

**T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Ali SARIKAYA  
2. Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Mustafa DEMİR

**NÜKLEER TIP SAYIM VE GÖRÜNTÜLEME  
SİSTEMLERİNİN RUTİN KALİTE KONTROL  
TESTLERİNİN STANDARTLARA GÖRE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

( Yüksek Lisans Tezi )

**MEHMET KAHRAMAN**

**Referans no: 10586568**

**EDİRNE-2024**

**T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Ali SARIKAYA  
2. Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Mustafa DEMİR

**NÜKLEER TIP SAYIM VE GÖRÜNTÜLEME  
SİSTEMLERİNİN RUTİN KALİTE KONTROL  
TESTLERİNİN STANDARTLARA GÖRE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

( Yüksek Lisans Tezi )

**MEHMET KAHRAMAN**

**Destekleyen Kurum:**

**EDİRNE-2024**

# İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	1
ETİK BEYAN .....	2
İTHAF .....	3
TEŞEKKÜR.....	4
SİMGE VE KISALTMALAR .....	5
ÖZET.....	7
ABSTRACT .....	8
1. GİRİŞ VE AMAÇ .....	9
2. GENEL BİLGİLER.....	10
2.1. Tanı ve Tedavide Nükleer Tıp Uygulamaları.....	10
2.2. Nükleer Tıp Sayım ve Görüntüleme Cihazları.....	11
2.2.1. Doz Kalibratörü .....	11
2.2.2. Tiroit Uptake Prob ve Gama Sayıcı .....	12
2.2.3. SPECT/BT .....	12
2.2.4. PET/BT .....	13
2.3. Nükleer Tıp Sayım ve Görüntüleme Teknikleri.....	14
2.3.1. Sintigrafik Görüntüleme Çeşitleri.....	16
2.3.2. Sayım ve Görüntüleme Kullarılan Temel Materyaller .....	19
2.4. Nükleer Tıp Cihazlarının Kalite Kontrol Testleri.....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER .....	22
3.1. TİTCK KILAVUZU.....	22
3.1.1. Doz Kalibratörleri .....	22
3.1.2. Tiroit uptake Prob ve Gama Sayıcı.....	24
3.1.3. SPECT Gama Kamera .....	26
3.1.4. PET/BT .....	36
3.2. Tez Çalışması.....	40
3.2.1. Doz Kalibratörleri Kalite Kontrol Testleri.....	40
3.2.2. Tiroit Uptake Prob ve Gama Sayıcıların Kalite Kontrol Testleri.....	41
3.2.3. SPECT Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri .....	42
3.2.4. PET/BT'lerin Kalite Kontrol Testleri .....	46
4. BULGULAR.....	49

<b>4.1. Doz Kalibratörleri Kalite Kontrol Testleri.....</b>	<b>49</b>
4.1.1. Kontrol Kaynağı Cevabı (Stability) .....	49
4.1.2. Doğrusallık (Linearity) .....	49
4.1.3. Geometrik .....	51
4.1.4. Kesinlik ve Doğruluk .....	52
<b>4.2. Tiroit Uptake Prob ve Gama Sayıcıların Kalite Kontrol Testleri .....</b>	<b>54</b>
4.2.1. Ki-Kare .....	54
<b>4.3. SPECT Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri .....</b>	<b>55</b>
4.3.1. Puls Yükseklik Analizörü (PYA) Penceresinin Merkezlenmesi .....	55
4.3.2. İçsel (Intrinsic) veya Sistem (Extrinsic) Homojenite – Günlük (Düşük Sayım) .....	56
4.3.3. İçsel (intrinsic) veya Sistem (extrinsic) Uzaysal Ayırma Gücü ve Doğrusallık (Rutin Metot).....	58
4.3.4. Sistem (Extrinsic) Planar Hassasiyeti .....	58
4.3.5. Tomografik Homojenite .....	59
4.3.6. Toplam Sistem Performansı .....	60
<b>4.4. PET/BT’lerin Kalite Kontrol Testleri.....</b>	<b>60</b>
4.4.1. Rutin Görüntü Kalitesi.....	60
4.4.2. Normalizasyon .....	62
4.4.3. <sup>68</sup> Ge Çubuk (Çakışma) Testi.....	62
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>64</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>67</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>I</b>
<b>BENZERLİK RAPORU .....</b>	<b>II</b>

## ETİK BEYAN

“Nükleer tıp sayım ve görüntüleme sistemlerinin rutin kalite kontrol testlerinin standartlara göre değerlendirilmesi” adlı bana ait olan tez çalışmamın bütün aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bütün verileri ve bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, verilerde ve sonuçlarda herhangi bir tahrifat yapmadığımı, tezimin yazımında yapay zeka yazılımları kullanmadığımı, diğer kaynaklardan elde ettiğim bilgi ve yorumlara tezimde uygun şekilde kaynak gösterdiğimi ve kaynaklar bölümünde yer verdiğimi, patent ve telif haklarımı ihlal edici herhangi bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Mehmet KAHRAMAN

İmza

## İTHAF

“Anneme, Babama ve Yol Arkadaşıma” ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Bu çalıőmamda bana yol gösterici olan Prof. Dr. Ali SARIKAYA' ya ve sayesinde tanışıp bu çalışmamın baőından sonuna kadar büyük emekleri olan baőta Prof. Dr. Mustafa DEMİR hocama, Dr. Öđr. Gör. Nami YEYİN hocama ve Fizikçi Sinem AKYOL' a olmak üzere Trakya Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Baőkanlıđındaki değerli hocalarım ve Sağlık Fiziği bölümüne baőladıđımdan bu yana emeğini esirgemeyen Dr. Öđr. Üyesi Őule PARLAR hocama teőekkürlerimi sunarım.



## SİMGE VE KISALTMALAR

**Ag:** Gümüş

**Bq:** Becquerel

**<sup>14</sup>C:** Karbon-14

**<sup>11</sup>C:** Karbon-11

**CFOV:** Central Field Of View (Merkezi görüş alanı)

**Ci:** Curie

**<sup>57</sup>Co:** Kobalt-57

**COR:** Center of Rotation Correction (Dönme Merkezi Düzeltmesi)

**CdS(Ag):** Kadmiyum Sülfür

**CdTe:** Kadmiyum Tellur

**CdZnTe:** Kadmiyum Çinko Tellur

**<sup>137</sup>Cs:** Sezyum-137

**cpm:** Saniyedeki parçalanma

**cps/MBq:** saniyedeki kuant / Mega Becquerel

**<sup>18</sup>F:** Flor-18

**<sup>18</sup>F-FDG:** <sup>18</sup>F-Florodeoksiglukoz

**FDA:** Food and Drog Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi)

**FWHM:** Full Width at Half Maximum (Fotopik yarı yüksekliğindeki genişlik)

**FOV:** Field Of View (Aksiyel Görüş Alanı)

**FWTM:** Full Width at Tenth Maximum (Fotopik onda bir yüksekliğindeki genişlik)

**<sup>67</sup>Ga:** Galyum-67

**<sup>68</sup>Ge:** Germanyum-68

**<sup>3</sup>H:** Hidrojen-3

**HgI<sub>2</sub>:** Civa İyadür

**<sup>131</sup>I:** İyot-131

**<sup>123</sup>I:** İyot-123

**IEC:** International Electrotechnical Commision (Uluslararası Elektrikteknik Komisyonu)

**<sup>111</sup>In:** İndiyum-111

**kcps:** Saniyedeki kilokuant

**keV:** Kilo elektron volt

**kV:** Kilovolt

**LET:** Lineer Enerji Transferi

**LOR:** Line Of Response (Eş Cevap Eğrisi)

**<sup>177</sup>Lu:** Lutesyum-177

**MBq:** Mega Becquerel

**mCi:** mili Curie

**MeV:** Mega elektron volt

**<sup>99</sup>Mo:** Molibden-99

**<sup>13</sup>N:** Azot-13

**<sup>22</sup>Na:** Sodyum-22

**NaI(Tl):** Talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür

**NEMA:** National Electrical Manufacturers Association (Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği)

**NIST:** National Institute of Standards and Technology (Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü)

**<sup>15</sup>O:** Oksijen-15

**PET/BT:** Positron Emission Tomography (Pozitron Emisyon Tomografisi) / Bilgisayarlı Tomografi

**PET IQ:** Positron Emission Tomography / Image Quality (Görüntü Kalitesi)

**PET/MR:** Positron Emission Tomography / Manyetik Rezonans

**PMT:** Photomultiplier Tubes (Foton çoğaltıcı tüp)

**ROI:** Regional Of Interest (Hedef etrafında ilgili alan)

**SPECT/BT:** Single-Photon Emission (Tek Foton Emisyon Tomografisi) / Bilgisayarlı Tomografi

**SUV:** Standard Uptake Value (Standart Uptake Değeri)

**T<sub>1/2</sub>:** Fiziksel yarılanma süresi

**<sup>99m</sup>Tc:** Teknesyum-99m

**TİTCK:** Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu

**<sup>201</sup>Tl:** Talyum-201

**TOF:** Time Of Flight (Uçuş Süresi)

**UFOV:** Useful Field Of View (Faydalı görüş alanı)

**<sup>90</sup>Y:** Yitrium-90

**ZnS(Ag):** Çinko Sülfür

**μCi:** mikro Curie

## ÖZET

“Nükleer tıp sayım ve görüntüleme sistemlerinin rutin kalite kontrol testlerinin standartlara göre değerlendirilmesi”, Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans, Edirne, 2024.

**Giriş ve Amaç:** Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz kurumu tarafından hazırlanan “Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazların Kalite Uygunluk ve Kalite Kontrol Testleri Hakkında Yönetmelik” başlıklı yönetmeliğinde yer alan Kalite Uygunluk Testlerini TİTCK tarafından yetkinlik belgesi almış firmalar tarafından ve Kalite Kontrol Testlerini ise TİTCK tarafından yetkinlik belgesi almış kurum içerisinde bulunan Medikal Fizikçi tarafından veya yetkinlik belgesi olan firmalar tarafından yapılması ön görülmüştür. Testler için referans değerleri ve yöntem bulunmakta olup testlerin yapım aşaması ve kullanılacak ekipmanlar bulunmamaktadır. Bu tez çalışmasında Nükleer Tıp kliniklerinde kullanılan görüntüleme ve sayım cihazlarının Kalite Kontrol Testlerinde kullanılması gereken ekipman ve test yapım aşamalarının anlatılması amaçlanmıştır.

**Gereç ve Yöntemler:** Çalışmamızda görüntüleme ve sayım cihazlarına özel olarak belirlenen yöntemler kullanılmış olup, doz kalibratörleri ve Tiroit Uptake Prob ve Gama Sayıcıları için IAEA TECDOC-602 kılavuzuna, SPECT Gama Kameralar için NEMA NU-1 kılavuzuna ve PET/BT için NEMA NU 2012 kılavuzları referans alınarak gerçekleştirilmiştir.

**Bulgular:** Yapılan çalışmalarda alınan sonuçlar doğrultusunda elde edilen veriler cihaz üretici firma tarafından ve TİTCK yönetmeliğinde belirtilen referans değerleri ile karşılaştırıldığında bulunan sonuçlar istenilen aralıkta olduğu gözlemlenmiştir.

**Sonuç:** Nükleer Tıp kliniklerinde kullanılan Doz Kalibratörleri, Tiroit Uptake Prob ve Gama Sayıcıları, SPECT Gama Kameralar ve PET/BT cihazlarında uygulanan Kalite Kontrol Testleri için kullanılan ekipmanlar ve testlerin yapım aşamasında izlenen yolun elde edilen sonuçlar istenilen referans değerleri içerisinde olduğu belirlenmiş ve uygulanan materyal ve metod literatür ile desteklenmektedir.

**Anahtar kelimeler:** TİTCK, nükleer tıp, kalite kontrol, radyasyon, radyofarmasötik

## ABSTRACT

“Evaluation of routine quality control tests of nuclear medicine counting and imaging systems according to standards ”, Trakya University, Institute of Health Science, Medical Physics Department, Master, Edirne, 2024.

**Background and Aim:** In the regulation titled "Regulation on Quality Compliance and Quality Control Tests of Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy Group Medical Devices" prepared by the Turkish Medicine and Medical Devices Agency, Quality Compliance Tests must be carried out by companies that have received a certificate of competence from TITCK, and Quality Control Tests must be carried out by companies that have received a certificate of competence from TITCK. It is envisaged to be carried out by a Medical Physicist within the institution that has received a certificate of competence or by companies that have a certificate of competence. There are reference values and methods for the tests, but there is no construction phase of the tests and equipment to be used. In this thesis study, it is aimed to explain the equipment and test construction stages that should be used in Quality Control Tests of imaging and counting devices used in Nuclear Medicine clinics.

**Material and Methods:** Our study used methods specifically determined for imaging and counting devices, and was carried out with reference to the IAEA TECDOC-602 guide for dose calibrators and Thyroid Uptake Probes and Gamma Counters, the NEMA NU-1 guide for SPECT Gamma Cameras, and the NEMA NU 2012 guides for PET/CT.

**Results:** When the data obtained in line with the results obtained in the studies were compared with the reference values specified by the device manufacturer and the TITCK regulation, it was observed that the results were within the desired range.

**Conclusion:** It has been determined that the results obtained from the equipment used for the Quality Control Tests applied on Dose Calibrators, Thyroid Uptake Probes and Gamma Counters, SPECT Gamma Cameras and PET/CT devices used in Nuclear Medicine clinics and the path followed during the construction phase of the tests are within the desired reference values, and the applied materials and methods are available in the literature. It is supported by.

**Keywords:** TITCK, nuclear medicine, quality control, radiation, radiopharmaceutical

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu (TİTCK) tarafından Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazların Kalite Uygunluk ve Kalite Kontrol Testleri yönetmeliği başlığı altında Nükleer Tıp Kliniklerinde uygulanması gereken Kalite Kontrol Testleri ve Kalite Uygunluk Testlerinin yapılması ve raporlanarak takibinin yapılması zorunlu hale gelmiştir. Kalite Uygunluk Testleri günümüzde NEMA Testleri olarak da bilinen Kabul (Akseptans) Testleridir. Bu testlerin TİTCK tarafından kalite uygunluk yetkisi verilmiş özel firmalar tarafından yapılması gerekmektedir. Kalite Kontrol Testleri TİTCK tarafından kalite kontrol yetkisi almış Medikal Fizikçiler tarafından yapılması istenmektedir. Kurum içerisinde yetkili Medikal Fizikçinin olmaması durumunda dışarıdan yetkili firmalar tarafından hizmet alınarak yapılması mümkündür (1).

Kalite Uygunluk ve Kalite Kontrol Testlerinin TİTCK yönetmeliğinde bulunan referanslar doğrultusunda belirtilen testlerin yapılması ve yetkili kişi veya firma tarafından onaylanması gerekmektedir. Bu testlerin yapım aşamasında uyulması ve dikkat edilmesi gereken hususlar daha sonra test sonuçların değerlendirilmesi için referans değerler bulunmaktadır. TİTCK yönetmeliğinde uygulanması gereken testler ve sonrasında alınan sonuçların değerlendirilmesi için referans değerleri bulunmakta fakat bu testlerde kullanılacak ekipmanlar ve test yapım aşaması sırasında hangi yöntemlerden yararlanılacağı belirtilmemiştir. Bu yüksek lisans tez çalışmasında TİTCK yönetmeliğinde bulunan Kalite Kontrol Testlerin neler olduğu, test aşamasında kullanılacak ekipmanlar, testlerin yapılış yöntemleri ve alınan sonuçların değerlendirme kriterleri ayrıntılı bir şekilde açıklanmıştır. Bu tezin bulgular kısmında Kalite Kontrol Testleri yapılmış, sonuçlar açıklanmış ve değerlendirme kriterlerine göre yorumlandırılmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Tanı ve Tedavide Nükleer Tıp Uygulamaları

Nükleer tıp; insan vücudunda incelenmesi istenen organ veya dokuların radyoaktif bileşikler (radyofarmasötikler) kullanılarak görüntülenmesi ve sonrasında tedavi planlamasına geçilmesini kapsayan bir bilim dalıdır. Nükleer tıp kliniklerinde uygulanan bu yöntem ile hastalık hakkında hızlı ve etkili tanı konulmasına olanak sağlanmaktadır. Yapılacak uygulamaya göre kullanılan radyofarmasötikler farklılık göstermektedir. Burada görüntü amaçlı kullanılan radyofarmasötikler ile tedavi amaçlı kullanılan radyofarmasötikler arasında enerji ve bozunma sonucu açığa çıkan radyasyon türü ayırt edici özelliktir. Görüntüleme amacıyla kullanılan radyonüklidlerde elektromanyetik karakterde düşük enerjili gama ışınından yararlanılırken tedavi amacıyla kullanılan radyonüklidlerde ise daha yüksek enerjiye sahip beta partiküllerinden yararlanılmaktadır (2).

Tanı ve tedavi amaçlı kullanılan radyofarmasötikler, kimyasal bağ ile birleştirilmiş radyonüklid ve farmasötik olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Farmasötik veya biyoaktif ajan kısmı, istenilen organda tutulumunu sağlamak için o organa uygun seçilerek radyofarmasötiğin organda yerleşimini sağlamaktadır. Radyoizotop veya radyonüklid kısmı ise seçilen farmasötiğin ilgili organda tutulumunu sağlayarak ışın yoluyla deteksiyon imkânı sağlamaktadır. Radyonüklid ve farmasötiğin kimyasal bağ ile birleştirilmesiyle radyofarmasötikler oluşturulmaktadır. Radyofarmasötiklere ilaç sınıflandırmasında yer veren Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA – Food and Drug Administration) insanlara uygulanan diğer ilaçlar gibi kalite kontrollerin yapılması yanında radyoaktiviteye bağlı kalite kontrol testlerinin (radyonüklidik ve radyokimyasal saflık, radyo işaretleme verimi ve biyodağılım gibi) yapılmasını ön görmüşlerdir (2).

Nükleer tıp kliniklerinde tanı veya tedavi amaçlı kullanılan radyofarmasötikler kolay elde edilebilirlik, efektif yarı ömür, radyasyon türü ve enerjisi, hedef organdaki tutulum ve metabolik uygunluk, radyasyon dozu ve hasta güvenliği başlıkları altında incelenerek ideal radyofarmasötik seçimi yapılmaktadır. Tanı amaçlı kullanılan radyonüklidler 100-250 keV enerji aralığında olup tek enerjili (monoenerjitik) gama ışınları kullanılmaktadır. Hali hazırda kullanılan görüntü sistemleri bu enerji aralığındaki radyonüklid için tasarlanmıştır. 100 keV'dan düşük enerjili gamalarda hedef organdan çıkıp dedektöre ulaşması sırasında

absorpsiyon sonucu kayıpları fazla olması nedeniyle deteksiyon imkânları sınırlıdır. 250 keV üstü gama ışınlarında ise NaI(Tl) dedektör kristalini delip geçmesi nedeniyle deteksiyon işlemi etkinliği düşüktür. Bu nedenler doğrultusunda tanı amaçlı kullanılan radyonüklid 150 keV ve bu enerjiye yakın radyonüklidler kullanılmaktadır.

