



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÜKLEER TIPTA GAMA KAMERA KALİTE KONTROL
TESTLERİ**

Sinem AYDEMİR

Fizik Anabilim Dalı

Nükleer Fizik Programı

Danışman

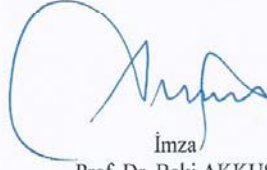
Prof. Dr. Baki AKKUŞ

Mayıs, 2019

İSTANBUL

Bu çalışma 17.5/2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Nükleer Fizik programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi:



İmza
Prof. Dr. Baki AKKUŞ
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



İmza
Prof. Dr. Mustafa DEMİR
İstanbul Üniversitesi
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi



İmza
Doç. Dr. Lidya AMON SUSAM
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

ÖNSÖZ

Tez çalışmalarım sırasında yardımlarını esirgemeyen ve eğitimim süresince bilgi birikiminden yararlandığım değerli danışman hocam Prof. Dr. Baki AKKUŞ'a,

Danışman hocam sayesinde iletişime geçebildiğim ve değerli bilgilerinden yararlandığım Yüksek fizik mühendisi Leyla POYRAZ'a,

Gerek tez çalışmamda gerek ise akademik çalışmalarımda eksik olduğum konularda yardımlarını esirgemeyen İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'ndan Yüksek fizikçi Bilal KOVAN'a,

Maddi ve manevi yardımlarını esirgemeyip bu süreçte yanımda olan aileme,

Çalışmam boyunca birlikte yol aldığım eşim Taylan AYDEMİR'e teşekkürlerimi sunarım.

Nisan, 2019 Sinem AYDEMİR

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİL LİSTESİ	iv
TABLO LİSTESİ.....	v
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ.....	vi
ÖZET	vii
SUMMARY.....	viii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL KISIMLAR.....	8
2.1. NÜKLEER TIP TARİHÇESİ	8
2.2. GAMA KAMERA	9
2.3 GAMA KAMERA KALİTE KONTROL TESTLERİ	18
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	20
3.1. GE NM/CT 670 SPECT BT CİHAZI	20
3.2. FANTOMLAR.....	21
3.3. GAMA KAMERA KALİTE KONTROL TESTLERİ	21
3.3.1. Görsel Kontrol Testi	22
3.3.2. Enerji Spektrumu Görsel Kontrolü Testi.....	22
3.3.3 Background Aktivite Testi	23
3.3.4. Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Testi	23
3.3.5. Dönme Merkezi Testi (Center Of Rotation-COR)	24
3.3.6. İntrinsek (iç) Homojenite Testi	25
3.3.7. Ekstresek (Dış) Homojenite Testi	27
3.3.8. Tomografik Kontrol Testi.....	27
3.3.9. Dedektör Kafası Eğim Açısı Testi.....	29
4. BULGULAR.....	30
4.1. GAMA KAMERA TEST SONUÇLARI.....	30
4.1.1. Görsel Kontrol Test Sonuçları.....	30
4.1.2. Enerji Spektrumu Görsel Kontrolü Test Sonuçları	30

4.1.3. Background Aktivite Test Sonuçları	31
4.1.4. Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Test Sonuçları.....	32
4.1.5. Dönme Merkezi Test Sonuçları.....	35
4.1.6. İntrensek Homojenite Test Sonuçları	35
4.1.7. Ekstresek Homojenite Test Sonuçları	36
4.1.8. Tomografik Test ve Sonuçları	37
4.1.9. Dedektör Kafası Eğim Açısı Testi.....	37
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	39
KAYNAKLAR.....	42
ÖZGEÇMİŞ	43



ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 2.1: Gama kamera sistem elemanları ve işleyiş prensibi.	12
Şekil 2.2: Foton çoğaltıcı tüpler.....	14
Şekil 2.3: Sintilasyon fotonlarının PMT’de elektrik sinyaline dönüşmesi.	15
Şekil 2.4: Nükleer tıpta kullanılan paralel hol kolimatör.....	16
Şekil 2.5: Gama kamera çalışma prensibi.....	18
Şekil 3.1: Gama kamera cihazının dedektörler, kolimatör ve gantry gösterimi.....	20
Şekil 3.2: Bar fantom görüntüsü.....	24
Şekil 3.3: Homojenite görüntüleri. a.) Normal (Homojen), b.) Non homojen dağılım gösteren görüntüler.....	26
Şekil 3.4: Jaszczak fantomu.....	28
Şekil 3.5: Tomografik fantomun gama kamerada konumlandırılması.	29
Şekil 4.1: Birinci ve ikinci dedektörler için background aktivite test sonuçları.	32
Şekil 4.3: Görsel değerlendirme amacıyla yapılan dedektör 2 lineerite(A) ve uzaysal rezolüsyon (B) testi görüntüleri.....	33
Şekil 4.2: Görsel değerlendirme amacıyla yapılan dedektör 1 lineerite (A) ve uzaysal rezolüsyon (B) testi görüntüleri.....	33
Şekil 4.4: Ekstresek homojenite test görseli.	37
Şekil 4.5: SPECT fantomu ile alınmış, tomografik kesit görüntüleri. A. Tomografik homojenite, B. İçine radyofarmasötik dolmamış (hipoaktif) altı tane küre, C. hiperaktif lezyonlar, D. Lineerite	37
Şekil 4.6: Değişen dönüş açısına göre alınan nokta kaynak görüntüleri.	38

TABLO LİSTESİ

	Sayfa No
Tablo 3.1: Gama kamera kalite kontrol testlerinin uygulama periyotları.....	29
Tablo 4.1: Enerji spektrumu görsel kontrolü test sonuçları.....	31
Tablo 4.2: Dedektör 1 için lineerite testi sonuçları.	33
Tablo 4.3: Dedektör 2 için lineerite testi sonuçları.	34
Tablo 4.4: Dedektör 1 için uzaysal rezolüsyon testi sonuçları.	34
Tablo 4.5: Dedektör 2 için uzaysal rezolüsyon testi sonuçları.	35
Tablo 4.6: Dönme merkezi test sonuçları.....	35
Tablo 4.7: Birinci dedektör için intrinsek homojenite test sonuçları.....	36
Tablo 4.8: İkinci dedektör için intrinsek homojenite test sonuçları.....	36

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
^{99m}Tc	: Teknesyum – 99m
^{67}Ga	: Galyum – 67

Kısaltmalar	Açıklama
SPECT	: Single Photon Emission Tomography
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
Tl	: Talyum
NaI	: Sodyum İyodür
NEMA	: National Electrical Manufacturers Association
PMT	: Foton Çoğaltıcı Tüp
keV	: Kilo Elektron Volt
UFOV	: Faydalı Görüş Alanı
CFOV	: Merkezi Görüş Alanı
mCi	: MiliCurie

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

NÜKLEER TIPTA GAMA KAMERA KALİTE KONTROL TESTLERİ

Sinem AYDEMİR

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Baki AKKUŞ

Nükleer Tıpta genel amaç hastalıkların teşhis ve tedavi edilmesidir. Nükleer Tıp görüntüleme işlemlerinde gama ışını yayan radyoizotoplar (^{99m}Tc , ^{131}I gibi), görüntüleme işlemine uygun bir biyomolekülle birleştirilip radyofarmasötik formda hastaya damar veya ağız yoluyla verilmektedir. Hasta vücudundaki hedef organda toplanan radyofarmasötik, gama ışınları yaymakta ve bu ışınlar gama kamera tarafından dedekte edilmektedir. Böylelikle istenilen organdaki anormal aktivitelerin tespiti yapılmaktadır. Nükleer Tıp görüntüleme işlemlerinde kullanılan cihazların görüntü kalitesi, hastalıkların doğru teşhisinde önemli rol oynamaktadır. Detektör sistemlerinin görüntü kaliteleri rutin olarak yapılacak kalite kontrol testlerinin doğruluğuna bağlıdır. Bu sebeple günlük, haftalık veya aylık kalite kontrol testlerinin yetkili sağlık fizikçileri tarafından düzenli olarak yapılması gerekmektedir. Gama kameraların görüntü kalitelerini kontrol etmek için National Electrical Manufacturers Association (NEMA) isimli kuruluş belli bir standart oluşturarak gama kameralar için hangi kalite kontrol testlerinin ne sıklıkta ve ne şekilde yapılması gerektiğini belirlemiştir. Bu çalışmada gama kamera kalite kontrol testlerinin yapılması ve düzenleme metotlarının araştırılması amaçlanmıştır.

Nisan ,2019

Anahtar kelimeler: Kalite kontrol, gama kamera, nükleer tıp, nükleer fizik, NEMA.

SUMMARY

M.SC. THESIS

GAMMA CAMERA QUALITY CONTROL TESTS AT NUCLEAR MEDICINE

Sinem AYDEMİR

Istanbul University

Institute of Graduate Studies in Science and Engineering

Physics

Supervisor: Prof. Dr. Baki AKKUŞ

The general aim for Nuclear Medicine is to diagnose and treat diseases. Gamma-ray emitting radioisotopes (such as ^{99m}Tc , ^{131}I), in Nuclear Medicine imaging procedures are combined with a biomolecule suitable for imaging and delivered in a radiopharmaceutical form via the artery or vein to the patient. Gamma-emitting radioisotopes emit radiopharmaceutical gamma rays collected at the target site in the patient's body and these rays are detected by the gamma camera. In this way, abnormal activities in the desired area are detected. Image quality of devices used in Nuclear Medicine imaging processes plays an important role in the correct diagnosis of diseases. Image qualities of detector systems depend on the accuracy of the routine quality control tests. Therefore; daily, weekly or monthly quality control tests must be performed regularly by authorized health physicists. In order to control the image qualities of gamma cameras, the National Electrical Manufacturers Association (NEMA) has established a standard for gamma cameras to determine that quality control tests should be performed. In this work periodic quality control tests are performed for Gamma Camera and it aimed to investigate correction methods.

April, 2019

Keywords: Quality control, gama camera, nuclear medicine, nuclear physics, NEMA.

1. GİRİŞ

Nükleer Tıp, hasta vücuduna verilen radyoaktif maddelerden yayılan gama ışınlarının dedektörler tarafından algılanarak işlenmesi sonucu elde edilen görüntünün izlenmesi ile teşhis konulmasını sağlayan tıp dalıdır. Radyonüklid maddelerin değişik yollarla organ veya dokulara ulaştırılması sonucunda organ ve dokulardaki dağılımını dedektörler yardımıyla algılayarak görüntü şekline dönüştürülmesi esasına dayanır.

Nükleer Tıp, izlenmesi istenilen belirli organların teşhis ve tedavisi için radyasyonun kullanıldığı bir daldır. Bu yöntem hastalıkla ilgili etkili ve hızlı tanı koymak için kullanılmaktadır. Kemikler, kalp, beyin, böbrekler, sindirim borusu, dalak, karaciğer gibi organlar bu yöntemle ayrıntılı olarak incelenmektedir.

Organlarda bulunan lezyon içinde görev yapan hücre sayısı azaldıkça, bu lezyonun radyoaktif maddeyi tutma oranı azalır. Daha çok aktivite tutan çevre dokular içinde obje kontrastı artan lezyon ayırt edilebilmektedir.

Biyolojik maddelerin gama ışınına geçirgen olması kuralına göre çalışan nükleer tıp görüntüleme işlemlerinde kullanılan radyofarmasötiklerin çoğu teşhis amacına yöneliktir. Görüntüleme yapılabilmesi için radyonüklidlerin incelenecek doku ya da organa ulaşmasını sağlamak adına farmasötik maddelere bağlanması gerekir. Radyonüklidlerin birbirine bağlanmış bu şekline radyofarmasötik madde adı verilir [1].

Nükleer Tıp; radyonüklidler aracılığı ile hastalıkları teşhis etmeye ve bazı hastalıkları tedavi etmeye yarayan bir uzmanlık alanıdır. Nükleer tıp görüntüleme çalışmalarının en önemli özelliği organların tüm fonksiyonel davranışlarını morfolojik açıdan görüntülenmesini sağlamasıdır.

Radyolojide iç organların anatomik görüntülenmesi X-ışını kullanılarak yapılmaktadır. Radyolojinin görüntülemeye yetersiz kaldığı durumlarda veya metabolik görüntülemeye ihtiyaç duyulduğu durumlarda ise gama ışını yayan radyonüklidlerin kullanıldığı nükleer tıp görüntüleme yöntemleri tercih edilmektedir.

Nükleer tıp yöntemleri insan vücudundaki fizyolojik süreçlerin incelemesi amacıyla hastaya az miktarda radyofarmasötik verilmesini içeren oldukça etkili, güvenilir ve ağrısız metotlardır. Nükleer tıpta, hastalara verilen radyoaktif maddelerden yayılan ışınlar tarayıcılar tarafından planar ya da tomografik yöntemlerle algılanır.

Algılanan bu ışınların işlenmesi sonucu elde edilen görüntü ile hastalığın teşhisi konulabilmektedir. Bu görüntüleme teknikleri anatomik değişikliklerin belirlenmesinden önce fizyolojik değişikliklerin saptanmasına dayandığı için tümörün varlığının erken teşhisine olanak sağlar. Sintigrafik görüntüleme sistemlerinde ise uygun radyonüklid farmasötik kısım ile bağlanarak, radyonüklidin yaydığı radyasyon gama kamera tarafından görüntülenmektedir.

Nükleer tıp çoğu zaman hastalığın erken teşhisinin konulması için kullanılır. Bazı özel durumlarda ise hastalıklı organ veya tümörleri tedavi etmek için kullanılmaktadır. Nükleer tıp yöntemlerinde hem teşhis hem de tedavi için görüntüleme işlemi yapılabilmektedir. Tedavi aşamasında lezyon içerisindeki hücre sayısı azaltılmaktadır.

Teşhis aşamasında ise azalan hücre sayısına bağlı olarak lezyonun radyoaktif maddeyi tutma oranı da azalacağından lezyon, daha çok aktivite tutan çevre dokular içerisinde ayırt edilebilmektedir.

Nükleer tıpta kullanılan radyoaktif ilaçların hazırlanması, kontrolleri, hastaya uygulanması ile ilgilenen eczacılığın özel alanına radyofarmasi denilmektedir. Radyofarmasi, 1978 yılında Amerika'da Eczacılık Uzmanlık Kurulu tarafından kurulmuştur. Nükleer tıpta kullanılan radyofarmasötikler ise teşhis veya tedavi için kullanılan radyoaktif ilaçlardır [1].

