

Kalite Kntrol, Enstrümantasyon ve Radyasyon Güvenliği Komitesi Yönergesi

Hazırlayanlar

Meral Değer
Marmara Ün. Tıp Fak. Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Mustafa Demir
İstanbul Ün. Cerrahpaşa Tıp Fak. Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Mehmet İnce
GATA Haydarpaşa Eğitim Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Suna Kıraç
Pamukkale Ün. Tıp Fak. Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Kamil Köseoğlu
Ege Ün. Tıp Fak. Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Ercan Turan
Pamukkale Ün. Tıp Fak. Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Banu Uysal
Dokuz Eylül Ün. Tıp Fak. Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Yönergenin hazırlanması sırasında bilgi ve tecrübelerini bizlerle paylaşan Dr Taner Erselcan, Dr Yakup Yüreklili ve Dr Ahmet Başkan'a teşekkür ederiz.

Kalite Kontrol, Enstrümantasyon ve Radyasyon Güvenliği Komitesinin amacı Türkiye'de Nükleer Tıp birimlerinin yapılanması ve radyasyon güvenliği konularında standardizasyonun sağlanmasına yardımcı olmaktır.

Yönerge başlıca üç kısımdan oluşmaktadır. Önce ideal bir nükleer tıp biriminde laboratuvar donanımı verilecek daha sonra aletlerin kalite kontrol testleri anlatılacaktır. En son bölümde radyasyon ile ilgili kavramlar hatırlatılacak ve tanısal testler ve radyoaktif kaynaklarla tedavi sırasında radyasyondan korunma kurallarına değinilecektir.

Bu yönerge, kişileri bağlayıcı olmayıp nükleer tıp alanında çalışan kişilere danışabilecekleri kaynak oluşturmak amacı ile hazırlanmıştır.

BÖLÜM I

A. ENSTRÜMANTASYON

1. Çekim odası
2. Sıcak oda
3. Hasta enjeksiyon odası

1. Çekim odası

1.1 Eğitim hastaneleri için

1.1.1 Bulunması gerekli olan aletler

- Gama kamera (NEMA standartlarına uygun SPECT sistemi)
- Kolimatörler (LEAP, Pinhole, LEHR ve HEPH kolimatör)
- Flood ve bar fantom, SPECT performans fantom,
- Kurşun paravan (en az 2 mm) veya hasta ile çalışan arasında kurşun bölmeli 2 mm kurşuna eşdeğer kalınlıkta camlı oda
- Kurşun önlük
- Akciğer ventilasyon sistemi
- Tiroid iyot uptake cihazı
- Film banyo makinesi veya yazıcı
- Klima ve havalandırma sistemi
- Acil müdahale seti
- Efor sistemi (Treadmill bandı veya ergometri)
- Defibrilatör
- Trigger aleti
- İnfüzyon pompası (farmakolojik stres testi yapılıyorsa)

1.1.2 Tercihe bağlı aletler

- Orta enerji paralel delikli kolimatör*
- Gama probe
- Kuyu tipi beta sayacı
- PET sistemi

* In-111 ve Ga-67 çalışmaları yapılacaksa zorunlu

1.2 Eğitim vermeyen Devlet ve SSK hastaneleri

- Gama kamera (NEMA standartlarına uygun olmalıdır ve SPECT yapılabilmesi)
- Kolimatörler (LEHR ve Pinhole kolimatör)
- Flood fantom ve bar fantom, SPECT

performans fantom
Kurşun paravan (en az 2mm)
Kurşun önlük
Film banyo makinesi veya yazıcı
Klima ve havalandırma sistemi
Efor sistemi (Treadmill bandı veya ergometri)*
Defibrilatör
Acil müdahale seti

* Miyokard perfüzyon sintigrafisi çalışması yapılacaksa

1.3 Özel laboratuvarlar

Gama kamera (NEMA standartlarına uygun
Planar sistem olabilir, SPECT sistemi önerilir)
Kolimatörler (LEHR ve Pinhole kolimatör*)
Flood ve bar fantom, SPECT performans fantomu
Kurşun paravan (en az 2mm)
Kurşun önlük
Film banyo makinesi veya yazıcı
Klima ve havalandırma sistemi
Efor sistemi (Treadmill bandı veya ergometri)**
Defibrilatör
Acil müdahale seti

* Tiroid sintigrafisi çekiliyorsa, In-111 ve Ga-67 çalışmaları yapılacaksa HEPH ve MEPH kolimatör,

** Miyokard perfüzyon sintigrafisi çalışması yapılacaksa

2. Sıcak oda

2.1 Bulunması Zorunlu Aletler

Çalışma kabini: Paslanmaz çelik çalışma yüzeyi,
Aspiratör ve karbon fitreli çeker ocak,
Aydınlatma,
Kırlangıç tipi geçmeli standart duvar tipi kurşun (5 cm kalınlıkta) tuğladan oluşacak.
Çalışma kabini alt modülü: paslanmaz çelik olacak
L tip, kurşun camlı göğüs zırhı
Kurşun zırhlı çöp kutusu (en az 2mm)
Şırınga için kurşun koruyucu zırh (farklı volümlerde)
Kurşun korumalı enjektör kabı (3 mm)
Doz kalibratörü: İyon odası prensibi ile çalışmalı;
Molibden-99, Teknesyum-99m, İyot- 131, Galyum-67,
İndium-111, Talyum-201, Stronsiyum-89 ve Kobalt-57, Kobalt-58 ölçümü yapabilmeli;
Curie ve Becquerel cinsinden ölçüm yapabilmeli;
Aktiviteyi etiket olarak yazdırabilmeli;

Programı background düzeltmesi, sıfırlama ve belli sınırlar arasında ayarlama yapabilmelidir.

Kalibratör referans kaynak seti: 5 miliCi Co-57; 200 mikroCi Cs-137;
250 mikroCi Ba-133* (*tercihe bağlı)
Survey Meter : İyon odası Geiger Müller bölgesinde çalışan, pilli, elle taşınabilir olmalıdır. 0-1 R/saat arasında ölçüm yapabilmelidir. 1.0 mikroCi Cs-137 kontrol kaynağı ve kontrol kaynak tutucusu ile birlikte* (Tercihe bağlı)
Cep dozimetresi: Digital olmalı, toplam radyasyon ışınlamasını 1 R kadar gösterebilmelidir.
Radyoaktif kontaminasyon temizlik sıvısı
Kurşun folyo 0,76 mm' lik (tercihe bağlı)
Santrfüj (lökosit, eritrosit vb hücre işaretleme çalışması yapılan eğitim hastaneleri için)
Laminar flow sitometri (lökosit, eritrosit vb hücre işaretleme çalışması yapılan eğitim hastaneleri için)

2.2. Tercihe Bağlı

Enjeksiyon standı (Radyonüklid enjeksiyonu için yüksekliği ayarlanabilen saydam plastikten yapılmış, kol desteği birimi 180 derece dönebilecek şekilde, taşınabilir),
Kurşun camlı gözlük,
Radyasyona dirençli eldiven (7,5 ve 8,5 numara)
Kurşun folyo 0,76 mm' lik (yeni kurulacak ünite için gerekli)
Alan monitörü

3. Hasta enjeksiyon odası

Oksijen tüpü
Radyoaktif madde atık kabı
Hasta muayene yatağı
Çelik taşıyıcı(radyoaktif tedavi ve PET çalışmalarında gerekli)

B. KALİTE KONTROL ÇALIŞMALARI

AMAÇ: Sintigrafik görüntülemelerde temel amaç, hastalıkların tanısına yönelik olarak doğru klinik bilgilerin elde edilmesidir. Ancak, görüntüleme sisteminin performansındaki değişimler ve/veya dışarıdan kaynaklanan etkilerle görüntü istenilen kalitede elde edilemez. Böylece, klinik çalışmaların yorumlanmasını herhangi bir nedenle olumsuz etkileyecek durumların hasta görüntülenmesinden önce ortaya çıkartılması ve gerekli düzenlemelerin yapılması kalite kontrol çalışmalarlarıyla gerçekleştirilmektedir. Kalite kontrol çalışmaları kesintisiz ve belirli periyotlarla yapılmalıdır.

Sonuçların güvenilir olması, standart ölçüm tekniklerinin kullanılmasını gerektirir. Bu amaca yönelik olarak, en yaygın test NEMA (National Electrical Manufacturers Association) yöntemidir.

GAMA KAMERA KALİTE KONTROL TESTLERİ

Gama kamera sistemlerinin görüntü kalitesinin bozulmasına neden olan bir çok etken vardır. Temel olarak gama kamera sisteminin performansı sistemin yapısından ve dışarıdan kaynaklanan etkilerle (kolimatör hasarı, foton çoğaltıcı tüplerin zamana bağlı değişimleri, enerji pikinin kayması, elektronik gürültü, kristal ve ışık geçirgen tabakadaki kusurlar, bulaş (kolimatör ve yüzeyler) ve manyetik alan) azalır.

I. KALİTE KONTROL TESTLERİ

Gama kameraların kalite kontrol testleri fabrikadan çıkış sırasında yapılır. Ancak, taşınma sırasında oluşabilecek hasarlar (kristal zedelenmesi, elektronik devrelerde sorun vb) ve yerleştiği birimin ortam koşullarından etkilenme olasılığı nedeni ile alet kurulduktan sonra teknik servis tarafından kabul testlerinin yapılması zorunludur. NEMA standartları geçerlidir. Gama kamera kabul testleri yapıldı görüntüleme işlemine başladıktan sonra çalışmanın güvenilirliği açısından belli aralıklarla kalite kontrol testlerinin yinelenmesi gerekir (Tablo I). Bu bölümde kabul testleri ve periyodik kalite kontrol testleri hakkında açıklayıcı bilgiler verilecektir.

A. KABUL TESTLERİ

Kabul testleri gama kamera sistemi kurulduktan hemen sonra nükleer tıp birim sorumlusu tarafından ilgili firma teknik elemanına yaptırılmalı ve kontrol listesi gözden geçirildikten sonra gama kamera teslim alınmalıdır. Kabul testlerinin sonuçları NEMA standartlarına göre değerlendirilir. Kabul testlerinin bazıları periyodik testlerdir.