Tanı amaçlı kullanılan radyofarmasötiklerin görüntülenecek organda maksimum tutulumu istenirken hedef dışı organlarda tutulumu istenmemektedir. Hedef organ dışı tutulumlardan gelebilecek ışınlar nedeniyle görüntü alanına girerek görüntü bozukluğuna ve hedef organın detaylı sintigrafik ayrımı zorlaşmasına neden olacaktır. <sup>99m</sup>Tc, <sup>111</sup>In ve <sup>123</sup>I radyofarmasötikleri, günümüzde tanı amaçlı yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

Tedavi amaçlı kullanılan radyonüklidlerin saf  $\beta^-$  ışını yayarak hücre yıkımı oluşturması istenmektedir. Uygulanan yüksek LET (Lineer Enerji Transferi) değerine sahip radyonüklidlerin enerjilerini etkileştikleri dokuya aktararak hasarlı dokuyu yok etmesi amaçlanır.  $\beta^-$  ışınlarının doku içerisinde ancak bir kaç milimetre veya santimetre kadar menzilleri bulunmaktadır. Bu sayede hedef dışı organlarda doz maruziyetinin düşük olmasına olanak sağlanmaktadır. Tedavi amaçlı kullanılan radyonüklidlerin ideal  $\beta^-$  enerjisinin yaklaşık 1 MeV olması istenmektedir. <sup>131</sup>I, <sup>177</sup>Lu ve <sup>90</sup>Y radyofarmasötikleri, günümüzde tedavi amaçlı yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Tanı ve tedavi amaçlı kullanılan radyonüklidlerin lokalizasyonunda yüksek sinyal/gürültü oranı tanıda görüntü kalitesinin yüksekliğini sağlarken tedavide ise tedavi etkinliğini arttırmaktadır. Tedavilerde sinyal/gürültü oranının düşük olması radyofarmasötiğin hedef organda tutulamayıp çevre organlara gitmesiyle birlikte hedef dokunun daha az doza alarak tedavi sürecinin uzamasına ayrıca çevresindeki organların daha fazla doza maruz kalmasına neden olmaktadır (6).

## 2.2. Nükleer Tıp Sayım ve Görüntüleme Cihazları

### 2.2.1. Doz Kalibratörü

Doz kalibratörleri, nükleer tıp kliniklerinde tanı veya tedavi amaçlı kullanılacak radyofarmasötiklerin aktivite miktarını belirlemek için kullanılmaktadır. Ölçümü yapılacak radyofarmasötiklerin kalibratör ekranında ilgili bölüm seçilerek ölçülür ve aktivite miktarı Curie (Ci) veya Becquerel (Bq) olarak okunur. Doz kalibratörlerinde yüksek basınçlı gaz ile dolu olup (genellikle 22 atm. basınçta argon gazı) kalibratör içerisine yerleştirilen radyonüklid

gazı iyonlaştırarak gaz içerisindeki iyonizasyon akımı oluşturulur, elektronik aygıtlar ile sayısal veri formuna dönüştürülmektedir. Bir doz kalibratörü genellikle 26,5 cm kuyu derinliğine ve 7,1 cm kuyu çapına sahiptir. Ölçüm esnasında değeri olumsuz etkileyecek arka plan (background) radyasyonu maruziyetine karşı kuyu çevresi genellikle kurşun kullanılan zırh malzemesi ile çevrilidir. Doz kalibratörlerinde çalışma prensibi bakımından enerji ayrımı yapılamazken sadece istenilen radyonüklidlerin aktivite miktarları ölçülmektedir (3).

### **2.2.2. Tiroit Uptake Prob ve Gama Sayıcı**

İlgili organ ya da numunenin ortam koşulları ve dedektörün ölçüm geometrisine uygun olarak konumlandırılması yapılarak sayım işlemi yapılır. Organ veya numuneden yayılan fotonlar 360° ile yayılım göstermekte olup bu nedenle kolimatör kullanılarak dedektör üzerine düşen fotonların sintilasyon kristaline iletimi sağlanır. Talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür (NaI(Tl)) sintilasyon kristalinin üzerine düşen fotonların enerjileriyle orantılı olacak şekilde sintilasyon fotonları oluşturmaktadır. Işık kılavuzu ile oluşan sintilasyon fotonların odaklanarak PMT girişine ulaşması sağlanır. PMT ulaşan fotonlar fotokatoda çarparak bir elektron koparırlar. Bu elektron PMT içersin de bulunan dynodlara uygulanan yüksek gerilim ile kopan elektron dynodlara çarparak hem sayısı hem de hızı artmaktadır. Sayısı ve hız artan elektronlar anoda ulaşır ve elektrik sinyallerine dönüştürülür. Elektrik üniteler kullanılarak elektrik sinyallerin şiddetlendirilip ve şekillendirildikten sonra sayım ekranı üzerinde ilgili radyofarmasötüğün anlık sayım değerleri görülmektedir (4).

### **2.2.3. SPECT/BT**

SPECT/BT cihazları hastanın fonksiyonel ve anatomik bilgilerini tek bir görüntü üzerinden inceleme imkânı sağlayan hibrit görüntüleme teknolojisidir. SPECT ve BT görüntülerini birbiriyle füzyon oluşturulmasıyla istenilen lokalizasyon ve sintigrafik bulguların tespitine olanak sağlamaktadır. SPECT ile bilgisayarlı tomografinin birlikte kullanılmasıyla iki önemli noktada yarar sağlamaktadır. İlk olarak sintigrafik ayrımın yapılamaması ve tam olarak yer tespiti yapılamayan anatomik yapıların, tümörlerin lokalizasyonları doğru bir biçimde belirlenmesi ve bununla birlikte ikinci olarak atenüasyon düzeltilmesi sağlamasıdır. SPECT görüntüleme işlemlerinde dedektör, istenilen doku veya organ etrafında projeksiyon

görüntüsü alınırken farklı projeksiyonlardan da farklı sayımlar almaktadır. Burada hedeften gelen fotonlar her seferinde farklı yoğunluklarda olan dokulardan geçerek farklı atenüasyonlara (soğrulma) maruz kalmaktadırlar. BT görüntüsü ile farklı yoğunluklardaki dokular normalize edilerek atenüasyon düzeltilmesi yapılabilmektedir. BT sisteminde x ışını tüpünden çıkan ışınlar ile hasta vücudunda soğurularak zayıflamış x ışınlarının şiddeti hesaplanır ve bu iki şiddetin birbirlerine oranı zayıflatma katsayısı olarak vermektedir. Bu işlemi her bir doku için ayrı ayrı hesaplar ve atenüasyon düzeltilmesi yapmaktadır. SPECT/BT sistemleri iki ayrı gantriden meydana gelmiş olup ön gantride SPECT arka gantride ise BT cihazından oluşmaktadır. Hastaya uygulanan radyofarmasötik SPECT ile görüntüleme yapılmakta olup bu tür hibrit sistemlerinde hasta yatağı ortak olmaktadır (3).

SPECT sistemlerinde hedef organdan gelen gama fotonları kolimatör aracılığıyla dedektör elementi olan NaI(Tl) kristali üzerine düşmektedir. Kolimatör, gelen fotonu dedektör elementine yönlendirmesi haricinde görüntülenmesi istenilen doku veya organ dışından gelen ve görüntü üzerinde istenmeyen fotonları engellemektedir. NaI(Tl) kristalleri üzerine gelen fotonlar enerjileriyle orantılı olacak şekilde sintilasyon fotonlarını oluştururlar. Kristal ve PMT arasında bulunan ışık kılavuzu tarafından odaklanan fotonlar PMT girişinde bulunan fotokatoda çarparak elektron koparırlar. PMT içerisinde bulunan dynodlara yüksek gerilim uygulanarak koparılan elektron çarparak hem hız hem de sayısını artırılır ve PMT dışında bulunan anoda ulaşırlar. Anoda toplanan elektronlar elektrik sinyaline dönüştürülür ve elektrik üniteleri tarafından şiddetlendirilip ve şekillendirildikten sonra iki boyutlu (planar) görüntüye dönüşürler. SPECT/BT cihazlarında kemik sintigrafisi, nöroendokrin tümörlerin lokalizasyonu ve <sup>67</sup>Ga sintigrafisi kullanılmaktadır. Bu cihazların kalite kontrol testleri gama kamera, SPECT ve BT olarak ayrı ayrı yapılmaktadır (3).

#### **2.2.4. PET/BT**

PET/BT cihazlarında x ışınları kullanılarak belirli açılardan BT görüntüsü oluşturulur daha sonra hedef doku veya organdan radyofarmasötik aracılığıyla PET görüntüsü elde edilir. BT ile istenilen alanın kesitsel görüntüsü alınıp daha sonra PET görüntü alınır. Her iki görüntü bilgisayar yardımıyla PET/BT füzyon görüntüsü oluşturulur. BT hasta etrafında 360 derece dönebilen ve içerisinde foton üretimini sağlan x ışını tüpü ile x ışını tüpünden çıkan ve hasta vücudunda soğrulma sonrası geriye kalan fotonları dedekte etmek amacıyla bir dedektör

bulunmaktadır. Üretici firmalara bağlı olarak BT cihazlarının çalışma voltajları 80 kV-140 kV arasında değişmektedir. Hasta vücut indeksine göre tüp potansiyeli ayarlaması yapılabilmektedir. X ışını tüpü genişliği 1 mm ile 20 mm arasında ışın demeti üretmektedir. Hasta gantri içerisine doğru belirli hızda hareket ederek x ışınlarının istenilen kesit bölgelerinden geçmesi sağlanmaktadır. Detektöre ulaşan x ışını miktarı hasta vücudunda almış olduğu yol ve incelenmesi istenilen doku ve organa bağlı olarak değişmektedir. Dedektörde bulunan sintilasyon kristali sayesinde fotonlar ışık pulsuna dönüşür ve daha sonra bu pulsar elektronik aygıtlar ile elektrik sinyallerine dönüştürülür. Bu sinyaller özel program ile dijital görüntüye dönüştürülür. PET tarayıcı sistemleri bir tünel etrafında halka şeklinde dizilmiş dedektörler ve elektronik ünitelerden meydana gelmektedir. Cihaz içerisinde bulunan dedektör halka genişliğine veya faydalı görüş alanı mesafesine bir yatak pozisyonu olarak adlandırılmaktadır. Yapılacak görüntüleme işlemi kaç yatak pozisyonunda olacağı bilgisayar aracılığıyla belirlenmektedir.  $^{18}\text{F}$ -FDG içerisinde bulunan  $^{18}\text{F}$  radyonüklidin proton fazlalığı nedeniyle gerçekleştirdiği bozunma sonucu bir protonun ortam içerisindeki bir elektron ile çarpışarak yok olur ve açığa birbirlerine zıt ( $180^\circ$  açı) yönlerde 511 keV'lik anihilasyon fotonları oluşturmaktadır. Oluşan bu fotonları dedekte edilmesi için karşılıklı yerleştirilmiş dedektör çiftleri bulunmaktadır. Nano saniye mertebesinde dedektöre çarpan foton çifti sistem bilgisayarında x, y ve z eksenlerinde konumlandırılarak bir nokta olarak kaydeder. Aynı zaman diliminde dedektöre ulaşamayan fotonlar ise sayıma dahil edilmemektedir. Radyoaktivitenin yoğun olduğu bölgelerden daha çok sayım kaydedilirken, az olduğu bölgelerden ise daha az sayım kaydedilir. Dedektör kristali olan sintilatör malzeme ile etkileşerek görünür ışık formuna daha sonra dönüştürücüler vasıtasıyla enerji, elektrik sinyallerine ve akabinde görüntüye dönüştürülmek üzere sistem bilgisayarına aktarılır (3).

### **2.3. Nükleer Tıp Sayım ve Görüntüleme Teknikleri**

Nükleer tıp kliniklerinde görüntüleme işlemi hedef organ baz alınarak vücut içerisine gönderilen radyofarmasötiklerin yaymış olduğu gama ışınlarından faydalanarak uygulamaya özel kullanılan deteksiyon sistemleri ile görüntüler elde edilir. Elde edilen bu görüntüler emisyon görüntüleri olarak adlandırılır. Nükleer tıpta radyofarmasötikler hem fiziksel özellikleri (yarı ömürleri, bozunma ürünü ve enerjileri) hem de kimyasal özellikleri uygunluk açısından oldukça kısıtlı sayıdadır. Hastaya ve çevreye yüksek doza maruz bırakmaması,

hedef organ dikkate alınarak yeterli dağılım sağlanması ve istenilen görüntünün elde edilebilmesi ve ayrıca kontrol edilemez sürekli bozunmaya uğrayarak kendiliğinden yok olmaları nedeniyle bu maddeler sürekli olarak temin edilebilmelidir. Bu parametreler altında nükleer tıp görüntülemelerinde kullanılan radyofarmasötikler tek foton yayıcıları (Single Photon Emitters) ve pozitron yayıcılar (Positron Emitters) olmak üzere iki temel grupta incelenmektedir.

Nükleer tıp uygulamalarında tek foton yayıcı olarak  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  ve  $^{67}\text{Ga}$  radyonüklidler kullanılmaktadır. Bu radyonüklidlerin kendilerine has bozunma sonucu foton enerjileri mevcut olup ortak özellik olarak ise radyoaktif bozunma sonucu bir gama fotonu yaymaktadırlar. Bu özellik çerçevesinde bu radyonüklidler tek foton yayıcılar denilmektedir. Radyonüklidlerden yayılan gama fotonları gama kamera olarak adlandırılan sistemler ile tespit edilerek görüntülenmektedir. Gama kameralar hedef organdan yayılan gama fotonlarını kolimatör yardımıyla sodyum iyodür (NaI) dedektör kristali üzerine düşmesini sağlar. Kolimatör sayesinde hedef dışından gelen ışınları görüntü alanına girmesini engellemek amacıyla kullanılmaktadır. Gama ışınları dedektör kristali ile etkileşerek durdurulur ve enerjileri ile orantılı olacak şekilde sintilasyon fotonlarına dönüşürler. Elde edilen sintilasyon fotonları elektronik üniteler vasıtasıyla şiddetlendirilir ve şekillendirme işlemi sonrası bilgisayar aracılığıyla işlenip görüntüye dönüştürülürler. Gama kamera sistemlerinde tek doğrultu üzerinden yayılan gama ışınlarını dedeksiyonu mümkünken, PET kamera sistemlerinde ise aynı anda ve aynı noktadan bir birlerine zıt doğrultuda yayılan fotonları dedekte etmektedir.  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$  ve  $^{15}\text{O}$  PET görüntüleme için kullanılan pozitron yayıcı radyonüklidlerdir. Siklotron olarak adlandırılan parçacık hızlandırıcı sistem yardımıyla yapay olarak elde edilen bu radyonüklidler, elementer özelliklerine bakılmaksızın radyoaktif bozunma sonucu oluşan ve birbirlerine  $180^\circ$  zıt olacak şekilde hareket eden 511 keV'lik sabit enerjili bir gama ışını (anihilasyon fotonu) çifti oluştururlar. Meydana gelen bu yüksek enerjili foton çifti koinsidans (eş zamanlı) yapabilen PET tarayıcıları tarafından algılanarak görüntü oluşturulur. Pozitron yayıcı olarak kullanılan bu radyonüklidler elementer özelliği ile biyomoleküllere kolay bağlanabilmeyi de sağlamaktadır. Böylelikle istenilen biyokimyasal olarak etkin radyofarmasötik oluşturularak vücut kimyasında in vivo görüntülemeye olanak sağlamaktadır. Bununla birlikte PET kamera sistemlerinde dedeksiyon işlemi daha iyi çözünürlük ve daha az saçılma sağlayarak oluşturulan görüntü gama kameralar tarafından elde edilen görüntü kıyaslamasında üstünlük sağlamaktadır (5).

### **2.3.1. Sintigrafik Görüntüleme Çeşitleri**

#### **Statik Görüntüleme:**

Hastaya uygulanan radyofarmasötüğün görüntülenmesi istenilen organ veya dokuda lokalize olması, lokalize olduğu yerdeki dağılımının haritalanması statik görüntü olarak bilinir. Kaliteli bir görüntünün oluşması için radyofarmasötüğün lokalize olduğu organda maksimum düzeyde tulum erişmesi gerekmektedir. Statik böbrek sintigrafisi, kemik sintigrafisi ve akciğer perfüzyon sintigrafisi statik görüntülemeye örnek olarak verilebilir (5).

#### **Dinamik Görüntüleme:**

Radyofarmasötüğün organda zaman içindeki değişimin izlenmesi çalışmaları dinamik incelemeye girmektedir. Dinamik sintigrafisi hastaya radyofarmasötik uygulandıktan hemen sonra beklenilmeden radyofarmasötüğün ilgili vücut alanı içerisindeki seyrinin takibini yapabilmek için yapılan ardışık görüntüleme biçimidir. Bu inceleme ile radyofarmasötüğün uygulama şekline bağlı olarak belirlenen organ veya dokudan transit geçişinin olup olmadığını veya organ ve dokuda kanlanma oluşması hakkında fonksiyonel bilgi sağlamaktadır. Dinamik böbrek sintigrafisi, özofagus transit zamanı, gastrointestinal kanama yeri belirleme, üç fazlı kemik sintigrafisi dinamik görüntülemeye örnektir (5).

#### **Tüm Vücut Görüntüleme:**

Dedektörün insan vücudunda ayaktan başlayıp kafaya kadar hareket ederek tek düzlemde ilgili alanı üzerinden görüntü oluşturmasıdır. Tüm vücut iyot taraması ve tüm vücut kemik sintigrafisi örnek olarak verilebilmektedir (5).

#### **Tomografik (SPECT ve PET) Görüntüleme:**

Nükleer tıp kliniklerinde hali hazırda kullanılan üst düzey gama kameralarla elde edilen planar (iki boyutlu) görüntünün yanında tomografik görüntüleme tekniğiyle de SPECT görüntüleri elde etmek mümkündür. Burada dedektör, hasta etrafında dönerek önceden

belirlenen açılarda durarak veri toplar ve her dönüş açısında bu işlem tekrarlanarak en az 64 projeksiyon sağlanır. Elde edilen projeksiyon görüntüleri bilgisayarda işlenerek transaksiyel, koronal ve sagittal kesitlerde tomografik kesit görüntüleri oluşturulur. Myokard ve beyin perfüzyon sintigrafisi gibi SPECT görüntülemesi yapılan tetkiklerin yanı sıra günümüz kliniklerinde birçok sintigrafik incelemeler duyarlılığı arttırmak için tamamlayıcı SPECT görüntülemeye başvurulur. PET (Pozitron Emisyon Tomografisi) sistemleri de özel dedektör yapısıyla tomografik görüntü elde etmek için tasarlanmış nükleer tıp görüntüleme tekniklerinden biridir. Kanser taraması için PET ile yapılan tüm vücut görüntülemelerinde kafa tabanından uyluk üst bölümüne kadar vücudun tomografik PET imajları oluşturur. Beyin ve kardiyak PET gibi özel alan görüntülemelerinde ise ilgili organı kapsayacak tomografik görüntüler oluşturulmaktadır (5).

### **Hibrid Görüntüleme:**

Modern nükleer tıp teknolojisindeki son yenilikler, fonksiyonel ve anatomik verileri bir araya getirerek hibrid görüntü oluşturmakta ve hastalıkların daha doğru teşhis edilmesine ve değerlendirilmesine imkân sağlamaktadır. Anatomik ve fonksiyonel görüntülerin füzyonunu yapabilen SPECT/BT ve PET/BT cihazları, tek seansta SPECT veya PET görüntüleri ile birlikte BT görüntülerinin de alınabilmesine olanak sağlamaktadır. Fonksiyonel görüntü yanında eş zamanlı olarak BT görüntülerinin elde edilmesiyle anatomik lokalizasyonun doğru şekilde belirlenmesi ve her bir organ için yoğunluklarına göre atenüasyon düzeltmesi yapılabilmektedir. Günümüz nükleer tıp kliniklerinde en son görüntüleme teknolojisi olan PET ve MR cihazlarının birbirlerine entegre edilmesi, fonksiyonel ve anatomik verilerin bir araya toplanmasıyla hibrid görüntülemeye olanak sağlamıştır. Böylece tanısal görüntülemede duyarlılık ve özgüllük önem kazanmıştır (5).

