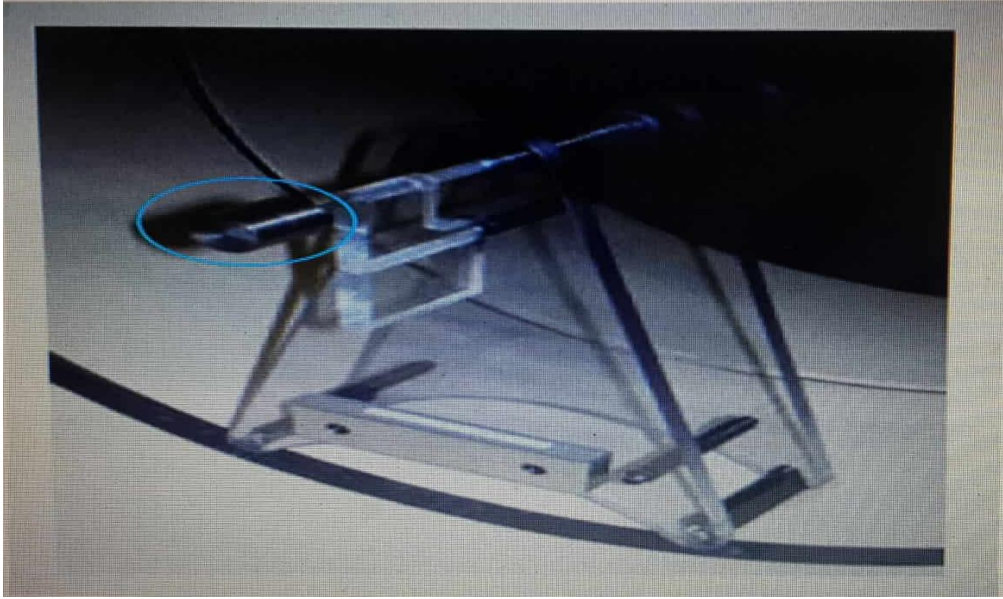
- Source Holder (Kaynak Tutucu): PET makinesinde ölçüm yapabilmek için  $^{22}\text{Na}$  (Sodyum 22) radyoaktif kaynağı tutmak için kullanılan araçtır.
- $^{22}\text{Na}$  Radyoaktif Kaynak: Yarılanma ömrü 2,603 yıl olan bu radyoaktif gama ışını kaynağının annihilasyon enerjisi yaklaşık 511 keV' tur (<http://www.gamatom.com/urun/sodyum-22--gama-radyasyon-kaynagi> Erişim tarihi: 12 Kasım 2018).

$^{22}\text{Na}$  radyoaktif kaynağı, PET makinesinde ölçümler ve düzeltmelerde kullanılmaktadır. PET makinesinde günlük yapılan Donanım Sensörlerinin kontrolü, Fotomultipliyer tüplerin (PMT) ölçülmesi ve dijital sinyallerinin kontrolü, Enerji testi, Zamanlama testi, Emisyon testi gibi ölçümlerin yapılmasında kullanılmaktadır. Aynı zamanda PET makinesinin genel servis ölçüm ve kalibrasyonlarında kullanılmaktadır (Gemini TF Calibration Technical Manual, 2012).



**Şekil 2.14.** Kaynak tutucu ve  $^{22}\text{Na}$  radyoaktif kaynağı. Şekilde mavi halka içine alınmış olan  $^{22}\text{Na}$  kaynağıdır (Gemini TF Calibration Technical Manual, 2012).

- Scatter: PET makinesinin ölçümlerinde  $^{22}\text{Na}$  radyoaktif kaynağının ucuna takılarak Coincidence timing kalibrasyonu yapılmaktadır. Coincidence timing;  $^{22}\text{Na}$  kaynağından çıkan fotonların scatter ile saçılımı sağlanarak PET cihazının dışarıdan gelen ve istenmeyen saçılımlara karşı kalibrasyonu yapılmaktadır.



**Şekil 2.15.** Scatter. Mavi halka içerisinde  $^{22}\text{Na}$  radyoaktif kaynağı ve kaynağa tutturulmuş scatter bulunmaktadır (Gemini TF Calibration Technical Manual, 2012).

### **3.1.3. Philips TF TOF 16 Model PET-BT Cihazının Genel Kalite Kontrolleri**

PET-BT cihazında kullanıcı tarafından yapılması gereken başlıca kalite kontroller aşağıdaki gibidir.

- Software Version Installed (Yazılım Sürümü Denetlenmesi)
- Checking System Initialization ( Sistem Başlatma Kontrolü)
- Hardware Sensors (Donanım Sensörlerinin Kontrolü)
- Checking Baseline Collection (PET kısmında bir Taban Çizgisi dosyası oluşturulur. Taban Çizgisi dosyası konum hesaplaması sırasında her bir PMT (Fotomultipliyertüp - Fotoçoğaltıcıtüp) dijital sinyalinin düzeltmek için kullanılır.)
- Calibrating PMT Gains Tüplerin Ölçülmesi
- Energy Test (PET kısmında enerji düzeltmesidir. Enerji eğrilerinin belirli bir enerjiye merkezlenmesi ve ilişkili eğrileri bu merkez çevresinde daraltılmasıdır.)
- Timing Test (PET kısmında bu kalibrasyon PMT kanal gecikmelerini ayarlar ve kullanılan kristal yeniden yapılanma için zaman düzeltmelerini belirler.)
- Emission Test (PET kısmında kısa bir emisyon gerçekleştirir ve ortaya çıkan sinogramı analiz eder.)
- Short Tube Conditioning (BT makinesindeki X-ray tüpünün ve dedektörlerin çalışmasının kontrolü sağlanır.)
- Air Calibration (BT kısmında Çözünürlük, Kesit Kalınlığı, Cihazın uygulayacağı Voltajı ve Gantry Dönüş Zamanını denetler.)
- SUV Validation (Su fantomu aracılığıyla belirli bir miktar radyoaktif madde (FDG vb.) kullanılarak PET kısmında ölçüm yapılır. Bu ölçüm biçimi hastanın ağırlığı ve enjekte edilen radyoaktif madde miktarını referans almaktadır. Uygun ölçümü alabilmek için su fantomu ile tüm vücut taramayı taklit eder. Bu ölçüm ile oluşan resimde piksel başına mCi/cc üzerinden cihaz hesaplama yapar). Fantomun kesitlerinde ölçüm sonucu elde edilen ortalama (mean) SUV değerleri, standart SUV aralık değerleri olan 0,9 SUV ile 1,1 SUV arasında olmalıdır (Gemini TF ve Gemini LXL, 2009).
- SUV Calibration (PET makinesinde SUV validasyon sonucu elde edilen değerler referans aralıklar içerisinde olmadığı takdirde belirli bir miktar radyoaktif madde (FDG vb.) kullanılarak PET kısmındaki ölçüm değerlerini referans aralıklarına getirmek için yapılan işlemdir.) ( Philips Operation Manual, 2010).

### 3.1.4. Biodex Atomlab 500 Doz Kalibratörü

Klinik uygulamalarda ve nükleer santrallerde kullanılan yüksek basınçlı (genellikle 22 atm) argon gazı ile dolu olan bir detektör tipidir. Radyonüklidlerin radyoaktivitesini ölçmek için kullanılmaktadır. Sistem; iyonizasyon odası, elektrometre, kuşun zırhlı kuyu ve ekrandan oluşur. Aktivite ölçümleri mikroişlemci kontrollü elektrometre ile gerçekleştirilir. Radyoaktif kaynaklar detektör kuyusu tabanından 5 ile 15 cm aralığında yüksekliğe yerleştirilerek ölçüm yapılmaktadır. Doz kalibratörün kuyusu içine konulan radyonüklid gazı iyonlaştırır. Gaz içinde oluşan iyonizasyon akımı elektronik devreler aracılığıyla ölçülerek radyonüklidin aktivitesi belirlenir. 6,3 mm kalınlığında kurşun ile zırhlanmıştır. Radyoaktivite değerini Becquerel(Bq) veya Curie(Ci) birimleri cinsinden vermektedir ([http://m.biodex.com/sites/default/files/086330man\\_17355\\_0\\_opt.pdf](http://m.biodex.com/sites/default/files/086330man_17355_0_opt.pdf) Erişim Tarihi: 20 Mayıs 2018).

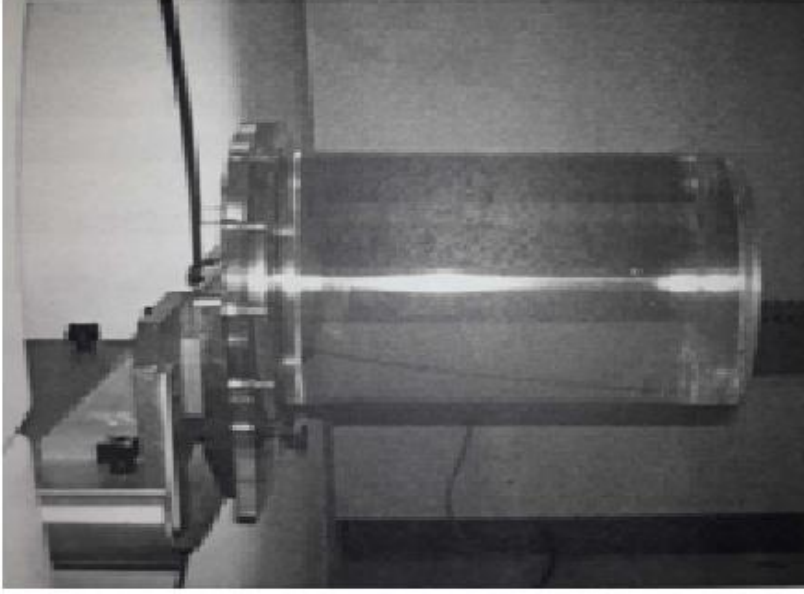


Şekil3.1. Biodex Atomlab 500 Doz Kalibratörü

([http://m.biodex.com/sites/default/files/086330man\\_17355\\_0\\_opt.pdf](http://m.biodex.com/sites/default/files/086330man_17355_0_opt.pdf) Erişim Tarihi: 20 Mayıs 2018).

### 3.1.5. Su Fantomu

Uzunluğu 30 cm, çapı 20 cm, su dolu ağırlığı 9,293 kg olan silindirik yapıda pleksiglas malzemeden yapılmış bir fantom olup PET-BT cihazına ait bir ekipmandır. Su fantomu bir tutucu ile sabitlenerek PET-BT cihazının SUV validasyon (SUV doğrulama) ve SUV kalibrasyon (SUV ayarlaması) işlemlerinin yapılmasında kullanılmaktadır (Gemini TF ve Gemini LXL manual, 2009).



Şekil 3.2. Su Fantomu (Gemini TF ve Gemini LXL manual, 2009).

### 3.1.6. Siemens Eclipse HP Model Siklotron

Çalışmada  $F^{18}$  FDG ürünlerini kullanılan siklotron cihazın özellikleri aşağıdaki gibidir.

- Enerji: 11 MeV.
- Hedef malzeme:  $^{18}O$  içeren  $H_2O$  sıvı materyal.
- Mıknatıs: 4 sektörlü değişen alan ve tek şeritli bobin.
- Çalışma esnasında güç tüketimi: 35kW.
- Ortalama Manyetik Alan: 1,2 Tesla.
- İyon Kaynağı: Penning iyon ölçer.
- Işın Ekstraksiyonu: Karbon folyolar.
- İki hedef kullanılabilir.
- $2 \times 60 \mu A$  dual ışınlama yapabilmektedir.
- Hedef başına 120 dakikada 3500 mCi (129,5 GBq)  $^{18}F$  elde edilmektedir. Dual ışınlama sonucu iki hedeften 7000 mCi (159 GBq)  $^{18}F$  elde edilebilmektedir (<https://www.healthcare.siemens.com.tr/molekuler-goruntuleme/cyclotron-chemistry-solution/eclipse-hp-cyclotron/technical-details> Erişim Tarihi: 22 Mayıs 2018).

### 3.1.7. IBA Cyclone KIUBE Model Siklotron

Çalışmada F<sup>18</sup> FDG ürünlerini kullanılan siklotron cihazın özellikleri aşağıdaki gibidir.

- Enerji: 18 MeV
- Hedef malzeme: <sup>18</sup>O içeren H<sub>2</sub>O sıvı materyal.
- Çalışma esnasında güç tüketimi: 45kW ile 65kW aralığında.
- Pencere malzemesi: Havar.
- Dual ışınlama yapabilmektedir.
- Hedef başına minimum 120 dakikada 4000 mCi (148 GBq) <sup>18</sup>F elde edilmektedir ([https://www.iba-radiopharmasolutions.com/sites/default/files/resources/files/cbr\\_cyclone\\_kiube\\_v2\\_r05.pdf](https://www.iba-radiopharmasolutions.com/sites/default/files/resources/files/cbr_cyclone_kiube_v2_r05.pdf) Erişim tarihi: 09 Kasım 2018).

### 3.2. Yöntem

Bu çalışmaya Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında karar verilmiştir. Çalışma ise Sağlık Bilimleri Üniversitesi Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi PET-BT ünitesinde gerçekleştirilmiştir.

Çalışma, 16.05.2018 tarihinde Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Bu tez çalışmasında iki farklı firmanın Siemens Eclipse HP Model ve IBA Cyclone KIUBE Model Siklotron cihazlarından üretmiş oldukları F<sup>18</sup> FDG kullanıldı. Bu ürünler eşit miktarlarda Su fantomu içerisine farklı günlerde katıldı. Homojen bir şekilde dağılması sağlandıktan sonra planlanan saatler sonunda PET-BT cihazında görüntüleme alındı. Çekim planı ise 15. dk sonunda başlatılan görüntüleme için BT parametleri sabit ve PET parametrelerinden sadece frame-bed süresi 1 dk, 1,5 dk ve 2 dk olarak değiştirilerek görüntüleme işlemleri yapıldı. Sonradan SUV değerleri ölçüldü. Aynı işlemler 1. saat sonunda ve 2. saat sonunda tekrar edildi. Kullanılan farklı ürünlerden elde edilen SUV değerleri incelendi.



İşlem prosedürü olarak aşağıda belirtilen yol izlenmiştir.

4 çalışma günü Siemes Eclipse HP model ve 4 çalışma günü IBA Cyclone KIUBE model siklotron cihazlarından elde edilmek üzere toplamda 8 çalışma günü  $F^{18}$  FDG temin edilmiştir. Her çalışma gününde  $F^{18}$  FDG kullanılarak su fantomu hazırlanmıştır. Hazırlanan su fantomunun PET-BT cihazında BT ve PET görüntüleri elde edilerek füzyon görüntüleri oluşturulmuştur. Görüntüler üzerinde çeşitli kesitlerden yaklaşık 194,2 mm çaplı ROI çizilerek maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri ölçülmüştür. Ölçülen değerler tablo olarak kaydedilmiştir.

### **3.2.1. Fluorodeoksiglukoz ( $F^{18}$ FDG) Temin Edilmesi ve Kullanılması**

Çalışmada kullanılan  $F^{18}$  FDG toplamda 8 gün temin edilmiştir. 4 çalışma günü Siemens Eclipse HP model siklotronda üretilen  $F^{18}$  FDG ve 4 çalışma günü IBA Cyclone KIUBE model siklotronda üretilen  $F^{18}$  FDG kullanılmıştır. Temin edilen  $F^{18}$  FDG flakonundan radyofarmasotik oda da enjektör yardımıyla klinikte bulunan Biodex Atomlab 500 Doz Kalibratörü ile 3 mCi  $F^{18}$  FDG ölçülerek çalışma için su fantomunun içine katılmıştır. Akabinde boş enjektör tekrar doz kalibratöründe ölçülerek hazırlanan 3 mCi  $F^{18}$  FDG' nin su fantomuna aktarıldığı teyit edilmiştir.

### **3.2.2 Su Fantomunun Hazırlanması**

Çalışmanın bu bölümünde radyofarmasotik odada boş su fantomunun yaklaşık 3/4' lük kısmı su ile doldurulur. Hazırlanan 3 mCi  $F^{18}$  FDG su fantomuna eklenerek çalkalanmaya başlanır. Su fantomunun çalkalanma amacı, katılan  $F^{18}$  FDG' nin homojen dağılımını sağlamaktır. Su fantomu yaklaşık 10 dakika çalkalandıktan sonra kalan kısmı da su ile doldurulur ve PET-BT cihazında ölçüme hazır hale getirilir. Bu hazırlama işlemi 8 farklı gün için tekrar edilmiştir.

### **3.2.3. Philips TF TOF 16 Model PET-BT Cihazının SUV Validasyonu**

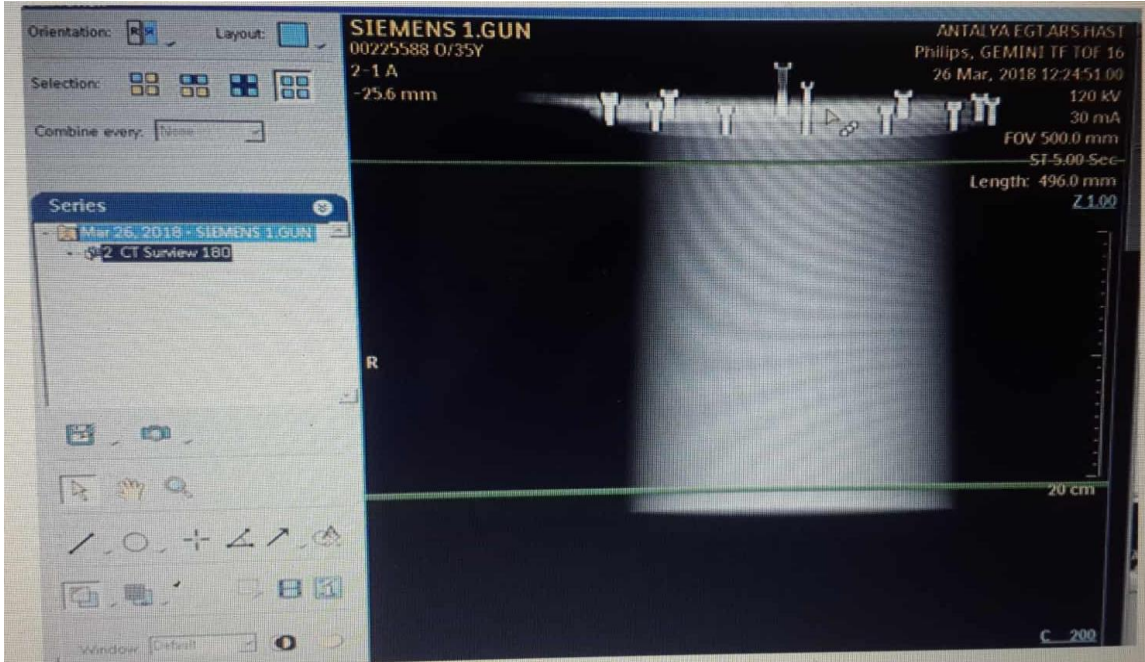
SUV validasyon protokolü PET-BT cihazının standart SUV kabul aralığında olup olmadığını test etmektedir. Tez çalışması öncesinde PET-BT cihazının SUV validasyon testi gerçekleştirilmiştir. 3 mCi  $F^{18}$  FDG su fantomuna eklenmesine takiben 15. dakikada PET-BT cihazında SUV Validasyon protokolü kullanılarak ölçüm gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonucunda elde edilen ortalama SUV verilerinin cihazın standart aralığı olan 0,9

SUV ile 1,1 SUV arasında olup olmadığı su fantomunun kesit görüntüleri üzerinde ROI'ler çizilerek kontrol edilmiştir.

#### 3.2.4. Su Fantomunun PET-BT Görüntülerinin Elde Edilmesi

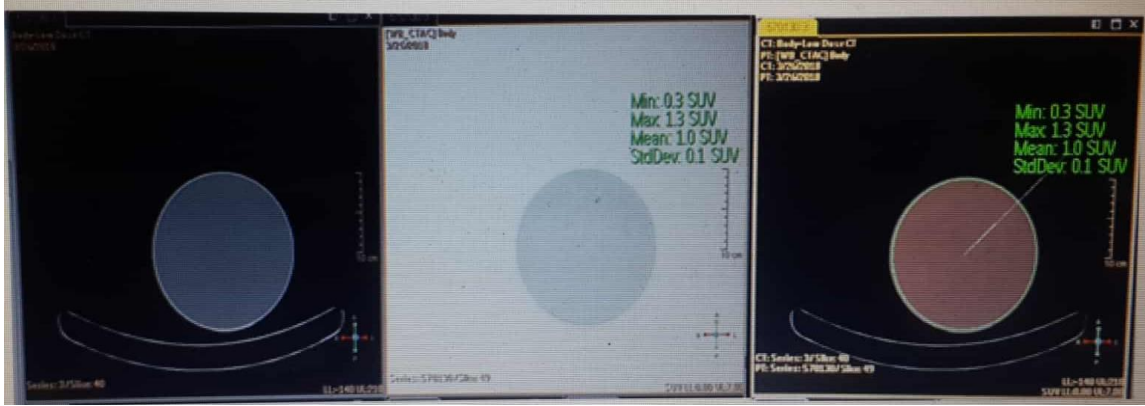
F<sup>18</sup> FDG radyofarmasotik katılarak hazırlanan su fantomu, F<sup>18</sup> FDG katılmasına takiben 15. dakikada klinik hasta protokolüne uygun olarak PET-BT cihazının masasına düz bir şekilde yatırılmıştır. Daha sonra PET-BT masası BT gantrisi içerisine su fantomu taranılacak biçimde gönderilmiştir. Görüntüleme başlatıldıktan sonra ilk olarak kılavuz görüntü elde edilmiştir. Kılavuz görüntü üzerinde su fantomunun taranılacak alanı belirlenerek 3 milimetre (mm) kesit kalınlığı ile BT görüntüsü elde edilmiştir. BT görüntüsüne takiben PET-BT masası PET gantrisine ilerletilmiştir. Bu aşamada PET parametrelerinden sadece frame-bed süresi 1 dakika olarak ayarlandıktan sonra PET görüntüleme yapılmıştır. Bu işlemin bitmesine takiben BT parametreleri sabit tutularak ve sadece PET frame-bed süresi 1,5 dakika ve 2 dakika olarak değiştirilerek tekrar görüntüleme yapılmıştır.