I. Primer testler

- i. İntrinsik uzaysal (spatial) rezolüsyon testi
- ii. İntrinsik düzlemsel kaynak homojenite (flood field uniformite) testi
- iii. Sistem uzaysal rezolüsyonu testi (saçılmasız)
- iv. Sistem alignment testi
- v. Tomografik (SPECT reconstructed) uzaysal rezolüsyon testi (saçılmasız)
- vi. Whole body (tüm vücut) sistem uzaysal rezolüsyon testi (saçılmasız)

II. Sekonder testler

- i. İntrinsik uzaysal lineerite testi
- ii. Multiple window spatial registration testi (Birden fazla enerjide uzaysal kayıt testi)
- iii. İntrinsik sayım hızı performans testi (havada)

- iv. Sistem sayım hızı performans testi (saçılmalı ortamda)
- v. İntrinsik uzaysal rezolüsyon testi (75 000 sayım / saniye)
- vi. İntrinsik flood field uniformite testi (75 000 sayım / saniye)
- vii. Sistem uzaysal rezolüsyon testi (saçılmalı ortamda)
- viii. Sistem planar sensitivite ve penetrasyon testi
- ix. Detektör zırhlama (shielding) kontrolü
- x. Detektörler arası sensitivite değişimi (çok başlı sistemlerde)
- xi. Reconstructed SPECT uzaysal rezolüsyon testi (saçılmalı ortamda)
- xii. Sistem volüm sensitivitesi (SPECT sistemi)
- xiii. SPECT uniformitesi
- xiv. Sistem uniformitesi

B. PERİYODİK KALİTE KONTROL TESTLERİ

I- GÜNLÜK TESTLER

Bu testler, kaliteli bir görüntünün elde edilmesi için büyük önem taşıyan, kalite kontrol ve hasta görüntüleme çalışmaları öncesinde dikkat edilmesi gereken basit adımlardan oluşan çalışmalardır.

1. Görsel Kontrol

1.1 Ekipman kontrolü

Hasta ve personel güvenliğini tehlikeye atabilecek herhangi bir elektrik kablosunun hasarı, "gantry" veya tarama masasındaki mekanik problemler kontrol edilmelidir. Böyle problemler gözlemlenirse sistem güvenli hale gelene kadar kullanılmamalıdır.

Ayrıca, kolimatör yüzeyinde mekanik darbelerle oluşan çentik izleri veya çizikler ve olası bulaş ile oluşan lekeler, planar imajda soğuk ve sıcak noktalara ve SPECT imajda ring artefaktlara neden olduğundan, kolimatör günlük olarak ve her değişimde görsel olarak kontrol edilmelidir.

1.2 Background /Bulaş Kontrolü

Yüksek düzeyde background radyasyon varlığı görüntüleme sistemi yakınındaki radyofarmasötik uygulanmış hastalardan, zırhlanmamış radyasyon kaynaklarından ve kolimatör veya kristal yüzeyinin bulaşından oluşmaktadır. Normal background düzeyi < 200 sayım/ saniye olmalıdır.

1.3 Fotopik enerji penceresinin ayarlanması

Gerçek fotonların görüntülenebilmesi için puls yükseklik analizör penceresinin doğru yerleştirilmesi ve pencere genişliğinin uygun seçilmesi gereklidir. Fotopik enerji penceresinin yanlış yerleştirilmesi homojeni-

teyi bozar, sayım etkinliğini azaltabilir veya görüntü içindeki saçılma dağılımını artırabilir. Özellikle eski tip kameralarda güç kaynağındaki küçük voltaj değişimleri, foton çoğaltıcı tüplerdeki sapmalar, sıcaklık değişimi ve diğer faktörlerin etkisiyle fotopik değişime uğrayabilir. Saçılmanın azaltılması amacı ile pik ayarı nokta kaynak kullanılarak intrinsik olarak (kolimatör çıkartılarak) yapılmalıdır. Hasta üzerinden enerji fotopik ayarı yapılmamalıdır.

1.4 İşlenmemiş SPECT Görüntüsünün Sinematik Kontrolü

Tomografik görüntünün işlenmeden önce sinematik kontrolü rotasyon eksenini boyunca hasta hareketini, görüş alanı içindeki zemin aktivite düzeyinin, görüş açısı ile kamera performansındaki değişimleri ve COR hatalarını ortaya çıkaracaktır.

1.5 SPECT datanın sinogram kontrolü

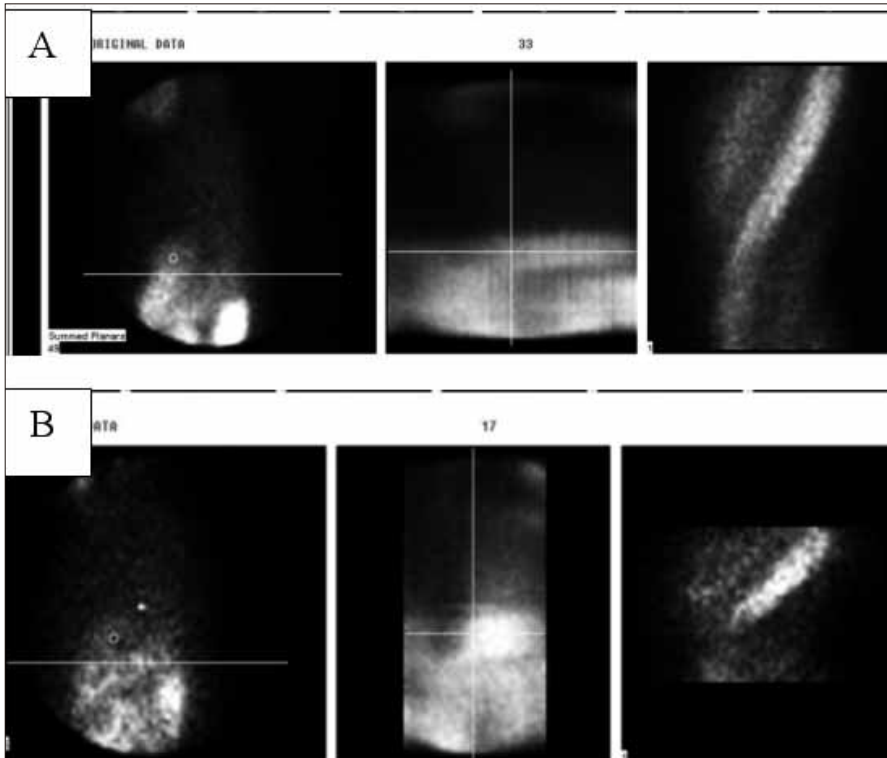
Tomografik ham data görüntülerinin sinematik kontrolünden sonra şüpheli bir durum görüldüğünde sinogram görüntüsü incelenir (Şekil 1).

2. PERİYODİK KALİTE KONTROL TESTLERİ

Homojenite, rezolüsyon (intrinsik ve enerji), kolimasyon ve görüntü kayıt birimleri dahil çok sayıda faktör elde edilen görüntü kalitesini doğrudan etkilemektedir. Ayrıca, belirli tipteki çalışmalar için sayım hızı kapasitesi gibi diğer faktörler önemli rol oynamaktadır.

Tablo 1. Gama kamera kalite kontrol testleri

TESTİN ADI	SIKLIK
A. KABUL (ACCEPTANCE) TESTLERİ	
I. Primer testler	Gama kamera sistemi yeni kurulduğunda
II. Sekonder testler	
B. PERİYODİK KALİTE KONTROL TESTLERİ	
İntrinsik homojenite testi	Günlük
Ekstrinsik homojenite testi	Haftada bir
İntrinsik uzaysal rezolüsyon testi	
Uzaysal lineerite testi	
SPECT testleri: Yüksek sayım flood	
COR testi	
İntrinsik homojenite testi	Ayda bir
Sensivite	Üç ayda bir
Multiple window piksel rezolüsyon testi	
Piksel kalibrasyonu	
Detektör uzaysal rezolüsyon testi	Altı ayda bir
Sistem uzaysal rezolüsyon testi	
Tomografik rezolüsyon testi	
Rotasyonel uniformite	Yılda bir SPECT görüntülerinde artefakt görülünce



Şekil 1. Sinogram ve linogram görüntüsü. **A.** Hareket artefaktı olmayan, **B.** Hareket artefaktlı miyokard perfüzyon SPECT çalışması sonrası

2.1 Homojenite Testi

Amaç: Uzaysal olarak uniform bir akıda gelen gama radyasyonuna karşı gama kamera yanıtının araştırılmasıdır. Kamera görüntüleme alanında sayımların homojen dağılım göstermesi beklenir. Radyoaktivitenin non-uniform dağılımında bölgesel olarak artmış ve azalmış aktivite yoğunluğu gösteren görüntü elde edilecektir. Bu non-homojeniteler, kamera performansında başlıca uzaysal lineerite ve enerji yanıtındaki değişimlerin neden olduğu bölgesel değişimleri yansıtmaktadır.

Gama kamera sisteminin performansını değiştiren en önemli parametre detektör homojenitesinin bozulmasıdır. Homojenitenin bozulması giderilebilir bazı nedenlere bağlı olduğu gibi detektör veya sistem elektronığının yapısından da kaynaklanabilir. Foton çoğaltıcı tüp kazanlarının uygun ayarlanmaması (yanlış tuning), bir veya birkaç foton çoğaltıcı tüpün çalışmaması, kristal-

deki kusur ve kırılmalar, ışık geçirgen tabakadaki kusurlar veya bağlantılardaki kesintiler, silikon yağının homojen olmayan dağılımı, yüksek sayım hızlarında çalışma ve puls yükseklik analizörün penceresinin hatalı ayarlanması homojeniteyi bozan önemli nedenlerdir.

Homojenite ölçümleri kolimatörlü veya kolimatörsüz olarak yapılır. Kolimatörden kaynaklanan sorunların saptanması için (ekstrinsik) sistem ve detektöre bağlı gelişen sorunların saptanması için ise (intrinsik) detektör homojenite testi uygulanır.

2.1.a Detektör Homojenite Testi (İntrinsik)

Bu test kolimatörsüz olarak gerçekleştirilir. Kolimatörü çıkarılmış olan detektör materyali-NaI(Tl) mekanik darbelere ve ani ortam ısı değişimlerine (3-5°C / saat) açıktır. Kristalde oluşabilecek hasarın giderilmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle detektör (intrinsik) homojenite testi yapılırken, detektör yüzeyini tavana bakacak şekilde çevirip nokta kaynağı da tavana asmak detektör güvenliği yönünden riskli bir pozisyonlama şeklidir. Bu risk, kristal yüzeyini bir pleksiglas plaka ile kapatmakla giderilebilir.

Testin yapılışı

1. Kolimatör çıkartılarak, detektör tavana bakacak şekilde üzerine merkezi ve faydalı görüş alanının elde edilmesini sağlayacak pozisyon verilmelidir.

2. Ortamdaki background radyasyon düzeyinin düşük olmasına dikkat edilmelidir (< 200 sayım/ saniye).

3. Hacmi 0.5 ml'den az olmak kaydıyla nokta kaynak (200-300 mikroCi Tc-99m detektör merkezine gelecek şekilde, detektörün faydalı görüş alanının 5 katı uzaklığa sayım hızı 20 000 sayım/saniye geçmeyecek şekilde yerleştirilmelidir.

4. Puls yükseklik analizöründe 140 keV % 20 simetrik pencerede, 128 x 128 veya 256 x 256 matriste, küçük görüş alanlı kameralar için 3 milyon, büyük görüş alanlılar için ise 5 milyon sayım toplanmalıdır.

