



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TEK FOTON EMİSYON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ-
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME CİHAZININ
KALİTE KONTROLLERİ**

Duygu Tunçman GENÇ

Fizik Anabilim Dalı

Nükleer Fizik Programı

DANIŞMAN

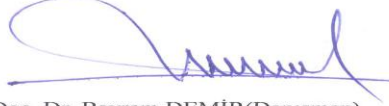
Doç.Dr. Bayram DEMİR

Haziran,2016

İSTANBUL

Bu çalışma 24.06.2016 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Nükleer Fizik programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

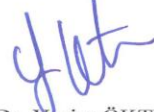
Tez Jürisi:



Doç. Dr. Bayram DEMİR(Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Baki AKKUŞ
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Yeşim ÖKTEM
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Cüneyt Türkmen
İstanbul Üniversitesi
İstanbul Tıp Fakültesi



Doç. Dr. Abdullah KAPLAN
Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen- Edebiyat Fakültesi

20.04.2016 tarihli resmi gazetede yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi'nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

ÖNSÖZ

Lisans eğitimimden itibaren her zaman yanımda olan sevgili Doç. Dr. Bayram Demir hocam, üzerimdeki paha biçilemez emeğiniz için, emek verdiğim her şeyin iyi bir şekilde sonuçlanacağını gösterdiğiniz için, hayal ettiğimiz dünyamızı inşa ederken biz öğrencilerinize destek olduğunuz için sonsuz teşekkürler.

Hastane ortamında çalışmalarımı yürütmem için bana olanak sağlayan İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı başkanı hocam Prof. Dr. Cüneyt Türkmen'e,

Yüksek lisans derslerim sırasında değerli bilgilerinden faydalandığım başta Nükleer Fizik anabilim dalı başkanı Prof. Dr. Baki Akkuş olmak üzere sevgili hocalarıma,

Gerek tez çalışmalarım gerek ise diğer akademik çalışmalarım da benimle birlikte çalışan ve eksik olduğum konularda yardımlarını eksik etmeyen İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'ndan fizikçi Bilal Kovan ve Yüksek fizik mühendisi Leyla Poyraz'a,

İlkokuldan itibaren hayatımın her aşamasında desteklerini asla esirgemeyerek her zaman benim yanımda olan annem Nesrin Tunçman, babam Cüneyt Tunçman ve teyzem Nermin Ölçer'e, eşim Hüseyin Genç'e ve üzerimde emeği olan herkese, dostlarıma sonsuz teşekkürlerimi iletiyorum.

Yüksek lisans tezimi anneannem Şaziment Ölçer ve dedem Talat Ölçer'e ithaf ediyorum.

Haziran 2016.

Duygu Tunçman GENÇ

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

| | |
|--|-------------|
| İÇİNDEKİLER | ii |
| ŞEKİL LİSTESİ | iv |
| SİMGE VE KISALTIMA LİSTESİ | vi |
| ÖZET | vii |
| SUMMARY | viii |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL KISIMLAR | 5 |
| 2.3.TEK FOTON EMİSYON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (SINGLE PHOTON EMISSION TOMOGRAPHY –SPECT) | 8 |
| 2.3.1. SPECT Çalışma Prensibi | 9 |
| 2.4. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ..... | 10 |
| 2.5. SPECT-BT | 16 |
| 2.6. CİHAZLARA AİT KALİTE KONTROL TESTLERİ..... | 17 |
| 2.6.1. Gama Kamera Kalite Kontrol Testleri | 17 |
| 2.6.2. SPECT Kalite Kontrol Testleri | 17 |
| 2.6.3. BT Kalite Kontrol Testleri | 17 |
| 3. MALZEME VE YÖNTEM | 19 |
| 3.1. GE NM/ CT 670 SPECT-BT CİHAZI | 19 |
| 3.2. FANTOMLAR | 20 |
| 3.3. GAMA KAMERA KALİTE KONTROL TESTLERİ..... | 21 |
| 3.3.2. Arka-plan Aktivite Testi | 22 |
| 3.3.3. Enerji Spektrumu Görsel Kontrol Testi | 23 |
| 3.3.4. İntrinsek (iç) Homojenite Testi | 24 |
| 3.3.5. Ekstresek (dış) Homojenite Testi | 25 |
| 3.3.6. Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Testi..... | 27 |
| 3.4.SPECT KALİTE KONTROL TESTLERİ | 28 |
| 3.4.1. Dönme Merkezi (Center of Rotation- COR) Testi..... | 28 |
| 3.4.2.SPECT Rezolüsyon ve Homojenite Testi | 29 |
| 3.4.3. Dedektör Kafası Eğim Açısı Testi | 31 |

| | |
|---|-----------|
| 3.5. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ KALİTE KONTROL TESTLERİ..... | 33 |
| 3.5.1. Mekanik Testler | 33 |
| 3.5.1.1. Koronal ve Sagital Hizalama Işıkları Uyumu Testi | 33 |
| 3.5.1.2. Aksiyel Hareket Testi..... | 33 |
| 3.5.2. Görüntü Kalitesi Testleri..... | 33 |
| 3.5.2.1. Suda BT Numarası Testi..... | 34 |
| 3.5.2.2. Yüksek Kontrast Uzaysal Rezolüsyon Testi..... | 34 |
| 4. BULGULAR | 36 |
| 4.1.1. Görsel Kontrol Test Sonuçları | 36 |
| 4.1.2. Arka-plan Aktivite Test Sonuçları | 36 |
| 4.1.3. Enerji Piki Görsel Kontrol Test Sonuçları | 37 |
| 4.1.4. İntrinsek Homojenite Test Sonuçları | 38 |
| 4.1.5. Ekstresek Homojenite Test Sonuçları | 40 |
| 4.1.6. Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Test Sonuçları | 41 |
| 4.2. SPECT TEST SONUÇLARI..... | 45 |
| 4.2.1. Dönme Merkezi (Center of Rotation – COR) Test Sonuçları..... | 45 |
| 4.2.2. SPECT Rezolüsyon ve Homojenite Test Sonuçları | 45 |
| 4.2.3. Dedektör Kafası Eğim Açısı Test Sonuçları | 46 |
| 4.3. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ TEST SONUÇLARI..... | 46 |
| 4.3.1. Mekanik Test Sonuçları | 46 |
| 4.3.1.1. Koronal ve Sagital Hizalama Işıkları Uyumu Test Sonuçları..... | 46 |
| 4.3.1.2. Aksiyel Hareket Test Sonuçları | 47 |
| 4.3.2. Görüntü Kalitesi Testler Sonuçları | 48 |
| 4.3.2.1. Suda BT Numarası Test Sonuçları | 48 |
| 4.3.2.2. Yüksek Kontrast Uzaysal Rezolüsyon Test Sonuçları | 48 |
| 5. TARTIŞMA VE SONUÇ | 50 |
| KAYNAKLAR | 57 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 59 |

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

| | |
|---|----|
| Şekil 2.1: Gama Kamera çalışma prensibi..... | 8 |
| Şekil 2.2: Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensibi..... | 12 |
| Şekil 2.3: Piksel sayısı (görüntü matrisi) ile görüntü kalitesi arasındaki ilişki. | 14 |
| Şekil 2.4: Kranyum BT görüntüsü..... | 15 |
| Şekil 3.1: GE NM/ CT 670 cihazının bölümlerinin gösterimi. | 20 |
| Şekil 3.2: SPECT –BT dedektörler, gantri ve kolimatörünün gösterimi..... | 20 |
| Şekil 3.3: Arka-plan aktivite test düzeneği gösterimi..... | 23 |
| Şekil 3.4: Ekstresek homojenite test düzeneği gösterimi. | 26 |
| Şekil 3.5: Bar fantom görüntüsü..... | 28 |
| Şekil 3.6: Soğuk lezyon Jaszczak fantomu..... | 30 |
| Şekil 3.7: Jaszczak fantomunun konumlandırılması..... | 31 |
| Şekil 3.8: Nokta kaynağın dedektörler arasında konumlandırılması..... | 32 |
| Şekil 3.9: Fantomun BT lazerleri yardımı ile konumlandırılması..... | 35 |
| Şekil 3.10: Yüksek kontrast uzaysal rezolüsyon testi fantomundan bir görüntü..... | 35 |
| Şekil 4.1: Birinci ve ikinci dedektör için arka-plan aktivite test sonucu..... | 37 |
| Şekil 4.2: Enerji Piki Görsel Kontrol Testi sonuçları..... | 38 |
| Şekil 4.3: Her iki dedektör için ölçülen gama enerjisi değerleri..... | 38 |
| Şekil 4.4: Her iki dedektör için intrinsek homojenite test görüntüleri..... | 39 |
| Şekil 4.5: Birinci dedektör için intrinsek homojenite test sonuçları..... | 39 |
| Şekil 4.6: İkinci dedektör için intrinsek homojenite test sonuçları..... | 40 |
| Şekil 4.7: Her iki dedektör için ekstresek homojenite test görüntüleri..... | 40 |
| Şekil 4.8: Dedektör 1 uzaysal rezolüsyon test görüntüleri..... | 41 |
| Şekil 4.9: Dedektör 2 uzaysal rezolüsyon test görüntüleri..... | 41 |
| Şekil 4.10: Görsel değerlendirme için dedektör 1 lineerite testi görüntüleri..... | 41 |
| Şekil 4.11: Görsel değerlendirme için dedektör 2 lineerite test görüntüleri..... | 41 |
| Şekil 4.12: Dedektör 1 için uzaysal rezolüsyon test sonuçları..... | 42 |
| Şekil 4.13: Dedektör 2 için uzaysal rezolüsyon test sonuçları..... | 43 |

| | |
|---|----|
| Şekil 4.14: Dedektör 1 için lineerite test sonuçları..... | 44 |
| Şekil 4.15: Dedektör 2 için lineerite test sonuçları..... | 44 |
| Şekil 4.16: Her iki dedektör için COR Test sonuçları. | 45 |
| Şekil 4.17: Jaszczak fantomunda bulunan 6 adet kürenin gösterimi. | 45 |
| Şekil 4.18: Değişen dönüş açısına bağlı olarak alınan nokta kaynak görüntüleri. .. | 46 |
| Şekil 4.19: Koronal ve Sagital Hizalama Işıkları Uyumu test sonucu. | 47 |
| Şekil 4.20: Aksiyel hareket test sonucu. (Aralıklar ölçekli değildir) | 47 |
| Şekil 4.21: Suda BT numarası testi..... | 48 |
| Şekil 4.22: Yüksek kontrast ve rezolüsyon test sonucu..... | 49 |
| Şekil 5.1: Hatalı intrinsek homojenite test sonucu ve tezde yapılan intrinsek homojenite test sonucu..... | 52 |
| Şekil 5.2: Hatalı uzaysal rezolüsyon ve lineerite test sonucu ve tezde alınan uzaysal rezolüsyon ve lineerite test sonucu. | 53 |
| Şekil 5.3: Literatürden alınan hatalı Jaszczak Test görüntüsü ve tezde alınan Jaszczak görüntüsü. | 54 |

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler

Açıklama

| | |
|-------------------|-------------------|
| ^{99m}Tc | : Teknesyum – 99m |
| ^{67}Ga | : Galyum-67 |

Kisaltmalar

Açıklama

| | |
|----------------------------------|--------------------------------------|
| BT | : Bilgisayarlı Tomografi |
| CFOV | : Center of View |
| HU | : Hounsfield Unit |
| keV | : Kilo Elektron Volt |
| mAs | : Mili Amper Saniye |
| NaI | : Sodyum İyodür |
| NEMA | : National Manufacturers Association |
| PET | : Pozitron Emisyon Tomografi |
| PMT | : Foton Çoğaltıcı Tüp |
| SPECT | : Single Photon Emission Tomography |
| Tl | : Talyum |
| UFOV | : Useful Field of View |
| μCi | : MikroCurie |

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEK FOTON EMİSYON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ – BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME CİHAZININ KALİTE KONTROLLERİ

Duygu Tunçman GENÇ

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman : Doç. Dr. Bayram DEMİR

Rutin bir nükleer tıp görüntülemesinde radyofarmasötikler kullanılır. Bir radyofarmasötiğin radyonüklid kısmı gama radyasyonu yayar. Bu radyasyon bir gama kamera veya tek foton emisyon tomografi (SPECT) ile dedekte edilir. Böylece hedef organdaki anormal metabolik aktiviteler belirlenir. Anatomik görüntüleri birleştirmek için, Bilgisayarlı Tomografi (BT) SPECT cihazına eklenmiştir. Oluşan cihaz SPECT-BT olarak adlandırılır. Cihazın görüntü kalitesi düzenli kalite kontrol testlerine bağlıdır. Bu cihazların görüntü kalitesi hastalıkların doğru teşhisi için önemlidir. Aksi takdirde görüntü problemleri yanlış teşhise sebep olabilir. Kalite kontrol testleri vasıtasıyla cihazın performansındaki bir değişim kolaylıkla belirlenir. Bu çalışmada SPECT-BT için kalite kontrol testlerinin yapılması ve düzetme metotlarının araştırılması amaçlanmıştır.

Haziran, 2016, 67 sayfa.

Anahtar kelimeler: Kalite kontrol, nükleer fizik, nükleer tıp.

SUMMARY

M.Sc. THESIS

QUALITY CONTROLS OF SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY- COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGING DEVICE

Duygu Tunçman GENÇ

İstanbul University

Institute of Graduate Studies in Science and Engineering

Department of Physics

Supervisor : Assoc.Prof.Dr.Bayram DEMİR

Radiopharmaceutical is used in a routine nuclear medicine imaging. A radiopharmaceutical's radionuclide part emits gamma radiation. This radiation is detected by a gamma camera or Single Photon Emission Tomography (SPECT). Thus abnormal metabolic activities are determined in target organs. To merge anatomic images, Computed Tomography is added to SPECT device. Resultant device is called as SPECT-BT device. Image quality of device is dependent on regular quality control tests. Image quality of these devices is important for accurate diagnosis of a disease. Otherwise, image quality problems may lead to misdiagnosis. Via quality control tests, a changing in performance of device is easily detected. In this study periodic quality control tests are performed for SPECT-BT and it aimed to investigate correction methods.

June, 2016, 67 pages.

Keywords: Quality control, nuclear physics, nuclear medicine.

1. GİRİŞ

Nükleer Tıp; radyonüklidler yardımı ile hastalıkların teşhis ve tedavisinin yapıldığı bir tıp dalıdır. Nükleer tıp çalışmalarının en önemli özelliği organların fonksiyonel davranışlarını morfolojik açıdan görüntülenmesini sağlamasıdır. Radyolojinin yetersiz kaldığı durumlarda Nükleer Tıp uygulamaları tercih edilir. Çünkü Radyolojide organların anatomik görüntülemesi yapılırken, Nükleer Tıpta metabolik görüntüleme yapılır. Radyolojik görüntüleme yönteminde kaynak olarak X-ışını kullanılır ancak rutin bir Nükleer Tıp görüntüleme işleminde gama ışını yayan radyonüklidler kullanılır. X-ışını dokuları geçerken soğurulmaları arasındaki farklar anlamlı bilgi taşır, gama ışınları kullanımında doku içine sokulmuş radyonüklidlerin saldıgı gama ışınları izotoplarının doku içindeki dağılımı hakkında bilgi verir [1].

Nükleer Tıp'ta görüntü elde edebilmesi için iki bileşene ihtiyaç duyulur. Bunlardan birincisi gama ışını yayan bir radyofarmasötik, ikincisi ise hastadan yayınlanacak olan gama ışınlarını dedekte edecek olan bir dedektör sistemidir (Gama Kamera, Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi, SinglePhotonEmissionTomography –SPECT, Pozitron Emisyon Tomografi- PET). Genellikle hastaya verilecek radyoizotop (Teknesyum-99m, İyot-131), vücutta bulunan bir biyomolekül ile birleştirilerek elde edilecek radyofarmasötik formda genellikle enjeksiyon ile vücuda verilir. Böylece biyoaktif bileşen yardımı ile bu radyofarmasötiğın ilgilenilen organda toplanması sonucu radyonüklidin tutulumu sağlanır. Radyonüklid kararlı hale geçerken ışımaya yapar. Dedektör sistemi yardımı ile hastanın tutulum yapan organından yayınlanan gama ışınları dedekte edilir. Böylece organın morfolojik görüntüsü oluşturulur ve organın fonksiyonel davranışı neticesinde hastalığın teşhisi sağlanmaya çalışılır [2].

Gama kameralarla derinliğı olmayan düzlemsel görüntüler elde edilirken, gama kameranın hasta etrafında döndürülerek toplanan veriler yardımı ile üç boyutlu tomografik görüntüler de elde edilebilmektedir.

Bu görüntüleme işlemini yapan cihaz SPECT'tir. SPECT tekniğinde hasta vücuduna verilen radyofarmasötik maddeden tek bir doğrultuda yayılan gama ışınları, SPECT dedektörleri tarafından dedekte edildikten sonra bilgisayar ünitesinde işlenerek kesitsel görüntünün oluşturulması prensibine dayanır. SPECT'te görüntülerde ayırma gücü; planar (Düzlemsel) sisteme göre daha kalitesizdir, fakat SPECT'te organ derinliklerinin planar sisteme göre daha yüksek kontrastta görüntülemesi ve hacim, boyut ve aktivitenin sayısal olarak yüksek bir doğrulukla ölçülebilmesi, SPECT cihazlarının kullanımını ön plana çıkarmıştır [3].

Bilgisayarlı Tomografi X-ışını kullanılarak vücudun incelenmesi istenilen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmayı sağlayan dijital bir görüntüleme yöntemidir. Bilgisayarlı Tomografi cihazı, klasik Röntgen cihazlarına göre son derece gelişmiş bir cihazdır. Bilgisayarlı Tomografi görüntüsü ile röntgen filmlerinde görülmeyen yumuşak doku detayları görülebilmektedir. Röntgen cihazları ile elde edilen görüntülerin düzlemsel olması sebebiyle derinlik boyutunda detay elde edilememektedir. Bu nedenle görüntülerde organlar üst üste binmiş şekilde görüntülenir. Oysa BT'de üç boyutlu görüntüleme yapıldığından burada elde edilen görüntüler kesitsel olarak oluşturulabilmektedir. Böylece derinlik boyunca bütün organlar ve oluşumlar ayrı ayrı detaylı şekilde görülebilmektedir. Görüntüleme için burada da yine Röntgen cihazında olduğu gibi Fotoelektrik olayın doku içerisinde absorpsiyon mekanizması kullanılmaktadır. Yani atom numarası yüksek (kemik gibi yoğun dokular) olan bölgelerde X-ışınları fazla tutulmakta, buna karşın daha düşük atom numaralı (akciğer gibi daha az yoğun) ortamlarda ise radyasyon daha az tutulmaktadır. Böylece BT dedektörleri geçtiği dokuların yoğunlukları ile ters orantılı olarak radyasyon detekte etmekte ve vücudun doku yoğunluğuna uygun bir radyasyon haritası elde edilmektedir. Bu radyasyon yoğunluk haritasını elde etmek için Röntgen tüpü hasta etrafında 360 derece dönerken aynı zamanda vücuda dar bir hüzmeye şeklinde X-ışınları gönderir. Gönderilen X-ışınının dokuya girmeden önceki miktarı ile dokudan çıkıp dedektörlere ulaşan miktarı dokunun radyasyonu zayıflatma oranını verir. Bu işlem çekim sırasında çok sayıda tekrarlanarak zayıflatma oranları her bir doku için ayrı ayrı bilgisayar hafızasına depolanır [4].