Yukarıdaki çalışma akışındaki adımlar, 8 farklı günde F<sup>18</sup> FDG katılarak hazırlanan su fantomu ile 1.saat ve 2.saat sonunda da tekrar edilmiştir.



Şekil 3.3. PET-BT kılavuz görüntüleme (PET-BT Host görüntüleme bilgisayarı).





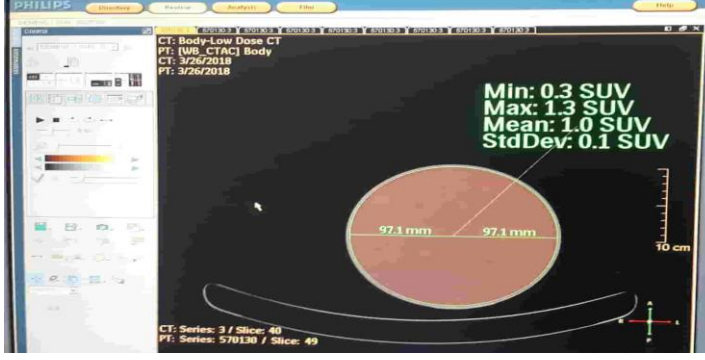
**Şekil 3.4.** Su fantomunun aksiyal düzlemde BT, PET ve PET-BT füzyon görüntüleri. Şekildeki görüntüler Tablo 4.2.'deki Siemens Eclipse HP ürününün su fantomu görüntülemesinde 40. kesit ölçümüne aittir (PET-BT Host görüntüleme bilgisayarı).

### 3.2.5. PET-BT Cihazında Su Fantomu Görüntülerinden SUV Değerinin Ölçülmesi

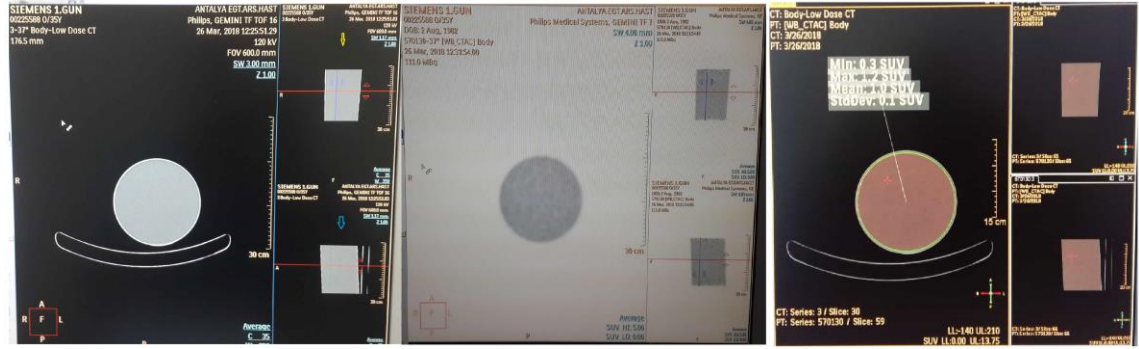
Su fantomuna ait BT ve PET görüntüleri PET-BT görüntüleme bilgisayarındaki yazılım aracılığıyla füzyon görüntülere çevrilir. Bir çalışma gününde 15. dakika, 1. saat ve 2. saatte bed-frame süresi 1 dk, 1,5 dk ve 2 dk olarak değiştirilip her gün 9 farklı görüntüleme sonucunda ölçüm gerçekleştirilmiştir.

PET-BT cihazında su fantomundan her çalışmada 3 mm kesitli BT görüntüleri ve 1 dk, 1,5 dk ve 2 dk'lık PET görüntüleri alınır. Bu şekilde BT ve PET görüntüleri üst üste çakıştırılarak füzyon görüntüler oluşturulur. PET-BT bilgisayarında füzyon görüntülerin kesitleri incelenir. Su fantomundan alınan PET-BT füzyon görüntülerinin farklı bölgelerinden fantomu kapsayacak biçimde yaklaşık 194,2 mm çapında ROI (region of interest) çizilir. Sabit boyutta çizilen ROI o alandaki SUV değerini ve standart sapmayı otomatik hesaplayarak vermektedir. Her su fantomu ölçümünde fantomun tamamını kapsaması amacıyla birden fazla kesitte ROI çizilerek SUV hesaplanmıştır.

Bu işlem 8 farklı gün için tekrar edildi. Görüntülerden elde edilen SUV değerleri karşılaştırmalar için tablo şeklinde kayıt edildi.



Şekil 3.5. PET-BT füzyon görüntüsü üzerinde çizilen 194,2 mm çapında ROI (PET-BT Host görüntüleme bilgisayarı).



Şekil 3.6. Su fantomunun aksiyal, koronal ve sagittal düzlemde BT, PET ve PET-BT füzyon görüntülemesi. Koronal düzlem sarı ok ve sagittal düzlem mavi ok ile gösterilmiştir. Şekildeki PET-BT füzyon görüntüsü Tablo 4.2.’deki Siemens Eclipse HP ürününün su fantomu görüntülemesinde 30. kesit ölçümüne aittir (PET-BT Host görüntüleme bilgisayarı).

### 3.2.6. Çalışma Sonucu Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

1. adımda; çalışma öncesinde PET-BT cihazının firma tarafından belirlenen SUV değer aralığında olup olmadığı test edilmiştir. Bu işlem  $F^{18}$  FDG radyofarmasotiği ile SUV validasyon protokolü kullanılarak elde edilen veriler ile karşılaştırılarak kaydedilmiştir.

2. adımda; çalışma günlerinde IBA Cyclone Kiube ve Siemens Eclipse HP Model Siklotrondan temin edilen  $F^{18}$  FDG kullanılarak 15. dakika, 1. saat ve 2. saat sonunda 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık PET yatak süresi ile elde edilen ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin tabloları oluşturuldu. Bu tablolar üzerinden her çalışmanın kendi içinde ortalamaları yanısıra IBA Cyclone Kiube ve Siemens Eclipse HP model siklotron arasındaki yüzde farklar hesaplandı. Aynı zamanda bu kısımda elde edilen tablolar üzerinden “ Kesit başına SUV değeri grafikleri ” çizildi.

3. adımda; her çalışma gününün kendi içinde 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık PET yatak süreli deneylerinden elde edilen IBA Cyclone Kcube ve Siemens Eclipse HP Model siklotrona ait ortalama SUV ve maksimum SUV verilerinin ortalamaları için tablolar oluşturuldu ve bu tabloları ifade eden “ Çalışma günü deney grafikleri ” çizildi.

4. adımda; dört çalışma gününde elde edilen IBA Cyclone Kcube ve Siemens Eclipse HP Model siklotrona ait ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin 15. dakika sonunda PET yatak süresi 1 dakika için ortalamaları, PET yatak süresi 1,5 dakika için ortalamaları ve PET yatak süresi 2 dakika için ortalamaları bulunarak “ Yatak süresine göre SUV verileri grafikleri ” çizildi. Bu grafikler 1. saat ve 2. saat çekimleri için tekrarlandı.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Philips TF TOF 16 Model PET-BT Cihazının SUV Validasyon Ölçümü

Tez çalışması öncesinde PET-BT cihazının SUV Validasyon testi gerçekleştirilmiştir. 3 mCi F<sup>18</sup> FDG su fantomuna eklenerek homojen dağılımı sağlanmıştır. Takiben 15. dakika da PET-BT cihazında SUV Validasyon protokolü kullanılarak ölçüm alınmıştır. Bu protokol de BT parametrelerinden Kesit kalınlığı: 3 mm, Enerji: 140 kV, Görüntü matrisi: 512×512, FOV(Field of View): 600 mm ve Tarama süresince kesit başına verilen akım: 35 mAs/slice değerlerini kullanmaktadır. PET yatak süresi: 3 dakikadır. Bu tarama sonrasında elde edilen görüntünün farklı kesitlerinde ortalama SUV ve maksimum SUV değerleri ölçülerek aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir.

**Tablo 4.1.** PET-BT SUV Validasyon değerleri.

BT Kesiti	SUV Validasyon değerleri	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
10. Kesit	1,30	1
20. Kesit	1,30	1
30. Kesit	1,30	1
40. Kesit	1,30	1
50. Kesit	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>

SUV Validasyon sonrası elde edilen değerler için üretici firma tarafından standart aralık belirlenmiştir. Bu aralık ortalama SUV değeri için  $0,9 \text{ SUV} \leq$  ölçülen ortalama SUV değeri  $\leq 1,1 \text{ SUV}$  dur. Tez çalışması öncesinde alınan SUV Validasyon değerlerinin belirlenen aralıkta olduğu tespit edilmiştir.

### 4.2. İki Farklı FDG Ürün İçin Kalite Kontrol Bulguları

Günlük F<sup>18</sup> FDG ürün teminine göre kalite kontrol işlemleri ve bunlara ait bulgular elde edilmiştir. Su fantomu hazırlığında 4 çalışma günü Siemens Eclipse HP ve 4 çalışma günü IBA Cyclone KIUBE model siklotron dan elde edilen 3 mCi F<sup>18</sup> FDG kullanılmıştır. Su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakikada BT parametreleri sabit tutularak PET bed-frame(yatak) süresi 1dk, 1,5 dk ve 2 dk olarak değiştirilip elde edilen PET-BT füzyon görüntüleri üzerinde 6 farklı kesitte ROI çizilerek ölçümler

alınmıştır. Sırasıyla aynı işlem 1.saat sonunda ve 2.saat sonunda da yatak süresi 1dk, 1,5 dk ve 2 dk olarak değiştirilip su fantomundan PET-BT görüntüleri alınmıştır. Bu işlem 8 çalışma günü aynı biçim ve sırayla tekrar edilmiştir. İki farklı siklotrondan üretilen FDG için elde edilen PET-BT füzyon görüntüleri üzerinden çeşitli kesitlerden SUV değerleri ölçülerek elde edildi. Elde edilen Maksimum ve Ortalama SUV değerlerinin ortalaması bulunup iki ürünün bir birine göre farkları hesaplanmıştır. Hesaplama FDG-IBA' dan elde edilen SUV verisi temel alınmıştır.

Aşağıdaki tablolar da yüzde fark hesaplanırken;

$$\text{SUV Yüzde fark} = \left\{ \left| \frac{\text{SUV}_{\text{ort}} (\text{IBA}) - \text{SUV}_{\text{ort}} (\text{SIEMENS})}{\text{SUV}_{\text{ort}} (\text{IBA})} \right| \right\} \times 100$$

bağıntısı kullanılmıştır. Burada farklı siklotronlardan üretilmiş  $F^{18}$  FDG' lerden SUV ortalama verilerinin karşılaştırılmasında IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model ürünleri için sırasıyla  $\text{SUV}_{\text{ort}} (\text{IBA})$  ve  $\text{SUV}_{\text{ort}} (\text{SIEMENS})$  kullanılmıştır.

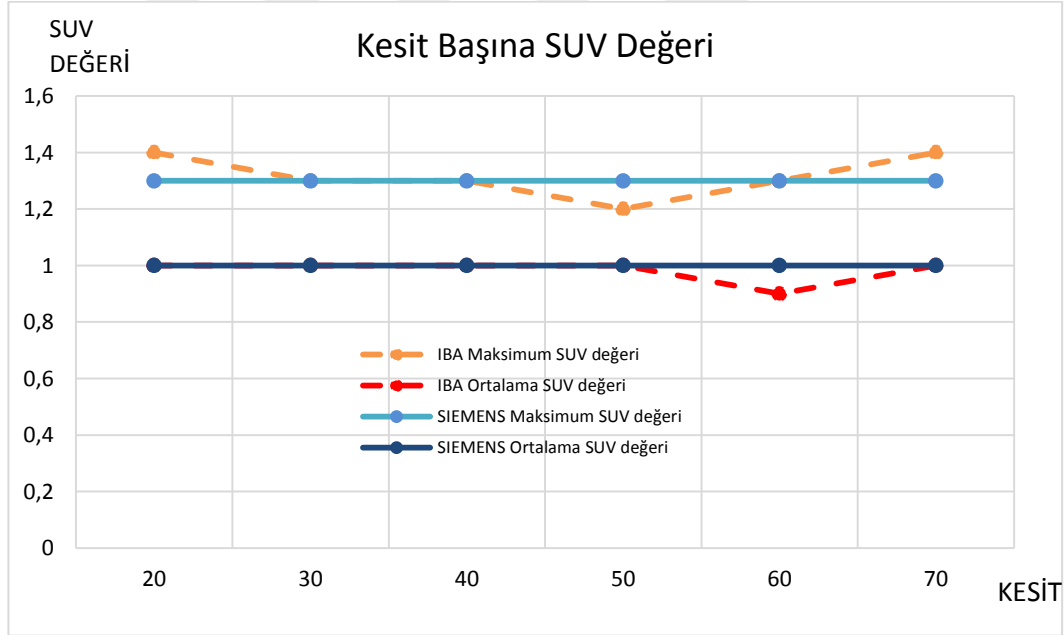
#### 4.2.1. Birinci Gün İçin SUV Ölçümleri

Her iki  $F^{18}$  FDG ürün için günlük görüntü çekim protokolüne göre SUV değerleri aşağıdaki tablolarda yatak süresi 1 dk, 1,5 dk ve 2 dk' ya göre ayrı ayrı verilmiştir. BT parametreleri olan Kesit kalınlığı: 3 mm, Enerji: 120 kV, Görüntü matrisi: 512×512, FOV (Field of View): 600 mm ve Tarama süresince kesit başına verilen akım: 250 mAs/slice değerleri tüm taramalarda sabit tutularak görüntülemeler gerçekleştirilmiştir. Görüntüler üzerinden elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri aşağıda tablo olarak kaydedilmiştir. Tablolar üzerinden Kesit Başına SUV değeri grafikleri çizilerek aşağıda şekil olarak verilmiştir.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.2.' de belirtilmiştir. Tablo 4.2.' deki değerler üzerinden Şekil 4.1. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.2.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,30	1
30. Kesit	1,30	1	1,30	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,20	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	0,9	1,30	1
70. Kesit	1,40	1	1,30	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>0,98</b>	<b>1,30</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%1,51</b>	<b>%2,04</b>		

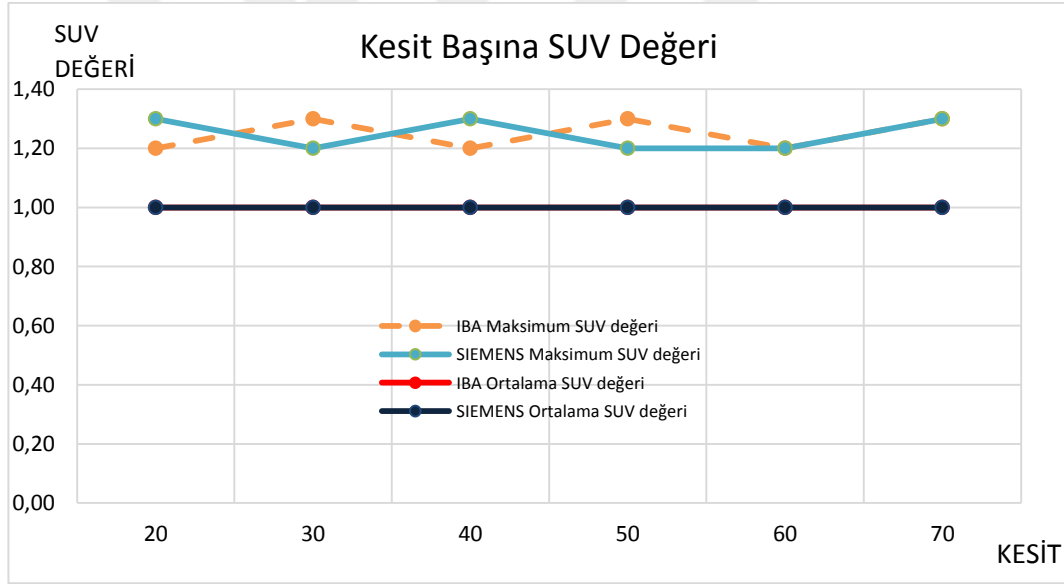


**Şekil 4.1.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.3.' de belirtilmiştir. Tablo 4.3.' deki değerler üzerinden Şekil 4.2. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.3.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,20	1	1,30	1
30. Kesit	1,30	1	1,20	1
40. Kesit	1,20	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,20	1
60. Kesit	1,20	1	1,20	1
70. Kesit	1,30	1	1,30	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,25</b>	<b>1,00</b>	<b>1,25</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%0</b>	<b>%0</b>		

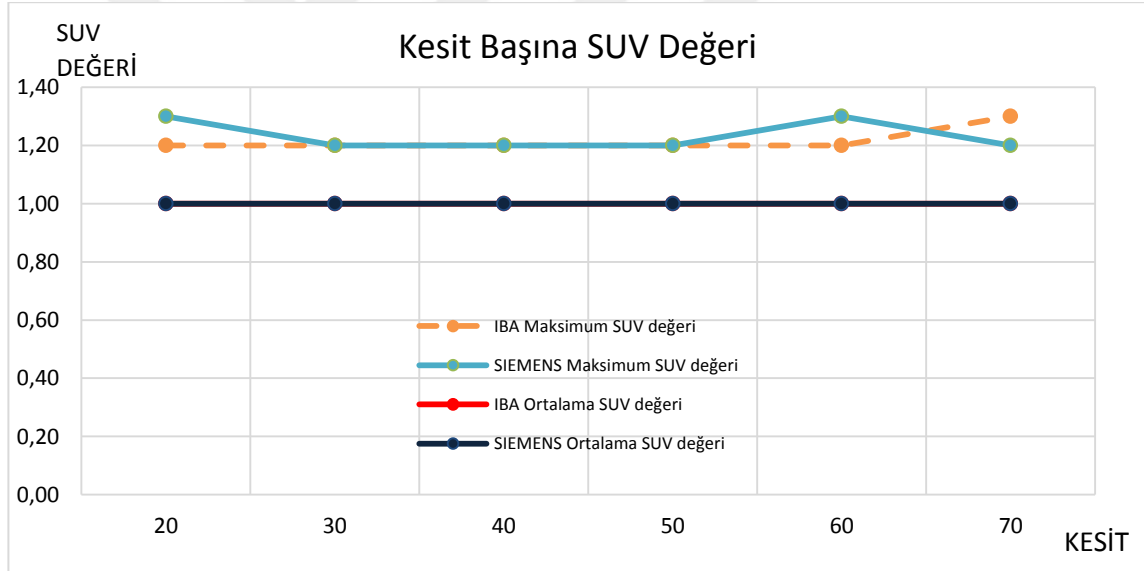


**Şekil 4.2.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.4.' de belirtilmiştir. Tablo 4.4.' deki değerler üzerinden Şekil 4.3. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.4.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,20	1	1,30	1
30. Kesit	1,20	1	1,20	1
40. Kesit	1,20	1	1,20	1
50. Kesit	1,20	1	1,20	1
60. Kesit	1,20	1	1,30	1
70. Kesit	1,30	1	1,20	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,22</b>	<b>1,00</b>	<b>1,23</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%0,81</b>	<b>0</b>		



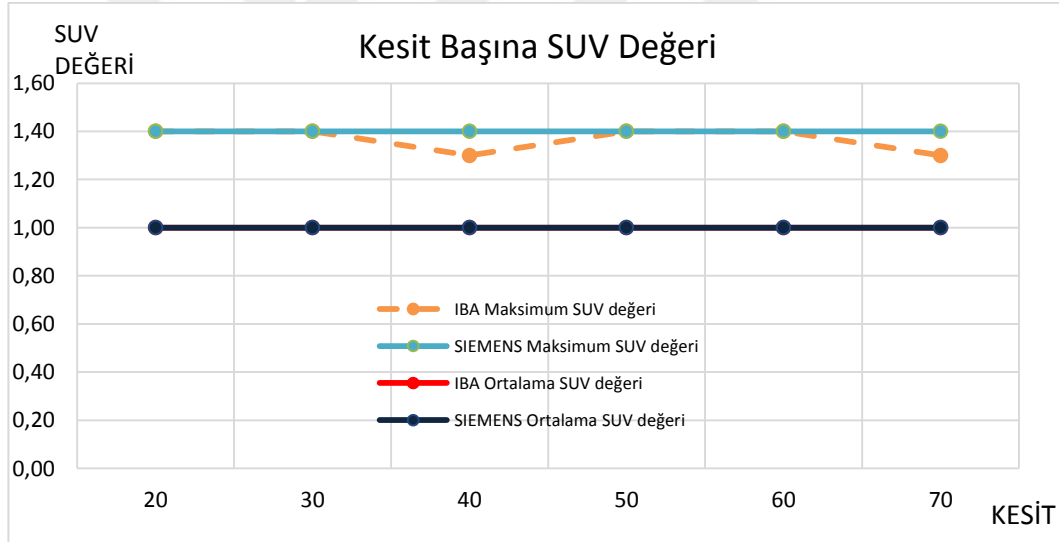
**Şekil 4.3.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.5.' de belirtilmiştir. Tablo 4.5.' deki değerler üzerinden Şekil 4.4. grafiği çizilmiştir.