5. Bütün düzeltme dosyaları (enerji, lineerite, homojenite) devrede olmalıdır.

6. Değerlendirmeler, daha önceki çalışmalardan elde edilmiş ve geçerliliği kanıtlanmış sonuçlarla görsel karşılaştırmayı kapsamaktadır. Elde edilen görüntü, referans görüntü ile karşılaştırılmalı ve bundan önceki son görüntü ile karşılaştırılarak herhangi bir değişiklik olup olmadığı araştırılmalıdır.

Bu test standart Co-57 nokta kaynağı ile de yapılabilir.

II- HAFTALIK KALİTE KONTROL TESTLERİ

1) Ekstrinsik Homojenite Testi

Ekstrinsik homojenite testi intrinsik homojenite testine çok benzer, en önemli farklılık detektörle birlikte kolimatörün de test edilmesidir. Kullanılan aktivite

nokta kaynak yerine düzlem kaynaktır. Bu test, görüntüleme için kullanılacak olan her kolimatör için ayrı ayrı yapılmalıdır.

Eğer ekstrinsik homojenite görüntüsü bozuk ve detektörün homojenite görüntüsü normal ise kolimatörde sorun olduğu düşünülmelidir.

Testin yapılışı

1. Kolimatör yerleştirilir.

2. Sayım hızı 20 000 sayım/saniye'yi geçmeyecek şekilde 10-20 miliCi Tc-99m ile düzlem kaynak hazırlanır. Aktivitenin iyi karışmış olmasına ve kaynak içinde hiçbir hava kabarcığının kalmamasına dikkat edilmelidir. Su içindeki tortulardan kaynaklanan homojenite bozukluğunu önlemek için düzlem kaynak belli aralıklarla döndürülmelidir.

3. Puls yükseklik analizöründe 140 keV enerjide % 20 simetrik pencere ayarlanır.

4. Bütün düzeltme dosyaları (enerji, lineerite, homojenite) devrede olmalıdır.

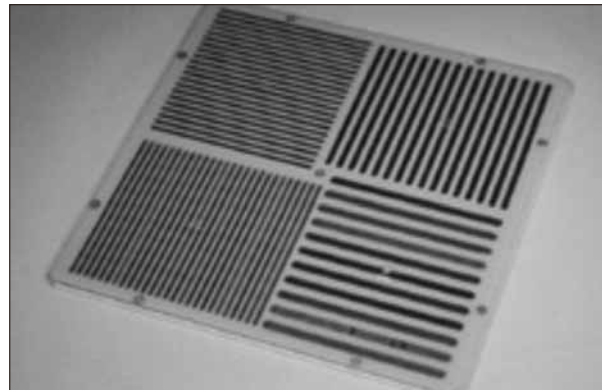
5. SPECT yapılacak kolimatör için 256 x 256 veya 512 x 512 matriste 5 milyon sayım toplanmalı ve her görüntüleme için geçen süre kayıt edilmelidir.

6. Homojenite kontrol edilmeli, eğer görüntüde değişimler gözlenirse düzlem kaynak 90 derece döndürülerek veri toplama yinelenmelidir. Kolimatöre ilişkin non-homojeniteler not edilmelidir

2) Uzaysal Rezolüsyon (çözünürlük-ayırma gücü) Testi

Uzaysal rezolüsyon sintilasyon kamerasının eşit aktivitede olduğu kabul edilen birbirine en yakın iki kaynağı ayırt edebilme yeteneğidir ve sonlu bir büyüklüğe sahiptir. Gama kamera sisteminin uzaysal rezolüsyonu homojeniteye göre daha az sıklıkla değişir. Rezolüsyondaki bozulma genellikle homojenitedeki bölgesel bozulma ile ilişkilidir. Bu da rutin homojenite analizlerinde değerlendirilebilir.

Detektörün uzaysal rezolüsyonunun görsel değerlendirilmesi, bu amaca uygun olarak düzenlenmiş dört bölmeli çizgi fantom (Four Quadrant Bar Phantom) (Şekil 2) , PLES (parallel-line equal-spacing), BRH ve or-



Şekil 2. Dört bölmeli çizgi fantom

togonal delikli geçirgen fantomlardan bir tanesi seçilerek yapılabilir. Rezolüsyon test örnekleri yeterli miktarda sayım içermelidir.

3) Uzaysal Rezolüsyon ve Lineerite Testi (Kalitatif Test)

1. Kolimatör çıkarılır.
2. Sayım hızı 20 000 sayım/saniye'yi geçmeyecek şekilde Tc-99m nokta kaynak hazırlanır. Detektörün faydalı görüş alanının 5 katı uzaklığa yerleştirilir.
3. Kristal üzerine dört bölmeli çizgi fantom (Four Quadrant Bar Fantom) yerleştirilir.
4. Puls yükseklik analizöründe 140 keV % 20 simetrik pencere ayarlanır.
5. 512 x 512 matriste 5 milyon sayım toplanır.
6. Test dikdörtgen (rectangular) detektörde çizgi fantom 180 derece döndürülerek yinelenir. Dairesel (Circular) detektörde 90-180-270 derecelerde döndürerek yinelenmelidir.
7. Kristalin her bölümünde rezolüsyonun aynı olup olmadığı kontrol edilir.

Gözle ayırt edilebilir en küçük çizgi aralığı detektörün uzaysal rezolüsyonu ve çizgilerin doğrusalılığı sistemin lineeritesi hakkında bilgi verir.

4) Yüksek Sayım Flood Fantom (düzlem homojenite testi)

SPECT görüntüleme sistemlerine ait kalite kontrol testidir. Tomografik görüntüleme önemli artefakt kaynaklarından birisi flood görüntüdeki homojenite bozukluğudur. Ring artefakt oluşturan homojenite bozukluğunun türü ve büyüklüğünü anlamak için ring artefaktların oluşum mekanizmasını bilmek gerekir.

Rekonstrüksiyon işlemleri gama kamera homojenitesinin mükemmel olmasını gerektirir. Geriye projeksiyon işlemi sırasında bütün pikseller eşit ağırlıkta ve eşit yoğunlukta "intensitede" işlem görür. Eğer görüntüde bir pikseldeki sayımlar yapay olarak azalmışsa (örneğin kolimatörün bir bölümünün hasar görmesi) bu lokalizasyondaki bilgi azalmış seviyede geriye yansıtılır. Sonuç olarak, dönme merkezindeki bir pikselin uzunluğuna eşit çapta bir ring artefakt oluşacaktır. Pratikte hiçbir sistem mükemmel bir homojeniteye sahip olamaz, bir pikselden diğerine daima homojenite farklılıkları oluşacaktır. Ancak, değişimin büyüklüğü transaksyonel görüntüdeki gürültü seviyesini aştığında önem taşımaktadır. Çünkü ring artefaktlar homojenite içindeki bir pikselden diğerine olan hızlı bir değişimin sonucudur. Piksel başına homojenite değişiminin ölçüsü olan diferansiyel homojenite parametresinin elde edilmesi ring artefaktların saptanmasında faydalı olacaktır.

SPECT görüntülerinde kullanılmak üzere elde edilen flood düzeltme veri toplama anında veya sonrasında görüntülere uygulanır. Doğru ölçüm ve doğru bir non-homojenite düzeltmesinin yapılabilmesi için, sa-

yım istatistiğinden kaynaklanan piksel başına düşen varyasyonun düşük olması gerekir. Bu varyasyonu azaltmak için fazla sayım toplamak gerekir. Bu durum, 64 x 64 matriste 30 milyon sayım ve 128 x 128 matriste 120 milyon sayıma denk gelmektedir. Varyasyon katsayısı veya sayım miktarı verilerin "smooth"lanmasıyla biraz azalacaktır. Aynı yüksek sayım, homojenitenin değerlendirilmesinde de kullanılır. Flood düzeltme değerlerinde diferansiyel homojenite değeri % 1'den büyük ise sapma nedeni araştırılmalıdır.

Kolimatörlü veya kolimatörsüz yapılıdır. Test öncelikle firmanın önerdiği şekilde uygulanmalıdır. Kolimatörsüz yapılan çalışmalarda kolimatör farkı görüntüye eklenmelidir.

Testin yapılışı

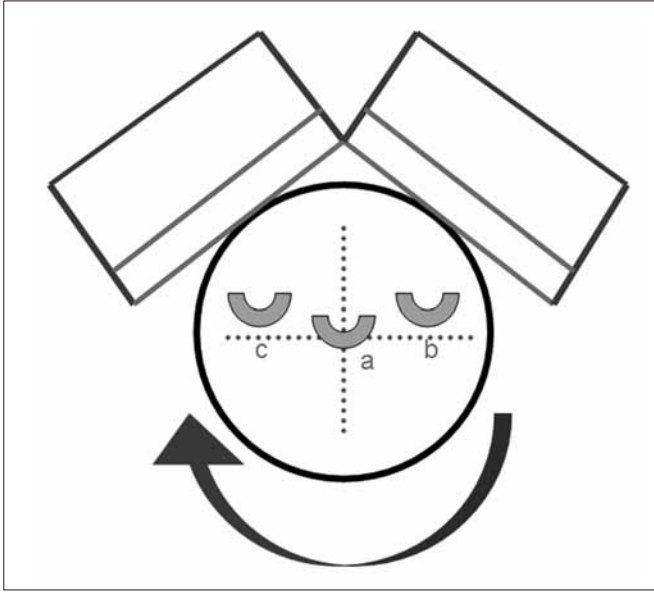
1. 10-20 milicil Tc-99m düzlemsel kaynağa doldurulur. Kaynağın homojen dağıldığından emin olunmalıdır.
2. SPECT görüntüleme için kullanılacak kolimatör detektöre takılır.
3. 140 keV için % 20 enerji penceresi seçilir.
4. Sayım hızı 20 000 sayım/saniyeyi geçmemelidir.
5. 128 x 128 matriste küçük görüş alanlı kameralar için 30 milyon ve geniş alanlı kameralar için 90-120 milyon sayım toplanır.

5) Dönme Merkezi Testi (COR)

SPECT yapabilen gama kameralarda COR kalibrasyonunun amacı, görüntü üzerinde detektörün mekanik dönme merkezi ile bilgisayarın dijital merkezini çakıştırmaktır. Detektörün rotasyonu yükseltici kazançları ve offset değerindeki değişimler, analog-sayısal dönüştürücüdeki sorunlar ve kolimatör/detektör düzlemi ile rotasyon eksenindeki paralellik kaybı COR'u etkilemektedir. Kamerada detektör yüzeyine düşen fotonlar ile elde edilen görüntüler birbiri ile uyum içinde olmalıdır. Eğer detekte edilen veriler ile görüntüdeki veriler arasında bir yerleşim kayması varsa, bu kayma görüntülerde bulanıklık olarak ortaya çıkar. Bulanıklık etkisi arttıkça görüntülerde kontrast ve rezolüsyon kaybı olur. Bu da görüntü kalitesini düşürür.