Gama kamera ve Bilgisayarlı Tomografinin bir birleşimi haline gelmiş hibrit sistem olarak adlandırılan cihazlar SPECT-BT olarak isimlendirilmişlerdir. Görüntüleme işleminde hastaya verilen radyonüklidin aktivitesi BT görüntülemeye kullanılmaz. BT görüntüleme X-ışınlarını kullanarak görüntü oluşturduğundan dolayı hasta radyonüklid enjeksiyonu sonrası SPECT görüntüsü alınır. Daha sonra BT görüntüleme yapılır. Ardından zayıflatma düzeltmeleri yapılmış SPECT ve BT görüntüleri karşılaştırılır. SPECT görüntülerinde sintigrafik olarak ayrımı yapılamayan görüntülerin karşılaştırılmış görüntüde daha kolay ayrımı yapılır [5].

Nükleer tıpta kullanılan cihazlardan elde edilen görüntülerin kalitesi hastalıkların doğru teşhis edilmesi açısından oldukça önemlidir. Yüksek görüntü kalitesi ise kalite kontrol testlerinin doğru ve periyodik olarak yapılmasına bağlıdır. Cihaz parametrelerinin kalite kontrolleri, cihazın kurulumu ile başlar ve bu kontroller cihaz kullanılırken belirli periyotlarla tekrarlanır. Böylece cihazların periyodik kontrollerinin sürekliliği sağlıklı bir şekilde yürütülürken hastanın üzerindeki radyoaktif madde dağılımının görüntülere doğru ve kaliteli bir şekilde yansıtılması amaçlanır. Kalite kontrol testlerinin düzenli yapılmaması durumunda görüntülerin homojenitesinde bozulmalar, kolimatör hasarları, uzaysal ve lineer ayırma gücü gibi çeşitli problemler ortaya çıkar [6]. Bu problemler lezyon görüntülerinde sıcak veya soğuk alanlara sebep olabilmektedir. SPECT-BT, SPECT ve BT'nin iki ayrı gantride birleştirilmesi ile oluşan bir cihazdır. Bu nedenle her iki cihazın kalite kontrol testleri ayrı ayrı yapılmaktadır. Gama kameralarla yapılan planar görüntüleme çalışmalarında cihazın görüntü kalitesini tespit etmek amacı ile yapılan tüm testler SPECT cihazlarında da geçerlidir ancak SPECT-BT kameralar için yapılan kalite kontrol testleri, planar görüntüleme yapan gama kamera kalite kontrol testlerine göre daha hassastır [2].

Kalite kontrol testleri en genel tanımı ile cihazın sistemine ait tüm parametrelerin gözden geçirilmesi işlemidir. Kalite kontrol testleri sayesinde cihazların performanslarındaki değişiklikler kolayca dedekte edilir. Kalite kontrol testlerinin düzenli olarak yapılması cihazın servisi geldiği zaman sorunu doğru bir şekilde bildirmek açısından oldukça önemlidir. Böylece bu değişimler cihazın firmasından gelen teknik servis tarafından kalibre edilebilerek sistemdeki hatalar giderilir.

Gama kameraların kalite kontrol testleri National Electrical Manufacturers Association (NEMA) tarafından standardize edilmiştir. Yani NEMA uygulanacak kalite kontrol testlerinin yapılışını belirler ve test sonuçlarının cihazın fabrika çıkışı sonrası kurulumunda yapılan kabul testleri ile uyumlu olması gerektiğini vurgular[7]. Kalite kontrol testlerinin yapılma amacı tüm markalardaki SPECT-BT cihazları için aynıdır ancak testlerin yapılış yöntemleri her bir marka için farklılık gösterebilir. Kalite kontrol testi esnasında kullanılan radyonüklidin ne olacağı veya ne kadar uzaklıkta mesafeye konumlandırılacağı bahsedilen farklılıklardan birkaçıdır [8].

Bu çalışmada, İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan GE marka NM/CT 670 model SPECT-BT cihazı için gama kamera, SPECT, BT ve SPECT-BT kalite kontrol testleri ayrı ayrı yapılarak, test sonuçlarını NEMA standartları ile kıyaslayıp olası sapmaların belirlenmesi ve bu hataların düzeltilmesine yönelik metotların araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. TIBBİ GÖRÜNTÜLEMENİN TARİHÇESİ

Nükleer tıbbın tarihi aslında ilk olarak İngiliz kimyager John Dalton'un 1805 yılında atom teorisini ortaya atması ile başlamış ve Fransız fizikçi Henri Becquerel'in 1896 yılında Uranyum tuzlarının kendiliğinden ışın yaydığını saptaması ile ilerlemiştir. Nükleer Tıbbın gelişimindeki en önemli katkı ise 1898 yılında Marie Curie ve eşi Pierre Curie'nin Radyum ve Polonyum'u keşfetmesiyle olmuştur. Ardından, 1934 yılında Frederic ve Irene Joliot-Curie yapay radyoaktiviteyi keşfetmiştir. İlk Nükleer Tıp uygulamalarının 1940'lı yıllarda radyoaktif iyodun guatrın tedavisinde kullanılmasıyla başladığı bilinmektedir. I-131 izotopunun karışık bir bozunum şeması olmakla birlikte, 364 keV'lik (% 81.5'lik verimle) gama ışını ve 606 keV'lik (%89.6'lık verimle) beta ışını yayımlamaktadır. Günümüzde İyot'un gama ışınları ile çeşitli hastalıkların teşhisi yapılırken, beta ışınları ile de hastalıkların tedavisi yapılmaktadır. Daha sonraki yıllarda Nükleer Tıp uygulamalarında yaygın olarak kullanılacak bir radyoaktif izotop olan Teknesyum-99m ise 1937 yılında üretilmiştir. Teknesyum'un 6 saatlik yarı-ömrü, elektromanyetik dalga tipi olan gama radyasyonu yayması ve dolayısı ile 140 keV'lik gama enerjisi onu Nükleer Tıp uygulamaları için ideal bir radyoizotop yapmıştır. Ancak Teknesyum'un Nükleer Tıp görüntülemelerinde kullanılması gama kameraların kliniğe girdiği yıllar olan 1965'li yıllara kadar gecikmiştir. Bir yandan Nükleer Tıp radyoizotoplarının geliştirilme çalışmaları devam ederken diğer yandan da görüntüleme sistemlerinin geliştirilme çalışmaları yapılmaktaydı. Gama kameraların Hall Anger tarafından 1960'lı yıllarda kliniğe sokulmasıyla aynı dönemlerde Edward Kuhl ve Roy Edwards tarafından 3 boyutlu Nükleer Tıp görüntülemenin temeli olan SPECT çalışmaları yapılmaya başlanmıştır ve SPECT 1970'lerin sonlarına doğru kliniğe girmiştir. Nükleer Tıptaki en son görüntüleme teknolojisi olan PET de 2000'li yılların başlarından beri klinikte yaygın olarak kullanılmaktadır [9].

Radyoloji alanı, Alman fizikçi Wilhelm Röntgen'in X-ışınlarını keşfi ile ortaya çıkmıştır. Wilhelm Röntgen, laboratuvarında katot ışınları üzerine çalışırken X-ışınlarını

keşfetmiştir (1895). Bu nedenle bulduğu bu ışınları “bilinmeyen” anlamına gelen X-ışınları adını vermiştir. Wilhelm Röntgen bu keşfi ile 1901 yılında ilk Nobel fizik ödülünü almıştır. Wilhelm Röntgen’in aldığı ödül, Nobel tarihinin ilk fizik ödülü olduğu için de ayrı bir önemlidir. SPECT görüntülerinin anatomik görüntülerle birleştirilmesi için bu cihazlara ayrıca Bilgisayarlı Tomografilerde (BT) eklenmiştir. Bilgisayarlı Tomografi cihazı Amerikalı fizikçi Allan M. Cormack tarafından teorize edilmiştir. İlk prototip ise 1967-1971 yılları arasında İngiliz elektrik mühendisi SirGodfreyHounsfield tarafından üretilmiştir. BT cihazının tanı alanına sokulması 1972 yılında olmuştur. X-ışınının keşfinden bu yana yapılmış en büyük ilerleme olarak kabul edilen bu yöntem ile iki bilim adamı da 1979 yılında Nobel ödülü kazanmıştır. 1989 yılında spiral BT geliştirildi. SPECT-BT sistemi 1998 yılında Amerika Birleşik Devletleri’nde, 2002 yılından itibaren ise Avrupa’da kullanıma girmiştir [10].

2.2. GAMA KAMERA

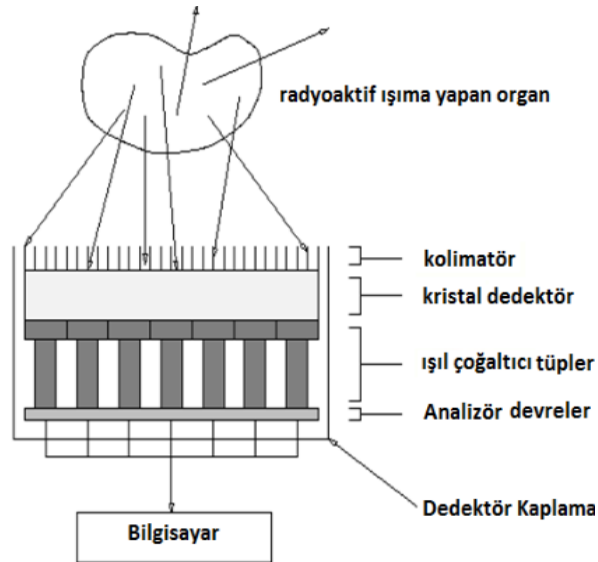
Röntgen ışınlarının keşfinden hemen sonra bu ışınların kullanıldığı görüntüleme cihazları klinikte yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. İki boyutlu röntgen cihazları ile sadece anatomik görüntüler elde edilebiliyordu. Fakat tıbbın gelişimi ile birlikte hastaların metabolik ve fizyolojik mekanizmalarının da takip edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır. X-ışınları ile bunu yapmanın mümkün olmaması radyoizotop görüntüleme tekniklerinin doğmasına sebep olmuştur. Sintilasyon sayıcıların 1950’lerin başında keşfi gama kameralarının başlangıcı olmuştur. Gazlı dedektörler ile radyoizotopların enerji rezolüsyonlarının tespit edilememesi buna karşın sintilasyon dedektörlerinin buna olanak vermesi gama kameraların icat edilmesine olanak sağlamıştır. Hal Anger 1950-1960 yılları arasında sintilasyon dedektörleri ile ilgili çalışmalar sonucunda 1958 yılında 10 cm çaplı ve 6 mm kalınlıklı bir Talyum (Tl) aktive edilmiş Sodyum İyodur (NaI) kristali ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpünden oluşan gama kamera yapmayı başarmış ve bu gama kameraların birkaç yıl içerisinde geliştirilmiş modelleri ticari olarak satışa sunulmuştur. Bu icattan sonra bu kameraya Anger Kamera da denilmiştir Günümüzde de Hal Anger’in orijinal gama kamera tasarımı korunmakla birlikte teknolojik olarak daha büyük çaplı ve daha hassas yapılı gama kameralar klinikte kullanılmaktadır.

2.2.1. Gama Kamera Çalışma Prensibi

Gama kameralar sintilasyon kameraları olarak da bilinir. Bu nedenle gama kameraların işleyiş prensibi sintilasyon detektörleri ile aynıdır. Bir gama kamera görüntüsü elde edebilmek için ^{99m}Tc gibi gama ışını yayınlayan bir radyoizotopun hastaya enjekte edilmesi ve bu çıkan ışınların sintilasyon kristalleri ile dedekte edilmesi gerekmektedir. Bu prensip ile yapılan görüntüleme tekniği emisyon olarak adlandırılır. Emisyon görüntüleme tekniğinde kaynak vücuttur. Oluşturulacak görüntü ise ancak vücuttan yayınlanacak radyasyonun dedeksiyonu ile gerçekleşir [11].

Gama kameralarda NaI(Tl) kristalleri kullanılmaktadır. NaI(Tl) kristalleri genellikle Nükleer Tıpta tercih edilen düşük enerjili radyonüklidlerin dedeksiyonunu sağlar. Hastadan yayınlanan gama ışınları NaI(Tl) kristaline çarptığı zaman enerjisini NaI(Tl) kristaline aktararak kristalin enerji yüklenmesine ve daha sonra kristalin bu enerjiyi sintilasyon fotonu olarak dışarı yayınlanmasına sebep olur. Sintilasyon kristallerinin temel özellikleri gama ışını ile etkileştiklerinde görülebilir ışık (sintilasyon fotonu) oluşturmalarıdır. Sintilasyon fotonlarının elektrik sinyallerine çevrilerek sayılır hale getirilebilmesi ve daha sonra bunların organ görüntüleri haline dönüştürülebilmesi gama kameraların genel çalışma prensibidir. Sintilasyon fotonlarının elektrik sinyallerine çevrilmesi foton çoğaltıcı tüpler (PMT) sayesinde olmaktadır. PMT'ler ile kristal arasında ışık absorpsiyonunu önleyici bir optik jel bulunur. Gama kameralarda kristal çapına bağlı olarak 50-100 arası PMT kullanılmaktadır. Sintilasyon fotonları ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanıp PMT'lerin girişindeki foto katoda çarptırılarak buradan elektron kopmasına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içindeki dinodlar arasında yüksek voltajın da etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayıları artar. Elektronlar bu şekilde PMT çıkışındaki anodda toplanırlar. Böylece kaynaktan yayınlanan gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, oradan fotokatod aracılığı ile elektronlara, oradan da PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüştürülmüş olur. Kristalden PMT'ye aktarılan sinyaller yüksek kapasiteli bir bilgisayar hafızasında toplanarak daha sonra ekranda hasta görüntüsü haline getirilmektedir [12]. Fiziksel çalışma prensibi sintilasyon dedektörleri gibi olmasına rağmen gama kameralar çok daha kompleks cihazlardır.

Özellikle hastadan yayınlanan gama ışınlarının her yönde yayınlanmış olmasından dolayı bu yönleri karışık ışınların sintilasyon dedektörlerine çarpmaları sonucu kristal içerisindeki etkilerinin düzgün ve doğru olarak ölçülmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle gama ışınlarının kolimatör denen delikli plakalı düzenekler ile detektöre yönlendirilmesi gerekmektedir. Böylece dedektör üzerine sadece ilgilenilen organdan gelen gama ışınlarının düşmesi temin edilebilir. Kolimatörler hastadan yayınlanan gama ışınlarını yönlendirmesinin yanında aynı zamanda da Compton saçılmasına uğrayan gama ışınlarının absorbe edilmesine de yardımcı olur. Kolimatörler görüntü netliğini arttırarak, görüntü kalitesini etkilemede önemli rol oynar[13].



Şekil 2.1: Gama Kamera çalışma prensibi.

2.3. TEK FOTON EMİSYON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (SINGLE PHOTON EMISSION TOMOGRAPHY –SPECT)

SPECT cihazının ilk temelleri 1917 yılında J.Radon tarafından yayınlanan bir yazı ile ortaya atılmıştır.1922 yılında X-ışını tüpü hasta etrafından döndürülerek tomografik görüntüleme yapılmasına rağmen bilgisayarlı tomografi henüz kullanımda olmadığından dolayı elde edilen üç boyutlu görüntüler anlamlandırılmamıştır. Gama kameraların 1960'lı yılların başlarında klinikte kullanılmaya başlamasıyla iki boyutta

(planar) görüntüler elde edilebiliyordu ancak üç boyutlu görüntülere olan ihtiyaçlar da sürekli artmaktaydı.

David E. Kuhl ve Roy Edwards yaptıkları çalışmalarda radyoizotoplarla üç boyutlu bir tomografik görüntünün (SPECT) elde edilebileceğini ispatlamışlardı. Ancak o günün bilgisayar teknolojisi verilerin depolanması ve tekrar işlenerek görüntünün elde edilmesine olanak sağlamıyordu. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sonucunda 1970'lerin sonlarında ilk SPECT kameralar klinikte kullanılmaya başladı. İlk zamanlarda tek dedektörlü olarak tasarlanan SPECT cihazları 1990'lı yıllarda iki ve üç dedektörlü olarak geliştirilmiştir. İkidedektörlü SPECT kameralar planar, tüm gövde ve tomografik taramalar için elverişlidir. Üç dedektörlü SPECT kameralar ise en sık beyin taramalarında tercih edilir. Dedektör sayısının fazla olması sayım etkinliğini arttırdığı için yüksek ayırma gücü sağlayarak görüntüleme süresinin kısaltılmasında yardımcı olur. Böylece aynı anda farklı açılardan veri toplamak mümkün olmaktadır [14].

SPECT cihazının tarihsel gelişim süresince bir diğer gelişme dedektör şeklidir. İlk zamanlarda SPECT cihazının dedektör şekli dairesel olarak tasarlanmıştır. Ancak dairesel dedektörler ile alınan büyük boyutlu organ görüntülerinin üst ve alt kısımları görüş alanının dışında kalabilir. Bu sorun dikdörtgen dedektör şekli ile çözülmüştür. Dikdörtgen şekilli dedektörlerin bir diğer avantajı ise tüm vücut görüntülemelerinde vücudun tamamını görüntü alanı içerisine alabilmesidir [15].

2.3.1. SPECT Çalışma Prensibi

SPECT, vücut içerisindeki radyoaktif madde dağılımının üç boyutlu olarak, bir başka deyişle tomografik görüntülenmesine yönelik bir gama kamera uygulamasıdır. Bu uygulamada gama kamera önceden belirlenmiş belirli açılarda, belirli sürelerde durarak vücuttan yayınlanan gama ışınlarını bilgisayar hafızasına toplamaktadır. Cihazın bu şekilde görüntü almasından dolayı gama kamera gibi SPECT cihazı da emisyon görüntüleme tekniğini kullanır. SPECT cihazının hasta etrafında dönme işlemi tüm açılarda amaçlanan veri toplanıncaya kadar devam eder. SPECT cihazının her açıda aldığı bilgiye projeksiyon adı verilir. Her bir dönüş açısında alınan görüntüler bilgisayarda rekonstrüksiyon programları yardımı ile yeniden elde edilmesi sağlanır. Böylece istenilen kesitte tomografik kesitler alınarak görüntüler

kullanılabilir.SPECT rekonstrüksiyon teknikleri içerisinde geri projeksiyon rekonstrüksiyon tekniği en yaygındır.

Geri projeksiyon rekonstrüksiyon tekniğinde SPECT hasta etrafında 360 derece dönüp tüm projeksiyon datalarını toplamasının ardından en son görüntüden başlanarak görüntüler üst üste katlanır ve böylece üç boyutlu görüntü yapısı elde edilir.SPECT görüntüleme çözünürlük toplayıcıdan uzaklaştıkça azalacağından dedektör mesafesi hastaya yakın konumlandırılır.SPECT'in en çok kullanıldığı Nükleer Tıp uygulamaları beyin sintigrafisi, kalp sintigrafisi, kemik sintigrafisi 'dir. SPECT Gama Kameranın gelişmiş bir uygulaması olup buradan elde edilen görüntüler fizyolojik ve metabolik aktivitelerin oluşturduğu Ancak SPECT, planar görüntülemeye göre derinde bulunan lezyonları daha iyi görüntüleyebilmektedir. Ayrıca SPECT görüntüleri ile hacim; boyut ve aktivite sayısal olarak yüksek bir doğruluk ile ölçülür [15].