**Tablo 4.5.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,40	1
30. Kesit	1,40	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,40	1	1,40	1
60. Kesit	1,40	1	1,40	1
70. Kesit	1,30	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>	<b>1,40</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%2,12</b>	<b>%0</b>		

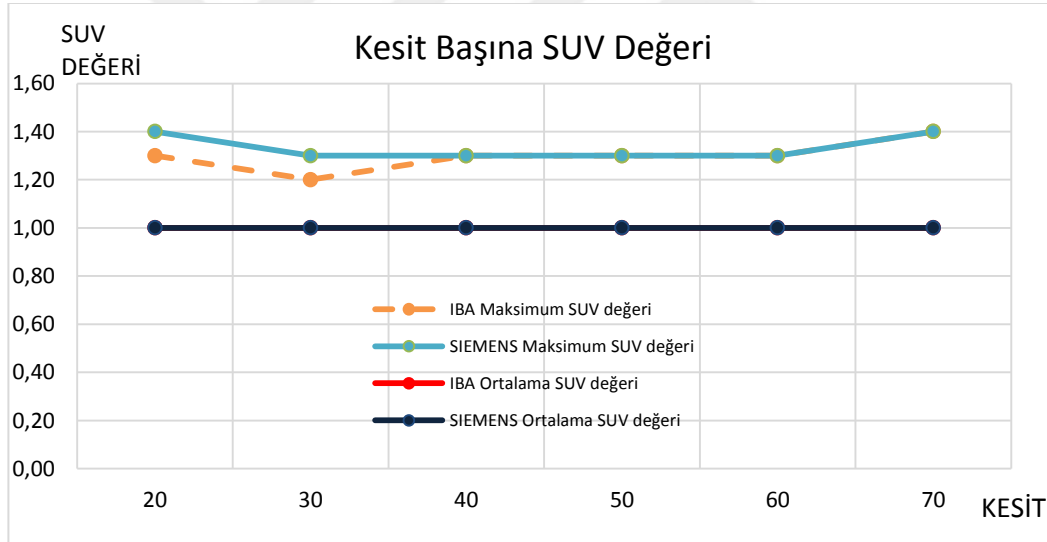


**Şekil 4.4.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.6.' de belirtilmiştir. Tablo 4.6.' deki değerler üzerinden Şekil 4.5. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.6.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1
30. Kesit	1,20	1	1,30	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,30	1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,30</b>	<b>1,00</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%2,31</b>	<b>%0</b>		

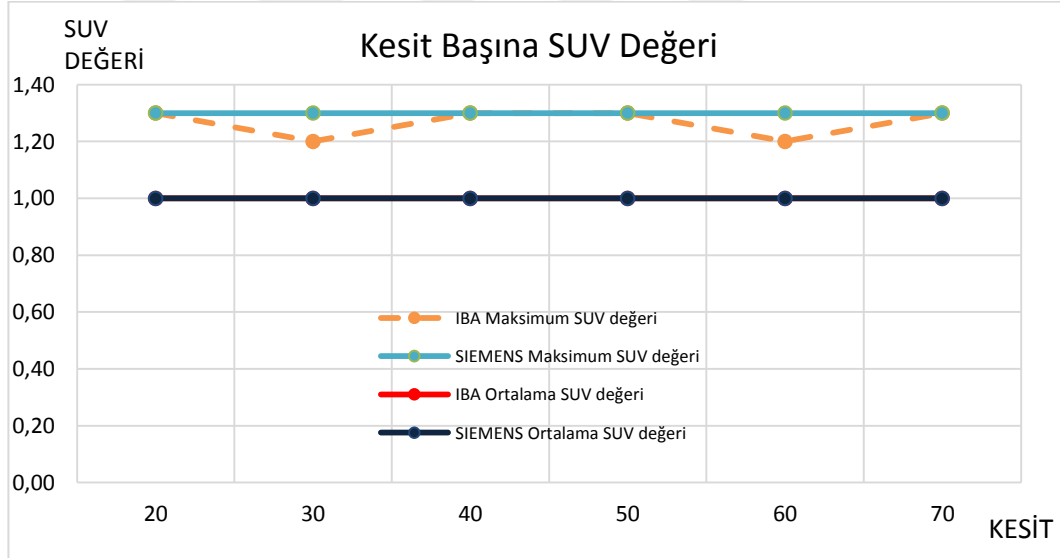


**Şekil 4.5.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.7.' de belirtilmiştir. Tablo 4.7.' deki değerler üzerinden Şekil 4.6. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.7.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,30	1
30. Kesit	1,20	1	1,30	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,20	1	1,30	1
70. Kesit	1,30	1	1,30	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,27</b>	<b>1,00</b>	<b>1,30</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%2,36</b>	<b>%0</b>		

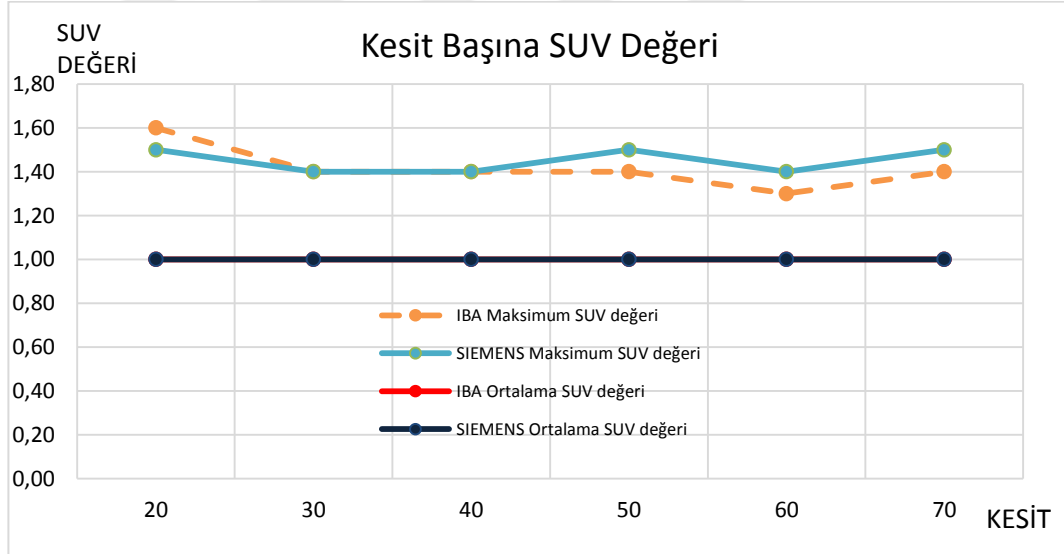


**Şekil 4.6.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2.saatte PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.8.' de belirtilmiştir. Tablo 4.8.' deki değerler üzerinden Şekil 4.7. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.8.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,60	1	1,50	1
30. Kesit	1,40	1	1,40	1
40. Kesit	1,40	1	1,40	1
50. Kesit	1,40	1	1,50	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,50	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>	<b>1,45</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%2,11</b>	<b>%0</b>		

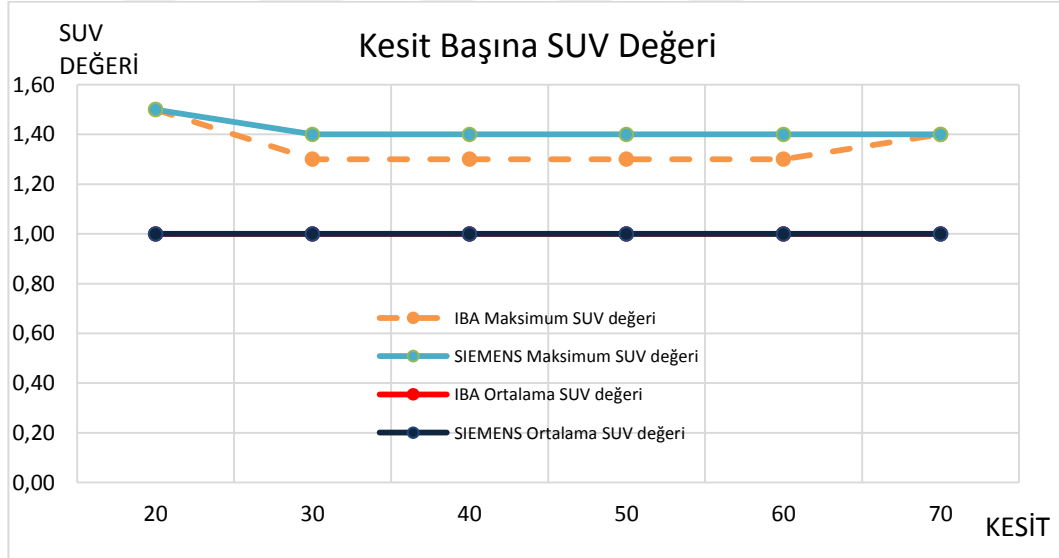


**Şekil 4.7.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2.saatte PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.9.' de belirtilmiştir. Tablo 4.9.' deki değerler üzerinden Şekil 4.8. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.9.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,50	1	1,50	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,30	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%5,19</b>	<b>%0</b>		

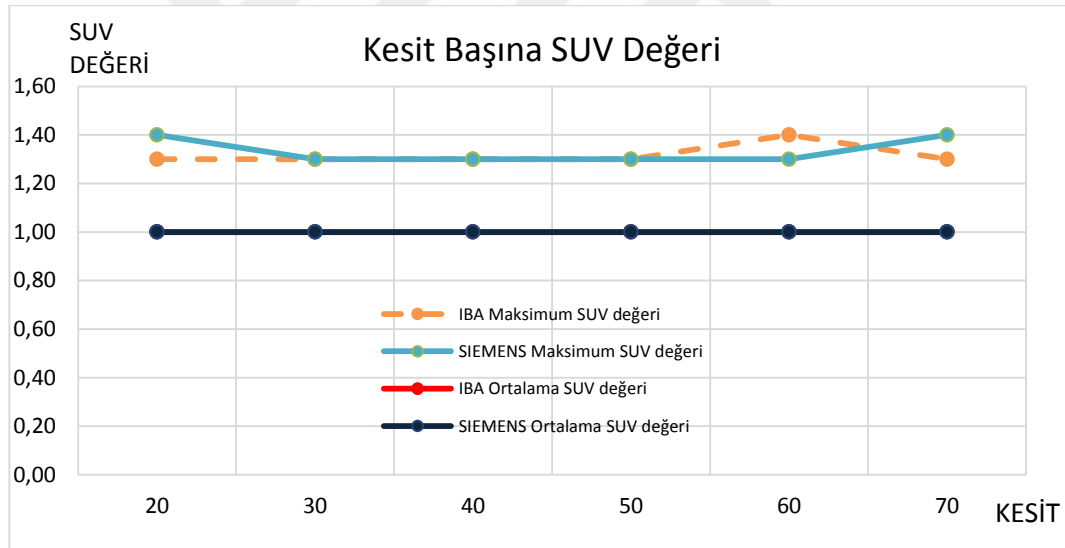


**Şekil 4.8.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 1. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2.saatte PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.10.' de belirtilmiştir. Tablo 4.10.' deki değerler üzerinden Şekil 4.9. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.10.** 1. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1
30. Kesit	1,30	1	1,30	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,40	1	1,30	1
70. Kesit	1,30	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%0,75</b>	<b>%0</b>		



**Şekil 4.9.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

#### 4.2.2. İkinci Gün İçin SUV Ölçümleri

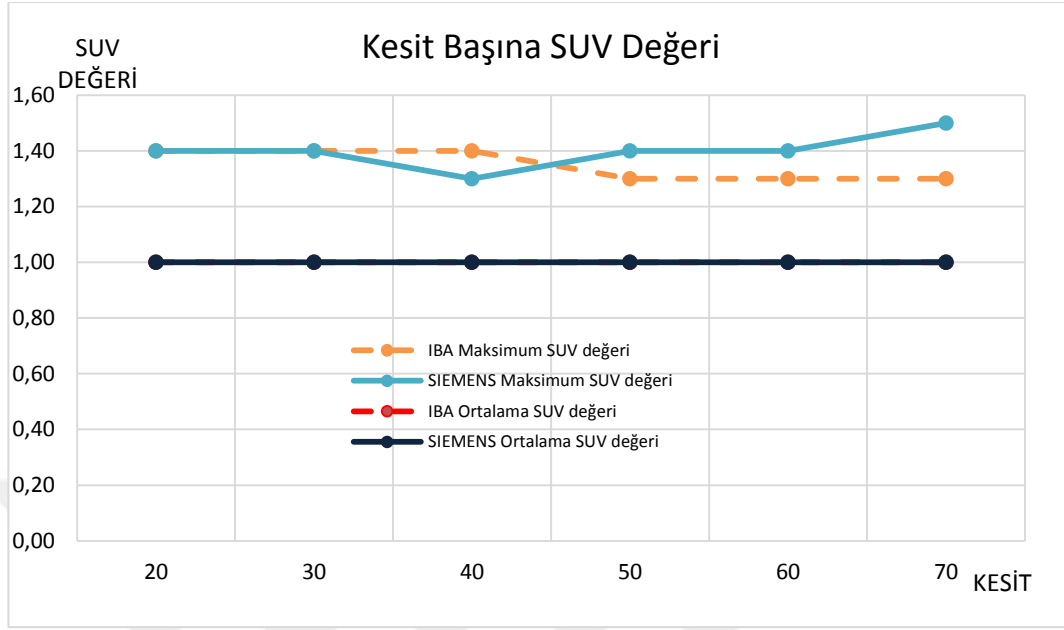
Her iki  $F^{18}$  FDG ürün için günlük görüntü çekim protokolüne göre SUV değerleri aşağıdaki tablolarda yatak süresi 1 dk, 1,5 dk ve 2 dk' ya göre ayrı ayrı verilmiştir. BT parametreleri olan Kesit kalınlığı: 3 mm, Enerji: 120 kV, Görüntü matrisi: 512×512, FOV: 600 mm ve Tarama süresince kesit başına verilen akım: 250 mAs/slice değerleri tüm taramalarda sabit tutularak görüntülemeler gerçekleştirilmiştir.

Görüntüler üzerinden elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri aşağıda tablo olarak kaydedilmiştir. Tablolar üzerinden Kesit Başına SUV değeri grafikleri çizilerek aşağıda şekil olarak verilmiştir.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.11.' de belirtilmiştir. Tablo 4.11.' deki değerler üzerinden Şekil 4.10. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.11.** 2. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,40	1
30. Kesit	1,40	1	1,40	1
40. Kesit	1,40	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,30	1	1,50	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>	<b>1,40</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%3,7</b>	<b>%0</b>		



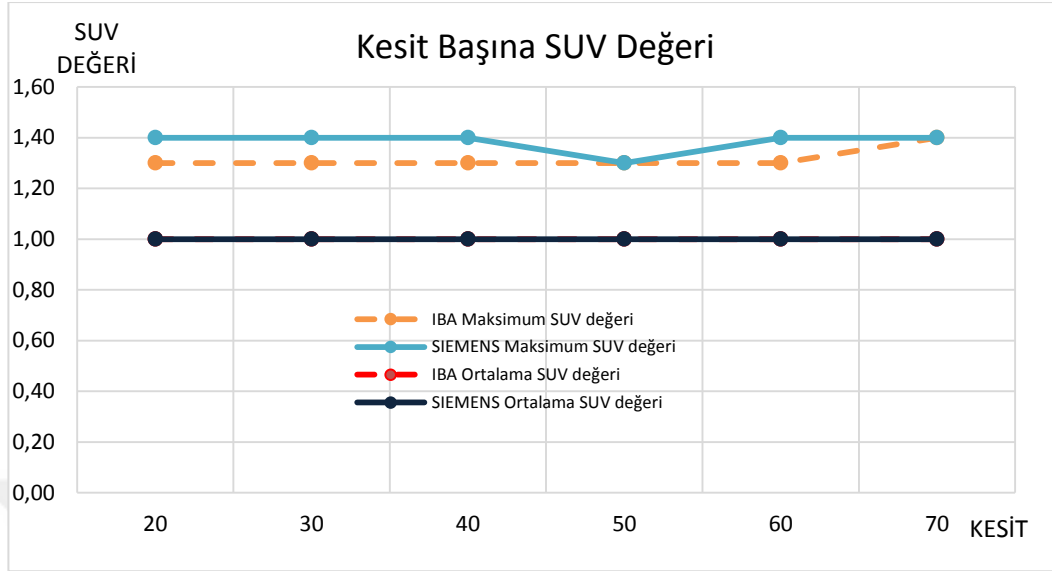
Şekil 4.10. IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.12.' de belirtilmiştir. Tablo 4.12.' deki değerler üzerinden Şekil 4.11. grafiği çizilmiştir.

Tablo 4.12. 2. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,38</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%4,5</b>	<b>%0</b>		



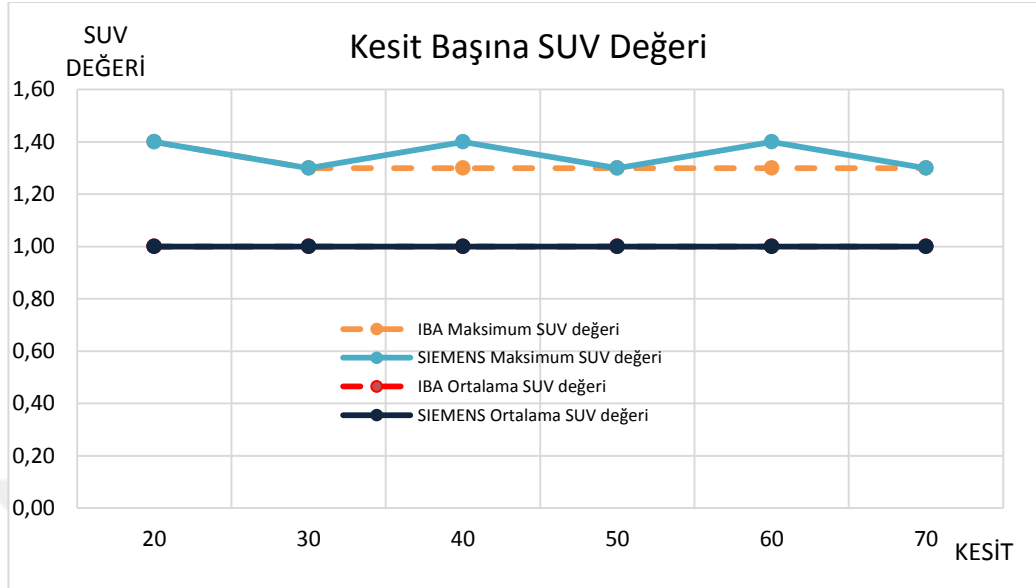


Şekil 4.11. IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.13.' de belirtilmiştir. Tablo 4.13.' deki değerler üzerinden Şekil 4.12. grafiği çizilmiştir.

Tablo 4.13. 2. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,40	1
30. Kesit	1,30	1	1,30	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,30	1	1,30	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%2,27</b>	<b>%0</b>		

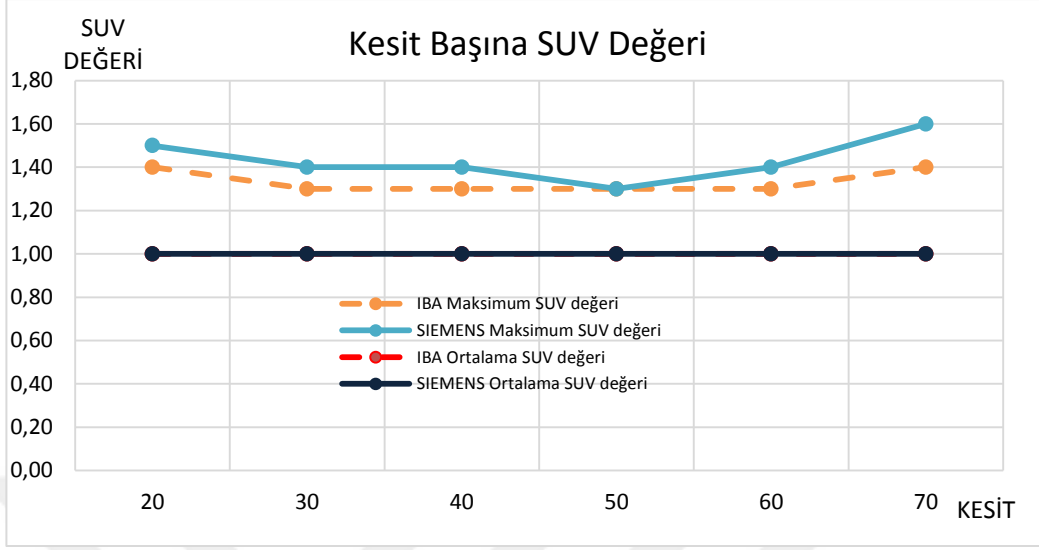


Şekil 4.12. IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.14.' de belirtilmiştir. Tablo 4.14.' deki değerler üzerinden Şekil 4.13. grafiği çizilmiştir.