COR testinin yapılma sıklığı her sistemin stabilitesine ve SPECT görüntüleme sisteminin kullanımına bağlı olarak saptanmalıdır. SPECT için kullanılan bütün kolimatörler üzerinde test rutin olarak yinelenmelidir. Değişken açılı detektörlere sahip kameralarda üretici firma tarafından aksi bir durum belirtilmedikçe 90° ve 180° pozisyonlarda kontrol edilmelidir. Ayrıca, rutin SPECT çalışmalarında sine ve sinogram görüntülerinde şüpheli bir durum saptanırsa COR testi hemen yapılmalıdır.

X ve Y eksenini için ölçülen COR değeri 2 mm'den küçük olmalıdır. Genel olarak, COR modern gama kamera sistemlerinin çok stabil bir parametresidir.



Şekil 3 . (a) Nokta kaynak merkezde, (b) Nokta kaynak solda, (c) Nokta kaynak sağda.

Testin yapılışı

1. Üretici firmanın önerdiği şekilde nokta veya çizgi Tc-99m kaynağı hazırlanır.
2. Kaynak dönme merkezinin X ekseninden en az 5 cm yana yerleştirilir (Şekil 3).
3. Rotasyon yarıçapı 20 cm'ye ayarlanır.
4. % 20 simetrik enerji penceresi seçilerek, 360° rotasyonda 32 projeksiyon ve projeksiyon başına 10 000 sayım toplanmalıdır.

Bilgisayardaki hazır yazılım programı kullanılarak COR değeri hesaplanır. Her sistem COR verilerini analiz etmek için özel bir yazılıma sahip olmakla beraber, genellikle detektör açısına karşı nokta kaynak merkezinin Y-ekseni grafiğini de göstermektedir. Bu düz çizgi şeklinde olmalıdır. Diğer yandan detektör açısına bağlı X-ekseni merkezinin benzer resmi bir sinüs eğrisi vermelidir. Bütün açılarda bu eğri ve doğru üzerindeki sapmalar saptanmalıdır. Üretici firmanın önermiş olduğu COR referans değerleri ile bulunan değerler arasındaki sapma değeri kontrol edilir.

III- AYLIK KALİTE KONTROL TESTLERİ

1) NEMA intrinsik homojenite testi

Bu test primer kabul testlerinden olup ayda bir yinelenmelidir. Günlük intrinsik homojenite testinden farklı olarak elde edilen görüntülerden detektörün integral ve diferansiyel homojenite değerleri hesaplanır.

Testin Yapılışı

1. Kolimatör çıkartılarak detektör tavana bakacak şekilde yerleştirilir.
2. Oda içindeki background radyasyonun düşük olmasına dikkat edilmelidir (< 200 sayım/saniye).

3. Hacmi 0.5 cc'den küçük nokta kaynak (200-300 mikroCi Tc-99m) tavana bakacak şekilde yerleştirilen detektörün merkezine gelecek şekilde, detektörün faydalı görüş alanının 5 katı uzaklığa sayım hızı 20 000 sayım/saniye geçmeyecek şekilde yerleştirilmelidir.

4. Puls yükseklik analizöründe 140 keV enerjide % 20 simetrik pencerede, 64 x 64 matris büyüklüğünde 30-40 milyon sayım toplanmalıdır.

5. Bütün düzeltme dosyaları (enerji, lineerite, homojenite) devrede olmalıdır.

6. Bilgisayar yardımı ile integral ve diferansiyel homojenite değerleri UFOV (faydalı görüş alanı) ve CFOV (merkezi görüş alanı) için hesaplanmalıdır.

Integral ve diferansiyel homojenite değerleri aşağıdaki eşitliklerle hesaplanır.

$$\text{Integral Homojenite} = \pm 100 \frac{\text{Max-Min}}{\text{Max+Min}}$$

Burada, Max ve Min sırasıyla piksel başına düşen maksimum ve minimum sayıdır.

$$\text{Diferansiyel Homojenite} = \pm 100 \frac{\text{Hi-Low}}{\text{Hi+Low}}$$

Burada, Hi ve Low sırasıyla ardışık 5 piksel içindeki maksimum ve minimum sayıdır.

Bu test standart Co-57 nokta kaynağı ile de yapılabilir.

IV- ÜÇ AYDA BİR YAPILACAK TESTLER

1) Sensitivite Testi

1. Sistem sensitivitesi, 140 keV % 20 enerji penceresi kullanılarak sayım/ dakika/ mikroCi biriminde her kolimatör için hesaplanır.

2. Atenuasyondan kaçınmak için aktivite, 3 mm kalınlığında ve 100 mm çapındaki petri kabına boşaltılmalıdır. Radyoaktif kaynak, kaba boşaltılmadan önce ve boşaltıldıktan sonra günlük olarak kalite kontrolleri yapılmış bir doz kalibratöründe aktivitesi ölçülmelidir.

3. Aktivitenin verdiği sayım hızı 10 000 sayım/saniyeyi geçmemelidir.

4. Petri kabı daha sonra kolimatör yüzeyinden 10 cm uzaklıkta kolimatörün görüş alanı merkezine yakın yerleştirilerek dakika başına geçen sayımlar kayıt edilmelidir.

5. Periyodik kontrollerde bulunan değerler üretici firmanın verdiği referans değerlerle karşılaştırılır.

2) Birden Fazla Enerjide Uzaysal Kayıt (Multiple Window Spatial Registration)

Konvensiyonel gama kameralarda puls aritmetik devrelerinde oluşan pozisyonlama sinyallerinin büyüklüğü gama ışını enerjisi ile artmaktadır. Bu sinyaller, bir olayın pozisyonunu elde etmek için bazı referans

enerjilere normalize edilir. Sonuçta görüntünün büyüklüğü gama ışını enerjisine bağlı olmaktadır. Bu düzeltme işleminin doğruluğunun araştırılması birden fazla enerjide uzaysal kayıt testiyle yapılmaktadır. Normal değerler 1-3 mm arasındadır. Büyük değerler, farklı enerjilerde elde edilen imajların rezolüsyonunda azalmaya neden olmaktadır. Modern kameralarda enerji ve lineerite düzeltme haritaları kullanıldığı için birden fazla enerjideki uzaysal kayıt oldukça iyidir. Ancak, düzeltme haritalarındaki hatalar veya verilen bir enerji için düzeltme haritasının uygun olmaması klinik uygulamalarda çözümü zor problemlere neden olabilir. Ga-67 ve In-111 ile rutin çalışmalar yaygın olarak yapılıyorsa, bu test 3 aylık dönemlerde yapılmalıdır.

Bu testin ölçümü NEMA yöntemiyle tanımlanan, 3 mm çapında ve minimum 6 mm uzunluğunda olacak şekilde kolime edilmiş Ga-67 nokta kaynağının detektörde görüntülenmesiyle gerçekleştirilir.

Testin yapılışı

1. Kolime edilmiş 100 mikroCi aktiviteye sahip Ga-67 nokta kaynağı hazırlanır.
2. Kolimatör sistemden çıkartılır.
3. Kristal yüzeyinde dört nokta (X ve Y eksenini) işaretlenir.
4. Ga-67'nin 93, 184 ve 296 keV enerji pencereleri için % 20 pencerede her noktada üç ayrı veri toplanır.
5. 1024 x 1024 matris kullanılır ve nokta dağılım fonksiyonunun (point spread function-PSF) pik noktasında sayım 10 000 olmalıdır.
6. Nokta dağılım fonksiyonunun mm olarak pik merkezlerinden sapma hesaplanır.
7. Üretici firma referans değerleriyle karşılaştırılır.

3) Piksel Boyutu Ölçümü

SPECT görüntüleme sistemlerine ait kalite kontrol testidir. Bilgisayarda görüntü matrisi, gama kamera tarafından tetkik edilen alanın bir haritasıdır. Görüntü matrisinin her bir resim elementi (piksel) kamerasının bir bölümüne karşılık gelmektedir ve bir fiziksel büyüklüğe sahiptir. Piksel büyüklüğü SPECT görüntü kalitesi ve kantifikasyonu etkileyen önemli bir parametredir. Chang'ın birinci basamak yöntemi gibi bir çok analitik atenuasyon düzeltme işlemleri piksel büyüklüğünün belirtilmesine gereksinim duyarlar. Ayrıca, piksel büyüklüğü bilgisi transvers imajların içindeki organların veya lezyonların büyüklüğünü bulmada kullanılır.

Piksel büyüklüğündeki değişimler eski SPECT sistemlerinde daha çok gözlenmektedir. Bu sistemler üzerinde kontrol daha sıklıkla yapılmalıdır. Test ölçüm hatalarına karşı oldukça hassas olduğundan özel dikkat gerektirmektedir.

Testin yapılışı

1. İki nokta veya çizgi Tc-99m kaynağı hazırlanır.

Aktivite düzeyleri arasında % 10 dan fazla fark olmamalıdır.

2. Tc-99m 140 keV fotopiki üzerine % 20 enerji penceresi simetrik olarak merkezlenir ve kamera üzerine düşük enerjili paralel delikli kolimatör yerleştirilir.

3. Nokta kaynaklar birbirinden 20 cm uzaklıkta olacak şekilde X-ekseni boyunca ve kolimatör septasında distorsiyonu engellemek için kolimatör yüzeyinden 5 cm uzaklığa yerleştirilir.

4. Büyük matris boyutlarında planar görüntüleme kullanılarak 100 000 sayım toplanır.

5. Her iki nokta kaynağın merkezinden geçecek şekilde bir sayım profili çizdirilir.

6. İki kaynağın merkezleri "sentroidleri" arasındaki piksellerin boyutu bulunur ve mm/piksel kalibrasyon faktörü, $\text{mm/piksel} = 200 \text{ mm}/(\text{piksel sayısı})$ olarak hesaplanır.

7. X-ekseni için kalibrasyon faktörü kayıt edilir.

8. Aynı işlemler Y-ekseni boyunca yinelenir. X ve Y eksenlerindeki kalibrasyon faktörü % 5 içinde olmalıdır.

9. Nokta kaynaklar kamera görüş alanında olmak kaydıyla, tomografik veri toplamada rutin olarak kullanılan bütün büyütme "zoom" ayarlarında yinelenmelidir.

10. X ve Y eksenlerindeki kalibrasyon faktörü kabul edilen sınırları aşıyorsa teknik servisten yardım istenir.

4) SPECT Rezolüsyon ve Homojenite Testi

Sistem performansının tümünün değerlendirilmesi uygun bir tomografi fantomunun görüntülenmesi ile mümkün olur.

Testin yapılışı

1. Jaszczak SPECT total performans fantomu (rezolüsyon ve homojenite değerlendirilir)(Şekil 4) ya da 20 cm çapında 20 cm uzunluğunda silindirik fantom (galonluk pet şişe) kullanılır. Silindirik fantom ile yalnız homojenite ölçülür.

2. Fantom Tc-99m ile doldurulur. Aktivitenin homojen dağılımı sağlanmalıdır. Hava kabarcığı kalmamalı ya da az miktarda görüşü bozmayacak yerde bulunmalıdır.

3. SPECT görüntüleme için kullanılacak kolimatör takılır.

4. 140 keV % 20 enerji penceresi seçilir.