Günümüzde radyoizotoplar reaktör, jeneratör veya siklotron kullanarak üretilmektedir. Radyoizotoplar, kanser hastalığı da dahil olmak üzere birçok hastalığın tanı ve tedavisinde kullanılmaktadır. Radyofarmasötikler yardımıyla yapılan nükleer tıp çalışmaları, birçok klinik durumun aydınlatılmasında önemli rol taşımaktadır. Bu çalışmalarla incelenen sistemin fizyolojisi ve patolojisi hakkında fonksiyonel ve metabolik bilgi elde edilmektedir.

Nükleer tıp görüntüleme yöntemleri hastaların teşhis ve tedavisi için radyofarmasötikler vasıtasıyla anatomik yöntemlerle elde edilemeyen verilerin elde edilmesi sağlayan ve birçok hastalığın daha kolay teşhis edilmesine imkan sağlamaktadır.

İzlenilmek istenen doku ve organ fonksiyonlarının durumunu ve işlevini gösteren görüntüleri elde etmek ve değerlendirmek için çeşitli Nükleer tıp uygulamaları kullanılmaktadır. Bu uygulamalar görüntüsüz tanı uygulamaları ve görüntülü tanı uygulamaları olmak üzere iki başlıkta incelenir.

Görüntüsüz tanı uygulamalarında, belli bir dokuya ya da organa ait radyofarmasötik madde hasta vücuduna uygulanır. Radyofarmasötiğin hedef bölgeye ulaşmasının ardından dışarıdan radyoaktivite sayımı yapılır. Görüntüsüz tanı uygulamalarının en yaygın örneği tiroid bezi hastalıklarının tanısında kullanılan radyoaktif iyot uygulamasıdır. Hastaya verilen radyoaktif iyot, tiroid bezinde toplanır. Belirli aralıklarla tiroid bezi bölgesine yapılan radyoaktivite ölçümleriyle tiroid bezinin metabolizması hakkında sayısal bilgiler elde edilir [2].

Görüntüsüz tanı uygulamalarına tümörlü dokunun yerinin tespiti için radyofarmasötiklerin uygulanması da örnek olarak verilebilir. Özellikle meme kanseri, kolon kanseri ameliyatları sırasında radyofarmasötiklerin uygulanması ile tümörlü dokunun yerinin tespit edilmesi, büyük kolaylık sağlamaktadır.

Görüntülü tanı uygulamalarında ise, belli bir dokuya veya organa ait radyofarmasötik hasta vücuduna verilir. Radyofarmasötiğin hedef bölgeye ulaşmasının ardından uygun görüntüleme cihazları kullanılarak görüntüleme yapılır. Uygulanan radyofarmasötiğin özelliklerine göre görüntülü tanı yöntemlerinde Gama kameralar, SPECT, PET, SPECT/CT ve PET/CT cihazları kullanılır.

Gama kameralar sintigrafi taramalarına izin veren, vücudun tiroid, kalp, akciğerler ve diğer birçok organ veya dokunun işleyişi hakkında detaylı bilgiler elde edebilen sistemlerdir. Gama kameralar kolimatör, sintilasyon kristali, foton çoğaltıcı tüpler, dalga yükseklik analizcisi, katot ışın tüpü ve dedektörlerden meydana gelirler.

Gama kamera uygulamalarında hastaya gama ışını yayan radyofarmasötik verilir. Radyofarmasötik hedef organ veya dokuya ulaşır. Doku veya organdan yayılan gama ışınları, kolimatör tarafından yönlendirilerek dedektör elementi olan sodyum kristali üzerine düşürülür. Kolimatörün bir görevi de etraftan gelen ve görüntü alanına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır. Kristal, üzerine düşen gama ışınlarını durdurarak enerjileri ile doğru orantılı olacak şekilde sintilasyon fotonlarının oluşumunu sağlar. Bu fotonlar bilgisayar aracılığıyla işlenerek görüntü oluşturur.

Çoğunlukla gama kamera görüntüleme sistemlerinde Teknesyum-99m (^{99m}Tc), İyot-123 (I-123), Talyum-201 (Tl-201) ve Galyum-67 (Ga-67) gibi gama ışını yayan radyonüklidler kullanılmaktadır. Kullanılan radyonüklidlerden yayılan gama ışınları gama kameralar aracılığıyla tespit edilir ve böylelikle görüntü çıktıları elde edilir.

Nükleer tıp görüntüleme işlemlerinde radyofarmasötiklerin %95'i teşhis, %5'i ise tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Radyofarmasötikler radyonüklid ve farmasötik olmak üzere iki kısımdan meydana gelir. Radyofarmasötiğin ne derece etkili olabileceği bu iki kısma bağlıdır. Radyofarmasötik hazırlanırken önce belli bir organın fizyolojik fonksiyonunda yer alan bir farmasötik seçilir [2].

Daha sonra radyo-işaretleme işlemi yapılır. Radyo-işaretleme belirlenen farmasötiğin uygun bir radyonüklidle kimyasal olarak bağlanmasına verilen isimdir. Radyofarmasötikler ilaç olarak sınıflandırıldıklarından diğer ilaçlar için yapılan tüm kalite kontrol testlerine tabi tutulurlar.

Bu kalite kontrol testlerine ek olarak radyoaktiviteye bağlı kalite kontrol testleri ve radyonüklidik saflık, radyokimyasal saflık, radyo-işaretleme verimi testlerinin de yapılması gerekir.

Nükleer tıpta radyofarmasötiklerin vücuda uygulanmasıyla izlenecek doku veya organa ait anatomik, metabolik ve fizyolojik görüntüler elde edilmekte, sonuçlar hekimler tarafından değerlendirilmektedir.

En yaygın olarak kullanılan radyonüklid Teknesyum-99m'dir. Görüntüleme aşamasında kullanılacak ideal radyoizotop saf gama ışını saçan ve enerjisi 100-250

KeV arasında olan, kolay elde edilebilir, makul fiyatlı, yarı ömrü kullanıma uygun olmalıdır.

Bütün bu özelliklerin ışığında Teknesyum-99m, fiziksel özellikleri bakımından nükleer tıpta teşhis amacıyla kullanılan radyoizotopların en idealidir. Teknesyum-99m 'in fiziksel yarılanma ömrü 6 saattir ve enerjisi 140 KeV olan gama radyasyonu yaymaktadır.

Nükleer Tıpta görüntülemenin gerçekleştirilmesi için gama ışını yayan radyoizotoplara ve hastadan yayınlanacak olan gama ışınlarını dedekte edebilecek dedektör sistemine ihtiyaç vardır. Nükleer tıp görüntüleme işlemlerinde Teknesyum-99m, İyot-131 gibi radyoaktif maddelerin görüntüleme amacına uygun bir biyomolekülle birleştirilip radyofarmasötik formda hasta vücuduna verilerek organ veya sistemlerin fonksiyonlarının görüntülenmesi sağlanmaktadır.

Böylelikle biyoaktif bileşen ile bu radyofarmasötiğin izlenen organda toplanması sonucu radyonüklidin tutulumu sağlanır. Radyofarmasötikler spesifik olarak organ veya dokulara yönlenebilen maddelerdir. Gama ışını yayan Teknesyum-99m ya da İyot-131 gibi bir radyoizotop görüntüleme amacına uygun bir biyomolekülle birleştirilerek radyofarmasötik formda hastaya verilmektedir.

Bu radyofarmasötik hedef organda toplanarak radyonüklidin tutulumunu sağlar ve radyonüklid kararlı hale geçince ışımaya yarar. Dedektör sistemi yardımı ile bu gama ışınımı dedekte edilmekte, böylelikle incelenmek istenen organın morfolojik görüntüleri oluşmaktadır.

Organın fonksiyonel davranışı sonucunda hastalığın teşhisi konulmaya çalışılır. Gama kameralarla düzlemsel görüntüler elde edildiğinden, gama kameralar hasta etrafında döndürülerek toplanan bilgiler vasıtası ile üç boyutlu tomografik görüntüler elde edilmektedir. Bu görüntüleme işlemi gama kamera cihazı tarafından yapılmaktadır. Hasta vücuduna verilen radyofarmasötik maddeden tek bir doğrultuda yayılan gama ışınları, gama kamera dedektörleri tarafından dedekte edildikten sonra bilgisayar ünitesinde işlenerek bölgesel görüntünün oluşturulması sağlanır.

Görüntülerde ayırma gücünün kalitesi düzlemsel sisteme göre daha düşüktür, fakat organ derinliklerinin düzlemsel sisteme göre daha yüksek çözünürlükte görüntülenmesi sağlanır. Ayrıca hacim, aktivitenin sayısal olarak doğru ölçülebilmesi gama kamera cihazlarının kullanımını yaygınlaştırmıştır. [1].

Nükleer tıp görüntüleme işlemlerinde hastalığın doğru teşhisinin konulabilmesi için cihazların görüntü kalitesi çok önemlidir. Görüntüleme işleminde kullanılan cihazlardan yüksek kalitede görüntü elde edebilmek için günlük, haftalık veya aylık kalite kontrol testlerinin düzenli olarak yapılması gerekmektedir.

Gama kameraya uygulanan kalite kontrol testleri cihazın kurulumuyla başlayıp belirli periyotlarda tekrarlanarak cihazın periyodik kontrolünün sürekliliği sağlıklı bir şekilde yürütülmüş olur. Böylelikle hastaya verilen radyoaktif madde dağılımının elde edilen görüntülere doğru bir şekilde yansımaları sağlanmış olur.

Kalite kontrol testlerinin düzenli periyotlarda yapılmaması halinde görüntü kalitesinde bozulmalara, kolimatör hasarlarına, ayırma gücü hatalarına rastlanabilir. Bu ve bunun gibi problemler lezyon görüntülerinde sıcak veya soğuk alanlara sebep olmaktadır.

Kalite kontrol testleri en kapsamlı tanımı ile cihazın sistemine ait tüm parametrelerin kontrol edilmesi işlemidir. Kalite kontrol testleri sayesinde cihazlarda görülebilecek en ufak hatalar saptanarak kolayca düzeltilebilmektedir.

Kalite kontrol testlerinin düzenli yapılması cihaz servis elemanları geldiğinde sorunu doğru olarak bildirebilmek adına önemlidir. Böylelikle cihazda varolan hatalar cihaz firmasından gelen teknik servis elemanları tarafından kontrol edilerek düzeltilmektedir.

Gama kameralarda yapılan planar görüntüleme çalışmalarında cihazın görüntü kalitesini belirlemek amacı ile yapılan testlerde alınan sonuçlar mutlaka önceki test sonucu ile karşılaştırılmalıdır.

Uygulanan gama kamera kalite kontrol testlerinde National Electrical Manufacturers Association (NEMA) isimli kuruluş belli bir standart oluşturarak gama kameralar için hangi kalite kontrol testlerinin ne sıklıkta ve ne şekilde yapılması gerektiğini belirlemiştir.

NEMA cihaza uygulanacak kalite kontrol testlerini belirleyerek test sonuçlarının fabrika çıkışı sonrası kurulumunda yapılan kalite kontrol test sonuçlarının, üretici firmanın fabrika çıkış değerleri ile uyumlu olmasını tavsiye etmektedir.

NEMA gama kamera kabul testlerinin yapılması için gerekli kuralları tanımlayan bir kuruluştur. NEMA kabul testlerinin nasıl yapılacağını belirlemiştir. Test sonuçlarına ait görsel ya da kantitatif değerleri içermez. Test sonuçlarının üretici firmanın fabrika çıkış değerleri ile uyumlu olmasını önermektedir [2].

Bu çalışmada, İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda yer alan GE marka NM/CT 670 model SPECT-BT için gama kamera kalite kontrol testleri yapılarak test sonuçları NEMA standartları ile karşılaştırılmıştır.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. NÜKLEER TIP TARİHÇESİ

Nükleer Tıp tarihi 1800' lü yıllarda İngiliz kimyager John Dalton'un atom teorisini ortaya atmasından, Wilhelm Conrad Roentgen'in 1895 yılında X ışınlarını bulması, 1928'de Amerika'da Lawrence'ın siklotronu yapması sürecine kadar dayanmaktadır. Nükleer Tıp gelişimindeki en önemli adım ise, 1898 yılında Marie Curie ve eşi Pierre Curie'nin Polonyum ve Radyum'u keşfetmesidir.

1940'lı yılların başlarında ise Frederic ve Irene Joliot-Curie yapay radyoaktiviteyi keşfederek, ilk nükleer tıp uygulamalarının kullanılmaya başlanmasına olanak sağlamışlardır.

X-ışınları 1895 yılında Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfedilmiş olup bu buluşundan dolayı kendisine 1901 yılında 'Nobel Fizik Ödülü' verilmiştir. Radyoloji alanı, Alman fizikçi Wilhelm Roentgen'in X-ışınlarını keşfetmesiyle ortaya çıkmıştır. Wilhelm Roentgen katot ışınları üzerine çalışırken X-ışınlarını tesadüfen keşfetmiştir. Bu sebeple bulduğu bu ışınlara bilinmeyen anlamında X-ışınları adını vermiştir.

X-ışınları halen günümüzde başta sağlık sektörü olmak üzere çeşitli alanlarda kullanılmakta olup tıp alanında çoğunlukla tıbbi görüntüleme amacıyla radyolojide kullanılmaktadır.

Vücutta gözle görülemeyen birçok olgu, röntgen çekimi yöntemi ile görüntülenebilmekte ve hastalıklara tanı koyulabilmektedir. Bu metot hasta vücuduna radyasyon dozu vermesine rağmen önemini hiç yitirmemiştir. Radyoterapide de X-ışınları uzun yıllar kullanılmış olup, röntgen görüntüleme tekniği iç organların metabolik ve fizyolojik olarak görüntülenmesinde yetersiz kalmaya başladığında oluşan ihtiyacı giderebilmek adına radyonüklid görüntüleme çalışmalarına başlanmıştır.

Nükleer Tıp'ın ilerlemesi 1910-1945 yılları arasındadır. 1929 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde Ernest Orlando Lawrence tarafından radyonükleid üreterek parçacık hızlandırıcı siklotron cihazı kurumsal olarak tasarlanmaya başlanmıştır.