### **Sayım Teknikleri:**

Meydana gelen radyoaktif ışınlar bir maddenin içerisinde bulunan atom ve molekülleriyle enerjilerine bağlı olarak madde içerisinde iyonizasyon veya eksitasyon olayı meydana getirirler. Bu bahsedilen 2 olay için enerjisi yeterli olmayan ışınlar ise madde içerisinde enerjilerini kaybederek yok olurlar. Gelen ışının enerjisiyle orantılı olarak dışarıya görünür ışık yayan cisimlere sintilatör olarak adlandırılır. Etkileşim sonrası sintilatör malzemenen

yayılan görünür ışığa sintilasyon denir. Radyasyon dedektörleri içerisine yerleştirilen sintilatör malzemesi ile değerlendirme aleti olup aynı zamanda bunlara sintilasyon dedektörleri adı verilir. Nükleer tıp kliniklerinde yaygın olarak kullanılan iki tip sintilatör materyali olup bunlar; katı kristal formda inorganik sintilatörler ve sıvı formdaki organik sintilatörlerdir. Nükleer tıpta organik sintilatörler, inorganik sintilatörlere göre daha az tercih edilir (6).

### **Beta Sayıcıları:**

Beta radyasyonu sayımları için kullanılan bu sayıcılar gelen radyoaktivitenin tarayıcıdaki sıvı hacmine tamamen nüfus edebilmektedir ve bu sayede dedeksiyon etkinliğini arttırmaktadır. Organik sıvı maddelerin katı maddelere göre bir üstünlüğüdür. Burada  $^3\text{H}$ ,  $^{14}\text{C}$  gibi zayıf beta yayıcılar, düşük enerjili X ve gama ışınları dedeksiyonunları için kullanılmaktadır. Sıvı sintilatör sayıcılar içerisinde kimyasal maddelerinde mevcut olduğu organik çözücü, primer sintilatör, sekonder sintilatör ve performans artırıcı olmak üzere dört bölümden oluşmaktadır (6).

### **Gama Sayıcıları:**

Radyofarmasötiklerin ilgili organ ya da ortam konumlandırılması yapıldıktan sonra dedektörün uygun geometrik koşullarına göre ayarlanmasıyla sayım işlemi gerçekleştirilir. Dedektör üzerine düşen ışınlar kolimatör (yönlendirici) yardımıyla pozisyonlanarak sintilasyon kristaline aktarılır. Dedektör materyalinde kullanılan sintilasyon kristali genellikle talyumla aktive edilmiş sodyum iyodürden ( $\text{NaI(Tl)}$ ) oluşmaktadır. Kristal üzerine düşen fotonlar sintilasyon olarak adlandırılan görünür ışık fotonlarına dönüşmektedir. Oluşan sintilasyonlar ışık yönlendirici tarafından tutularak foton çoğaltıcı tüpe (PMT) yansıtılır. PMT'den elektrik sinyali olarak çıkan sintilasyonlar şekillendirilmeleri için elektronik ünitelere gönderilirler (6).

### 2.3.2. Sayım ve Görüntülemeye Kullanılan Temel Materyaller

#### **Kolimatörler:**

Radyasyon kaynağı veya organdan yayılan fotonlar harici olan fotonların NaI(Tl) kristali üzerine düşmesini engellemek için kullanılan ekipmanlara kolimatör denir. Kolimatörler sintilasyon kristali önüne yerleştirilir ve kristal ile mekanik bağlantısı bulunmaktadır. Nükleer tıpta kullanılan kolimatörler kullanım amacına göre sınıflandırılırlar. Bu sınıflandırma, üzerine açılan deliklerin tipi ve uzunluklarına göre yapılmaktadır. İki delik arasında kalan kısma septa denir ve kullanım amacına göre dizayn edilir. Yapım malzemesi olarak hem ucuz hem de işlenebilirlik açısından kurşundan yapılır (6).

#### **Foton Çoğaltıcı Tüpler (PMT):**

Sintilatörden gelen sintilasyon fotonları, foton çoğaltıcı tüpe geçerek elektrik akımına dönüştürülür ve elektrik akımı sinyallerini şiddetlendirerek ölçülebilir seviyeye getirilir. Foton çoğaltıcı tüpün ön yüzeyinde bulunan giriş penceresi fotoemissif madde ile kaplanmış olup bu madde sayesinde gelen görünür ışık fotonların çarpmasıyla elektron oluşmaktadır. Fotoemissif maddesinin ön yüzeyi fotokatod olup ve buradan kopan elektronlar fotoelektron olarak adlandırılır. Fotokatoda çarpan foton ile oluşan elektron sayısı arasında 1/3 oranı bulunmaktadır. PMT içerisinde eksen boyunca karşılıklı olarak dinodlar bulunmaktadır. Dinodlara uygulanan pozitif voltaj (yaklaşık 200-400 volt) sayesinde fotokatodan çıkan elektronları tutarlar. İlk dinoda ulaşan elektronlar buradan yeni elektronlar kopararak ikinci dinoda yönelirler. Burada dinodlara uygulanan yüksek gerilim sayesinde dinodlar arasındaki elektronların sayısı ve hızları giderek artmaktadır. PMT çıkışında bulunan anoda ulaşan elektronlar bir elektron çığı oluştururlar. Fotokatoda çarpan sintilasyon fotonları tüp içerisinde geçerek elektrik akımına çevrilirler. Tüp çıkışındaki sinyal genliği, sintilatör içerisinde depolanan radyasyon şiddeti ile orantılıdır. Nükleer tıp kliniklerinde kullanılan foton çoğaltıcı tüpler 2,5-7,5 cm çapında olup tüp içerisinde geçen elektronlar eksternal manyetik alandan etkilenmemesi için cam tüpler formundaki PMT'lerin dış yüzeyleri mu-metal (demir, nikel ve bakır-krom karışımı) ile kaplıdır (6).

### **İnorganik Sintilatörler:**

Katı kristal yapıda olan bu sintilatörler genellikle saf olmaması nedeniyle Tl ve Ag gibi aktivatörler kullanılarak safsız forma dönüştürülür. Bu kristal yapıya uygun olarak radyasyon dedektörlerinde ZnS(Ag), NaI(Tl) ve CdS(Ag) yaygın olarak kullanılmaktadır. Nükleer tıp kliniklerinde genellikle NaI(Tl) kristali kullanılmaktadır. Gama kameralarda kristal boyutu 30-50 cm çapında, 1,25 cm kalınlıkta iken diğer amaçlı kullanımlar için ise 5-15 cm çapında 1-5 cm kalınlıkta kullanılmaktadır. Kristal yapısal olarak dış etkenlerden korunmak için genellikle alimünyum koruyucu tabaka ile kaplanmaktadır. Kristal ve PMT bağlantısı ve optik yansımalara karşı gres yağı kullanılmaktadır. Bu kristalin nükleer tıpta kullanılmasının nedenlerinden biride enerji ayırma kabiliyetlerinin olmasıdır. Nükleer tıp kliniklerinde kullanılan gama fotonlarının enerji seviyeleri 30 keV ile 1 MeV arasında değişmektedir. Bu enerji aralığında fotoelektrik olayı ve çift oluşumu görülme olasılığı oldukça yüksek olmaktadır. Her iki olay için gelen fotonun etkileşim gerçekleştirdiği kristalden sintilasyon fotonu oluşur. Meydana gelen fotonlar PMT'den geçerek elektrik sinyallerine (puls) dönüşmesi ve puls yüksekliği spektrumu (enerji spektrumu) elde edilerek incelenmesine olanak sağlamaktadır (6).

### **Yarı İletken Dedektörler:**

Sintilatör dedektörlere alternatif olarak üretilen yarı iletken dedektörler nükleer tıpta gama fotonlarının dedeksiyonu ve görüntüleme amaçlı kullanılmaktadır. En önemli özellikleri ise hem çok iyi enerji rezolüsyonuna hem de yüksek uzaysal rezolüsyonuna (ayırma gücü) sahip olmalarıdır. Düşük sıcaklıkta işleyen en iyi enerji rezolüsyonuna sahip yarı iletken dedektör materyali germanyumdur. HgI<sub>2</sub>, CdTe ve CdZnTe yarı iletkenler ise oda sıcaklığında (15-25 °C) işlenebilmektedir. Günümüz nükleer tıp kliniklerinde yarı iletken dedektörler cerrahi gama prob olarak en yaygın olarak kullanım alanıdır. Çalışma koşulu olan oda sıcaklığı sağlanarak NaI(Tl) kristali dedektörüne alternatif olarak nükleer tıpta kullanılmaya başlanmıştır. Yarı iletken dedektörler kullanımıyla daha az radyofarmasötik kullanılarak daha kısa sürede ve daha yüksek kalitede görüntüler elde edilmiştir (6).

## 2.4. Nükleer Tıp Cihazlarının Kalite Kontrol Testleri

Tıbbi cihazlar üretici firmalar tarafından imal edildikten sonra fabrika içerisinde montaj edilip çalıştırılır. Uluslararası prosedürlere göre kalibrasyonları ve kalite kontrolleri yapılır. Test sonuçları (fabrika çıkış testleri) dosyalanarak cihazla birlikte ilgili birime iletilir. Cihaz teslim edilmeden önce kullanım yerinde kurulumu yapılır. Cihaz sorumlusu tarafından fabrika çıkış testleri yeniden yapılır. Bu testler medikal fizikçi gözetiminde yapılır ve bu işleme kabul testleri (akseptans testleri) denir. Akseptans testleri NEMA Standartlarına göre yapılır, sonuçları dosyalanır. Bundan sonraki testler, üreticinin öngördüğü zaman aralığında yapılacak kalite kontrol testleridir. Kalite kontrol testleri günümüzde Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz kurumu (TİTCK) tarafından düzenlenmiş olup yayınlanan yönetmeliğe uygun yapılması yasal zorunluluk haline gelmiştir (1).

Kabul ve referans testleri üretici firmanın spesifikasyonlarına uygun olması durumunda cihaz onaylanıp kulanıma hazırlanır. Bu uygunluk olmaması durumunda üretici firma tarafından gerekli kalibrasyon yapılarak testler tekrar edilmeli ve cihaz performansında oluşabilecek düşüşler nedeniyle kalite kontrol testleri tekrar edilmelidir. Bu sonuçlar doğrultusunda istenilen kabul testlerine ulaşılamama durumunda cihaz kabul edilmez.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında TİTCK yönetmeliğinde tanımlanan Nükleer Tıp sayım ve görüntüleme cihazları ve bu cihazların kalite kontrol testleri ele alınmıştır. Bu bağlamda, önce testler ve cihazlar hakkında açıklayıcı bilgiler verilecek, daha sonra gereç ve yöntemler bölümünde TİTCK yönetmeliğinde yalnızca isimleri belirtilen kalite kontrol testleri gerçekleştirmek için gerekli olan materyaller (fantomlar, radyoniklitler, vb.), yöntemler ve sonuçların değerlendirme kriterleri açıklanacaktır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu yüksek lisans tez çalışmasında TİTCK yönetmeliğinde tanımlanan Nükleer Tıp Cihazları ve bu cihazların kalite kontrol testleri ele alındı. Yalnızca test isimleri belirtilen TİTCK Kılavuzundan yola çıkarak testlerin nasıl yapılacağı ve sonuçların nasıl değerlendirileceği açıklandı. Testler Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda rutin kullanılan doz kalibratörü, Tiroit Uptake Cihazı, Gama Kamera, SPECT/BT ve PET/BT cihazlarında yapıldı. Tez çalışmasında herhangi bir hasta verileri kullanılmamakta olup etik kurul iznine gerek duyulmamıştır.

#### 3.1. TİTCK KILAVUZU

##### 3.1.1. Doz Kalibratörleri

###### **Fiziksel İnceleme:**

**Amaç:** Cihazda olası fiziksel kusurların giderilmesine yönelik gözleme dayalı incelemelerdir.

**Yöntem:** Doz kalibratörüne bağlı aksesuarların ve kabloların sağlamlığı, olası fiziksel kusurlar her sabah rutin olarak yapılan kalite kontrol testleri öncesinde uygulanır (7, 8).

###### **Yüksek Gerilim:**

**Amaç:** Doz kalibratörlerinde sistem içerisine uygulanan iletim voltajın doğruluğu test edilir.

**Yöntem:** Üretici firma tarafından önerilen prosedürler dâhilinde alının sonuçlarda  $\pm\%1$  sapma aralığında kabul edilir (7, 8).

###### **Sıfırlama:**

**Amaç:** Doz kalibratörlerinde bulunan asansör (kayak tutucu) boş durumda iken sayım ekranı aktiviteyi sıfır olarak göstermesi testidir.

**Yöntem:** Üretici firma ve modellere göre farklılık göstermektedir. Kaynak bulunmadan ölçülen aktivite kaynak tutucunun kontamine olması, ortam radyasyonu ve doğal radyasyondan kaynaklanabilmektedir (7, 8).

### **Saat Doğruluğu:**

**Amaç:** Doz kalibratörlerinde anlık olarak saat doğruluğu test edilir.

**Yöntem:** Bu test saat fonksiyonu bulunan doz kalibratörlerinde yapılmaktadır. Zaman kontrolünde gerçek saat ile anlık olarak  $\pm 1$  dakikayı aşmamalıdır (7, 8).

### **Zemin Aktivite (Background) Ölçümü:**

**Yöntem:** Yüksek düzeyde background radyasyonun ölçülmesi, görüntüleme sistemi çevresindeki radyofarmasötik verilmiş hastalardan, zırhlanmamış radyasyon kaynaklarından ve olası kolimatör veya kristal yüzeyindeki kontaminasyonlar neden olmaktadır. Normal background düzeyi  $\leq 200$  sayım/saniye olmalıdır (7, 8).

### **Kontrol Kaynağı Cevabı (Stability):**

**Amaç:** Doz kalibratöründe aynı kaynağın yinelenen ölçümlerinde elde edilen değerlerin değişip değişmediğinin gösterilmesidir.

**Yöntem:** Kalibrasyon kaynaklarının kalibrasyon kesinliği genellikle  $\pm 5\%$ 'lik hatadan daha az olarak sınırlandırılır. Eğer değişim  $\pm 5\%$ 'den fazla ise tamir veya kalibrasyon gerekmektedir. Günlük olarak yapılır. (7, 8).

### **Kesinlik:**

**Amaç:** Doz kalibratörünün değişik enerji düzeylerine sahip farklı radyonüklidlerin aktivitelerini saptamadaki kesinliğinin değerlendirilmesidir.

**Yöntem:** Kesinlik testi, cihazın kuruluşunda ve yılda bir defa yapılmalıdır.  $\pm 5\%$ 'luk hata payını aşması durumunda, cihaz tamir edilmeli veya değiştirilmelidir. (7, 8).

$$\% \text{ Kesinlik} = \frac{A_i - A_{\text{ort}}}{A_{\text{ort}}} \times 100 \dots \dots \dots (\text{Denklemler 1) (18)}$$

$A_i$ : Ölçülen kaynak aktivite miktarı

$A_{\text{ort}}$ : Ölçülen kaynak aktivite miktarlarının ortalaması

**Doğruluk:**

**Amaç:** Bu test ile doz kalibratörünün okumaları doğru olup olmağı kontrol edilir.

**Yöntem:** Kesinlik testi, sistemin kuruluşunda ve yıllık olarak yapılmalıdır.  $\pm 10\%$ 'luk hata payını aşması durumunda, cihaz tamir edilmeli veya değiştirilmelidir (7, 8).

$$\% \text{ Doğruluk} = \frac{A_{\text{ort}} - A_{\text{Sertifika}}}{A_{\text{Sertifika}}} \times 100 \dots \dots \dots (\text{Denklem 2}) (18)$$

$A_{\text{ort}}$ : Ölçülen kaynak aktivite miktarlarının ortalaması

$A_{\text{Sertifika}}$ : Kaynağın ölçüm günü hesaplanan aktivitesi

**Rölatif Cevap:**

6. madde de değerlendirilmiştir.

**Doğrusallık (Lineerite):**

**Amaç:** Doğrusallık testi radyoaktif bozunma sırasında doğrusallığın ölçülebilmesini sağlar.

**Yöntem:** Doz kalibratöründe ölçülmüş aktivite eğrisi beklenen aktivite eğrisinin  $\pm 5\%$ 'ini aşmamalıdır. Eğer  $\pm 5\%$ 'ini aşıyorsa doz kalibratörü bakım onarım veya değiştirilmelidir. Doz kalibratörün ilk kurulumunda ve 15 günde bir yapılmalıdır. (7, 8).

$$A = A_0 \times e^{-\lambda t} \dots \dots \dots (\text{Denklem 3}) (6)$$

A: t süre sonra kalan aktivite miktarı

$A_0$ : Başlangıçtaki aktivite miktarı

$\lambda$ : Bozunma sabiti

t: Geçen süre

**3.1.2. Tiroit uptake Prob ve Gama Sayıcı****Fiziksel İnceleme:**

**Amaç:** Cihazda olası fiziksel kusurların giderilmesine yönelik gözleme dayalı incelemelerdir.

**Yöntem:** Tiroit uptake Prob ve Gama Sayıcılarında aksesuar ve kablo sağlamlığı, olası fiziksel kusurlar her sabah rutin olarak yapılan kalite kontrol testleri öncesinde uygulanır (8).

### **Background Sayım Hızı:**

**Amaç:** Kaynak haricinde ortam radyasyon seviyesini ölçmek

**Yöntem:** Normal background düzeyi < 200 sayım/ saniye olmalıdır (8).

### **Enerji Kalibrasyonu:**

**Amaç:** Fotopik pencere aralığına merkezlenmesi kontrolü ile birlikte işletim voltajı ve kazanç ayarlarının kontrolü sağlanmaktadır.

**Yöntem:** Test için üretici firma tarafından belirlenen prosedür izlenerek yapılmalıdır (8).

### **Enerji Ayırma Gücü:**

**Amaç:** Cihazın farklı enerjilerdeki radyoaktif kaynakları ayırt edebilme yeteneğini değerlendirir.

**Yöntem:** Ölçülen enerji rezolüsyonu üretici firma tarafından istenilen rezolüsyon ile karşılaştırılması yapılır. Yılda bir kez yapılır (8).

Enerji rezolüsyonunun hesaplanması;

% Enerji Rezolüsyonu =  $(C - B) / A \times 100$ .....(Denklem 4) (9)

eşitliği ile sağlanmaktadır.

A: Enerji spektrumu pikinde max. sayım değeri

B: Aynı kanalda enerji spektrumun sol kenarına yerleştirildiğinde elde edilen sayım değeri

C: Aynı kanalda enerji spektrumun sağ kenarına yerleştirildiğinde elde edilen sayım değeri

### **Hassasiyet:**

**Amaç:** Sistem elektroniği ve kablo bağlantıları kaynaklı sayım dalgalanmalarını test etmek amaçlanır.

**Yöntem:** Üretici firma tarafından belirlenen süre içerisinde sayım alınarak ölçüm sonuçları grafik formuna dönüştürülerek değerlendirilir. Alınan sonuçlar doğrultusunda hata payının  $\pm 0\%5$  değeri aralığında olmasına dikkat edilir (8).

**Sayım Kesinliği (Kararlılık):**

**Amaç:** Günlük olarak dedektörden alınan sayım hızlarında değişiklik olup olmadığını kontrol edilmesini sağlayarak dedektörün sayım hassasiyeti test edilir.

**Yöntem:** Üretici firmanın belirtmiş olduğu yöntem kullanılarak yapılmaktadır (8).

**Ki-Kare Testi:**

**Amaç:** Bu test ile elde edilen ölçüm farklılığının istatistiksel dalgalanmalar mı yoksa sistematik hatalardan mı kaynaklandığını ayırt edilmesine olanak sağlamaktadır.

**Yöntem:** Uzun yarı ömürlü standart kaynak kullanılarak yapılmaktadır. Alınan değerler doğrultusunda Ki-Kare ( $\chi^2$ ) bağıntısı kullanılarak hesaplanmaktadır (Denklem 2) (8).

$$\chi^2 = \sum_i (C_i - C_{ort})^2 / C_{ort} \dots\dots\dots(\text{Denklem 5}) (9)$$

$C_i$ : Ölçülen kaynak aktivite miktarı.

$C_{ort}$ : Ölçülen kaynak aktivite miktarlarının ortalaması.