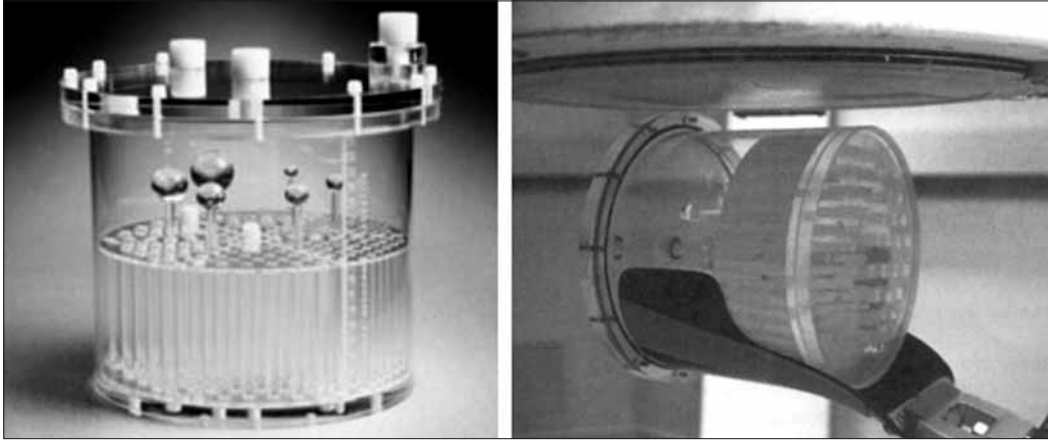
5. Sayım hızı 20 000 sayım/ saniyeyi geçmemelidir.

6. Fantom detektör görüş alanı dışına çıkmamalıdır.

7. 128x128 matriste 128 görüntü veya 64x64 matriste 64 görüntü alınır.

8. Görüntü başına 1 milyon sayım alınmalıdır.

9. SPECT işlemlerde kullanılan filtre kullanılır; kesit kalınlığı seçilir ve uniformite düzeltme faktörü (Uniformite düzeltme faktörü kullanmadan da işleme yapılır ve fark görülür) kullanılır.



Şekil 4. Jaszczak SPECT total performans fantomu ve testin yapılışı

10. Önerilen atenüasyon katsayısı, genellikle $0.12/\text{cm}^{-1}$, kullanılır.

11. Görsel olarak ring artefaktları ve uniformite düzeltilmesinin ne kadar başarılı olduğu, kaç santimetreye kadar lezyonların saptanabildiği, atenüasyon düzeltilmesinin yeterliliği değerlendirilir.

V- ALTI AYDA BİR YAPILACAK TESTLER

1) İntrensik Uzaysal Rezolüsyon Testi

Bu test aynı zamanda kabul testidir.

Testin yapılışı

1. Kolimatör çıkartılır.
2. Sayım hızı 20 000 sayım/saniyeyi geçmeyecek şekilde Tc-99m nokta kaynak hazırlanarak detektörün faydalı görüş alanının 5 katı uzaklığa yerleştirilir.
3. Puls yükseklik analizöründe 140 keV % 20 simetrik pencere ayarlanır
4. Bütün düzeltme dosyaları (enerji, lineerite, homojenite) devrede olmalıdır.
5. Kamera kristali üzerine NEMA rezolüsyon veya lineerite fantomu yerleştirilir.
6. En az 2 zoom (piksel büyüklüğü $< 0.1 \times \text{FWHM}$) ve 1024 x 1024 veya 512 x 512'lik matris büyüklüğü kullanılmalıdır.
7. X eksenini doğrultusunda 10 milyon sayım toplanmalı (çizgi dağılım fonksiyonlarının (LSF) piki kanal başına en az 1000 sayım içermeli) ve aynı işlemler Y eksenini için yinelenmelidir.
8. Nokta kaynak görüntüsüne dik olarak çizilen profilin genişliği en az 30 mm olmalıdır.
9. Çizgi dağılım fonksiyonlarından (LSF) piksel büyüklüğü hesaplanır.
10. Lineer interpolasyon kullanılarak, her iki eksen için UFOV ve CFOV'da FWHM (maksimum değer yarısındaki tam genişlik) ve FWTM (maksimum değerinde birindeki tam genişlik) değerleri hesaplanır ve üretici firma referans değerleriyle karşılaştırılır.

2) Ekstrinsik Rezolüsyon Testi

Gama kamera kabul testlerindedir.

1. Detektöre kolimatör yerleştirilir.
2. Kameranın faydalı görüş alanı uzunluğunda iki kapiller tüp (iç çapı 1 mm) 1-2 milCi Tc-99m ile doldurulur.
3. Tüpler, X eksenini boyunca aralarındaki uzaklık 5 cm olacak şekilde kamera yüzeyinden 10 cm uzaklığa yerleştirilir.
4. 256 x 256 matriste 4 zoom ile veya 512 x 512 matriste 2 zoom ile yaklaşık 2 milyon sayım toplanmalıdır
5. Y eksenini boyunca 1,2 ve 3 adımları yinelenir.
6. Çizgi kaynak görüntüsüne dik olarak çizilen profilin genişliği en az 30 mm olmalıdır.
7. Çizgi dağılım fonksiyonlarından (LSF) piksel büyüklüğü hesaplanır.
8. Lineer interpolasyon kullanılarak, her iki eksen için CFOV'da FWHM ve FWTM değerleri hesaplanır ve üretici firma referans değerleriyle karşılaştırılır.

VI- YILDA BİR YAPILACAK TESTLER

1) Rotasyonel Uniformite

Bir çok SPECT görüntüleme sisteminde uniformite düzeltme haritaları, detektör başı yukarıya bakacak şekilde flood görüntüler ile elde edilmektedir. Daha sonra bu düzeltme haritaları bütün rotasyon açılarındaki görüntülere otomatik olarak yansıtılmaktadır. Foton çoğaltıcı tüpler sıcaklığa duyarlı olduğu için detektör içinde elektronik sistemler tarafından yaratılan ısı onların karakteristiklerini değiştirebilir.

Rotasyon açısıyla uniformite içindeki değişimlerin diğer bir nedeni de foton çoğaltıcı tüpler ile kristal arasındaki optik bağlantının zayıflamasıdır. Bu durumda foton çoğaltıcı tüplerin belirli açılarda hafifçe ayrılması uniformitede önemli bir değişime neden olabilir. Ayrıca, foton çoğaltıcı tüpler dünyanın manyetik alanına karşı da oldukça duyarlıdır. Detektörün her bir rotasyonunda manyetik alan etkisiyle uniformite etkilene-



Şekil 5. Co-57 düzlemsel kaynak

cektir. Bu sorun, zırhlanması yeterli olmayan eski tip SPECT sistemlerinde daha çok ortaya çıkmaktadır.

Rotasyonel uniformitenin değerlendirilmesi, Co-57 düzlem kaynağın (Şekil 5) detektör yüzeyine sıkıca bağlanarak, 360° rotasyonda ve yüksek sayım tomografik görüntülemeyle yapılır. Yeterli sayım elde etmek için veri toplama çok zaman alabilir. Bu nedenle, bu testin çalışma saatlerinin dışında yapılması önerilmektedir. Ham veriler sinematik olarak geriye oynatılarak rotasyonel uniformite içindeki değişimler kontrol edilir. Rotasyonel uniformite yılda bir kez ve ayrıca önemli tamirler veya önemli upgrade işlemlerinden sonra yapılmalıdır.

NOT: SPECT sistemi için uygulanır diye tanımlanan testler yalnız SPECT yapabilen gama kameralarda uygulanır. Aksi durumda tüm kabul ve kalite kontrol testleri ile uygulama sıklığı hem planar hem SPECT sistemi için aynıdır.

DOZ KALİBRATÖRÜ KALİTE KONTROL TESTLERİ

Nükleer tıp bölümlerinde en çok kullanılan ölçüm sistemlerinden biri doz kalibratörüdür. Doz kalibratörleri iyonizasyon odası prensibine göre çalışır. Nuclear Regulatory Commission (NRC), nükleer tıp bölümleri için, radyofarmasötiklerin uygulanmadan önce radyoaktivite miktarını ölçme kapasitesine sahip sistemlerin kullanılmasını zorunlu kılmıştır.

Doz kalibratörlerinin çoğunda, çıkışta DC akımı ölçen ve mikroCurie (mCi), miliCurie (mCi) veya Mega-Becquerel (MBq) cinsinden sayısal olarak okuyabilen elektronik devrelerle desteklenmiş, dış basınç ve ısıya karşı korunaklı gama-ışını iyonizasyon odaları kullanılır. Kuyu, 2,5 inç çapında ve 11 inç derinliğinde olabilir (1 inç= 2.54 cm). Böylece farklı şekil ve boyutlardaki enjektör ve vialler için geniş bir kullanım alanı sağlar.

Doz kalibratörünün aktivite okumalarındaki kesinliğini etkileyebilecek birçok etken vardır. Bunlar; aktivitenin içinde ölçüldüğü taşıyıcının şekli ve boyutu, taşıyıcı materyelin yoğunluğu ve kalınlığı, aktivitenin

doz kalibratörü içindeki pozisyonu ve ölçülen nüklidin foton enerji "range"dir. Doz kalibratörü ölçüm kesinliğini sağlamak için, diğer ölçüm aletlerindeki gibi, kalite kontrol testlerinin belli zaman aralıkları ile yapılması gereklidir. Doz kalibratörleri kalite kontrol testlerinin diğer sistemlere göre daha sık aralıklarla yapılması önerilmektedir.

Doz kalibratörü kalite kontrol testleri:

1.1 Voltaj Kontrolü

1.2 Lineerite Testi

Amaç: Lineerite testi radyoaktif bozunma sırasında doğrusallığın ölçülebilmesini sağlar.

İşlem: 1. Lineerite testi için, hastaya uygulanan en yüksek aktivite dozunu (20-30 miliCi) içeren Tc-99m kaynağı gerekir.

2. Doz kalibratöründe bu Tc-99m içeren kaynak ölçülür. Gözlenen aktiviteden (miliCi olarak) background çıkarılır. Gün boyunca farklı aralıklarla (örneğin her 1 saatte veya 2 saatte bir) ölçüm yinelenir. Aktivite 10 mikroCi'ye düşene kadar ölçüm yinelenir.

3. Okumaların yapıldığı her bir zaman aralığı için beklenen aktivite değeri hesaplanır ve zaman aktivite eğrisi yarı logaritmik grafik kağıdına çizilir. Grafikte dikey eksen aktiviteyi ve yatay eksen zamanı gösterir. Her bir zaman aralığı için ölçülen net aktivite beklenen aktiviteye karşılık grafiğe yerleştirilir.

4. Eğer alet uygun çalışıyorsa ölçülmüş aktivite eğrisi beklenen aktivite eğrisinin $\pm \% 5$ 'ini aşmamalıdır. Eğer $\pm \% 5$ 'ini aşıyorsa doz kalibratörü tamir edilmeli veya değiştirilmelidir.