Bu cihaz, protonların hızlarını arttırarak atom çekirdeğine gönderilmek üzere tasarlanmıştır. Ernest Orlando Lawrence bu keşfi ile 1939 yılında Nobel Fizik ödülü almıştır. 1934 yılında Frederic ve Irene Joliot-Curie yapay radyoaktiviteyi keşfetmiştir.

Günümüzde nükleer tıp görüntüleme işlemlerinde en sık kullanılan radyoaktif madde olan Teknesyum yapay olarak 1937 yılında üretilmiştir. 1960 lı yılların başlarına kadar nükleer tıp sadece bir kaç organ üzerinde kullanılmıştır. Takip eden yıllarda ise, karaciğer, beyin görüntülenmesinde kullanılan ajanlar bulunmuş ve günümüze kadar nükleer tıp uygulamaları hızlıca gelişmiştir.

İlk Nükleer Tıp görüntüleme çalışmaları 1940'lı yılların sonlarına doğru gama ışınlarının sintilasyon dedektörlerinde tespit edilmesiyle başlamıştır. Bu çalışmalarda ilk olarak radyoaktif iyod, guatr hastalığı tedavisinde kullanılmıştır [3].

Nükleer tıp görüntüleme çalışmalarında İyot-131 ve Teknesyum-99m radyoaktif izotopları kullanılmaktadır. İyot-131, %81.5 verimle 364 keV' lik gama ışını ve %89.6 verimle 606 keV'lik beta ışını yaymaktadır. Yarı ömrü 8.02 gün olan radyoaktif İyot'un gama ışınları teşhis aşamasında kullanılırken, beta ışınları ise tedavi aşamasında kullanılmaktadır. Teknesyum-99m ise 6 saatlik yarı ömre sahiptir ve 140 keV'luk gama enerjisiyle Nükleer Tıp görüntüleme işlemlerinde en çok kullanılan radyoizotoptur. Ancak Teknesyum'un Nükleer Tıp görüntüleme işlemlerinde kullanılması gama kameraların kliniğe girdiği yıllar olan 1965 li yıllara kadar gecikmiştir.

2.2. GAMA KAMERA

X-ışınlarının keşfedilmesinden sonra bu ışınların kullanıldığı röntgen cihazları teşhis aşamasında yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. İki boyutlu röntgen cihazları sadece anatomik görüntülerin elde edilmesine olanak sağlamıştır. X-ışınlarının organların görüntülenmesinde yetersiz kalması ile birlikte radyoizotop görüntüleme tekniklerine ihtiyaç duyulmaya başlanmıştır. Sintilasyon sayıcılarının keşfi gama kamerasının icat edilmesinde ilk adım olmuştur. Gazlı dedektörler ile radyoizotopların

tespit edilememesine karşın sintilasyon dedektörlerinin radyoizotopları tespit edebilmesi gama kameraların icat edilmesine sebep olmuştur.

Hal Anger 1950-1960 yıllarında sintilasyon detektörleri ile çalışmalar yapmış ve bu çalışmaların sonucunda 1956 yılında 10 cm çapında, 6 mm kalınlığında bir Talyum (TI) aktive edilmiş Sodyum İyodür (NaI) kristali ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpe sahip (PMT) ilk gama kamerayı yapmayı başarmıştır. Hal Anger'ın bu icadından sonra gama kameralar Anger kamera olarak anılmaya başlanmıştır. İcat edilen ilk gama kameralar kısa zamanda geliştirilerek ticari olarak satışı yapılmaya başlanmıştır.

Günümüzde Hal Anger'ın orijinal gama kamera tasarımı korunarak teknolojik olarak daha büyük çaplı ve daha hassas yapıda gama kameralar üretilmiştir [3].

Gama kamera cihazı bir nevi normal kameradır. Cisimlerden yansıyan görünür bölgedeki ışınlar yerine gama ışınlarını dedekte ederek görüntüyü oluşturur. Işın kaynağı cihaz değil hasta vücududur. Hasta vücuduna görüntüleme işlemi öncesigörüntülenmesi istenen bölgeye özel radyofarmasötik enjekte edilir. Uygun bir süre geçtikten sonra görüntüleme sistemi gama ışınımı dedekte etmeye başlar.

Gama kameralar hastadan yayınlanan gama ışınını kolimatörden geçtikten hemen sonra kristalde oluşan görünür ışığın elektronlarını, foton çoğaltıcı tüpler tarafından çoğaltarak bilgisayara gönderen tıbbi cihazdır. Bu yöntemle hasta vücudundaki radyofarmasötik dağılımın görüntülenmesi sağlanır. Cihaz genel olarak bir tarama sistemi ve görüntü depolama alanlarından oluşur. Hastaya verilen Teknesyum-99m den yayılan gama fotonları, incelenen organ etrafında döndürülen dedektörler tarafından algılanır. Algılanan bu sinyaller bilgisayara aktararak görüntü eldesi sağlanır. Gama ışınlarının dedekte edilmesi sayesinde organların çalışmasında bir aksaklık olup olmadığı veya hangi oranda çalıştığı belirlenebilir.

Gama ışınları atom altı parçacıkların etkileşiminden kaynaklanan belirli bir titreşim sayısına sahip elektromanyetik ışınımlardır. Gama ışınları, diğer elektromanyetik ışınlar arasında en yüksek frekansa ve en düşük dalga boyuna sahiptir. Taşıdıkları enerji düzeyi nedeniyle canlı hücrelere önemli zararlar verirler. Gama ve X ışınlarının alfa ve beta parçacıklarına göre madde içine nüfuz etme oranları çok daha fazladır. İyonlaşmaya sebep olma etkileri ise çok daha azdır. İyonize etme gücünün daha düşük

olması kalın cisimlerden kolayca geçebilmesine olanak tanır. Gama ışınının sadece belli bir kısmı bir kaç santimetre kalınlığındaki kurşun tuğlalarla durdurulabilir. Yüksüz olduklarından manyetik ve elektrik alanda sapma göstermezler.

Gama kamera görüntüleme işlemlerinde temel amaç, hastalıkların doğru teşhisinin yapılabilmesi için görüntü kalitesinin yüksek olmasıdır. Görüntü kalitesini olumsuz etkileyecek durumların hasta görüntülenmesinden önce belirlenmesi ve gerekli düzenlemelerin yapılması ancak kalite kontrol testleriyle mümkündür. Kalite kontrol çalışmalarının güvenliği, cihazların düzenli periyotlarda kontrol edilmesiyle sağlanmaktadır.

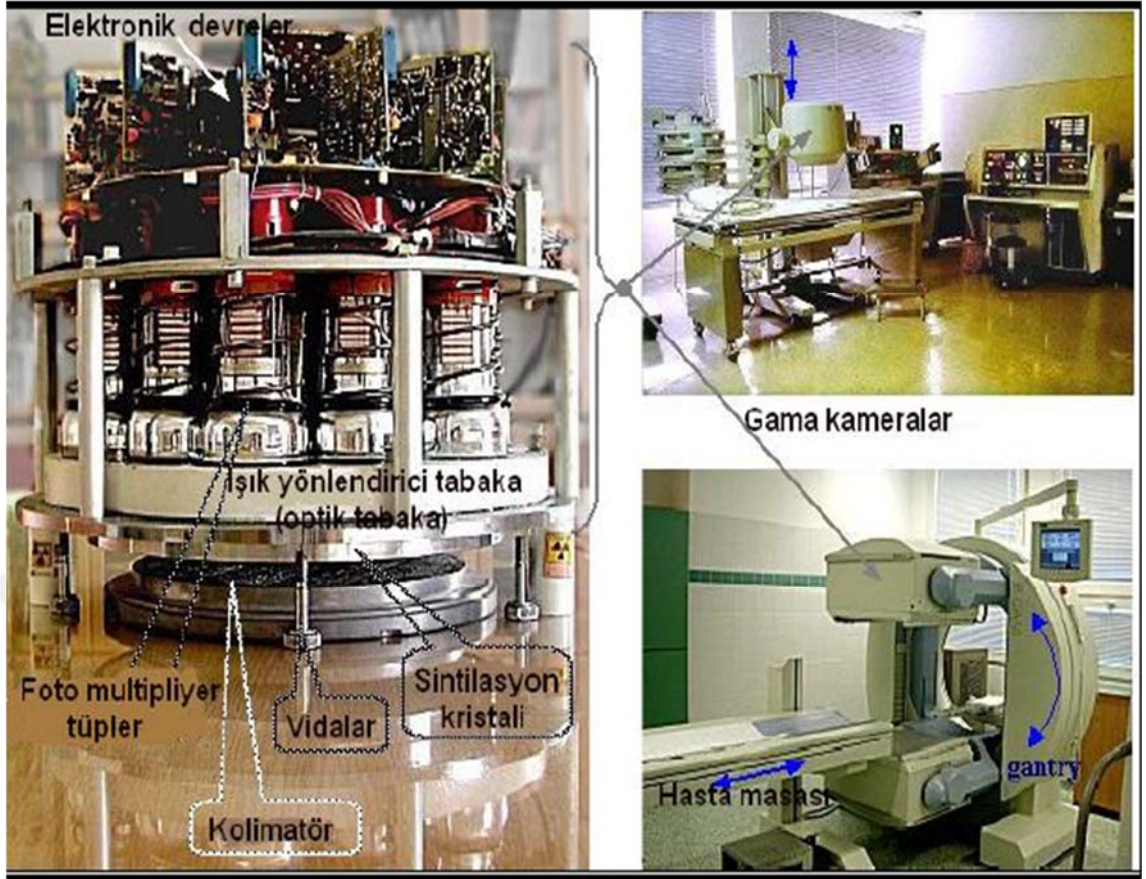
Gama kamera cihaz parametrelerinin kontrolü gama kameraların kurulumu ile başlamaktadır. Cihazların kurulumunda yapılan ilk kontrol testlerine kabul testleri adı verilmektedir. Cihazın kurulumundan sonra ölçülen her bir kalite kontrol test sonucu, bir önceki sonuçlar ile karşılaştırılmalıdır. Bunun için kalite kontrol testlerinin ilk kurulumundan itibaren kayıtları tutulmalıdır.

Gama kamera kalite kontrol testlerinin iki önemli amacı bulunmaktadır. İlk amacı, hedef organdaki radyofarmasötik dağılımının görüntülere doğru olarak yansıtılmasını sağlayarak kusursuz bir görüntüleme yapılmasıdır.

İkincisi amacı ise, cihazda oluşabilecek beklenmedik arızalara karşı önceden tedbir alınarak hasta çalışmalarının çekimden önce ertelenebilmesini sağlamaktır. Böylece yanlış sonuçlarla karşılaşılmaş olunur.

Gama kameralar sintilasyon kameraları olarak da bilindiğinden gama kameraların çalışma prensipleri sintilasyon dedektörleri ile aynıdır. Gama kamerada görüntü oluşumu sağlayabilmek için gama ışını yayan bir radyoizotopun hastaya enjekte edilerek çıkan ışınların sintilasyon kristalleri ile dedekte edilmesi gerekmektedir.

Bu prensip ile yapılan teknik emisyon tekniğidir. Emisyon tekniğinde kaynak insan vücududur. Meydana gelecek görüntü ise insan vücudundan yayınlanacak radyasyonun dedekte edilmesi ile gerçekleşir. Gama kamera sistem elemanları ve işleyiş prensibi Şekil 2.1'de verilmiştir.



Şekil 2.1: Gama kamera sistem elemanları ve işleyiş prensibi.

Eski gama kameralarda homojenite görüntüsü sadece göz ile değerlendirilirken, günümüzde kullanılan gama kameralarda ise homojenitenin gözle değerlendirilmesinin yanında görüntüler üzerinde kantitatif analiz de yapılabilmektedir. Günümüzde kullanılan gama kameralarda, intrinsek homojenite görüntülerinin iyileştirilmesini sağlayan lineerite ve enerji düzeltim devreleri kullanılmaktadır. Bu devreler yardımıyla foton çoğaltıcı tüplerin (PMT) ürettiği sayım dalgalanmaları düzeltilmektedir.

Gama kameraların dedektör elementi NaI(Tl) kristalidir. Kristal izlenen organdan yayılan ve kolimatörden geçen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile doğru orantılı olarak sintilasyon fotonları çıkarır. Böylece yüksek enerjili bir fotonu, alçak enerjideki çok sayıda fotonlara çevirmiş olur. Kristal dikdörtgen veya daire şeklinde olabilir. Bu kristaller Nükleer Tıpta sıklıkla tercih edilen düşük enerjili radyonüklidlerin dedeksiyonunu sağlayabilen kristallerdir.

Kristaller dikdörtgen ya da daire şeklindedir. Kristal çapı 30-50 cm, kalınlığı ise 1.25 cm veya 6-8 mm olabilir. İnce kristaller düşük enerjili fotonları görüntüleme

hassastırlar. Görüntü netlikleri keskindir. Kalın kristaller ise yüksek enerjili fotonları görüntüleme hassastır ve görüntü netlikleri zayıftır.