2.4. Bilgisayarlı Tomografi

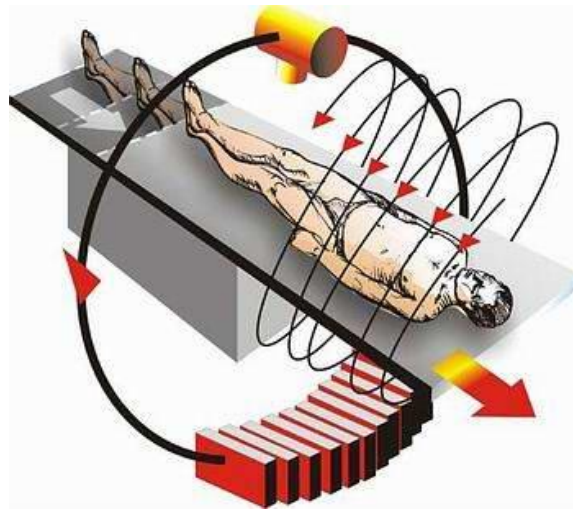
Tomografi kelimesi Yunancadaki "tomos" (kesit) ve "grafia" (görüntü) kelimelerinin birleştirilmesi ile elde edilmiştir. Bu sebeple bilgisayarlı tomografi vücuttan kesit olarak görüntü alma işlemi olarak tanımlanır. Bilgisayarlı Tomografi cihazlarında da klasik röntgen görüntülemesinde olduğu gibi X-ışınları kullanılır ve röntgen cihazında olduğu gibi bilgisayarlı tomografi cihazında da X-ışını tüpü bulunur. Ancak bilgisayarlı tomografi cihazındaki x-ışını tüpü cihazın hareketli olan tünel şeklindeki halka kısmında (gantri kısmı) bulunur. Bilgisayarlı tomografide vücuttan geçirilen X-ışınlarından, dokuda absorbe olmamış kısmını dedektörler yardımı ile belirlenip bilgisayar yardımı ile kesitsel görüntüler oluşturulur. Bilgisayarlı Tomografi cihazının teorik temelleri Amerikalı fizikçi Allan M. Cormak tarafından atılmış, ancak ilk modelinin yapımı 1967-1971 yılları arasında İngiliz elektrik mühendisi Godfrey Hounsfield tarafından sağlanmıştır. Bu iki bilim adamı, 1972 yılında tıp alanına soktukları ve X-ışınının keşfinden bu yana yapılmış en büyük ilerleme olarak kabul edilen bu yöntemle 1979 da Nobel ödülü kazanmışlardır. Bilgisayarlı tomografi cihazı 1975 yılında Türkiye'de ilk defa Hacettepe Üniversitesinde kullanılmaya başlanmıştır.

Bilgisayarlı Tomografi ilk ortaya çıkışından bu yana gelişim basamaklarına göre “jenerasyon” olarak adlandırılan gelişim basamaklarından geçmiştir. Bilgisayarlı Tomografi jenerasyonları geliştikçe cihazın çekim süresi azalarak görüntü kalitesi de artmıştır.

İlk nesil BT’ler Pencil-Beam (kalem ışını) X-Işını ve karşısında tek bir detektörün bulunduğu cihazlardır. Bu nesildeki cihazlarda X-ışını tüpü ve dedektör hasta çevresinde doğrusal bir çizgi boyunca birbirini görecek şekilde hareket ederken tarama işlemi gerçekleşir. Düz bir doğrultuda (diverjans olmayan) bir uçtan bir uca tarama işlemi yapıldıktan sonra tüpe 1 derece açı verilir ve bu işlem tüp ve dedektör hastanın çevresini 180 derece dönene kadar devam eder. Bu süreç yaklaşık 5-6 dakikayı bulurdu. Birinci nesil BT’ler artık günümüzde kullanılmamaktadır. İkinci nesillerdeki tomografilerde doğrusal dizilmiş tek detektör yerine üç adet detektör ve her bir detektöre denk gelen üç adet yelpaze (fan-beam) X-Işını kullanılır. Bu nesildeki bilgisayarlı tomografiler de aynı birinci nesildeki gibi tüp ve detektör hasta etrafında doğrusal bir çizgi boyunca birbirlerini görecek şekilde hareket ederken tarama yapılır. Tarama tamamlandıktan sonra tüpe 10 derecelik açı verilir ve bu işlem tüp ve detektör hasta etrafında 180 derece dönene kadar devam ettirilir. Bir seferde üç derecelik tarama sağlanmasından dolayı çekim süresi birinci jenerasyon BT’lere göre kısalmıştır. Birinci ve ikinci nesil bilgisayarlı tomografilerde sadece beyin incelemesi yapılmıştır.

Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazlarında X-ışını kaynağı ve karşısına yerleştirilmiş çok sayıda konveks detektörden oluşur. Kullanılan X-ışını demeti karşısına denk gelen dedektörlerin tümünü içine alacak şekilde yelpaze biçimindedir. Bu cihazlarda X-ışını tüpü ve dedektörler koordineli bir şekilde 360 derecelik dönüş yaparlar. Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazlarında diğer ikisinden farklı olarak tüm vücut incelemesi yapılır. Üçüncü nesil cihazların bir diğer yeniliği ise, gantri’nin tek bir dönüşünde birden fazla kesit görüntüsü alabiliyor olmasıdır. Üçüncü jenerasyon BT’lerde tüm vücut görüntüleme yapılabilmektedir. Kesit alma süresi de önceki iki jenerasyona göre kısalmıştır. Dördüncü nesil tomografilerde sadece X-ışını hareketlidir. Gantri boşluğunu 360 derece saran çok sayıda dedektör bulunur ve dedektörler sabittir. Tek bir X-ışını kaynağı incelenecek hasta etrafında 360 derecelik bir dönüş hareketi gerçekleştirir. Ultrafast (son derece hızlı) BT olarak da adlandırılan beşinci nesil

cihazlardatüp ve dedektör hareketi ortadan kaldırılmıştır.Dönüş hareketi yapan X-ışını tüpü ve gantriyerini yüksek güçlü 4 tungsten hedef anodlu elektron ışınına bırakmıştır. Yani gantri çok büyük bir x-ışını tüpü haline getirilerek, Gantri boşluğuna anod halkası yerleştirilmiştir. Böylece katottan çıkan elektron demeti, anoda doğru giderken hasta etrafında çok kısa bir süre dönerek x ışını üretilir. Beşinci nesil bilgisayarlı tomografilerde düşük ve yüksek rezolüsyon olmak üzere iki ayrı çalışma modu vardır. Cihazın düşük rezolüsyonmodu, saniyenin yarısı kadar sürede, masa hareketi sağlanmadan sekiz adet ardışık kesit almaktadır. Yüksek rezolüsyonmodu ise, 0.1-0.4 saniyede tek bir kesit alınır. Bu cihazlar günümüzde henüz yaygın kullanıma girmemiş ancak geliştirilme aşamasındadır. Bilgisayarlı tomografi cihazlarında en son teknoloji olan Spiral (Helikal) BT'de, X-ışını tüpü ve karşısındaki dedektörler birbirleri ile eş zamanlı olarak yüksek hızlarda hasta etrafında 360 derece sürekli dönerken hasta masası da ayaktan başa doğru ya da baştan ayağa doğru gantri dönüşü ile koordineli olarak hareket etmektedir (Şekil 2.2). Bu hareketler sırasında hasta kesintisiz olarak bir X-ışını tüneline hareket ediyormuşçasına görüntüleme işlemine maruz bırakılır. Böylece kesitler arasında hiçbir boşluk ve bekleme süresi olmadan hastanın tüm vücut Bilgisayarlı Tomografi görüntüsü elde edilebilmektedir. Tüpün 360 derecelik bir dönüşü 1 saniyeden az bir zaman almakta ve tüm vücut Bilgisayarlı Tomografi görüntüsü de birkaç dakika içerisinde yapılabilir. Tarama süresinin kısa olması toraks ve batin incelemelerinde ortaya çıkacak organ hareketlerinin olumsuz etkilerini en az düzeye indirmektedir [16].



Şekil 2.2: Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensibi.

2.4.1. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensipleri

Klasik röntgen cihazları ile vücudun ancak planar (Düzlemsel, örneğin X-Y Düzlemi) görüntüleri elde edilebilmektedir.

Oysa vücudun derinlik boyutunda da (Z boyutu) görüntülerinin elde edilmesi hastalıkların teşhisi ve tedavisi açısından son derece önemlidir. Bu nedenle Bilgisayarlı Tomografi cihazları geliştirilmiştir.

Bilgisayarlı Tomografi X-ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü (sagittal, koronal, transversal düzlemlerde) oluşturmaya yönelik dijital bir görüntüleme yöntemidir. Bilgisayarlı Tomografi cihazı, klasik Röntgen cihazlarına göre son derece gelişmiş bir cihazdır. Bilgisayarlı Tomografi görüntü ile normal röntgen filmlerinde görülmeyen yumuşak doku detayları görülebilmektedir. Röntgen cihazları ile elde edilen görüntülerin düzlemsel olması sebebiyle derinlik boyutunda detay elde edilememektedir. Bu nedenle görüntülerde organlar üst üste binmiş şekilde görüntülenir. Oysa BT' de üç boyutlu görüntüleme yapıldığından burada elde edilen görüntüler kesitsel olarak oluşturulabilmektedir. Böylece derinlik boyunca bütün organlar ve oluşumlar ayrı ayrı detaylı şekilde görülebilmektedir [16].

Görüntüleme için Röntgen cihazında olduğu gibi Fotoelektrik olayın doku içerisinde absorpsiyon mekanizması kullanılmaktadır. Yani atom numarası yüksek (kemik gibi yoğun dokular) olan bölgelerde X-ışınları fazla tutulmakta, buna karşın daha düşük atom numaralı (akciğer gibi daha az yoğun) ortamlarda ise radyasyon daha az tutulmaktadır. Böylece BT dedektörleri geçtiği dokuların yoğunlukları ile ters orantılı olarak radyasyon dedekte etmekte ve vücudun doku yoğunluğuna uygun bir radyasyon haritası elde edilmektedir. Bu radyasyon yoğunluk haritasını elde etmek için Röntgen tüpü hasta etrafında 360 derece dönerken aynı zamanda vücuda dar bir huzme şeklinde X-ışınları gönderir. X-ışınları hem vücuda gönderilmeden önce hem de vücudu geçtikten sonra ölçülür. Gönderilen X-ışınının dokuya girmeden önceki miktarı ile dokudan çıkıp detektörlere ulaşan miktarı dokunun radyasyonu zayıflatma oranını verir. Bu işlem çekim sırasında çok sayıda tekrarlanarak zayıflatma oranları her bir doku için ayrı ayrı bilgisayar hafızasına depolanır. Bu sebeple BT görüntüleme yöntemi olarak

transmisyon (geçme) prensibine dayanır. Transmisyon prensibinde gönderilen enerji vücuttan geçerek diğer taraftaki dedektör tarafından algılanır. Yani kaynak ve alıcı farklıdır [10]. İki boyutlu planar bir Röntgen filmi piksel denilen küçük küçük birimlerin bir araya gelmesi ile oluşturulan bir görüntüdür. Örneğin $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 'lik bir görüntü birer cm^2 'lik 400 küçük piksel biriminden oluşabileceği gibi birer mm^2 'lik 40000 küçük piksel biriminden de oluşabilir.

Piksellerin çarpımı ile elde edilen bu değerlere görüntü matrisi denir. Günümüzde iki boyutlu matris değerleri 512×512 ya da 1024×1024 değerlerine ulaşmıştır. Piksel sayısı ne kadar çoksa görüntüde detay o kadar artar. (Şekil 2.3)

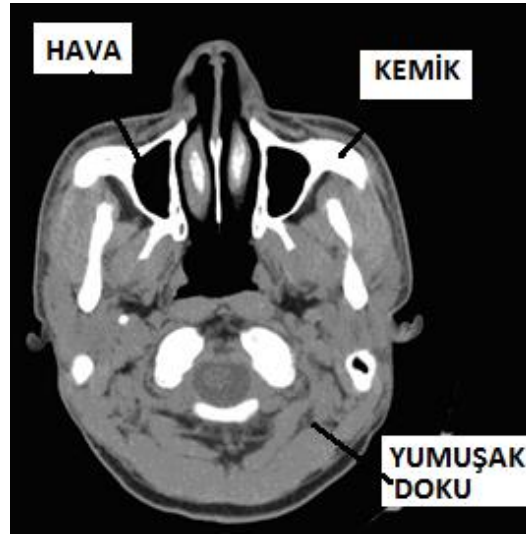


Şekil 2.3: Piksel sayısı (görüntü matrisi) ile görüntü kalitesi arasındaki ilişki.

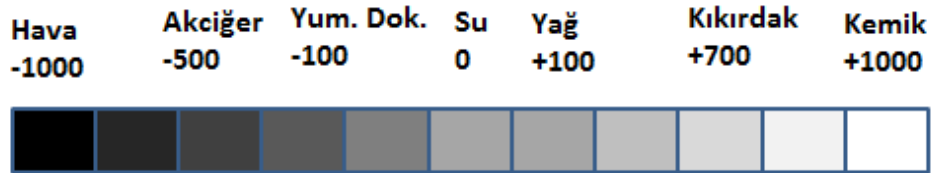
Klasik Röntgen filmi kalınlığı olmayan bir görüntüdür. Röntgen görüntülerinin aksine Bilgisayarlı Tomografi görüntüleri ise kalınlık boyutuna sahiptir. Bu kalınlık boyutu ile beraber pikseller voksel adını alır. Voksel'in inceliği ya da kalınlığı toplamda tomografik görüntünün detayını verir. Voksel kalınlığının ince olması kesit sayısını arttıracığından detay da artacaktır. Örneğin 25cm'lik uzunluğunda bir vücut bölümü 5'er mm kalınlığında dilimlere ayrıldığında 2'şer cm kalınlığında dilimlere ayrılmasına göre daha detaylı bir görüntü yaratacaktır. Bilgisayarlı Tomografi işleminde dokuların radyasyonu zayıflatma oranı sayısal olarak bu voksel elemanlarına teker teker kaydedilir. Bilgisayar yazılımı tarafından Hounsfield Skalası adı verilen bir cetvele göre tüm voksellere bir sayı verilir. Bu sayı, yoğunluğu sudan yüksek olan dokularda artı, düşük olanlarda ise eksi değerlerdedir. Kaydedilen bu değerler daha sonra Hounsfield

skalası denilen bir cetvel yardımıyla siyah, beyaz ve gri tonlardan oluşan bir görüntüye dönüştürülür. Her bir piksel doku yoğunluklarına bağlı X-ışınlarını azaltmaktadır [17]. Hounsfieldskalasında X-ışını zayıflatma değerleri -1000 ve 1000 arasında 2000 birim içerisinde sınıflandırılmıştır. Bu skalaya göre suyun zayıflatma değeri sıfır (gri renk), kemik gibi çok yoğun oluşumlar için bu değer 1000 (beyaz renk), hava için -1000 (siyah renk) olarak kabul edilmiştir. Yağ dokusu ve akciğer skalasının negatif; yumuşak dokular ve kan skalasının pozitif yönünde yer alır. Gri renk Hounsfield numarasına bağlı olarak binlerce farklı tonda oluşabilir. Bu da görüntü detayı anlamına gelir. Ancak gözümüz 50 ile 100 arası gri tonu ayırabilir.

Şekil 2.4 de bir Kranyum BT ışınlaması verilmiştir. Şekil 2.5 de verilen Hounsfield skalası göz önüne alınarak Şekil 2.4 de verilen Kranyum ışınlaması incelendiğinde havanın Hounsfield skalasına göre siyah, kemiğin beyaz ve yumuşak dokuların gri renk ile BT görüntüsü oluşturduğu görülür.



Şekil 2.4: Kranyum BT görüntüsü.



Şekil 2.5: Hounsfield skalasına göre renklendirme işlemi.

Monitörde incelenecek yapının, diğer yapılardan optimum ayırımı amacı ile gri ton başına düşen doku yoğunluğu sayısının değiştirilmesine yönelik elektronik bir ayardır. Monitör, her bir BT kesitinde +1000 ile -1000 arasında değişen gri skalada seçilen yoğunluk aralığının alt ve üst sınırını işaret eder. Pencere aralığı daraltıldıkça gri ton başına düşen absorpsiyon farklılığı yani doku sayısı azalmakta ve görüntülerde yüksek kontrast sağlanmaktadır. Bununla beraber dar pencere aralığı seçimi, pencere alanı dışında kalan oluşumların gözden kaçması açısından sakıncalıdır.

2.5. Spect-bt

SPECT/BT cihazı en genel tanımı ile iki dedektörlü tomografik görüntüleme sağlayan gama kamera cihazı olan SPECT ile bilgisayarlı tomografi cihazının birleşimi olan bir hibrit sistemdir. SPECT cihazının verdiği fonksiyonel görüntüye karşılık BT cihazı bu görüntünün hangi organ veya dokuya ait olduğunu bilgisini verir. SPECT görüntüleme cihazı hasta etrafında 360 derece dönerek hastanın organ veya dokularında tutulum yapan fotonları dedekte ederken kaydedilen sayımlar farklı olur. Bunun sebebi ise organ veya dokudan çıkan fotonlar her seferinde farklı yoğunluktaki dokulardan geçerek dedektöre ulaşmasıdır. Fotonlar her seferinde farklı zayıflatmaya maruz kalırlar. Ancak BT görüntüleme işlemi yapıldığında farklı yoğunluğa sahip dokular normalize edilerek zayıflatma düzeltmeleri yapılır. Çünkü BT cihazları X-ışını tüpünden çıkan ışınlarının şiddeti ile dokudan zayıflatmaya uğramış x-ışınlarının şiddetini her bir dokuda oranlar. Oranlama sonucu zayıflatma düzeltmesini gerçekleştirir. SPECT-BT görüntülerinin en önemli özelliği de BT cihazı sayesinde zayıflatma düzeltmesine sahip olmalarıdır[18]. SPECT ve BT görüntülerinin üst üste çakıştırılması ile de füzyon görüntüleri elde edilir. SPECT-BT iki ayrı gantriden oluşur. Ön gantri SPECT, arka gantri ise BT cihazına aittir. Hastaya verilen radyofarmasötik SPECT görüntüleme ile ilgilidir. Hibrit sistemlerde hasta masaları ortaktır. SPECT –BT görüntüleme kemik sintigrafisi, nöroendokrin tümörlerinin yerinin belirlenmesi, Galyum-67 (⁶⁷Ga) sintigrafisi kullanılır. SPECT-BT görüntüleme tek başına SPECT veya BT görüntülemeye göre oldukça başarılıdır ve tercih edilmektedir. SPECT-BT cihazının kalite kontrol testleri ayrı ayrı gama kamera, SPECT ve BT testlerini içerir.

2.6. CİHAZLARA AİT KALİTE KONTROL TESTLERİ

2.6.1. Gama Kamera Kalite Kontrol Testleri

Görüntü kalitesi ile bu görüntüler üzerinden konulacak teşhis doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle cihazların doğru çalışması çok önemlidir. Kalite Kontrol testleri belirli standartlar referans alınarak uygulanır ve sonuçları yorumlanır. Gama kameraların kalite kontrol testleri NEMA standartlarına bağlı olarak yapılmaktadır [8] ve periyodik olarak yapılan kalite kontrol testlerinin sonuçları kabul testleri ile uyumlu olmalıdır.

Tez çalışmasında yapılacak gama kamera testleri, SPECT cihazının planar görüntülemesi için kalite kontrol testlerinin yapılması zorunlu olan testlerdir. Bu nedenle SPECT kalite kontrol testleri içerisinde gama kamera testleri de yer alır.