Tablo 4.14. 2. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,50	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,60	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>	<b>1,43</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%7,52</b>	<b>%0</b>		

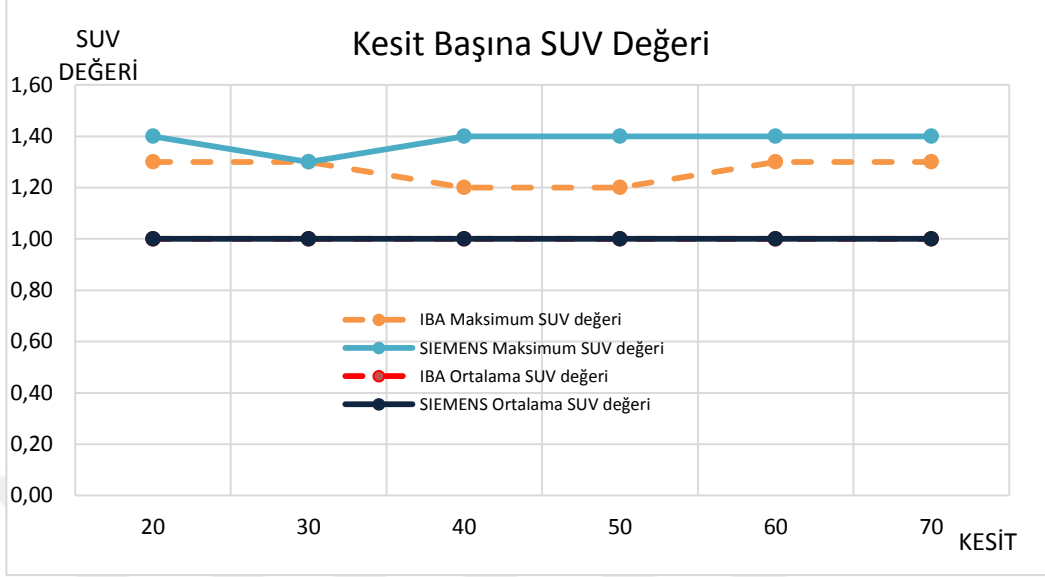


**Şekil 4.13.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.15.' de belirtilmiştir. Tablo 4.15.' deki değerler üzerinden Şekil 4.14. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.15.** 2. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1
30. Kesit	1,30	1	1,30	1
40. Kesit	1,20	1	1,40	1
50. Kesit	1,20	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,30	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,27</b>	<b>1,00</b>	<b>1,38</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%8,66</b>	<b>%0</b>		

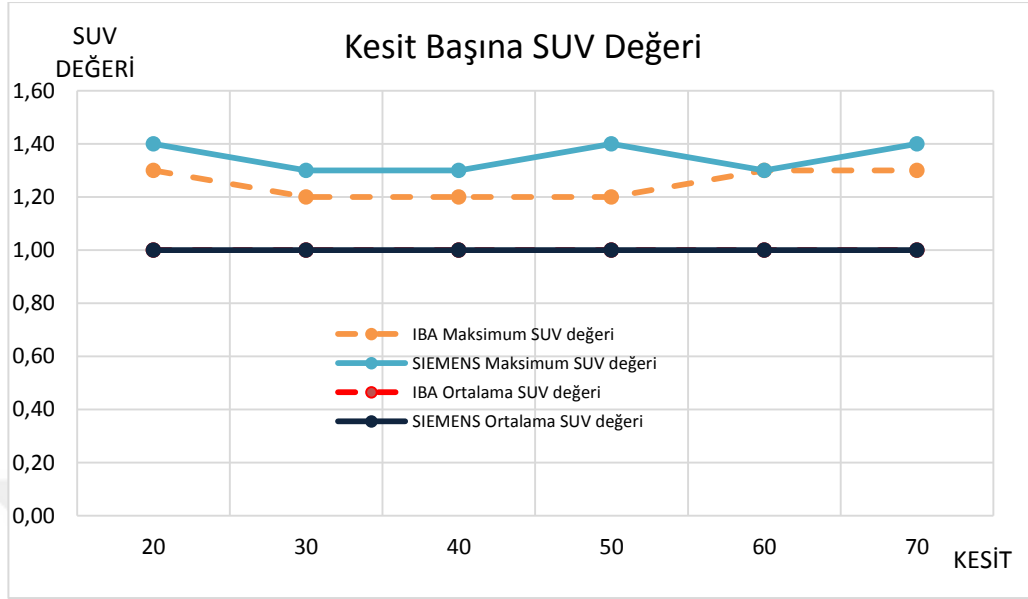


Şekil 4.14. IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.16.' de belirtilmiştir. Tablo 4.16.' deki değerler üzerinden Şekil 4.15. grafiği çizilmiştir.

Tablo 4.16. 2. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1
30. Kesit	1,20	1	1,30	1
40. Kesit	1,20	1	1,30	1
50. Kesit	1,20	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,30	1
70. Kesit	1,30	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,25</b>	<b>1,00</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%8</b>	<b>%0</b>		

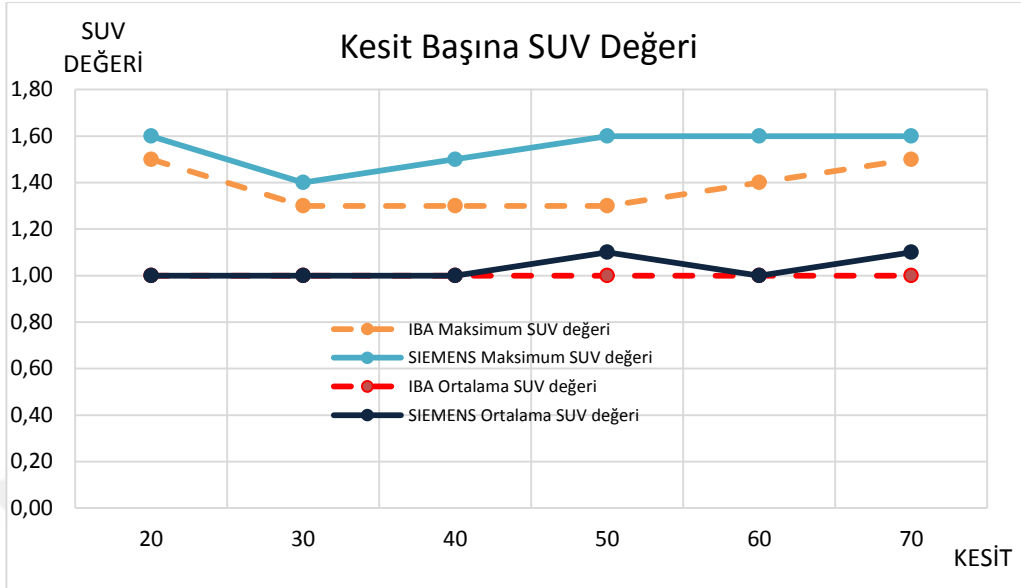


Şekil 4.15. IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.17.' de belirtilmiştir. Tablo 4.17.' deki değerler üzerinden Şekil 4.16. grafiği çizilmiştir.

Tablo 4.17. 2. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,50	1	1,60	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,50	1
50. Kesit	1,30	1	1,60	1,1
60. Kesit	1,40	1	1,60	1
70. Kesit	1,50	1	1,60	1,1
<b>Ortalama</b>	<b>1,38</b>	<b>1,00</b>	<b>1,55</b>	<b>1,03</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%12,32</b>	<b>%3</b>		

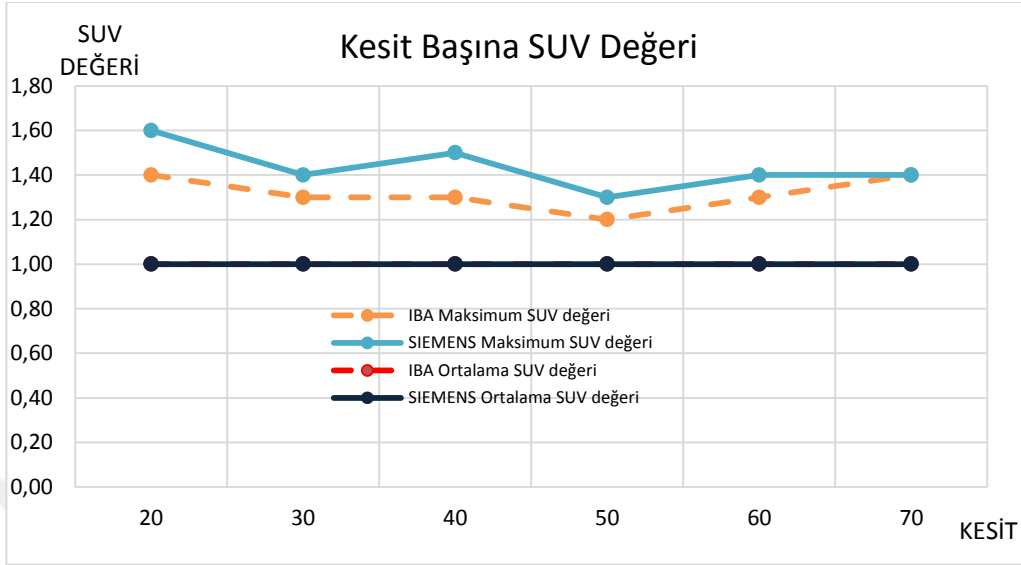


Şekil 4.16. IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.18.' de belirtilmiştir. Tablo 4.18.' deki değerler üzerinden Şekil 4.17. grafiği çizilmiştir.

Tablo 4.18. 2. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,60	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,50	1
50. Kesit	1,20	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,43</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%8,3</b>	<b>%0</b>		

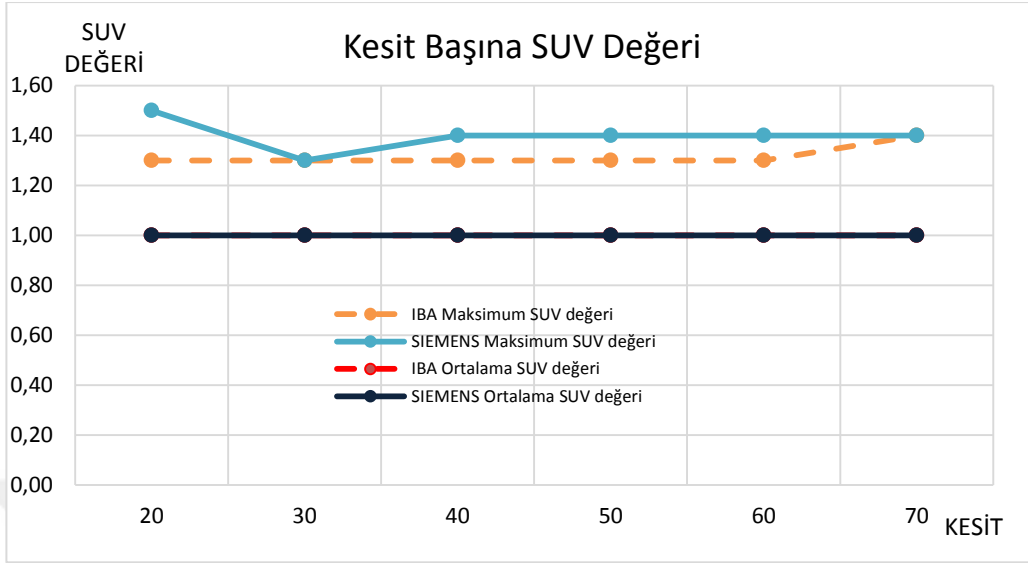


Şekil 4.17. IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 2. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.19.' de belirtilmiştir. Tablo 4.19.' deki değerler üzerinden Şekil 4.18. grafiği çizilmiştir.

Tablo 4.19. 2. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	IBA		SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,50	1
30. Kesit	1,30	1	1,30	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,30	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,40</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%6,06</b>	<b>%0</b>		



**Şekil 4.18.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

#### 4.2.3. Üçüncü Gün İçin SUV Ölçümleri

Her iki  $F^{18}$  FDG ürün için günlük görüntü çekim protokolüne göre SUV değerleri aşağıdaki tablolarda yatak süresi 1 dk, 1,5 dk ve 2 dk' ya göre ayrı ayrı verilmiştir. BT parametreleri olan Kesit kalınlığı: 3 mm, Enerji: 120 kV, Görüntü matrisi: 512×512, FOV: 600 mm ve Tarama süresince kesit başına verilen akım: 250 mAs/slice değerleri tüm taramalarda sabit tutularak görüntülemeler gerçekleştirilmiştir.

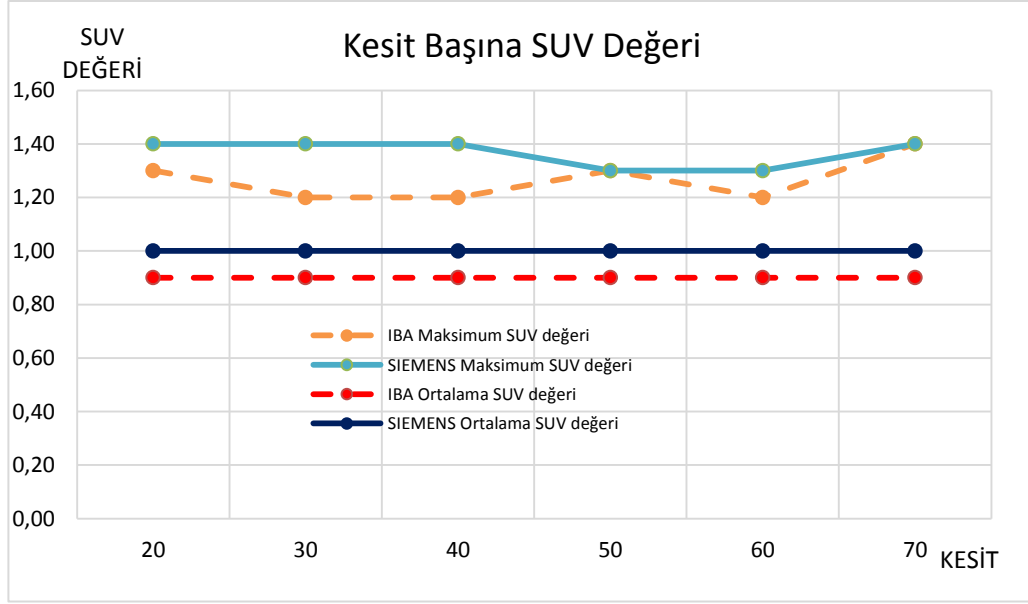
Görüntüler üzerinden elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri aşağıda tablo olarak kaydedilmiştir. Tablolar üzerinden Kesit Başına SUV değeri grafikleri çizilerek aşağıda şekil olarak verilmiştir.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.20.' de belirtilmiştir. Tablo 4.20.' deki değerler üzerinden Şekil 4.19. grafiği çizilmiştir.



**Tablo 4.20.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	0,9	1,40	1
30. Kesit	1,20	0,9	1,40	1
40. Kesit	1,20	0,9	1,40	1
50. Kesit	1,30	0,9	1,30	1
60. Kesit	1,20	0,9	1,30	1
70. Kesit	1,40	0,9	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,27</b>	<b>0,90</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%7,87</b>	<b>%11,11</b>		

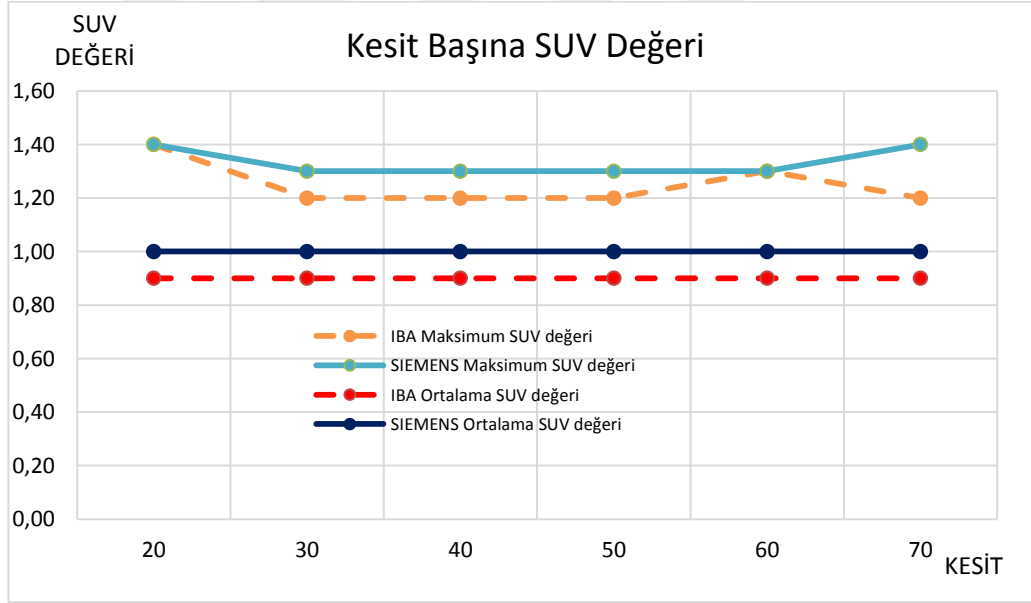


**Şekil 4.19.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.21.' de belirtilmiştir. Tablo 4.21.' deki değerler üzerinden Şekil 4.20. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.21.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	0,9	1,40	1
30. Kesit	1,20	0,9	1,30	1
40. Kesit	1,20	0,9	1,30	1
50. Kesit	1,20	0,9	1,30	1
60. Kesit	1,30	0,9	1,30	1
70. Kesit	1,20	0,9	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,25</b>	<b>0,90</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%6,4</b>	<b>%11,11</b>		

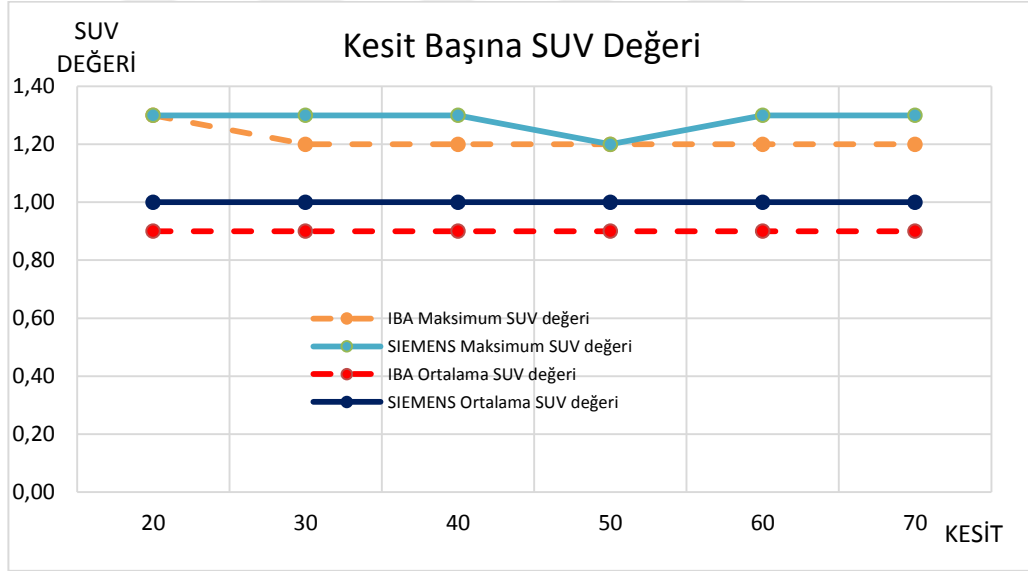


**Şekil 4.20.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.22.' de belirtilmiştir. Tablo 4.22.' deki değerler üzerinden Şekil 4.21. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.22.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	0,9	1,30	1
30. Kesit	1,20	0,9	1,30	1
40. Kesit	1,20	0,9	1,30	1
50. Kesit	1,20	0,9	1,20	1
60. Kesit	1,20	0,9	1,30	1
70. Kesit	1,20	0,9	1,30	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,22</b>	<b>0,90</b>	<b>1,28</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%4,92</b>	<b>%11,11</b>		

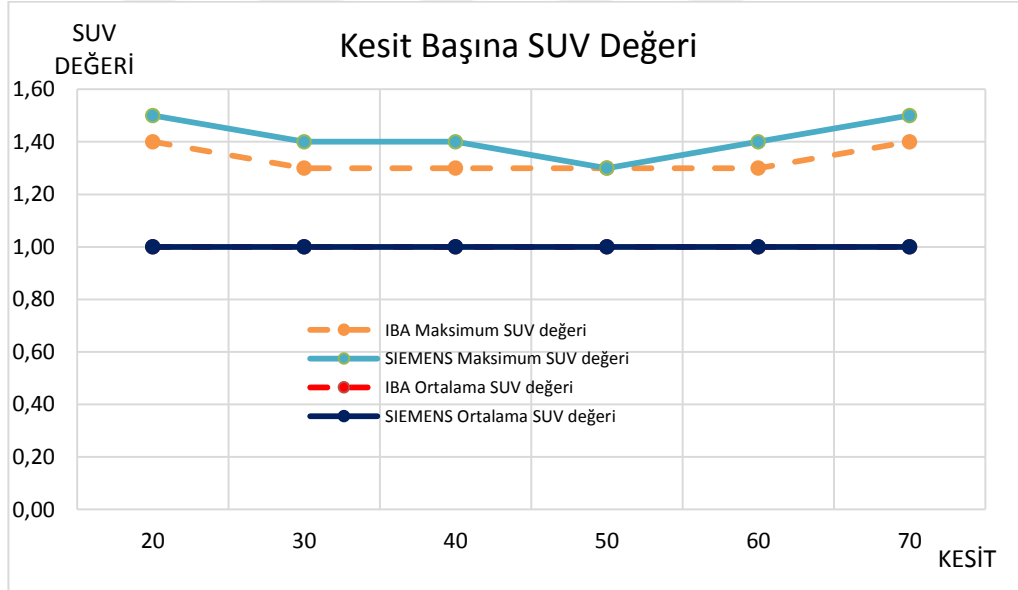


**Şekil 4.21.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.23.' de belirtilmiştir. Tablo 4.23.' deki değerler üzerinden Şekil 4.22. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.23.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,50	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,50	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%6,77</b>	<b>%0</b>		

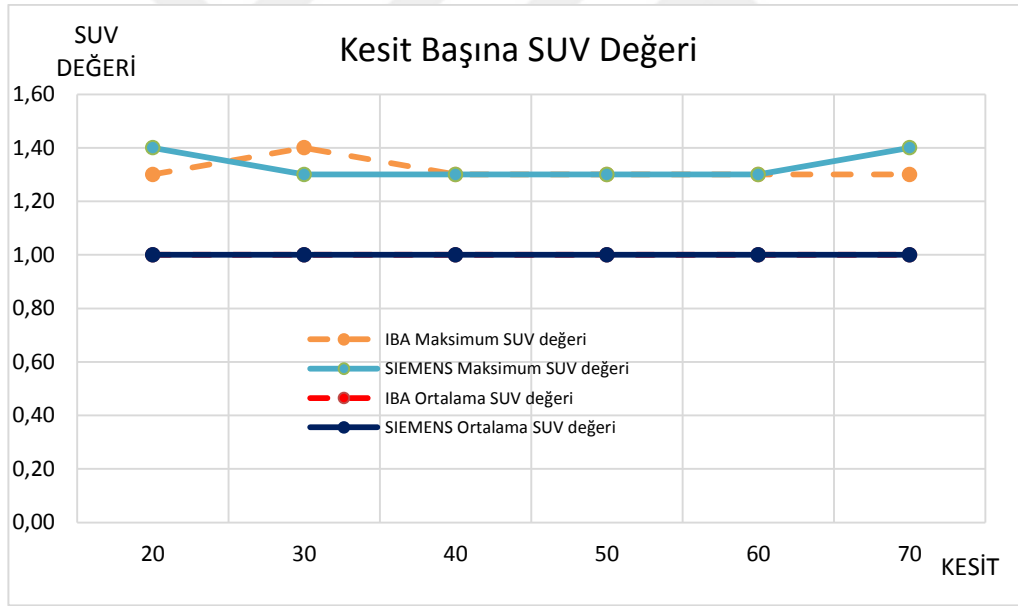


**Şekil 4.22.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.24.' de belirtilmiştir. Tablo 4.24.' deki değerler üzerinden Şekil 4.23. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.24.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1
30. Kesit	1,40	1	1,30	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,30	1
70. Kesit	1,30	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%0,76</b>	<b>%0</b>		