5. Aynı işlem 5 miliCi gibi düşük aktivite ile yinelenir.

Sıklık: Doz kalibratörünün kuruluşunda ve 15 gün-de bir

ÖRNEK.									
Pamukkale Üniversitesi Eğt. Araş. ve Uygulama Hastanesi									
Nükleer Tıp Bölümü									
Doz Kalibratörü Lineerite Testi Sonuçları									
Yer: Stak Oda					Tc-99m Yarın Ömrü = 361.2 dakika				
Model No: 086-265					Ölçümü Yapan: Uzm. Fizikçi Ercan Turan				
Seri No: 1806028									
Not: Eğer hata $\pm \% 5$ 'i aşıyorsa, hemen radyasyon sorumlusuna haber verilmeli.									
Ölçüm Tarihi	Ölçüm Saati	Ölçülen (mCi)	Geçen Süre (dk)	Beklenen (mCi)	Hata (%)	Kabul Sınırları	Sonuç (Geçti / Kaldı)		
23.02.2004	15:27	31.60	0	31.60	0.00	-9.65 9.65	30.02	33.18	Geçti
23.02.2004	16:14	28.80	47	28.88	-0.28		27.44	30.32	Geçti
23.02.2004	17:13	25.60	106	25.78	-0.70		24.49	27.07	Geçti
24.02.2004	07:56	4.70	989	4.74	-0.84		4.50	4.98	Geçti
24.02.2004	09:09	4.10	1062	4.12	-0.48		3.91	4.33	Geçti
24.02.2004	09:41	3.86	1094	3.87	-0.26		3.68	4.06	Geçti
24.02.2004	11:36	3.11	1209	3.11	0.00		2.95	3.27	Geçti
24.02.2004	14:38	2.18	1391	2.19	-0.46		2.08	2.30	Geçti
24.02.2004	16:33	1.749	1506	1.757	-0.45		1.669	1.845	Geçti
25.02.2004	08:04	0.294	2437	0.294	0.00		0.279	0.309	Geçti
25.02.2004	10:42	0.214	2595	0.217	-1.38		0.206	0.228	Geçti
25.02.2004	15:17	0.127	2870	0.128	-0.78		0.122	0.134	Geçti
25.02.2004	16:40	0.108	2953	0.109	-0.91		0.103	0.114	Geçti
26.02.2004	07:57	0.019	3870	0.019	0.00		0.018	0.020	Geçti

Lineerite Testini Yapan

İmza Tarih

1.3 Geometri Testi

Amaç: Kullanılan iyonizasyon odasının hacmine bağlı olarak, örnek hacmi veya konfigürasyonunun fonksiyonu olarak ölçülen aktivitedeki değişimlerin saptanmasıdır.

İşlem : Aynı aktiviteyi içeren farklı hacimlerdeki ölçüm değişimlerini saptamak için, minimal bir hacimde (1 veya 2 damla) 2 miliCi (74 MBq) Tc-99m içeren 30 ml'lik vial kullanılır. 1. 2 miliCi Tc-99m içeren vial uygun cihaz ayarında ölçülür. Net aktiviteyi elde etmek için background ölçülen aktiviteden çıkarılır.

2. Vialdeki sıvı hacmi aktivite miktarı değişmeksizin gerekli miktarda su veya izotonik solüsyon eklenerek 2, 4, 8, 10, 20 ve 25 ml' ye artırılır. Her bir arttırmadan sonra vial hafifçe sallanarak aktivitenin uniform olarak dağılması sağlanır ve sonra ölçülür.

3. Herhangi bir hacim standart olarak seçilir ve her bir hacimde ölçülen aktivitenin referans hacimde ölçülen aktiviteye oranı hesaplanır. **Bu oran düzeltme faktörüdür (DF).**

Örnek: 4 ve 8 ml' lik hacimler için ölçülen aktivite sırasıyla 2.04 miliCi ve 2 miliCi olsun ve 8 ml referans hacim olarak seçilsin. Bu durumda 4 ml hacim için DF şöyle hesaplanır:

$$4 \text{ ml hacim DF} = 2 / 2.04 = 0.98$$

Lineer grafik kağıdı üzerine hacimlere karşılık DF değerleri çizilir. Bu grafik sonra rutin ölçümler için uygun hacim DF değerlerinin seçilmesinde kullanılır. Numunenin gerçek aktivitesi şöyle hesaplanır:

$$\text{Gerçek aktivite} = \text{Ölçülen aktivite} \times \text{DF}$$

Bu DF aynı hacim ve geometrik konfigürasyondaki numuneler için kullanılır.

Yukarıdaki işlem kullanılan her enjektör için (2 ml'lik, 5 ml'lik, 10 ml'lik vb) ayrı ayrı yapılarak DF değerleri saptanır.

Aktivite ölçümünün etkileyen geometrik değişimlerin (vial, enjektör) derecesi hesaplanır ve eğer bu değişimler $\pm \% 5$ ' den daha büyükse düzeltme faktörü uygulanır.

Örnek: 30 ml' lik bir vialde 10 miliCi Tc-99m ölçülen aktivitenin tamamı enjektöre aktarıldığında 9 miliCi olarak okunuyorsa, 1 miliCi'lik ölçüm farkı var demektir. Bu nedenle, (10/9) 1.1'lik bir düzeltme faktörü enjektördeki aktivite okunmasına uygulanmalıdır.

Sıklık: Geometrik test cihazın kuruluşunda yapılır.

ÖRNEK

A. Pamukkale Üniversitesi Eğt. Araş. ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Bölümü Doz Kalibratörü Geometri (Vial) Testi Sonuçları

Yer: Sıcak Oda

Test Tarihi: 24.02.2004

Model No: 086-265

Seri No: 1806028

Not: Eğer hata $\pm \% 5$ 'i aşıyorsa, hemen servise haber verilmeli.

Vial Boyu: 20 cc

Hacim (ml):	Ölçüm	Hata (%)	Sonuç
5.00	11.47	0.52	Geçti
10.00	11.41	0.00	Geçti
15.00	11.32	-0.70	Geçti

Geometri Testini Yapan

İmza Tarih

B. Pamukkale Üniversitesi Eğt. Araş. ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Bölümü Doz Kalibratörü Geometri (Enjektör) Testi Sonuçları

Yer: Sıcak Oda

Test Tarihi: 24.02.2004

Model No: 086-265

Seri No: 1806028

Not: Eğer hata $\pm \% 5$ 'i aşıyorsa, hemen servise haber verilmeli.

Enjektör Boyu: 1 cc

Hacim (ml):	Ölçüm	Hata(%)	Sonuç
0.20	9.39	1.18	Geçti
0.40	9.35	0.75	Geçti
0.60	9.28	0.00	Geçti
0.80	9.22	-0.64	Geçti
1.00	9.13	-1.60	Geçti

Enjektör Boyu: 2.5 cc

Hacim (ml):	Ölçüm	Hata(%)	Sonuç
0.50	13.06	0.85	Geçti
1.00	12.95	0.00	Geçti
1.50	13.03	0.62	Geçti
2.00	12.88	-0.54	Geçti
2.50	12.82	-1.00	Geçti

Enjektör Boyu: 5 cc

Hacim (ml):	Ölçüm	Hata(%)	Sonuç
1.00	17.64	0.86	Geçti
2.00	17.58	0.51	Geçti
3.00	17.49	0.00	Geçti
4.00	17.41	-0.46	Geçti
5.00	17.33	-0.91	Geçti

Enjektör Boyu: 10 cc

Hacim (ml):	Ölçüm	Hata(%)	Sonuç
2.00	23.10	0.87	Geçti
4.00	23.00	0.44	Geçti
6.00	22.90	0.00	Geçti
8.00	22.80	-0.44	Geçti
10.00	22.70	-0.87	Geçti

Geometri Testini Yapan

İmza Tarih

1.4 Kesinlik (Accuracy) / Enerji Lineerite Testi

Amaç: Doz kalibratörünün değişik enerjilere sahip farklı radyonüklidlerin aktivitelerini saptamadaki kesinliğinin değerlendirilmesidir. Bu amaçla, NIST (National Institute of Standards and Technology) standartlarına uygun Cs-137 (200 mikroCi) ve Co-57 (5 miliCi) gibi en az iki tane referans standart radyonüklid kullanılmaktadır.

İşlem: 1. Referans standart kaynak doz kalibratöründe uygun nüklid ayarında ölçülür. Background aktivite çıkarılarak net aktivite elde edilir.

2. Bu ölçüm her bir kaynak radyonüklid için on kez yinelenir ve ölçümlerin ortalaması alınır. Referans standardın belgelenmiş aktivitesi üzerinde bozunma düzeltmesi yapılarak beklenen aktivite değeri bulunur. Ölçülen aktivite değeri beklenen aktivite değerinin $\pm 10\%$ 'unu aşmamalıdır.

3. Her bir referans kaynak için aynı işlemler yinelenir.

Sıklık: Kesinlik testi, sistemin kuruluşunda ve yıllık olarak yapılmalıdır. $\pm 10\%$ 'luk hata payını aşması durumunda, cihaz tamir edilmeli veya değiştirilmelidir.

Kalibrasyon kaynaklarının kalibrasyon kesinliği genellikle $\pm 5\%$ 'lik hatadan daha az olarak sınırlandırılmıştır. Birçok üretici kalibrasyon için 20 ml volümde radyoaktivite içeren 30 ml' lik vial geometrisini standardize etmiştir. En çok kullanılan standartlar Cs-137 ve Co-57 dir. Bunlarla birlikte Ba-133 de kullanılabilir.

İşlem: 1. Referans standart kaynak (örneğin Cs-137) doz kalibratörünün uygun düğmesinde ölçülür. Net aktiviteyi elde etmek için background aktivitedüzeltilmesi yapılır. Gözlenen aktivite, orijinal değişmezlik testinin yapıldığı zaman elde edilen ilk aktivite değeri üzerinde beklenen aktivitenin $\pm 5\%$ 'ini aşmamalıdır.

2. Aynı referans standart kaynak çıkarılmadan, sık kullanılan radyonüklidlerin düğmelerinde de ölçüm yapılır.

3. Background aktivite ve bozunma göz önüne alınarak, gözlenen aktivitedeki değişimler bu ayarada okunan en son aktivite değerinin $\pm 5\%$ 'ini aşmamalıdır.

4. Eğer değişim $\pm 5\%$ 'den fazla ise tamir veya yeniden ayar yapılmalıdır.

Sıklık: Günlük olarak yapılmalıdır.

ÖRNEK

Pamukkale Üniversitesi Eğt. Araş. ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Bölümü Doz Kalibratörü Accuracy (Kesinlik) Testi Sonuçları

Yer: Sıcak Oda Test Tarihi: 23.02.2004

Model No: 086-265 Seri No: 1806028

Kalibrasyon Dial Ayarları: Co-57 29.3
Cs-137 17.4
Ba-133 7.2

Not: Eğer hata $\pm 10\%$ 'u aşıyorsa, hemen servise haber verilmeli.