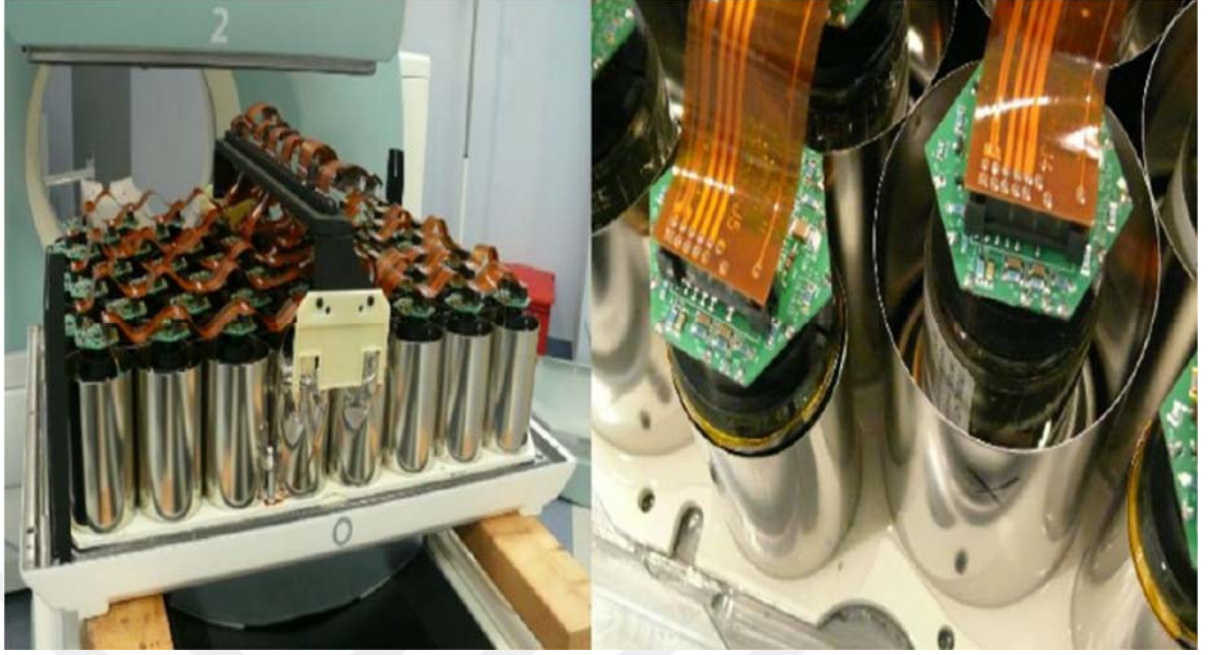
Hastadan yayılan gama ışınları NaI(TI) kristaline geldiğinde gama ışınları enerjisini kristale aktarır. Enerji yüklenen NaI(TI) kristali ise bu enerjiyi sintilasyon fotonu olarak yayınlar. Sintilasyon kristalleri gama ışını ile etkileşime girdiğinde görülebilir ışık yani bir diğer adıyla sintilasyon fotonu oluştururlar. Sintilasyon fotonlarının elektrik sinyallerine çevrilip daha sonra organ görüntüleri haline dönüştürülebilmesi gama kameranın genel çalışma prensibidir.

Sintilasyon kristalinden çıkarılan sintilasyon fotonlarını elektrik sinyaline foton çoğaltıcı tüpler çevirir. Foton çoğaltıcı tüpler PMT olarak adlandırılır. Şekil 2.2’de foton çoğaltıcı tüplerin görseli verilmiştir. Foton çoğaltıcı tüpler sintilatörden gelen sintilasyonları alarak elektrik akımına dönüştürür. Bu elektrik akımı sinyallerini ölçülebilecek seviyeye gelinceye kadar şiddetini artırır. Gama kameralarda kullanılan foton çoğaltıcı tüp sayısı kristal çapına bağlı olarak 50-100 adet olmak üzere arası değişir.

Foton çoğaltıcı tüplerde düşük voltajlı elektrik sinyali oluşur. Işık yönlendirici tabaka tarafından toplanan sintilasyon fotonları foton çoğaltıcı tüplerin girişindeki foto katoda çarptırılarak burden elektron kopmasına sebep olur. Kopan elektronlar foton çoğaltıcı tüplerin içindeki yüksek voltajın etkisiyle dinodlar arasında hızlandırılır. Elektronların sayıları giderek çoğalır ve foton çoğaltıcı tüplerin çıkışındaki anodda toplanırlar.

Kaynaktan yayınlanan gama ışınları kristale ulaştığında sintilasyon fotonlarına, fotokatod aracılığı ile elektronlara, foton çoğaltıcı tüplerin içinden geçerek elektrik sinyaline dönüşmüş olur. NaI(TI) kristalinden foton çoğaltıcı tüplere gelen sinyaller bilgisayarda toplanarak ekranda görüntü haline getirilir.

Çalışma prensipleri sintilasyon dedektörleriyle çok benzeyen gama kameralar sintilasyon dedektörlerine göre çok daha kompleks cihazlardır. Modern gama kameralarda daha çok sayıda foton çoğaltıcı tüp kullanılmakla birlikte, foton çoğaltıcı tüplerin sintilasyon kristali NaI(TI) ile mesafeleri oldukça kısadır. Foton çoğaltıcı tüp ile Kristal arasında optik jel kullanılır. Bağlantıda kullanılan optik jel çok daha az sintilasyon kaybına sebep olmaktadır.

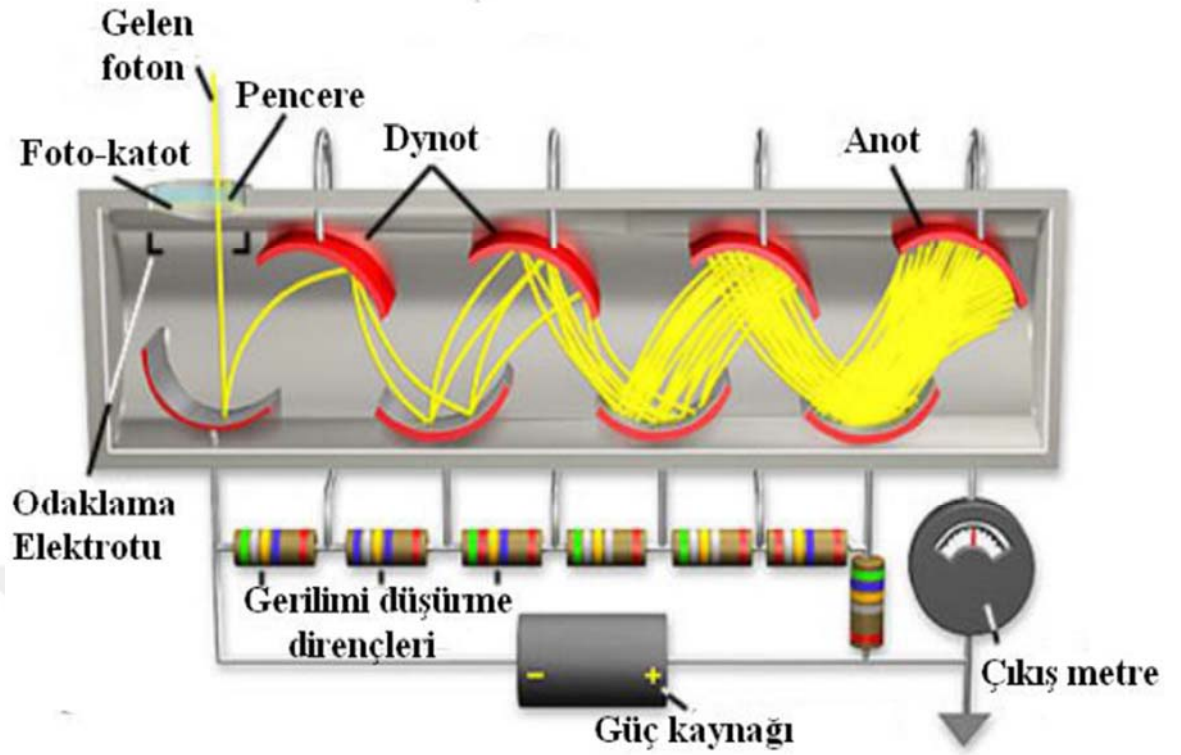


Şekil 2.2: Foton çoğaltıcı tüpler.

Alınan görüntülerin kalitesi üzerinde görüntüleme sisteminin uzaysal rezolüsyonunun da önemli etkisi bulunmaktadır. Şekil 2.3'te sintilasyon fotonlarının, foton çoğaltıcı tüplerde elektrik sinyaline dönüşme sistemi verilmiştir.

Hastadan yayınlanan gama ışınlarının her yöne gelişigüzel yayınlanması sebebiyle bu ışınların kristal içerisindeki etkileri tam olarak belirlenememektedir. Bu sebeple gama ışınlarının kolimatörler ile dedektöre yönlendirilmesi gerekmektedir. Böylelikle dedektöre sadece izlenen organdan gelen gama ışınlarının yönlendirilmesi sağlanmaktadır.

Kolimatörler hastadan yayınlanan gama ışınlarını dedektöre yönlendirmektedir. Kolimatörler görüntü kalitesini artırarak görüntü kalitesini önemli derecede etkilemektedir. Kullanılan ultra yüksek rezolüsyonlu kolimatörler sayesinde saçılan fotonların görüntüleri bozabilme riski azaltılmıştır.



Şekil 2.3: Sintilasyon fotonlarının PMT’de elektrik sinyaline dönüşmesi.

Kolimatör, incelenen organdan yayılan gama ışınlarını dedektöre yönlendirmek ve bunun dışındaki gama ışınlarını ve Compton saçılmasına uğrayan gama ışınlarını absorbe etmek amacıyla kristalin ön tarafında bulunan hastaya en yakın durması gereken elemandır.

Görüntünün netliğini artırmak amacıyla kolimatörler kullanılmaktadır. Kolimatörlerin imalatında gama ışınlarını iyi absorbe eden kurşun gibi ağır elementler kullanılmaktadır. Nükleer tıp görüntüleme işlemlerinde görüntüleme amacına uygun kolimatör seçilmektedir.

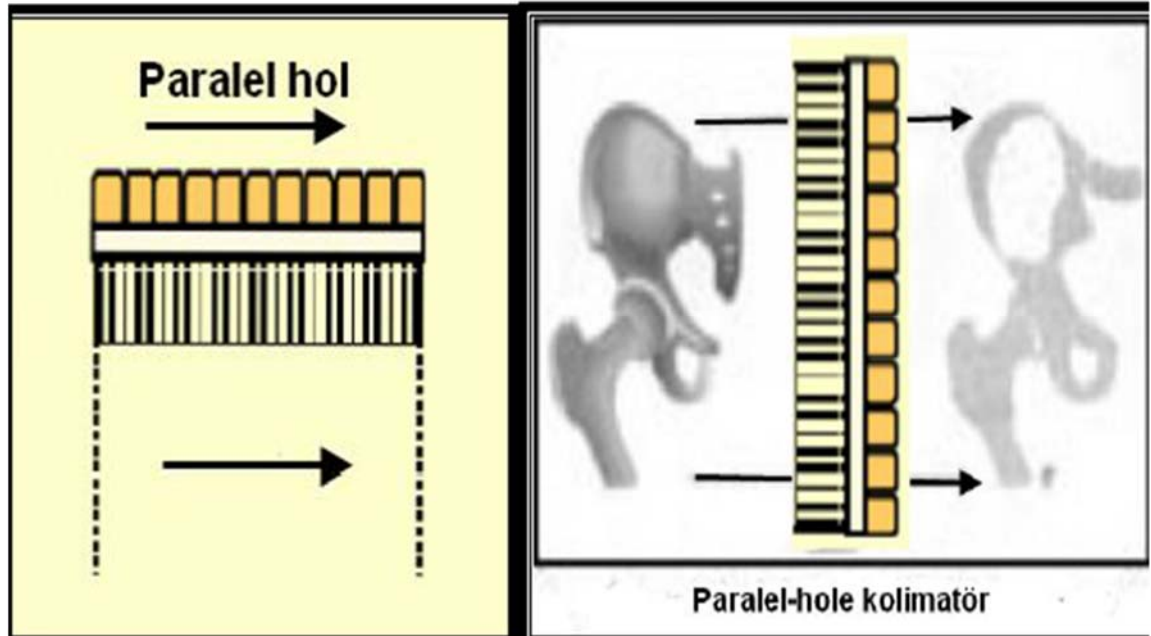
Elektromanyetik radyasyon olan gama ışınları kırılmazlar ve doğrultuları değişmez. Ancak kurşun gibi ağır elementler gama ışınlarını zayıflatabilir ve durdurabilir özelliğine sahiptir. Gama kameralarda kolimatör kullanılmasının amacı organdan yayılan gama ışınlarını dedektöre yönlendirerek dış kaynaklardan gelen ışınları durdurabilmektir.

Kolimatör yapımında genellikle kurşun elementi kullanılmaktadır. Kurşun elementi 82 atom numarasına sahip olduğundan gama ışınlarını iyi derecede absorbe etmektedir.

Kurşun elementi yumuşak olduğundan kolay şekillendirilir ve fiyatı düşük olduğundan yüksek maliyetlere neden olmamaktadır.

Kolimatör içerisinde ışınların geçişine uygun holler bulunmaktadır. Hollerin şekli yuvarlak veya köşeli olabilmektedir. Hollerin boyları kolimatörün kullanım amacına göre uzun veya kısa olmak üzere değişiklik göstermektedir. Kullanılan radyonüklidin enerjisine göre ince veya kalın delikli olarak hazırlanmış kolimatörler kullanılır. Hollerin arasındaki kalınlığa septa denilmektedir. Septa kalınlığı görüntüleme işleminde kullanılan radyonüklidin enerjisine göre kalın veya ince yapıda yapılmaktadır. Kolimatörler yapılış özelliklerine göre sınıflandırılırlar.

Nükleer Tıpta en çok kullanılan kolimatör çeşidi paralel hol kolimatörlerdir. Paralel hol kolimatörler birbirine paralel çok sayıda kanaldan oluşmaktadır. Görüntülemeye başlanmadan önce kolimatörün hastaya en yakın mesafeye yerleştirilmesi gerekir. Kolimatör hastadan uzaklaştıkça görüntülenmek istenilen organın dışından gelen ışınlar da görüntü alanına girebilir. Bunun sonucunda görüntüde bulanıklık oluşmaktadır. Nükleer tıpta kullanılan paralel-hol kolimatörün çalışma prensibi Şekil 2.4'te verilmiştir.



Şekil 2.4: Nükleer tıpta kullanılan paralel hol kolimatör

Bir gama kamerada görüntü elde edebilmek için, gama ışını yayan radyoizotop amaca uygun bir biyomolekülle birleştirilerek radyofarmasötik formda hastaya verilmektedir.

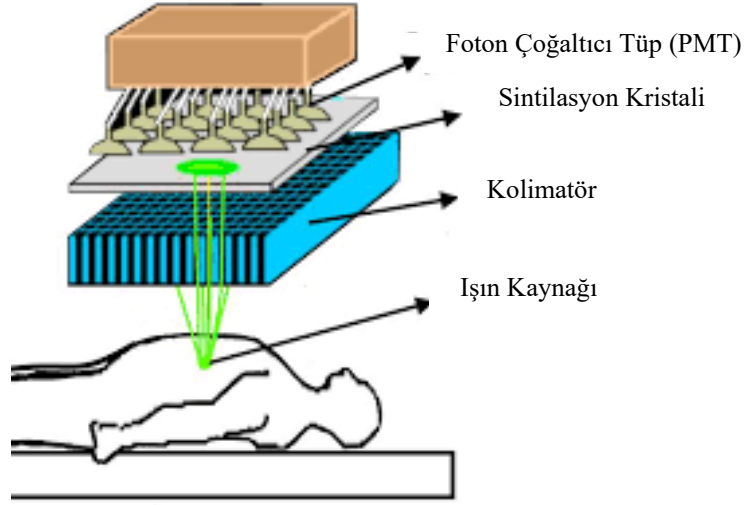
Hastadan her yöne yayılan gama ışınlarının doğru olarak ölçülebilmesi için ışınların kolimatör ile detektöre yönlendirilmesi gerekmektedir.