2.6.2. SPECT Kalite Kontrol Testleri

SPECT cihazı sayesinde elde edilen görüntülerin kalitesini etkileyen faktörleri ikiye ayırabiliriz. Birinci faktör fizyolojik (görüntülenecek organın boyutu, hasta vücudunda radyofarmasötüğün azalımı gibi) nedenlerdir. SPECT cihazı bir gama kamera olduğundan dolayı ikinci faktör olarak da gama kamera ve kolimatörden kaynaklı sebepler (sistem hassasiyeti, homojenite hataları, sistem rezolüsyonu gibi) olarak incelenebilir. Bu sebepten dolayı SPECT kalite kontrol testleri gama kamera ve SPECT kalite testleri olmak üzere ikiye ayrılır. Gama kamera kalite kontrol testleri tezin Malzeme ve Yöntem bölümünde yer alan 3.3. numaralı alt başlıkta verilmiştir. SPECT cihazı 3 boyutlu tomografik görüntüleme sağlar. Cihazın bu özelliğinden dolayı özgün tomografik dönüşüme bağlı yapılması gereken kalite kontrol testleri vardır. Gama kamera kalite kontrol testlerinde olduğu gibi SPECT kalite kontrol testlerinin yapımı NEMA standartlarına bağlı kalınarak gerçekleştirilir ve test sonuçları kabul testleri ile kıyaslanır. Tezin Malzeme ve Yöntem bölümünde yer alan 3.4. Numaralı alt başlık altında detaylı olarak SPECT cihazı testlerinin yapılışı açıklanacaktır.

2.6.3. BT Kalite Kontrol Testleri

BT görüntüleme işlemi, tüm radyolojik görüntülemeler içerisinde yüksek radyasyon dozu ile görüntüleme işlemi sağladığı için özellikle düzenli olarak kalite kontrol testlerinin yapılması gereken cihazdır. Bu nedenle BT kalite kontrol testlerini mekanik testler, görüntü kalitesi testleri ve hasta güvenliği açısından dozimetri testleri olarak üç başlıkta toplayabiliriz. Ancak tez çalışmamızda bulunan BT cihazı bir SPECT-BT hibrit

sisteminden oluştuğu için BT cihazına yapılan her test uygulanamaz. Tez çalışmasında hibrit halde bulunan BT cihazına yapılan testler yapılacaktır. Tezin Malzeme ve Yöntem bölümünde yer alan 3.5. Numaralı alt başlık altında detaylı olarak BT cihazı testlerinin yapılması açıklanacaktır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. GE NM/ CT 670 SPECT-BT Cihazı

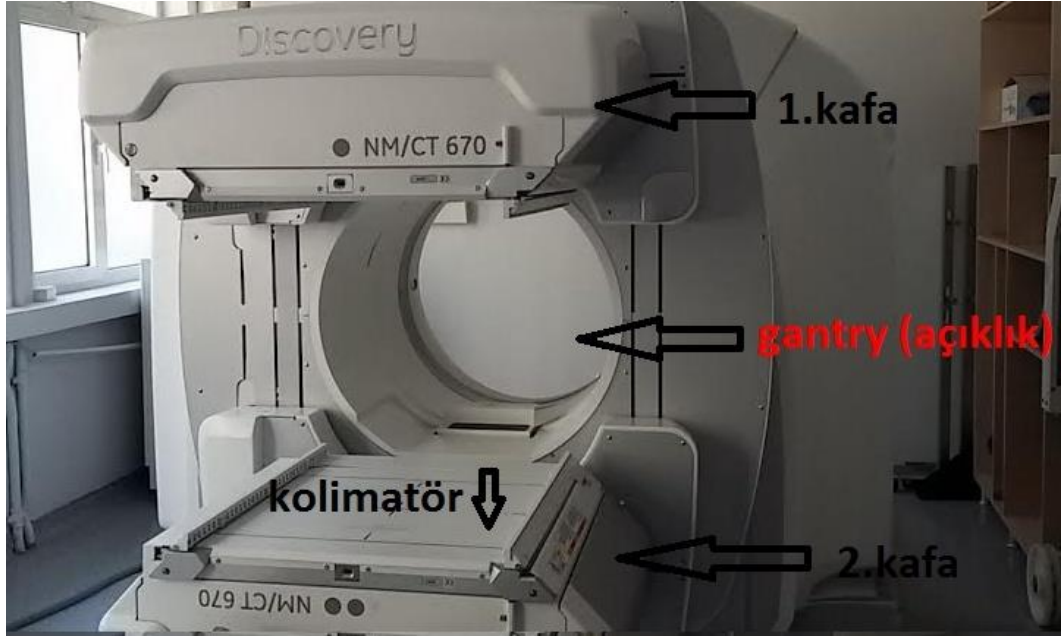
Tez çalışmasında kalite kontrol testleri İ.Ü Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan GE NM/ CT 670 SPECT-BT cihazında yapılmıştır. Test edilen cihaz hibrit sistem olarak adlandırılan SPECT ve BT cihazlarının birleşiminden oluşmaktadır. Cihazın ön kısmında SPECT, arka kısmında ise CT cihazı bulunur. (Şekil 3.1.) SPECT görüntüleme radyonüklidler yardımı ile metabolik görüntüleme sağlanırken, CT görüntüleme de x-ışını yardımı ile anatomik görüntüleme sağlanır. Hibrit sistemin hasta masaları da ortakdır.

Şekil 3.2. de görüldüğü üzere cihazın SPECT kısmında iki adet kafası bulunmaktadır. Cihazın kafalarında ilk olarak kolimatörler bulunur. Bu cihazın kolimatörü şekilden de anlaşılacağı üzere paralel hol kolimatördür. Bu tip kolimatör Nükleer Tıp'ta sıkça kullanılan bir kolimatördür. Paralel hol kolimatörün de LEHR (LowEnergy High Resolution-Düşük Enerji Yüksek Rezolüsyon) ve HELR(High EnergyLowResolution-Yüksek Enerji Düşük Rezolüsyon) kolimatör çeşidi sıkça kullanılır.Hastadan yayınlanan gama ışınlarının algılandığı yaklaşık 40 cm çapında ve 1.25 cm kalınlıkta NaI(Tl) sintilasyon kristalleri bulunur. Her bir kafa içerisinde 54 adet PMT bulunmaktadır. Cihazın gantri açıklığı 75 cm çapındadır. Bu hasta konforu için önemli bir açıklıktır.

Cihazın arka bölmesinde bulunan BT kısmı sayesinde 16 dilimlik BT görüntüleri elde edilir. GE NM/ CT 670 cihazı oldukça kısa sürede ve az dozda çekim olanağı sağlar.



Şekil 3.1: GE NM/ CT 670 cihazının bölümlerinin gösterimi.



Şekil 3.2: SPECT –BT dedektörler, gantri ve kolimatörünün gösterimi.

3.2. FANTOMLAR

SPECT-BT cihazının kalite kontrol testlerinin yapılışında NEMA, IAEA ve uluslar arası yayınların önerdiği üzere çeşitli fantomlar kullanılmıştır [2,19,20,21]. SPECT testlerinde kolimatör olmadan yapılan testlerde fantom kullanılmamıştır. Fantom kullanılan testler kolimatör varlığında yapılan kalite kontrol testleridir. Ekstresek homojenite testinde kolimatör kullanıldığı için düzlem kaynak fantom kullanıldı. Uzaysal rezolüsyon ve lineerite testinde ise bar fantom kullanıldı. SPECT rezolüsyon ve

homojenite testinde Jaszczak fantom kullanıldı. BT mekanik kalite kontrol testlerinde Gafchromic film kullanıldı.

BT görüntü kalite kontrol testlerinde ise suda BT numarası testi için su fantomu ve yüksek kontrast uzaysal rezolüsyon testi için BT fantomu kullanıldı.

Aşağıdaki bölümlerde SPECT-BT kalite kontrol testleri yapım aşamaları anlatılırken hangi testte fantom kullanıldıysa bu fantomların hangi amaç ile ve nasıl kullanıldığı detaylı olarak bahsedilecektir.

3.3. GAMA KAMERA KALİTE KONTROL TESTLERİ

Gama kamera cihazlarının görüntü kalitesini etkileyen etmenler arasında cihazın güç kaynağında oluşacak problemler veya cihazın elektronik parçalarındaki hasarlar cihazın uzaysal ayırım ve enerji ayırt etme gücünü etkileyerek görüntü kalitesini bozar ki gama kamera cihazının uzaysal ayırtma gücü elde edilen görüntülerdeki detayların ve kenar keskinliklerin ayırt edilebilmesi açısından oldukça önemlidir. Sistemin elektroniğinden kaynaklanan sorunlar yapısal gürültü adı altında toplanırken, beklenmedik şekilde gerçekleşen radyoaktif bozunmalardan kaynaklı sorunlar ise istatistiksel gürültü olarak ele alınır. Sistemin gürültü etkisi görüntülerdeki kontrast ve rezolüsyonu da olumsuz etkiler. Gama kamera kolimatörünün mekanik hasara maruz kalması ise görüntülerde soğuk alanlara sebep olur. PMT'lerin zamanla değişime uğramaları görüntülerde bölgesel homojenite bozukluklarına sebep olur. Sistemin görüntü kalitesini etkileyen en önemli parametrelerden biri olan homojenite görüntülerden alınacak sayımların bölgesel olarak farklılık göstermeden eşit dağılımlı olarak elde edilmesidir [22].

Nükleer Tıpta amaç hastaya verilen radyofarmasötiklerin hedef organda tutulumu sağlanırken diğer organların en az düzeyde verilen radyofarmasötik tutulum yapmasıdır. Eğer hedef olmayan organ haricindeki organlarda tutulum en az düzeyde gerçekleşmez ise görüntülerdeki kontrast düşerek görüntü kalitesini olumsuz yönde etkiler. Daha birçok sebep Gama Kamera görüntülerinin kalitesini etkilemektedir.

Bu bölümde gama kamera testleri tanıtarak, bu tez çalışması için yapılan testlerin nasıl yapıldığı anlatılacaktır.

3.3.1.Görsel Kontrol Testi

Görsel kontrol testi, cihaz çalışmaya başlamadan önce günlük olarak yapılması gereken bir testtir. Kolimatörde veya cihazın gantrisindeki görsel olarak fark edilebilecek olası bozukluklar tespit edilmeye çalışır. Bu bozukluklar cihazın kolimatöründe, gantri bölgesinde oluşacak darbeler, çökme veya çizikler olabilir. Aynı zamanda cihaza güç sağlayan güç kaynağı bağlantıları, elektrik kablolarının bağlantı kontrolü veya herhangi bir kabloda bozukluk varsa düzeltilmelidir. Hasta masasının düzgün çalışıp çalışmadığı ve herhangi bir mekanik aksaklığının olup olmadığı kontrol edilmelidir. Cihaz kamerasının yüzey temizlemesi yapılmalıdır. Cihaz sistemi hasta çekimi için uygun hale getirilmeden asla hasta çekime alınmamalıdır [23].

3.3.2. Arka-plan Aktivite Testi

Arka-plan aktivite testi ortamdaki radyoaktif kirliliği ve gama kamera cihazındaki elektronik gürültü fazlalığını belirlemek amacı ile günlük olarak yapılan bir testtir. Background aktivite testi zemin aktivite testi olarak da adlandırılır. Background aktivitesi görüntüleme sistemi yakınında bulunan zırhlanmamış bir radyofarmasötikten, radyofarmasötik enjekte edilmiş bir hastadan kaynaklanabilir. Ortamda bulunan ve varlığı tahmin edilmeyen bir radyoaktif kaynak cihaz görüntülerinde sıcak alanlara (artefaklar) sebep olur [23]. Kabul görülen arka-plan değeri saniyede <250-300 sayım aralığında olmalıdır. Arka-plan aktivite testi Şekil 3.3. de görüldüğü gibi herhangi bir fazladan işlem gerektirmeden yapılır. Cihaz şekil3.3. de görülen şekilde konumlandırılır. Cihazın kafasında kolimatörleri takılıdır. Kumanda panelindeki ekrandan arka-plan sayımlarına ulaşılır.



Şekil 3.3: Arka-plan aktivite test düzeneği gösterimi.

3.3.3. Enerji Spektrumu Görsel Kontrol Testi

Enerji spektrumunun görsel kontrolü testinde rutin görüntüleme işlemlerinde kullanılan ^{99m}Tc radyonüklidin 140 keV'lik gama enerjisi ile cihazın dedekte edip çizdiği enerji piki uyumlu olmalıdır.

^{99m}Tc haricindeki başka bir radyonüklid ile yapılacak test için, beklenen enerji tipi kullanılacak radyonüklidingama enerjisi ile uyumlu olmalıdır. Hastanede rutin olarak kullanılan radyonüklidler için de test tekrarlanmalıdır. Testte kullanılacak tüm radyonüklidlerin gama enerjisiyle testte elde edilecek enerji piki uyumlu olmalıdır[8].

Enerji spektrumunun görsel kontrolü testi günlük olarak yapılan bir testtir. Enerji spektrumunun görsel kontrolü testi de kolimatörsüz yapılan bir testtir. Bu sebep ile test dikkatli bir şekilde yapılmalıdır. Kolimatörsüz yapılan testlerde aktivite kullanılacaksa düşük aktivite kullanılır. Bu nedenle testte düşük aktiviteli nokta kaynak ^{99m}Tc kullanıldı. Kullanılan ^{99m}Tc kaynak direkt olarak değil kurşun bir muhafaza içerisine yerleştirmemiz gerekir. Aksi takdirde ^{99m}Tc in muhafaza olmadan yerleştirilmesi ortamdaki radyasyon dozunun artmasına sebep olur. Geri saçılmaların etkisiyle de cihazın homojenitesini olumsuz yönde etkiler. Test için gama kamera cihazının dedektörü 90 dereceye ayarlanarak duvara konulan nokta kaynağın karşısına konumlandırılır. Test çift başlı Gama kamera cihazında yapıldığı için, her iki dedektörü

çin aynı işlemler tekrarlanmalıdır. Cihazın kolimatörü çıkarıldığından dolayı dedektör yüzeyini tavana çevirip nokta kaynağı da tavana asmak tehlikeli olabilir.

Bu sebeple sayım hızı 20.000 den düşük tutularak 1mCi ^{99m}Tc nokta kaynak dedektörün Faydalı Görüş Alanı (UFOV) çapının 5 katı mesafesine yerleştirildi[24].Dedektörlerden her biri sırayla 90 derece döndürülerek duvar karşısına çevrildi. Dedektörün karşısında istenile n mesafede nokta kaynak yerleştirildi. Testi yapılan gama kamera cihazının dedektör çapı 30 cm'dir. Bu sebeple ^{99m}Tc nokta kaynak 150 cm mesafede konumlandırılmıştır.

3.3.4. İntrinsek (iç) Homojenite Testi

Gama kameraların görüntü kalitesini etkileyen en önemli bileşenlerden biri de homojenitedir. Görüntü homojenitesindeki bozukluklar çeşitli sebeplerden dolayı olabilir. Foton çoğaltıcı tüplerden bir veya bir kaçının çalışmaması, kristallerdeki bozulmalar veya sistem elektroniğinden kaynaklı hatalar görüntülerin homojenitesini etkileyen sebeplerden bazılarıdır. İntrinsekhomojenite testi günlük olarak yapılması gereken bir testtir. Ancak sayım miktarı veya süreye göre günlük, haftalık veya aylık olarak da uygulaması yapılabilir.

Detektöre bağlı hasarlardan kaynaklı homojenite bozukluğunun varlığını saptamak için intrinsek (iç) homojenite testi yapılır. Çünkü intrinsekhomojenite testi kolimatörsüz olarak yapılan bir testtir. Test çift başlı gama kamera cihazı için uygulandığından dolayı her iki dedektör için işlemler tekrarlanmalıdır. Kolimatörsüz olarak test uygulandığı için dikkatli bir şekilde yapılmalıdır [23].Dedektörlerden bir tanesi 90 derece çevrilerek duvar karşısına getirildi. 1mCi ^{99m}Tc nokta kaynak cihazın dedektör çapının 5 katı mesafede dedektörün karşısında konumlandırıldı. Puls yükseklik analizatörü 140 keV %20 enerji penceresinde ayarlandı. 256x 256 matriste 5 milyon sayım alındı. Sayım hızınının 20 000 sayım / saniyeyi geçmemesine dikkat edildi.

İntrinsekhomojenite testi sonrasında alınan görüntü ve sayısal parametrelerde dikkat edilmesi gereken iki nokta vardır. Bu noktalar UFOV değeri ile UFOV değerinin %75'lik alanına denk gelen Central Field of View (CFOV) değeridir. UFOV ve CFOV değerlerini kullanarak testlerin değerlendirilmesinde kantitatif analiz yapılır.Bu

parametreler integral homojenite ve diferansiyel homojenite formüllerinde kullanılır. İntegral homojenite değeri hesaplamada UFOV ve CFOV içerisinde yer alan 9 nokta içerisinde piksel başına alınan maksimum ve minimum sayım değerleri olan pikseller kullanılır.

Diferansiyel homojenite değeri hesaplanırken de ardışık olarak görülen beş adet piksel içerisinde piksel başına alınan en fazla sayım ile en düşük sayım değerleri kullanılarak hesaplanır [25].

$$\text{İntegral Homojenite} = \frac{\text{PikselBaşınaMax.Sayımı} - \text{PikselBaşınaMin.Sayımı}}{\text{PikselBaşınaMax.Sayımı} + \text{PikselBaşınaMin.Sayımı}} \times 100 \quad (3.1)$$

$$\text{Diferansiyel Homojenite} = \frac{\text{Max.Sayım} - \text{Min.Sayım}}{\text{Max.Sayım} - \text{Min.Sayım}} \times 100 \quad (3.2)$$

Tezin bulgular kısmında integral ve diferansiyel homojenite değerlerinin kalite kontrol testi sonucunda bulunması gereken aralık ve test sonuçları verilmiştir. Her kalite kontrol testinde olduğu gibi test sonucu cihazın kurulumunda yapılan kabul testlerinin sonuçları ile uyumlu olması gerekir. Genel olarak yapılan intrinsekhomojenite test sonucu integral ve diferansiyel homojenite değerinin < %5 olması beklenir [19].

Test aynı zamanda görsel olarak da değerlendirilir. Bu durumda testin geçerli bir sonuç vermesi için kaynaktan görüntülenen radyoaktif maddenin homojen bir dağılım göstermesi gerekir. Test sonucunda alınan görüntülerde oluşan sıcak veya soğuk alanlar SPECT görüntülerinde halka (ring) artefaktı olarak gözükür. Görüntülerde PMT'ler belirgin bir şekilde görülüyorsa pik ayarı asimetrik olarak yapılmış demektir. Bu sebeple intrinsekhomojenite testi ancak enerji spektrumu görsel kontrol testi yapıldıktan sonra gerçekleştirilebilir [22].

3.3.5. Ekstresek (dış) Homojenite Testi

Kolimatörden kaynaklı homojenite bozukluğunun varlığını saptamak için ekstresek (dış) homojenite testi yapılır. Test haftalık olarak tekrarlanır. Ekstresek homojenite testini intrinsekhomojenite testinden ayıran bir diğer özellik bu testin kolimatör ile yapılıyor olmasıdır. Test çift başlı Gama Kamera cihazında yapıldığından dolayı her iki

dedektör için aynı işlemler tekrarlanmalıdır. Testte nokta kaynak yerine düzlem kaynak ^{99m}Tc kullanılır. Kullanılan düzlem kaynağın aktivitesi, kolimatörsüz yapılan testlerde kullanılan kaynak aktivitesinden yüksektir. Radyonüklidin konulduğu düzlem kaynak içerisinde homojen bir dağılım olmalıdır [24].



Şekil 3.4: Ekstresek homojenite test düzeneği gösterimi.

Yapılan testte düzlem fantom $23.5\text{mCi}^{99m}\text{Tc}$ ile dolduruldu. Düzlem fantom kapatılırken içerisinde hava kalmamasına dikkat edildi. Ardından fantom dikkatli bir şekilde ^{99m}Tc içerisinde homojen olarak dağılsın diye çalkandı ve içerisine karışması için bir süre bekletildi. Düzlem fantom içerisindeki ^{99m}Tc 18 mCi aktiviteye düşünce çekim için bekletildiği sıcak odadan alındı. Şekil 3.4. te görüldüğü gibi cihazın kolimatörü takılı iken düzlem fantom cihazın dedektörleri arasında konumlandırıldı. Test her iki dedektör için tekrarlandı. Sayım hızının 20 000 sayım / saniye altında olmasına dikkat edildi. Puls yükseklik analizatör 140 keV enerji %20 enerji penceresinde ayarlanarak 256x256 matriste 5 milyon sayım alındı.