**3.1.3. SPECT Gama Kamera**

**Fiziksel İnceleme:**

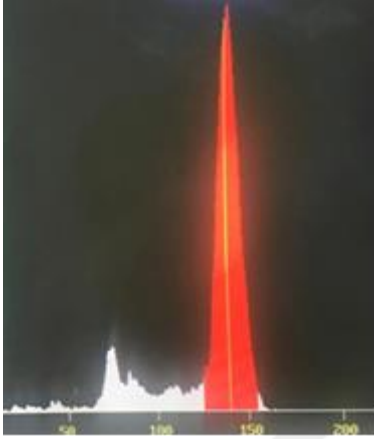
**Amaç:** Cihazda olası fiziksel kusurların giderilmesine yönelik gözleme dayalı incelemelerdir.

**Yöntem:** Gama kameraya bağlı aksesuarların ve kabloların sağlamlığı, olası fiziksel kusurlar her sabah rutin kalite kontrol testleri öncesinde uygulanır (10, 11).

**Puls Yükseklik Analizörü (PYA) Penceresinin Merkezlenmesi:**

**Amaç:** Çekim yapılacak radyonüklidin enerjisini gama kameraya tanıtmaktır.

**Yöntem:** Gün içinde farklı bir radyonüklid uygulanmış başka bir hastanın çekimi öncesi hastanın vücudundaki radyonüklide göre enerji piki tekrar yapılmalıdır. Kullanılan radyonüklide bağlı olarak enerji piki (Şekil 3.1) kontrolü yapılır. Görülen gama enerji spektrumu radyonüklit pik enerjisinin sağına ya da soluna kaymış olabilir. Böyle bir durumda kalibrasyon yapılarak düzeltilir (10, 11).



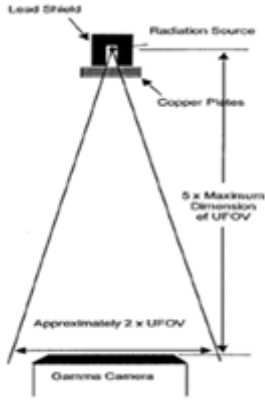
**ŞEKİL 3.1. Gama kamerada  $^{99m}\text{Tc}$  gama enerji piki, 140 keV ve %20 simetrik pencere aralığı**

**İçsel (Intrinsic) veya Sistem (Extrinsic) Homojenite - Günlük (Düşük Sayım):**

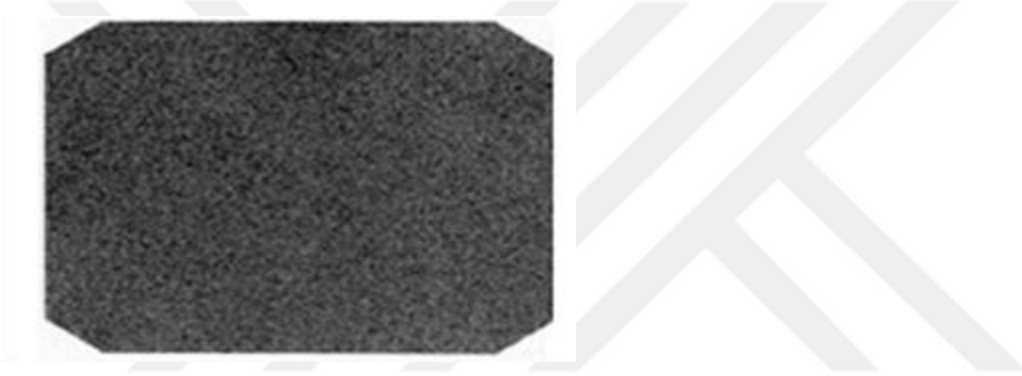
**İçsel (Intrinsic) Homojenite:**

**Amaç:** İçsel homojenite noktasal radyasyon kaynağından yayımlanan enerjinin kolimatör olmaksızın cevabıdır. Sistemin içsel homojenitesi CFOV ve UFOV için ölçülebilir.

**Yöntem:** Kantitatif değerlendirmede integral ve diferansiyel homojenite değerleri ayrı ayrı kabul testi değerlerine göre yorumlanır. Kabul edilebilir değerler  $< \%5$ 'tir (10, 11).



Şekil 3.2. Kaynağın gama kamera karşısında konumlandırılması (6)



Şekil 3.3. Tüm görüntü alanında homojen dağılım (6)

#### Sistem (Extrinsic) Homojenite:

**Amaç:** Bu test intrinsek homojenite testine çok benzer. Aradaki en önemli fark detektör ile birlikte kolimatörün de kontrol edilmesidir.

**Yöntem:** Bu test rutin kullanılan her bir kolimatör için ayrı ayrı yapılır. Görüntü genellikle göz ile değerlendirilir. İdeal görüntüde tüm görüş alanında homojen bir dağılım beklenir (10, 11).

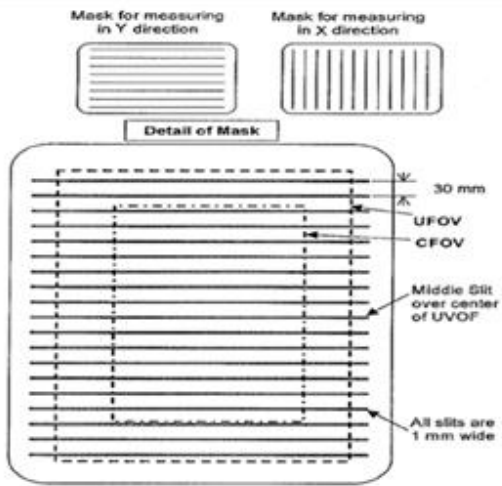


Şekil 3.4. Düzlem fantom konumlandırılması (6)

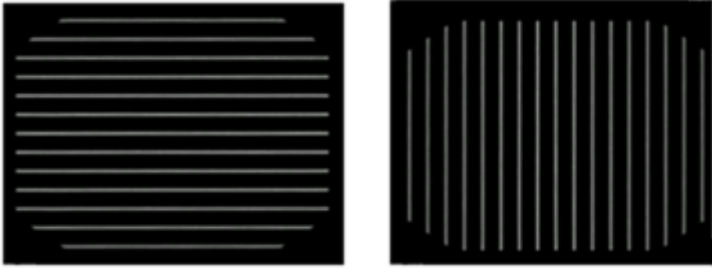
**İçsel (intrinsic) veya Sistem (extrinsic) Uzaysal Ayırma Gücü ve Doğrusallık (Rutin Metot):**

**Amaç:** Gama kameranın içsel uzaysal doğrularlığının diferansiyel ve net doğrularlık olarak belirlenmesidir.

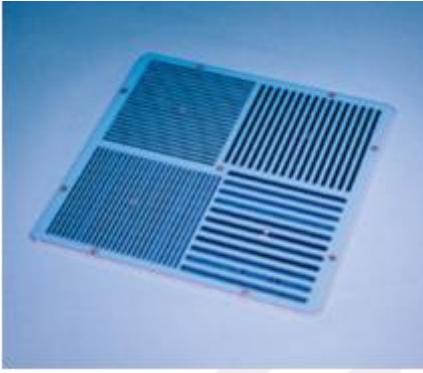
**Yöntem:** Slitlere dik dijital ayırma gücünün 0,2 FWHM'ye eşit veya bundan küçük olması beklenilir (Şekil 3.9) (10, 11).



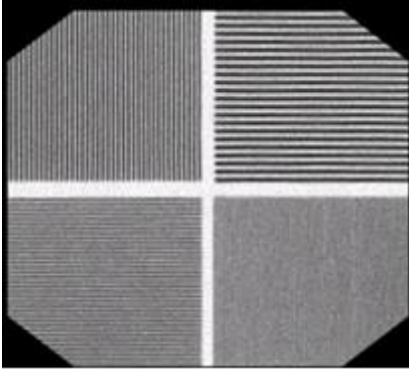
Şekil 3.5. Silt bar fantom (6)



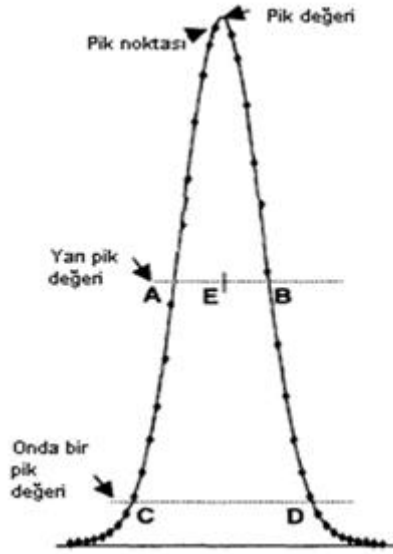
**Şekil 3.6. Silt fantom görüntüleri (6)**



**Şekil 3.7. Bar fantom (12)**



**Şekil 3.8. Bar fantom görüntüsü (6)**

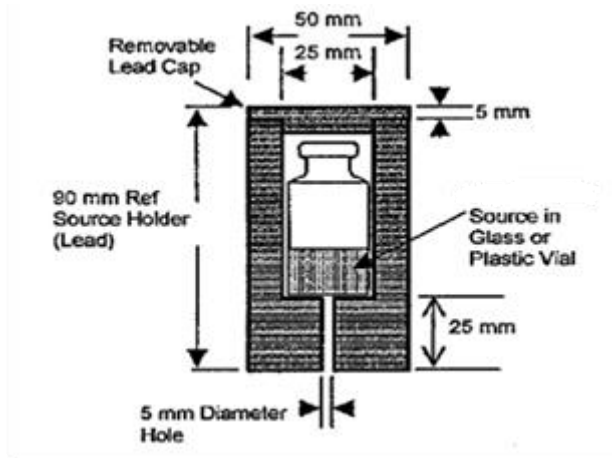


Şekil 3.9. Fotopik yarı yüksekliğindeki genişlik (FWHM) ve fotopik onda bir yüksekliğindeki genişlik (FWTM) (6)

#### Çoklu Pencere Uzaysal Kayıt:

**Amaç:** Çoklu pencere uzaysal kaydı farklı enerjilerdeki fotonların farklı fotopik enerji pencerelerinde kamera tarafından ölçülebilme yeteneğinin göstergesidir.

**Yöntem:** Çoklu pencere uzaysal kaydı, hem x hem de y yönünde farklı enerji pencereleri için dokuz farklı uzaysal konum arasındaki maksimum fark olarak raporlanır (10, 11).

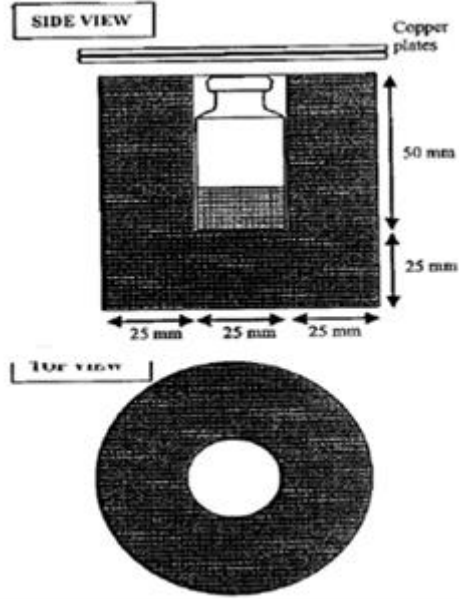


Şekil 3.10. Çoklu pencere uzaysal kayıt testi için test düzeneği (6)

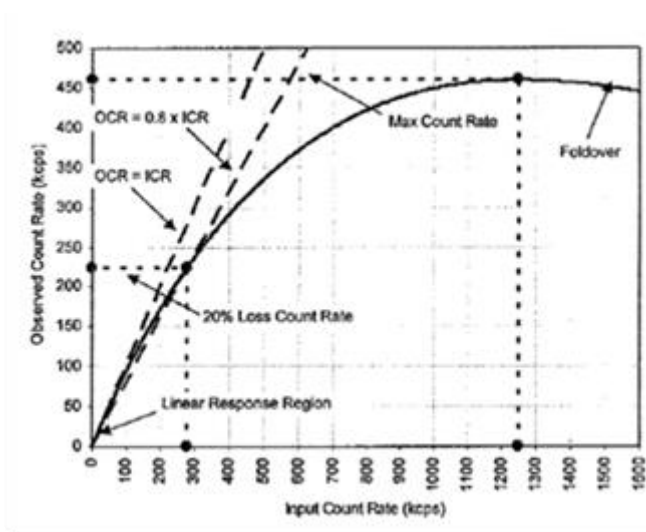
### Havada İçsel Sayım Hızı Performansı:

**Amaç:** Aktivite artışına göre sayım hızı kontrolü.

**Yöntem:** IAEA HHS-6 yönetmeliğine göre azalım ve background düzeltmesi yapılmış gözlenen ve girdi sayım hızları hesaplanır (10, 11).



Şekil 3.11. Deney düzeneği (6)

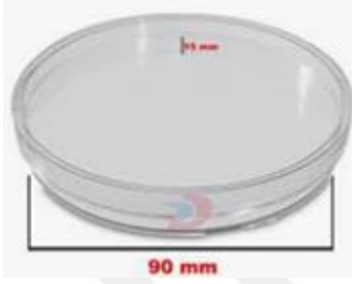


Şekil 3.12. Aktivite artışının gözlenen sayım hızı ile değişimi (6)

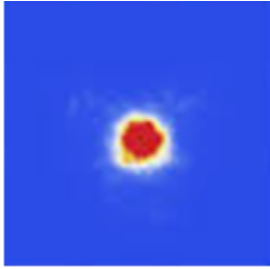
### **Sistem (Extrinsic) Planar Hassasiyeti:**

**Amaç:** Kolimatör ve ona uygun radyonüklidin mesafeye bağlı görüş alanı hassasiyeti.

**Yöntem:** Sistem hassasiyeti tüm kolimatörler için cps/MBq olarak hesaplanır ve üreticinin referans değeri ile karşılaştırılır (10, 11).



**Şekil 3.13. Petri kabı (6)**



**Şekil 3.14. Petri kabında 99mTc görüntüsü (6)**

### **Tüm Vücut Tarama Uzaysal Ayırma Gücü:**

**Amaç:** Aktiviteye bağlı FWHM ve FWTM değerlerinin hesaplanması.

**Yöntem:** Piksel boyutu beklenen FWHM değerinin 0,2 katından küçük olmalıdır (10, 11).

### **Tomografik Uzaysal Ayırma Gücü:**

**Amaç:** Havada belirlenmiş üç noktada yeniden yapılandırılmış SPECT uzaysal ayırma gücünün ölçülmesidir.

**Yöntem:** Her bir kolimatör için üç noktada (x, y ve z yönlerinde) çözünürlüğün FWHM değerleri hesaplanır. FWHM değerleri mm olarak hesaplanıp üretici firmanın verilerine göre eşit veya daha az olmalıdır (10, 11).

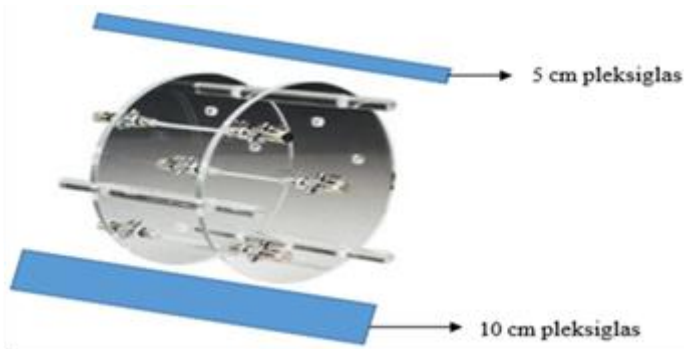


**Şekil 3.15. Doldurulabilir üç adet kapiller tüp bulunan triple line insert fantomu (13)**

#### **Saçıcı Ortamda Tomografik Uzaysal Ayırma Gücü:**

**Amaç:** Saçıcı ortamda sistemin uzaysal ayırma gücü çizgisel dağılım fonksiyonunun FWHM ve FWTM'ü olarak ölçülmesidir.

**Yöntem:** CFOV için FWHM ve FWTM değerleri hesaplanır. Değerlerin üretici verilerine eşit veya daha iyi olması gereklidir (10, 11).



**Şekil 3.16. Triple line insert fantomu ve pleksiglas (13)**

### **Tomografik Homojenite:**

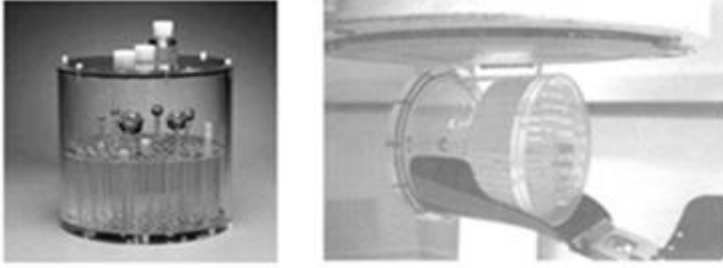
**Amaç:** Homojenite Değerlendirilir.

**Yöntem:** Hesaplanan değer %10'dan az olmalıdır (10, 11).

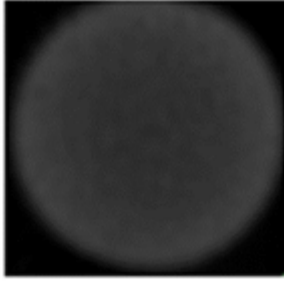
Integral Uniformity =  $\pm 100 \times (\max - \min) / (\max + \min)$ .....(Denklem 6) (6)

Max: Maksimum piksel sayımı

Min: Minimum piksel sayımı



**Şekil 3.17. Jaszczak SPECT total performans fantomu (9)**

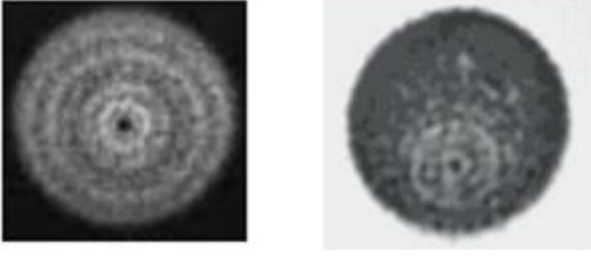


**Şekil 3.18. Jaszczak SPECT total performans fantom görüntüsü (6)**

### **Toplam Sistem Performansı:**

**Amaç:** Sistem ekipmanlarına, çalışma ortamı ve mekanik hareket hataları kaynaklı dönme merkez ayarı (COR-Center of Rotation Correction) kontrolü.

**Yöntem:** Görüntülerde dairesel artefaktlar gözlenmemeli ve içerisindeki küre ve çubuklar görünür olmalıdır (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. Ring artefaktlar (6)

### 3.1.4. PET/BT

#### Dedektör Kararlılığı Testi:

**Amaç:** Dedektör performansını değerlendirmek ve ani değişiklikleri erken tespit edilmesine olanak sağlar.

**Yöntem:** Sinogramlar belirgin diyagonal çizgi artefakt açısından görsel olarak dikkatli incelenmeli ve daha önceki elde edilmiş referans sinogramlar karşılaştırılmalıdır. Bu test için toleranslar üretici tarafından belirlenmektedir (14, 15).

#### Rastlantı Zamanlama Çözünürlüğü (TOF):

**Amaç:** Sistemde iki koinsidans (rastlantı) gama fotonun dedektörlere ulaşma zamanları farklılığını ayırt etme yeteneğini ortaya çıkartarak pozitron annihilasyon olayı eş cevap eğrisi (Line Of Response – LOR) boyunca olası pozisyonunu belirler.