İzotop	Co-57	Cs-137	Ba-133
Seri No	788-26-55	788-21-4	788-30-12
Ref. Aktivite(μ Ci)	5500	272.1	257.1
Ref. Kalib. Tarihi	01.12.2001	01.12.2001	01.12.2001
Yarı Ömür (gün)	270.9	10957.5	3835.1
Bozunma Aktivitesi (μ Ci)	683.8	258.4	221.9
Kalibrasyon Dial Ayarı	29.3	17.4	7.2
Ölçülen Aktivite (μ Ci)	683.0	257.0	222.0
Hata (%)	-0.12	-0.54	0.04
Sonuç	Geçti	Geçti	Geçti

Accuracy Testini Yapan

İmza Tarih

1.5 Değişmezlik (Constancy) Testi

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

Cs-137 gibi uzun ömürlü bir radyonüklid, doz kalibratöründe bütün radyonüklidlerin ayar düğmelerinde ayrı ayrı sayılır. Elde edilen bu ölçümler gerçek aktivite ölçümünü göstermemekle birlikte (Cs-137 ayar düğmesi hariç) günden güne tutarlı olmalıdır.

ÖRNEK

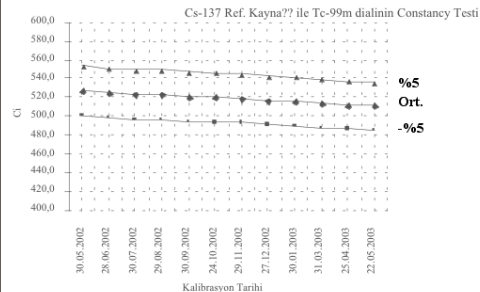
Pamukkale Üniversitesi Eğt. Araş. ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Bölümü Doz Kalibratörü Constancy (Değişmezlik) Testi Sonuçları

Yer: Sıcak Oda Testi Yapan: Uzm. Fizikçi Ercan Turan

Model No: 086-265 Seri No: 1806028

Not: Eğer hata $\pm 5\%$ 'i aşıyorsa, hemen servise haber verilmeli.

Kalibrasyon Tarihi	Ortalama (μ Ci)	-5%	5%
30.05.2002	527.2	500.8	553.6
28.06.2002	524.8	498.6	551.0
30.07.2002	523.2	497.0	549.4
29.08.2002	523.2	497.0	549.4
30.09.2002	520.7	494.7	546.7
24.10.2002	519.7	493.7	545.7
29.11.2002	518.6	492.7	544.5
27.12.2002	516.6	490.8	542.4
30.01.2003	515.3	489.5	541.1
31.03.2003	513.2	487.5	538.9
25.04.2003	511.6	486.0	537.2
22.05.2003	511.0	485.4	536.5



Constancy Testini yapan

İmza Tarih

GEİGER-MULLER (G-M) SURVEY METER (RADYASYON ÖLÇER) KALİTE KONTROLÜ

Nükleer tıpta en çok kullanılan radyasyon ölçeri (survey meter) Geiger-Müller (G-M) cihazıdır. İyonizasyon odası prensibine göre çalışan bu sistemin kalibrasyonu zaman içerisinde bozulabilir. Bu nedenle yılda bir kez kalibrasyonlarının yapılması gereklidir.

Aşağıdaki formül radyasyon şiddeti, aktivite ve uzaklık arasındaki ilişkiyi verir.

$$\frac{mrem}{hr} = \frac{nI_{\gamma}}{S^2}$$

- mrem** : Radyasyon şiddeti
n : MiliCi cinsinden aktivite
I_γ : Maruz kalınan doz (1 metre uzaklıkta mrem / saat / miliCi)
S : Kaynaktan uzaklık (metre)

En sık kullanılan bazı radyonüklidler için I_γ değerleri Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 2. En sık kullanılan bazı radyonüklidler için maruz kalınan doz (I _γ) değerleri (1 metre uzaklıkta mrem / saat/ miliCi)			
Radyonüklid	I _γ	Radyonüklid	I _γ
⁶⁰ Co	1,32	²²⁶ Ra	0,825
¹³¹ I	0,22	^{99m} Tc	0,072
⁵⁷ Co	0,09	¹³⁷ Cs	0,33

Kontrol İşlemi: Nükleer tıpta kullanılan G-M sayaçlarının kalite kontrolü için radyoaktif nokta kaynak (en az 1 miliCi) kullanılır.

1. Masa üzerinde bir uca kaynak, bir uca da G-M sayacı yerleştirilir.

2. Piller kontrol edilir.

3. G-M sayacı sıfıra ayarlanır. Bazı radyasyon ölçerler radyasyon alanında sıfırlanamaz. Bunun için alet kullanım kılavuzunu okumak gerekir.

4. 1 metrede, 0.9 metrede, 0.8 metrede, ... ve bütün uzaklıklar tamamlanmaya kadar sayım alınır.

5. Radyasyon şiddeti yukarıda verilen formül yardımıyla hesaplanır. Hesaplanan ve radyasyon ölçerde okunan sonuçlar logaritmik grafik kağıdına çizilir. Okunan değerler Y-eksenine ve hesaplanan değerler X-eksenine yerleştirilir.

6. Noktalar birleştirilerek en iyi lineer eğri çizilir. Bu eğri cihazın kalibrasyon eğrisidir.

7. Okunan değerlere bu grafiğin X- eksemi üzerinde karşılık gelen değerler bulunur.

8. Bu işlem bütün bölgeler için yapılır.

9. ± % 20 aralıktaki okumalar kabul edilebilir değerlerdir.

10. Okunan değerlerin ortalaması ± % 20' den büyük sapma gösterir ise alet onarıma gitmelidir.

11. Gama ışını yayan nokta kaynak için 0.5 metrede doz hızı 1 metredekinin yaklaşık 4 katı olmalıdır.

TİROİD UPTAKE CİHAZI KALİTE KONTROLÜ

UPTAKE PROBU / GAMA KUYU SAYACI KALİTE KONTROLÜ

1.1 Yüksek voltaj ve günlük kalibrasyon

1- Bu test için uzun ömürlü, düşük aktiviteli (yaklaşık 1-10 mikroCi Cs-137)

kaynak gereklidir.

2- Cihaz açıldıktan sonra aletin stabil hale gelmesi için yaklaşık 30 dakika

beklenir.

3- Kaynak probdan 20-25 cm uzağa (klinik ölçüm mesafesi) ve detektörün

merkezine gelecek şekilde yerleştirilir.

4 – Kuyu tipi sayaçlarda kaynak kuyunun üzerine konur.

5- Bundan sonraki işlemler üretici firmanın önerisi doğrultusunda yapılmalıdır.

Sıklık: Cihaz her açıldığında yapılmalıdır.

1.2 Ki-Kare testi (frekans testi): Bu işlem cihazın sayım istatistiğine karşı gösterdiği performansı ölçmek için kullanılır.

1- Test, günlük kalibrasyondan sonra aynı uzun ömürlü kaynak ve aynı geometri kullanılarak yapılır.

2- Bu testi otomatik olarak yapmayan cihazlarda manuel yapılmalıdır. Manuel olarak ;

2.1. Yükseltici kazancını değiştirmeden fotopik çevresine simetrik olarak puls yükseklik analizör pencere aralığı %10 olarak ayarlanır.

2.2 Toplam sayım 10 000 sayımdan yüksek olacak şekilde sayım aralığı

belirlenir. 2.3 Geometri ve cihaz ayarlarını sabit tutarak en az 10 kez sayım alır.

2.4 İstatistiksel ölçümler Ki-kare (c²) testi kullanılarak hesaplanır.

$$\chi^2 = \sum (c_j/c)$$

Toplam = Toplam ölçümlerin her birinin tek tek (c –C) 2 tanımının içine konarak elde edilen toplamdır.

c = her bir sayım

C = takip eden toplam sayımın ortalaması

3- Örneğin, 10 ölçüm için ki-kare 4.1 – 14.6 arasında olmalıdır ve bu 0.1 ile 0.9

istatistiksel olasılığına denk düşmektedir (farklı ölçüm sayıları için ki-kare değerleri tablodan bulunabilir) (Ek A).

4- Eğer bulunan değer kabul edilebilir sınırlar dışında ise cihaz hatasını gösterir.

Sıklık: Ki-kare testi cihaz onarımından sonra ve rutin olarak 3 ayda bir yapılmalıdır.

1.3 Enerji Rezolüsyon Testi

Cihazın farklı enerjilerdeki radyoaktif kaynakları ayırt edebilme yeteneğini değerlendirir.

1- Test günlük kalibrasyon işleminde kullanılan kaynak (Cs-137) kullanılarak

yapılır.

2- Test günlük kalibrasyon işleminden sonra aynı uzun yarı ömürlü kaynak ve aynı geometri kullanılarak yapılır.

3- Bu testi otomatik olarak yapmayan cihazlarda manuel yapılmalıdır. Manuel

olarak ;

3.1 Puls yükseklik analizör penceresi 600 keV düzeyine ayarlanır. 1 dakikalık sayım alınır.

3.2 Bu işlem 720 keV penceresine kadar 20 keV artışlarla yinelenir.

3.3 Sayım hızı-enerji penceresi merkezi çizelgesinde sayım hızının maksimum değerinin yarısı olduğu noktalar işaretlenir. Fotopik maksimum değerinin yarısındaki tam genişlikten (FWHM) enerji rezolüsyonu, hesaplanır.

Enerji rezolüsyonunun hesaplanması;

% enerji rezolüsyonu = $(C-B)/A$ (keV) x 100 eşitliği ile mümkündür.

A: Kürsör enerji spektrumunun pikine yerleştirildiğinde elde edilen sayım değeri

B: Kürsör aynı kanalda spektrumun sol kenarına yerleştirildiğinde elde edilen sayım değeri

C: Kürsör aynı kanalda spektrumun sağ kenarına yerleştirildiğinde elde edilen sayım değeri

4- Ölçülen enerji rezolüsyonu üretici tarafından bildirilen rezolüsyon ile karşılaştırılır. Enerji rezolüsyonundaki düşüş kristal, PM tüp veya ön yükseltici devre arızaları ile ilgili olabilir ve ekipmanın servisi gerekir.

Sıklık: Yılda bir kez yapılır.

GAMA PROBE KALİTE KONTROL TESTLERİ

Probe elektroniği bakım gerektirmez

Kalibrasyon kontrolü üretici firmanın önerdiği şekilde ve standart kaynak kullanılarak yapılır. Bununla birlikte genel bir kontrol örneği olarak aşağıdaki yöntem izlenebilir.

Kalibrasyon işlemine başlamadan önce probe ve kablo nemli temiz bez ile temizlenir. Nemlendirme işlemi için % 70' lik etil veya propil alkol kullanılır.