Ekstresek (dış) homojenite değerleri aynı intrinsekhomojenite testinin değerlendirilmesinde olduğu gibi hem görsel olarak hem de kantitatif analiz yaparak hesaplanır. Görsel olarak değerlendirilmesinde PMT tüplerinin görünürlüğüne ve sıcak-soğuk alanların varlığına bakılır.

Ekstresek (dış) homojenite testinde kantitatif analiz yapmak için iki adet önemli parametre vardır. Bu parametreler intrinsek homojenite testinde olduğu gibi integral homojenite ve diferansiyel homojenite değerleridir. Ancak ekstresek homojenite testi pratikte görsel olarak değerlendirilir. Testte kullanılan düzlem kaynak içerisinde bulunan radyoaktif maddenin görüntülere homojen bir şekilde yayılmış olarak yansımaları beklenir.

Bahsedilen homojenite testlerine ek olarak aylık olarak tekrarlanan homojenite testlerinde ise yüksek sayım hızında homojenite görüntüleri alınır. Yüksek sayım hızında yapılan homojenite testlerinde sayım hızı arttırıldığında gama kameranın vereceği yanıt incelenir. Sayım sayısına göre aylık, 3 veya 6 aylık yapılabilir. Homojenite testlerinin günlük veya aylık olması alınacak sayım sayısı ve sayım hızı ile ilişkilidir. Örneğin aylık homojenite testinde yaklaşık 30-40 milyon sayım alınır. Eğer test 3 veya 6 aylık yapılacak ise sayım sayısının artmasının yanı sıra sayım hızı da 20 000 sayım/ saniyeden 75 000 sayım/ saniyeye yükselir.

Günlük veya haftalık olarak yapılan intrinsek veya ekstresek homojenite testlerinin sayım hızları düşük olduğu için bu testlere düşük sayımlı kolimatörsüz (intrinsek) veya kolimatörlü (ekstresek) testler de denir.

3.3.6. Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Testi

Uzaysal rezolüsyon cihazın tarafından elde edilen görüntülerin en küçük detaylarının ne derece ayırt edilebildiğinin bir göstergesidir. Başka bir deyişle, uzaysal rezolüsyon testinin amacı cihaz detektörünün eşit aktivitede olduğu kabul edilen birbirine en yakın iki kaynağı ayırt etme gücünü kontrol etmektir. Rezolüsyonda oluşacak hatalar görüntü homojenitesinde bozulmalara sebep olur [25].

Test aylık olarak yapılır. Test çift başlı Gama Kameranın her iki dedektörü için de aynı şekilde tekrarlanmalıdır. İntrensek rezolüsyon testi için kolimatör çıkarıldı ve NaI(Tl) kristal üzerine dört ayrı rezolüsyon bölgesinden oluşan bar fantom takıldı. 1 mCi aktiviteye sahip Tc-99m nokta kaynak dedektör çapının 5 katı mesafeye yerleştirildikten sonra enerji penceresi %20 genişlikte 125x128 matriste 10 milyon sayım ile bar fantomun görüntüsü alındı [24].

4.23 mm, 2.12 mm, 3.18 mm ve 2.54 mm olmak üzere bar fantom üzerindeki her bir rezolüsyon bölgesi farklı kalınlıkla bar aralığına sahiptir. (Şekil 3.5.) Fantom üzerindeki her bir rezolüsyon bölgesinde kurşun septaların kalınlığı yazar.



Şekil 3.5: Bar fantom görüntüsü.

Lineerite testi ise fantomda bulunan barların düzgünlüğü ile ilişkilidir. Şekil 3.5'te verilen bar fantom kullanılarak yapılan uzaysal rezolüsyon testi uygulama protokolü ile aynıdır.

Foton çoğaltıcı tüplerde meydana gelen kaymadan dolayı lineerite bozulur. Lineeritenin bozulması sonucunda fantomdaki barlarda dalgalanmalar meydana gelir. Lineerite testi de görsel olarak değerlendirilen bir testtir.

3.4.SPECT KALİTE KONTROL TESTLERİ

Gama kamera cihazı için yapılan testler SPECT cihazı için de geçerlidir. Ancak gama kamera görüntüleri için yapılan testler planar görüntülerin kalitesini kontrol eden testlerdir. SPECT cihazı için yapılan testler ise 3 boyutlu tomografik görüntüler ile ilgili kalite kontrol testlerini içerir. Bu sebep ile klinikte kullanılan gama kamera cihazı tomografik görüntüleme yapıyor ise SPECT kalite kontrol testleri de yapılmalıdır [26].

3.4.1. Dönme Merkezi (Center of Rotation- COR) Testi

Dönme merkezi testinin amacı, dedektörün mekanik dönme merkezi ile bilgisayarın görüntü merkezini karşılaştırmaktır. SPECT görüntüleme işleminde kamera hastanın etrafında 360 derece dönüşü esnasında projeksiyon görüntüleri toplar ve kameranın

aldığı her bir projeksiyon görüntüsündeki foton bilgileri sayısal verilere çevrilerek bilgisayar matrisine kayıt edilir. Kamerada dedekte edilen fotonlar ile görüntü matrisindeki yerleşimi uyumlu olmalıdır. Eğer yerleşim hatası söz konusu ise görüntülerde bulanıklık meydana gelecektir.

Oluşan bulanıklık görüntü kalitesini etkiler. Görüntülerde kontrast ve rezolüsyon kayıplarına sebebiyet verir. SPECT cihazının COR testi üretici firma tarafından başka bir açı belirtilmediği sürece 90 ve 180 derecelerde yapılmalıdır. Ancak klinikte yapılan rutin görüntüleme işleminde sık olarak kullanılan bir açı var ise 90 ve 180 derecelere ek olarak çekimlerde kullanılan açıda da test yapılabilir. Test esnasında dikkat edilmesi gereken husus kullanılan radyoaktif kaynağın dedektör eksenlerinin orjininde bulunması gerekir. Hasta yatağı yer düzlemine paralel olmalıdır. Radyoaktif kaynak SPECT cihazının dönüş açısı içerisinde yer almalıdır. Cihazın kafası kaynak etrafında hiçbir yere dokunmadan dönmelidir. Eğer cihaz kafasının dönüşü esnasında herhangi bir dokunma olursa cihaz otomatik olarak durur ve kullanıcıya sinyal verir [27].

Test haftalık yapılır. Testte kolimatör kullanıldı. 1 mCi aktiviteye sahip ^{99m}Tc nokta kaynak hasta masasında dedektör eksenlerinin orjininde yerleştirildi.

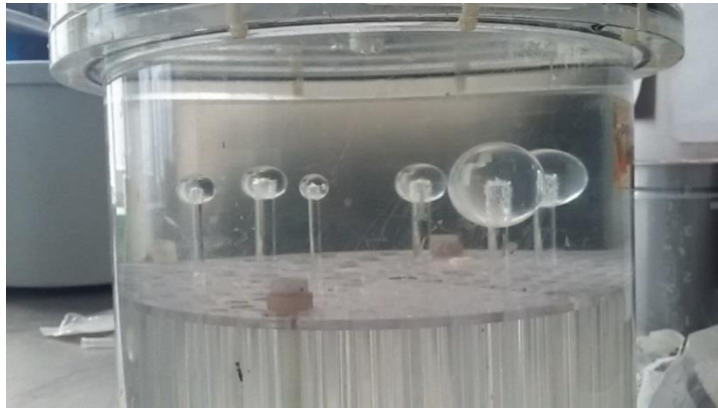
COR testinde amaç dedektörün kaynak etrafında projeksiyonu sırasında yatay (x) ve düşey (y) sapma miktarlarını belirleyerek düzeltmektir. Her iki eksendeki sapma miktarları 2 mm'nin altında olmalıdır[8].

3.4.2.SPECT Rezolüsyon ve Homojenite Testi

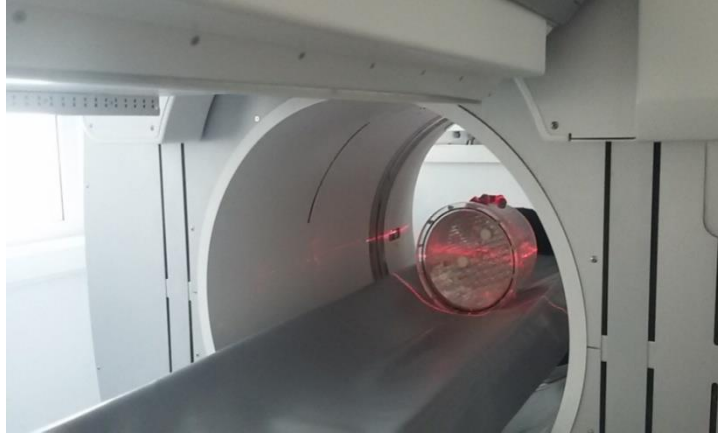
Bu test sistem performansının tümünü değerlendirmeyi sağlar. Test için Jaszczak fantom kullanılır. Burada dikkat edilmesi gereken en önemli nokta ^{99m}Tc radyoaktif kaynağın Jaszczak fantomu içerisine homojen bir şekilde dağılması gerektiğidir. Fantom içerisinde hava kabarcığı kalmamalıdır [25]. Bu sebep ile Jaszczak fantom hazırlığı diğer testlerin hazırlıklarına göre biraz daha zaman alan ve zahmet isteyen bir süreçtir. Jaszczak fantomu da 3.2.1. bölümde anlatılan testte kullanılan düzlem kaynak gibi doldurulduktan sonra hemen test için kullanılmaz. Fantom hazırlandıktan sonra içerisinde homojen dağılım sağlanması için Nükleer Tıp bölümünde bulunan sıcak odada bekletilir.

Şekil 3.6. da gözlenen küreler kalite kontrol testi için önemlidir. Çünkü kalite kontrol testinde alınan görüntülerde gözlenebilen en küçük küre test için başarılı sonuç verir. Sayım hızının 20 000 sayım/saniye altında olmasına dikkat edildi.

Puls yükseklik analizatör 140 keV enerji %20 enerji penceresinde ayarlanarak 256x256 matriste görüntü başına 1 milyon sayım alınır [24]. Testte her bir dedektör için 30 görüntü alınmıştır. Toplamda 60 görüntü yani 60 milyon sayım alındı. Soğuk lezyon Jaszczak fantomunda (şekil 3.7) ilk olarak fantom iç yüzeyine gelecek şekilde musluk suyu ile dolduruldu. Ardından 22,7 mCi^{99m}Tcaktivite fantom içerisine enjekte edildi. Fantom kapatılırken içerisinde hava kabarcığı kalmamasına dikkat edildi. Fantom içerisinde yer alan kürelerin içerisine herhangi bir işlem yapılmadı. Su ve aktivite direkt fantom içerisine dolduruldu. Ancak fantom direkt kullanılmadı. Su ve aktivitenin homojen olarak dağılması için sıcak odada bekletildi. Fantom içerisindeki aktivite yaklaşık olarak 15 mCi ye düşünce çekim odasına alındı. Şekil 3.7. de ki gibi cihazın bilgisayarlı tomografi kısmında bulunan lazerler yardımı ile cihaz masası üzerinde pozisyonlandırıldı. Çekimler sonucunda alınan görüntülerde soğuk lezyon fantomundaki en küçük kürenin gözle ayırt edilebilir olması istenilen sonuçtur. Eğer fantomdaki kürelerin gözle görülüp ayırt edilmesinde problem var ise cihaz kalibre edilmelidir.



Şekil 3.6: Soğuk lezyon Jaszczak fantomu.



Şekil 3.7: Jaszczak fantomunun konumlandırılması.

3.4.3. Dedektör Kafası Eğim Açısı Testi

SPECT cihazında elde edilebilecek en iyi görüntü dedektörlerin dönüş eksenine paralel olması ile sağlanır. X ekseninden belli bir mesafe uzağa nokta kaynak konular ve SPECT görüntüsü alınır. Tez çalışmasında $100 \mu\text{Ci}^{99\text{m}}\text{Tc}$ nokta kaynak kullanıldı. Test standardına uygun olarak nokta kaynağın istenilen şekilde yerleştirilmesi için bir düzenek hazırlandı. Hazırlanan düzenek cihazın bilgisayarlı tomografi kısmında bulunan lazer ışıkları yardımı ile x ekseninden belli bir mesafeye yerleştirildi.

Düzenek Şekil 3.8 de görüldüğü üzere dedektörler arasına getirildi. Düzenek Şekil 3.8. deki konumu 0 derecededir. SPECT cihazının kafası 20 derece ara ile dönerek 7 adet görüntü aldı.

Test kolimatör çıkarılmadan yapıldı. Testin olumlu sonuç vermesi için tüm projeksiyon görüntüleri üst üste getirildiği zaman oluşan görüntü lineer bir çizgi oluşturulmalıdır. Test üç ayda bir yapılır.



Şekil 3.8: Dedektör kafası eğim açısı testi için nokta kaynağın dedektörler arasında konumlandırılması.

Görüntüleme işlemleri içerisinde Bilgisayarlı Tomografi, hastanın en çok radyasyona maruz kaldığı sistemdir. Çünkü BT cihazında bulunan X-ışını tüpü her projeksiyon görüntüsünde klasik röntgen cihazının verdiği dozu verir ve bu işlemi 360 derece dönüşünde her açıda gerçekleştirir. Bilgisayarlı tomografi cihazından alınan radyasyon bu cihazın hangi amaç ile kullanıldığı ile de ilişkilidir. Tanısal radyolojik görüntülemelerde BT radyasyon dozu daha fazladır[28]. Bu sebeple Bilgisayarlı Tomografi cihazının mekanik ve görüntü kalitesi ile ilgili kalite kontrol testlerin yanı sıra cihazın dozimetri ile ilgili kalite kontrol testleri de vardır. Bilgisayarlı Tomografi cihazının görüntü kalitesini etkileyen birçok faktör vardır. BT de gürültü olarak adlandırıldığımız su gibi homojen maddelerin görüntülerinde Hounsfield numaralarında oluşan dalgalanmalar olarak ifade edilir. BT cihazında oluşan gürültünün artması düşük kontrast ayırma gücünü etkilemektedir. Görüntülerde oluşan artefaklar da görüntü kalitesini bozarak görüntülerde detaylı olarak incelemeyi zorlaştırır [29].

3.5. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ KALİTE KONTROL TESTLERİ

3.5.1. Mekanik Testler

Bilgisayarlı Tomografi cihazı mekanik testleri cihazın düzgün bir şekilde çekim yapabilmesi için gerekli olan mekanik aksamının çalışmasını test eder. Cihazın mekanik aksamını etkileyen çeşitli parametreler vardır. Hasta masası, cihazın lazerler çakışması bahsedilen parametrelere örnek olarak verilebilir. Bu sebep ile görüntü kalitesi ve dozimetri testleri yapılmadan önce mutlaka mekanik testler yapılmış olmalıdır.

3.5.1.1. Koronal ve Sagittal Hizalama Işıkları Uyumu Testi

Bilgisayarlı Tomografi mekanik kalite kontrol testlerinin ikincisi olan Koronal ve Sagittal hizalama ışıkları uyumu testinde geriye kalan iki düzlemin kesiştiği noktada tarama yapılır. Çünkü Koronal ve Sagittal hizalama ışıkları cihazın gantrisinin izomerkezinde kesişim yaparlar. Test aylık olarak tekrarlanır. Testte silindir kurşun kalem kullanıldı. Kurşun kalemin istenilen şekilde pozisyonlandırılması için bir düzenek kuruldu. Hazırlanan düzenek Koronal ve Sagittal düzlemlerin kesişim noktasında pozisyonlandırıldı. Düzeneğe dar kesitte seri tarama yapıldı [31].

3.5.1.2. Aksiyel Hareket Testi

Mekanik testler başlığı altında anlatılan kalite kontrol testleri Aksiyel hareket testi Bilgisayarlı Tomografi cihazının masa hareketinin test edildiği bir testtir. Test yapılırken 3.5.1.1. Numaralı testte olduğu gibi gafchromic film kullanıldı. Test için gafchromic film istenilen boyutta kesildi ve teste uygun olarak boyutu ayarlanan gafchromic film hasta masasının başına yerleştirildi.

130 kVp, 400 mAs parametrelerde birer kesit boşluk bırakarak seri bir aksiyel tarama yapıldı. Taramanın tamamlanmasının ardından film iki saat bekletildi. Test aylık olarak tekrarlanır.

3.5.2. Görüntü Kalitesi Testleri

Mekanik testlerin yanı sıra görüntü kalitesi testleri de Bilgisayarlı Tomografi cihazı için oldukça önemlidir. 2.1.4. bölümde anlatıldığı üzere Bilgisayarlı Tomografi cihazında görüntü oluşumu aşamasında Hounsfield Skalası önemli bir yere sahiptir. Görüntü

kalitesi testlerinde Hounsfield Skalası üzerinden değerlendirmeler yapılır. Ayrıca SPECT cihazında olduğu gibi rezolüsyon ve homojenite parametreleri görüntü kalitesi

3.5.2.1. Suda BT Numarası Testi

Genel olarak BT numarası testleri Bilgisayarlı Tomografi cihazından alınan görüntülerdeki olası artefaktları tespit etmek için yapılır [29].

Test için homojen su fantomu kullanıldı. SPECT testlerinde olduğu gibi test başlamadan evvel mutlaka BT lazerleri yardımı ile su fantomunun BT cihazının izomerkezinde konumlandırılması gerekir. Test için fantomun 120 kVp ve 260 mAs de aksiyel görüntüsü alındı.

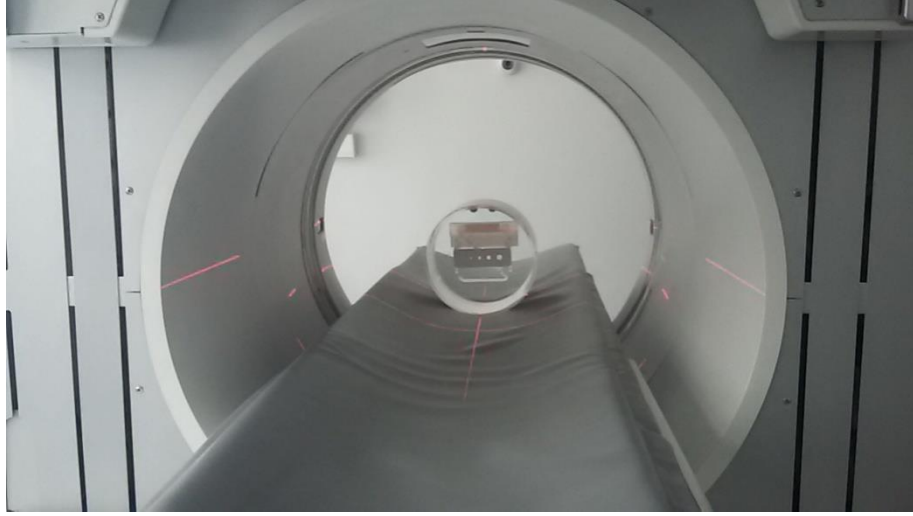
Test değerlendirilmesinde elde edilen görüntü üzerinde seçilecek belirli bir noktanın BT numarası ile tutarlı olup olmadığına bakılır. Bu testte su için bakıldı. BT çekimi sonrası elde edilen görüntülerin merkezinde 100 piksel boyutunda bir alan çizilir ve çizilen bu alanın ilgili BT numarası ile uyumuna bakılır[31].