Organ veya dokudan yayılan gama ışınları kolimatör tarafından yönlendirilerek sodyum iyodür kristali NaI(Tl) üzerine düşürülür. NaI(Tl) kristali, üzerine gelen gama fotonlarını durdurup enerjileri ile doğru orantılı olarak sintilasyon fotonları yayınlar. Yayınlanan sintilasyon fotonları (görülebilir ışık) ışık yönlendirici tabaka aracılığı ile Foton Çoğaltıcı Tüp (PMT) girişindeki foto katoda çarparak buradan elektron kopmasına sebep olmaktadır. Oluşan elektronlar yüksek voltajın etkisiyle PMT içindeki dinodlar arasında hızlandırılır ve sayıları artarak PMT çıkışındaki anotta toplanmaktadırlar.

Böylece gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, sonrasında ise PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüşmüş olurlar.

Günümüzde kullanılan gama kameralarda PMT lerin çoğu altıgen şeklinde bir model ile dizilmişlerdir. Gama kameralarda 50-100 adet arası PMT kullanılabilir. Bu sayı kristal çapına göre belirlenir. Foton çoğaltıcı tüplerin görevi, sintilasyon fotonlarını elektrik sinyallerine çevirmektir. Şekil 2.5'te gama kamera çalışma prensibi verilmiştir.

Foton çoğaltıcı tüpten çıkan sinyaller x boyutundan alınan sinyaller, y boyutundan alınan sinyaller ve z boyutundan alınan sinyaller olmak üzere üç farklı boyuttan gelmektedir. Z boyutundan gelen sinyaller enerji boyutundan gelen sinyallerdir. Çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilen bu sinyaller şekillendirme işlemi bittikten sonra katod ışını tüpünde görüntü olarak izlenebilirler. Gama kamerada elde edilen bu ham görüntüler işlenerek görüntü kalitesi artırılmaktadır. Kristalden PMT'ye gönderilen sinyaller yüksek kapasiteli bir bilgisayar hafızasında toplanıp işlendikten sonra ekranda görüntü haline dönüştürülür [4].



Şekil 2.5: Gama kamera çalışma prensibi.

2.3 GAMA KAMERA KALİTE KONTROL TESTLERİ

Gama kamera sistemlerinin görüntü kalitesinin bozulmasına sebep olabilecek birçok etken bulunmaktadır. Sisteminin performansı sistemin olağan yapısından ve dışarıdan kaynaklanan etkilerle azalabilmektedir. Kolimatör hasarı, foton çoğaltıcı tüplerin zamanla değişimleri, enerji pikinin kayması, elektronik gürültü bu etkiler arasında sıralanabilir.

Gama kameraların kalite kontrol testleri cihazın fabrikadan çıkışı sırasında yapılmaktadır. Ancak, taşınma sırasında oluşabilecek kristal zedelenmesi, elektronik devrelerde sorun yaşanması veya cihazın yerleştiği ortamın koşullarından etkilenme olasılığı nedeni ile cihaz kurulumu yapıldıktan sonra kabul testlerinin NEMA standartlarına uygun olarak teknik servis tarafından yapılması zorunludur.

Gama kamera görüntüleme işlemlerinde görüntü kalitesi hastalığın doğru teşhisinin konulabilmesi açısından çok önemlidir. Görüntüleme işleminde kullanılan gama kameradan yüksek kalitede görüntü elde edebilmek için günlük, haftalık veya aylık kalite kontrol testlerinin düzenli olarak yapılması gereklidir. Gama kameraya uygulanan kalite kontrol testleri cihazın kurulumuyla başlayarak belirli periyotlarda tekrarlanmalıdır.

Gama kameralar, üretim merkezlerinde kalite kontrol testlerine tabi tutulduktan sonra elde edilen veriler imalatçı firma tarafından kaydedilmektedir. İmalatçı firma mühendisleri, kabul testlerinin tamamını kameranın kurulduğu yerde ilgili fizikçinin eşliğinde yeniden yapmaktadır. Testler sonunda elde edilen veriler kabul testleri olarak kaydedilmektedir.

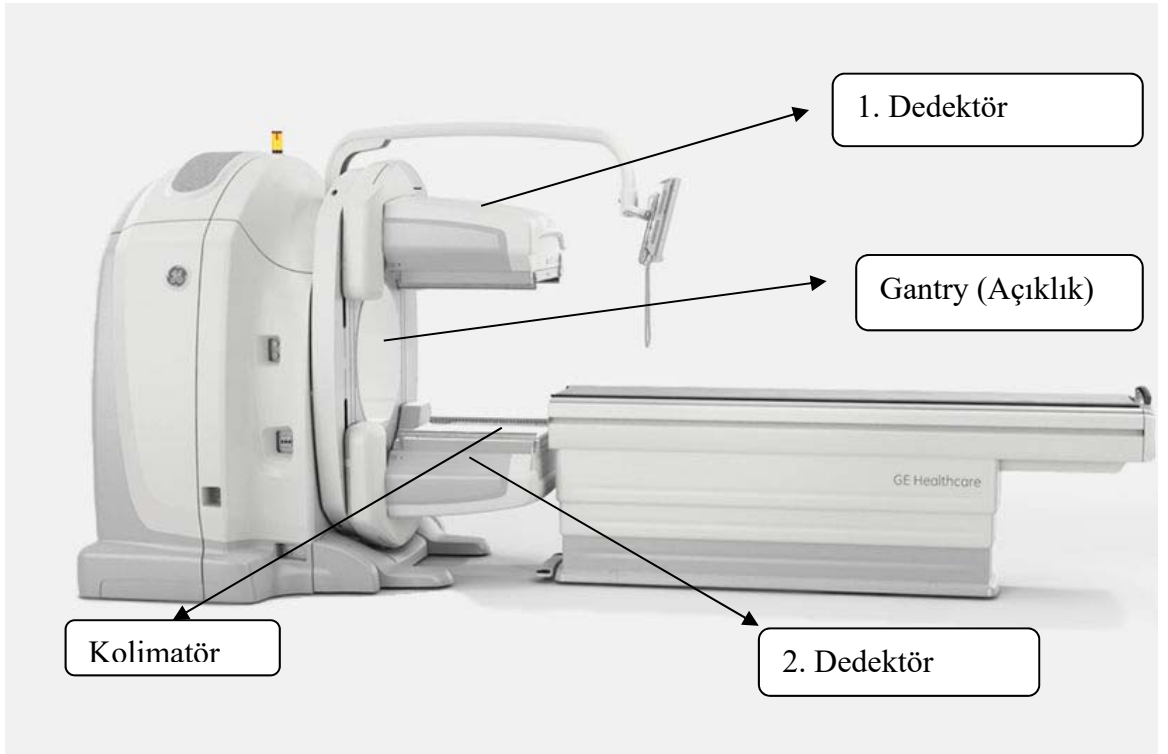
Gama kamera kalite kontrol testleri NEMA (National Electrical Manufacturers Association) kriterlerine bağlı olarak yapılmaktadır. Cihazın kullanımından sonra periyodik olarak yapılan gama kamera kalite kontrol test sonuçları kabul testleriyle uyumlu olmalıdır [5].



3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. GE NM/CT 670 SPECT BT CİHAZI

Tez çalışmasında gama kamera kalite kontrol testleri İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda kullanılan GE NM/ CT 670 SPECT-BT cihazı üzerinde yapılmıştır. Bu cihaz SPECT ve BT cihazlarının birleştirilmesinden oluşmuştur. Cihazın SPECT görüntüleme kısmında radyonüklidler yardımı ile metabolik görüntüleme yapılmaktadır. Cihazın üst ve altta olmak üzere iki adet kafası bulunur. Her bir kafasında 54 adet PMT bulunmaktadır. Cihazın sintilasyon kristalleri 40×60 cm boyutunda ve 1.24 cm kalınlığındadır. Cihazın gantri açıklığı hastanın çekim sırasında rahat etmesini sağlayacak düzeyde olup 75 cm çapındadır. Şekil 3.1'de görüldüğü gibi cihazda Nükleer Tıpta sıklıkla kullanılan paralel hol kolimatör kullanılmıştır. GE NM/ CT 670 SPECT-BT cihazı hastaya az dozda radyonüklid verilerek çekim yapabilmeye imkanı sağlamaktadır.



Şekil 3.1: Gama kamera cihazının dedektörler, kolimatör ve gantri gösterimi.

3.2. FANTOMLAR

Kullanılan gama kamera cihazının kalite kontrol testleri kolimatör ile yapılan ve kolimatör olmadan yapılan testler olarak ikiye ayrılmaktadır. Kolimatör kullanılarak yapılan ekstrensek homojenite testinde olduğu gibi düzlem kaynak fantom kullanılmıştır. Kolimatör olmadan yapılan intrinsek homojenite testi gibi testlerde ise fantom kullanılmamıştır [2].

3.3. GAMA KAMERA KALİTE KONTROL TESTLERİ

Gama kamera görüntüleme işlemlerinde hastalıkların doğru teşhisinin yapılabilmesi için görüntü kalitesinin yüksek olması çok önemlidir. Görüntü kalitesini olumsuz etkileyecek durumların hasta görüntülenmesinden önce belirlenmesi ancak kalite kontrol testleriyle mümkündür. Gama kamera görüntüleri için yapılan testler planar görüntülerin kalitesini kontrol eden testlerdir. Kalite kontrol çalışmalarının güvenliği, cihazların düzenli periyodlarda kontrol edilmesiyle sağlanmaktadır.

Nükleer tıp görüntüleme işlemlerinde, günlük rutin işlere başlanmadan önce kontrol testlerinin yapılması kaliteli görüntü elde edilerek doğru tanı konulabilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Alınan görüntülerin kalitesi üzerinde görüntüleme sisteminin uzaysal rezolüsyonunun da önemli etkisi bulunmaktadır. Kullanılan ultra yüksek rezolüsyonlu kolimatörler sayesinde, saçılan fotonların görüntüleri bozabilme riski azaltılmıştır [6].

Gama kamera sistemlerinin görüntü kalitesinin bozulmasına sebep olabilecek birçok etken bulunmaktadır. Sistemin performansı dışarıdan kaynaklanan etkilerle azalabilmektedir. Kolimatör hasarı, foton çoğaltıcı tüplerin zamanla değişimleri, enerji pikinin kayması bu etkiler arasında sıralanabilmektedir. Kalite kontrol testleri cihazın fabrikadan çıkışı sırasında yapılmaktadır. Taşınma sırasında oluşabilecek kristal zedelenmeleri, elektronik devrelerde sorun yaşanması veya cihazın yerleştiği ortamın koşullarından etkilenme olasılığı nedeni ile cihaz kurulumu yapıldıktan sonra kabul testlerinin NEMA standartlarına uygun olarak tekrar yapılması zorunludur [6].

Bu tez çalışmasında izlenen kalite kontrol test yöntemleri NEMA standartlarına göre yapılmıştır.

3.3.1. Görsel Kontrol Testi

Hasta görüntülenmeye alınmadan önce yapılması gereken bir test olduğundan günlük testler kategorisinde yer almaktadır. Cihazın gantri bölgesinde veya kolimatöründe darbe, çizilme gibi gözle fark edilebilecek bozukluklar olup olmadığına bakılmaktadır. Hasta masası ayarı, cihaza ait güç kaynağı, elektrik kablo bağlantılarında bir sorun olup olmadığı tespit edilmektedir. Gama kameranın yüzey temizliği kontrol edildikten sonra hasta çekime alınmaktadır [7].

3.3.2. Enerji Spektrumu Görsel Kontrolü Testi

Enerji spektrumunun görsel kontrolü testinde, ^{99m}Tc radyonüklidinin gama enerjisiyle, cihazın dedekte ettiği enerji pikinin uyumluluğu test edilmektedir. Bu test günlük olarak yapılan bir testtir. Test esnasında kolimatör çıkarılmaktadır. Enerji piki ile radyonüklid piki arasında uyumsuzluk olması halinde alınan planar görüntülerde PMT tüpleri lezyon etrafında sıcak veya soğuk alanlar şeklinde görüldüğünden homojenite bozulmaktadır.

Örneğin, ^{99m}Tc radyonüklidinin enerjisi olan 140 keV ile enerji spektrumunda pik 140 keV'in altında oluşursa, sayım istatistiği fazla alınmakla birlikte lezyon etrafında sıcak alanlar oluştuğundan PMT'in görüntüleri parlak alınır.

Güç kaynağındaki kararsızlık ve elektronik sapmalar enerji pikinin 140 keV'in altındaki veya üstündeki değerlere kaymasına sebep olmaktadır. Her radyonüklidin gama enerjisi farklı olduğundan, ^{99m}Tc dışında kullanılan her radyonüklid için enerji penceresi ayarları kontrol edilmelidir.

Bu test iki başlı gama kamera cihazında yapıldığı için, dedektörlerin her ikisi için de işlemler ayrı ayrı tekrarlanmaktadır. ^{99m}Tc kaynağı, ortamdaki radyasyon dozunu arttırmaması için kurşun bir zırh içerisine yerleştirilir. Testte kolimatör kullanılmadığı için düşük aktiviteyle çalışılmaktadır. Gama kamera cihazının dedektörlerinden her biri duvara yerleştirilen nokta kaynağın karşısına 90 dereceye ayarlanarak konumlandırılır. Sayım hızı 20.000 den düşük tutularak 1mCi ^{99m}Tc nokta kaynak, dedektörün Faydalı Görüş Alanı (UFOV) çapının 5 katı uzaklığına yerleştirilir.

Testte kullanılan gama kameranın dedektör çapı 30 cm olduğundan ^{99m}Tc nokta kaynak 150 cm mesafeye konularak test yapılmıştır [5].