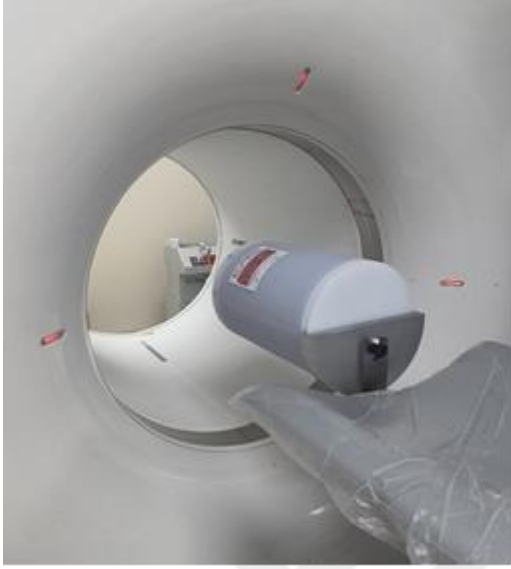
**Yöntem:** Bu test için üretici firmanın belirlemiş olduğu prosedürlere göre FWHM hesaplanır ve alınan ölçümlerde koinsidans zamanlama (RES - RT) üretici firma tarafından belirlenen değerler üzerinden olmamasına dikkat edilmelidir (14, 15).

$$R_{T, \text{Ölçülen}} < 1,05 \times R_{T, \text{Beklenen}} \dots \dots \dots (\text{Denklem 7}) (16)$$

#### Normalizasyon:

**Amaç:** Normalizasyon işlemi ile SUV normalizasyonunda ve SUV hesaplamalarında kullanılan faktörler hesaplanır.

**Yöntem:** Kesitler üzerinden normalize edilmiş LOR'lar ortalamanın  $\pm\%10$ 'u aralığında olmalıdır (14, 15).



**Şekil 3.20. 68Ge fantomu PET/BT cihazında lazer ile eksen kontrolü**

#### **Radyoaktivite Konsantrasyonu:**

**Amaç:** Üniform olmayan dedektörlerde elde edilen sinogramların düzeltilmesi için tarayıcının verimliliği hakkında bilgi elde etmektir.

**Yöntem:** Bu test üretici firma spesikasyonlarına göre üç ayda bir ve PET dedektörlerine uygulanan servis sonrası yapılmalıdır. Kaynak aktivite değerleri PET cihazı üreticisinin belirlemiş olduğu düzeyde olmalıdır. Alınan sonuçlar doğrultusunda %5 sapmalar gözlenmesi durumunda düzeltici prosedürlerin uygulanması gerekmektedir (14, 15).

#### **PET/BT ve PET/MR Hizalama Testi:**

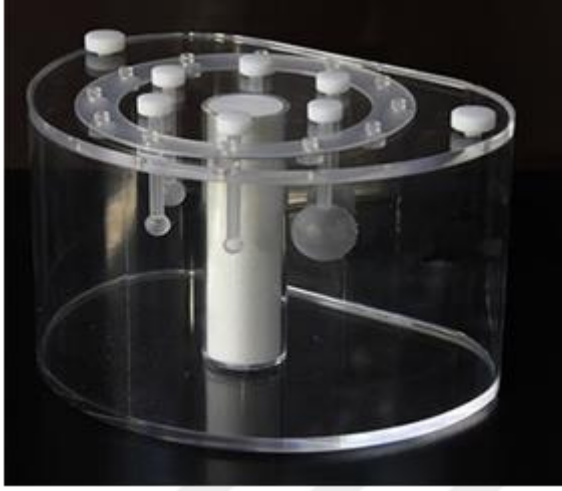
**Amaç:** PET/BT ve PET/MR cihaz görüntülerinin üst üste çakıştırılmasında kullanılan x, y ve z doğrultularındaki ofset değerlerinin referans değerler ile karşılaştırılması.

**Yöntem:** PET/BT cihazında hizalama fantomu görüntüsü üretici önerisi doğrultusunda alınır. Görüntülerin üst üste çakışık olması esas olduğu için herhangi bir tolerans önerilmemektedir (14, 15).

### **Rutin Görüntü Kalitesi:**

**Amaç:** Görüntü kalitesinde ele alınacak parametrelerin tutarlılığı incelenir.

**Yöntem:** Rutinde uygulanan tüm düzeltmeler dahil, PET verilerini yeniden yapılandırmak için yerel standart klinik rekonstrüksiyon protokolü kullanılır ve PET kesitleri görünür herhangi bir artefakt bakımından incelenir (14, 15).



**Şekil 3.21. PET IQ fantomu (17)**

### **Uzaysal Ayırma Gücü:**

**Amaç:** Nokta kaynak ile alınan görüntüde noktasal dağılım fonksiyonlarının FWHM ve FWTM' da ki tam genişliğini ölçmektir.

**Yöntem:** İmalatçısı tarafından belirlenen cihazın uygun değerlendirilebileceği test sonucu aralığında olmalıdır (14, 15).

### **Saçılan Fraksiyon, Sayım Kayıpları ve Rastgele Sayım Ölçümü:**

**Amaç:** Saçılmış radyasyonun ölü zaman ile rastgele olayların göreceli sistem duyarlılığına olan etkileri değerlendirilir.

**Yöntem:** İmalatçısı tarafından belirlenen cihazın uygun değerlendirilebileceği test sonucu aralığında olmalıdır (14, 15).

**Enerji Ayırma Gücü:**

PET görüntülemesinde 511 keV anihilasyon fotonları dedekte edildiğinden, TITCK testlerinden enerji ayırma gücü incelenmemiştir.

**Hassasiyet:**

**Amaç:** Tarayıcıların pozitron saptama hassasiyetlerini ölçmek için yapılır.

**Yöntem:** İmalatçısı tarafından belirlenen cihazın uygun değerlendirilebileceği test sonucu aralığında olmalıdır (14, 15).

**Sayım Kaybı ve Rastgele Sayım Düzeltme Doğruluğu:**

**Amaç:** Görüntülerdeki rastgele olayları ve ölü zaman kayıpları düzeltmesi doğruluğunu test eder.

**Yöntem:** İmalatçısı tarafından belirlenen cihazın uygun değerlendirilebileceği test sonucu aralığında olmalıdır (14, 15).

**Görüntü Kalitesi, Atenüasyon (Azalım) ve Saçılma Düzeltmesi Doğruluğu:**

**Amaç:** Sıcak ve soğuk lezyonlarla, tüm vücut çalışmasından elde edilen görüntüleri taklit edilerek görüntü üretmektir. Bu görüntülerden atenüasyon ve saçılım düzeltmesi doğruluğu hesaplamaktır.

**Yöntem:** Sıcak ve soğuk lezyonlara ayrı ayrı çizilen ROI'lerden kontrast hesaplanır. Background ROI'lerinden standart sapma hesaplanır. Atenüasyon ve saçılım düzeltmeleri akciğer küreciğinin ROI'lerinden hesaplanarak doğrulanır (14, 15).

**PET/BT Görüntü Kayıt Doğruluğu:**

5. madde de incelenmiştir.

## 3.2. Tez Çalışması

### 3.2.1. Doz Kalibratörleri Kalite Kontrol Testleri

Bu testler CAPINTEC ve BIODEx marka, CRC-25 PET, ATOMLAB™ 300 ve ATOMLAB™ 500 model olan doz kalibratörü kullanılarak yapıldı.

#### **Kontrol Kaynağı Cevabı (Stability):**

Doz kalibratöründe doğru sayım yapılabilmesi için kalibratörde bulunan sayım ekranı üzerinde ilgili madde seçilerek doz kalibratörü hazır hale getirildi. Stabilitate testi yapılacak cihazların kaynak ölçümü öncesi net sayım elde edebilmek için arka plan (background) ölçümü yapılarak kaynağımızın gerçek aktivite değeri bulundu. Bu test için fiziksel yarılanma süresi 30,5 yıl olan  $^{137}\text{Cs}$  kaynağı kullanıldı. Kaynak sayımı işlemi sırasında ekran üzerinde net sayım değeri görene kadar beklenilerek sayım işlemi gerçekleştirildi. Alınan kaynak ölçüm değeri ile background değeri farkı alınarak kaynağın net aktivite değeri bulundu. Alınan ölçümler daha önce alınan ölçümler ile karşılaştırması yapılarak değerlendirmeye alınıp elde edilen değerler  $\pm\%5$  değer aralığında olması beklenildi.

#### **Doğrusallık (Linearity):**

Bu test için fiziksel yarılanma süresi 6,02 saat olan  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  radyofarmasötik ile gerçekleştirilip kaynağın net aktivite değeri bulunabilmesi için arka plan (background) ölçümü yapıp kaynak sayımından çıkarılarak elde edildi. Enjektör yardımıyla vial içerisinden 23,1 mCi  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  alınıp boş bir vial içerisine boşaltılarak ölçüm saati ve ölçüm değeri kaydedildi. Daha sonra her ölçüm birer saat olacak şekilde kaydedilmiş olup son olarak 24. saat ölçümü alınıp ölçüm değerleri değerlendirmeye alındı. Elde edilen değerler ile başlangıç aktivitesi kullanılarak bozunma yasası formülü kullanılarak bulunan teorik aktivite değerleri karşılaştırması yapıp hata payı değerlendirildi.

#### **Geometrik Testi:**

Bu test için doz kalibratörüne uygun bir deney tüpü bulunarak iç hacmi hesaplandı. Testte için 2 ml hacimde ve 9,1 mCi aktivitede  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  radyofarmasötiği hazırlandı. Tüpün tamamen

dolması için serum fizyolojik hazırlandı. Sayım öncesi kaynağımızın net aktivite değerini elde edebilmek için arka plan (background) ölçümü yapılarak deney tüpü kalibratör içerisinde bulunan asansöre yerleştirilip daha sonra hazır halde bulunan <sup>99m</sup>Tc radyofarmasötik tüp içerisine boşaltarak ilk sayım alındı. Daha sonra tüp içerisine 1 ml serum fizyolojik eklenerek tekrar sayım alındı. Bu işlem her 1 ml serum fizyolojik ekleme sonrası tekrarlanmış olup tüpün tamamen dolması sağlanana kadar devam edildi. Elde edilen ölçümler doğrultusunda grafik üzerinde inceleme yapılarak dedektörden ne kadar uzaklaştıktan sonra sayım değerlerinde sapmalar olduğu göz önünde bulundurularak değerlendirme yapıldı.

### **Kesinlik ve Doğruluk:**

Kesinlik ve doğruluk testinde doz kalibratöründe bulunan sayım ekranı üzerinde ilgili bölüme getirilip daha sonra kaynak kurşun kap tutularak net sayım için arka plan (background) sayımı alındı. Daha sonra kaynak kalibratör içerisine yerleştirilerek sayım ekranında net değer okunana kadar beklenilerek kaynak sayımı yapıldı. Bir arka plan (background) bir kaynak sayımı olacak şekilde 10 tekrar yapılarak ölçüm sonuçları kaydedildi. Arka plan sayımlarında kaynağımızın kurşun kapta tutularak sayım alınmasına dikkat edildi. Alınan sonuçlar doğrultusunda kesinlik ve doğruluk testleri için ayrı ayrı formül uygulanarak kesinlik için  $\pm\%5$  doğruluk için  $\pm\%10$  değer aralığında olmasına dikkat edilerek değerlendirilmeye alındı.

### **3.2.2. Tiroit Uptake Prob ve Gama Sayıcıların Kalite Kontrol Testleri**

Bu test BIODEx marka, ATOMLAB™ 930 model olan tiroit uptake prob ve gama sayıcı kullanılarak yapıldı.

### **Ki-Kare:**

Ki- kare ( $\chi^2$ ) testi için uptake cihazı kalibrasyon moduna alınıp aktivitesi bilinen <sup>137</sup>Cs kayağı dedektör önüne yerleştirilip 1 dakika sayım alınarak kaydedildi. Akabinde kaynak, cihaz ayarları ve dedektör konumunda değişiklik yapılmadan ki-kare testine geçildi. Ki-kare testi için periyodik olarak 10 saniye süre ile 10 adet kaynak sayımı peş peşe alınıp kaydedildi. Alınan ölçümler doğrultusunda ki-kare testi için toplam ölçüm istatistiği üzerinde hesaplanıp

çıkan sonuçlar üzerinden 0,1 ile 0,9 değer aralığında olması beklenilerek değerlendirmeye alındı.

### **3.2.3. SPECT Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri**

Bu test MEDİSO ve SIEMENS marka, TH22 ve SYMBIA TRUE POINT SPECT CT model olan gama kamera kullanılarak yapıldı.

#### **Puls Yükseklik Analizörü (PYA) Penceresinin Merkezlenmesi:**

Bu test için enjektör ile 1,26 mCi <sup>99m</sup>Tc radyofarmasötik çekilip kurşun kap içerisine alınarak sayım işlemi için gama kameranın bulunduğu bölüme geçilip cihaz hazırlığına geçildi. Sayım işlemi için cihaza radyofarmasötiğe uygun kolimatör takılıp görüş alanının oda tabanına dik olacak şekilde döndürülüp yerden yüksekliği 90 cm'ye ayarlandı. Hazırlanan radyofarmasötik görüş alanın tam ortasına gelecek şekilde oda tabanına yerleştirilerek gama kamera sayım için hazır hale getirildi. Daha sonra görüntü ekranında teste ve radyofarmasötiğe bağlı olarak sayım süresi, sayım değeri, matrix, sayımı yapılacak radyofarmasötiğin pik değeri ve pencere aralığı parametreleri girilerek sayım için sistem hazırlığı yapıldı. Yapılacak olan sayım işlemi sırasında önceden belirlenen pik değerleri ayrı ayrı girilerek sayım işlemi gerçekleştirildi. Almış olduğumuz sayım değerleri kullanılarak grafik formunda FWHM ve FWTM değeri bulunarak değerlendirme yapıldı.

#### **İçsel (Intrinsic) veya Sistem (Extrinsic) Homojenite - Günlük (Düşük Sayım):**

##### **İçsel (Intrinsic) Homojenite:**

Bu test için enjektör ile 10 mCi <sup>99m</sup>Tc radyofarmasötik nokta kaynak hazırlandı. Hazırlanan kaynak gama kamera görüş alanının 5 katı mesafe olacak şekilde kaynak yerleştirilip dedektör üzerinde kolimatörsüz olarak cihaz hazırlığı tamamlandı. Görüntü ekranında kullanılan radyofarmasötik değerleri, pencere aralığı, matrix ve sayım değeri girilerek sistem hazırlığı yapılarak sayım işlemi yapıldı. Sayım işlemi sırasında önceden belirlenen pik (keV) değerleri değiştirilip sayım işlemi gerçekleştirildi. Elde edilen görüntüler üzerinden hem sistem

üzerinden kontroller hem de bu test için uygulanan integral ve diferansiyel homojenite değerleri hesaplanarak değerlendirme işlemi yapıldı.

### **Sistem (Extrinsic) Homojenite:**

Bu test için 10 mCi  $^{99m}\text{Tc}$  hazırlanıp fantom doldurma aşamasına geçildi. Daha sonra fantom içerisinde hava kabarcığı kalmayacak şekilde ilk olarak suyla doldurulup daha sonra hazırlanan radyofarmasötüğün hacmi kadar boşluk bırakılarak fantom doldurulup kapatıldı. Bu sayede maddenin dışı taşmadığından emin olunarak fantom kapağının sağlam ve sıkı bir şekilde kapatıldı. Çekim saatine kadar belirli aralıklarda çalkalama işlemi yapılarak fantom içerisinde homojen bir dağılım sağlandı. Görüntü ekranında test için gerekli olan ilgili radyofarmasötik değerleri, pencere aralığı ve sayım değeri girilip daha sonra gama kamera üzerinde radyofarmasötiğe uygun kolimatör takılıp, kolimatör üzerine görüş alanını tam ortalayacak şekilde fantom yerleştirildi. Elde edilen görüntü ile sistem üzerinden kontroller sağlanarak görüntünün homojen olup olmadığı değerlendirilmesi yapıldı.



**Şekil 3.22. Gama kamera üzerine düzlem fantomun konumlandırılması**

### **İçsel (intrinsic) veya Sistem (extrinsic) Uzaysal Ayırma Gücü ve Doğrusallık (Rutin Metot):**

Bu test için ekstrensek homojenite testi için kullanılan düzlem fantom ile bar fantom kullanılarak yapıldı. Düzlem fantom içerisinde bulunan radyofarmasötiğe uygun kolimatör takılıp, kolimatör üzerine ilk olarak görüş alanının tam ortalayacak şekilde bar fantom yerleştirilip daha sonra üzerine düzlem fantom yerleştirilip gama kamera hazırlandı. Daha sonra görüntü ekranında kullanılan radyofarmasötik değerleri, pencere aralığı ve sayım süresi parametreleri girilip sistem ayarlaması yapılarak sayım işlemine geçildi. Elde edilen görüntüler doğrultusunda görüntü üzerinde gözle ayırt edebilme değerlendirme yapıldı. Uzaysal ayırma testi için kullanılan düzlem fantom yerine aynı radyofarmasötik ile nokta kaynak olarak hazırlanarak değerlendirme yapılabilmektedir.



**Şekil 3.23. Gama kamera üzerine bar fantom ve düzlem fantomun konumlandırılması**

### **Sistem (Extrinsic) Planar Hassasiyeti:**

Bu test için 0,5 ml su dolu şişe içerisine 1 mCi <sup>99m</sup>Tc radyofarmasötiği enjektör yardımıyla boşaltılıp radyofarmasötiğin su içerisinde homojen olarak dağılabilmesi için belirli bir süre çalkalama işlemi yapıldı. Daha sonra su ve radyofarmasötik miktarları üzerinden hesaplama

yapılarak karışımında kaç mililitrede 20  $\mu\text{Ci}$  ulaşılabileceği bulundu. Bulunan sonuç doğrultusunda karşım içerisinden çekilerek vial içerisine boşaltıldı. Sayım işlemi için ilgili radyofarmasötiğe ait kolimatör gama kamera üzerine takılıp görüş alanının oda tavanına dik olacak şekilde konumlandırıldı. Görüntü ekranında kullanılan radyofarmasötik, sayım süresi, matrix, pik (keV) ve pencere aralığı parametreleri girilerek gama kamera sayım işlemi için hazırlandı. Görüş alanı üzerinde doğru sayım elde edebilmek için belirlenen 4 köşe ve 1 orta nokta olmak üzere 5 noktada sayım işlemi gerçekleştirildi. Alınan sonuçlar gama kamera modeline uygun sayım parametrelerine bakılarak sonuç değerlendirildi.

### **Tomografik Homojenite:**

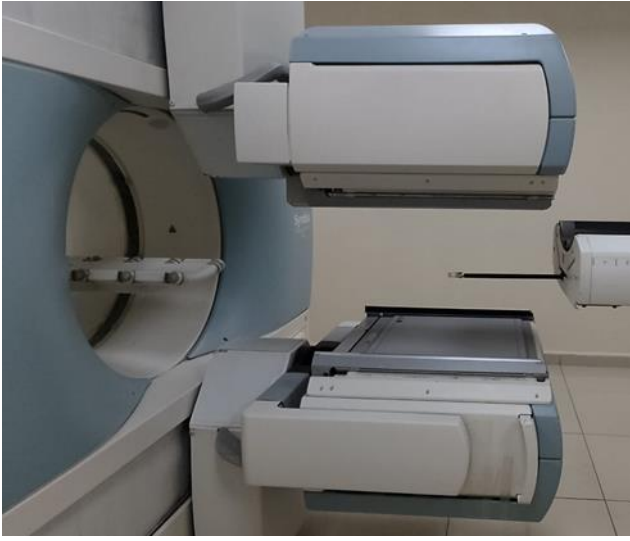
Bu test Jaszczak fantomu ile yapıldı. Fantom tamamen su ile doldurulmadan önce 10 mCi  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  boşaltılarak 15 dakika çalkalandı. Fantom içerisinde homojen olarak dağılması sağlandıktan sonra içeride hava kabarcığı kalmayacak şekilde su ile doldurulup kapatıldı. Cihaz sedyesi üzerine tutucu aparat yerleştirilip üzerine fantom yerleştirildi. Kolimatörler fantom etrafında eşit uzaklıkta dönmesi için mesafe ayarlaması yapılarak çarpma kontrolü yapıldı. Görüntü ekranı üzerinden kullanılan radyofarmasötiğe ve teste uygun protokoller girilip görüntü alındı. Elde edilen görüntü üzerinden soğuk küreler incelenerek değerlendirildi.