BT numarası testi ile aynı zamanda da gürültü problemi de test edilir. BT cihazında gürültü problemi de HU numaralarında oluşan uyumsuzluklardan kaynaklanır. Test sonucunda ölçülmüş olunan suyun BT numarası ± 10 HU aralığında olmalıdır.

3.5.2.2. Yüksek Kontrast Uzaysal Rezolüsyon Testi

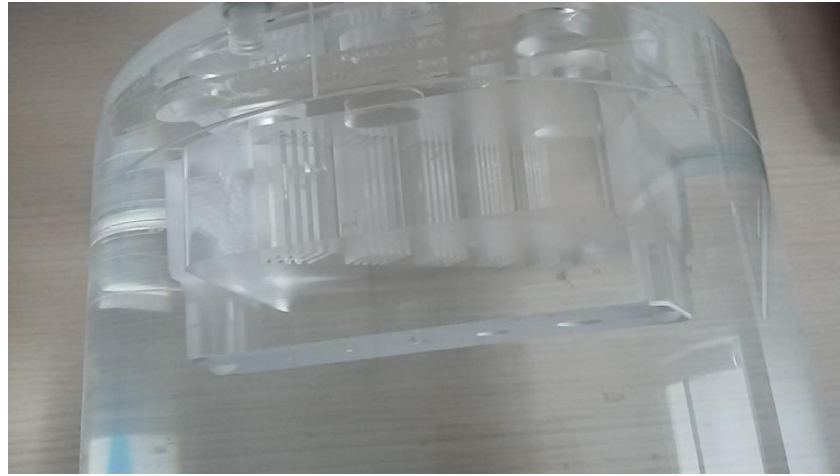
Test birbirine yakın yüksek kontrastlı iki maddenin Bilgisayarlı Tomografi cihazı tarafından nasıl dedekte edildiğini kontrol etmek için yapılır. Aynı zamanda yüksek kontrast uzaysal rezolüsyon testi ile en küçük boyutlu objenin görüntülenebilme gücü kontrol edilir [29].

Gama kamera kalite kontrol testlerinde yapılan uzaysal rezolüsyon testinin Bilgisayarlı Tomografi cihazı için yapılanıdır. Test için kullanılacak fantom lazer ışıkları yardımı ile şekil 3.9 da gösterildiği gibi konumlandırılır. Fantomdan 120 kVp ve 260 mAs aksiyel görüntü alındı.



Şekil 3.9: Fantomun BT lazerleri yardımı ile konumlandırılması.

Yüksek kontrast uzaysal rezolüsyon testinin sonuçları görsel olarak değerlendirilebilir. Fantom üzerinde içerisinde lineer çizgilerin bulunduğu 6 adet bar vardır.



Şekil 3.10: Yüksek kontrast uzaysal rezolüsyon testi için kullanılan fantomdan bir görüntü.

Fantom üzerinde bulunan en küçük çizgi göz ile ayırt edilebiliyorsa test geçerlidir.

4. BULGULAR

4.1. GAMA KAMERA TEST SONUÇLARI

4.1.1. Görsel Kontrol Test Sonuçları

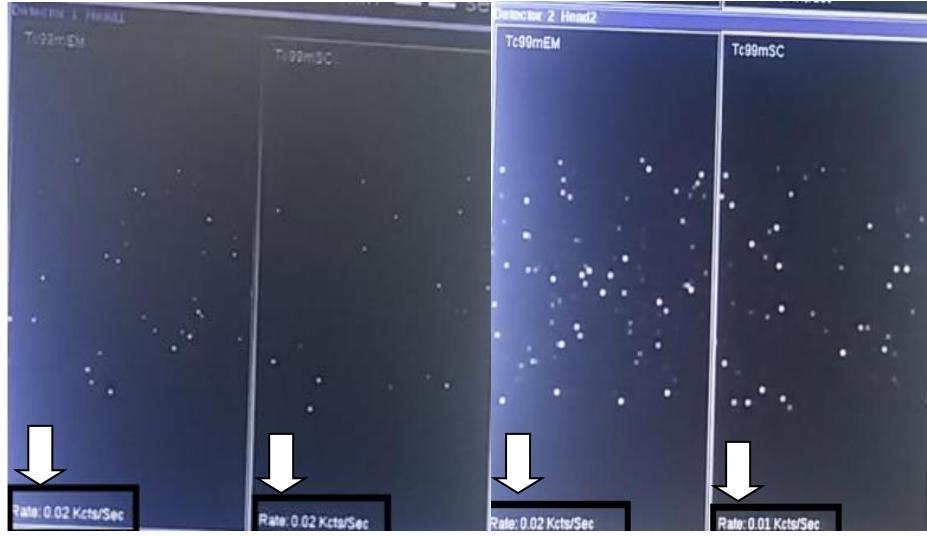
Sadece kalite kontrol testlerine başlamadan önce değil rutin hasta çekimleri öncesinde de yapılması gereken bir testtir. Çünkü görsel kontrol testi cihazın mekanik aksamını kontrol eden bir testtir. Görsel kontrol testinde cihazın hasta masası, elektrik bağlantı kabloları, cihazın kolimatörleri, içerisinde bulunan kristaller kontrol edilir. Cihazın kafasında bulunan kolimatörler oldukça ağırdır. Cihazdan kolimatörlerin takılıp çıkarılması esnasında kolimatörlerin taşınması olası kazaları önlemek açısından çok önemlidir. Kalite kontrol testlerine başlamadan önce yaptığımız görsel kontrol testinde cihazın görsel olarak incelenmesi sonucu rutin çekime hazır olduğuna karar verilmiştir.

4.1.2. Arka-plan Aktivite Test Sonuçları

Arka-plan aktivite testi kalite kontrol testleri başlamadan önce mutlaka kontrol edilmesi gereken bir testtir. Cihazın kalite kontrolünün yapılacağı çekim odasında bulunan arka-plan aktivitesi test sonuçlarını olumsuz yönde etkileyebilir. Cihazın hasta masasına, duvarlara, zemine bulaşmış radyasyon arka-plan radyasyona neden olur.

Kalite kontrol testlerinin gerçekleştirilmesi için ideal arka-plan dozu 200-300 sayım /saniye aralığından yüksek olmamalıdır. Aksi takdirde istenilenden yüksek arka-plan dozu cihazdan alınacak görüntülerde homojeniteyi etkiler.

Tez çalışmasında yapılacak kalite kontrol testlerine başlamadan önce aldığımız arka-plan aktivitesi her iki dedektör için saniye başına 300 sayımdan düşük çıkmıştır. Test sonuçları her iki dedektör için şekil 4.1 de verilmiştir. Burada önemli olan nokta, bu testin ortamda bilinçli olarak konulan herhangi bir nokta/ düzlem kaynak olmadan arka-plan ölçümü için yapılmış olmasıdır.



Şekil 4.1: Birinci ve ikinci dedektör için arka-plan aktivite test sonucu.

4.1.3. Enerji Piki Görsel Kontrol Test Sonuçları

Rutin bir nükleer tıp görüntülemesinde en sık kullanılan radyonüklid olan ^{99m}Tc un gama enerjisi ile dedektörün gama enerjisi birbiri ile uyumlu olmalıdır. Her iki dedektör için tablo incelendiğinde ilk sütunda yer alan “Value” (değer) bizim test sonucunda elde ettiğimiz sonuçtur. İkinci sütunda yer alan “Status”(durumlar) kalite kontrol testleri sonucu cihazın testi geçip geçmediğinin neticesidir. Tabloda yazan “Passed”değeri cihazın testleri geçtiğini gösterir. Tablonun son sütununda yer alan “Rules”(kurallar) kısmında ise cihazın kabul testleri sonucunda kalite kontrol testlerinin hangi aralıkta değer aldığında testi geçeceğini belirtir. Yapılan kalite kontrol testi sonucunda her iki dedektörün gama enerjisi 140.5keV olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.).

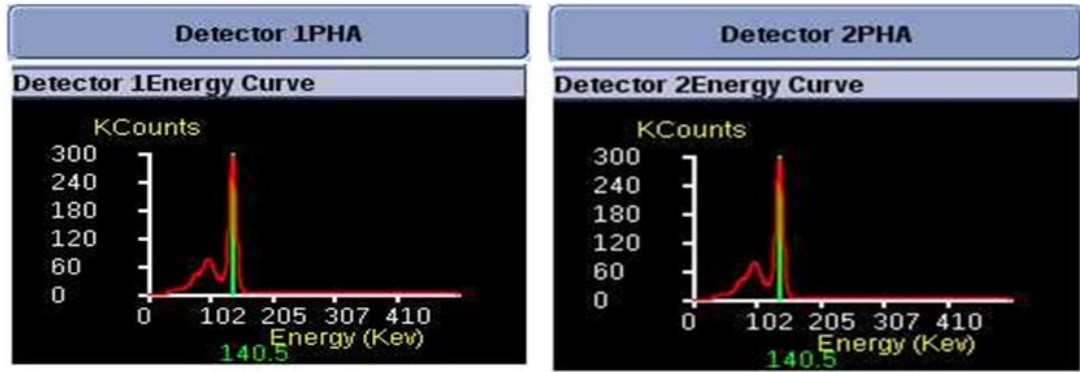
Detector 2

| Name | Value | Status | Rule |
|-------------------------|--------|--------|------------|
| Detector #2 Isotope | Tc99m | N/A | N/A |
| Detector #2 Energy Peak | 140.53 | Passed | 140.5+-3.0 |

Detector 1

| Name | Value | Status | Rule |
|-------------------------|--------|--------|------------|
| Detector #1 Isotope | Tc99m | N/A | N/A |
| Detector #1 Energy Peak | 140.54 | Passed | 140.5+-3.0 |

Şekil 4.2: Enerji Piki Görsel Kontrol Testi sonuçları.



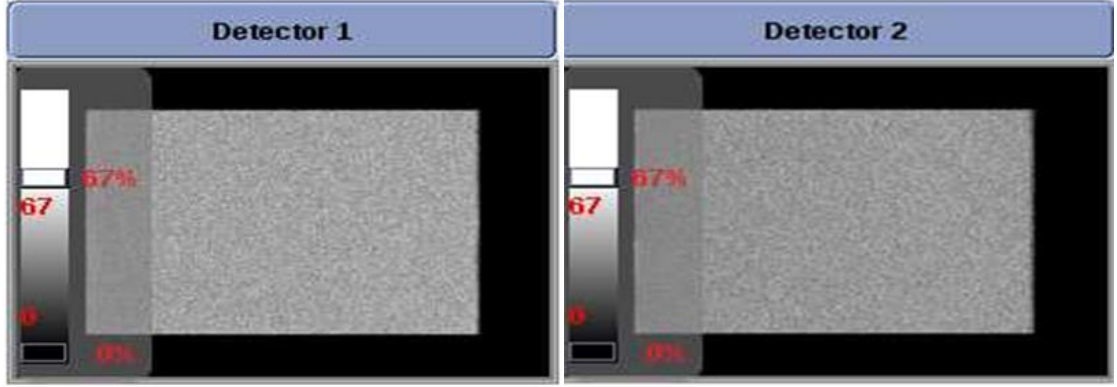
Şekil 4.3: Her iki dedektör için ölçülen gama enerjisi değerleri.

Şekil 4.3. incelendiğinde her iki dedektör için elde edilen enerji pikleri ^{99m}Tc in gama enerjisi olan 140 keV ile uyumlu olduğu verilmektedir.

4.1.4. İntrinsek Homojenite Test Sonuçları

İntrinsek homojenite testinin değerlendirilmesi iki şekilde yapılır. Birinci değerlendirme test sonucunda elde edilen görüntülerin görsel olarak değerlendirilmesidir. Görsel değerlendirme aşamasında en önemli olan kıstas görüntülerde radyoaktif dağılımın homojen olmasıdır. Görüntülerin homojen olması da sıcak veya soğuk alanların test sonucunda yer almaması ve görüntülerde PMT tüplerinin belirgin olmaması ile mümkündür. Şekil 4.4. te verilen intrinsek homojenite test sonuçları görsel olarak incelendiğinde her iki dedektör için de görüntülerin homojen olduğu görülür. Test görsel değerlendirmede istenilen şekilde görülmüştür.

İkinci olarak intrinsekhomojenite test sonuçları sayısal olarak değerlendirildiğinde her iki dedektör için Şekil 4.5. ve Şekil 4.6. daki sonuçlar elde edilmiştir. Test sonucu elde edilen değerler olması gereken aralıkta çıkmıştır.



Şekil 4.4: Her iki dedektör için intrinsekhomojenite test görüntüleri.

Detector 1

| Name | Value | Status | Rule |
|-----------------------------|---------|--------|-------------------------|
| Detector #1 Isotope | Tc99m | N/A | N/A |
| Detector #1 Energy Peak | 140.54 | Passed | 140.5+-3.0 |
| Detector #1 FWHM | 9.24 | Passed | <=11.0 |
| Detector #1 Count Rate | 45.9 | N/A | N/A |
| Detector #1 Total Count | 4000 | Passed | >=4000.0 and <=400000.0 |
| Detector #1 Uniformity CFOV | 2.60695 | Passed | <=5.0 |
| Detector #1 Uniformity UFOV | 2.60695 | Passed | <=5.5 |

Şekil 4.5: Birinci dedektör için intrinsekhomojenite test sonuçları

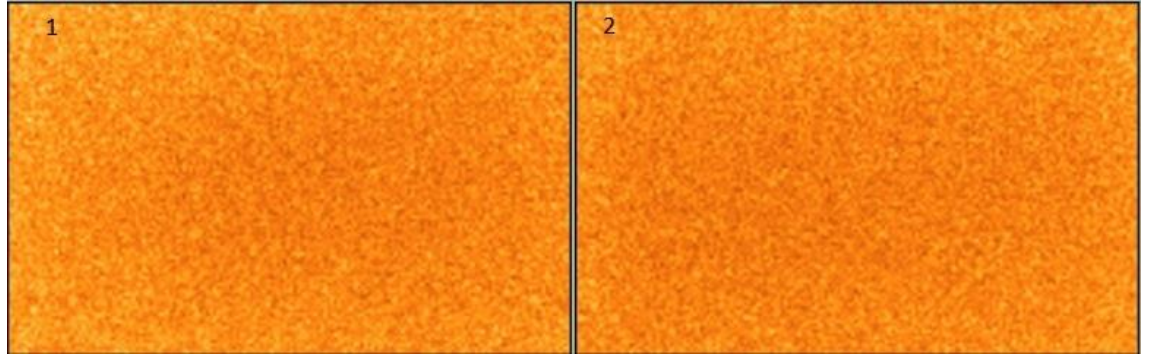
Detector 2

| Name | Value | Status | Rule |
|-----------------------------|----------|--------|-------------------------|
| Detector #2 Isotope | Tc99m | N/A | N/A |
| Detector #2 Energy Peak | 140.53 | Passed | 140.5+-3.0 |
| Detector #2 FWHM | 9.22 | Passed | <=11.0 |
| Detector #2 Count Rate | 44.37 | N/A | N/A |
| Detector #2 Total Count | 4000 | Passed | >=4000.0 and <=400000.0 |
| Detector #2 Uniformity CFOV | 3.737939 | Passed | <=5.0 |
| Detector #2 Uniformity UFOV | 4.99673 | Passed | <=5.5 |

Şekil 4.6: İkinci dedektör için intrinsek homojenite test sonuçları.

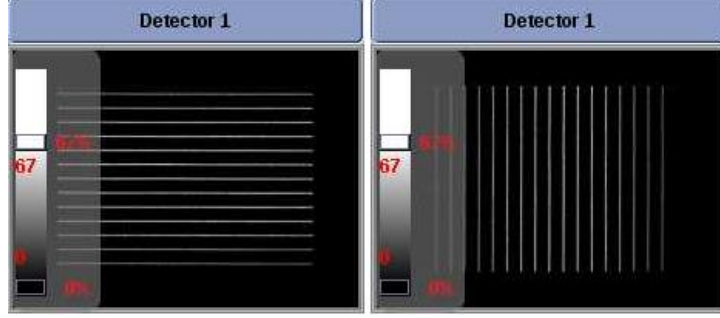
4.1.5. Ekstresek Homojenite Test Sonuçları

Ekstresek homojenite test sonuçları da intrinsek homojenite testlerinde olduğu gibi hem görsel olarak hem de kantitatif olarak değerlendirilir.

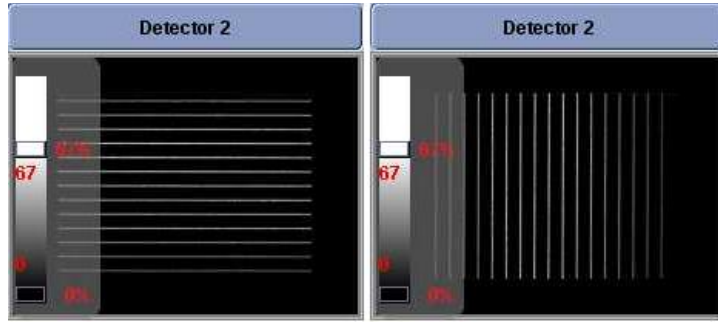


Şekil 4.7: Her iki dedektör için ekstresek homojenite görsel kontrol test görüntüleri.

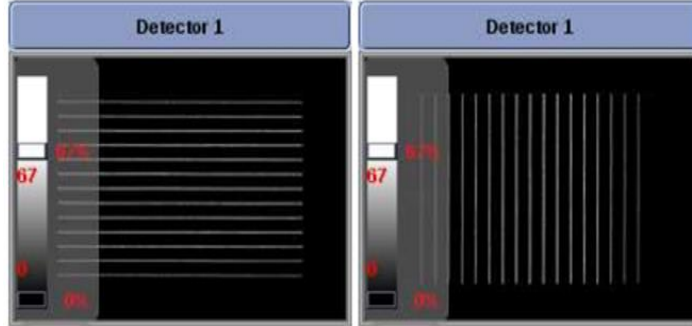
4.1.6. Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Test Sonuçları



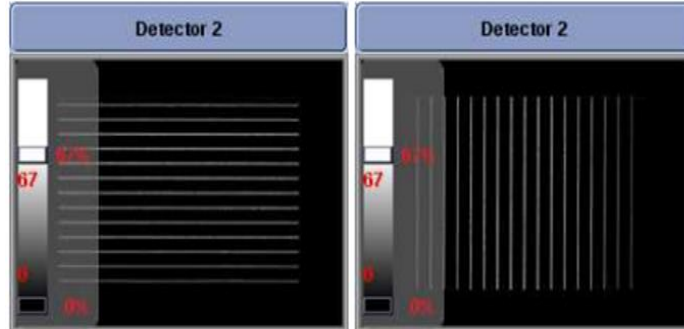
Şekil 4.8: Dedektör 1 uzaysal rezolüsyon test görüntüleri.



Şekil 4.9: Dedektör 2 uzaysal rezolüsyon test görüntüleri.



Şekil 4.10: Dedektör 1 lineerite testi görüntüleri.



Şekil 4.11: Dedektör 2 lineerite test görüntüleri.