3.3.3 Background Aktivite Testi

Background (Arka plan) aktivite testi olarak da tanımlanan bu test, ortamdaki radyoaktivite ve cihazdaki elektronik gürültü fazlalığının tespiti için günlük olarak yapılan bir testtir. Ortamda herhangi bir radyoaktif kaynak bulunmadan yapılması gerekmektedir. Background aktivite testi yapılırken kolimatör çıkarıldığından NaI(Tl) kristali mekanik darbelere açıktır ve geri dönüşü olmayan zararlar bırakmamak adına çok dikkatli çalışılması gerekmektedir.

Çekim yapılan ortamda radyoaktif bir maddenin bulunması çekimler sırasında kalibrasyonu bozarak lezyon görüntüleri üzerinde sıcak alanlara (artefaklar) sebep olabilmektedir. Gama kamera çekim işlemi sırasında normal back-ground düzeyi <250-300 sayım/saniye aralığında olmalıdır [7].

3.3.4. Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Testi

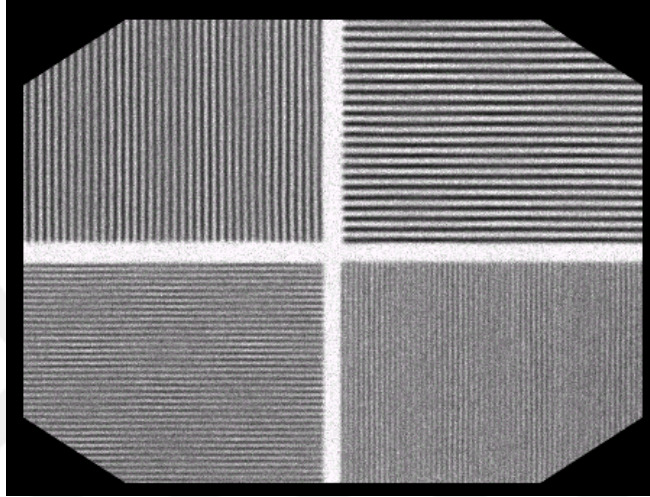
Uzaysal rezolüsyon, diğer bir adıyla ayırt etme gücü, sintilasyon kamerasının eşit aktivitede ve birbirine en yakın iki kaynağı ayırt edebilme yeteneğidir. Cihaz tarafından dedekte edilen görüntü detaylarının ne oranda ayırt edilebildiğinin belirlenmesini ifade etmektedir. Rezolüsyonda oluşabilen hatalar homojenitede bozulmalara neden olmaktadır.

Gama kamera sisteminin uzaysal ayırma gücü homojeniteye oranla daha az sıklıkta değişmektedir. Uzaysal rezolüsyon görüntülerinin alındığı bar fantom görüntüleri yardımıyla gama kameranın lineeritesi kontrol edilmektedir. Bu test kolimatörsüz yapılmaktadır. Bar fantom görüntüleri göz ile değerlendirilmektedir. Testte dört ayrı rezolüsyon bölgesinden oluşan bar fantom kullanılır ve her bir rezolüsyon bölgesinin farklı bar aralığı mevcuttur.

Kolimatör çıkarıldıktan sonra, detektör çapının 5 katı uzaklığına sayım hızı 20 000 den fazla olmayacak şekilde ^{99m}Tc nokta kaynak yerleştirildikten sonra kristal üzerine dört ayrı rezolüsyon bölgesinden oluşan bar fantom yerleştirilir. Puls yükseklik analizöründe 140 keV enerjide %20 simetrik pencere ayarlanarak 128×128 matriste 10 milyon sayım toplanır.

Kristalin her bölmesinde rezolüsyonun aynı olup olmadığı kontrol edilmektedir. Elde edilen görüntüler gözle değerlendirilmektedir. Sayımlar sonucu elde edilen bar fantom görüntüsü Şekil 3.2’de verilmektedir.

Foton çoğaltıcı tüplerde kayma olursa lineerite bozulur. Bu durumda fantomdaki barlarda dalgalanmalar oluşur. Çizgilerin doğrusallığı sistemin lineeritesi ve en küçük çizgi aralığı ise detektörün uzaysal rezolüsyonu hakkında bilgi vermektedir [8].



Şekil 3.2: Bar fantom görüntüsü.

3.3.5. Dönme Merkezi Testi (Center Of Rotation-COR)

Dönme merkezi testinin amacı, detektörün mekanik dönme merkezi ile bilgisayarın görüntü merkezinin çakıştırılmasıdır. Gama kameraların dönme merkezi ayarlarının bozulmasında kolimatör/dedektör düzlemi ile rotasyon eksenini arasındaki paralellik kaybı, analog-sayısal dönüştürücüdeki sorunlar, detektörün mekanik dönüşü sırasında kayma gibi faktörler etkili olmaktadır.

Test haftalık olarak yapılmaktadır. Dönme merkezi testi için, 1 mCi ^{99m}Tc nokta veya çizgi kaynak hazırlanır. SPECT görüntüleme işlemi sırasında projeksiyon görüntüleri hasta etrafında kamera başının 360 derece dönüşü ile toplanmaktadır.

Detektör, kaynak etrafında hasta yatağına dokunmadan dönebileceği en yakın mesafeden döndürülerek 360 derece projeksiyonda görüntüler alınır. Alınan foton bilgileri sayısal verilere çevrilerek kaydedilir.

Bilgisayardaki yazılım programı kullanılarak dönme merkezi testi değeri hesaplanır. Her sistem, verileri analiz etmek için özel bir yazılıma sahiptir. Üretici firmanın belirlediği dönme merkezi testi referans değerleri ile bulunan değerler arasındaki sapma değerleri kontrol edilmektedir.

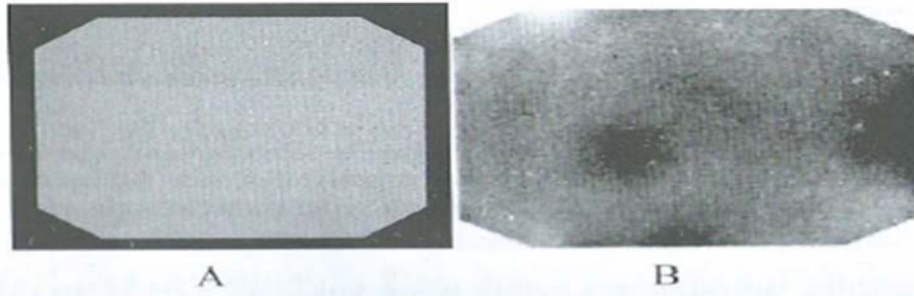
Dedektörün kaynak etrafındaki dönüşü sırasında detektör üzerine gelen fotonların, görüntü matrisindeki yerleşim yerleri uyumlu olmalıdır. Ancak, yerleşim hatası bulunması halinde bu görüntülerde bulanıklık ortaya çıkmaktadır. Bulanıklık etkisi arttıkça görüntülerde kontrast ve rezolüsyon kaybı meydana gelmektedir. Bu durum görüntü kalitesini düşürür [9].

3.3.6. İntinsek (iç) Homojenite Testi

Gama kamera görüntüleme sistemlerinde görüntü kalitesini etkileyen en önemli unsurlardan birisi de detektör homojenitesidir. Homojenitenin bozulması önlenemez bazı etkenlere bağlı olabileceği gibi sistem elektroniğine bağlı hatalardan da kaynaklanabilir. Foton çoğaltıcı tüplerin uygun ayarlanmaması, kristaldeki kusur ve kırılmalar, yüksek sayım hızlarında çalışma veya puls yükseklik analizörün penceresinin hatalı ayarlanması homojeniteyi bozan önemli nedenler arasındadır.

Test, çift başlı gama kamera cihazına uygulandığı için her iki detektör için işlemler tekrarlanır. Homojenite testleri kolimatörlü veya kolimatörsüz olarak yapılır. Kolimatörden kaynaklanan sorunların saptanması için ekstrensek(dış) homojenite testi ve detektöre bağlı sorunların saptanması için ise intrensek (iç) homojenite testi uygulanmaktadır [7].

İntinsek homojenite testi yapılırken kolimatör çıkarılır ve oda içindeki background radyasyonunun < 200 sayım/ saniye olacak şekilde ayarlanması sağlanır. $1\text{mCi } ^{99\text{m}}\text{Tc}$ nokta kaynak detektör çapının en az 5 katı uzaklığı olan 5 UFOV'a yerleştirilir. Puls yükseklik analizöründe 140 keV enerjide %20 simetrik pencere ayarlanarak 256×256 matriste 5 milyon sayım yapılır. Aynı işlemler her iki dedektör için tekrarlanarak görüntüler toplanır. Elde edilen görüntü, referans görüntü ve bundan önceki son görüntü ile karşılaştırılmalıdır. Görüntü değerlendirilmesi yapılırken, radyoaktivitenin görüntü alanında homojen bir dağılım göstermesi beklenmektedir. Homojenite görüntüleri Şekil 3.3'te verilmektedir.



Şekil 3.3: Homojenite görüntüleri. a.) Normal (Homojen), b.) Non homojen dağılım gösteren görüntüler.

Görüntüde homojenite bozukluğu mevcutsa yapılan test tekrarlanır. Homojenite bozukluğunun hala devam etmesi durumunda ise teknik servis çağrılır. Bu testin yapılmaması durumunda homojenitede oluşan bozukluk gözle ayırt edilebilen soğuk veya sıcak alanlara sebebiyet vermektedir. Bu alanlar, SPECT görüntülerinde ring artefaktları olarak karşımıza çıkar.

Elde edilen görüntülerden detektörün integral ve diferansiyel homojenite değerleri hesaplanır. Görüntüler kantitatif olarak değerlendirilir. Faydalı görüş alanı (UFOV) ve bu alanın % 75 ine karşılık gelen merkezi görüş alanı (CFOV) belirlenir. UFOV ve CFOV alanları içinde 9 farklı nokta seçilerek bu noktaların maksimum ve minimum sayımları hesaplanır. Bu değerler yardımıyla integral ve diferansiyel homojenite değerleri Denklem (3.1) ve (3.2) deki gibi hesaplanmaktadır.

Genellikle intrinsek homojenite test sonucunda, integral ve diferansiyel homojenite değerinin < %5 olması gerekmektedir [10].

$$\text{Integral Homojenite} = \left(\frac{\text{Max.Piksel Sayımı} - \text{Min.Piksel Sayımı}}{\text{Max.Piksel Sayımı} + \text{Min.Piksel Sayımı}} \right) \times 100 \quad (3.1)$$

$$\text{Diferansiyel Homojenite} = \left(\frac{\text{Max.sayım} - \text{Min.sayım}}{\text{Max.sayım} + \text{Min.sayım}} \right) \times 100 \quad (3.2)$$

Denkleimde yer alan max. sayım ardışık 5 pikseldeki maksimum piksel sayımını verirken min. sayım ise ardışık 5 piksel içindeki minimum piksel sayımını ifade etmektedir.

3.3.7. Ekstresek (Dış) Homojenite Testi

Ekstresek homojenite testi kolimatörden kaynaklanan homojenite bozukluklarını belirlemek amacıyla haftalık olarak tekrarlanan ve kolimatör çıkarılmadan yapılan bir testtir. Test, çift başlı gama kamera cihazına uygulandığı için her iki detektör için işlemler ayrı ayrı tekrarlanır.

İntresek homojenite testiyle benzerlik gösteren bu testin intresek homojenite testinden en önemli farkı, detektörle birlikte kolimatörün de test edilmesidir. Bu testte nokta kaynak yerine düzlem kaynak kullanılmaktadır. Testin, görüntüleme için kullanılacak olan iki detektör için ayrı ayrı yapılması gerekmektedir.

Doldurulabilir düzlem fantom içine 23.5 mCi ^{99m}Tc doldurulur. Aktivitenin homojen olarak karışmış olması için fantom dikkatlice çalkalanır ve bir süre sıcak odada bekletilir. Kaynak içinde hava kabarcığının kalmamasına dikkat edilir.

Düzlem kaynak içindeki ^{99m}Tc 18 mCi aktiviteye düşüncü çekim için hazır hale gelmiş olur. Puls yükseklik analizöründe 140 keV enerjide % 20 simetrik pencere ayarlanır. 256×256 matriste 5 milyon sayım toplanarak her görüntüleme için geçen süre kaydedilir[11].

Görüntü değerlendirilmesi yapılırken, radyoaktivitenin görüntü alanında homojen bir dağılım göstermesi beklenmektedir. Yapılan test sonucunda ekstresek homojenite görüntüsü bozuk ve detektörün intresek homojenite görüntüsü normal ise, kolimatörde sorun olduğu anlaşılır.

3.3.8. Tomografik Kontrol Testi

Dönme merkezi testi ayarları yapıldıktan sonra SPECT fantomu kullanılarak tomografik kontroller yapılmaktadır. Test için Jasczack fantomu kullanılır.

Sistemin tüm performansının değerlendirilmesi için yapılan bir testtir. Görüntüleme sistemlerinde sistem performansının değerlendirilmesi, uygun bir tomografi fantomunun görüntülenmesi ile yapılır [11].



Şekil 3.4: Jaszczak fantomu.

Şekil 3.4'te fantom içerisinde görülen kürecikler test sonucunu yorumlamak için çok önemlidir. ^{99m}Tc kaynağının Jaszczak fantomu içerisinde homojen olarak dağılması beklenildiğinden Jaszczak fantom hazırlığı diğer testlere göre daha zahmetlidir.

Hazırlık aşamasında Jaszczak fantomu iç yüzeyine kadar musluk suyu ile doldurulduktan sonra 8-10mCi ^{99m}Tc aktivitesi fantom içerisine enjekte edilir. Aktivitenin homojen olarak dağılımının sağlanması için sıcak odada beklenir. Daha sonra çekim odasına alınır. Şekil 3.5'te görüldüğü üzere fantom cihaz masası üzerine yerleştirilir. Görüntüleme için kullanılacak kolimatör takıldıktan sonra 140 keV enerjide %20 simetrik pencere ayarlanır. Sayım hızının 20.000 sayım/saniyeyi geçmemesine dikkat edilir. 256×256 matriste projeksiyon görüntüsü alınır.

Çekimler sonucunda elde edilen görüntülerde fantomdaki en küçük kürenin dahi gözle ayırt edilebilmesi ulaşılmaması istenilen sonuçtur. Fantomdaki kürelerin gözlenmesinde problem varsa cihazın kalibre edilmesi gerekmektedir.



Şekil 3.5: Tomografik fantomun gama kamerada konumlandırılması.