**Şekil 3.24. SPECT/CT cihazında Jaszczak fantomun konumlandırılması**

### **Toplam Sistem Performansı:**

Bu test için 1 mCi <sup>99m</sup>Tc kullanılarak nokta kaynak hazırlandı. Hazırlanan kaynak cihaz sedyesinde tutucu aparat ile kolimatör merkezine 5 cm uzaklığına yerleştirildi. Kolimatörlerin çarpma riskine karşılık kolimatör ile kaynak mesafesi ayarlandı. Görüntü ekranında kullanılan radyofarmasötik özellikleri ve test için gereken görüş alanı, sayım değeri, pencere aralığı parametreleri ile teste uygun protokol seçilerek görüntü işlemine geçildi. Elde edilen görüntü üzerinden görüntü kalitesi incelemesi yapılarak değerlendirme yapıldı.



**Şekil 3.25. SPECT/BT cihazında nokta kaynak konumlandırılması**

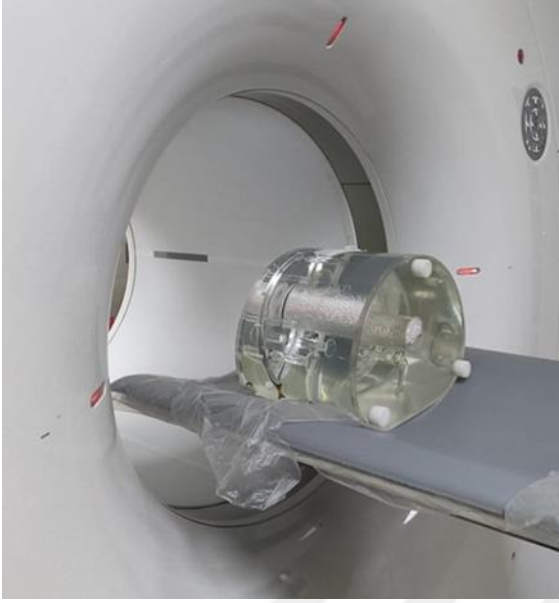
### **3.2.4. PET/BT'lerin Kalite Kontrol Testleri**

Bu test SIEMENS marka, Biograph Horizon - 4R model olan PET/BT kullanılarak yapıldı.

### **Rutin Görüntü Kalitesi:**

Bu test için PET IQ fantomu kullanıldı. Fantom içerisine background ile test için doldurulması istenen küreler arasında 1/8 oranında aktivite olacak şekilde aktivite hesabı yapıldı. Hesaplanan aktivite miktarları fantom içerisine ve kürelere dolduruldu. Cihaz sedyesi üzerine yerleştirilerek teste uygun protokol girildi. Hesaplanan background ile küre oranın

elde edilen görüntü üzerinden background ve küre ROI sayımları üzerinden hesaplanarak değerlendirildi.



**Şekil 3.26. PET/CT cihazında PET IQ fantomun konumlandırılması**

#### **Normalizasyon:**

Bu test için üretici firma tarafından üretilen  $^{68}\text{Ge}$  fantomu kullanıldı.  $^{68}\text{Ge}$  fantomu cihaz sedyesi üzerine tutucu aparat ile birlikte yerleştirildi. Cihaz lazerleri tarafından merkezlendi. Görüntü ekranında teste uygun protokol girilerek görüntü alım işlemine geçildi. Elde edilen görüntü üzerinden görüntü kalitesi incelenerek değerlendirildi.



**Şekil 3.27. PET/BT cihazında  $^{68}\text{Ge}$  fantomun konumlandırılması**

#### **$^{68}\text{Ge}$ Çubuk (Çakışma) Testi:**

Bu test için üretici firma tarafından üretilen  $^{68}\text{Ge}$  çubukları kullanıldı.  $^{68}\text{Ge}$  çubukları tutucu aparatına yerleştirilerek cihaz sedyesine sabitlendi. Cihaz üzerinde bulunan lazer ile merkezlendi. Görüntü ekranı üzerinden teste uygun protokol girilerek görüntü işlemine geçildi. Elde edilen görüntü ve görüntü simülasyonu üzerinden incelenerek değerlendirildi.



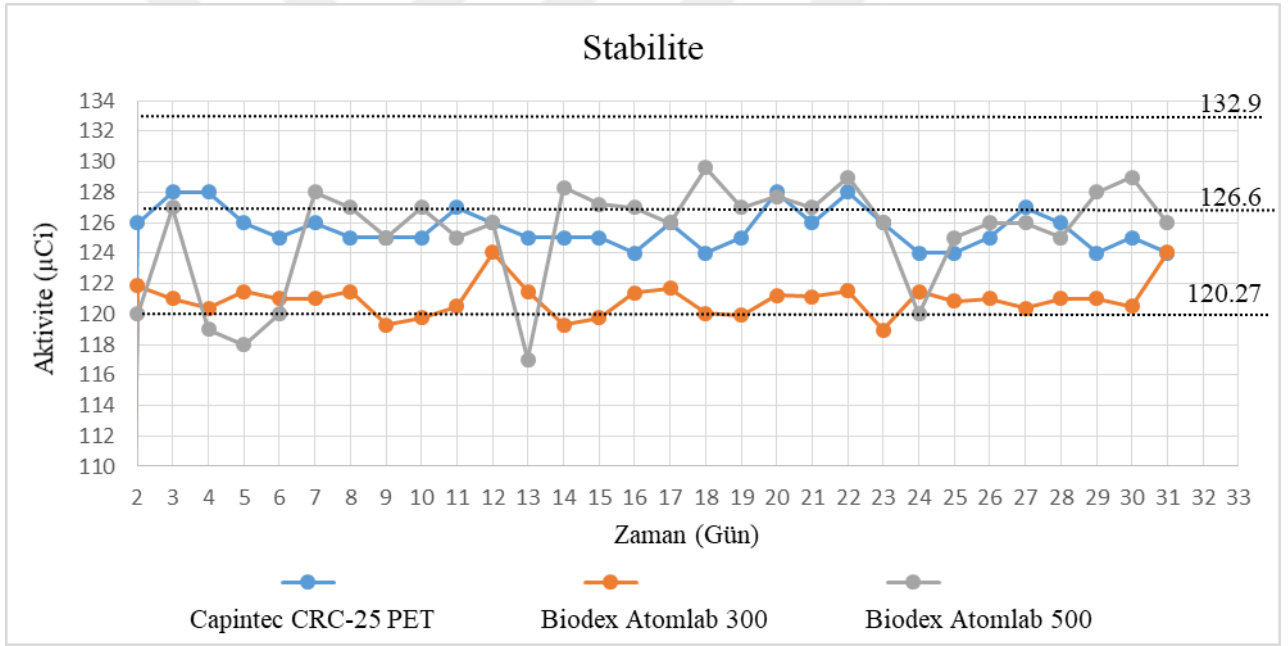
**Şekil 3.28. PET/BT cihazında  $^{68}\text{Ge}$  çubuklarının konumlandırılması**

## 4. BULGULAR

### 4.1. Doz Kalibratörleri Kalite Kontrol Testleri

#### 4.1.1. Kontrol Kaynağı Cevabı (Stability)

Doz kalibratörünün stabilite testi, 1 ay süresince üç farklı doz kalibratöründe düzenli olarak yapılan ölçümlerde alınan sonuçlar Şekil 4.1’de görülmektedir. Bu şekilde Biodex Atomlab 500 doz kalibratöründe 13. gün yapılan test sonucunun limit dışında olduğu görülmektedir. Aynı gün yapılan kalibrasyon sonucunda limit dışına çıkan ölçümün daha sonraki günlerde yapılan ölçümlerde normal aralıklarda olduğu izlenmektedir.



Şekil 4.1. Üç farklı doz kalibratöründe yapılan stabilite test sonuçlarının 1 aylık sonuçları

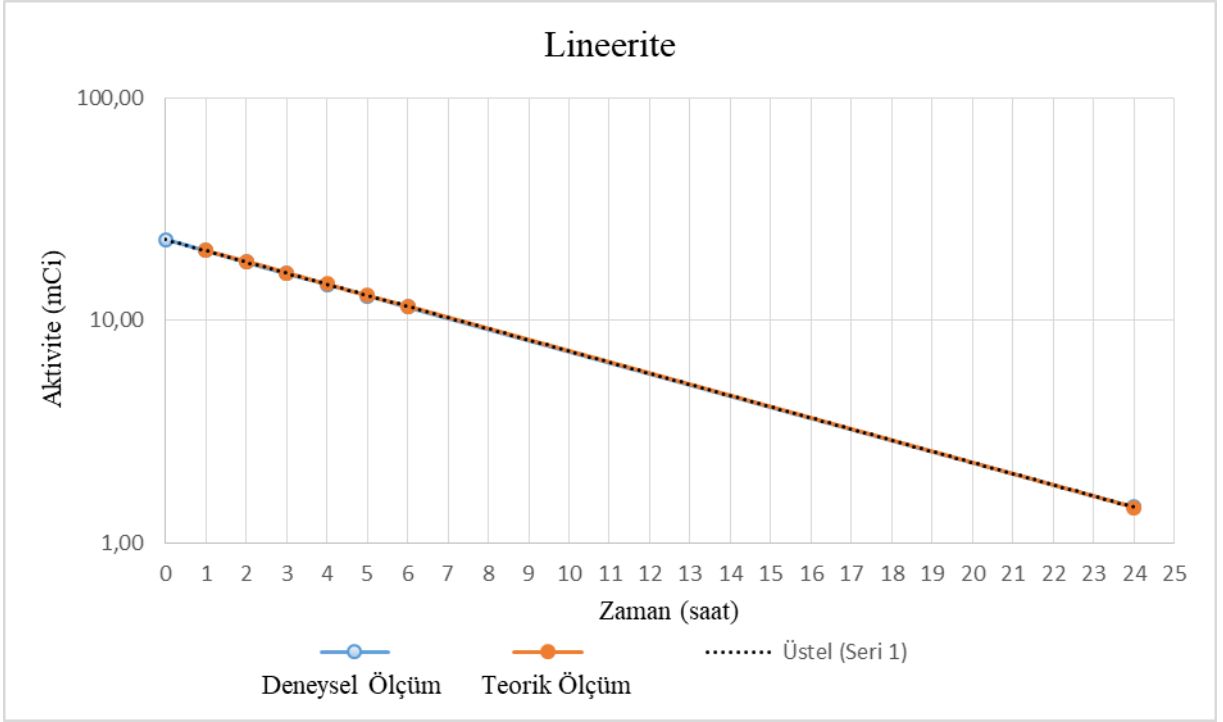
#### 4.1.2. Doğrusallık (Linearity)

Doğrusallık testi için kullanılan  $^{99m}\text{Tc}$  radyofarmasötüğün zamana bağlı aktivite azalımı kaynak ölçümü ve teorik ölçüm değerleri Tablo 4.1’de görülmektedir. Kaynak ölçümü ve teorik ölçümler arasında maksimum %0,3 fark olduğu tespit edilmiş olup test için kullanılan

doz kalibratörün sayım işlemlerinde doğru çalıştığı gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda oluşturulan Şekil 4.2’de teorik ölçüm ve kaynak ölçümlerinin zamana bağlı değişimi lineer azalımı görülmektedir.

**Tablo 4.1. Doğrusallık testinde kullanılan kaynağın ölçüm ve teorik değerleri**

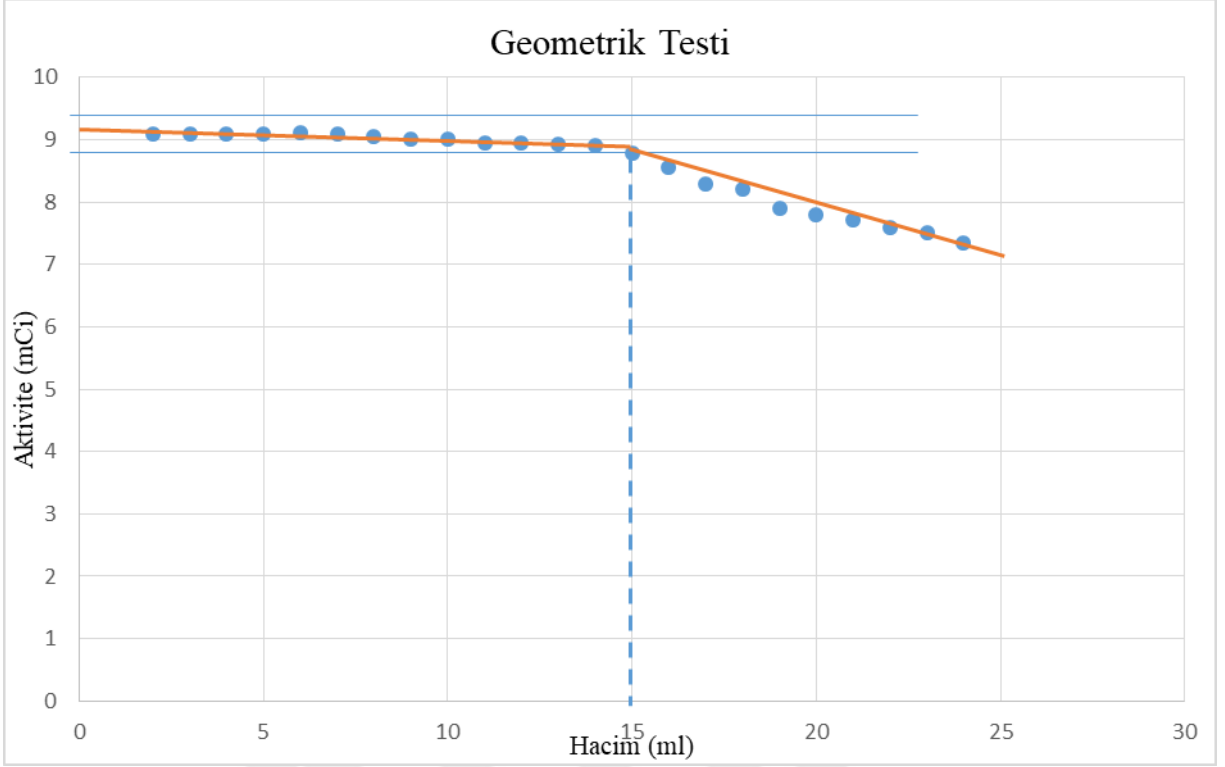
Süre (saat)	Background ( $\mu\text{Ci}$ )	Ölçüm (mCi)	Net Ölçüm (mCi)	Teorik Ölçüm (mCi)
0	3	23,1	23,10	
1	2	20,6	20,60	20,58
2	11	18,31	18,30	18,33
3	11	16,24	16,23	16,33
4	12	14,49	14,48	14,55
5	10	12,9	12,89	12,96
6	11	11,52	11,51	11,55
24	7	1,453	1,45	1,44



**Şekil 4.2. Doğrusallık testi kaynak ölçüm ve teorik değerlerinin karşılaştırılması**

#### 4.1.3. Geometrik

1 mililitre ile başlanılarak 23 mililitreye kadara alınan her hacim artışında alınan aktivite ölçüm değerleri Şekil 4.3'de verilmiştir. 15 mililitreye kadar alınan ölçüm değerlerinde bir sapma gözlenmemiştir. 15 ml'den sonra aktivite miktarında düşüş yaşanmış olup bu da doz kalibratöründe yapılacak sayım işlemlerinde dedektör ile kaynak arası mesafenin maksimum 15 cm'ye kadar doğru ölçüm yaptığı 15 cm sonrasında ölçülen aktivite miktarların doğru olmadığı anlaşılmaktadır.



**Şekil 4.3. Mililitre başına ölçülen aktivite miktarı**

#### 4.1.4. Kesinlik ve Doğruluk

Kesinlik ve doğruluk testi için alınan kaynak sayımı ve bu sayımlar kullanılarak elde edilen %kesinlik değerleri Tablo 4.2’de verilmiş olup sayım değerleri kullanılarak elde edilen %doğruluk değeri Tablo 4.3’te gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda doz kalibratörleri için kesinlik  $\pm\%5$  sınırları içerisinde ve doğruluk  $\pm\%10$  sınırı içerisinde olduğu görülmektedir.

**Tablo 4.2. Kaynak sayımı ve % kesinlik değerleri**

Ölçüm sayısı	Background	Ölçüm ( $\mu\text{Ci}$ )	Net Sayım ( $\mu\text{Ci}$ )	Kesinlik (%)
1.	45	171	126	-5,33
2.	35	171	136	2,17
3.	33	172	139	4,43
4.	40	172	132	-0,82
5.	41	171	130	-2,32
6.	40	172	132	-0,82
7.	40	172	132	-0,82
8.	38	172	134	0,67
9.	37	172	135	1,42
10.	37	172	135	1,42

**Tablo 4.3. Ölçülen kaynak değerleri ve % doğruluk değeri**

Net Sayım Ortalaması	133,1
Kesinlik Ortalaması	4,219E-15
Deney tarihi literatür kaynak aktivitesi	126,6 $\mu\text{Ci}$
Doğruluk (%)	5,13

## 4.2. Tiroit Uptake Prob ve Gama Sayıcıların Kalite Kontrol Testleri

### 4.2.1. Ki-Kare

Ki-Kare testi için kullanılan kaynak bilgileri Tablo 4.4’de verilmiş olup alınan kaynak ölçüm değerleri ve her ölçüm için hesaplanan Ki-Kare değerleri Tablo 4.5’de verilmiştir. Alınan sonuçlar doğrultusunda ölçümlerin %50’si istenilen değer aralığında olduğu görülmektedir.