Detector 1

| Name | Value | Status | Rule |
|--|-------|--------|------------|
| Detector #1 CFOV FWHM Average | 3.454 | Passed | ≤ 3.8 |
| Detector #1 CFOV FWTM Average | 6.514 | Passed | ≤ 7.1 |
| Detector #1 CFOV FWHM Standard Deviation | 0.323 | N/A | N/A |
| Detector #1 Calibration Factor | 0.551 | N/A | N/A |
| Detector #1 X CFOV - FWHM Average | 3.472 | Passed | ≤ 3.8 |
| Detector #1 X CFOV - FWTM Average | 6.548 | Passed | ≤ 7.1 |
| Detector #1 X CFOV - FWTM Standard Deviation | 0.396 | N/A | N/A |
| Detector #1 X CFOV - Maximum | 3.896 | N/A | N/A |
| Detector #1 X CFOV - Minimum | 3.005 | N/A | N/A |
| Detector #1 X CFOV - FWHM Standard Deviation | 0.22 | N/A | N/A |
| Detector #1 Y CFOV - FWHM Average | 3.437 | Passed | ≤ 3.8 |
| Detector #1 Y CFOV - FWTM Average | 6.481 | Passed | ≤ 7.1 |
| Detector #1 Y CFOV - FWTM Standard Deviation | 0.417 | N/A | N/A |
| Detector #1 Y CFOV - Maximum | 3.947 | N/A | N/A |
| Detector #1 Y CFOV - Minimum | 2.937 | N/A | N/A |
| Detector #1 Y CFOV - FWHM Standard Deviation | 0.237 | N/A | N/A |
| Detector #1 X UFOV - FWHM Average | 3.508 | Passed | ≤ 3.9 |
| Detector #1 X UFOV - FWTM Average | 6.637 | Passed | ≤ 7.2 |
| Detector #1 X UFOV - FWTM Standard Deviation | 0.406 | N/A | N/A |
| Detector #1 X UFOV - Maximum | 4.15 | N/A | N/A |
| Detector #1 X UFOV - Minimum | 3.005 | N/A | N/A |
| Detector #1 X UFOV - FWHM Standard Deviation | 0.212 | N/A | N/A |
| Detector #1 Y UFOV - FWHM Average | 3.526 | Passed | ≤ 3.9 |
| Detector #1 Y UFOV - FWTM Average | 6.726 | Passed | ≤ 7.2 |
| Detector #1 Y UFOV - FWTM Standard Deviation | 0.647 | N/A | N/A |
| Detector #1 Y UFOV - Maximum | 4.7 | N/A | N/A |
| Detector #1 Y UFOV - Minimum | 2.913 | N/A | N/A |
| Detector #1 Y UFOV - FWHM Standard Deviation | 0.309 | N/A | N/A |
| Detector #1 UFOV FWTM Average | 6.681 | Passed | ≤ 7.2 |
| Detector #1 UFOV FWHM Average | 3.517 | Passed | ≤ 3.9 |
| Detector #1 UFOV FWHM Standard Deviation | 0.374 | N/A | N/A |
| Detector #1 UFOV FWTM Standard Deviation | 0.764 | N/A | N/A |
| Detector #1 CFOV FWTM Standard Deviation | 0.575 | N/A | N/A |

Şekil 4.12: Dedektör 1 için uzaysal rezolüsyon test sonuçları.

Detector 2

| Name | Value | Status | Rule |
|--|-------|--------|------------|
| Detector #2 CFOV FWHM Average | 3.502 | Passed | ≤ 3.8 |
| Detector #2 CFOV FWTM Average | 6.612 | Passed | ≤ 7.1 |
| Detector #2 CFOV FWHM Standard Deviation | 0.522 | N/A | N/A |
| Detector #2 Calibration Factor | 0.55 | N/A | N/A |
| Detector #2 X CFOV - FWHM Average | 3.513 | Passed | ≤ 3.8 |
| Detector #2 X CFOV - FWTM Average | 6.64 | Passed | ≤ 7.1 |
| Detector #2 X CFOV - FWTM Standard Deviation | 0.417 | N/A | N/A |
| Detector #2 X CFOV - Maximum | 4.008 | N/A | N/A |
| Detector #2 X CFOV - Minimum | 3.056 | N/A | N/A |
| Detector #2 X CFOV - FWHM Standard Deviation | 0.226 | N/A | N/A |
| Detector #2 Y CFOV - FWHM Average | 3.492 | Passed | ≤ 3.8 |
| Detector #2 Y CFOV - FWTM Average | 6.584 | Passed | ≤ 7.1 |
| Detector #2 Y CFOV - FWTM Standard Deviation | 0.417 | N/A | N/A |
| Detector #2 Y CFOV - Maximum | 3.942 | N/A | N/A |
| Detector #2 Y CFOV - Minimum | 2.972 | N/A | N/A |
| Detector #2 Y CFOV - FWHM Standard Deviation | 0.229 | N/A | N/A |
| Detector #2 X UFOV - FWHM Average | 3.551 | Passed | ≤ 3.9 |
| Detector #2 X UFOV - FWTM Average | 6.734 | Passed | ≤ 7.2 |
| Detector #2 X UFOV - FWTM Standard Deviation | 0.41 | N/A | N/A |
| Detector #2 X UFOV - Maximum | 4.203 | N/A | N/A |
| Detector #2 X UFOV - Minimum | 3.056 | N/A | N/A |
| Detector #2 X UFOV - FWHM Standard Deviation | 0.214 | N/A | N/A |
| Detector #2 Y UFOV - FWHM Average | 3.584 | Passed | ≤ 3.9 |
| Detector #2 Y UFOV - FWTM Average | 7.033 | Passed | ≤ 7.2 |
| Detector #2 Y UFOV - FWTM Standard Deviation | 1.913 | N/A | N/A |
| Detector #2 Y UFOV - Maximum | 4.717 | N/A | N/A |
| Detector #2 Y UFOV - Minimum | 2.972 | N/A | N/A |
| Detector #2 Y UFOV - FWHM Standard Deviation | 0.303 | N/A | N/A |
| Detector #2 UFOV FWTM Average | 6.884 | Passed | ≤ 7.2 |
| Detector #2 UFOV FWHM Average | 3.568 | Passed | ≤ 3.9 |
| Detector #2 UFOV FWHM Standard Deviation | 0.371 | N/A | N/A |
| Detector #2 UFOV FWTM Standard Deviation | 1.956 | N/A | N/A |
| Detector #2 CFOV FWTM Standard Deviation | 0.59 | N/A | N/A |

Şekil 4.13: Dedektör 2 için uzaysal rezolüsyon test sonuçları.

Detector 1

| Name | Value | Status | Rule |
|---|-------|--------|------------|
| Detector #1 CFOV Absolute Linearity | 0.345 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #1 CFOV Differential Linearity | 0.066 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #1 Calibration Factor | 0.551 | N/A | N/A |
| Detector #1 X CFOV - Absolute linearity | 0.345 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #1 X CFOV - Differential linearity | 0.068 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #1 Y CFOV - Absolute linearity | 0.319 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #1 Y CFOV - Differential linearity | 0.063 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #1 X UFOV - Absolute linearity | 0.394 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #1 X UFOV - Differential linearity | 0.073 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #1 Y UFOV - Absolute linearity | 0.441 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #1 Y UFOV - Differential linearity | 0.077 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #1 UFOV Absolute Linearity | 0.441 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #1 UFOV Differential Linearity | 0.075 | Passed | ≤ 0.1 |

Şekil 4.14: Dedektör 1 için lineerite test sonuçları.

Detector 2

| Name | Value | Status | Rule |
|---|-------|--------|------------|
| Detector #2 CFOV Absolute Linearity | 0.179 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #2 CFOV Differential Linearity | 0.039 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #2 Calibration Factor | 0.55 | N/A | N/A |
| Detector #2 X CFOV - Absolute linearity | 0.177 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #2 X CFOV - Differential linearity | 0.041 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #2 Y CFOV - Absolute linearity | 0.179 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #2 Y CFOV - Differential linearity | 0.037 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #2 X UFOV - Absolute linearity | 0.258 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #2 X UFOV - Differential linearity | 0.047 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #2 Y UFOV - Absolute linearity | 0.341 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #2 Y UFOV - Differential linearity | 0.048 | Passed | ≤ 0.1 |
| Detector #2 UFOV Absolute Linearity | 0.341 | Passed | ≤ 0.5 |
| Detector #2 UFOV Differential Linearity | 0.047 | Passed | ≤ 0.1 |

Şekil 4.15: Dedektör 2 için lineerite test sonuçları.

4.2. SPECT TEST SONUÇLARI

4.2.1. Dönme Merkezi (Center of Rotation – COR) Test Sonuçları

COR testi sonuçları her iki dedektör için Şekil 4.16.da verilmiştir.

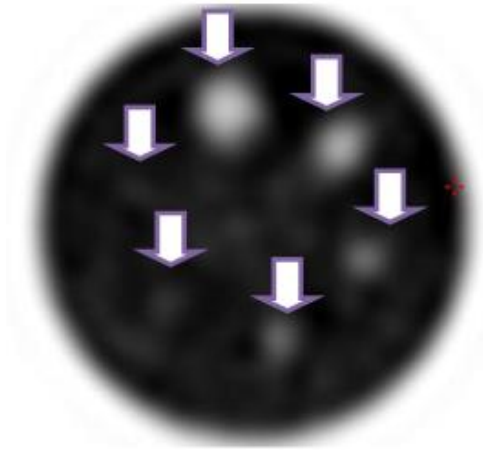
| Name | Value | Status | Rule |
|----------------------------------|----------|--------|------------------------------|
| Detector #1 Delta X - Detector 1 | -0.13462 | Passed | ≥ -0.55 and ≤ 0.55 |
| Detector #1 Delta Y - Detector 1 | 0 | Passed | ≤ 0.0 |
| Detector #1 Delta X - Detector 2 | 0.45475 | Passed | ≥ -0.55 and ≤ 0.55 |
| Detector #1 Delta Y - Detector 2 | -0.04998 | Passed | ≥ -0.55 and ≤ 0.55 |

Şekil 4.16: Her iki dedektör için COR Test sonuçları.

4.2.2. SPECT Rezolüsyon ve Homojenite Test Sonuçları

SPECT rezolüsyon ve homojenite testi değerlendirilmesinde kullanılan Jaszczak fantomu üzerinde yer alan 6 adet kürenin görüntülenebilmesi dikkate alınır. Görsel olarak değerlendirme yapılan bir testtir. Şekil 4.18. de oklar yardımı testin değerlendirilmesi için görülmesi gereken 6 adet küre gösterilmiştir.

SPECT rezolüsyon ve homojenite testi ile cihazın soğuk lezyonları ayırt etme gücü test edilmiş olur.



Şekil 4.17: Jaszczak fantomunda bulunan 6 adet kürenin gösterimi.

4.2.3. Dedektör Kafası Eğim Açısı Test Sonuçları

Test sonucunda elde edilen görüntülerde izlenen nokta kaynak değişen açığa bağlı bir lineer çizgi çizmelidir.



Şekil 4.18: SPECT cihazının değişen dönüş açısına bağlı olarak alınan nokta kaynak görüntüleri.

4.3. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ TEST SONUÇLARI

4.3.1. Mekanik Test Sonuçları

4.3.1.1. Koronal ve Sagittal Hizalama Işıkları Uyumu Test Sonuçları

Koronal ve Sagittal hizalama ışıkları uyumu testi sonucunda görüntü $x=0$, $y=0$ noktasında yani orijinde elde edilmesi gerekir. Yapılan test sonucu elde edilen görüntü Şekil 4.19da verilmiştir.



Şekil 4.19: Koronal ve Sagital Hizalama Işıkları Uyumu test sonucu.

4.3.1.2. Aksiyel Hareket Test Sonuçları

Gafchromic film üzerinden boş bırakılan kesitler cetvel yardımı ile ölçüldüğünde her bir aralık birbirine eşit olmalıdır. Gafchromic film üzerinden cetvel ile ölçülen aralıklar 1 cm dir.

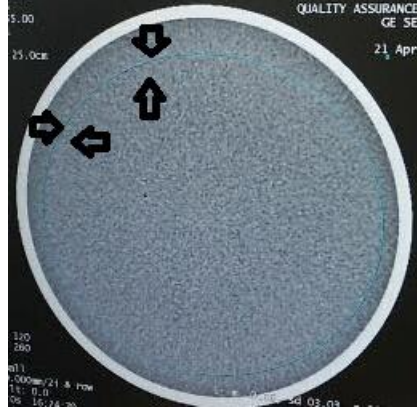


Şekil 4.20: Aksiyel hareket test sonucu. (Aralıklar ölçekli değildir)

4.3.2. Görüntü Kalitesi Testler Sonuçları

4.3.2.1. Suda BT Numarası Test Sonuçları

BT numarası kalite kontrol testlerini yaparken fantom görüntüsünün tam orta noktasında 100 piksel boyutunda çizilir. Şekil 4.21.de suda BT numarası tutarlılığını test etmek için çizdiğimiz ilgili alan şekil oklar yardımı ile gösterilmektedir.

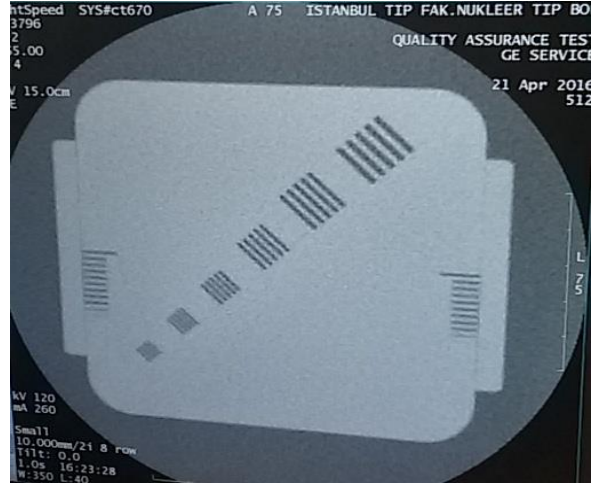


Şekil 4.21: Suda BT numarası testi.

Çizilen alanın suda BT numarası karşılığı 0.6 HU olarak ölçülmüştür.

4.3.2.2. Yüksek Kontrast Uzaysal Rezolüsyon Test Sonuçları

Şekil 4.22. de yüksek kontrast ve rezolüsyon test sonucu incelendiğinde fantom üzerindeki tüm barlar görülmektedir



Şekil 4.22: Yüksek kontrast ve rezolüsyon test sonucu.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

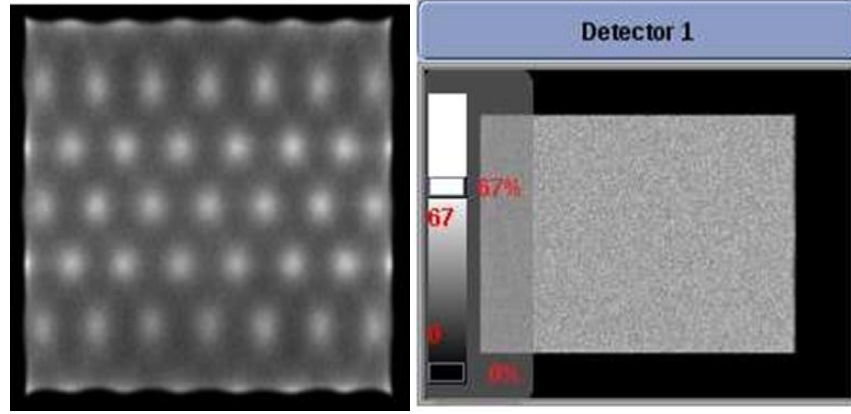
Tıp kliniklerinde rutin olarak kullanılan görüntüleme veya tedavi cihazlarının ulusal/uluslar arası protokollere bağlı kalacak şekilde periyodik olarak kalite kontrol testlerinin gerçekleştirilmesi bu cihazlardan alınacak verimi doğrudan etkilemektedir. Kalite kontrol testleri yardımı ile cihazlardan alınacak görüntü kalitesini belirlenerek herhangi bir performans bozukluğuna rastlanması durumunda da kalibrasyon yardımı ile ya da mekanik tamir yolu ile bozuklukların giderilmesi sağlanır. Tıpta görüntüleme veya tedavide radyasyon kullanılan cihazlarda sadece görüntü kalitesi açısından değil, hastanın gereğinden fazla doz almasını engellemek amacı ile de kalite kontrol testleri önemli bir yere sahiptir.

Tezin Bulgular kısmında test sonuçları verilen gama kamera kalite kontrol testlerinin değerlendirmesi yapıldığında sonuçlar NEMA standartlarının [19] ve IAEA raporlarının [2,24] izin verdiği aralıklarda olduğu tespit edilmiştir. İlk olarak testlere başlanmadan cihazın mekanik aksamları ve cihaza bağlı elektrik kabloları gözden geçirilmiştir. Kalite kontrol testlerini engelleyecek herhangi bir hasara rastlanılmamıştır. Ortam arka-plan radyasyon dozu ölçümleri alındığında, kalite kontrol testinin gerçekleşmesi için geçerli kural olan arka-plan ölçümü <200-300 sayım aralığında tespit edilmiştir [8]. Her iki dedektör için arka-plan ölçümü yapılmış ve Bulgular bölümünde yer alan Şekil 4.1 de verilmiştir. Kalite kontrol testlerinin yapılmasına engel olacak arka-plan radyasyon dozuna rastlanılmamıştır. Enerji pikinin görsel kontrol testi için tezin Bulgular kısmında yer alan Şekil 4.2. nin “Value” kolonu incelediğinde dedektörün gama enerjisinin 140.5 keV olduğu görülür. NEMA protokolü kolimatörsüz yapılan bu test için dedektörün gama enerjisinin 140 keV olması gerektiğini belirtir [32]. Test sonucu “Status” durumunda “Passed” olarak belirtilmiştir yani test geçerlidir. Eğer foto-pik enerji penceresi yanlış yerleşirse yani radyonüklidin piki ile enerji piki uyuşmaz ise, görüntülerde homojenite bozulmaları meydana gelir. Enerji piki uyuşmazlığında oluşan pik ya 140 keV altında ya da 140 keV üstünde çıkabilir. Eğer enerji piki 140

keV'in altında bir değer aldıysa bu sayım istatistiğinin fazla alındığını gösterir. Bu durumda foton çoğaltıcı tüpler oldukça parlak gözükür. Görüntülerde sıcak alanlar oluşur. Eğer enerji piki 140 keV'in üstünde ise sayım istatistiği az alınmış demektir. Foton çoğaltıcı tüpler solgun gözükür ve bu durumda görüntülerde soğuk alanlar oluşur. Enerji pikinin 140 keV ile uyumlu olmamasının çeşitli sebepleri vardır. Foton çoğaltıcı tüplerde sapmalar, elektronik sapmalar gibi sebepler enerji pik uyumsuzluğuna sebep olur. Bu testten elde edilecek sonuçlar yapılacak diğer testleri de etkiler [23].

IAEA raporlarına [2,24] göre intrinsek homojenite testi iki yolla değerlendirilir. Bunlardan bir tanesi görsel değerlendirmedir. Tez çalışmasında elde edilen intrinsek homojenite testi sonuçları görsel olarak değerlendirildiğinde her iki dedektör için elde edilen görüntülerde radyoaktif kaynağın homojen dağılım gösterdiği gözlenmiştir (Şekil 4.7).

Şekil 5.1. in sol tarafında yer alan intrinsek homojenite test görüntüsü literatürde yapılmış bir çalışmadan alınmıştır [33]. Bu çalışmada yapılan kalite kontrol testi sonucu homojenite görüntülerinde PMT'lerin oldukça belirgin görüldüğü gözlenmiştir. PMT lerin bu şekilde görülmesi yukarıda bahsedildiği üzere enerji pikinin testte kullanılan radyonüklidin gama enerjisi ile uyumlu olmadığı sonucuna ulaştırır. Bu durum Kalibrasyon gerektirir. Şekil 5.1 in sağ tarafında verilen test sonucu bu tezde yapılan intrinsek homojenite kalite kontrol test sonucudur. Görüldüğü üzere yapılan intrinsek homojenite testi sonucunda elde edilen görüntüde herhangi bir deformasyona rastlanmamıştır.



Şekil 5.1: Hatalı intrinsek homojenite test sonucu [31] ve tezde yapılan intrinsek homojenite test sonucu.