3.3.9. Dedektör Kafası Eğim Açısı Testi

Gama kamera cihazında en iyi görüntünün elde edebilmesi için dedektörlerin dönüş eksenine paralel olması gerekir. Bu sebeple dedektör kafasının eğim açısı düzenli aralıklarla kontrol edilmelidir. Dedektör kafası eğim açısı testi, kolimatör çıkarılmadan yapılan bir testtir. ^{99m}Tc nokta kaynak x ekseninden belli bir uzaklığa konulup gama kamera cihazının kafası 20 derece ara ile döndürülerek görüntüler alınmaktadır. Test sonucunun başarılı olabilmesi için alınan tüm projeksiyon görüntülerinin lineer bir çizgi oluşturması gerekmektedir.

Tablo 3.1: Gama kamera kalite kontrol testlerinin uygulama periyotları.

TEST ADI	YAPILMA SIKLIĞI				
	Günlük	Haftalık	Aylık	Üç Aylık	Yıllık
Görsel Kontrol Testi	X				
Enerji Spektrumu Görsel Kontrol Testi	X				
Background Aktivite Testi	X				
Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Testi		X			
Dönme Merkezi Testi		X			
İntrinsek Homojenite Testi	X				
Ekstresek Homojenite Testi		X			
SPECT Rezolüsyon ve Homojenite Testi		X			
Dedektör Kafası Eğim Açısı Testi				X	

4. BULGULAR

4.1. GAMA KAMERA TEST SONUÇLARI

4.1.1. Görsel Kontrol Test Sonuçları

Görsel kontrol testinde cihazın mekanik aksamı, hasta masasının konumu, bağlantı kabloları, cihaz kolimatörleri ve kristallerin genel durumu kontrol edilir. Hasta çekimi öncesi yapılması gereken bir testtir. Kalite kontrol testlerine başlamadan önce yapılan görsel kontrol testinde cihazın eksiksiz olarak çekime hazır olduğu görülmüştür. Gama kamera cihazı görsel kontrol testini başarıyla geçmiştir.

4.1.2. Enerji Spektrumu Görsel Kontrolü Test Sonuçları

Enerji spektrumunun görsel kontrolü testinde, ^{99m}Tc radyonüklidin gama enerjisiyle, cihazın dedekte ettiği enerji pikinin uyumlu olup olmadığına bakılır. Test her iki dedektör için ayrı ayrı yapılmıştır. Tabloda "Değer" sütunu test sonucu bizim elde ettiğimiz değeri gösterir. "Durum" sütunu ise kalite kontrol testleri sonucunda cihazın testi geçip geçemediğini göstermektedir. Tablonun son sütununda yer alan "Kural" sütunu ise kabul testleri sonucu testlerin hangi aralıkta değer aldığında testi geçeceğini göstermektedir.

Yapılan enerji spektrumu görsel kontrolü test sonucunda her iki dedektörün gama enerjisi Tablo 4.1 de görüldüğü gibi 140.5 keV olarak bulunmuştur. Her iki dedektör için ayrı ayrı yapılan enerji spektrumu görsel kontrolü test sonuçları başarılıdır.





Tablo 4.1: Enerji spektrumu görsel kontrolü test sonuçları.

DEDEKTÖR-1			
Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör #1 İzotop	^{99m} Tc	N/A	N/A
Dedektör #1 Enerji Pik Değeri	140.52	Geçti	140.5+-3.0
DEDEKTÖR-2			
Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör #2 İzotop	^{99m} Tc	N/A	N/A
Dedektör #2 Enerji Pik Değeri	140.54	Geçti	140.5+-3.0

4.1.3. Background Aktivite Test Sonuçları

Ortamdaki radyoaktivite ve cihazdaki elektronik gürültü fazlalığının tespiti için günlük olarak yapılan bir testtir. Çekim odasında bulunan herhangi bir radyoaktif kaynak, cihazın test sonuçlarını etkilemektedir. Gama kamera çekim işlemi sırasında normal back-ground düzeyi <250-300 sayım/saniye aralığında olmalıdır. İdeal olan sayım/saniye aralığından yüksek olan arka plan dozu görüntü kalitesini bozarak homojeniteyi etkilemektedir.

Tez çalışması için aldığımız background aktivite sonuçları her iki dedektör için de saniye başına 250-300 sayım aralığındadır. Test sonuçları Şekil 4.1’de görüldüğü gibi başarılıdır.

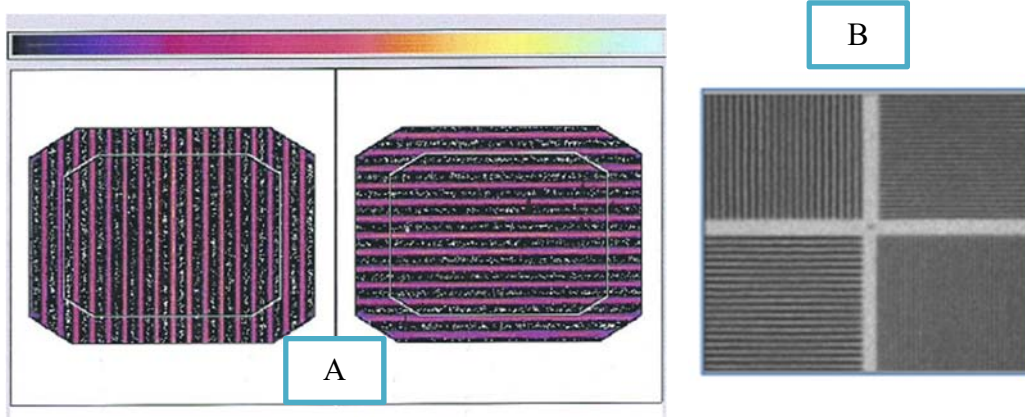
Dedektör-1 Kafa-1		Dedektör-2 Kafa-2	
^{99m}Tc EM	^{99m}Tc SC	^{99m}Tc EM	^{99m}Tc SC
			
Değer: 0.03 Kcts/Sec	Değer: 0.03 Kcts/Sec	Değer: 0.03 Kcts/Sec	Değer: 0.02 Kcts/Sec

Şekil 4.1: Birinci ve ikinci dedektörler için background aktivite test sonuçları.

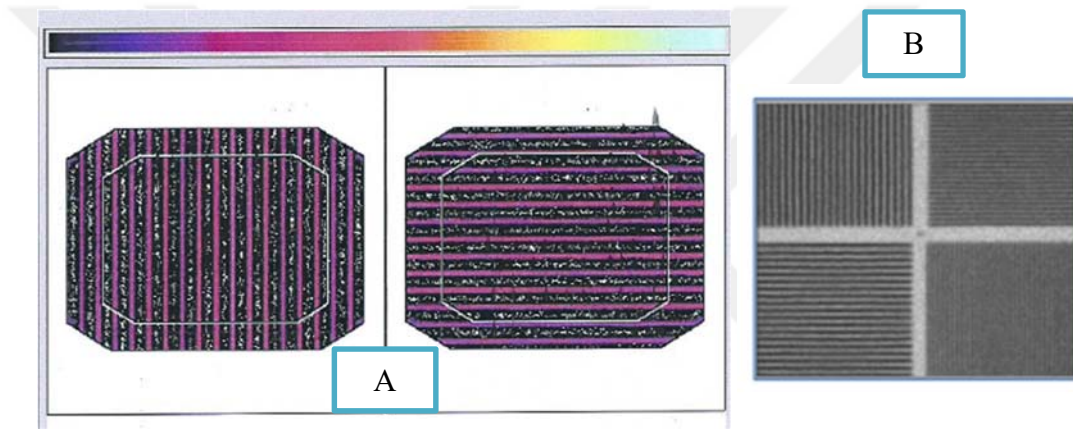
4.1.4. Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Test Sonuçları

Uzaysal rezolüsyon, sintilasyon kamerasının eşit aktivitede ve birbirine en yakın iki kaynağı birbirinden ne kadar ayırt edebildiğini ölçen bir testtir. Rezolüsyonda oluşabilen hatalar homojenitede bozulmalara neden olmaktadır. Görüntüdeki çizgilerin doğrusallığı sistemin lineeritesi ve en küçük çizgi aralığı ise detektörün uzaysal rezolüsyonu hakkında bilgi vermektedir [8]. Uzaysal rezolüsyon ve lineerite test sonuçlarının görsel görüntüleri Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te verilmiştir.

Görsel görüntüler incelendiğinde çizgilerin doğrusallığı net olarak görülmektedir. Görsel test sonuçları ise Tablo 4.2, 4.3, 4.4, 4.5'te verilmektedir. Tablolar incelendiğinde görsel test sonuçlarının başarılı olduğu ve lineerite test sonuçlarının testi geçtiği görülmektedir.



Şekil 4.3: Görsel değerlendirme amacıyla yapılan dedektör 1 lineerite (A) ve uzaysal rezolüsyon (B) testi görüntüleri.



Şekil 4.2: Görsel değerlendirme amacıyla yapılan dedektör 2 lineerite(A) ve uzaysal rezolüsyon (B) testi görüntüleri.

Tablo 4.2: Dedektör 1 için lineerite testi sonuçları.

DEDEKTÖR-1			
Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör#1 X CFOV Mutlak Lineerite	0.31	Geçti	≤ 0.5
Dedektör#1 X CFOV Diferansiyel Lineerite	0.06	Geçti	≤ 0.1
Dedektör#1 Y CFOV Mutlak Lineerite	0.23	Geçti	≤ 0.5
Dedektör#1 Y CFOV Diferansiyel Lineerite	0.08	Geçti	≤ 0.1
Dedektör#1 X UFOV Mutlak Lineerite	0.32	Geçti	≤ 0.5
Dedektör#1 X UFOV Diferansiyel Lineerite	0.06	Geçti	≤ 0.1
Dedektör#1 Y UFOV Mutlak Lineerite	0.32	Geçti	≤ 0.5
Dedektör#1 Y UFOV Diferansiyel Lineerite	0.09	Geçti	≤ 0.1

Tablo 4.3: Dedektör 2 için lineerite testi sonuçları.

DEDEKTÖR-2			
Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör#2 X CFOV Mutlak Lineerite	0.27	Geçti	≤ 0.5
Dedektör#2 X CFOV Diferansiyel Lineerite	0.06	Geçti	≤ 0.1
Dedektör#2 Y CFOV Mutlak Lineerite	0.24	Geçti	≤ 0.5
Dedektör#2 Y CFOV Diferansiyel Lineerite	0.08	Geçti	≤ 0.1
Dedektör#2 X UFOV Mutlak Lineerite	0.27	Geçti	≤ 0.5
Dedektör#2 X UFOV Diferansiyel Lineerite	0.05	Geçti	≤ 0.1
Dedektör#2 Y UFOV Mutlak Lineerite	0.32	Geçti	≤ 0.5
Dedektör#2 Y UFOV Diferansiyel Lineerite	0.08	Geçti	≤ 0.1

Tablo 4.4: Dedektör 1 için uzaysal rezolüsyon testi sonuçları.

DEDEKTÖR-1			
Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör#1 CFOV FWHM Ortalama	3.55	Geçti	≤ 3.8
Dedektör#1 CFOV FWTM Ortalama	7.07	Geçti	≤ 7.1
Dedektör#1 X CFOV FWHM Ortalama	3.41	Geçti	≤ 3.8
Dedektör#1 X CFOV FWTM Ortalama	6.41	Geçti	≤ 7.1
Dedektör#1 Y CFOV FWHM Ortalama	3.69	Geçti	≤ 3.8
Dedektör#1 Y CFOV FWTM Ortalama	7.02	Geçti	≤ 7.1
Dedektör#1 UFOV FWHM Ortalama	3.64	Geçti	≤ 3.9
Dedektör#1 UFOV FWTM Ortalama	7.18	Geçti	≤ 7.2
Dedektör#1 X UFOV FWHM Ortalama	3.51	Geçti	≤ 3.9
Dedektör#1 X UFOV FWTM Ortalama	6.64	Geçti	≤ 7.2
Dedektör#1 Y UFOV FWHM Ortalama	3.78	Geçti	≤ 3.9
Dedektör#1 Y UFOV FWTM Ortalama	7.13	Geçti	≤ 7.2

Tablo 4.5: Dedektör 2 için uzaysal rezolüsyon testi sonuçları.

DEDEKTÖR-2			
Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör#2 CFOV FWHM Ortalama	3.40	Geçti	≤ 3.8
Dedektör#2 CFOV FWTM Ortalama	6.70	Geçti	≤ 7.1
Dedektör#2 X CFOV FWHM Ortalama	3.36	Geçti	≤ 3.8
Dedektör#2 X CFOV FWTM Ortalama	6.51	Geçti	≤ 7.1
Dedektör#2 Y CFOV FWHM Ortalama	3.45	Geçti	≤ 3.8
Dedektör#2 Y CFOV FWTM Ortalama	6.89	Geçti	≤ 7.1
Dedektör#2 UFOV FWHM Ortalama	3.47	Geçti	≤ 3.9
Dedektör#2 UFOV FWTM Ortalama	6.87	Geçti	≤ 7.2
Dedektör#2 X UFOV FWHM Ortalama	3.43	Geçti	≤ 3.9
Dedektör#2 X UFOV FWTM Ortalama	6.68	Geçti	≤ 7.2
Dedektör#2 Y UFOV FWHM Ortalama	3.51	Geçti	≤ 3.9
Dedektör#2 Y UFOV FWTM Ortalama	7.06	Geçti	≤ 7.2

4.1.5. Dönme Merkezi Test Sonuçları

Dönme merkezi test sonuçları Tablo 4.6’da incelendiğinde her iki dedektörün de testi başarılı olarak geçtiği görülmektedir.

Tablo 4.6: Dönme merkezi test sonuçları.

Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör#1 ΔX – Dedektör 1	0.3946	Geçti	≤ 0.55 ve ≥ -0.55
Dedektör#1 ΔY – Dedektör 1	0.3088	Geçti	≤ 0.55 ve ≥ -0.55
Dedektör#1 ΔX – Dedektör 2	0.2957	Geçti	≤ 0.55 ve ≥ -0.55
Dedektör#1 ΔY – Dedektör 2	0.213	Geçti	≤ 0.55 ve ≥ -0.55

4.1.6. İntrensek Homojenite Test Sonuçları

İntrensek homojenite test sonuçları görsel değerlendirme ve sayısal değerlendirme olarak iki aşamada yapılmaktadır. Görsel değerlendirme yapılırken radyoaktif dağılımın homojen dağılımına bakılmaktadır. Şekil 3.3.a incelendiğinde radyoaktif dağılımın homojen olduğu görülmektedir. Her iki dedektör için de yapılan test sonuçları

olması gereken aralıkta bulunmuştur. Test sonuçları Tablo 4.7 ve Tablo 4.8’de verilmektedir.