**Tablo 4.4. Ki-Kare testinde kullanılan kaynak bilgileri**

Radyonüklid	Aktivite
$^{137}\text{Cs}$ (60 saniye)	53592 (cpm)
$^{137}\text{Cs}$ aktivitesi	126 $\mu\text{Ci}$
Ölçüm ortalaması	26221,5 (cpm)

**Tablo 4.5. Kaynak ölçüm değerleri ve Ki-Kare değerleri**

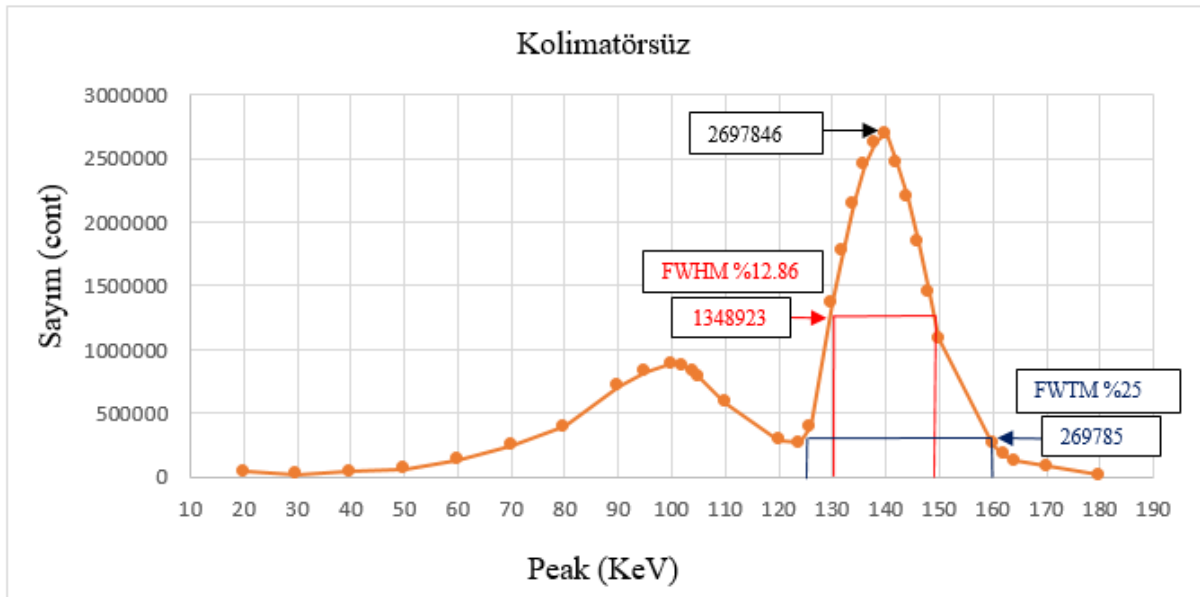
Ölçüm (Sayım)	Ki-Kare
26642	6,74
26520	3,39
25834	5,72
26373	0,87
25978	2,26
26032	1,36
26304	0,25
26106	0,50

26272	0,09
26154	0,17

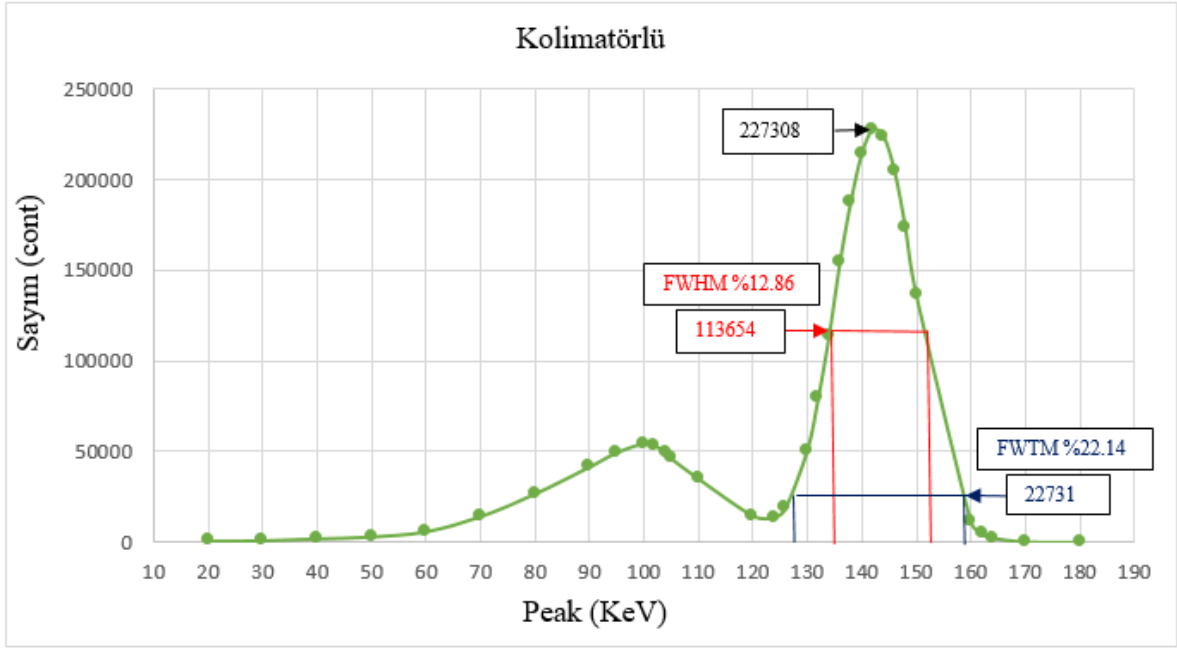
### 4.3. SPECT Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri

#### 4.3.1. Puls Yükseklik Analizörü (PYA) Penceresinin Merkezlenmesi

Bu test için kolimatörsüz ve kolimatörlü olmak üzere alınan sayım değerleri ve hesaplanan FWHM ve FWTM değerleri sırasıyla Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te gösterilmektedir. Her iki sayım için hesaplanan FWHM ve FWTM değerlerin fotopik içerisinde yer aldığı gösterilmekte olup Compton bölgesinden ayrıldığı görülmektedir. Şekil 4.4'de FWHM değeri 18 keV bulunmuş olup maksimum pik enerjisine bölünerek enerji rezolüsyonu %12,86 bulunmuştur. Şekil 4.5'de FWHM değeri 18 keV bulunmuş olup maksimum pik enerjisine bölünerek enerji rezolüsyonu %12,86 bulunmuştur.



Şekil 4.4. Kolimatör olmadan alınan sayım değerleri ve sayım değerleri üzerinden hesaplanan FWHM ve FWTM değerleri

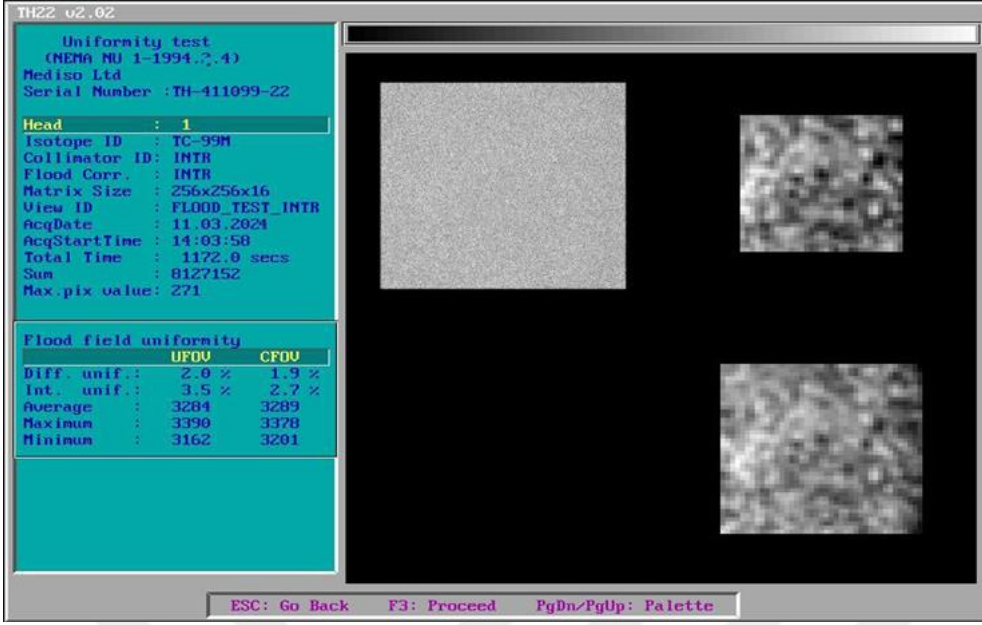


**Şekil 4.5. Kolimatör takılarak alınan sayım değerleri ve sayım değerleri üzerinden hesaplanan FWHM ve FWTM değerleri**

#### 4.3.2. İçsel (Intrinsic) veya Sistem (Extrinsic) Homojenite – Günlük (Düşük Sayım)

##### İçsel (Intrinsic) Homojenite:

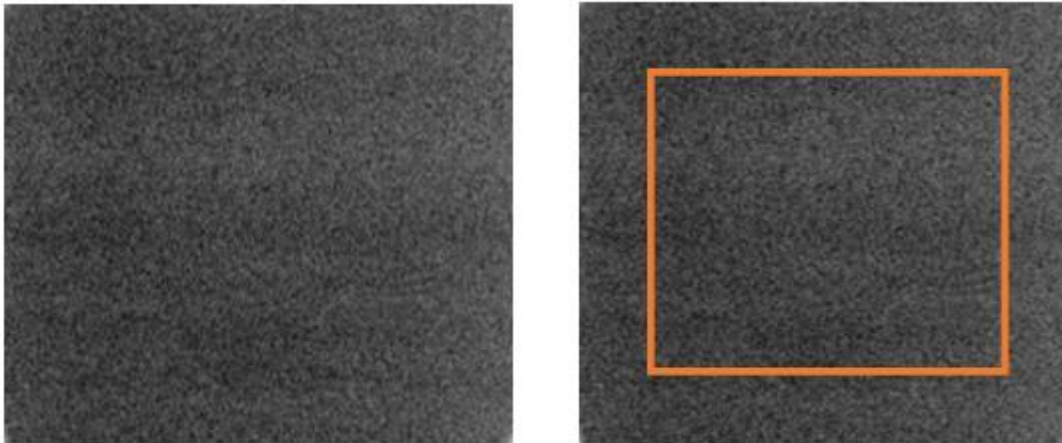
Kaynak ile alınan görüntüleme ve sayım değerleri ile hesaplanan UFOV ve CFOV değerleri Şekil 4.6'da gösterilmektedir. Görüntü kalitesi açısından homojen bir görüntü alınmış olup sayım değerleri ile hesaplanan integral homojenite %5'ten küçük olup diferansiyel homojenite %1-2 değerleri arasında olduğu görülmektedir.



Şekil 4.6. Görüntüleme sonrası elde edilen sayım değeri ile hesaplanan UFOV ve CFOV değerleri

#### Sistem (Extrinsic) Homojenite:

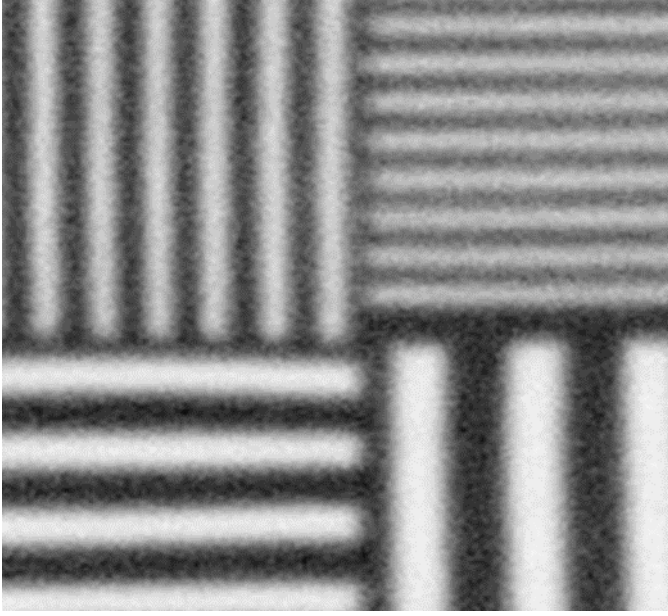
Integral homojenite (solda), Diferansiyel homojenite (sağda). Diferansiyel homojenite için seçilen alan integral homojenite alanın %70'ne karşılık gelmektedir.



Şekil 4.7. Integral homojenite görüntüsü (solda), Diferansiyel homojenite görüntüsü (sağda)

#### 4.3.3. İçsel (intrinsic) veya Sistem (extrinsic) Uzaysal Ayırma Gücü ve Doğrusallık (Rutin Metot)

Bar fantom ve düzlemsel fantom kullanılarak elde edilen görüntü Şekil 4.8'da gösterilmektedir. Elde edilen görüntüde farklı kalınlıklardaki dört alan ayrı ayrı net bir şekilde ayırt edilebilmektedir.



Şekil 4.8. Düzlem fantom ve bar fantom kullanılarak elde edilen görüntü

#### 4.3.4. Sistem (Extrinsic) Planar Hassasiyeti

Görüş alanı içerisinde belirlenen beş noktada alınan sayım değerleri Tablo 4.6'da verilmektedir. Elde edilen sayım ve aktivite oranı üretici firma tarafından belirtilen cihaz referans değerleri sınırları içerisinde olduğu tespit edilmiştir.

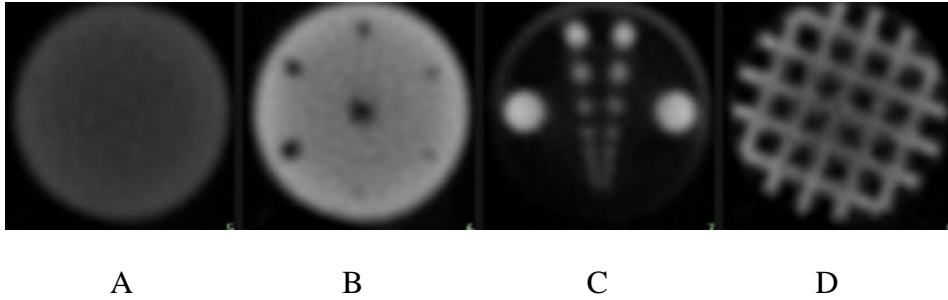
Aktivite Miktarı ( $\mu\text{Ci}$ )= 22,

**Tablo 4.6. Gama kamerada görüş alanı üzerinde belirlenen beş noktada sayım değerleri**

	Sayım	Sayım/ $\mu$ Ci
Orta Nokta	214	9,72
Sol Üst	203	9,22
Sol Alt	212	9,63
Sağ Alt	212	9,63
Sağ Üst	209	9,5
Ortalama $\pm$ SD	210 $\pm$ 4,3	9,54 $\pm$ 0,2

#### 4.3.5. Tomografik Homojenite

Hazırlanan jaszczak fantomu ile elde edilen kesit görüntüleri Şekil 4.9’da verilmiştir. Birinci şekilde (A) fantom içerisine konulan radyonüklidin homojen dağılım sağlandığı görülmekte olup görüntü üzerinde herhangi bir ring artefakt oluşumu saptanmamıştır. İkinci şekilde (B) fantom içerisinde bulunan soğuk lezyonlar göz ile ayırt edilebilmektedir. Üç ve dördüncü şekillerde (C ve D) fantom içerisinde bulunan farklı boyutlardaki çubuk görüntüleri uzaysal ayırma gücünün üretici firma tarafından belirtilen sınırlar dahilinde olduğu gözlenmiştir.



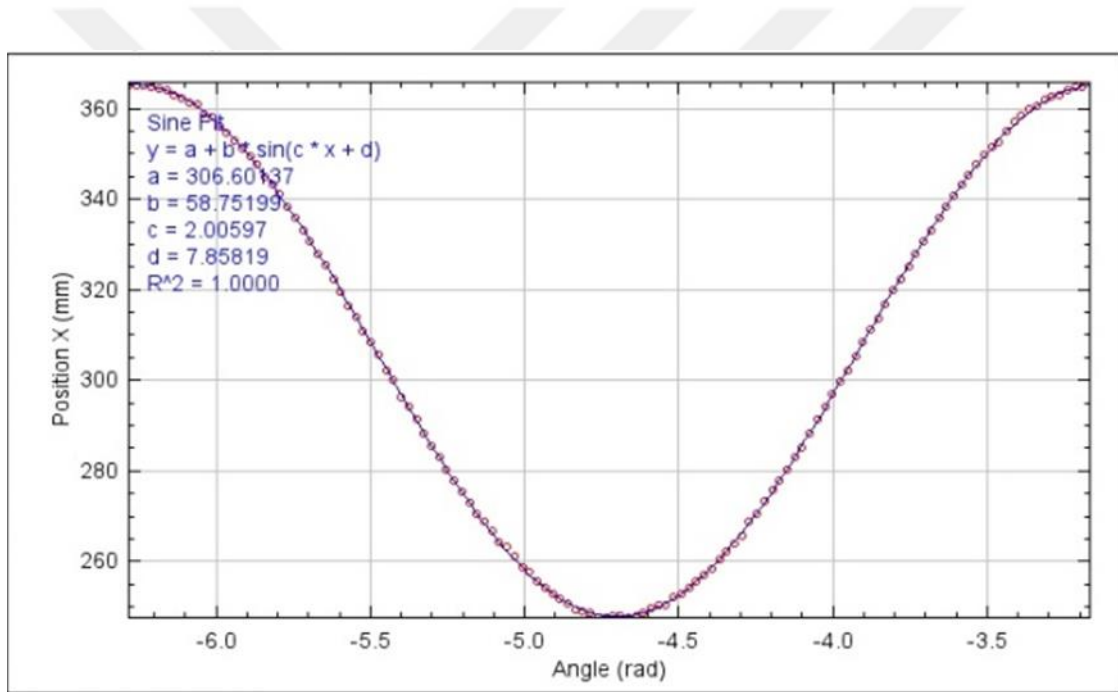
**Şekil 4.9. SPECT/BT cihazında Jaszczak fantom görüntüleri. Tomografik homojenite (A). Radyofarmasötik doldurulmamış (hipoaktif) altı küre (B). Tomografik rezolüsyon (C ve D).**

#### 4.3.6. Toplam Sistem Performansı

Kaynak görüntüleme sonrası elde edilen kaynak eksen değerleri Tablo 4.7’de verilmiş olup eksen değerleri ile elde edilen açı konum sinüs eğrisi Şekil 4.10’de verilmiştir. Elde edilen veriler üretici firma tarafından belirlenen referans sınır değerleri içerisinde olduğu tespit edilmiştir.

**Tablo 4.7. SPECT/BT cihazında nokta kaynak ile alınan X ve Y eksen değerleri**

	X (mm)	Y (mm)
COR	0,93846	1,93934



**Şekil 4.10. Cor testi sonucunda alınan sinogramların açı-konum sinüs eğrisi**

#### 4.4. PET/BT’lerin Kalite Kontrol Testleri

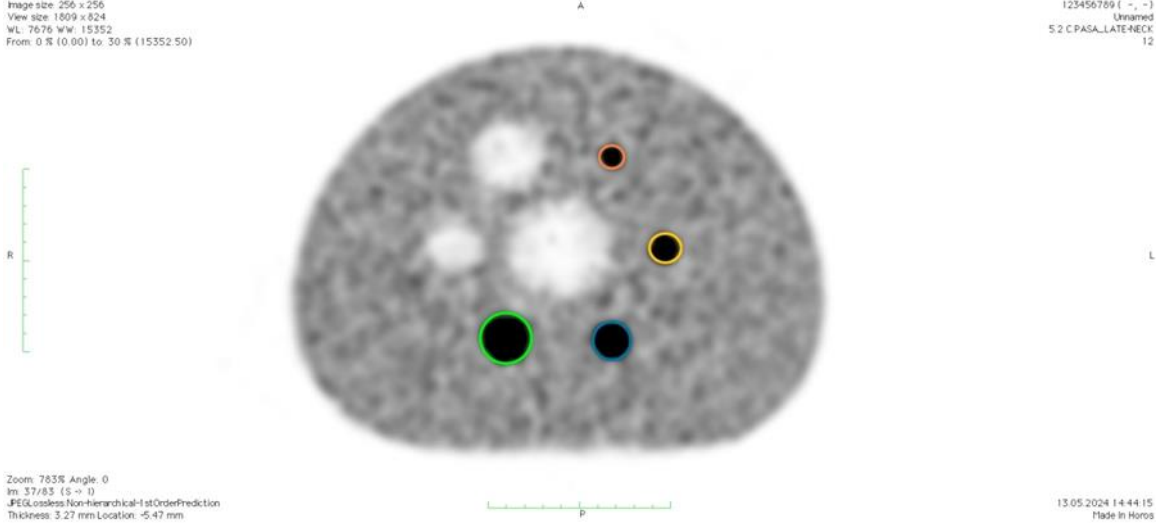
##### 4.4.1. Rutin Görüntü Kalitesi

PET IQ fantom ile elde edilen görüntü Şekil 4.11’de ve görüntü üzerinde her bir küre için alınan sayım değerleri Tablo 4.8’de verilmiştir. Birbirinden farklı boyutlardaki küre sayımları

ve her bir küre için eşit alanda alınan background sayım değerleri büyük küreden küçük küreye doğru gidildikçe küre hacmine bağlı olarak aktivitede 1/8 oranında azalım görülmektedir.