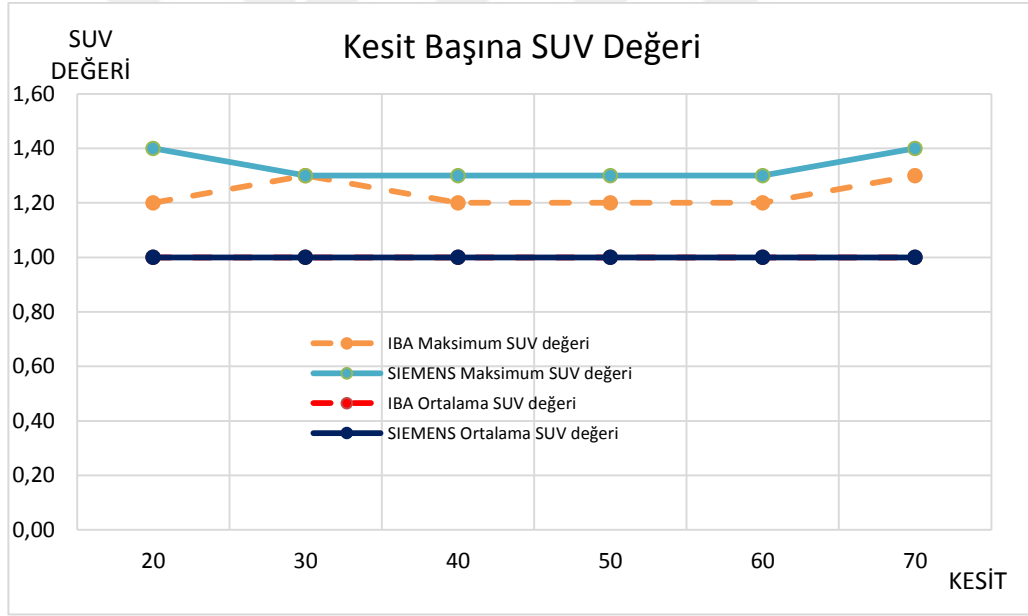


**Şekil 4.23.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.25.' de belirtilmiştir. Tablo 4.25.' deki değerler üzerinden Şekil 4.24. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.25.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,20	1	1,40	1
30. Kesit	1,30	1	1,30	1
40. Kesit	1,20	1	1,30	1
50. Kesit	1,20	1	1,30	1
60. Kesit	1,20	1	1,30	1
70. Kesit	1,30	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,23</b>	<b>1,00</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%8,13</b>	<b>%0</b>		

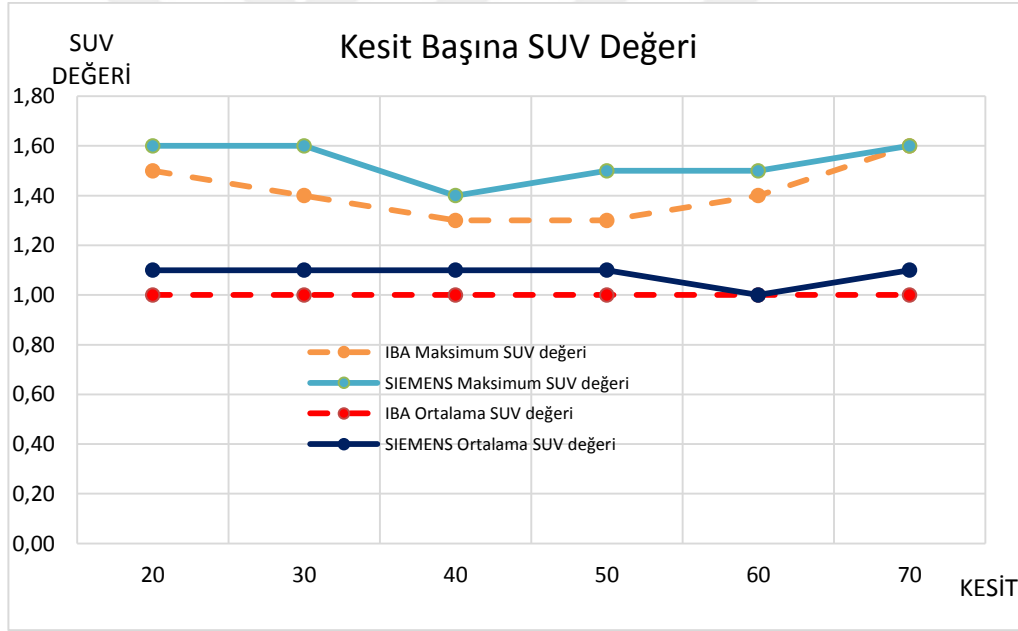


**Şekil 4.24.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.26.' de belirtilmiştir. Tablo 4.26.' deki değerler üzerinden Şekil 4.25. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.26.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat Sonu 1. Çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,50	1	1,60	1,1
30. Kesit	1,40	1	1,60	1,1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1,1
50. Kesit	1,30	1	1,50	1,1
60. Kesit	1,40	1	1,50	1
70. Kesit	1,60	1	1,60	1,1
<b>Ortalama</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>	<b>1,53</b>	<b>1,08</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%7,75</b>	<b>%8</b>		

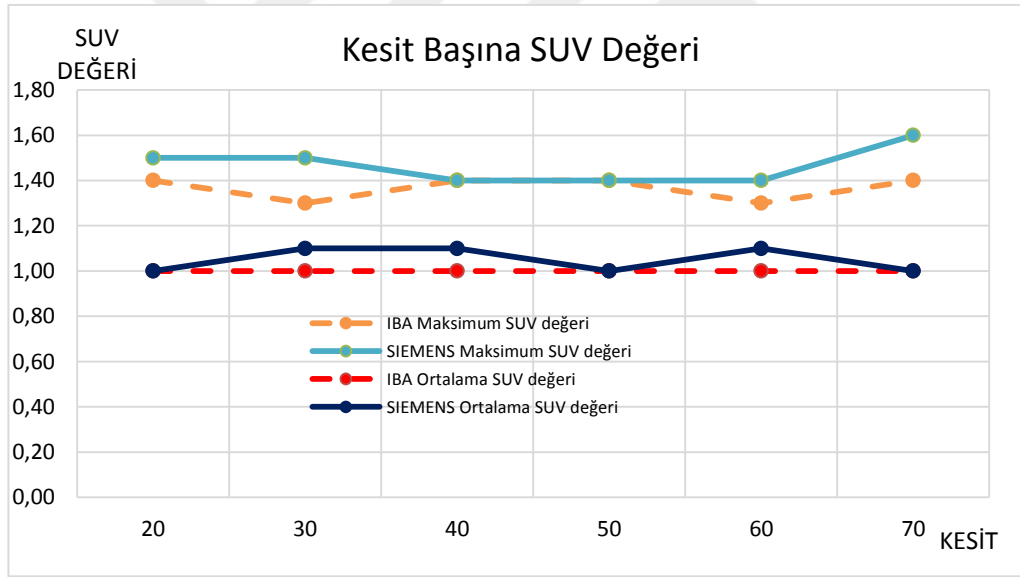


**Şekil 4.25.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.27.' de belirtilmiştir. Tablo 4.27.' deki değerler üzerinden Şekil 4.26. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.27.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,50	1
30. Kesit	1,30	1	1,50	1,1
40. Kesit	1,40	1	1,40	1,1
50. Kesit	1,40	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1,1
70. Kesit	1,40	1	1,60	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>	<b>1,47</b>	<b>1,05</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%7,3</b>	<b>%5</b>		



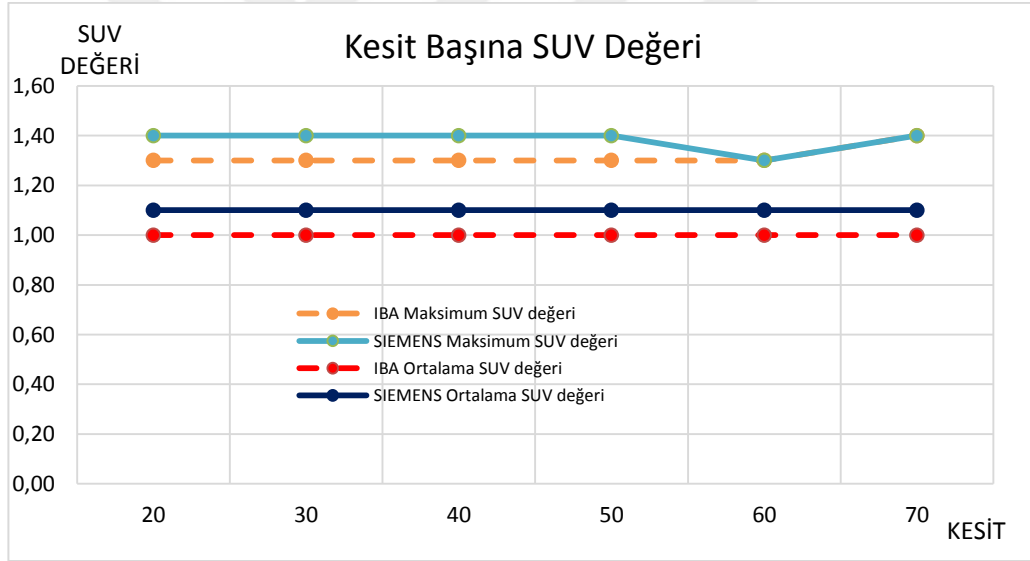
**Şekil 4.26.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 3. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.28.' de belirtilmiştir. Tablo 4.28.' deki değerler üzerinden Şekil 4.27. grafiği çizilmiştir.



**Tablo 4.28.** 3. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1,1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1,1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1,1
50. Kesit	1,30	1	1,40	1,1
60. Kesit	1,30	1	1,30	1,1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1,1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,38</b>	<b>1,10</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%4,55</b>	<b>%10</b>		



**Şekil 4.27.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

#### 4.2.4. Dördüncü Gün İçin SUV Ölçümleri

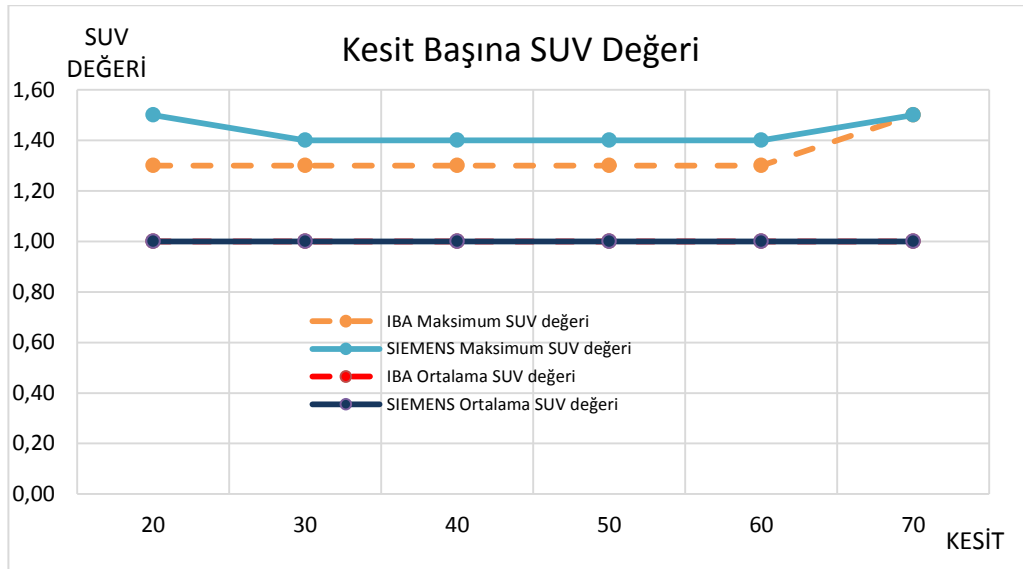
Her iki  $F^{18}$  FDG ürün için günlük görüntü çekim protokolüne göre SUV değerleri aşağıdaki tablolarda yatak süresi 1 dk, 1,5 dk ve 2 dk' ya göre ayrı ayrı verilmiştir. BT parametreleri olan Kesit kalınlığı: 3 mm, Enerji: 120 kV, Görüntü matrisi: 512×512, FOV: 600 mm ve Tarama süresince kesit başına verilen akım: 250 mAs/slice değerleri tüm taramalarda sabit tutularak görüntülemeler gerçekleştirilmiştir.

Görüntüler üzerinden elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri aşağıda tablo olarak kaydedilmiştir. Tablolar üzerinden Kesit Başına SUV değeri grafikleri çizilerek aşağıda şekil olarak verilmiştir.

PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.29.' de belirtilmiştir. Tablo 4.29.' deki değerler üzerinden Şekil 4.28. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.29.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,50	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,30	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,50	1	1,50	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>	<b>1,43</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%7,52</b>	<b>%0</b>		

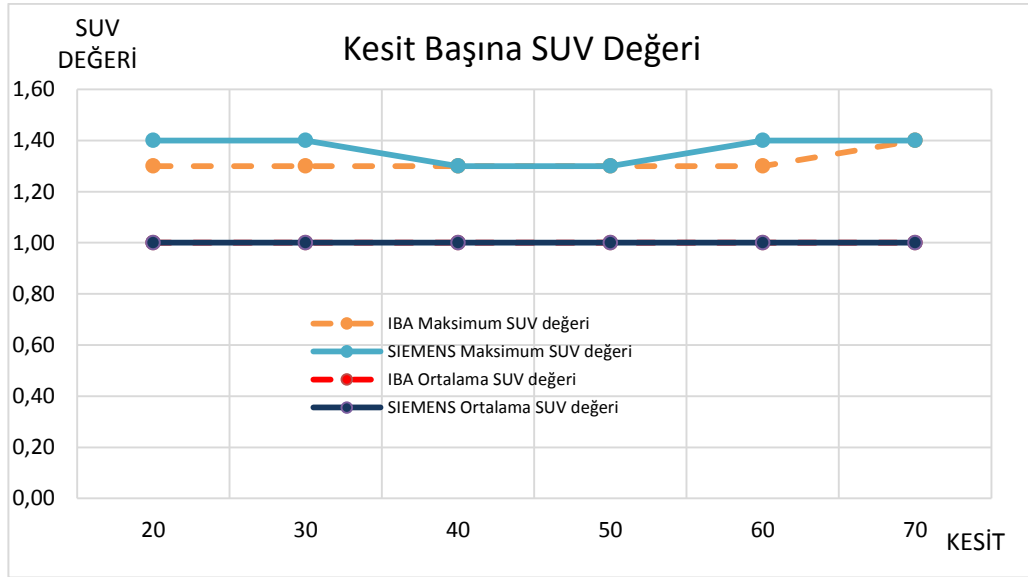


**Şekil 4.28.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.30.' de belirtilmiştir. Tablo 4.30.' deki değerler üzerinden Şekil 4.29. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.30.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%3,79</b>	<b>%0</b>		

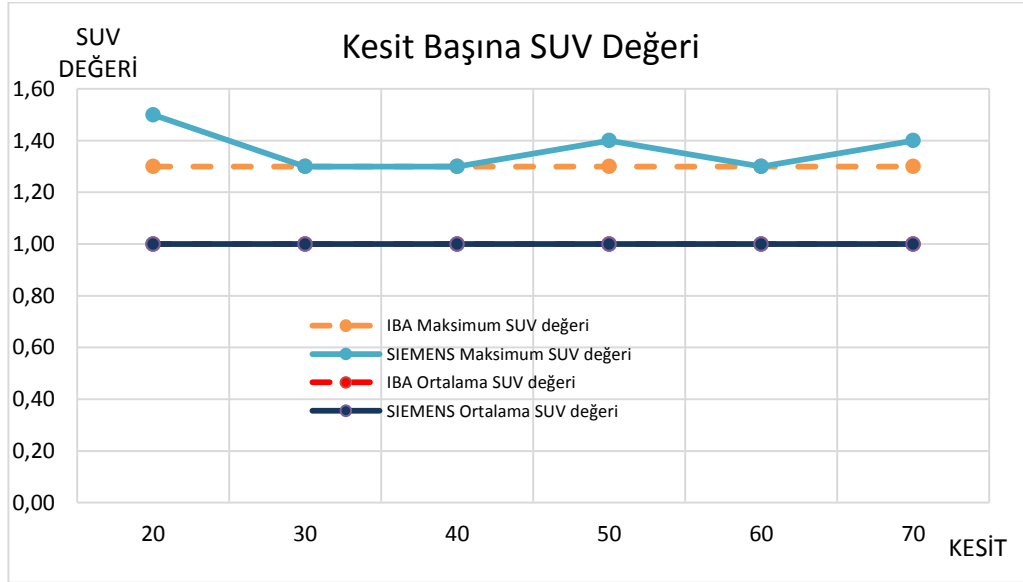


**Şekil 4.29.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 15. dakika da PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.31.' de belirtilmiştir. Tablo 4.31.' deki değerler üzerinden Şekil 4.30. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.31.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda elde edilen değerler.

15. dk. sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,50	1
30. Kesit	1,30	1	1,30	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,30	1
70. Kesit	1,30	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,30</b>	<b>1,00</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%5,38</b>	<b>%0</b>		

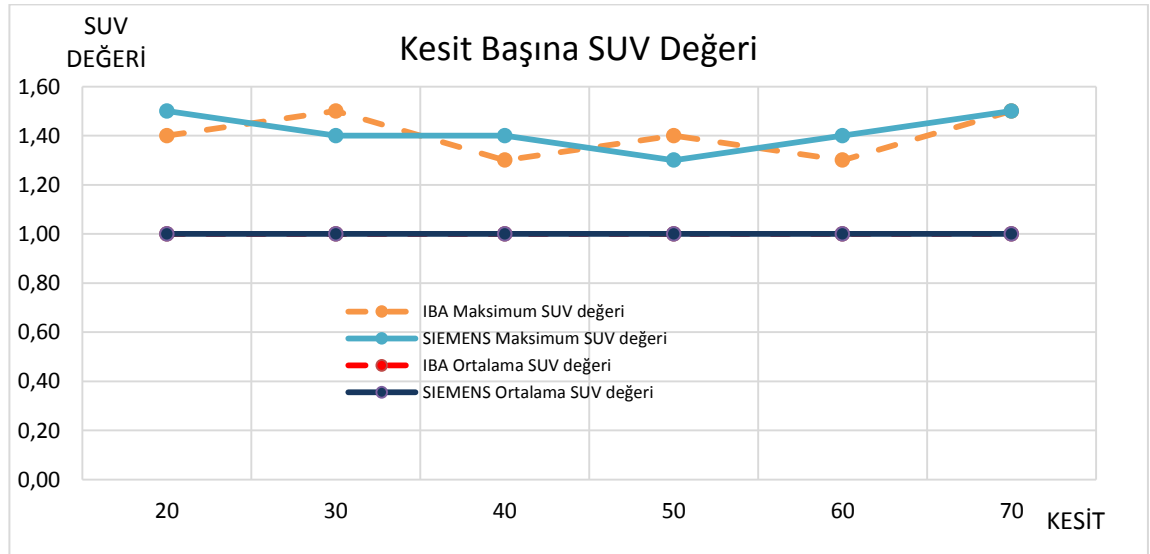


**Şekil 4.30.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 15. dakika sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.32.' de belirtilmiştir. Tablo 4.32.' deki değerler üzerinden Şekil 4.31. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.32.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,50	1
30. Kesit	1,50	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,40	1	1,30	1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,50	1	1,50	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,40</b>	<b>1,00</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%1,43</b>	<b>%0</b>		

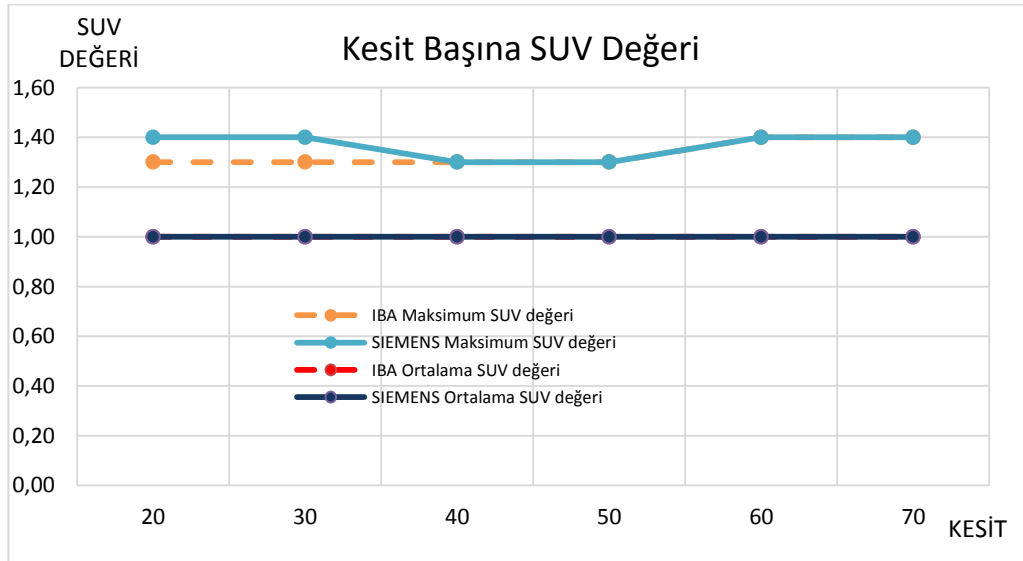


**Şekil 4.31.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.33.' de belirtilmiştir. Tablo 4.33.' deki değerler üzerinden Şekil 4.32. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.33.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,40	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1
60. Kesit	1,40	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%3,01</b>	<b>%0</b>		

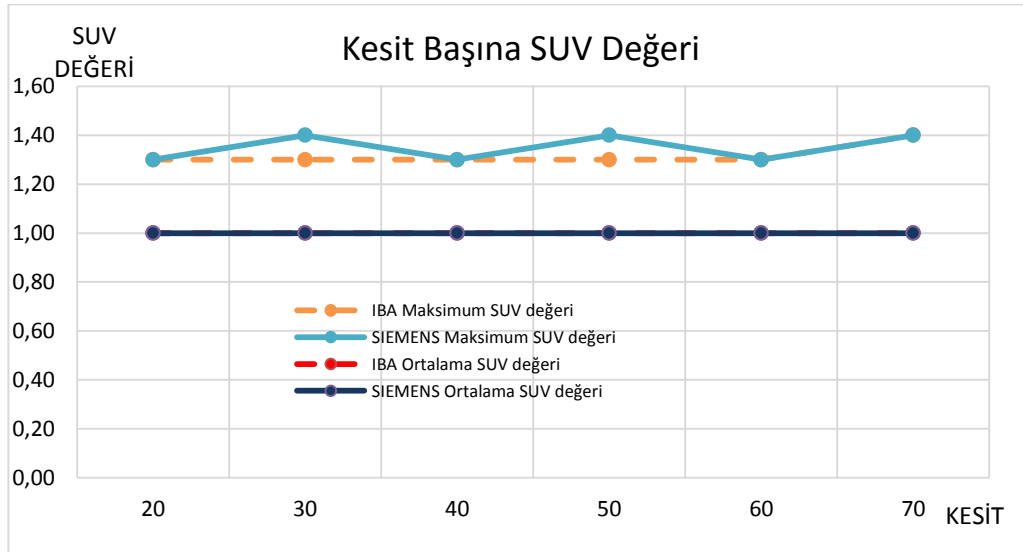


**Şekil 4.32.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 1. saatte PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.34'. de belirtilmiştir. Tablo 4.34.' deki değerler üzerinden Şekil 4.33. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.34.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda elde edilen değerler.