Tablo 4.7: Birinci dedektör için intrinsek homojenite test sonuçları.

DEDEKTÖR-1			
Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör#1 İzotop	^{99m} Tc	N/A	N/A
Dedektör#1 Enerji Pik Değeri	140.53	Geçti	140.5 +- 3.0
Dedektör#1 FWHM	9.23	Geçti	≤ 11
Dedektör#1 Sayım Oranı	45.8	N/A	N/A
Dedektör#1 Toplam Sayım	4001	Geçti	≥ 4000 ve ≤ 400000
Dedektör#1 Homojenite CFOV	2.60694	Geçti	≤ 5.0
Dedektör#1 Homojenite UFOV	2.60694	Geçti	≤ 5.5

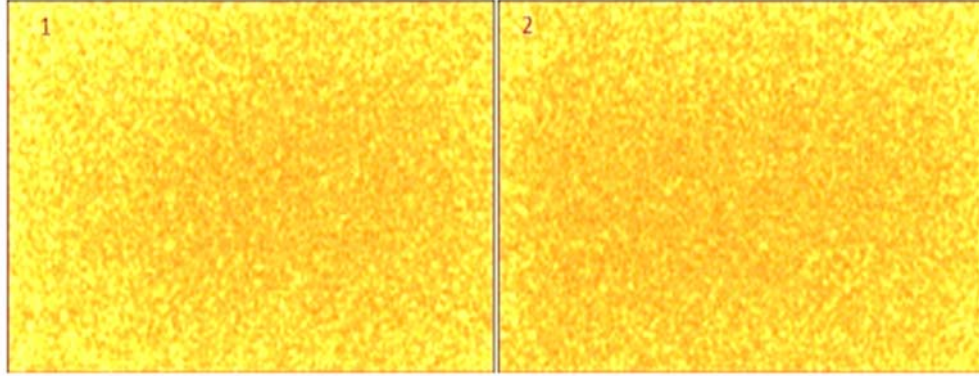
Tablo 4.8: İkinci dedektör için intrinsek homojenite test sonuçları.

DEDEKTÖR-2			
Tanımlama	Değer	Statü	Kural
Dedektör#2 İzotop	^{99m} Tc	N/A	N/A
Dedektör#2 Enerji Pik Değeri	140.52	Geçti	140.5 +- 3.0
Dedektör#2 FWHM	9.21	Geçti	≤ 11
Dedektör#2 Sayım Oranı	44.36	N/A	N/A
Dedektör#2 Toplam Sayım	4001	Geçti	≥ 4000 ve ≤ 400000
Dedektör#2 Homojenite CFOV	3.737938	Geçti	≤ 5.0
Dedektör#2 Homojenite UFOV	4.99670	Geçti	≤ 5.5

4.1.7. Ekstresek Homojenite Test Sonuçları

Ekstresek homojenite test sonuçları görsel olarak değerlendirilir. Ekstresek homojenite testi, uygulanış bakımından kolimatörsüz homojenite testine çok benzemektedir. En önemli farklılık dedektörle birlikte kolimatörün de test edilmesidir. Testte nokta kaynak yerine düzlem kaynak kullanılır. Bu test görüntülemeye kullanılacak her kolimatör için ayrı ayrı yapılmıştır.

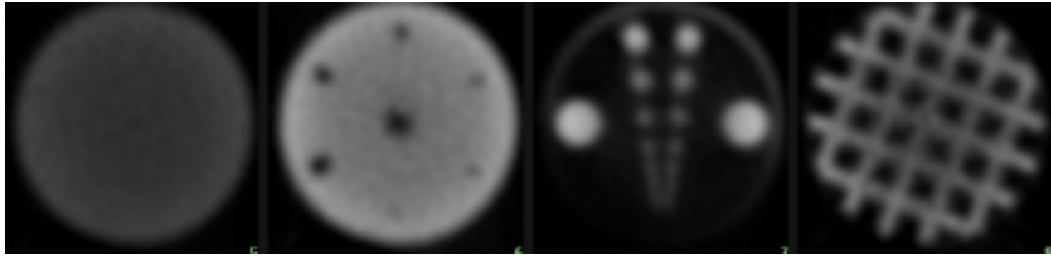
Eğer kolimatörlü homojenite test görüntüsü bozuk ve dedektör homojenite görüntüsü düzgün ise kolimatörde ya da testte kullanılan düzlemsel kaynağın homojen karışımında bir sorun olduğu ortaya çıkar. Ekstresek homojenite test sonucu alınan test görseli Şekil 4.4'te verilmektedir. Şekil incelendiğinde test görüntüsünün homojen dağılımı görülmektedir.



Şekil 4.4: Ekstresek homojenite test görseli.

4.1.8. Tomografik Test ve Sonuçları

Dönme merkezi testi ayarları yapıldıktan sonra SPECT fantomu kullanılarak tomografik kontroller yapılmaktadır. Test sırasında Jasczack fantomu kullanılır. Şekilde 99görülen kesitlerden B,C, D ile gösterilmiş olan kesit görüntüleri gibi görüntüler alınmaya kadar farklı filtre parametreleri denenebilir.

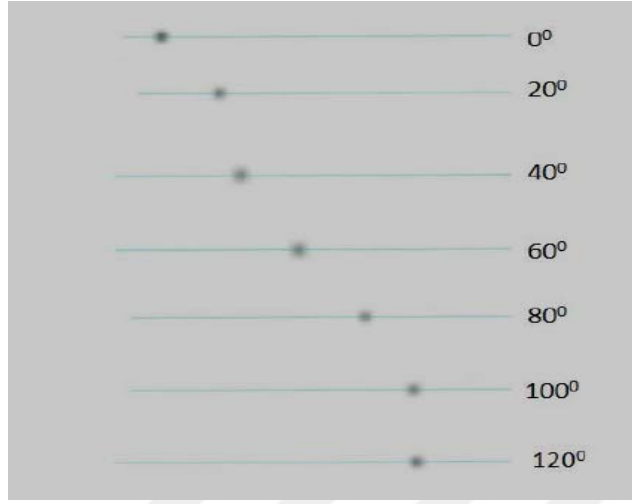


Şekil 4.5: SPECT fantomu ile alınmış, tomografik kesit görüntüleri. A. Tomografik homojenite, B. İçine radyofarmasötik dolmamış (hipoaktif) altı tane küre, C. hiperaktif lezyonlar, D. Lineerite

4.1.9. Dedektör Kafası Eğim Açısı Testi

Dedektör kafası eğim açısı test sonucunda elde edilen görüntülerde nokta kaynak değiştirilen açıya bağlı lineer bir çizgi çizmektedir. Şekil 4.6 incelendiğinde dedektör kafası eğim açısı değişimi göz önüne alındığı zaman, değişen dönüş açısına göre nokta

kaynak görüntüleri verilmiştir. Lineer çizgi yapılan test sonucunda görüldüğünden test sonucu başarılıdır.



Şekil 4.6: Değişen dönüş açısına göre alınan nokta kaynak görüntüleri.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Nükleer tıp görüntüleme işlemlerinde teşhis ve tedavide kullanılan gama kamera cihazından yüksek görüntü kalitesi elde edilebilmesi için kalite kontrol testleri periyodik olarak yapılmalıdır. Teşhislerin doğru olarak konulabilmesi ve görüntü kalitelerinin en iyi düzeyde olması ancak gama kamera kalite kontrol testlerinin düzenli olarak yapılması ile mümkündür.

Kalite kontrol testleri sayesinde gama kamera cihazından elde edilen görüntüler değerlendirilerek herhangi bir görüntü hatasına rastlanması halinde bu bozukluğun kaynağı saptanarak hatanın giderilmesi sağlanır.

Tez çalışmamızda İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Ana Bilim Dalı'nda bulunan gama kamera için NEMA standartları göz önüne alınarak kalite kontrol testleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçların NEMA standartları ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Tezin Bulgular bölümünde gama kamera kalite kontrol testleri yapılarak sonuçları verilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde elde edilen sonuçların NEMA standartları ile uyumlu olduğu görülmüştür. Bahsedilen tüm testler Gama Kamera cihazının her iki dedektörü için ayrı ayrı yapılmıştır.

Testlere başlanmadan önce ilk hazırlık aşaması olan görsel kontrol test sonuçları için cihazın bağlı olduğu elektrik kabloları kontrol edilmiş ve cihazın mekanik aksamında bir sorun olup olmadığına bakılmıştır. Hasta görüntülenmeye alınmadan önce cihazın gantri bölgesi kontrol edilmiş ve kolimatöründe herhangi bir hasar darbe gibi etkenler olup olmadığı tespit edilmiştir. Cihazın görsel kontrolünde herhangi bir sorunla karşılaşılmasıdır.

Enerji spektrumu görsel test sonuçları için ^{99m}Tc radyonüklidin gama enerjisiyle cihazın dedekte ettiği enerji pikinin uyumuna bakılmıştır. Kolimatörsüz yapılan bu test için NEMA protokolünün öngördüğü gama enerjisinin 140 keV olması gerekmektedir. Yapılan deney sonuçlarına göre enerji spektrumu görsel test sonuçları başarılıdır. ^{Tablo}

4.1 incelendiğinde 1. dedektör için gama enerjisi 140.52 keV olarak bulunmuştur. 2. dedektör için ise gama enerjisi 140.54 keV olarak bulunmuştur. Her iki değer de NEMA standartlarına uygun olduğundan testi geçmiştir.

Tez çalışması için aldığımız background aktivite sonuçları her iki dedektör için de saniye başına 250- 300 sayım aralığında olduğu Şekil 4.1 de belirtilmiştir. Bu sayım aralığı kalite kontrol testlerinin yapılabilmesi için uygun olduğundan testi geçmiştir.

Uzaysal rezolüsyon ve lineerite testinde sintilasyon kamerasının eşit aktivitede birbirine en yakın iki kaynağı ayırt edebilme yeteneğine bakılmıştır. Kolimatörsüz yapılan bu testte bar fantom kullanılmıştır. Testin görsel ve sayısal sonuçları NEMA standartları ile uyumlu bulunmuştur.

Testin görsel sonuçları her iki dedektör için incelenmiştir. Şekil 4.2 ve Şekil 4.3 incelendiğinde fantomdaki en küçük barın tespit edildiği görülmektedir. Testin lineerite sonuçları için Tablo 4.2 ve Tablo 4.3 incelendiğinde test sonucunun başarılı olduğu görülür.

Testin uzaysal rezolüsyon sonuçları için Tablo 4.4 ve Tablo 4.5 incelendiğinde ölçülen değerlerin testin geçerli olması için verilen standart değerler ile uyumlu olduğu görülür.

Dönme merkezi testinin amacı, detektörün mekanik dönme merkezi ile bilgisayarın görüntü merkezinin çakıştırılmasıdır. Dönme merkezi testi her iki dedektör için de ayrı ayrı yapılmıştır. Kameranın kaynak etrafında dönüşü sırasında x ve y eksenlerinde ölçülen değerlerinin uygun sınırlar içinde olduğu Tablo 4.6 da belirlenmiştir.

İntrensek homojenite test sonuçları görsel değerlendirme ve sayısal değerlendirme olarak iki aşamada yapılmıştır. Görsel değerlendirme yapılırken radyoaktif dağılımın homojen dağılımına bakılır. Tablo 4.7 ve Tablo 4.8 incelendiğinde her iki dedektör için de yapılan test sonuçları olması gereken aralıkta bulunmuştur.

Ekstresek homojenite test sonuçları görsel olarak değerlendirilmiştir. Dedektörle birlikte kolimatör de test edilmiştir. Şekil 4.5 incelendiğinde elde edilen görüntülerde ekstresek homojenite test sonuçlarının başarılı olduğu görülmüştür.

Spect rezolüsyon ve homojenite testi tomografik control testidir. Kullanılan Jaszczak fantomu ile gama kamera cihazının soğuk lezyonları ayırt edebilme yeteneği test edilir. Test sonucu görsel olarak değerlendirildiğinde 6 adet kürenin görünür olduğu Şekil 4.6'da saptanmıştır.

Dedektör kafası eğim açısı sonuçları görsel olarak kontrol edilir. Nokta kaynağın görüntüleri açı değişmesine rağmen aynı çizgidedir. Bu bize cihazın kafa açısında bir eğim olmadığını gösterir. Şekil 4.7 incelendiğinde alınan kaynak görüntülerinin aynı doğru üzerinde olduğundan test sonucu başarılıdır.



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]. Budinger, T.F., Jones, T., 2014, History of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, Reference Module in Biomedical Sciences, 1, 1-37.
- [3]. 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 .
- [4]. Papp, J., 2015, Quality Management in The Imaging Sciences, Elsevier, ABD
- [5]. 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.
- [6]. Kılıç Ş., Akdemir İ.Ö., 2010. Gama kameraların kalite kontrol testleri, *Turkish Journal of Clinical Laboratory*, 1(1): 32-36.
- [7]. Hines, H., Kayayan, R., Colsher, J., Hashimoto, D., Schubert, 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.
- [8]. IAEA Human Health Series ,2009, Quality Assurance for SPECT Systems, Vienna , ISSN: 2075-3772; no.6.
- [9]. National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2001, Performance Measurements of Scintillation Cameras; NEMA Standards Publication NU 1, Washington, D.C.-USA: Global Engineering Documents.
- [10]. Sayed, M.G., 1997, Quality Control in Nuclear Medicine II. Planar and Single Photon Emission Computed Tomography, *TJNM*, 6(3), 185-189.
- [11]. Demir, M., 2014, *Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları*, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul.

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Sinem Aydemir
Uyruğu	T.C.
Doğum tarihi, Yeri	İstanbul, 30.08.1983
Telefon	0533 294 18 30
E-mail	sinemgulcan2@gmail.com
Web adres	

Eğitim

Derece	Kurum/Anabilim Dalı/Programı	Yılı
Doktora		
Yüksek Lisans	İ.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü/ Fizik Anabilim Dalı/ Nükleer Fizik Programı	2019
Lisans	Trakya Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü	2008
Lise	Rüştü Olcay Anadolu Lisesi	2001

Makaleler / Bildiriler

--