Gama probe kalibrasyon işlemi detektörün yapıldığı materyele göre (CdTe veya CdZnTe, CsI detektörleri) kısmen farklılık gösterir. Buna göre;

1 CdTe veya CdZnTe (yarı iletken) detektörlü problemlerin kalibrasyonu

1.1 Radyoaktif kaynak tutucusu olan tipler

1.1.1. İzotop seçim butonlarından Tc-99m seçilir

1.1.2. 10 mikroCi Co-57 (maks. aktivite) kaynak tutucuya yerleştirilir

1.1.3. Sayıcı çalıştırılarak 1000 sayım toplanır. Bu sayım için gerekli süre kayıt edilir.

1.1.4. Klinik uygulamadan önce bu işlem yinelenir. Elde edilen sayım değeri ile radyoaktif kaynak aktivitesi karşılaştırılır.

1.1.5. Hesaplanan sayım değeri 75 sayım/ saniye/ mikroCi olmalıdır.

1.2. Radyoaktif kaynak tutucusu olmayan tipler

1.2.1. İzotop seçim butonlarından total sayım pozisyonu seçilir. İkinci adımda Tc-99m butonu seçilir.

1.2.2. Ratemeter modda 4 saniye ortalama sayım zamanı ayarlanır.

1.2.3. 0.81 mikroCi aktiviteli Co-57 nokta kaynağı detektörden 10 mm uzağa yerleştirilir.

1.2.4. Total sayım pozisyonunda elde edilen sayım > 150 sayım/ saniye, Tc-99m pozisyonunda elde edilen sayım > 60 sayım/ saniye olmalıdır.

1.2.5. Farklı aktivite miktarlarında ise referans aktivitesinden hesaplanan sayım miktarları dikkate alınır.

2. CsI detektörlü (sintilasyon) problemler

2.1. Radyoaktif kaynak tutucusu olan tipler

2.1.1. İzotop seçim butonlarından Tc-99m seçilir

2.1.2. 10 mikroCi Co-57 (maks. aktivite) kaynak tutucuya yerleştirilir

2.1.3. Sayıcı çalıştırılarak 1000 sayım top-

lanır. Bu sayım için gerekli süre kayıt edilir.

2.1.4. Klinik uygulamadan önce bu işlem tekrarlanır. Elde edilen sayım değeri ile radyoaktif kaynak aktivitesi karşılaştırılır.

2.1.5. Hesaplanan sayım değeri 150 sayım/saniye /mikroCi olmalıdır.

2.2. Radyoaktif kaynak tutucusu olmayan tipler

2.2.1. İzotop seçim butonlarından Tc-99m sayım pozisyonu seçilir. İkinci adımda In-111 butonu seçilir.

2.2.2. Ratemeter modda 4 saniye ortalama sayım zamanı ayarlanır.

2.2.3. 0.81 mikroCi aktiviteli Co-57 nokta kaynağı detektörden 10 mm uzağa yerleştirilir. Elde edilen sayım > 120 sayım/saniye olmalıdır.

2.2.4. In-111 butonunda 1.17 mikroCi aktiviteli Cs-137 referans kaynak sayılır.

2.2.5. Elde edilen sayım > 10 sayım/saniye olmalıdır.

2.2.6. Farklı aktivite miktarlarında ise referans aktivitesinden hesaplanan sayım miktarları dikkate alınır.

Sıklık: Kalite kontrol işlemi her klinik uygulamadan önce yapılır. Ayrıca sistem uzun zaman kullanılmamış ise ya da teknik bakım-onarımdan çıkmış ise tekrarlanır

Kaynaklar

1. Muehllehner G, Wake RH, Sano R. Standards for Performance Measurements in Scintillation Cameras. J Nucl Med 1981; 22: 72-77.
2. Raff U, Spitzer VM, Hendee WR. Practicality of NEMA performance specification measurements for user-based acceptance testing and routine quality assurance. J Nucl Med. 1984 ;25: 679-687.
3. Sorenson JA, Phelps ME.(eds) In: Physics in Nuclear Medicine. 2nd ed.,WB Saunders Company, Philadelphia, 1987
4. Siegel JA, Benedeto AR, Jaszczak RJ ve ark. AAPM report No.22. Rotating scintillation camera SPECT acceptance testing and quality control,1987
5. Wegst AV, Ericson JJ. Quality Control of Computer-Interfaced Scintillation Cameras. Medical Physics World 1991; 7 :13-30.
6. Ficken V, McCartney W. SPECT Quality Control: A program recommended by the American College of Nuclear Physicians and the ACNP Corporate Committee. J Nucl Med Technol 1994; 22: 205-208.
7. NEMA Standards Publication NU 2-1994
8. Radiation safety procedures manual of Yale University. 1994
9. O'conner MK, Hung JC. Instrumentation Quality Control. In: O'Conner MK (ed) The Mayo Clinic Manual Nuclear Medicine. Mayo Foundation, USA, 1996, pp: 1-58
10. Graham LS, Scintillation Camera Imaging Performance and Quality Control. In: Henkin RE, Boles MA, Dillehay GL, et al (eds). Nuclear Medicine, Mosby Year Book Inc., St Louis, Missouri, pp:125-146, 1996.

11. Garcia EV. Imaging guidelines for nuclear cardiology procedures. Part 1. Am J Nucl Card 1996; G1-G10
12. O'Connor MK. Quality Control of Scintillation Cameras (Planar and SPECT). www.aapm.org/meetings/99Am/pdf/2741-51264.pdf
13. Santry D. The Canadian experience in performing accuracy checks on administered doses of radiopharmaceuticals. Applied Radiation and Isotopes 1998; 49: 1453-1458
14. Saha GB (Ed.) In: Fundamentals of Nuclear Medicine. 3rd ed., Springer Verlag, New York, 1998
15. Chandra R. Nuclear medicine physics. 1998, 5th ed. Williams and Wilkins, pp: 95-96.
16. Minimum Quality Control Requirements for Nuclear Medicine. Technical Standards Subcommittee of the Australian and New Zealand of Nuclear Medicine (ANZSNM) version 5.7, 1999.
17. Surgical probe. Europrobe system. Operation manuel. 1999.
18. Demir M. Nükleer tıp fiziği. AB Ofset, Ankara, 2000, pp 43-97.
19. Elkamhawy AA, Rothanbach JR, Damaraju S, Badruddin SM. Intrinsic Uniformity and Relative Sensitivity Quality Control Tests for Single-Head Gamma Cameras. J Nucl Med Technol 2000; 28:252-256.
20. Hines H, Kayayan R, Colsher J, Hashimoto D, Schubert R, Fernando J, Simcic V, Vernon P, Sinclair RL. National Electrical Recommendations for Implementing SPECT Instrumentation Quality Control. J Nucl Med 2000; 41: 383-389.
21. Demir M. Gama kameralarda kalite kontrol testleri. Turkish J Nucl Med 2001; 10: 217-227.
22. Iwahara A, de Oliverio AE, Tauhata L, da Silva CJ, da Silva CPG, Braghioroli AMS, Lopes RT. Performance of dose calibrators in Brazilian hospitals for activity measurements. Applied Radiation and Isotopes 2002; 56: 361-367
23. Sandler MP, Coleman RE, Patton JA, Wackers FJTh, Gottschalk A. Diagnostic Nuclear Medicine, 4th ed., Lippincott Williams &Wilkins, Philadelphia, 2003

EK-A
Ki-Kare Olasılıklar Tablosu

df	0.995	0.99	0.975	0.95	0.90	0.10	0.05	0.025	0.01	0.005
1	---	---	0.001	0.004	0.016	2.706	3.841	5.024	6.635	7.879
2	0.010	0.020	0.051	0.103	0.211	4.605	5.991	7.378	9.210	10.597
3	0.072	0.115	0.216	0.352	0.584	6.251	7.815	9.348	11.345	12.838
4	0.207	0.297	0.484	0.711	1.064	7.779	9.488	11.143	13.277	14.860
5	0.412	0.554	0.831	1.145	1.610	9.236	11.070	12.833	15.086	16.750
6	0.676	0.872	1.237	1.635	2.204	10.645	12.592	14.449	16.812	18.548
7	0.989	1.239	1.690	2.167	2.833	12.017	14.067	16.013	18.475	20.278
8	1.344	1.646	2.180	2.733	3.490	13.362	15.507	17.535	20.090	21.955
9	1.735	2.088	2.700	3.325	4.168	14.684	16.919	19.023	21.666	23.589
10	2.156	2.558	3.247	3.940	4.865	15.987	18.307	20.483	23.209	25.188
11	2.603	3.053	3.816	4.575	5.578	17.275	19.675	21.920	24.725	26.757
12	3.074	3.571	4.404	5.226	6.304	18.549	21.026	23.337	26.217	28.300
13	3.565	4.107	5.009	5.892	7.042	19.812	22.362	24.736	27.688	29.819
14	4.075	4.660	5.629	6.571	7.790	21.064	23.685	26.119	29.141	31.319
15	4.601	5.229	6.262	7.261	8.547	22.307	24.996	27.488	30.578	32.801
16	5.142	5.812	6.908	7.962	9.312	23.542	26.296	28.845	32.000	34.267
17	5.697	6.408	7.564	8.672	10.085	24.769	27.587	30.191	33.409	35.718
18	6.265	7.015	8.231	9.390	10.865	25.989	28.869	31.526	34.805	37.156
19	6.844	7.633	8.907	10.117	11.651	27.204	30.144	32.852	36.191	38.582
20	7.434	8.260	9.591	10.851	12.443	28.412	31.410	34.170	37.566	39.997
21	8.034	8.897	10.283	11.591	13.240	29.615	32.671	35.479	38.932	41.401
22	8.643	9.542	10.982	12.338	14.041	30.813	33.924	36.781	40.289	42.796
23	9.260	10.196	11.689	13.091	14.848	32.007	35.172	38.076	41.638	44.181
24	9.886	10.856	12.401	13.848	15.659	33.196	36.415	39.364	42.980	45.559
25	10.520	11.524	13.120	14.611	16.473	34.382	37.652	40.646	44.314	46.928
26	11.160	12.198	13.844	15.379	17.292	35.563	38.885	41.923	45.642	48.290
27	11.808	12.879	14.573	16.151	18.114	36.741	40.113	43.195	46.963	49.645
28	12.461	13.565	15.308	16.928	18.939	37.916	41.337	44.461	48.278	50.993
29	13.121	14.256	16.047	17.708	19.768	39.087	42.557	45.722	49.588	52.336
30	13.787	14.953	16.791	18.493	20.599	40.256	43.773	46.979	50.892	53.672
40	20.707	22.164	24.433	26.509	29.051	51.805	55.758	59.342	63.691	66.766
50	27.991	29.707	32.357	34.764	37.689	63.167	67.505	71.420	76.154	79.490
60	35.534	37.485	40.482	43.188	46.459	74.397	79.082	83.298	88.379	91.952
70	43.275	45.442	48.758	51.739	55.329	85.527	90.531	95.023	100.425	104.215
80	51.172	53.540	57.153	60.391	64.278	96.578	101.879	106.629	112.329	116.321
90	59.196	61.754	65.647	69.126	73.291	107.565	113.145	118.136	124.116	128.299
100	67.328	70.065	74.222	77.929	82.358	118.498	124.342	129.561	135.807	140.169