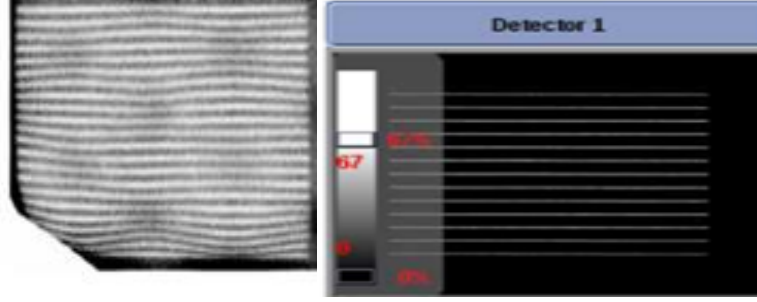
Tezde yer alan İntrinsek testinin ikinci değerlendirmesi olan kantitatif analiz test sonuçlarına bakıldığında (Şekil 4.5 ve Şekil 4.6)“Status” kolonu altında “Passed” değerlerini görürüz. “Status” testin durumunu bildirir. “Passed” yazısının anlamı test sonuçları kabul edilebilir sınırlardadır ve testi geçtiğini gösterir.

IAEA raporlarına göre [2,24] ekstrinsek homojenite testi sonuçları görsel olarak incelendiğinde intrinsek homojenite testinde olduğu gibi cihazın dedektörünün algıladığı radyoaktif kaynağın dağılımı homojen olmuştur. (Şekil 4.8).

Cihazın uzaysal rezolüsyon ve lineerite gücünü test etmek için bar fantom ile yapılan test sonuçları incelendiğinde, kolimatörsüz olarak yapılan uzaysal rezolüsyon testinin sayısal sonuçları ve görsel sonuçları NEMA standartlarında [19] belirtildiği gibidir. Testin sayısal sonuçlarını içeren tablo incelendiğinde (uzaysal rezolüsyon için Şekil 4.12 ve Şekil 4.13, lineerite testi için Şekil 4.14 ve Şekil 4.15) “Values” kolonundaki ölçülen değerler ile testin geçerli olabilmesi için verilen değerler (Rules) ile uyumlu olmuştur. Aynı zamanda uzaysal rezolüsyon için Şekil 4.8 ve Şekil 4.9 incelendiğinde her iki dedektörün fantomdaki en küçük barı tespit ettiği görülür ki bunun anlamı test uzaysal rezolüsyon için başarılıdır [2,19,24]. Lineerite testi için de Şekil 4.10 ve Şekil 4.11 incelendiğinde çizgiler arası herhangi bir asimetriklik yoktur. Yani testin başarılı olduğu görülmektedir [2,19,24].

Şekil 5.2. in sol tarafında hatalı bir uzaysal rezolüsyon ve lineerite test sonucu görülmektedir [34]. Şekil incelendiğinde ilk PMT’lerin belirgin olduğu anlaşılır. Enerji

pikinin kullanılan radyonüklidin gama enerjisi ile uyumlu olmadığı sonucuna varılır. Bu da homojeniteyi etkilemiştir. Aynı zamanda bar çizgileri asimetriktir. Lineerite test sonucu da hatalı çıkmıştır. Şekil 5.2nin sağ tarafı incelendiğinde tez çalışmasında yer alan lineerite test sonucunun başarısı görülür.



Şekil 5.2: Hatalı uzaysal rezolüsyon ve lineerite test sonucu [32] ve tezde alınan uzaysal rezolüsyon ve lineerite test sonucu.

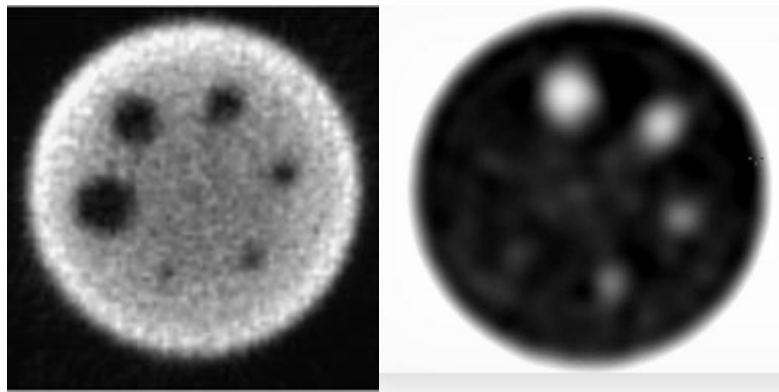
Bahsedilen tüm testler Gama Kamera cihazın her iki dedektörü için yapılmıştır. Bu sebep ile test sonuçları da her iki dedektör açısından değerlendirilir. SPECT-BT cihazın gama kamera kalite kontrol testleri başarı ile sonuçlanmıştır.

SPECT cihazı gama kamera cihazının 360 derece hasta etrafında dönüşü ile görüntüleme yapılmasını sağlayan cihazdır [13]. Bu sebeple SPECT-BT cihazının SPECT kalite kontrol testleri cihazın tomografik olarak 360 derece dönüşü ile ilgili problemleri tespit etmek için yapılır. COR testi gama kameranın mekanik dönme merkezi ile bilgisayarın görüntü merkezindeki çakışmanın doğruluğunu tespit etmek için yapılır [7]. COR testinden elde edilen sonuçlar (Şekil 4.17) her iki dedektör için incelendiğinde kameranın kaynak etrafında dönüşü esnasında x ve y ekseninde ölçülen sapma değerlerinin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu görülmüştür. COR testi sonucu şekil 4.17 de yer alan "Status" kolonunda "Passed" olarak verilmiştir yani test başarılıdır. COR testi sonuçlarının kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmaması durumunda uzaysal rezolüsyonda problem oluşacaktır ki bu da SPECT cihazının kafalarında bulunan dedektörlerin en küçük objeyi ayırt edebilme yeteneğini de düşürür [35]. SPECT Rezolüsyon ve Homojenite testi aynı zamanda sistemin toplam homojenite

testi olarak da adlandırılır. Testte kullanılan Jaszczak fantomu ile SPECT cihazının soğuk lezyonları ayırt edebilme gücü test edilir. Test sonucu görsel olarak değerlendirilir. Testin geçerli olabilmesi için Jaszczak fantomunda yer alan 6 adet kürenin görünür olması gerekir. Jaszczak fantom görüntüsü incelendiğinde 6 adet kürenin gözle ayırt edilebildiği görüldü.

Şekil 5.3. in solunda bulunan görüntü Jaszczack fantomu ile yapılan test sonucudur. Bu test sonucu literatürde bulunan bir çalışmadan alınmıştır ve Siemens marka SPECT cihazı için verilen bir çalışmanın görüntüsüdür [27].

Dikkatlice şekil 5.3. incelendiğinde soldaki görüntünün merkezinde homojeniteyi bozan bir dalgalanma olduğu görülür. Bu dalgalanmaya “ring artefakt” adı verilir. Bu durum yüksek sayım hızından kaynaklı oluşmuştur. Kalite kontrol testleri yapılırken NEMA standartlarının belirtildiği gibi yapılması bu sebeple önemlidir. Aksi takdirde testlerin belirtilen protokollerin dışında yapılması görüntü kalitesini bozar. Şeklin solundaki görüntü de dikkatli incelendiğinde 6 adet kürenin merkezinden geçen bir ring artefaktı görülür. Şeklin sağında yer alan görüntü tezi çalışmasından elde edilen Jaszczack görüntüsüdür. Şekil 5.3 ün sağında bulunan şekil incelendiğinde Jaszczack fantomu üzerinde 6 adet küre görülür.



Şekil 5.3: Literatürden alınan hatalı Jaszczack Test görüntüsü [27] ve tezde alınan Jaszczack görüntüsü.

Dedektör kafası eğim açısı testi sonucunda elde edilen görüntüler görsel olarak kontrol edilir. Açı değişmesine rağmen nokta kaynağın görüntüleri hep aynı çizgi üzerinde olmuştur. Bu da cihazın kafa açısında herhangi bir eğim olmadığını gösterir. Testin değerlendirilmesinde tek bir görüntü kullanılmaz. Art arda sırayla farklı açılarda alınmış test görüntüleri peş peşe eklenerek aynı lineer doğrultuda hareket etmiş mi kontrol edilir. Tezin bulgular kısmında yer alan Şekil 4.19. incelendiğinde, açığa bağlı olarak alınan kaynak görüntülerinin beklenen şekilde hep aynı doğru üzerinde olduğu görülmüştür. Bu sonuç SPECT cihazının her iki kafasının da bir birine tam paralel olduğunu göstermektedir.

Bilgisayarlı tomografi kalite kontrol testlerinin mekanik test sonuçları incelendiğinde sonuçlar istenilen şekilde elde edilmiştir. Koronal ve Sagittal Hizalama Işıkları Uyumu Testinde BT cihazında çekimi alınan objenin görüntüsü $x=0$, $y=0$ noktasında yani orijinde elde edilmesi gerekir. Test sonucu elde ettiğimiz görüntüde obje $x=0$ ve $y=0$ noktasında konumlanmıştır (Şekil 4.19). Aksiyel hareket test sonucunda elde edilen görüntüde ışınlamaların birer kesit boşluk ile olması beklenir ve her bir kesit arası mesafe eşit olmalıdır [31]. Gafchromic film üzerinde cetvel yardımı ile ölçülen kesit boşlukları her bir boşluk için 1 cm olarak ölçülmüştür. Görüntü incelendiğinde ve arasındaki boşluk hesaplandığında eşitliği bozan aralığa rastlanılmadı (Şekil 4.20).

Suda BT numarası doğruluğu testinde çizdiğimiz alan içerisinde kalan bölgenin su için BT numarası, kabul edilebilir sınırlar içerisinde kalmıştır. Tezin bulgular kısmında yer alan 4.3.2.1 başlık numarası altında verildiği üzere su için elde edilen değer 0.6 HU dur. Elde edilen bu değer tomografik olarak herhangi bir artefakta sebep olmayacaktır. Yüksek rezolüsyon ve lineerite testinde elde edilen fantom görüntüsünde yer alan en küçük bar görülebilmektedir (Şekil 4.22) .

Sonuç olarak; tez çalışmamız kapsamında İ.Ü Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan GE NM / CT 670 marka SPECT-BT cihazının kalite kontrol testleri yapılmış ve değerlendirilmiştir. SPECT- BT cihazı giriş ve genel bilgiler kısmında da bahsedildiği üzere radyonüklid görüntüleme ve dozimetrik amaçlı olarak radyonüklid tedavide de kullanılmaktadır. Cihazdan alınacak görüntü kalitesinin bozuk olması durumu hekimi yanlış yönlendirerek hastadan gereksiz yere tekrar görüntü alınmasına sebep olabilir.

Özellikle de radyonüklid görüntüleme veya tedavide radyasyon dozu oldukça önemlidir. Periyodik olarak yapılan kalite kontrol testleri sayesinde görüntüler olması gerektiği şekilde hekime ulaşır. Böylece yanlış teşhis ve fazladan hasta çekimi önlenerek hasta radyasyon dozu da istenilen sınırlar içerisinde kalır. Bu tezde cihazın kalite kontrol testlerini gerçekleştirerek testlerin düzenli olarak yapılmaması sonucu oluşabilecek problemlerin neler olabileceği gösterilmeye çalışılmış ve elde edilen test sonuçları NEMA standartları baz alınarak yorumlanmıştır. Tezde kalite kontrol testleri yapılan cihaz bölümde yeni kurulmuş bir cihazdır vetezin bulgular kısmında da verildiği üzere cihazın kalite kontrol testleri NEMA, IAEA değerleri ve literatürde bulunan diğer çalışmalar ile uyumlu çıkmıştır. Cihazın uzun yıllar kullanılacağı ve zaman içerisinde mekanik gerekse dozimetrik değerlerin değişebileceği göz önüne alınarak kalite kontrol testleri periyotları içerisinde sürekli yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

- [1]. Fahey, F.H., Goodkind, A., Trevers, S.T., Grant F.D., 2016, Nuclear Medicine and Radiation Protection, *Journal of Radiology Nursing*, 35(1),5-11.
- [2]. Bailey, D.L., Humm, J.L., Todd-Potropeak, A ., Aswegen, A. van, 2014, *Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students*, IAEA, Vienna,978-92-0-143810-2.
- [3]. Eisner, R.L., 1985, Principles of Instrumentation in SPECT, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 13(1), 23-31.
- [4]. Ünal, D ., 2008, Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi.
- [5]. Mariani, G., Bruselli, L., Kuwert, T., Kim, E.E., Flotats, A., Israel O., Dondi, M., Watanabe N., 2010, A Review on The Clinical Uses of SPECT/CT, *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 37(10), 1959-1985.
- [6]. Gopal , B.S.,2006, Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine, Springer, ABD.
- [7]. Mohammed, E.M.G., Wadah,M.A.,Mohammed, A.Ö, Ghada,A.E.,2013,Assesment of Gamma Camera SPECT Resolution Using Developed Quality Control Phantom, *International Journal of Science and Research*,4(2),2117-2121.
- [8]. Tunçman D., Kovan, B., Poyraz, L., Çapalı, V., Demir, B., Türkmen, C., 2015, Gama Kameraların Kalite Kontrolleri, *SDU Journal of Science*, 10(1),75-84.
- [9]. Budinger, T.F., Jones , T ., 2014 , History of Nuclear Medicine and Moleculer Imaging, *Reference Module in Biomedical Sciences*,1,1-37.
- [10]. Kaya, T., Adapınar, B., Özkan, R., 1997,*Temel Radyoloji Tekniği*,Güneş & Nobel, İstanbul.
- [11]. http://www.insideradiology.com.au/pages/view.php?T_id=66#.V0r8tfmLTrc_ ziyaret tarihi : 6 Mart 2016].
- [12]. Papp, J., 2015, Quality Management in The Imaging Sciences, Elsevier, ABD.
- [13]. Kapucu, L.Ö.,Akdemir,Ü.Ö.,2003,Radyonüklid Görüntülemde Temel Prensipler: C. SPECT Görüntüleme, *Türkiye Klinikleri Psikiyatri Dergisi*, 4(1), 6-12.

- [14]. Bor, D., 2009, Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri, Bilim Yayın Evi, Ankara.
- [15]. Cherry, S.R., Sorenson, J.A., Phelps, M.E., 2012, Physics in Nuclear Medicine, Saunders Elsevier, ABD.
- [16]. Kalender, W.A., 2006, X-ray Computed Tomography, *Physics in Medicine and Biology*, 51 (13), 29-43.
- [17]. Arslan, B., 2005, Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntüleme Yöntemleri, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi.
- [18]. Bozkurt, M.F., Demir, H., Şanlı, Y., Tokmak, H., Okudan, B., Bekiş, R., Töre, G., Polack, B.D., 2015, *TNTD, Tümör Görüntüleme SPECT-BT Hibrid Görüntüleme Uygulama Kılavuzu*, Nükleer Tıp Seminerleri, 1, 57-61.
- [19]. National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2001, Performance Measurements of Scintillation Cameras; NEMA Standards Publication NU 1, Washington, D.C.- USA: Global Engineering Documents.
- [20]. Greer K ., Jaszczak R ., Harris C , Coleman RE ., 1985, Quality Control in SPECT, *J Nucl Med Technol.*, 13:76–85.
- [21]. Sayed, M.G., 1997, Quality Control in Nuclear Medicine II. Planar and Single Photon Emission Computed Tomography, *TJNM*, 6(3), 185-189
- [22]. Kılıç, Ş., Akdemir İ.Ö., 2010. Gama kameraların kalite kontrol testleri, *Turkish Journal of Clinical Laboratory*, 1(1): 32-36.
- [23]. Hines, H., Kayayan, R., Colsher, J., Hashimoto, D., Chubert, R., Fernando, Simcic, V., Vernon, P., Sinclair, R.L., 1999, Recommendations for Implementing SPECT Instrumentation Quality Control, *European Journal of Nuclear Medicine*, 26(5), 527-532.
- [24]. IAEA Human Health Series, 2009, Quality Assurance for SPECT Systems, Vienna ,ISSN: 2075-3772;no.6.
- [25]. Zanzonico, P., 2008, Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review*, *J Nuc Med*, 49(11), 1114-1131.
- [26]. Case, J.A, Bateman, T.M., 2013, Taking the Perfect Nuclear Image: Quality Control Acquisition and Processing Techniques for Cardiac SPECT, PET and Hybrid Imaging, *Journal of Nuclear Cardiology*, 20(5), 891-907
- [27]. Groch, M.W., Erwin, W.D., 2001, Single-Photon Emission Computed Tomography in Year 2001: Instrumentation and Quality Control. *J Nuc Med Technol*, 29, 9-15.

- [28]. Brenner, D.J., Hall, E.J.,Phil, D., 2007, Computed Tomography – An Increasing Source of Radiation Exposure,*The New England Journal of Medicine*, 357 (22), 2277-2284.
- [29]. <http://impactscan.org/slides/tarragona/qualitycontrol/sld010.htm> [ziyaret tarihi:10 Mart 2016].
- [30]. Demir, B., Okutan, M., Çakır, A., Göksel, E., Bilge, H., 2009,The effect of oblique electron beams to the surface dose under the bolus, *Medical Dosimetry*, 34(4),311-316.
- [31]. İnal T., 2007, X-Işını Bilgisayarlı Tomografisi (Computed Tomography- CT) Tek ve Çok- Kesitli Sistemlerde Kalite- Kontrol Testlerinin Standartizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi.
- [32]. Murphy, P.,1987, Acceptance Testing and Quality Control of Gamma Cameras, Including SPECT, *J Nuc Med*,28,1221-1227.
- [33]. http://depts.washington.edu/uwmip/Week_4/gamma_camera_08_6perPage.pdf [ziyaret tarihi: 1 Nisan 2016].
- [34]. <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-11975-5171-379.pdf>- [ziyaret tarihi :4 Nisan 2016].

ÖZGEÇMİŞ

| Kişisel Bilgiler | |
|------------------|------------------------|
| Adı Soyadı | Duygu Tunçman GENÇ |
| Doğum Yeri | Şişli - İstanbul |
| Doğum Tarihi | 16.05.1992 |
| Uyruğu | T.C. |
| Telefon | 0553-465-40-94 |
| E-Posta Adresi | duygutuncman@gmail.com |
| Web Adresi | |

| Eğitim Bilgileri | |
|------------------|-----------------------|
| Lisans | |
| Üniversite | İstanbul Üniversitesi |
| Fakülte | Fen Fakültesi |
| Bölümü | Fizik |
| Mezuniyet Yılı | 17.06.2014 |

| Yüksek Lisans | |
|------------------|-------------------------|
| Üniversite | İstanbul Üniversitesi |
| Enstitü Adı | Fen Bilimleri Enstitüsü |
| Anabilim Dalı | Fizik Anabilim Dalı |
| Programı | Nükleer Fizik |
| Mezuniyet Tarihi | 24.06.2016 |

| Makale ve Bildiriler | |
|--|--|
| Tunçman, D., Kovan, B., Poyraz, L., Çapalı, V., Demir, B., Türkmen, C., 2014, Gama Kameraların Kalite Kontrolleri, <i>SDU Journal of Science</i> , 10(1),75-84. | |
| Tunçman, D., Kovan, H., Kovan, B., Demir, B., Türkmen, C., 2015, A Systematic Quality Assurance Study in Bone Densitometry Devices, <i>EPJ WEB of CONFERENCES</i> , 23-26 Nisan 2015 Osmaniye,UK, 201510003004 . | |
| Kovan, B., Demir, B., Tunçman, D., Türkmen, C., 2015, Gama Radiation Exposure of accompanying persons due to Lu-177 patients, <i>EPJ WEB of CONFERENCES</i> , 23-26 Nisan 2015 Osmaniye,UK, 201510003004 . | |
| Tunçman, D., Kovan, B., Poyraz, L., Çapalı, V., Demir, B., Türkmen, C., 2015, <i>AIP</i> , 24-27 August 2015 İstanbul, U.S, 978-0-7354-1369-6,15004. | |