**Tablo 4.8. PET IQ fantomu ile belirlenen dört küre ve background sayım değerleri**

ÇAP	ALAN(cm <sup>2</sup> )	ORTLAMA	TOPLAM	BACGROUND	ORT. BACKGROUND	ORAN(%8)
22	3,22	33605,76	1747460	4011,42 3980,32 3980,52 3948,25 3975,45	3979,19	8,44
17	1,86	29352,11	1056676	3669,05 3701,77 3662,06 3652,74 3719,91	3681,11	7,97
13	0,87	24141,60	462989	3275,03 3240,22 3172,89 3254,92 3284,46	3245,51	7,43
10	0,25	19579,29	134756	2849,85 2851,07 2912,64 2894,71 2901,57	2881,97	6,79



Şekil 4.11.  $^{18}\text{F}$ -FDG ile doldurulmuş fantom ve dört adet sıcak küre görüntüsü

#### 4.4.2. Normalizasyon

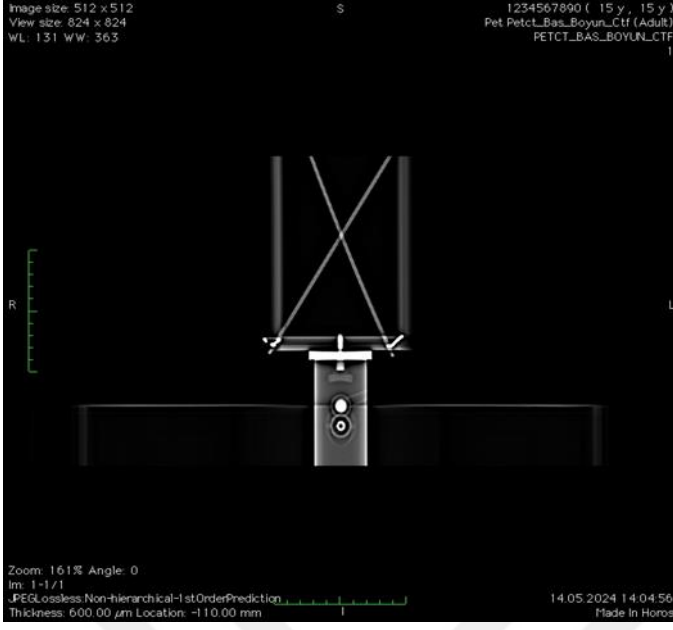
$^{68}\text{Ge}$  fantom kullanılarak elde edilen PET görüntüsü Şekil 4.12’de verilmiş olup homojen görüntü elde edilmiştir.



Şekil 4.12  $^{68}\text{Ge}$  fantom görüntüsü

#### 4.4.3. $^{68}\text{Ge}$ Çubuk (Çakışma) Testi

$^{68}\text{Ge}$  çubukları kullanılarak elde edilen görüntü Şekil 4.13’de verilmektedir. Her iki çubuğun merkezleri birbiri üzerinde çakışması söz konusu olup herhangi bir eksen kayması görülmemektedir. PET ve BT görüntülerinden füzyon yapılmasına uygundur.



Şekil 4.13.  $^{68}\text{Ge}$  çubuk görüntüsü

## 5. TARTIŞMA

TC, Sağlık Bakanlığı, Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz kurumu tarafından 23/12/2021 tarihinde Diagnostik “Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazların Kalite Uygunluk ve Kalite Kontrol Testleri Hakkında Yönetmelik” başlıklı bir yönetmelik yayınlanmıştır. Bu yönetmeliğin içeriğinde Nükleer Tıp bölümlerini ilgilendiren iki bölüm bulunmaktadır. Bunlardan biri Kalite Kontrol Testleri diğeri Kalite Uygunluk Testleridir. Kalite Uygunluk testleri günümüzde NEMA Testleri olarak da bilinen Kabul (akseptans) Testleridir. Bu testleri yapma yetkisini TİTCK’dan kalite uygunluk yetkisi almış olan özel firmalara vermiştir. Kalite Kontrol Testlerini yapma yetkisini ise TİTCK’dan kalite kontrol yetkisi almış olan Medikal Fizikçilere vermiştir. Kalite kontrol yetkisi olan Medikal Fizikçi Bir kurumda çalışıyor olabilir. Şayet kurumda böyle bir yetkili mevcut değilse, tıpkı kalite uygunlukta olduğu gibi yetkili özel firmalardan hizmet almak mümkündür.

TİTCK Klavuzunda Kalite Kontrol testlerinin neler olduğu belirtilmiştir. Fakat bu testleri yapmak için hangi ekipmanlara ihtiyaç olduğu ve testlerin nasıl yapılacağı yazılmamıştır. Bununla birlikte testlerin yapılması için hangi yöntemlerden yararlanılabileceği belirtilmiştir. Bu yüksek lisans tez çalışmasında TİTCK Klavuzunda belirtilen Kalite Kontrol testlerinin neler olduğu, bu testleri yapılabilmesi için hangi ekipmanların gerekli olduğu, testlerin yapılış yöntemleri ve sonuçların değerlendirme kriterleri ayrıntılı olarak açıklanmıştır. İlave olarak bu tezin bulgular kısmında kalite kontrol testleri yapılmış, sonuçlar açıklanmış ve değerlendirme kriterlerine göre yorumlandırılmıştır.

Ahmed Y.A. ve ark. <sup>137</sup>Cs ve <sup>57</sup>Co standart kaynaklarını kullanarak iki ayrı merkezde bulunan doz kalibratörlerine sabitlik, doğruluk ve geometrik kalite kontrol testlerini uygulamışlardır. Alınan sonuçlar doğrultusunda istenilen uluslararası standartlarla karşılaştırılmıştır (19). Assan B. ve ark. doz kalibratörlerinde günlük, haftalık ve yıllık olmak üzere yapılan sırasıyla kontrol kaynağı cevabı, doğrusallık, geometrik, kesinlik ve doğruluk testlerini iki farklı cihazda test etmişlerdir (20). Md. Imran Hossain yapmış olduğu çalışmada doz kalibratörlerinde kalite kontrol testlerinden kesinlik, doğruluk, sabitlik ve doğrusallık testlerini yapmıştır. Almış olduğu değerler istenilen parametreler içerisinde olduğunu belirtmiştir (21). Kuahara Lilian T. ve ark. IPEN Araştırma Laboratuvarında kullanılan LCI modeli Carpintec NPL-CRC® marka ve CR model Carpintec CRC ®-15R marka doz

kalibratörlerini karşılaştırmasını yapmışlardır (22). Suhaib Alameen ve ark. doz kalibratörlerin performans değerlendirilmesini doğruluk, sabitlik, doğrusallık ve geometri testlerini Capintec model PTW CURIEMENTOR4 marka ve Capintec model CRC25R marka doz kalibratörlerinde uygulamışlardır. Kalite kontrol testleri sonucunda alınan sonuçlar kabul edilebilir durumda olduğunu değerlendirilmiştir (23). Bu tez çalışmasında doz kalibratörlerinde kalite kontrol testleri IAEA TECDOC-602 standartlarına göre yapılmış olup literatür ile desteklenmektedir.

Norhayati Abdullah ve ark. tiroit uptake cihazı ve gama sayıcılarında  $^{137}\text{Cs}$  ve  $^{152}\text{Eu}$  radyonüklidleri kullanılarak doğrusallık, sabitlik ve ki-kare testleri standartlara uygun yapılarak referans değerler ile karşılaştırmışlardır (24). Santos Lucas D. ve ark. tiroit uptake cihazı ve gama sayıcılarında  $^{152}\text{Eu}$ ,  $^{241}\text{Am}$  ve  $^{60}\text{Co}$  standart kaynaklarını kullanarak sistem hassasiyet değerlendirmesi yapılmıştır (25). Bu tez çalışmasında tiroit uptake prob ve gama sayıcılarında IAEA TECDOC-602 standartlarına göre sistem hassasiyeti testleri yapılmış olup literatür ile desteklenmiştir.

Sibyll Goetze ve ark. yapmış oldukları bu çalışma ile zayıflatma artefaktların tanınal doğruluğun üzerindeki etkilerine değinmişlerdir (26). N. Ramkihore ve ark. uluslararası kabul görmüş NEMA testlerine ek olarak Avustralya ve Yeni Zelanda da alternatif olarak yapılmakta olan kalite kontrol testleri 8 farklı kurumda yapılarak karşılaştırılmıştır (27). Hasan Md Razibul ve ark. gama kameralarda performans değerlendirilmesi amacıyla Siemens marka cihazda yapılmış merkezi görüş alanı (CFOV) ve faydalı görüş alanı (UFOV) testleri yapılarak üretici firma tarafından belirlenen değerler karşılaştırılması yapmışlardır (28). Saha Gopal B. ve ark. gama kameralarda rutin olarak görüntüsü kalitesi değerlendirilmesinde kullanılan uzaysal çözünürlük ve hassasiyet gibi parametreler ile cihaz performans değerlendirilmesi yapmışlardır (29). Tulik Piotr ve ark. SPECT/BT cihazında NEMA NU-1 standartlarına göre jaszczak fantomu kullanarak görüntüsü kalitesi incelemişlerdir (30). Bu tez çalışmasında NEMA NU-1 standartlarına göre gama kamera ve SPECT/BT cihazlarında sistem performans değerlendirilmesi yapılmıştır. Elde edilen bulgular ile literatür ile uyumludur.

Michel Koole ve ark. yaptığı EANM Klavuzu çalışmasında, PET/BT ve PET/MR günlük, üç aylık ve yıllık testlerin neler olduğunu ve yöntemini açıklamışlardır (31). Gabriel Reynés-Llompart ve ark. Avrupada yapılan PET/BT kalite kontrol testleri ile ilgili bir anket çalışması yapmışlardır. 24 ülkeden aldıkları sonuçlara göre merkezlerin %98,4'ünde ve

%86,8'inde günlük QC için kapalı bir kaynak ve NEMA Görüntü Kalitesi Fantomu mevcut olduğu bildirilmiştir. Ülkelerin %94,3'ü günlük QC'yi üretici önerilerine göre gerçekleştirirken, Ülkelerin %51,2'sinin NEMA testlerini gerçekleştirmediği belirtilmektedir (32). Fakhria EL ve ark PET testlerini NEMA NU-2001 standartlarına göre yapmışlardır. Görüntü kalitesi testlerinde PET IQ fantom kullanmışlardır (33). Vallot D ve ark. Radyoaktif  $^{68}\text{Ge}$  katı reçineyle doldurulmuş bir NEMA-IQ fantomu ile çalışmışlar, fantomu Avrupa'da beş farklı klinikte NEMA-NU2-2012 standartlarına uygun olarak PET/BT'de görüntülemiştir. Sonuçlarına göre,  $^{68}\text{Ge}$  katı fantomunu kullanan veriler, farklı alanlar arasında istatistiksel bir farklılık göstermemiştir. Bununla birlikte  $^{18}\text{F}$  NEMA NU2-2012 deneylerinde iki merkezin diğerlerinden önemli farklılıklar gösterdiğini bulmuşlardır (34). Roberta Matheoud ve ark. Avrupa Medikal Fizikçiler Birliği (EFOMP)'un PET/BT ve PET/MR kalite kontrol testleri başlıklı çalışmasında PET kalite kontrol fantomlarını tanıtmışlardır. PET görüntüsünü karakterize etmek için kullanılan en yaygın fantomun kalite ve akreditasyon programları için IEC tarafından tanıtılan görüntü kalitesi fantomu olduğunu bildirmişlerdir. Akrilik camdan oluşan bir vücut hayaletini temsil eder. Yaklaşık 9,7 L hacimli malzeme (iç uzunluk 180 mm). Çeşitli boyutlarda altı doldurulabilir küre (iç çapları: 10, 13, 17, 22, 28 ve 37 mm) gövde fantomuna yerleştirilebilir. Su içinde Strafor boncukları içeren bir parça akciğeri veya akciğere eşdeğer bir materyali temsil edecek şekilde konumlandırılmıştır (35). Bu tez çalışmasında PET görüntü kalitesi için PET IQ fantom ve NEMA NU 2012 yöntemleri kullanıldı. Bulgularımızın literatür ile uyumlu olduğu görüldü.

## KAYNAKLAR

1. Diagnostik radyoloji, nükleer tıp ve radyoterapi grubu tıbbi cihazların kalite uygunluk ve kalite kontrol testleri hakkında yönetmelik hükümlerinin uygulanmasına ilişkin kılavuz. [Cited Date: 26.12.2023]. Report No: Available from: <https://www.titck.gov.tr/mevzuat/diagnostik-radyoloji-nukleer-tip-ve-radyoterapi-grubu-tibbi-cihazlarin-kalite-uygunluk-ve-kalite-kontrol-testleri-hakkinda-yonetmelik-hukumlerinin-uygulanmasina-iliskin-kilavuz-26122023122843>.
2. Gündoğdu EA, Özgenç E, Ekinci M, Özdemir Dİ, Aşıkoğlu M. Nükleer tıpta görüntüleme ve tedavide kullanılan radyofarmasötikler. *Journal of Literature Pharmacy Sciences*. 2018;7:24-34. doi: 10.5336/pharmsci.2017-56434.
3. Kessara A. Radyasyon Fiziği ve Diagnostik Radyoloji. ed. Ankara: Akademisyen Kitabevi; 2020. p. 207-10.
4. Hayrat AÖ. Radyasyon ve radyoizotopların tıpta kullanılması. [Yüksek lisans tezi]. Marmara Üniversitesi (Turkey); 2007.
5. Adalet I, Mudun A, Ünal S, Türkmen C. Nükleer Tıp Ders Kitabı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları. 2012. p. 11-8.
6. Demir M. Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları. 4. Baskı. İstanbul: Bayrak matbaası 2014. p. 277-61.
7. Corrêa EdL, Kuahara LT, Potiens MdPA. Quality control tests of an activity meter to be used as reference for an in situ calibration methodology. Recife, PE, Brazil, November 24-29, 2013.
8. Paula V, Braz D, Sá L. Comparative analysis of performance in quality control in nuclear medicine. *Divisão de Física Médica*, 22783-127, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. 2020.
9. Deger M, Demir M, Ince M. Kalite Kontrol, Enstrümantasyon ve Radyasyon Güvenliği Komitesi Yönergesi. Bölüm II PET sistemlerinin kalite kontrolü ve kabul testleri. *Turk J Nucl Med*. 2004;13:118-39.
10. Edition T. IAEA Human Health Series No. 33. 2021. doi: 978-92-0-127120-4.

11. Trigila C, Verdier M-A, Pinot L, Bouvet F, Beaumont T, Broggio D, et al. A mobile high-resolution gamma camera for therapeutic dose control during radionuclide therapy. *Physics in Medicine & Biology*. 2022;67:035011. doi: 10.1088/1361-6560/ac4c31.
12. <https://www.pozitronltd.com.tr/product/130/Bar-Fantom>.
13. <https://www.mirion.com/products/medical/nuclear-medicine-instrumentation/quality-assurance/phantoms/triple-line-insert>.
14. Association NEM, Association NEM. NEMA standards publication NU 2–2018: performance measurements of Positron emission tomographs. National Electrical Manufacturers Association. [Cited Date: 20.06.2018]. <https://www.nema.org/standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>.
15. El Fakhri G, Fulton R, Gray J, Marengo M, Zimmerman R. IAEA Human Health Series No. 1: Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. *Health Physics*. 2009. ISBN 978–92–0–103609–4.
16. Haciosmanoğlu T, Demir M, Toklu T, Kırış FS, Ince M, Parlak Y, et al. Pozitron emisyon tomografi (PET) sistemlerinin kalite kontrolü ve kabul testleri. *Nucl Med Semin*. 2020;6:51-70. doi: 10.4274/nts.galenos.2020.0008.
17. <https://www.nuclemed.be/product.php?cat=102&prod=297>.
18. Genç DT, Poyraz L, Kovan B, Türkmen C. Nükleer tıpta kullanılan doz kalibratörlerinin kalite kontrol testleri. *İstanbul Bilim Üniversitesi Florence Nightingale Tıp Dergisi*.5:8-14. doi: 10.5606/fng.btd.2019.002.
19. Ahmed Y, Magadha H, Yousif Mohamed Y. Assessment of 99m Tc dose calibrator performance in nuclear medicine department. *IJSR*. 2015;3.
20. Assan B, Addison E, Hasford F, Sosu E. Calibration and effective use of a dose calibrator. *International journal of science and technology*. *IJTS*. 2012;2:395-400.
21. Hossain MI. Quality control of radionuclide Vdc-405 dose calibrator. *Barisal University Journal Part 1*, 4(2):389-398 (2017).

22. Kuahara LT, Junior AC, Martins EW, Dias CR, Correa EdL, Potiens MdPA. Quality control tests in dose calibrators used in research laboratories of IPEN. Recife, PE, Brazil, November 24-29, 2013.
23. SuhaibAlameen AM, Almubarak M. Research Article Assessment of Dose Calibrators Performance in Nuclear Medicine Department in Sudan. SAJP. Sch. Acad. J. Pharm., 2016; 5(6): 245-250 doi.:10.21276/sajp.2016.5.6.4.
24. Norhayati A, Siti SD, Saleha S, Mohd SJ. Performance assessment of a thyroid counter. 2014. INIS-MY--2015-046.
25. Santos LRd, Xavier M, Cardoso J. Evaluation of the minimum detectable activity of whole body and thyroid counters at in vivo monitoring laboratory of IPEN/CNEN-SP. Belo Horizonte, MG, Brazil, October 24-28, 2011. ISBN: 978-85-99141-04-5.
26. Goetze S, Wahl RL. Prevalence of misregistration between SPECT and CT for attenuation-corrected myocardial perfusion SPECT. J Nucl Cardiol. 2007;14:200-6. doi:10.1016/j.nuclcard.2006.12.325.
27. Ramkishore N, Crocker J, Martin R, Yap KS, Brady Z. A survey of gamma camera and SPECT/CT quality control programs across a sample of public hospitals in Australia. Phys Eng Sci Med. 2024. doi:10.1007/s13246-024-01436-7.
28. Hasan MR, Khan MHR, Rahman MR, Parvez MS, Islam MR, Paul AK. Quality control of gamma camera with SPECT systems. International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology. 2017;6:225. doi: 10.4236/ijmpcero.2017.63021.
29. Saha GB, Saha GB. Performance parameters of gamma cameras. Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine. 2013:127-51. doi: 10.1007/978-1-4614-4012-3.
30. Tulik P, Tomaszuk M, Wojcik P, Hubalewska-Dydejczyk A, Sowa-Staszczak A. Optimization of acquisition parameters of the test of an overall SPECT/CT system performance. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada. 2015. Springer. p.240-3. doi: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-19387-8\\_58](https://doi.org/10.1007/978-3-319-19387-8_58).

31. Koole M, Armstrong I, Krizsan AK, Stromvall A, Visvikis D, Sattler B, et al. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control. *Zeitschrift für Medizinische Physik*. 2023;33:103-13. <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>.
32. Reynés-Llompарт G, Zorz A, Boellaard R, Ptáček J, Pike L, Soret M, et al. Quality control in PET/CT and PET/MRI: Results of a survey amongst European countries. *Physica medica*. 2022;99:16-21. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.05.004>.
33. El Fakhria G, Marengob M, Fultonc R, Zimmermand B, Graye J, Mcleanf I, et al. PET/CT instrumentation: Quality assurance and quality control. and molecular nuclear medicine (IPET 2007). 2007:70.
34. Vallot D, De Ponti E, Morzenti S, Gramek A, Pieczonka A, Llompарт GR, et al. Evaluation of PET quantitation accuracy among multiple discovery IQ PET/CT systems via NEMA image quality test. *EJNMMI physics*. 2020;7:1-13. <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00294-y>
35. Matheoud R, Boellaard R, Pike L, Ptacek J, Reynés-Llompарт G, Soret M, et al. EFOMP's protocol quality controls in PET/CT and PET/MR. *Physica medica*. 2023;105:102506. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.11.010>

# ÖZGEÇMİŞ



## BENZERLİK RAPORU

### NÜKLEER TIP SAYIM VE GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNİN RUTİN KALİTE KONTROL TESTLERİNİN STANDARTLARA GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

#### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>11</b>	% <b>8</b>	% <b>3</b>	% <b>4</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	Submitted to Karabük Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% <b>3</b>
<b>2</b>	www.tsnm.org İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>3</b>	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>4</b>	cms.galenos.com.tr İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>5</b>	dokumen.pub İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>6</b>	Submitted to Istanbul Aydin University Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
<b>7</b>	Submitted to Trakya University Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
<b>8</b>	titck.gov.tr İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>

[www.biyoklinikder.org](http://www.biyoklinikder.org)