1. saat sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,30	1
30. Kesit	1,30	1	1,40	1
40. Kesit	1,30	1	1,30	1
50. Kesit	1,30	1	1,40	1
60. Kesit	1,30	1	1,30	1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1
<b>Ortalama</b>	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%2,27</b>	<b>%0</b>		

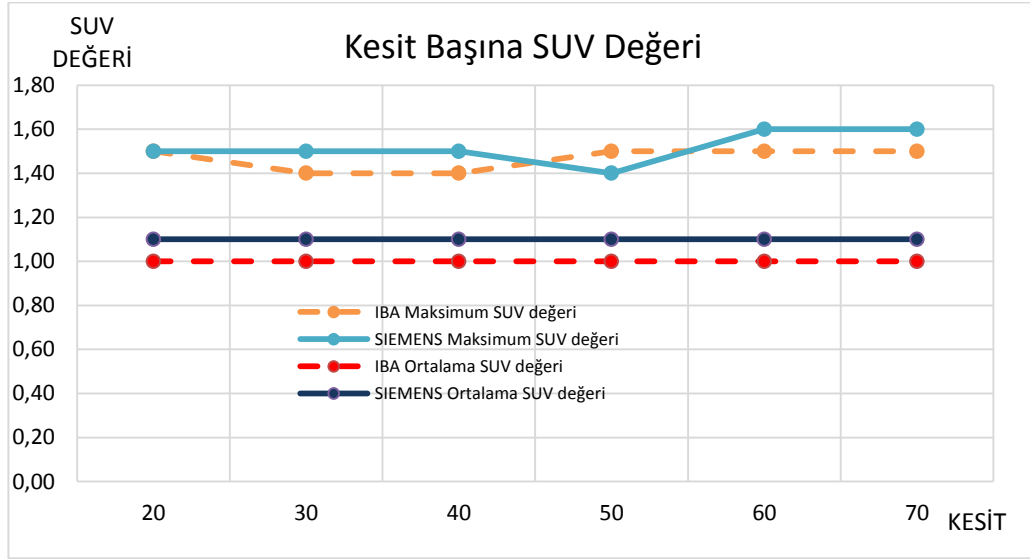


**Şekil 4.33.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 1. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 1 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.35.' de belirtilmiştir. Tablo 4.35.' deki değerler üzerinden Şekil 4.34. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.35.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 1. çekim (PET yatak süresi: 1 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,50	1	1,50	1,1
30. Kesit	1,40	1	1,50	1,1
40. Kesit	1,40	1	1,50	1,1
50. Kesit	1,50	1	1,40	1,1
60. Kesit	1,50	1	1,60	1,1
70. Kesit	1,50	1	1,60	1,1
<b>Ortalama</b>	<b>1,47</b>	<b>1,00</b>	<b>1,52</b>	<b>1,10</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%3,40</b>	<b>%10</b>		



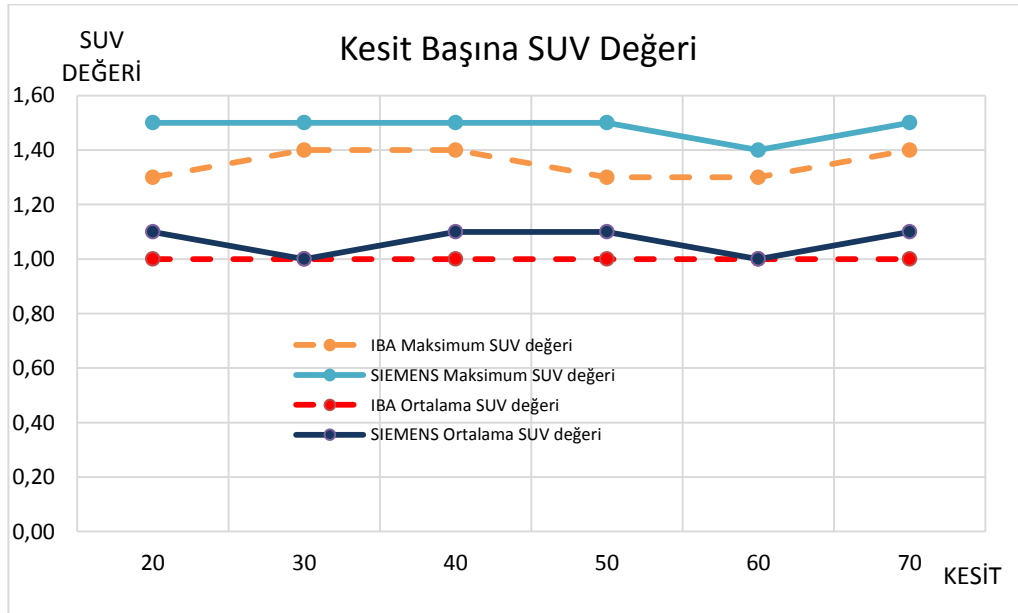
**Şekil 4.34.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 1. çekimin grafiği.



PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.36.' de belirtilmiştir. Tablo 4.36.' deki değerler üzerinden Şekil 4.35. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.36.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 2. çekim (PET yatak süresi: 1,5 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,30	1	1,50	1,1
30. Kesit	1,40	1	1,50	1
40. Kesit	1,40	1	1,50	1,1
50. Kesit	1,30	1	1,50	1,1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1
70. Kesit	1,40	1	1,50	1,1
<b>Ortalama</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>	<b>1,48</b>	<b>1,07</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%9,63</b>	<b>%7</b>		

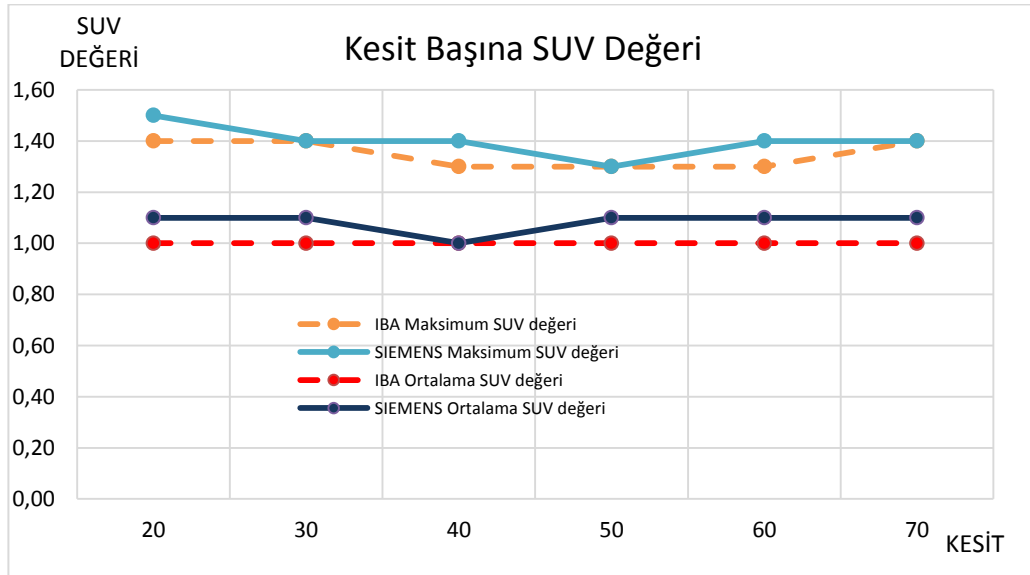


**Şekil 4.35.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen F<sup>18</sup> FDG ile PET yatak süresi 1,5 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 2. çekimin grafiği.

PET-BT cihazında 4. gün ölçümünde su fantomunun hazırlanmasına takiben 2. saatte PET yatak süresi 2 dakika alınarak elde edilen maksimum SUV ve ortalama SUV değerleri Tablo 4.37.' de belirtilmiştir. Tablo 4.37.' deki değerler üzerinden Şekil 4.36. grafiği çizilmiştir.

**Tablo 4.37.** 4. ölçüm günü PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda elde edilen değerler.

2. saat sonu 3. çekim (PET yatak süresi: 2 dk.)				
BT Kesiti	FDG-IBA		FDG-SIEMENS	
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
20. Kesit	1,40	1	1,50	1,1
30. Kesit	1,40	1	1,40	1,1
40. Kesit	1,30	1	1,40	1
50. Kesit	1,30	1	1,30	1,1
60. Kesit	1,30	1	1,40	1,1
70. Kesit	1,40	1	1,40	1,1
<b>Ortalama</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>	<b>1,40</b>	<b>1,08</b>
<b>Yüzde Fark</b>	<b>%3,70</b>	<b>%8</b>		



**Şekil 4.36.** IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlardan elde edilen  $F^{18}$  FDG ile PET yatak süresi 2 dakika alınarak 2. saat sonunda gerçekleştirilen 3. çekimin grafiği.

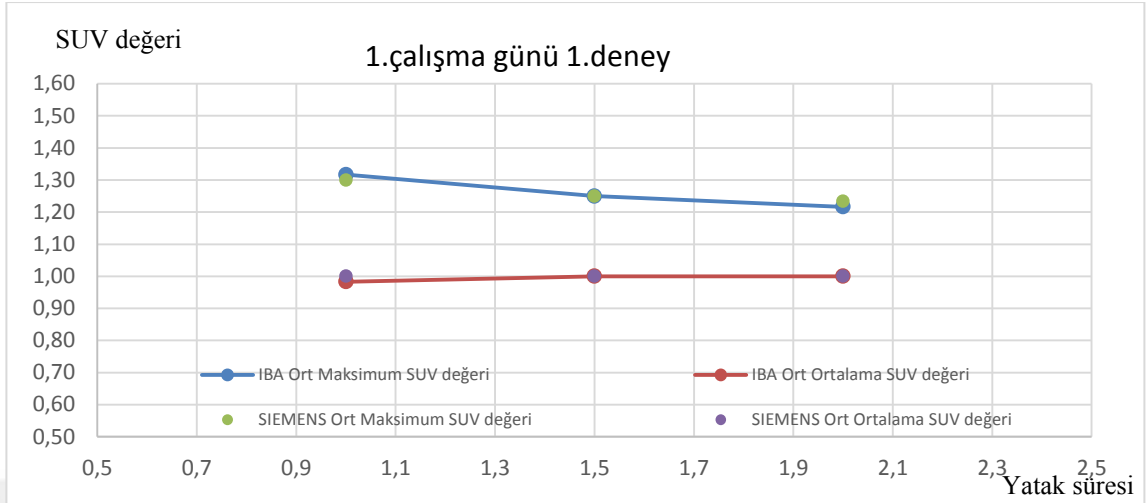
### 4.3. Çalışma Günlerinin Ortalama SUV ve Maksimum SUV Verileri Ortalamalarının İncelenmesi

Bu kısımda; 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ölçümlerden elde edilen kesitlere karşılık gelen ortalama SUV ve maksimum SUV değerleri ortalamalarının 15. dakika, 1. saat ve 2. saat sonu görüntülemeleri için kendi içinde sınıflandırılarak tablolar oluşturuldu. Oluşturulan tablolardan yola çıkarak SUV değeri – Yatak süresi grafikleri çizildi.

Birinci çalışma günü 15. dakika sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.38.** 1. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

1. çalışma günü 1. deney				
15. dk. sonu				
	IBA Ort	IBA Ort	SIEMENS Ort	SIEMENS Ort
PET yatak çekim Süresi (dk)	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
1	1,32	0,98	1,30	1,00
1,5	1,25	1,00	1,25	1,00
2	1,22	1,00	1,23	1,00

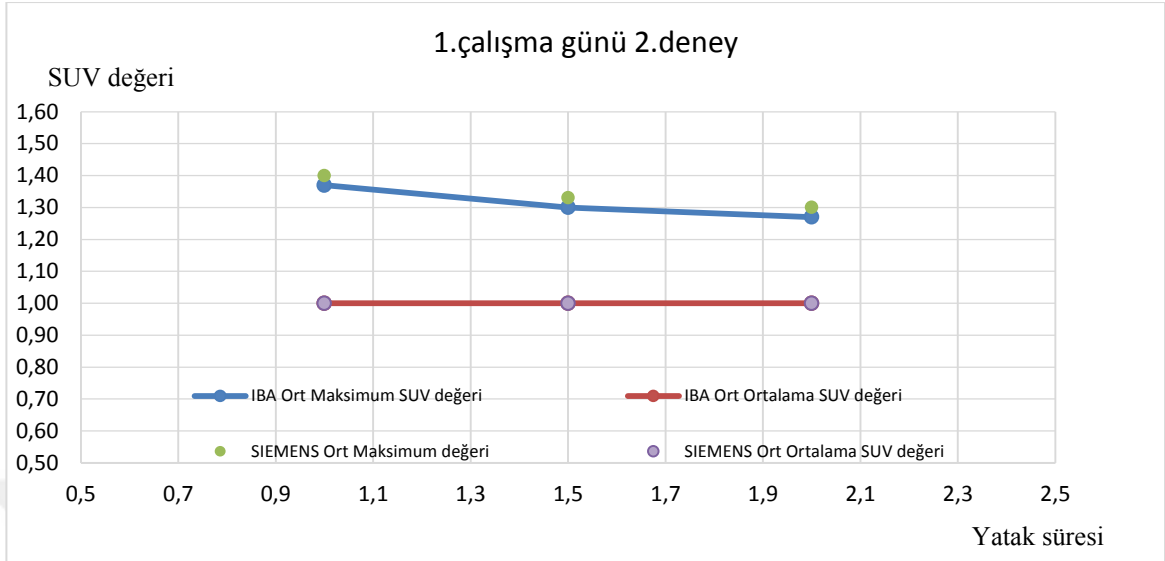


**Şekil 4.37.** 1. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

Birinci çalışma günü 1. saat sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.39.** 1. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

1. çalışma günü 2. deney				
1. saat sonu				
	IBA Ort	IBA Ort	SIEMENS Ort	SIEMENS Ort
PET yatak çekim Süresi (dk)	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
1	1,37	1,00	1,40	1,00
1,5	1,30	1,00	1,33	1,00
2	1,27	1,00	1,30	1,00

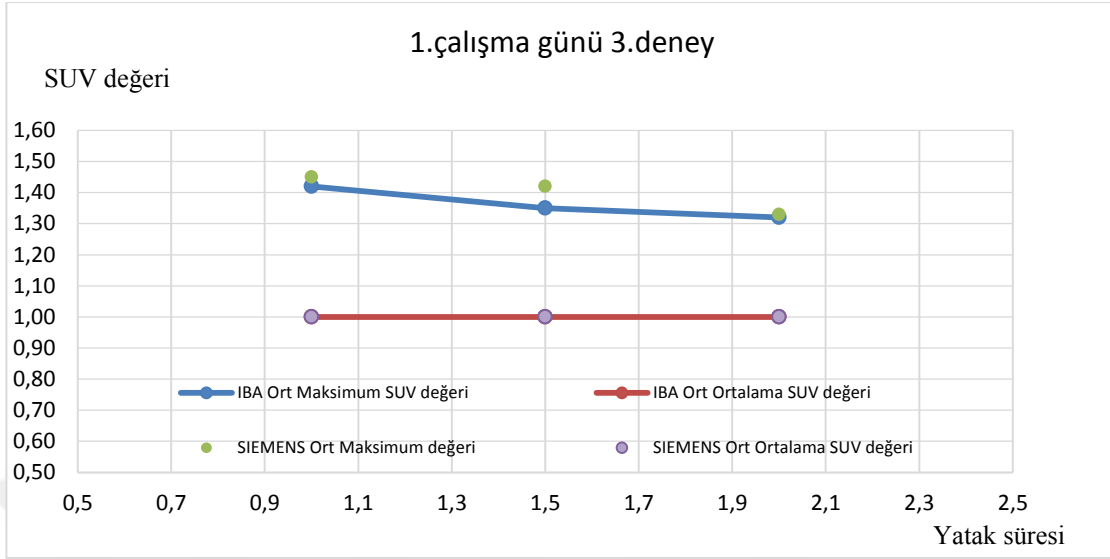


**Şekil 4.38.** 1. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

Birinci çalışma günü 2. saat sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzerdir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.40.** 1. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>1. çalışma günü 3. deney</b>				
<b>2. saat sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
<b>PET yatak çekim Süresi (dk)</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>	<b>1,45</b>	<b>1,00</b>
1,5	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>
2	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>

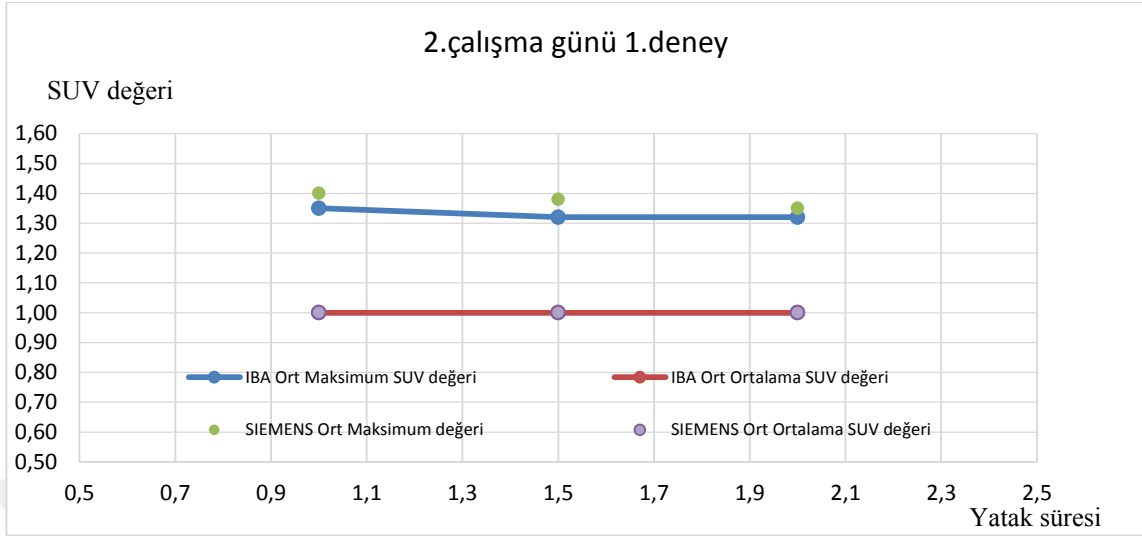


**Şekil 4.39.** 1. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

İkinci çalışma günü 15. dakika sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.41.** 2. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>2. çalışma günü 1. deney</b>				
<b>15. dk. sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
<b>PET yatak çekim Süresi (dk)</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>	<b>1,40</b>	<b>1,00</b>
1,5	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,38</b>	<b>1,00</b>
2	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>

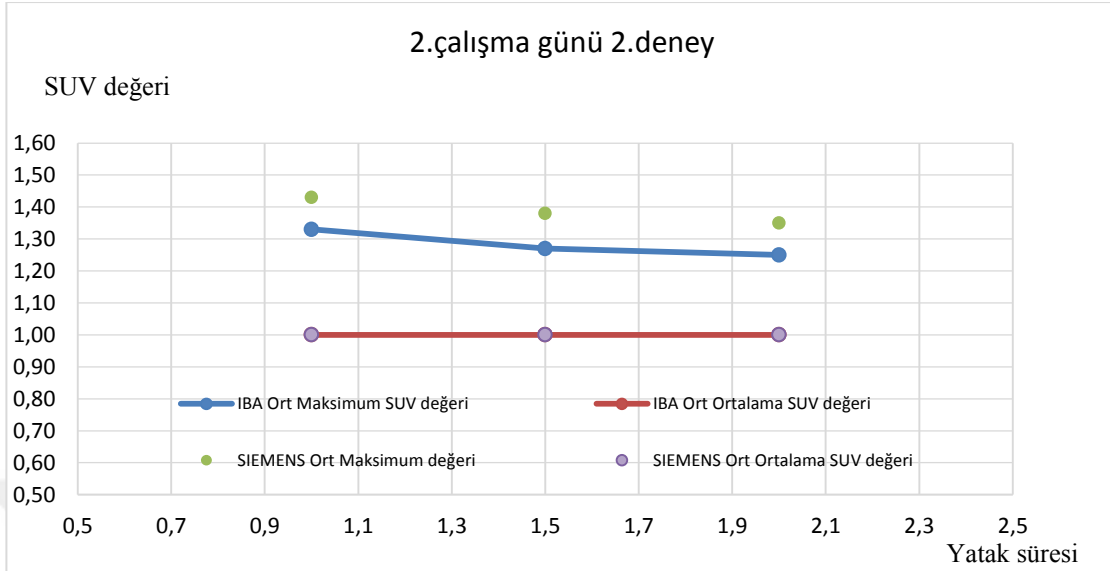


**Şekil 4.40.** 2. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

İkinci çalışma günü 1. saat sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.42.** 2. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>2. çalışma günü 2. deney</b>				
<b>1. saat sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
<b>PET yatak çekim Süresi (dk)</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>	<b>1,43</b>	<b>1,00</b>
1,5	<b>1,27</b>	<b>1,00</b>	<b>1,38</b>	<b>1,00</b>
2	<b>1,25</b>	<b>1,00</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>



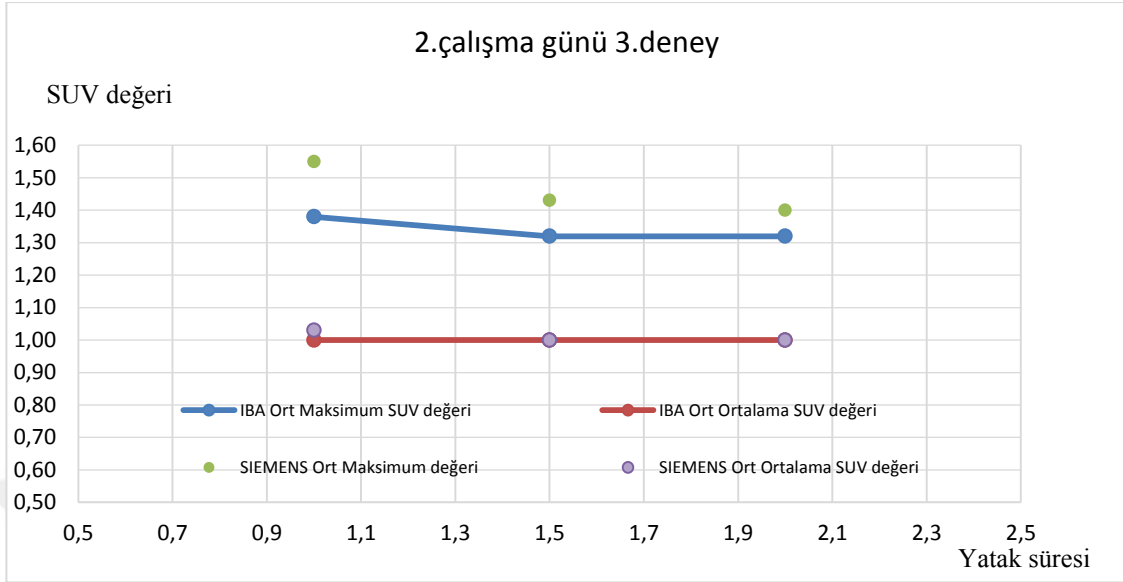
**Şekil 4.41.** 2. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

İkinci çalışma günü 2. saat sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.43.** 2. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>2. çalışma günü 3. deney</b>				
<b>2. saat sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
PET yatak çekim Süresi (dk)	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,38</b>	<b>1,00</b>	<b>1,55</b>	<b>1,03</b>
1,5	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,43</b>	<b>1,00</b>
2	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,40</b>	<b>1,00</b>



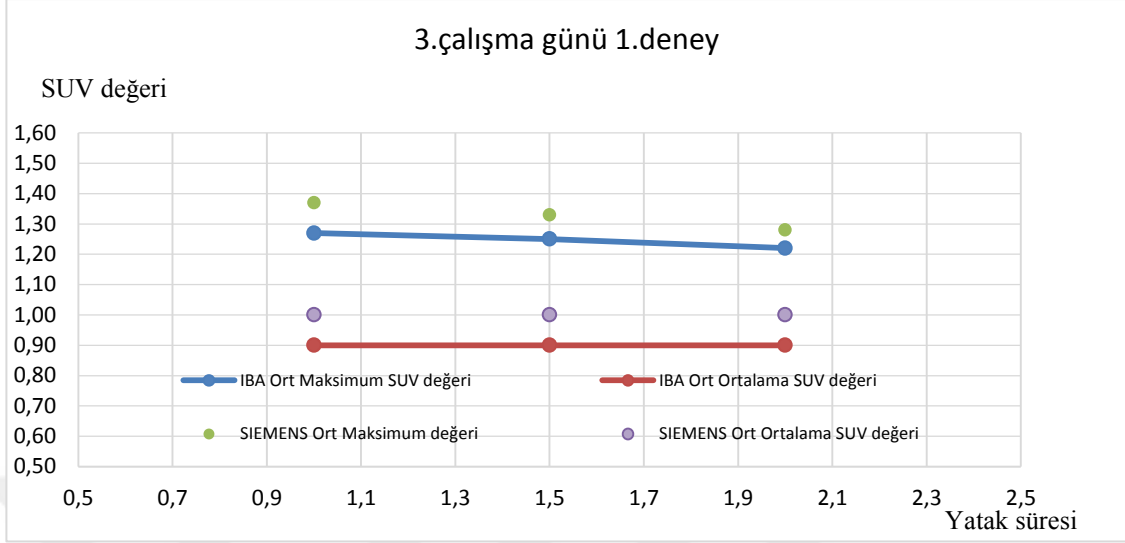


**Şekil 4.42.** 2. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

Üçüncü çalışma günü 15. dakika sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.44.** 3. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>3. çalışma günü 1. deney</b>				
<b>15. dk. sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
<b>PET yatak çekim Süresi (dk)</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,27</b>	<b>0,90</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>
1,5	<b>1,25</b>	<b>0,90</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>
2	<b>1,22</b>	<b>0,90</b>	<b>1,28</b>	<b>1,00</b>

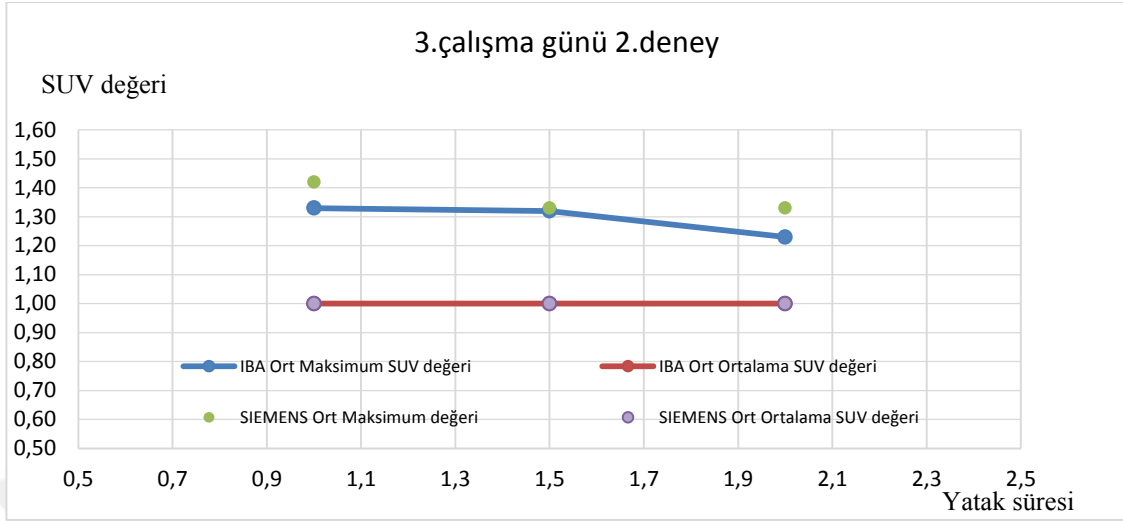


**Şekil 4.43.** 3. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

Üçüncü çalışma günü 1. saat sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.45.** 3. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>3. çalışma günü 2. deney</b>				
<b>1. saat sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
PET yatak çekim Süresi (dk)	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>
1,5	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>
2	<b>1,23</b>	<b>1,00</b>	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>

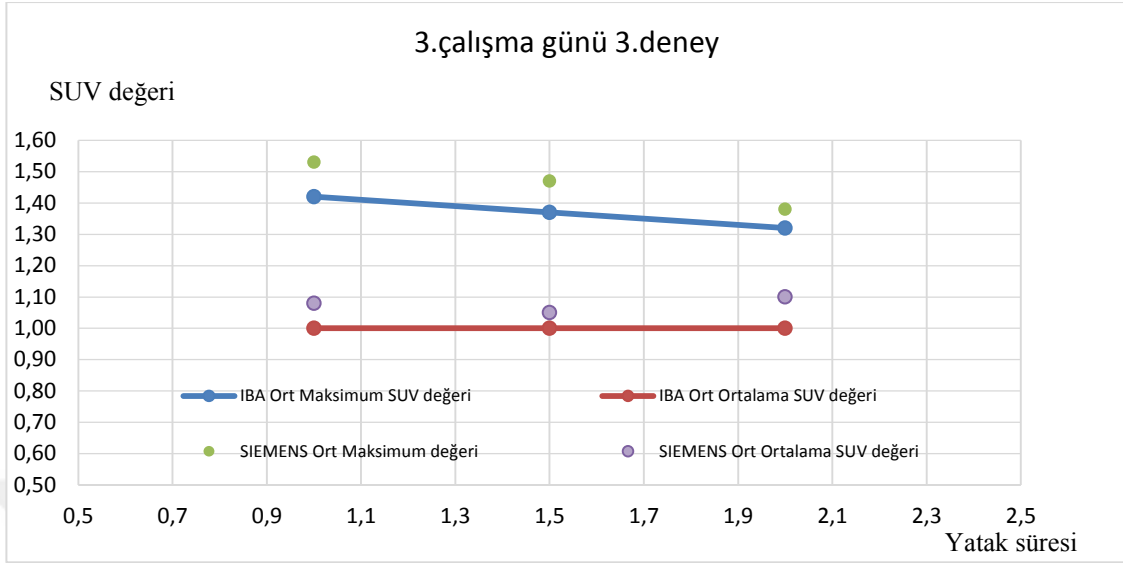


**Şekil 4.44.** 3. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

Üçüncü çalışma günü 2. saat sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.46.** 3. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>3. çalışma günü 3. deney</b>				
<b>2. saat sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
<b>PET yatak çekim Süresi (dk)</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>	<b>1,53</b>	<b>1,08</b>
1,5	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>	<b>1,47</b>	<b>1,05</b>
2	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,38</b>	<b>1,10</b>

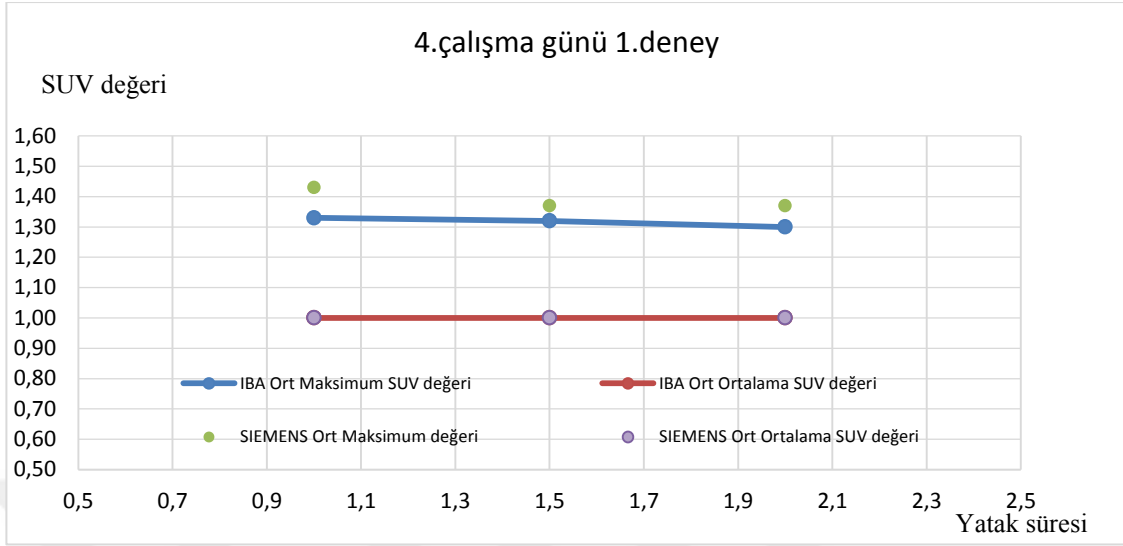


**Şekil 4.45.** 3. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.' lık görüntülemelerin ortalaması.

Dördüncü çalışma günü 15. dakika sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.47.** 4. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dak.' lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>4. çalışma günü 1. deney</b>				
<b>15. dk. sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
PET yatak çekim Süresi (dk)	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>	<b>1,43</b>	<b>1,00</b>
1,5	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>
2	<b>1,30</b>	<b>1,00</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>

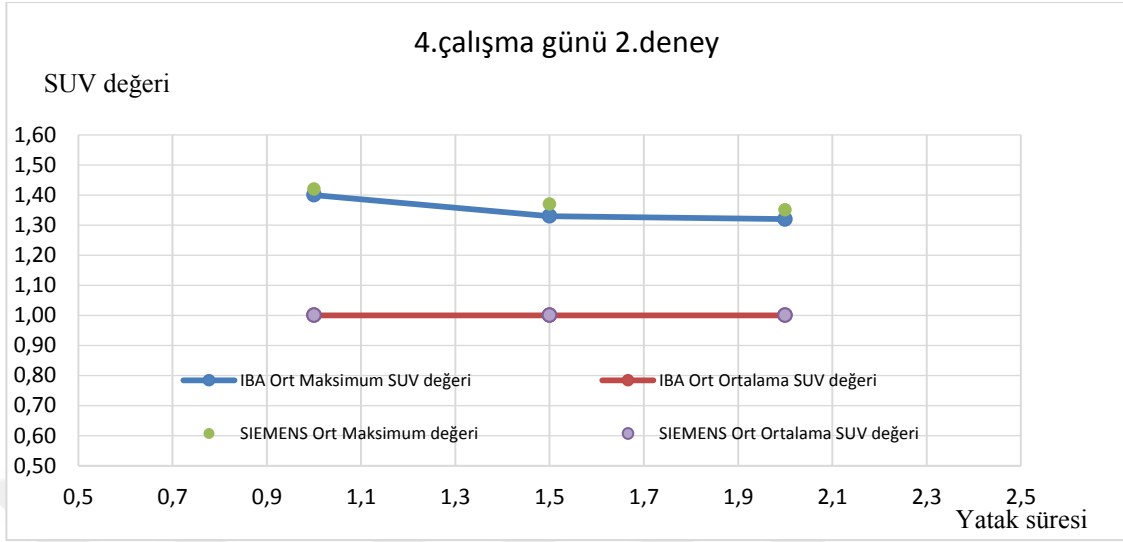


**Şekil 4.46.** 4. çalışma günü 15. dakika sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

Dördüncü çalışma günü 1. saat sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.48.** 4. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>4. çalışma günü 2. deney</b>				
<b>1. saat sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
PET yatak çekim Süresi (dk)	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,40</b>	<b>1,00</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>
1,5	<b>1,33</b>	<b>1,00</b>	<b>1,37</b>	<b>1,00</b>
2	<b>1,32</b>	<b>1,00</b>	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>

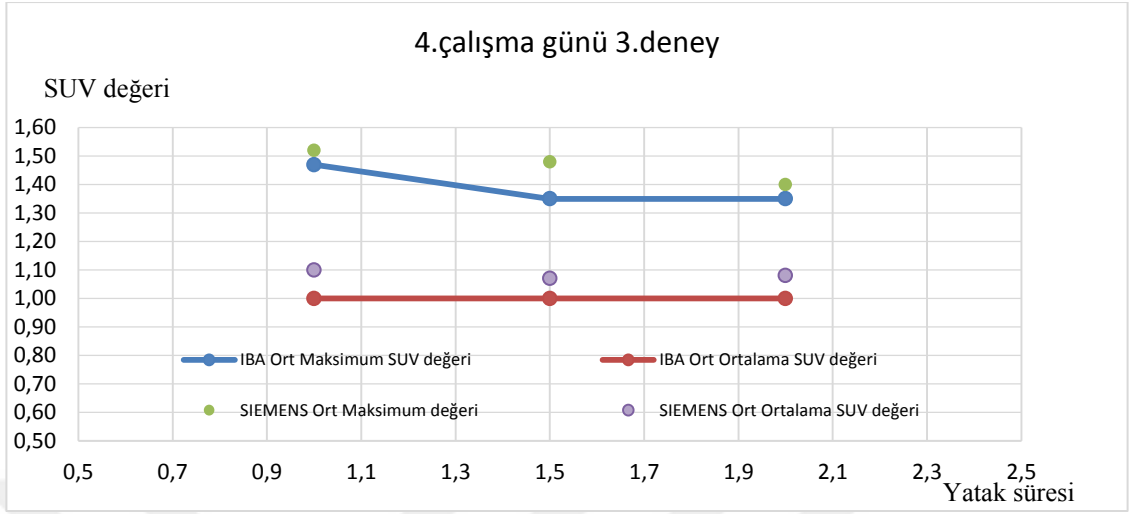


**Şekil 4.47.** 4. çalışma günü 1. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

Dördüncü çalışma günü 2. saat sonunda yapılan deneyde, IBA Cyclone KIUBE ve Siemens Eclipse HP model siklotronlar için su fantomu görüntü kesitlerinden elde edilen 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ortalama SUV ve maksimum SUV değerlerinin ortalamaları aşağıdaki tabloda kaydedilmiştir. Tablodan yola çıkarak grafiği aşağıda çizilmiştir. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaların bekleme süreleri aynı olmalıdır.

**Tablo 4.49.** 4. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

<b>4. çalışma günü 3. deney</b>				
<b>2. saat sonu</b>				
	<b>IBA Ort</b>	<b>IBA Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>	<b>SIEMENS Ort</b>
<b>PET yatak çekim Süresi (dk)</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>	<b>Maksimum SUV değeri</b>	<b>Ortalama SUV değeri</b>
1	<b>1,47</b>	<b>1,00</b>	<b>1,52</b>	<b>1,10</b>
1,5	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>	<b>1,48</b>	<b>1,07</b>
2	<b>1,35</b>	<b>1,00</b>	<b>1,40</b>	<b>1,08</b>



**Şekil 4.48.** 4. çalışma günü 2. saat sonu PET yatak süresi 1, 1,5 ve 2 dk.'lık görüntülemelerin ortalaması.

## 5. TARTIŞMA

PET-BT hibrit teknolojisi tümör tanısı, evrelendirilmesi, prognozu, tedaviye yanıtının değerlendirilmesinin yanısıra radyoterapi planlamada da kullanılmakta olan sistemlerdir. PET-BT cihazları PET teknolojisi ile hastalık hakkında metabolik bilgi sağlarken BT teknolojisi ile anatomik bilgi edinilmesinde rol almaktadır. PET-BT cihazlarında görüntüleme yapabilmek için hastalarda kullanılan en yaygın radyofarmasotik ajan  $F^{18}$  FDG' dir (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4315529/>, Erişim tarihi: 06 Mayıs 2019).

$F^{18}$  FDG radyofarmasotik üretimi çeşitli firmaların farklı marka ve model siklotronları ile gerçekleştirilmektedir. Bu siklotronlarda günlük üretilen  $F^{18}$  FDG sağlık merkezlerine ulaştırılmaktadır.

Bu çalışmada PET-BT cihazında iki farklı siklotronda üretilmiş  $F^{18}$  FDG (Fluorodeoksiglukoz) radyofarmasotik ürünü kullanarak SUV değeri karşılaştırıldı.

Uluslararası Atom Enerjisi Kurumunun radyonüklid üreten siklotronların olduğu tesisler ile ilgili yayınında;  $F^{18}$  FDG imalatı için üç süreç gerektirir: siklotronun [ $^{18}F$ ] fluorür üretimi bu da proton demetinin enerjisi ve akımına bağlıdır,  $F^{18}$  FDG'nin radyokimyasal sentezi-dağıtımı ve son olarak da kalite değerlendirmesi sayılmaktadır. PET görüntülemenin aşırı talebi sonucu, tecrübeli insanlar kolayca bulunamaz hale gelmiştir. (IAEA RADIOISOTOPES AND RADIOPHARMACEUTICALS SERIES No. 3, Cyclotron Produced Radionuclides: Guidance on Facility Design and Production of [ $^{18}F$ ]Fluorodeoxyglucose (FDG), Vienna, 2012).

$F^{18}$  FDG, elektrofilik fluorinasyon ya da nükleofilik fluorinasyon reaksiyonu ile sentezlenebilir. Prekürsör olarak mannoz triflat ve Kryptofix veya tetrabutylamonyum tuzları (TBA) kullanılan nükleofilik fluorinasyon, daha yüksek verim ve daha kısa tepki süresi nedeniyle yaygın olarak kullanılır.  $F^{18}$  FDG ürününün radyonüklid saflığını belirlemek için iki yöntemin gama spektrumunu ve yarı ömrü ölçmenin kullanılması gerekir. Yarı ömrün ölçümü yalnızca  $^{18}F$  varlığını onaylayabilir ancak saflık yüzdesini açıklamaz. Daha kesin yöntem,  $^{18}F$  yarı ömrünü ölçüp sonra da çok kanallı bir analizörle



bir gama spektrumu elde etmektir.  $F^{18}$  FDG' nin bu testin tamamlanmasından sonra klinik kullanımına izin verir. Ancak bazıları bu işlemin hasta için çok önemli olmadığı ve bir radyonüklidik saflık tespiti gerekliliğinin bulunmadığı düşünmektedirler. Aslında birçok laboratuvar  $F^{18}$  FDG'nin yalnız yarı ömrü ölçümü  $F^{18}$  FDG ürünlerinin piyasaya sürmektedirler (Yu, 2006).

$F^{18}$  FDG radyofarmasotiği üreten firmaların yıllar arasında ürünlerinin kalitesini farklı açılarla iyileştirdikleri Ludovit Gaspar (2016) tarafından yayınlanmaktadır. Kullanıcı olarak klinik düzeyde kalite kontrollerin de yapılması önerilmektedir.  $F^{18}$  FDG ürününü üreten firmaların ürün geliştirme ile beraber kalite testlerini de konu alan bilimsel çalışmaları mevcuttur. Farklı sentez yöntemlerinin dokuz yıllık deneyim süresince irdelenmiş ve son üretim hattı ve ona ilişkin kalite kontrol prosedürlerini açıklamaktadır. Alkali hidroliz kullanarak TRACERLab MXFDG sentezleyicisi (GE Health, ABD), Cyclone 18/9 makinesi (IBA Belçika), yarı otomatik FDG üretim hattı, dağıtım robotu birimi (Tema Sinergie, İtalya) ile "A" izolatörü ve otomatik kontrol sistemi GAMP5 altında (eksi 2, Slovakya) iyi üretim uygulamasına ve tam zamanında  $F^{18}$  FDG radyofarmasötiklerin teslim edilmesine tam uyumlu, son derece güvenilir aseptik üretim hattı olarak değerlendirildi. Bu sistemler ile  $^{18}F$  sabit verimli ve çok yüksek radyoaktif saflıkta alınır (Gaspar, 2016).

$F^{18}$  FDG ürününün kalite kontrolü Radyokimyasal Saflık (RCP), pH için kabul aralığı (4.5-7.5) ve Artık Çözücü İçeriği olarak genel kimyasal testlere tabii dir (Long ve ark., 2013).

Yukarıda bahsedilen yapılmış çalışmalarda SUV değerini çeşitli parametrelerin etki ettiği görülmüştür. Yaptığımız çalışmada farklı tesislerde bulunan siklotronlarda üretilen  $F^{18}$  FDG' nin klinik düzeyde karşılaştırıldığında aşağıdaki tablolar oluşturulmuştur. Bu tablolardan yola çıkarak grafikleri çizilmiştir.

Bu çalışmada öncelikli olarak PET-BT cihazının SUV Validasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.  $F^{18}$  FDG ile yapılan bu işlem sonucunda elde edilen ortalama SUV değerleri cihazın standart aralığı olan [0,9 SUV - 1,1 SUV] arasında olduğu gözlemlenmiştir.

Birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü gün hasta temelli önerilen kalite kontrol deneyleri yapılmış olup elde edilen SUV ölçümlerine ait değerler incelendi. IBA Cyclone Kiube ve Siemens Eclipse HP siklotronlarından elde edilen  $F^{18}$  FDG' nin kullanımı ile bulunan ortalama SUV ve maksimum SUV dataları arasında yüzde farklar olduğu gözlemlendi. Yüzde farklar olmasına rağmen her iki siklotrondan elde edilen ürünün de SUV validasyonun standart SUV değer aralığında olduğu tespit edildi. Hastayı göz önünde bulundurarak yapmış olduğumuz karşılaştırmada iki farklı  $F^{18}$  FDG ürün arasında SUV malignite düzeyleri açısından etken olmadığını gözlemlendi.

Bölüm 4.3.' te yapılan çalışmada bütün günlerde 15. dakika sonu yapılan deneylerde PET yatak süresi 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakika' dan alınan görüntülerin SUV değerleri karşılaştırıldı. SUV değeri – PET yatak süresi grafikleri çizildi. Grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaları bekleme süreleri aynı olmalıdır. IBA Cyclone Kiube ve Siemens Eclipse HP' nin ürünleri olan  $F^{18}$  FDG' lerin ortalama SUV değerleri PET SUV Validasyon' un ortalama SUV değer aralığındadır.

PET-BT cihazında su fantomunun 15. dakika, 1. saat ve 2. saat sonunda PET yatak süresi 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakika olarak alınan görüntülerin yatak sürelerine göre sınıflandırılarak ortalama SUV değerleri bulunmuş ve tablo haline getirilmiştir. 1 dakikalık görüntülerin SUV değerleri ortalamaları, 1,5 dakikalık görüntülerin SUV değerleri ortalamaları ve 2 dakikalık görüntülerin SUV değerleri ortalamaları; 15. dakika, 1. saat, ve 2. saat sonu için ayrı ayrı belirlenmiş ve “ Yatak süresine göre SUV veri grafikleri ” çizilmiştir.

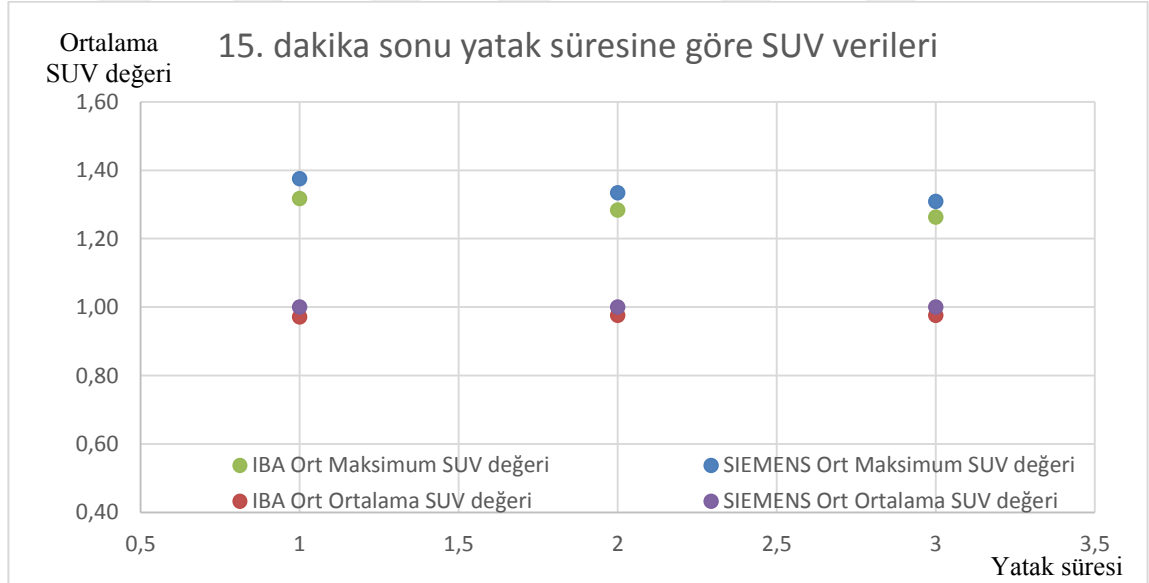
Bütün çalışma günlerinde 15. dakika sonunda alınmış olan PET yatak süresi 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ölçümlerin ortalamaları alınarak tablo olarak kaydedilmiştir. Bu tablo ve tablo üzerinden çizilen grafik aşağıda verilmiştir. Grafik üzerinden  $SUV_{ort}$  ortalamalarında görünen 15. dakika sonundaki etkinin maksimum SUV için 1,26 ile 1,38 arasında ve ortalama SUV için ise 0,97 ile 1,00 arasındaki

değerlerde olduğu görülmektedir. Buradan yola çıkarak hasta bekleme süresinin 15 dakikanın üzerinde olması tavsiye edilebilmektedir.

Su fantomuna F<sup>18</sup> FDG katılmasına takiben 15 dakika sonra PET/BT cihazında yapılan deneylerde PET yatak sürelerinin değiştirilmesi ile elde edilen SUV' ların ortalamaları PET/BT validasyon ortalama SUV aralığı olan [0,9 SUV- 1,1 SUV] içinde kalmaktadır.

**Tablo 5.1.** 15. dakika sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri.

15. dk. sonu				
PET yatak çekim Süresi (dk)	IBA Ort	IBA Ort	SIEMENS Ort	SIEMENS Ort
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
Ort 1	1,32	0,97	1,38	1,00
Ort 1,5	1,28	0,98	1,33	1,00
Ort 2	1,26	0,98	1,31	1,00



**Şekil 5.1.** 15. dakika sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri grafiği.

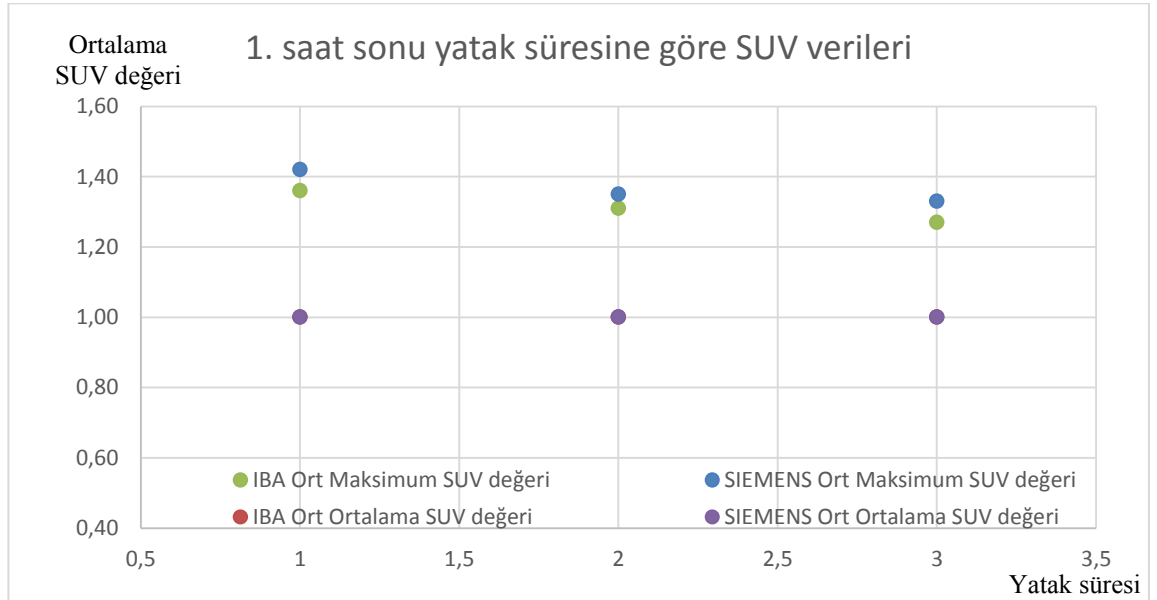
Bütün çalışma günlerinde 1. saat sonunda alınmış olan PET yatak süresi 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ölçümlerin ortalamaları alınarak tablo olarak kaydedilmiştir. Bu tablo ve tablo üzerinden çizilen grafik aşağıda verilmiştir. Grafik üzerinden SUV<sub>ort</sub> ortalamalarında görünen 1. saat sonundaki etkinin maksimum SUV değeri için

1,27 ile 1,42 arasında olmasına rağmen her iki siklotron ürününün ortalama SUV değerinin 1,00 olduğu görülmektedir. Buradan yola çıkarak hasta bekleme süresinin 1 saat olması tavsiye edilebilmektedir.

Su fantomuna F<sup>18</sup> FDG katılmasına takiben 1 saat sonra PET-BT cihazında yapılan deneylerde PET yatak sürelerinin değiştirilmesi ile elde edilen SUV' ların ortalamaları PET-BT validasyon ortalama SUV aralığı olan [0,9 SUV - 1,1 SUV] içinde kalmaktadır.

**Tablo 5.2.** 1. saat sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri.

1. saat sonu				
PET yatak çekim Süresi (dk)	IBA Ort	IBA Ort	SIEMENS Ort	SIEMENS Ort
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
Ort 1	1,36	1,00	1,42	1,00
Ort 1,5	1,31	1,00	1,35	1,00
Ort 2	1,27	1,00	1,33	1,00



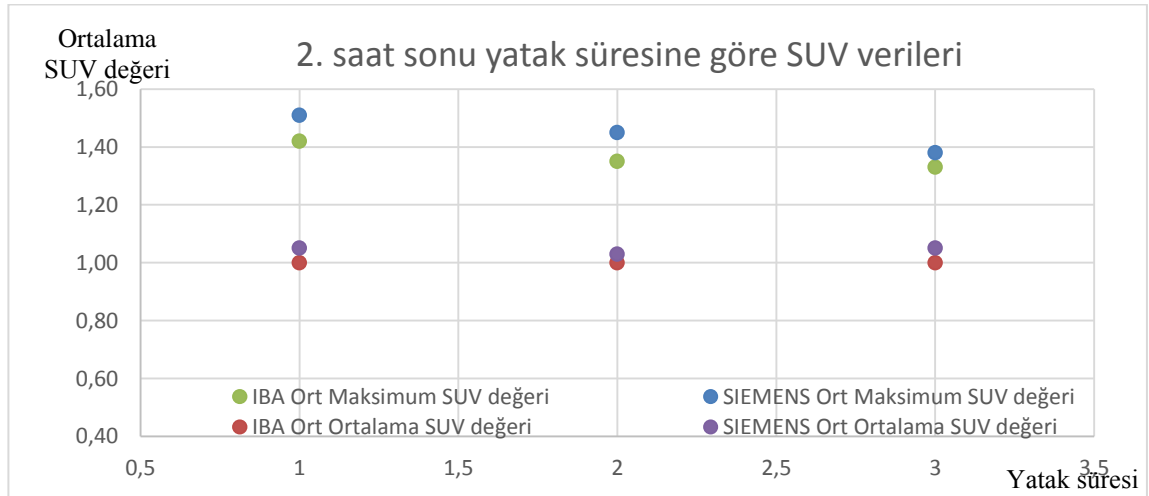
**Şekil 5.2.** 1. saat sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri grafiği.

Bütün çalışma günlerinde 2. saat sonunda alınmış olan PET yatak süresi 1 dakika, 1,5 dakika ve 2 dakikalık ölçümlerin ortalamaları alınarak tablo olarak kaydedilmiştir. Bu tablo ve tablo üzerinden çizilen grafik aşağıda verilmiştir. Grafik üzerinden  $SUV_{ort}$  ortalamalarında görünen 2. saat sonundaki etkinin maksimum SUV için 1,33 ile 1,51 arasında ve ortalama SUV için ise 1,00 ile 1,05 arasındaki değerlerde olduğu görülmektedir. Buradan yola çıkarak hasta bekleme süresinin 2 saatin altında olması gerektiği önerilmektedir.

Su fantomuna  $F^{18}$  FDG katılmasına takiben 15 dakika sonra PET-BT cihazında yapılan deneylerde PET yatak sürelerinin değiştirilmesi ile elde edilen SUV'ların ortalamaları PET-BT validasyon ortalama SUV aralığı olan [0,9 SUV - 1,1 SUV] içinde kalmaktadır.

**Tablo 5.3.** 2. saat sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri.

2. saat sonu				
PET yatak çekim Süresi (dk)	IBA Ort	IBA Ort	SIEMENS Ort	SIEMENS Ort
	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri	Maksimum SUV değeri	Ortalama SUV değeri
Ort 1	1,42	1,00	1,51	1,05
Ort 1,5	1,35	1,00	1,45	1,03
Ort 2	1,33	1,00	1,38	1,05



**Şekil 5.3.** 2. saat sonu yatak süresine göre ortalama SUV değerleri grafiği.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada PET-BT cihazı üreticisi firmanın önermiş olduğu kalite kontrol prosedürleri uygulandığında iki farklı  $F^{18}$  FDG ürününün birbiri ile aynı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Hastayı göz önünde bulundurarak yapmış olduğumuz karşılaştırmada iki farklı  $F^{18}$  FDG ürün arasında SUV malignite düzeyleri açısından etken olmadığı gözlemlendi. Bu çalışmada önerilen çok basamaklı kalite kontrol işlemlerinde siklotronlar arasında hastanın SUV değerlerini etkileyecek farklılıklar gözlemlenmedi. Bölüm 4.3.' te yapılan çalışmada bütün günlerde grafikte SUV değerlerinde düşme davranışı görülmektedir. Aynı miktar aktivite kullanarak yapılan bu çalışmada grafiklerde görünen düşüşler radyoaktivitenin zamana bağlı azalmasıdır ve bu düşüşler iki radyonüklid için birbirine benzemektedir. Buradan yola çıkarak iki radyonüklid için hastaları bekleme süreleri aynı olmalıdır. Tez çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulardan yola çıkarak hasta bekleme süresi için 15 dakika ve 2 saatin uygun olmayacağı fakat 1 saatlik bekleme süresinin her iki siklotron ürünü  $F^{18}$  FDG için uygun olacağı tavsiye edilebilmektedir.

PET-BT cihazında görüntüleme amaçlı radyofarmasötik ürünün kullanımında, görüntü değerlendirmesinde doğrulama ve kalibrasyon açısından genel ve özel protokollerin oluşturmasında yararlı olacaktır. Böylece farklı radyofarmasötik ürünlerin kullanılmasında ise karşılaştırma kriterleri daha objektif bir niteliğe dayandırılmış olacaktır. Bilimsel yayın olarak da değerlendirilecektir.

## KAYNAKLAR

Alavi A., Lin E.C., PET and PET/CT A Clinical Guide Çeviren: Başoğlu T., Mavi A. PET ve PET/BT 2. basım, Habitat Yayıncılık, İstanbul, 2011; s:3-22.

Aşçıoğlu M.Ş., Testis Kanserli Hastalarda F-18 FDG PET/BT' nin Hasta Yönetimine Olan Etkisi: Hesaplanan Standart Uptake Değerinin(SUV) Histopatoloji, Hastalağın Evresi, Serum Tümör Belirteçleri ile İlişkinin Değerlendirilmesi. DEÜ Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, 2013, İzmir (Danışman: H Durak).

Bergman T.L., Dewitt D.P., Incropera F.P., Lavine A.S., Fundamentals of Heat and Mass Transfer, 2011; p:8-12.

Chen G.T.Y., Pelizzari C.A., Rietzel E.R.M., Editors: Khan, F.M., Treatment Planning in Radiation Oncology, 2007; p:4-5.

Demir B., Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Detektörlerinin Vücut Fantomunda Duyarlılık Analizi. İ.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2007, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. G Akdeniz, M Demir).

Demir M. Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları 2.basım Bayrak Ofset Mabaacılık Ltd.Şti., Ankara, 2008; s:10-21, s:68-95, s:167-187.

Demir M., "Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Fiziği", İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı , İstanbul , 2015.

Demir M., Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Fiziği, Toraks Cerrahisi Bülteni 2015; 6: 146-53.

Extended Brilliance Workspace V4.0.3.5 EBW-NM 1.0 P Koninklijke Philips Electronics N.V 2004 , Philips Medical Systems Nederland 2009.

Fahey F.M., Data Acquisition in PET Imaging, Journals Nuclear Medicine Technology, 2002; 30:39-49.

Gaspar L., Am J Nucl Med Mol Imaging. 2016; 6(3):154-165.

Gemini TF ve Gemini LXL Sistem Bilgileri Manual, Koninklijke Philips Electronics N.V. Philips Medical Systems (Cleveland) Inc. 2009; Bölüm:6.11.

Gemini TF, TF Ready, LXL, and TruFlight Select PET/CT, Service Calibration Technical Manual Revision L, Koninklijke Philips Electronics N.V. Philips Medical Systems Inc., 2012; p:14-202.

Gündoğdu E.A., Özgenç E., Ekinci M., Özdemir D.İ., Aşıkoglu M., Nükleer Tıpta Görüntüleme ve Tedavide Kullanılan Radyofarmasötikler. Türkiye Klinikleri Literatür Eczacılık Bilimleri. İzmir; 2018, Cilt:7. Sayı:1:3.

IAEA RADIOISOTOPES AND RADIOPHARMACEUTICALS SERIES No. 3, Cyclotron Produced Radionuclides: Guidance on Facility Design and Production of [18F]Fluorodeoxyglucose (FDG), Vienna, 2012.

Iwamoto R.R., Haas M.L., Gosselin T.C., Manual for Radiation Oncology Nursing Practice and Education. Pittsburgh; 2012, p:18-19.

Martin J.E., Physics for Radiation Protection Çeviren:Bölükdemir M.H., Koç K., Tanır A.G., Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği 2.Basım, Palme Yayıncılık, Ankara; 2013, s:305-315.

Milli Eğitim Bakanlığı, Radyonükleid Görüntüleme Cihazları. Ankara; 2011, s:18-22.

Long J.L., Jacobson M.S., Hung J.C., Journal of Nuclear Medicine Technology, 2013; Vol. 41, No:1.

Townsend D.W., Positron Emission Tomography/Computed Tomography, 2008; p:155-163.

Pant G.S., Basic Physics and Radiation Safety In Nuclear Medicine. 1 st. Ed. New Delhi; 2008, p:259-271.

Philips Release 3.5.2.1 , Operation Manual , Koninklijke Philips Electronics N.V., 2010.



Ünal P., Sağlık Bilimlerinde Nükleer Uygulamalar X. Ulusal Nükleer Bilimler ve Teknolojileri Kongresi, İzmir, 2009, s:11-26.

Wahl R.L., Principles and Practice of PET and PET/CT Çeviren: Caner B., Uğur Ö., Bozkurt M.F. PET ve PET/BT Prensipler ve Uygulamalar. 2. Basım, Öncü Basımevi, Ankara; 2011, s: 1-30.

Wegener OH., Whole Body Computed Tomography., Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992.

Yeddes I., Bahloul A., Meddeb I., Ben Ghachom T., Mhiri A., Slim I., Ben Simene M. Single Photon Emission Computed Tomography/ Computed Tomography (SPECT/CT) of the Skull in Necrotizing Otitis Externa: Comparison with Planar Bone Scintigraphy, SPECT and CT. Journal of Otolaryngology. 2017, vol:6:1.

Yu S., Review of F-FDG Synthesis and Quality Control. Biomed Imaging Interv J., 2006; 2(4): 57.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Mahmut	<b>Uyruğu</b>	T.C.
<b>Soyadı</b>	ERCAN	<b>Tel no</b>	+90 5359877701
<b>Doğum tarihi</b>	02.08.1982	<b>e-posta</b>	mahmut__ercan@hotmail.com

### Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
<b>Lise</b>	Şanlıurfa Lisesi	1999
<b>Lisans</b>	Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü	2010
<b>Yüksek Lisans</b>	Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi ABD Radyoterapi Fizigi	2019
<b>Doktora</b>	--	--

### İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
<b>Tekniker</b>	Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi PET-BT Ünitesi	2012-Devam ediyor.
<b>Tekniker</b>	Antalya Medstar Yıldız Hastanesi Nükleer Tıp Ünitesi	2012-2012
<b>Tekniker</b>	Antalya İnterlab Laboratuvarlar Grubu Nükleer Tıp Ünitesi	2009-2010

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı

### Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Pozitron Emisyon Tomografisi cihazında iki farklı Fluorodeoksiglukoz radyofarmasotik ürünü kullanarak SUV değerlerinin karşılaştırılması.	BİANCO Sağlık Ürünleri Tic.Paz.San.Ltd.Şti.	2018

### Burslar-Ödüller:

### Yayınlar ve Bildiriler: