

Kalite Kontrol, 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

BÖLÜM II

PET SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROLÜ VE KABUL TESTLERİ

Klinik çalışmalarda PET görüntüleme sistemlerinden elde edilen sonuçların güvenilirliği ve doğruluğu için kalite kontrol uygulamaları gerçekleştirilmelidir. Bu uygulamalar ile hasta ve çalışanların daha fazla radyasyona maruz kalmaları önlenecek ve kuruldukları andaki performanslarını kaybetmiş sistemlerin teşhis edilmesi mümkün olacaktır. Kalite kontrol uygulamaları ile herhangi bir cihazın performansı kantitatif olarak belirlenerek klinik çalışmaların doğru ve güvenilir olması sağlanır. Bu uygulamalar rutin kalite kontrol uygulamaları, kabul ve referans testleri olmak üzere iki bölümde incelenecektir. Sistemlerin performansını belirlemek amacıyla uygulanan testler 2D ve 3D veri toplama özelliklerine sahip sistemlerde her iki mod için de ayrı ayrı uygulanmalıdır. Ayrıca her tekrarla-

nan test için çıkan sonuçlar kayıt edilmeli ve önceden elde edilen sonuçlar ile karşılaştırılmalıdır.

A. RUTİN KALİTE KONTROL UYGULAMALARI

Bu bölümde Siemens ECAT ART (yarım halka ve dönen detektörlü) ve Siemens ECAT EXACT (tam halka detektörlü) sistemlerinde uygulanan rutin kalite kontrol uygulamaları anlatılacaktır.

Bu testler sistemin kullanım anındaki performansının anlaşılabilmesi için yapılmalıdır. Günlük detektör kontrolü ve harici kaynak kullanarak transmisyon atenüasyon düzeltmesi yapan sistemlerde atenüasyon düzeltme faktörünün bulunması için boş "blank" veya referans taraması yapılır. Ayrıca, uniform olmayan detektör yanıtını düzeltmek için detektör normalizasyonu yapılmalıdır. Testler üretici firmanın verdiği protokol kullanılarak gerçekleştirilir.

1. GÜNLÜK TESTLER

Sistemde günlük klinik çalışmalara başlamadan önce gerçekleştirilmesi gereken en önemli testler günlük detektör kontrolü (daily detector check) ve boş veya referans taramasıdır. Tam halka detektörlü sistemlerde boş taraması ile detektör kontrolü aynı anda yapılmaktadır. Sürelerinin uzun olması nedeniyle günlük çalışmaları aksatmamak için testlerin gece veya sabah erken saatlerde uygulanmasında yarar vardır. Bu nedenle, istenilen saate programlanarak sistemin testleri kendisinin yapması sağlanabilir.

1.1 Blank (boş)Tarama

Pozitron yayarak annihilasyon radyasyonuna neden olan kaynaklar kullanarak atenüasyon düzeltmesi yapan sistemlerde uygulanır. Çalışma sırasında tarayıcı görüş alanının (field of view-FOV) içinde herhangi bir cisim bulunmamalıdır.

Testin Yapılışı

1. Genellikle Ge-68 çizgisel kaynakları kullanılır.
2. Sisteme monte edilmiş kaynaklar içinde buldukları zırhlarından çıkarak tarayıcı FOV'u içerisinde dairesel yörünge üzerinde hareket ederler.
3. Toplanan sayımlar atenüasyon düzeltme faktörünün hesaplanmasında kullanılır.

1.2 Referans taraması

Annihilasyon radyasyonuna neden olmayan (tek ışın yayınlayan) kaynaklar kullanarak atenüasyon düzeltmesi yapan, yarım halka ve dönen detektör sis-

temine sahip tarayıcılarda uygulanır.

Testin Yapılışı

1. Genellikle kolimatize edilmiş ve Cs-137 nokta kaynakları kullanılır.

2. Test üretici firma tarafından verilen radyoaktivite içermeyen üniform blok "slab" fantom kullanılarak gerçekleştirilir (Şekil 1).

3. Fantom, taşıyıcısına yerleştirilerek aksiyel FOV'u ortalayacak şekilde konumlandırılır.

4. Sisteme monte edilmiş kaynaklar buldukları zırhlarından çıkarak ışınlarını aksiyel FOV'a yönlendiren kolimatör arkasında tarayıcının aksiyel yönünde hareket ederler (Şekil 2).

5. Toplanan sayımlar atenüasyon düzeltme faktörünün hesaplanması için kullanılır.



Şekil 1. Slab fantom



Şekil 2. Nokta kaynak kolimatörü

1.3 Detektör kontrolü

Amaç: Detektör blokları arasındaki sayım farklılıkları olup olmadığının anlaşılması için uygulanır. Detektör stabilitesini en iyi gösteren yöntemdir.

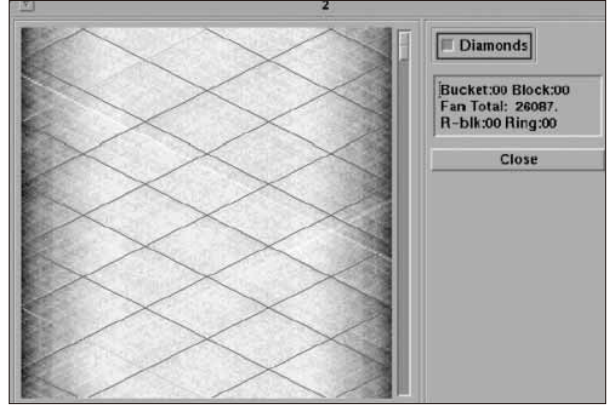
1.3.1 Dönen detektörlü (yarım halka) sistemlerde detektör kontrolü

Testin Yapılışı

1. En az 20 cm çapında ve 20 cm uzunluğunda silindirik ve pozitron yayan uzun yarı ömürlü radyonüklid içeren, aktivitesi 0.1 ile 1.6 milCi arasında olan uni-



Şekil 3. Dönen detektörlü (yarım halka) sistemlerde detektör kontrolü



Şekil 4. Sinogram Viewer

form fantom veya aktivitesi 0.005 ile 1 milCi arasında olan üniform çizgisel kaynak kullanılır (Ge-68).

2. Kaynak, tarayıcı FOV'unun alt kısmına yerleştirildikten sonra 2 saat süreyle veya 200 000 000 sayım toplanır (Şekil 3).

3. Bütün detektör bloklarının sayımları toplanarak ortalama blok sayımı bulunur. Bu ortalama sayım belirli bir bloğun sayımı ile karşılaştırılır. Aradaki fark yüzde olarak hesaplanır.

4. Bulunan değer % 2.5 ile 7 arasında ise kontrol için Sinogram Viewer'a bakılır (Şekil 4).

5. Eğer sinogramda bütün kesitler üniform ise ve sinogram üzerinde çevresinden farklı siyah çizgiler gösteren blok defekti yoksa çalışmalara devam edilir.

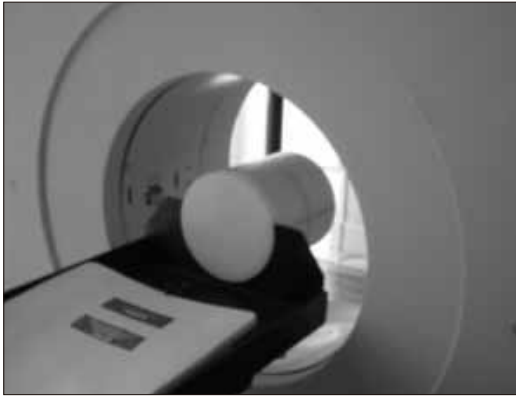
6. Bulunan değer % 7 ile 11 arasında ise sistem normalizedir. Eğer 11'den büyük ise detektörlerin enerji ayırma gücünün yeniden ayarlanması gerekmektedir.

Bu test, yüzde olarak gürültü (root mean square-RMS) değerini de verir. RMS % 15 den büyük ise detektör kazançlarında kayda değer sapma var demektir. Her iki durum için de servis çağırılmak gerekir.

1.3.2. Tam halka detektörlü sistemlerde detektör kontrolü

Bu tür sistemlerde blank taraması ve günlük detektör kontrolü aynı anda uygulanır.

Testin Yapılışı



Şekil 5. Uniformite testinin yapılışı

1. Çizgisel kaynak kullanarak 2 saat süreyle veya 400 000 000 sayım toplanır.

2. Uygulanan blank taraması ile referans olarak kabul edilen en son yapılan normalizasyon anındaki blank taraması arasında ki-kare (chi-square) hesaplaması uygulanır.

3. Eğer bulunan standart sapma değeri 2.5 ile 5 arasında ise sistem normalizedir. Fakat, 5'ten büyük ise sistemin yeni bir normalizasyona gereksinimi var demektir. Yeni bir normalizasyon yapılmalı veya servis çağırılmalıdır.

4. Bütün detektör bloklarının sayımları toplanarak ortalama blok sayımı bulunur.

5. Bu ortalama sayım belirli bir bloğun sayımı ile karşılaştırılır.

6. Aradaki fark yüzde olarak hesaplanır. Bulunan değer % 10'dan küçük ise sistem normalizedir.

7. Eğer % 10'dan büyük ise detektörlerin enerji ayırma gücünün yeniden ayarlanması gerekmektedir.

8. Bu test de yüzde olarak gürültü değerini verir. RMS % 15 den büyük ise detektör kazançlarında kayda değer sapma var demektir. Her iki durum için de servis çağırılmak gerekir.

2. HAFTALIK TESTLER

Haftalık periyotlarda uniformite ve sensitivite testleri uygulanmalıdır. Bu bölümde anlatılan uniformite ve sensitivite testi, PET performans testleri NEMA (National Electrical

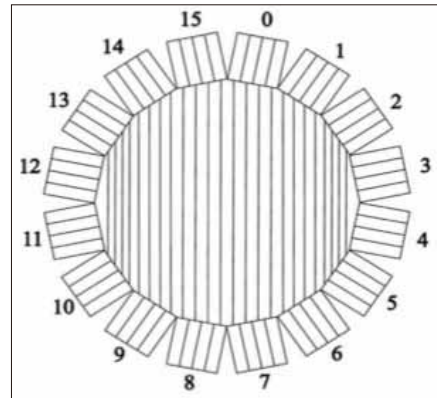
Manufacturers Association) NU 2-1994 standartlarından alınmıştır. Bölüm B'de NEMA NU 2-2001 standartlarına göre uygulanan sensitivite testi ayrıntılı olarak anlatılacaktır.

2.1 Uniformite testi

Amaç: Tarayıcının uniform bir fantom aktivitesini doğru bir şekilde uniform olarak gösterme yeteneğini ölçmek amacıyla uygulanır.

Testin Yapılışı

1. Aktivitesi 0.1 ile 1.6 miliCi arasında olan uniform Ge-68 fantomu kullanılır.



Şekil 6. Geometrik Ark Düzeltmesi

2. Fantom, tarayıcının FOV'una vertikal ekseninde merkezden 25 mm kayık olacak şekilde konumlandırılır (Şekil 5). Yaklaşık olarak 0.94 milyar doğru olay "true event" sayımı toplanır.

3. Görüntü uniformitesi, oluşturulan kesitler üzerinde 15 cm çapında ilgi alanı "region of interest-ROI" çizilerek bulunan standart sapma "standart deviation-SD" değerleri ile RMS değişimleri bulunur.

4. Volüm RMS değişimi % 10'dan küçük olmalıdır. Ayrıca, görüntüler görsel olarak da değerlendirilmelidir.

2.2 Sensitivite

Sensitivite tarayıcının saniye başına birim aktivitede saptadığı doğru coincidence olayların miktarıdır.

Testin Yapılışı

1. Uniformite testinde kullanılan fantom kullanılır.

2. Fantom, tarayıcı FOV'unun merkezine konumlandırılarak 15 dakika süreyle sayımlar toplanır.

3. Sistem toplam sensitivitesi,
-Tam halka detektörlü sistemlerde 2D için en az 170 000 sayım/ saniye/mikroCi/ml
ve 3D için en az 780 sayım/ saniye/mikroCi/ml olmalıdır.

-Yarım halka dönen detektörlü sistemlerde (bu sistemler 3D modunda çalışır) ise en az 260 sayım/ saniye/mikroCi/ml olmalıdır.

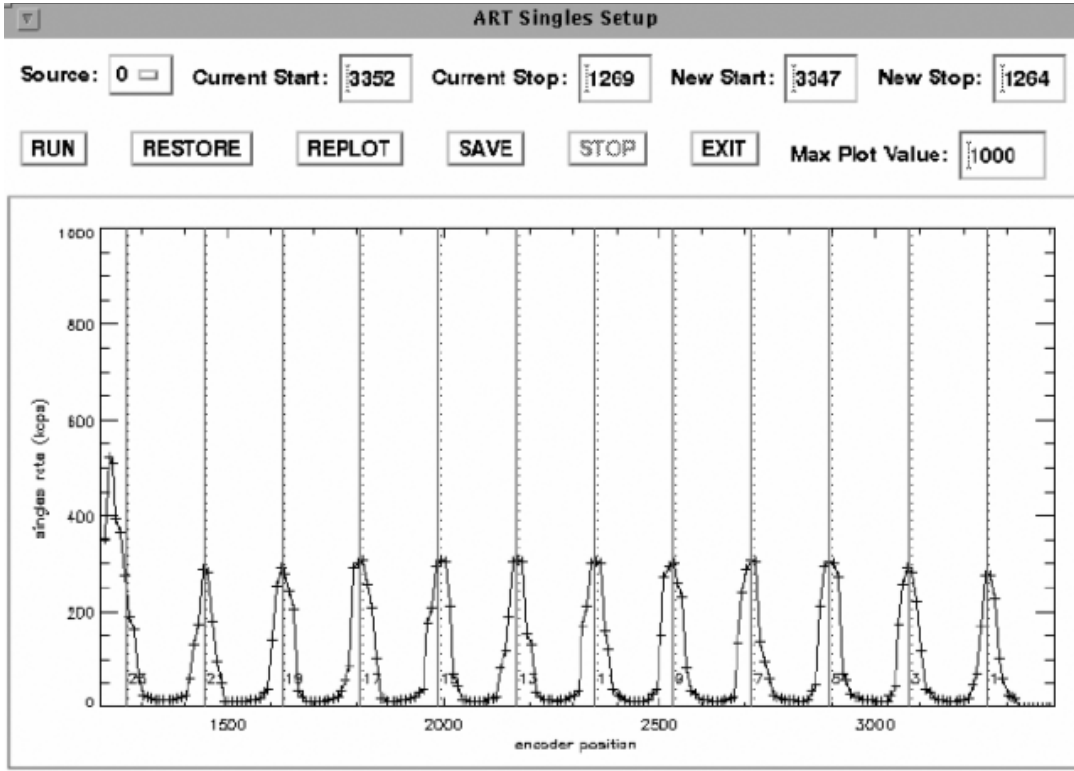
3. ALTI AYLIK TESTLER

Bölüm B'de anlatılan kabul ve referans testleri altı ayda bir tekrarlanmalıdır.

4. KALİBRASYONLAR

4.1 Detektör normalizasyonu

Uniform olmayan detektör davranışlarını önlemek amacıyla rekonstraksiyon (görüntüyü yeniden oluşturma) öncesi sinogram verilerine aşağıdaki üç düzeltme den oluşan normalizasyon uygulanır.



Şekil 7. Tek ışın yayınlayan kaynaklar kullanarak atenuasyon düzeltmesi yapan sistemlerde kaynak pozisyonu kalibrasyonu

4.1.1 Geometrik ark düzeltmesi (geometric arc correction)

Tarayıcının çok halkalı blok detektör yapısı nedeniyle transvers FOV merkezine olan uzaklık arttıkça karşılıklı kristalleri birleştiren çizgiler (line of response-LOR) arası boşluklar azalır (Şekil 6). Bu düzensizliğin giderilmesi için bu düzeltmeye gereksinim duyulur.

4.1.2 Kristal etkisinin düzeltilmesi (crystal interference correction)

Kristal etkisi, aynı halkada bulunan karşılıklı kristallerin ışın demetine karşı verdiği geometrik yanıt profildir. Profiller, diğer halkalarda bulunan kristaller için olduğu kadar aynı halkada bulunan kristaller için de çok az kararlıdır.

4.1.3 Uniform olmayan kristal verimi düzeltmesi

Kristal verimi bütün detektörlerin uniform olarak ışınlanması ile elde edilen verilerden hesaplanır. Düzeltme, herhangi bir detektördeki ışınlama ortalamasının toplam ışınlama ortalamasından çok fazla sapma göstermemesi için uygulanır.

Bu düzeltmelerin oluşturulması için üretici firmasının verdiği protokol kullanılarak normalizasyon kalibrasyonu yapılmalıdır. Eğer sistemde 2D ve 3D modlarının ikisi de bulunuyorsa her mod için ayrı ayrı yapılır.

Testin Yapılışı:

1. 2D için 3 milCi ve 3D için 0.5 milCi aktiviteli

Ge-68 fantomu kullanılır.

2. Fantom, tarayıcının FOV merkezine konumlandırılarak 2D için 400 milyon ve 3D için 200 milyon sayım toplanır.

3. Rapor edilen sonuç, kesitler üzerindeki normalize edilmiş LOR'ları kapsar. LOR'lar ortalamasının $\pm \% 10$ 'u arasında olmalıdır.

4. Eğer bu aralığın dışında önemli miktarda LOR varsa normalizasyonun kalitesinden şüphe edilmelidir.

Sıklık: Ayda bir kez veya günlük detektör kontrolü sonuçlarına bağlı olarak gereksinim duyulduğu zaman yapılmalıdır.

4.2 Kaynak pozisyonu kalibrasyonu

Tek ışın yayınlayan kaynaklar kullanarak atenuasyon düzeltmesi yapan sistemlerde yapılan bir kalibrasyondur. Kaynak pozisyonları, kaynakları verimli bir şekilde kullanmak amacıyla belirli zaman aralıklarında kalibre edilmelidir. Rutin olarak 3 ayda bir kez normalizasyon sonrası veya görüntüde büyük halka artefaktlar görülmeye başladığında uygulanmalıdır. Kalibrasyon esnasında tarayıcı FOV'u içi boş olmalıdır. Yaklaşık olarak 50 dakika sayım toplanır. Her kolimatör kanalına karşılık gelen sayımların eğrileri çıkarılır. Bu eğrilerin yükseklikleri aşağı yukarı birbirine eşittir. En baştaki eğrinin daha yüksek olması kolimatör yapısından kaynaklanmaktadır. Eğrilerin tepe noktaları grafik üzerindeki kırmızı renkli çizgiler üzerinde bulunması gerekir (Şekil 7).



Şekil 8. Atenüasyon düzeltme faktörlerinin hesaplanmasında kullanılan fantom

4.3 Atenüasyon Kalibrasyonu

Tek ışın yayınlayan kaynaklar kullanarak atenüasyon düzeltmesi yapan sistemlerde yapılan bir kalibrasyondur. Atenüasyon düzeltme faktörlerinin tahmin edilmesi amacıyla uygulanır. Detektör ve detektör elektroniği onarım gördüğü, “bucket setup” sonrası ve lineer atenüasyon katsayısında göze çarpan değişiklikler olduğu zaman yinelenmelidir.

Bu kalibrasyona başlamadan önce referans taraması yapılır.

20 cm çapında ve 20 cm uzunluğunda aktivite içermeyen su ile doldurulmuş fantom (Şekil 8) tarayıcı FOV merkezine konumlandırılarak protokol başlatılır. Fantom ile tarayıcı FOV'u arasında metal bulunmamalıdır.

B. KABUL VE REFERANS TESTLERİ (NEMA NU 2-2001)

Cihazın montajı yapıp kullanıma hazır hale geldikten sonra gerçekleştirilecek olan bu testler imalat, nakledilme veya montaj sırasında oluşabilecek problemlerin başlangıçta çözülmesine ve ilerideki çalışmalar için referans olarak kullanılacak sonuçların elde edilmesine olanak verir. Bu referans değerleri cihazda zamanla ortaya çıkacak değişikliklerin tespit edilmesinde çok büyük yarar sağlarlar. Kabul ve referans testleri olarak NEMA tarafından standartlaştırılan PET performans testleri uygulanmalıdır. Ayrıca, bu testler altı aylık zaman aralıklarıyla uygulanarak ilerleyen süreç içerisinde cihazın performansı izlenmelidir. Bu bölümde NEMA'nın en son yayınladığı NU 2-2001 numaralı standardında yer alan testler açıklanacaktır.

I-TANIMLAMALAR VE SEMBOLLER

A. Tanımlamalar

Aksiyel FOV: Transaksiyel tomografik görüntüleri oluşturan PET cihazının uzun eksenine paralel maksimum uzaklık.

Apodization : Apodizasyon sinyal/gürültü oranı veya rezolüsyonu arttırmak için yapılan işlemleri içeren geniş bir tanımdır.

Prompt (ilk alınan) sayımlar: PET'in standart coincidence penceresinde alınan coincidence sayımlar. Doğru, saçılmış ve random (rastgele) coincidence sayımları kapsar.

Sinogram: Transaksiyel görüntünün uzaysal sunumunun iki boyutlu projeksiyonu. Bir boyut merkezden radyal uzaklığa diğer boyut ise projeksiyon açısına ilişkindir.

Transvers FOV: Cisimlerin görüntülenebileceği PET'in uzun eksenine dik en büyük dairesel alanın çapı.

Test fantomu: Her ölçümde kullanılan fantom ve elemanları o ölçümün tanımlamasında belirtilmiştir.

B. Standart Semboller

Bu testlerin anlatımında belirli değerler için sembolik açıklamalar kullanılmıştır.

Temel bir değeri daha fazla açıklamak amacıyla sembollerde alt yazı kullanılmıştır (C_{xxx} gibi). Bazı bağımsız değişkenlerin fonksiyonu olarak açıklanan tüm değerler $Q(x)$ ile sembolize edilir. Burada x , ilgili yazıda tanımlanan değişkeni temsil etmektedir.

Testlerin çeşitli bölümlerinde kullanılan semboller bu bölümde listelenmiştir. Sadece o bölümde kullanılan semboller aynı bölüm içerisinde tanımlanmıştır.

Sayımlar (C_{xxx}): Coincidence sayımların miktarı.

C_{ROI} : Planar ROI'deki sayımların miktarı

C_{TOT} : Sayımların toplam miktarı

C_m : Maksimum sayım miktarı

C_{r+s} : Random ve saçılım sayımlarının toplamı

C_L : İlgili projeksiyon alanının sol kenarındaki sayım miktarı

C_R : İlgili projeksiyon alanının sağ kenarındaki sayım miktarı

C_H : Sıcak aktivite alanlarında çizilen ROI'lerin sayımları

C_B : Backgroundda (background) çizilen ROI'lerin sayımları

C_C : Soğuk aktivite alanlarında çizilen ROI'lerin sayımları

Radyoaktivite (A_{xxx}): MBq (MegaBecquerels) veya miliCi (milliCuries) cinsinden radyoaktivite miktarı.

1 MBq = 10^6 parçalanma/saniye= 37×10^6 miliCi

A_0 : T_0 zamanındaki başlangıç radyoaktivitesi

$A_{ave,j}$: j bilgi toplamasındaki (acquisition) ortalama radyoaktivite

A_{cal} : T_{cal} zamanındaki radyoaktivite

T_{cal} zamanında kuyu sayıcı veya doz kalibratöründe saptanan A_{cal} aktivitesi kullanılarak, T_0 zamanındaki ilk radyoaktivite aşağıdaki formüle göre hesaplanır (F.1).

$$A_0 = A_{cal} \exp\left(\frac{T_{cal} - T_t}{T_{1/2}} \ln 2\right) \quad (F.1)$$

$T_{1/2}$ radyoizotopun yarı ömrüdür. Belirli bir acquisition için ortalama radyoaktivite; başlangıçtaki A_0 aktivitesi, radyonüklidin yarı ömrü ve acquisition süresi kullanılarak aşağıdaki formüle göre bulunur (F.2).

$$A_{ave} = \frac{A_0}{\ln 2} \left(\frac{T_{1/2}}{T_{acq}} \right) \left\{ \exp\left(\frac{T_{acq}}{T_{1/2}} \ln 2\right) \right\} \quad (F.2)$$

Başlangıçtaki radyoaktivite A_j ; doz kalibratörü veya kuyu sayıcı da saptanan A_{cal} aktivitesi, başlangıç zamanına göre radyoaktivite azalım düzeltilmesi ve j acquisition'ının başlama zamanı T_j kullanılarak aşağıdaki formüle göre hesaplanır (F.3).

$$A_j = A_{cal} \exp\left(\frac{T_{cal} - T_j}{T_{1/2}} \ln 2\right) \quad (F.3)$$

Radyoaktivite konsantrasyonu (a_{xxx}): MBq veya millicu cinsinden birim hacimdeki radyoaktivite miktarı.

- $a_{t,peak}$: En yüksek doğru olay sayım hızındaki radyoaktivite konsantrasyonu
- a_{eff} : Katı bir silindirin içindeki çizgisel kaynağın ortalama efektif aktivite konsantrasyonu
- a_H : Sıcak küredeki radyoaktivite konsantrasyonu
- a_B : Background radyoaktivite konsantrasyonu
- $a_{NEC,peak}$: En yüksek gürültü eşdeğeri sayım (noise equivalent count-NEC) hızındaki radyoaktivite konsantrasyonu

Bir hacimde (V) uniform olarak dağılım gösteren radyoaktivite konsantrasyonu aşağıdaki formül ile bulunur (F.4).

$$a_{xxx} = \left(\frac{A_{xxx}}{V} \right) \quad (F.4)$$

Böylece ortalama radyoaktivite konsantrasyonu (F.5):

$$a_{ave} = \left(\frac{A_{ave}}{V} \right) \quad (F.5)$$

Efektif radyoaktivite konsantrasyonu hesaplanırken kullanılan hacim değeri çizgi kaynağın değil solid silindirin hacmidir.

Yarı ömür ($T_{1/2}$): Bir radyonüklidin çekirdek sayısının bozunuma uğrayarak yarıya ineceği süre. F-18 izotopunun yarı ömrü 109.8 dakikadır.

Hız (R_{xxx}): Saniyede ölçülen coincidence olayların

sayısı. Coincidence sayımlarının Tacq süresine bölünmesiyle bulunur.

- R_{ROI} : Planar ROI'deki sayım hızı
- R_{TOT} : Toplam sayım hızı
- R_{Extr} : Potansiyel sayım hızı (kayıpsız)
- R_t : Doğru olay (true event) sayım hızı
- R_s : Saçılmış olay (scatter event) sayım hızı
- R_r : Random olay sayım hızı
- $R_{t,peak}$: En yüksek doğru olay hızı
- R_{NEC} : NEC hızı
- $R_{NEC,peak}$: En yüksek NEC hızı
- R_{CORR} : Radyoaktivite azalımı düzeltilmiş sayım hızı

Zaman (T_{xxx}): Saniye kullanılır.

- $T_{1/2}$: Bir yarı ömür süresi
- T_{acq} : Bir acquisition süresi
- T_j : j acquisition'ının başlangıç zamanı
- T_{cal} : Kuyu sayacı veya doz kalibratörü ölçümünün zamanı
- $T_{T,E}$: Emisyon ve transmisyon acquisition'larının toplam süresi

Hacim (V) : Mililitre cinsinden ölçülen fiziksel hacim.

II. KABUL VE REFERANS TESTLERİ

A. Uzaysal rezolüsyon

Bir sistemin uzaysal rezolüsyonu iki noktayı ayırma kabiliyetini gösterir. Ölçüm, havada tutulan nokta kaynakların "smoothing" veya apodizasyon yapılmamış görüntüleri rekonstrakte edilerek yapılır.

AMAÇ: Nokta radyoaktif kaynaklardan alınan görüntülerin noktasal dağılım fonksiyonlarının (point spread function-PSF) genişliğini karakterize etmektir. Dağılım fonksiyonunun FWHM (full width at half maximum) ve FWTM (full width at tenth maximum)'daki tam genişliğini ölçmektir.

Bütün sistemlerde uzaysal rezolüsyon, transvers kesitte radyal ve tanjantal olmak üzere iki yönde ölçülür. Ek olarak aksiyel rezolüsyon da ölçülür. Transvers FOV ve görüntü matrisi genişliği transvers kesitteki piksel genişliğini belirler. PSF genişliğini en pratik şekilde ölçmek ve yüksek çözünürlüğü sağlamak için FWHM en az 3 piksellik "span" içermelidir [**Span**, aksiyel veri ölçüsünü tanımlamak için kullanılır. Michelogram'daki tek sayılı düzlemler için kullanılan hücre sayısının toplamıdır]. Görüntü piksel genişliği beklenen FWHM'nin üçte birinden küçük olmalıdır.

Bu testde radyoaktif kaynak olarak F-18 kullanılır. Aktivitesi ölü zaman kayıplarının % 5'ini ya da random olay hızı toplam olay hızının % 5'ini geçmemelidir.

Semboller

Rezolüsyon (RES); bir nokta kaynağın transvers kesit görüntüsünün genişliğinin ölçülmesidir. FWHM ve FWTM olarak belirtilir.

Testin yapılışı

1. Nokta kaynak, iç çapı 1 mm'den dış çapı ise 2 mm'den küçük kapiller tüp içine az miktarda konulmuş konsantre aktiviteden oluşur. Kapiller tüp içindeki aktivitenin aksiyel büyüklüğü 1 mm'den küçük olmalıdır.

2. Kaynaklar tomografin uzun eksenine paralel olarak aşağıdaki gibi 6 noktaya konumlandırılmalıdır (Şekil 9).

a. Aksiyel yönde:

- Aksiyel FOV'un merkezine
- Aksiyel FOV merkezinden, aksiyel FOV genişliğinin dörtte bir uzaklıktaki 2 noktaya

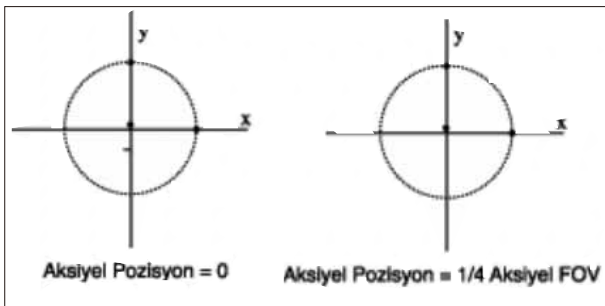
b. Transvers yönde:

- FOV merkezi için kaynak vertikal eksende merkezden 1 cm kayık durumda yerleştirilmelidir.

Not: Tarayıcının geometrik yapısı gantry'nin merkezinde çok küçük bir alan kapladığı için gerçek dışı sonuçlar verebilir. Bu nedenle, 1 cm'deki test tarayıcının performansını gereğince test edebilmek için yapılmalıdır.

- X=0 ve Y=10 cm noktasına
- X=10 cm ve Y=0 noktasına

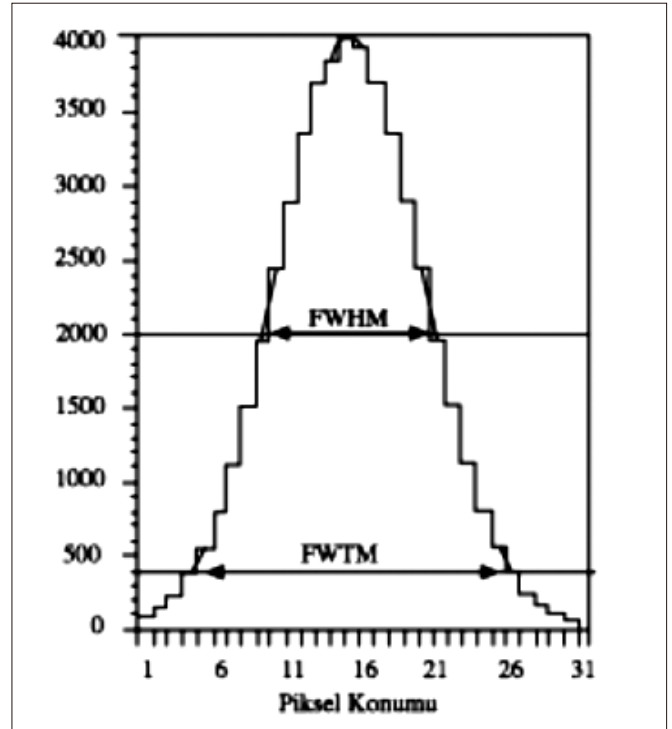
3. Test yukarıda belirtilen 6 konumda yinelenmelidir. Çoklu kaynak veya tek kaynak ile yapılabilir. Her bir konum için en az 100 000 sayım toplanır. Klinik çalışmalarda kullanılanlardan daha iyi örnek büyüklüğü seçilebilir.



Şekil 9. Rezolüsyon ölçümlerindeki kaynak pozisyonları.

4. Bütün uzaysal rezolüsyon verileri "smoothing" veya apodizasyon uygulanmadan filtrelenmiş geri yansıtma (backprojection-FBP) ile işlenir.

5. Üç ortogonal yöndeki görüntü volümü ve aktivite dağılım piklerinde yer alan profillerde bir boyutlu yanıt fonksiyonları oluşturularak PSF'ların FWHM ve FWTM değerleri bu 3 yönde saptanır. Bu profillerin ölçme yönüne uygun açılardaki genişliği FWHM'un 2



Şekil 10. FWHM ve FWTM değerlerinin bulunması

katıdır. Bunun nedeni ölçüm değişkenliğini azaltmaktır. FWHM ve FWTM değerleri, yanıt fonksiyonunun maksimum değerinin yarısı veya onda bir değerindeki bitişik pikseller arasında lineer interpolasyon ile saptanır (Şekil 10). Maksimum değer, pik noktası ve ona en yakın iki noktanın kullanılmasıyla bir parabolik eğri ile saptanır. Değerler piksel genişliğine çarpılarak mm olarak bulunur.

6. Her radius (kaynağın merkeze olan uzaklığı) için radyal, tanjantal ve aksiyel rezolüsyon, iki aksiyel konumun ortalaması olarak Tablo I'e göre sistem rezolüsyonu değerleri olarak rapor edilir.

B. Saçılım Fraksiyonu, Sayım Kayıpları ve Random Ölçümü

Pozitron annihilasyonu sonucu ortaya çıkan gama ışınlarının saçılımı yanlış konumlandırılmış coincidence olaylar olarak algılanır. Farklı tasarımlar PET tarayıcılarının saçılmış radyasyona farklı duyarlılıklar göstermelerine neden olur. Sayım kayıpları ve random olayların ölçümü PET'in yüksek aktiviteli radyoaktif kaynakları doğru olarak ölçme becerilerini gösterir.

Bu işlemin ilk amacı saçılmış radyasyona olan göreceli sistem duyarlılığını ölçmektir. Saçılım bütün kesitler için saçılım fraksiyonu şeklinde tanımlanır. Bu işlemin ikinci amacı ise, çeşitli düzeylerde kaynak aktivitesi bulunması durumunda, sistem ölü zamanı ve ortaya çıkan random olayların göreceli sistem duyarlılığına olan etkilerini ölçmektir.

Doğru olay hızı, toplam coincidence olay hızından

Tablo I. Uzaysal rezolüsyon formülleri (RES_x, RES_y ve RES_z x, y ve z yönlerindeki rezolüsyonu gösterir)

	Ölçüm çeşidi	Formül
1 cm radius		
Transvers	Her iki z konumu için ortalama X ve Y (4 sayı)	$RES = \left(\frac{RES_{x=0,y=1,z=merkez} + RES_{y=0,y=1,z=merkez} + RES_{x=0,y=1,z=1/4FOV} + RES_{y=0,y=1,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Aksiyel	2 z konumunun ortalaması (2 sayı)	$RES = \left(RES_{z=0,y=1,z=merkez} + RES_{z=0,y=1,z=merkez} \right) / 2$
10 cm radius		
Transvers radyal	İki z konumu için ortalama 2 transvers (4 sayı)	$RES = \left(\frac{RES_{x=10,y=0,z=merkez} + RES_{y=0,y=10,z=merkez} + RES_{x=10,y=0,z=1/4FOV} + RES_{y=0,y=10,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Transvers tanjantal	Her iki z konumu için ortalama 2 transvers (4 sayı)	$RES = \left(\frac{RES_{y=10,y=0,z=merkez} + RES_{x=6,y=10,z=merkez} + RES_{y=10,y=0,z=1/4FOV} + RES_{x=6,y=10,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Aksiyel rezolüsyon	Her iki z konumu için ortalama 2 transvers (4 sayı)	$RES = \left(\frac{RES_{z=10,y=0,z=merkez} + RES_{z=0,y=10,z=merkez} + RES_{z=10,y=0,z=1/4FOV} + RES_{z=0,y=10,z=1/4FOV}}{4} \right)$

saçılmış olay hızı ile random olay hızının çıkarılmasıyla elde edilir. Random ölçüm yöntemlerinde, yanlış konumlu olaylar random ölçümünün bir parçası olarak yer alır. Ayrıca, enerji pikindeki kaymalar random sonuçlarını etkileyebilir. Çünkü saçılım fraksiyonunun, sayım hızının bir işlevi olarak sabit olduğu varsayılır.

Test fantomu solid ve silindirik yapıdadır. Bu silindir 0.96 ± 0.01 graviteli polietilen'den yapılmıştır. Dış çapı 203 ± 3 mm (8 inç), uzunluğu 700 ± 5 mm'dir. Silindirin merkez eksenine paralel olarak, 45 ± 1 mm radyal uzaklıkta 6.4 ± 0.2 mm (1/4 inç) çapında boşluk bulunmalıdır (Şekil-11 A). İmalat ve kullanım kolaylığı için silindir test sırasında bir araya getirilebilen çeşitli kısımlardan oluşabilir. Ancak, bu fantomun tasarımı ve bir araya getirilişinde parçalar arasında hiç bir açıklık bulunmamalıdır. Çünkü, olabilecek açıklıklarda saçılımdan bağımsız aksiyel radyasyon alanları oluşacaktır.

Fantomun çizgisel kaynağı polietilen ya da polietilen kaplamalı plastik tüplerden oluşur. Uzunluğu en az 800 mm, iç çapı 3.2 ± 0.2 mm (1/8 inç) ve dış çapı 4.8 ± 0.2 mm (3/16 inç) olmalıdır (Şekil-11 B).

Bu testte kullanılan radyonüklid F-18'dir. Radyoaktivite miktarı aşağıdaki iki hızın ölçülmesine olanak verecek kadar olmalıdır.

- $R_{t,peak}$: En yüksek doğru sayım hızı
 $R_{NEC,peak}$: En yüksek NEC hızı

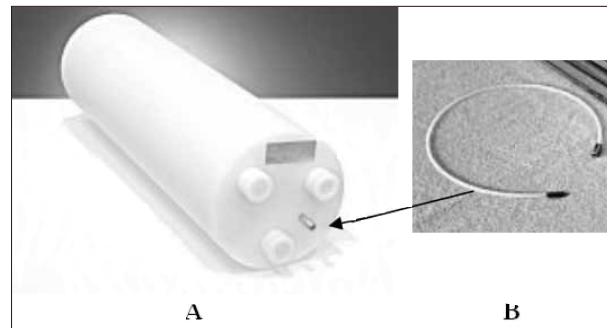
Bu amaçlara ulaşılması için gerekli başlangıç aktivitesine ilişkin önerileri üretici verir. Başlangıç aktivitesi, fantoma enjekte etmeden önce kalibre edilmiş doz kalibratöründe saptanmalıdır.

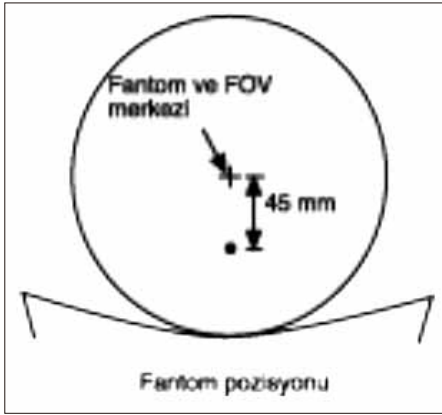
Semboller

Saçılım fraksiyonu (scatter fraction-SF): Tarayıcı FOV'unun tanımlanmış bir ROI'sinde; saçılmış coincidence olayların, saçılmış ve doğru coincidence olayların toplamına olan oranıdır.

Testin Yapılışı

1. Tüpün 700 ± 5 mm'lik kısmı aktivitesi bilinen yüksek miktarda aktivite ile doldurularak fantomda bulunan 6.4 ± 0.2 mm çapındaki boşluğa yerleştirilir (Şekil 11).

**Şekil 11.** Solid fantom (A) ve çizgisel kaynak (B)



Şekil 12. Çizgisel kaynağın solid fantom içine yerleştirilmesi

Çizgisel kaynağın 700 ± 5 mm'lik kısmına belli miktarda radyoaktivite su ile karıştırılıp konulur ve iki ucu kapatılır. Aktivite alanı fantomun boyunu karşılayacak şekilde fantomdaki boşluğa yerleştirilir. Fantom, çizgisel kaynak hasta yatağına en yakın konumda olacak şekilde hasta yatağına konumlandırılır. Fantom transvers ve aksiyel FOV'ların merkezine 5 mm'ye kadar hasta payıyla konulabilir (Şekil 12).

2. Yüksek miktarda aktivite içeren fantom PET'in FOV'una yerleştirilerek farklı bozunum zamanlarında ölçümler alınır. Random olay hızının doğru olay hızına oranı aktivite yarılanmasına paralel olarak düşer. Son olarak da % 1'den daha az bir değere iner. Ayrıca, sistemin coincidence olayları değerlendirmedeki etkinliği, aktivitenin azalmasıyla sayım kayıplarının ihmal edilebilir seviyeye inmesine kadar sürer. Böylece random ve işlem kayıplarından bağımsız coincidence sayım hızı ölçülür.

3. Ölçülen bu doğru hız yüksek aktivite düzeylerine ekstrapole edilir. Ekstrapole edilen hız ölçülen hızla karşılaştırılarak yüksek aktivite düzeylerinde sistemin maruz kaldığı sayım kayıpları değerlendirilir. Bu tekniğin doğruluğu yeterince düşük aktivite düzeylerinde toplanan sayım istatistiğinden önemli oranda etkilenmediği için, daha düşük sayım hızlarında ölçümün yinelenmesi gerekebilir.

Doğru olayların sayım kayıp hızı toplam hızın % 1'inden ve random olay hızlarının doğru olay hızlarının % 1'inden daha düşük seviyede kalması için geçen sürede radyonüklidin yarı ömrünün ($T_{1/2}$) yarısından daha kısa aralarla veri toplanır. Acquisition süresi ($T_{acq,j}$), $T_{1/2}$ 'nin dörtte birinden az olmalıdır. Acquisition tamamen tomografik olmalı ve dönen tarayıcılar her görüntü almada tam ve uniform açılı örnekleme verecek şekilde dönmelidir. Dönen tarayıcılarda, acquisition süresine (T_{acq}) detektörlerin dönmesi için gerekli süre de eklenmelidir.

Sistem ölü zaman kayıplarının doğru olarak değerlendirilmesi için, doğru hızların %1'inin altındaki sayım kaybı hızları ve random hızlara ilişkin yeterli ista-

tistiğin toplanması gereklidir. Her acquisition en az 500 000 kesin sayım içermelidir. En yüksek sayım hızına ilişkin ölçümlerin yeterince sıklıkla yapılması bu hızın doğru şekilde saptanması için önemlidir. Bu nedenle üreticilerin tarayıcılarına ilişkin başlangıç aktivitesi, görüntü alma zamanları ve görüntü alma sürelerine ilişkin protokol önermeleri gerekir.

4. Aksiyel FOV'u 65 cm veya daha küçük olan tomograflarda, i kesitinin her acquisition'ı için sinogram oluşturulur. 65 cm'den büyük aksiyel FOV'lu tomograflarda ise 65 cm içindeki kesitlerin acquisition'ında sinogram oluşturulur. Detektör sensitivitesi veya detektör hareketleri, random, saçılım, ölü zaman ya da atenuasyon gibi varyasyonlara ilişkin hiçbir düzeltme ölçümlere uygulanmamalı ve random olay çıkarması yapılmamalıdır.

Sinogramlar tarayıcının topladığı düzeltme yapılmamış toplam sayımları içermelidir. Yani doğru, random ve saçılmış olayları içermelidir. Ayrıca, random sayım hızlarını doğrudan ölçebilen tarayıcılar bu ölçümleri aşağıdaki ayrıntıları verilmiş olan random sayım hızlarının değerlendirilmesinde kullanmayabilir. Oblik sinogramlar, her bir kesit için sinogramdaki sayımların miktarı korunarak tek bir sinograma indirgenir (single slice rebinning).

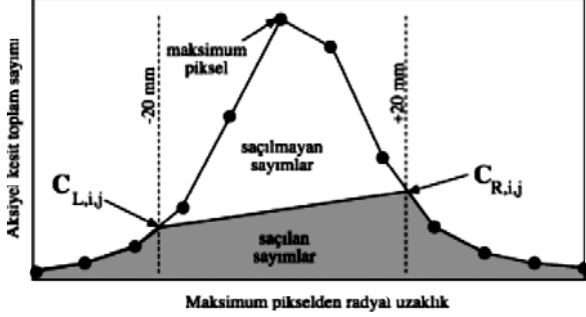
5. j acquisition'ının her i sinogramında fantomun merkezinden 12 cm uzağa konumlanmış pikseller sıfıra ayarlanır. Sinogramdaki her a projeksiyon açısında çizgisel kaynak merkezinin konumlandırılması, en yüksek değere sahip pikselin bulunmasıyla saptanır. En yüksek değere sahip pikselin sinogram merkezindeki pikselle aynı sırada yer alması için her projeksiyon kaydırılır. Aynı sıraya koyma işleminden sonra aynı radyal off-set'e sahip her projeksiyon açısındaki pikseller bir pikselde toplanarak toplam projeksiyon oluşturulur (F.6). Böylece, toplam projeksiyondaki her piksel kendisiyle aynı radyal off-set'e sahip her projeksiyon açısındaki bütün piksellerin toplamına eşit olur.

$$C(r)_{i,j} = \sum_a C(r \quad r_{max}(\phi), \phi)_{i,j} \quad (F.6)$$

r : bir projeksiyondaki piksel sayısı
 ϕ : sinogramdaki projeksiyon sayısı
 $r_{max}(a)$: ϕ projeksiyondaki maksimum değerinin konumunu gösterir.

Sinogramın merkezinde 40 mm genişliğindeki alanın sağ ve sol uçlarındaki piksel yoğunluklarının $C_{L,i,j}$ ve $C_{R,i,j}$ sayımları toplam projeksiyondan elde edilir (Şekil 13). Projeksiyon merkezindeki pikselden ± 20 mm uzaklıktaki piksel yoğunluklarını bulmak için lineer interpolasyon kullanılır. Uç piksellerin yoğunluğu olan $C_{L,i,j}$ ve $C_{R,i,j}$ değerlerinin ortalaması, fraksiyon değerlerini de içeren 40 mm'lik alanın içinde yer alan piksel sayısı ile çarpılır. Çıkan sonuç 40 mm'lik alan dışın-

daki piksellerin sayılarına eklenerek j acquisition'ının i kesiti için random ve saçılım sayımlarının toplamı olan $C_{r+s,i,j}$ değeri bulunur.



Şekil 13. Background sayımlarında 40 mm'lik alanın birleştirilmesi.

j acquisition'ında i kesitinin toplam projeksiyonunda yer alan bütün piksellerin toplamı toplam olay sayımı $C_{TOT,i,j}$ değerini verir. Her j acquisition'ın ortalama aktivitesi $A_{ave,j}$ hesaplanır.

Saçılım Fraksiyonu

Doğru sayım hızlarının %1'nin altındaki sayım kaybı hızı ve random hızlarından oluşan dizinin son j' acquisition'ları saçılım fraksiyonunun saptanmasında kullanılır.

Bu acquisition'larda $C_{r+s,i,j}$ değerinin önemsiz sayıda random sayımları olduğu ve sadece saçılan sayımlardan oluştuğu ve benzer şekilde $C_{TOT,i,j}$ değerinin de sadece doğru ve saçılım sayımlarından oluştuğu varsılır.

Her kesite ait saçılım fraksiyonu olan SF_i düşük aktivite acquisition'ların aşağıdaki şekilde toplanmasıyla hesaplanır (F.7).

$$SF = \frac{\sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_j C_{TOT,i,j}} \quad (F.7)$$

Sistem saçılım fonksiyonu SF , SF_i değerlerinin ağırlık ortalaması olarak aşağıdaki gibi hesaplanır (F.8).

$$SF' = \frac{\sum_j \sum_i C_{r+s,i,j}}{\sum_j \sum_i C_{TOT,i,j}} \quad (F.8)$$

Toplam olay hızının bulunması

Her j acquisition'ında her i kesitinin toplam olay hızı $R_{TOT,i,j}$ aşağıdaki gibi hesaplanır (F.9).

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (F.9)$$

Burada $T_{acq,j}$ acquisition zamanıdır. Sistem toplam olay hızı $R_{TOT,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{TOT,i,j}$ 'nin toplamı olarak hesaplanır.

Doğru olay hızının bulunması

Her j acquisition'ında her i kesitine ilişkin doğru olay hızı $R_{t,i,j}$ aşağıdaki gibi hesaplanır (F.10).

$$R_{t,i,j} = \frac{(C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j})}{T_{acq,j}} \quad (F.10)$$

Burada $T_{acq,j}$ acquisition zamanıdır. Sistem doğru olay hızı $R_{t,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{t,i,j}$ 'lerin toplamı olarak hesaplanır.

Random olay hızının bulunması

Her j acquisition'ında, her i kesitine ilişkin random olay hızı $R_{r,i,j}$ aşağıdaki gibi hesaplanır (F.11).

$$R_{r,i,j} = R_{TOT,i,j} \left(\frac{R_{t,i,j}}{1 - SF_i} \right) \quad (F.11)$$

Sistem random olay hızı $R_{r,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{r,i,j}$ 'lerin toplamı olarak hesaplanır.

Saçılmış olay hızının bulunması

Her j acquisition'ında, her i kesitine ilişkin saçılmış olay hızı $R_{s,i,j}$ aşağıdaki gibi hesaplanır (F.12).

$$R_{s,i,j} = \left(\frac{SF_i}{1 - SF} \right) R_{t,i,j} \quad (F.12)$$

Sistem saçılmış olay hızı $R_{s,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{s,i,j}$ 'lerin toplamı olarak hesaplanır.

NEC hızının bulunması

Her j acquisition'ında doğrudan random çıkarımı yapanlar dışındaki bütün sistemlerde, her i kesitine ilişkin NEC hızı ($R_{NEC,i,j}$) aşağıdaki gibi hesaplanır (F.13).

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \quad (F.13)$$

Doğrudan random çıkarımı kullanan sistemler her i kesitine ilişkin $R_{NEC,i,j}$ değerini aşağıdaki gibi hesaplamalıdır (F.14).

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}} \quad (F.14)$$

Sistem NEC hızı ($R_{NEC,j}$) bütün i kesitlerindeki $R_{NEC,i,j}$ değerlerinin toplamı olarak hesaplanır.

6. Değerlendirme

Sayım hızı grafiği

Aşağıdaki beş değer ortalama radyoaktivite konsantrasyonu olan $a_{ave,j}$ 'nin bir işlevi olarak grafiği çizilir. Burada, V volümü, silindirik fantomun toplam volümüdür (22 000 cm³).

- $R_{t,j}$: Sistem doğru olay hızı
 $R_{r,j}$: Sistem random olay hızı
 $R_{s,j}$: Sistem saçılmış olay hızı
 $R_{NEC,j}$: Sistem NEC hızı
 $R_{TOT,j}$: Sistem toplam olay hızı

En yüksek sayım değerleri

Yukarıdaki grafikten türeyen aşağıdaki değerler rapor edilir.

- $R_{t,peak}$: En yüksek doğru sayım hızı
 $R_{NEC,peak}$: En yüksek NEC hızı
 $a_{t,peak}$: $R_{t,peak}$ değerinin ulaşıldığı aktivite konsantrasyonu
 $a_{NEC,peak}$: $R_{NEC,peak}$ değerinin ulaşıldığı aktivite konsantrasyonu

Sistem saçılım fraksiyonu

SF değeri rapor edilir.

C. Sensitivite

PET'in sensitivitesi bir kaynak için saniye başına doğru coincidence olayların saptandığı sayım miktarıdır. Pozitron yayılımından sonra oluşan annihilasyonu korumak için kaynağın çevresini, belli miktarda bir materyel "sleeve" ile sarmak gerekir. Kaynağı çevreleyen bu materyel ortaya çıkan gama ışınlarını azaltır.

Atenüasyondan bağımsız bir ölçüm yapabilmek için, bilinen absorbe ediciler tarafından sarılmış uniform doğrusal kaynak ile ardışık ölçümler yapılır. Absorblanmasız sensitivite bu ölçümlerden ekstrapolasyonla bulunur.

Bu ölçüm için Şekil 14'de gösterilen sensitivite fantomu ve F-18 kullanılır. Sayım kayıpları %1'den az olacak ve random olay hızı doğru olay hızının % 5'inden az olacak şekilde düşük aktivite kullanılmalıdır. Fantomdaki başlangıç aktivitesi doz kalibratöründe ölçülerek saptanmalıdır.

Semboller

Birikmiş "sleeve" duvar kalınlığı (X): Sensitivite ölçümünde kullanılan metal sleeve duvarların toplam kalınlığı.

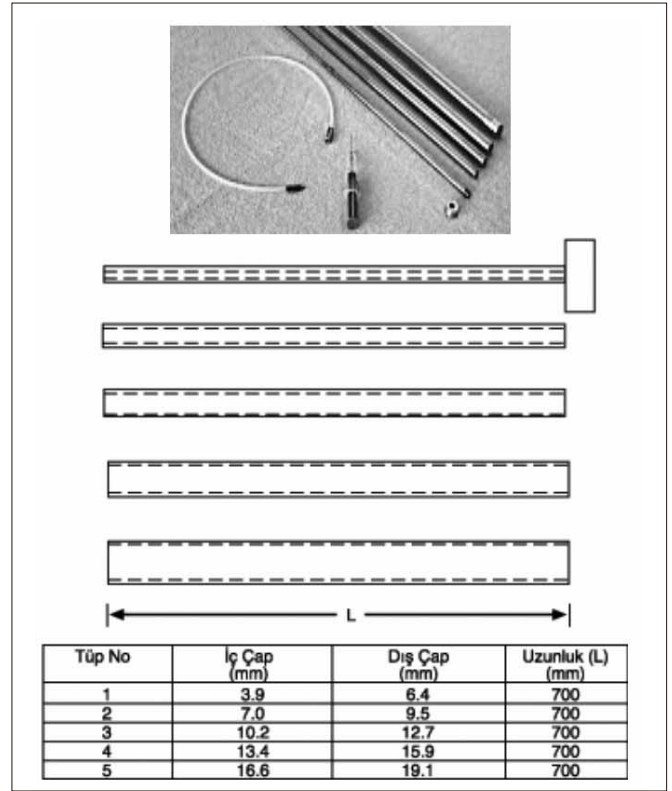
Atenüasyon Katsayısı (m): Gama ışınlarının bir maddede ilerlerken etkileşime maruz kalma olasılığının ölçümü. 1/mm olarak gösterilir.

Sensitivite (S): Önemsenmeyecek kadar düşük sayım hızı kaybı veren düşük aktiviteli radyoaktif kaynaklar ile coincidence olayların saptanma hızının ölçümüdür.

- S_i : i kesitinin sensitivitesi
 S_{TOT} : Toplam sistem sensitivitesi

Testin Yapılışı

1. Plastik tüpün 700 ± 5 mm'lik kısmı belli miktarda radyoaktif su ile karıştırılarak doldurulur ve tüpün iki ucu kapatılır. Bu aktivite (A_{cal}) ve aktivitenin ölçüm



Şekil 14. Sensitivite test fantomu.

zamanı (T_{cal}) kaydedilmelidir. Fantom transaksyonel FOV'un merkezine, kullanılan herhangi bir destek mekanizması FOV'un dışında kalacak şekilde konumlandırılır.

2. Kesit başına en az 10 000 doğru olay sayısı toplandıktan emin olmak için bir süre sayım alınır. LOR'un tarayıcı aksisine çapraz olduğu görüntü kesitine, oblik LOR halinde sayım tayin etmek için "single slice rebinning" uygulanır. Ölçüm zamanı T_1 ve acquisition süresi T_{acq} ve kaç kez sayım toplanacağı kaydedilir. Tam tomografik veri elde etmek için detektörleri hareket eden tarayıcılarda, acquisition zamanına detektörlerin hareket süresi eklenir. Saniye başına alınan sayımların hızı ($R_{1,i}$) kesitte toplanan sayımların geçen süreye bölünmesiyle bulunur. Bunun ardından 4 sleeve'in her biri fantoma eklenir. Her ölçümde T_j ve $R_{j,i}$ değerleri kaydedilerek ölçümler yinelenir. Farklı radyal konumlarda sensitiviteyi ölçmek için yukarıdaki paragrafta tanımlanan işlem transaksyonel FOV'un merkezinden 10 cm radyal off-set'te yinelenir.

3. Hesaplamalar ve Analiz:

3a. Sistem Sensitivitesi: İzotop yarılanması ile oluşan sayım hızındaki değişiklikler, 5 sleeve'e ait her ölçümde her kesit için aşağıdaki formülle düzeltilir (F.15).

$$R_{CORR,j,i} = R_{j,i} 2^{(T_j - T_{cal})/T_{1/2}} \quad (F.15)$$

İzotop yarılanması düzeltildikten sonra kesitlerin $R_{CORR,j,i}$ hızları toplanarak $R_{CORR,j}$ değeri bulunur. Daha sonra regresyon işlemi ile aşağıdaki eşitlik oluşturulur (F.16).

$$R_{CORR,j} = R_{CORR,0} \exp(-\mu_M \cdot 2 \cdot X_j) \quad (F.16)$$

Burada X_j birikmiş sleeve duvar kalınlığını, $R_{CORR,0}$ atenüasyonsuz sayım hızını gösterir. Metaldeki atenüasyon katsayısı (mM) küçük miktardaki saçılmış radyasyonu karşılamak üzere değişebilir.

Aynı işlem tomograf merkezinden 10 cm off-set'te yapılacak sensitivite ölçümleri için de yinelenir.

Sistem sensitivitesi aşağıdaki formülle hesaplanır (F.17).

$$S_{tot} = \frac{R_{CORR,0}}{A_{cal}} \quad (F.17)$$

3b. Aksiyel Sensitivite Profili: En küçük tüpte ($C_{1,Plane}$) 0 cm radyal off-set'te toplanan veri kullanılarak, her kesitteki sensitivite aşağıdaki gibi hesaplanır (F.18).

$$S_i = \frac{R_{CORR,1,i}}{R_{CORR,1}} S_{tot} \quad (F.18)$$

4. Değerlendirme

Her radyal off-set'in sensitivitesi sayım/ sn/ MBq olarak rapor edilir. Ayrıca, her kesitteki S_i sensitivitesi grafiğe çizilerek aksiyel sensitivite profili çizilir. Sistem sensitivitesi ve aksiyel sensitivite profili de rapor edilir.

D. Sayım Kayıpları ve Random Düzeltmelerinin Doğruluğu

Çok değişken koşullarda kaynağın aktivite dağılımının sayısal ölçümü için PET'in ölü zaman kayıpları ve random olayları telafi edebilme yeteneği vardır. Özellikle klinik uygulamada karşılaşılan yüksek sayım hızlarında bu düzeltmenin doğruluğu tomografik çalışmanın sayımları ile ilişkilidir. Bu test çeşitli görüntüleme koşullarını gerektirmez ve basit bir aktivite dağılımını kullanır. Ancak yüksek radyoaktivite kullanmak ve fazla zaman harcamak gerekir.

Amaç: Görüntülerdeki random olaylar ve ölü zaman kayıpları için yapılan düzeltmelerin doğruluğunu ölçmektir.

Random olaylar ve ölü zaman kayıpları için B madesindeki "saçılım fraksiyonu, sayım kayıpları ve random ölçümü" testine ait fantom verileri yapılan düzeltmeden sonra net hatayı ölçmek için de kullanılabilir. Düzeltme yapılmış doğru sayım oranları ile düşük sayım oranlarından ekstrapole edilen beklenen sayım oranı arasında karşılaştırma yapılır. Düşük sayımlarda ölü zaman ve random hataları önemsizdir. Tüm dü-

zeltmeler uygulanmalıdır.

Bu test için F-18 kullanılır. Radyoaktivite miktarı, doğru olay hızının ölü zaman kayıp değerinin %50'sine ulaşmasını sağlayacak kadar fazla olmalı ve en yüksek doğru sayım hızı ($R_{t,peak}$) ile en yüksek NEC hızının ($R_{NEC,peak}$) ölçülmesine olanak tanınmalıdır.

Semboller

Rölatif sayım hızı hatası (Δr): Beklenen sayım hızı ve ölçülen sayım hızı arasındaki fark, beklenen hızın yüzdesi olarak tanımlanır.

Testin Yapılışı

1. Çizgisel kaynağın 700 ± 5 mm'lik kısmına belli miktarda radyoaktivite içeren su konularak iki ucu kapatılır. Aktivite alanı fantomun boyunu karşılayacak şekilde fantomdaki boşluğa yerleştirilir. Fantom, çizgisel kaynak, hasta yatağına en yakın konumda olacak şekilde hasta yatağına konumlandırılır. Fantom merkezi transvers ve aksiyel FOV'ların merkezinde olmalıdır (Şekil 12).

2. Doğru olayların sayım kayıp hızı toplam hızın %1'inden ve random hızların doğru olay hızlarının %1'inden daha düşük seviyeye ulaşması için geçen sürede radyonüklidin yarı ömrünün ($T_{1/2}$) yarısından daha sık aralıklarla veri toplanır. Acquisition süresi ($T_{acq,j}$), $T_{1/2}$ 'nin dörtte birinden az olmalıdır. Acquisition tamamen tomografik olacak ve dönen tarayıcılar her görüntü almada tam ve üniform açılı örnekleme verecek şekilde dönmelidir.

3. Sistem ölü zaman kayıplarının doğru olarak değerlendirilmesi için, doğru hızların %1'inin altındaki sayım kayıp hızları ve random hızlara ilişkin yeterli istatistiğin toplanması gereklidir. Her acquisition en az 500 000 prompt sayım içermelidir. Bu nedenle, üreticilerin tarayıcılarına ait başlangıç aktivitesi, görüntü alma zamanları ve görüntü alma süreleri ile ilgili protokol önermeleri gerekir.

4. Aksiyel FOV'u 65 cm veya daha küçük olan tomograflarda tüm kesitler yeniden oluşturulur. 65 cm'den büyük aksiyel FOV'lu tomograflarda ise 65 cm içindeki kesitler yeniden oluşturulur. Veriye random ve ölü zaman düzeltmesi uygulanmalıdır. Standart parametreler kullanılarak görüntüler yeniden oluşturulur.

5. Yeniden oluşturulmuş her i görüntüsü üzerinde tüm analizler yapılabilir. Her bir j acquisition'ı için $A_{a,ve,j}$ ortalama aktivitesi hesaplanır. Ortalama efektif aktivite konsantrasyonu ($a_{eff,j}$) her bir j acquisition'ı için $A_{ave,j}$ 'nin test fantomunun hacmine ($22\ 000\ cm^3$) bölünmesi ile bulunur.

6. Her i kesitinin transvers FOV merkezine (çizgisel kaynağı merkezlemeyecek şekilde) 180 mm çapında dairesel ROI çizilir. Doğru olayların sayısı $CROI_{i,j}$, her i kesiti ve j acquisition'ı için ölçülür. Doğru olay hızı ($RROI_{i,j}$) aşağıdaki formül ile hesaplanır (F.19).

$$R_{ROI,i,j} = \frac{C_{ROI,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (F.19)$$

Ölü zaman kayıpları veya random olay içermeyen j acquisition'ı için geçerli olan ekstrapole edilmiş doğru sayım hızı ($R_{Ext,i,j}$) her i kesiti için hesaplanır. İstatistik etkileri en aza indirmek için $R_{Ext,i,j}$, aşağıdaki denklem ile elde edilir (F.20).

$$R_{Ext,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}} \quad (F.20)$$

En düşük aktiviteli acquisition için $k=1$

Her j acquisition'ının her i kesiti için rölatif sayım hızı hatası $\Delta r_{i,j}$ aşağıdaki formülden yüzde olarak hesaplanır (F.21).

$$\Delta r_{i,j} = 100 \left(\frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Ext,i,j}} - 1 \right) \% \quad (F.21)$$

7. Değerlendirme: Her kesit için $\Delta r_{i,j}$ ve $a_{eff,j}$ değerleri grafik haline getirilir. Grafik üzerinde $a_{eff,j}$ 'ye karşı $\Delta r_{i,j}$ 'nin en düşük ve en yüksek değerleri işaretlenir. Noktalar bir eğri oluşturmak için birleştirilir. Maksimum $\Delta r_{i,j}$ eğim değeri, aktivite veya $a_{NEC,peak}$ değerlerinin altında ise rapor edilir.

E. Görüntü Kalitesi, Saçılma ve Atenüasyon Düzeltmelerinin Doğruluğu

Klinik görüntüleme koşullarını simule eden standartlaştırılmış görüntüleme için farklı görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitesini karşılaştırmak, sistem performansının farklı yönlerinin kompleks etkileşiminden dolayı yararlıdır. İnsan vücudunun kilosu ve şekline bağlı olarak oluşan radyofarmasötik tutulumundaki değişiklikler nedeniyle fantom kullanılarak klinik çalışmalara benzer görüntüleme yapmak zordur. Bu nedenle, tek bir fantom çalışmasının sonuçları sadece özel bir görüntüleme koşuluna uygun olarak değerlendirilir.

Bu ölçümün amacı, hem sıcak hem soğuk lezyonlarla, tüm vücut çalışmasında elde edilen görüntüleri simule ederek görüntü üretmektir. Uniform olmayan atenüasyona sahip vücut fantomunda farklı çaplarda küreler görüntülenir. Tarayıcı alanı dışında aktivite vardır. Sıcak ve soğuk kürelerin görüntü kontrastı ve sinyal-gürültü oranları görüntü kalitesinin ölçülmesinde kriter olarak kullanılır. Ayrıca, bu ölçümden atenüasyon ve saçılım düzeltmesinin doğruluğu hesaplanır.

Bu test için F-18 kullanılır.

Semboller

Kontrast (Q_{xxx}):

- Q_H : Sıcak küre kontrastı
- Q_C : Soğuk küre kontrastı

Background değişkenliği (N_{xxx}): Görüntü kalitesi ölçümünde kullanılır.

N_j : j görüntü volümünde çizilen bütün ROI'ler için değişim katsayısı

Rölatif sayım hatası (ΔC): Beklenen ve ölçülen sayımlar arasındaki farkın yüzde olarak ifadesi.

ΔC_{lung} : Akciğer insert'ündeki rölatif hata.

Standart sapma (SD_{xxx}): Background değişimlerinin ölçümünde kullanılır.

SD_j : j görüntü volümünde çizilen bütün ROI'ler için standart sapma.

Testin Yapılışı

1. Çalışmanın başlangıcında vücut fantomunun background aktivite konsantrasyonu 0.14 mikroCi/ml ($\pm \% 5$) olmalıdır. Bu, tipik tüm vücut görüntüleme için kullanılan konsantrasyona denk gelir (10 miliCi/ 70 000 ml). Eğer üretici tarafından önerilirse daha düşük bir aktivite de kullanılabilir. Kullanılan aktivite konsantrasyonu kaydedilir.

2. Soğuk lezyonlar radyoaktivite içermeyen su ile doldurulur. Sıcak lezyonlar, background aktivitenin önce 8 sonra 4 katı olacak şekilde aktivite ile doldurulur ($N=4$ ve 8).

3. Fantomun 700 mm'lik çizgisel kaynağı, vücut fantomunun background aktivite konsantrasyonuna eşit efektif aktivite konsantrasyonu elde etmek için yeterli olan 3,08 miliCi aktivite ile doldurulur. Eğer vücut fantomunda daha düşük background aktivitesi olursa çizgisel kaynağa daha düşük miktarda aktivite kullanılır.

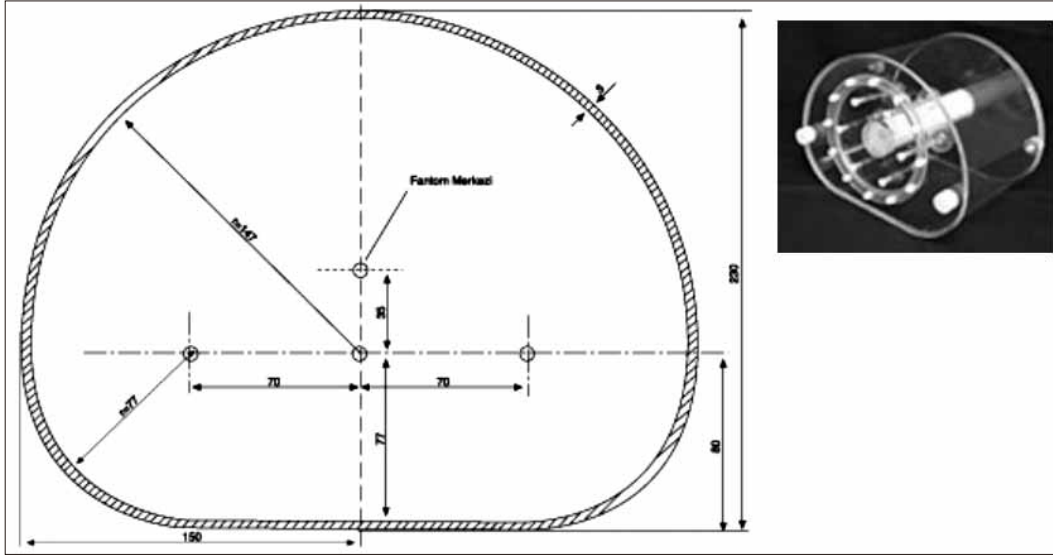
Görüntüleme fantomunun dört parçası vardır:

a. İç uzunluğu en az 180 mm olan vücut fantomu (Şekil 15)

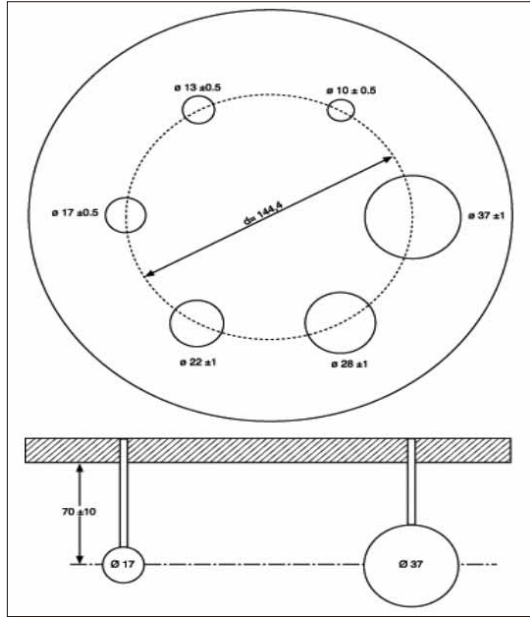
b. Vücut fantomuna yerleştirilen duvar kalınlığı 1 mm ve daha az, iç çapları 10,13,17, 22 mm küresel kaynaklar

c. Fantomun aksiyel uzunluğu ile aynı boyda, duvar kalınlığı 4 mm' den az, dış çapı 50 ± 2 mm ve ortalama yoğunluğu 0.30 ± 0.1 gr/ml olan düşük atom numaralı materyelden yapılmış silindirik bir insert.

d. Bölüm B'de anlatılan "saçılım fraksiyonu, sayım kayıpları ve random ölçümü" testinin yapılmasında kullanılan 700 mm uzunluğunda silindirik solid polietilen yapıda test fantomu ve çizgisel kaynağı.



Şekil 15. Vücut fantomu ve kesiti, bütün değerler ± 1 mm doğrulukla mm cinsinden verilmiştir. Fantom yapısı



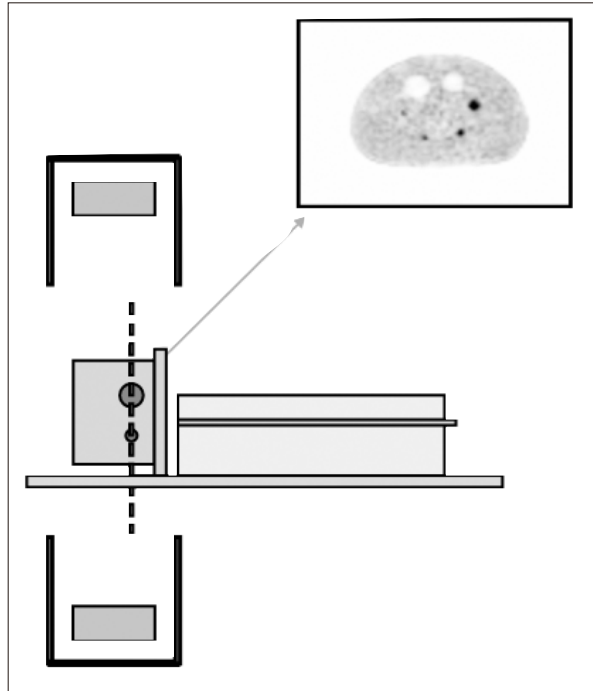
Şekil 16. Fantomun doldurulabilir küreleri, bütün çaplar, iç çap olarak verilmiştir. Kürelerin duvar kalınlıkları 1 mm'dir. Kürelerin merkezleri aynı transvers kesitte aksiyel olarak yer alacak şekilde, monte edildikleri plate'in iç yüzeyinden 70 ± 10 mm uzaklıkta olmalıdır. Fantom polymethylmethacrylate'den imal edilmelidir. Küreler alternatif olarak camdan yapılabilir.

İki büyük küre (28 ve 37 mm) soğuk lezyon görüntüleme için suyla, diğer küreler (10,13,17 ve 22 mm) sıcak lezyon görüntüleme için F-18 ile doldurulur. Kürelerin merkezleri aynı transvers kesitte aksiyel olarak yer alacak şekilde plate yüzeyinden 68 mm uzaklıkta olmalıdır. Küreler transvers pozisyonda, fantom merkezinde 5.72 cm yarı çaplı daire üzerinde olacak şekilde vücut fantomuna yerleştirilir. 17 mm çaplı küre, fantomun horizontal ekseninde olmalıdır (Şekil 16).

Vücut fantomu background aktivitesi ile doldurularak, aksiyel pozisyonda kürelerin merkezi tarayıcının

orta kesitinde olacak şekilde konumlandırılır. Transaksiyel pozisyonda da fantomun merkezi tarayıcının merkezinde olmalıdır. Kürelerin merkezindeki 3 mm'lik fantom boyutu tarayıcının orta kesitindeki plate üzerinde olacaktır.

700 ± 5 mm uzunluktaki çizgisel kaynak F-18 ile doldurularak 700 mm uzunluğundaki silindirik solid test fantomun 6.4 mm'lik boşluğuna yerleştirilir. Tarayıcının FOV'u dışında aktiviteye sahip tüm vücut çalışmalarında aktivite dağılımı ile ilgili daha iyi tahminlerde bulunabilmek için test fantomu, vücut fantomunun baş kısmına konumlandırılır (Şekil 17).



Şekil 17. Fantomların konumlandırılması

4. Veri toplama zamanı yatağın aksiyel uzaklığı dikkate alınarak saptanır. Tüm vücut görüntüleme şartları dikkate alınarak 100 cm'lik aksiyel görüntüleme uzunluğu toplam 60 dakikalık süre içinde alınmalıdır. Her bir yatak pozisyonunda atenuasyon düzeltmesi yapıldığı varsayılarak emisyon ve transmisyon görüntüleme süreleri bu süreye dahil olmalıdır. Emisyon ve transmisyon görüntüleme için gerekli tarama zamanı aşağıdaki formül ile hesaplanır. (F.22)

$$T_{T,E} = \frac{60 \text{ min}}{\text{dist}} \times \text{step} \quad (\text{F.22})$$

Uzunluk = 100 cm

Aksiyel step = Tüm vücut çalışmalarında iki yatak pozisyonu arasındaki uzaklık

Toplam görüntüleme zamanının artması veya uzunluğun azalacağı durumlar dikkate alınarak ek önlemler alınır. Özellikle 50 cm uzunluk toplam 60 dakikada görüntülenebilir. Simüle edilen toplam aksiyel görüntüleme uzunluğu ve gerçek emisyon ve transmisyon zamanları rapor edilmelidir. Görüntü sayımları sınırlı olacağı için sonuçların güvenilirliğini arttırmak amacıyla görüntülemenin 3 kez yinelenmesi önerilir. Aynı sayımları alabilmek için yinelenen görüntülerin süreleri aktivitenin yarı ömrü dikkate alınarak arttırılmalıdır.

5. Verilere tüm düzeltmeler uygulanmalıdır. Tüm vücut çalışmaları için üretici tarafından önerilen standart parametreler (görüntü matris büyüklüğü, piksel büyüklüğü, kesit kalınlığı, rekonstraksiyon algoritmaları, filtreler ve diğer smoothing uygulamaları) kullanılarak görüntüler yeniden oluşturulur. Bu rekonstraksiyon parametreleri rapor edilmelidir.

6. Görüntü kalitesi: Analizde bütün sıcak ve soğuk kürelerin bulunduğu görüntü merkezindeki transvers kesit kullanılır. Her bir soğuk ve sıcak küreye ilgili kürenin iç çapına mümkün olduğunca yakın çapta bir dairesel ROI çizilir. ROI analiz araçları ROI içindeki pikselleri hesaplamalı ve 1 mm veya daha az harekete izin vermelidir.

Sıcak ve soğuk kürelere çizilen ROI'ler ile aynı büyüklükteki ROI'ler vücut fantomu background'ına çizilir. Bu background ROI'leri kürelere ve fantom kenarına 15 mm'den daha yakın uzaklıkta olmamalıdır. Background üzerinde 12 adet 37 mm çapında ROI'ler çizilir. (Şekil 18). Daha küçük çaplı (10,13,17, 22 ve 28 mm) olan background ROI'leri 37 mm'lik background ROI'lerinin içine çizilir. Böylece tek bir kesite her boyuttaki küre için 12 adet background ROI'si çizilmiş olur. Merkezdeki kesite ve bu kesitten ± 10 mm ile ± 20 mm uzaklıktaki kesitlere (toplam 5 kesit) her boyut için toplam 60 background ROI'i çizilir. Diğer ölçümler için ROI yerleri kayıt edilmelidir. Her bir background

ROI ortalama sayımı kayıt edilir. Her bir sıcak küre (j) için yüzde kontrast değeri (QH,j) aşağıdaki formülle hesaplanır (F.23).

$$Q_{H,j} = \frac{(C_{H,j}/C_{B,j}) - 1}{(a_H/a_B) - 1} \times 100\% \quad (\text{F.23})$$

CH,j : j sıcak küre ROI'nin ortalama sayımı

CB,j : j sıcak küresi için çizilen background ROI'nin ortalama sayımı

aH : Sıcak küre aktivite konsantrasyonu

aB : Background aktivite konsantrasyonu

Her bir soğuk küre (j) için yüzde kontrast değeri (QC,j) aşağıdaki formülle hesaplanır (F.24).

$$Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}} \right) \times 100\% \quad (\text{F.24})$$

CC,j : j soğuk küre ROI'nin ortalama sayımı

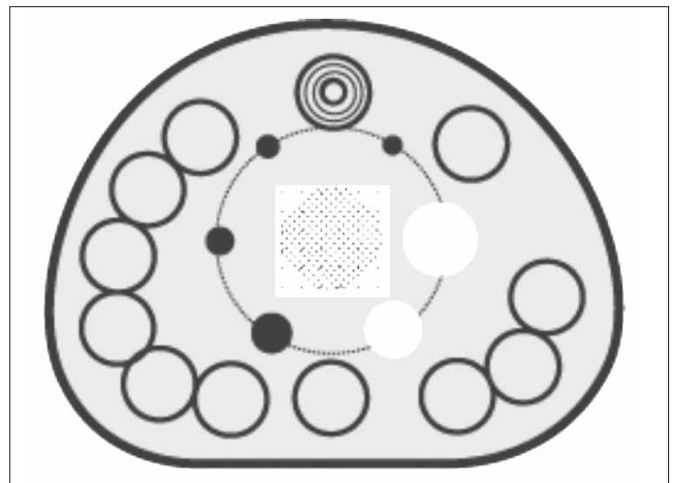
CB,j : j soğuk küresi için çizilen background ROI'nin ortalama sayımı

j küresi için background değişimi (Nj) aşağıdaki formülle hesaplanır (F.25):

$$N_j = \frac{SD_j}{C_{B,j}} \times 100\% \quad (\text{F.25})$$

j küresinin background ROI'i sayımlarının standart sapması SDj aşağıdaki formülle hesaplanır (F.26).

$$SD_j = \sqrt{\sum_{k=1}^K (C_{B,j,k} - C_{B,j})^2 / (K - 1)} \quad K = 60 \quad (\text{F.26})$$



Şekil 18. Görüntü kalite analizi için background yerleşimi: ROI'ler kürelerin üzerine çizilir. ROI'lerin çapları kürelerin fiziksel iç çaplarına mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır. Her bir küre için background'a 12 adet ROI çizilir.

Atenüasyon ve Saçılım Düzeltmelerinin Doğruluğu

Akciğer insert'i merkezine 30 ± 2 mm çapında dairesel ROI çizilir. Her bir i kesiti için ROI'lerin ortalama sayım değeri ($C_{lung,i}$) kaydedilir. Bir önceki bölümde çizilen background ROI'leri ile aynı lokalizasyonda 12 adet 30 ± 2 mm çapında dairesel ROI her bir kesit üzerinde çizilir. Her bir i kesiti için background ROI'lerin ortalama sayım değeri ($C_{B,i}$) kayıt edilir.

Saçılma ve atenüasyon düzeltmelerindeki rezidüel hatanın ölçümü, yani her bir i kesiti için rölatif hata ($\Delta C_{lung,i}$) aşağıdaki formülle hesaplanır (F.27).

$$\Delta C_{lung,i} = \frac{C_{lung,i}}{C_{B,i}} \times 100\% \quad (F.27)$$

$C_{lung,i}$: Akciğer insert'indeki ROI'nin ortalama sayımı

$C_{B,i}$: Görüntü kalite analizi için çizilen 60 adet (30 mm çapında) ROI'nin ortalama sayımı

8. Aşağıdaki unsurlar kayıt edilmelidir:

a) Fantomda kullanılan background aktivite konsantrasyonu ve üreticinin tüm vücut çalışmaları için önerdiği enjekte edilen doz,

b) Toplam aksiyel görüntüleme zamanı, aksiyel step büyüklüğü, transmisyon görüntüleme zamanı ve emisyon görüntüleme zamanı gibi acquisition parametreleri,

c) Transaksiyel ve aksiyel yönlerin her ikisinde de uygulanan her türlü düzeltme (saçılma, random atenüasyon, ölü zaman, bozunum ve normalizasyon), rekonstraksiyon filtreleri ve diğer smoothing uygulamaları, piksel boyutu, görüntü matris boyutu ve kesit kalınlığı gibi rekonstraksiyon parametreleri,

d) İki aktivite konsantrasyonunun oranı, her bir kürenin yüzde olarak background değişikliği ve yüzde kontrast değerleri,

e) Her bir kesit için $\Delta C_{lung,j}$ değeri. Bu hataların ortalaması da kaydedilmelidir.

f) Transvers görüntülerde kürelerin merkezi boyunca ve koronal görüntülerde 17 mm'lik kürenin merkezi boyunca görüntülenmiş aktivite oranı b, d ve f her bir tarama koşulu için rapor edilir.

EK:

SAÇILIM FRAKSİYONU VE SAYIM HIZI (NEMA NU 2-1994)

Bu standartların yayınında tanımlanan testler esas olarak onkolojik uygulamaların tüm vücut görüntülemelerine odaklanmıştır. Bu nedenle beyin görüntüleme uygulamalarında PET'in performansı ile ilgili bilgi vermez. NU 2-1994 ile devamlılığı sağlamak için saçılım

fraksiyonu ve sayım hızı testlerinin orijinal NEMA fantomu (20 cm çapında ve 19 cm uzunluğunda) ile yapılması önerilir. Genel olarak küçük fantom daha yüksek sayım hızı ve daha düşük saçılım fraksiyonuna sahiptir. Ancak, fantomlardan hiç birisi bir hasta çalışmasının tam performansını veremez. Küçük fantomlar beyin çalışmalarının performansını daha iyi verirken büyük fantomlar tüm vücut çalışmalarında daha iyidir. Bu, özellikle geniş aksiyel FOV'lu 3D tarayıcıları için önemlidir.

Bu ekte tanımlanan yöntemler rapor edilirken karışıklığa neden olmaması için sonuçların NU 2-1994 ölçüm yöntemlerine göre elde edildiği belirtilmelidir.

E.1. Fantom

Test fantomu iç çapı 190 ± 1 mm, duvar kalınlığı 3 ± 1 mm ve dış çapı 203 ± 3 mm olan polymethylmetacrylate (PMMA)'den yapılmış bir silindirdir. İçinin sıvı ile doldurulabilir olması için her iki ucu PMMA ile kapatılmıştır (Şekil 19).



Şekil 19. NEMA-1994 fantomu

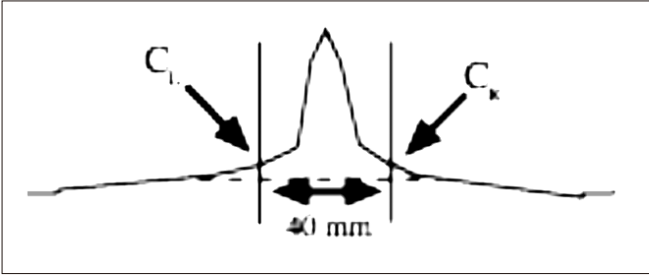
Test fantomunun çizgisel kaynağı; en fazla 2 mm iç çapa sahip, en az 185 mm boyunda ve sıvı doldurulabilir özellikte olacaktır. Fantomun uzun eksenine paralel olarak fantom merkezine ve radyal yönde merkezden 45 ile 90 mm uzaklığa yerleştirilecektir (± 3 mm doğrulukla).

E.2.SAÇILIM FRAKSİYONU ÖLÇÜMÜ

E.2.1 Pozitron annihilasyonu sonucu ortaya çıkan gama ışınlarının saçılımı yanlış konumlandırılmış coincidence olaylar olarak algılanır. Farklı tasarımlar PET tarayıcılarının saçılmış radyasyona farklı duyarlılıklar göstermelerine neden olur.

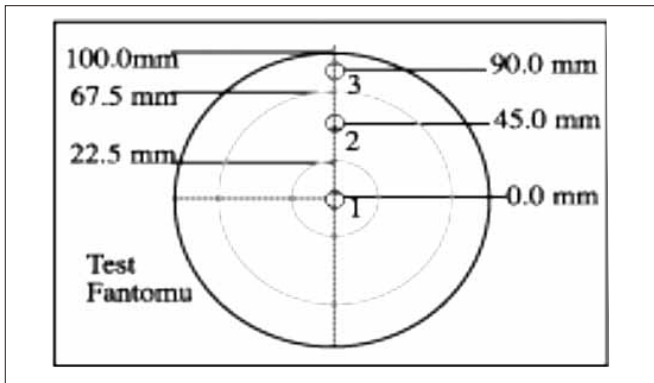
E.2.2 Bu testin amacı, sistemin saçılmış radyasyona göreceli duyarlılığını ölçmektir. Saçılım son tomografya ve her bir kesitte saçılım fraksiyonu (SF) olarak tanımlanır.

E.2.3 Su dolu fantomun 3 radyal pozisyonu için çizgisel kaynak görüntüsü alınır. Çizgisel kaynağın her sinogramında saçılmayan olaylar, merkezde 40 mm genişliğindeki alanda olduğu kabul edilir. Bu genişlik keyfi olarak seçilir. Çünkü, saçılım değeri bölgenin tam genişliğine nispeten duyarlıdır ve çoğu PET'in çizgisel kaynak görüntüsünde 20 mm dışında az miktarda saçılmayan olay yer alır (Şekil 20).



Şekil 20. Saçılan ortamda uygun bir kaynağın sayım yoğunluğunun sinogram projeksiyonu.

Saçılımın miktarı, saçılım uçlarının kesiştiği noktalardan ve 40 mm genişliğindeki alanın kenarlarından lineer interpolasyonla bulunur. Çizginin altındaki ve 40 mm genişliğindeki alanın dışındaki saçılım bulunan saçılma eş değerdir. Uniform kaynak dağılımları için saçılım fraksiyonunun bulunması, yavaş değişkenlik gösteren bir radyal bağımlılığın olduğu varsayılarak yapılır. Bu varsayımda, merkezi eksen boyunca bir çizgisel kaynağın saçılım fraksiyonu 22.5 mm çaplı alanın dışındaki alana uygulanması ile bulunur. Merkezden 45 mm off-set'deki eksen boyunca çizgisel kaynağın saçılım fraksiyonu, 22.5 ve 67.5 mm arasındaki dairesel alana uygulanır. Benzer şekilde 90 mm off-set'deki çizgisel kaynağın saçılım fraksiyonu, 67.5 ve 100 mm arasındaki dairesel alana uygulanır (Şekil 21). Üç adet saçılım fraksiyonu değeri uygulandıkları alanlar tarafından ortalama bir değer olarak verilir. Dairesel alanların oranları sırasıyla 1:8:10.75'dir.



Şekil 21. Uniform saçılım hesaplanması için çizgisel kaynak saçılım ölçüm bölgeleri.

E.2.3.1 Radyonüklid: Bu testin uygulanmasında F-18 kullanılır. Kaynak aktivitesi, ölü zaman kayıplarının % 5'ini aşmayacak ya da random coincidence hızı toplam olay hızının % 5'ini aşmayacak şekilde küçük olmalıdır.

E.2.3.2 Kaynak dağılımı: Fantom, saçıcı ortama sahip olmak için radyoaktivite içermeyen su ile doldurulur. Fantom, merkezi tarayıcının hem aksiyel hem de transaksiyel FOV merkezinde olacak şekilde hasta yatağına konumlandırılır. Çizgisel kaynak fantomun uzun eksenine paralel olarak sırayla fantom merkezine ve radyal yönde merkezden 45 ile 90 mm uzaklığa konumlandırılır.

E.2.3.3 Veri toplama: Yukarıda belirtilen her çizgisel kaynak konumu için görüntü alınarak sinogram verileri elde edilir. Aksiyel FOV'dan daha küçük alan içinde yer alan her kesit için en az 200 000 sayım toplanmalıdır. Her kaynak konumu için acquisition süresi aynı olmalıdır.

E.2.3.4 Veri işleme: Verilere ölü zaman kayıpları ve random coincidence düzeltmesi uygulanmalıdır. Saçılım ve atenuasyon düzeltmesi uygulanmamalıdır.

E.2.4 Fantomun aksiyel yöndeki iki kenarından en az 1 cm'lik uzaklıktan itibaren yer alan kesitler analiz edilmelidir. Böylece 17 cm'den daha küçük aksiyel FOV'lu tarayıcılarda bütün kesitler işlenmiş olur.

Her i sinogramındaki, fantomun merkezinden 12 cm uzağa konumlanmış pikseller sıfıra ayarlanır. Sinogramdaki her a projeksiyon açısında çizgisel kaynak merkezinin konumlandırılması, en yüksek değere sahip pikselin bulunmasıyla saptanır. En yüksek değere sahip pikselin sinogram merkezindeki pikselle aynı sırada yer alması için her projeksiyon kaydırılır. Aynı sıraya koyma işleminden sonra aynı radyal off-set'e sahip her bir projeksiyon açısındaki pikseller bir pikselde toplanarak toplam projeksiyon oluşturulur (F.28). Böylelikle toplam projeksiyondaki her piksel kendisiyle aynı radyal off-set'e sahip her projeksiyon açısındaki bütün piksellerin toplamı olur.

$$C_{r,j,k} = \sum_a C_{r-\max,a,j,k} \quad (F.28)$$

r : Bir projeksiyondaki piksel sayısı

i : Kesit sayısı

k= 1, 2 ve 3 sayıları; merkeze ve radyal yönde merkezden 45 ile 90 mm uzaklığa konumlandırılan kaynakları gösterir.

Sinogramın merkezinde 40 mm genişliğindeki alanın sol ve sağ uçlarındaki piksel yoğunluklarının $C_{L,i,k}$ ve $C_{R,i,k}$ sayımları toplam projeksiyondan elde edilir (Şekil 20). Projeksiyon merkezindeki pikselden ± 20 mm uzaklıktaki piksel yoğunluklarını bulmak için line-

er interpolasyon kullanılır. Uç piksellerin yoğunluğu olan $C_{L,i,k}$ ve $C_{R,i,k}$ değerlerinin ortalaması fraksiyon değerlerini de içeren 40 mm'lik alanın içinde yer alan piksel sayısı ile çarpılır. Çıkan sonuç 40 mm'lik alan dışındaki piksellerin sayımına eklenerek k kaynak konumu ve i kesiti için $C_{s,i,k}$ saçılım sayımları bulunur.

Toplam olay sayısı ($C_{TOT,i,k}$) toplam projeksiyondaki bütün piksellerin toplamıdır. k konumundaki çizgisel kaynağın ortalama aktivitesi ($A_{ave,k}$), $T_{acq,k}$ zaman aralığı boyunca elde edilen acquisition verilerinden hesaplanır.

Uygun bir uniform kaynak dağılımında her kesit için saçılım fraksiyonu (SF_i) aşağıdaki formül ile hesaplanır (F.29).

$$SF_i = \frac{\left(\frac{C_{s,i,1}}{A_{ave,1}} \right) + 8 \left(\frac{C_{s,i,2}}{A_{ave,2}} \right) + 16 \left(\frac{C_{s,i,3}}{A_{ave,3}} \right)}{\left(\frac{C_{TOT,i,1}}{A_{ave,1}} \right) + 8 \left(\frac{C_{TOT,i,2}}{A_{ave,2}} \right) + 16 \left(\frac{C_{TOT,i,3}}{A_{ave,3}} \right)} \quad (F.29)$$

Her kesit için hesaplanan SF_i değerleri tablo haline getirilir. Uniform kaynaklar için sistem saçılım fraksiyonu (SF), SF_i değerlerinin ortalaması alınarak hesaplanır.

E.3. SAYIM KAYBI ve RANDOM ÖLÇÜMÜ

Sayım kayıpları ve random hızlarının bulunması PET'in yüksek radyoaktifiteli kaynakları doğru bir şekilde ölçme yeteneğini gösterir.

E.3.1 Bu işlemin amacı kaynak aktivitesinin birkaç düzeyinde, sistem ölü zamanı ve

random olaylara bağlı olarak oluşan kayıp olayların bulunmasıdır.

E.3.2 Yüksek aktiviteli bir kaynak PET'in FOV'una konumlandırılır. Kaynak aktivitesi azalırken random olay hızı doğru olay hızına oranla daha fazla azalır. Kaynak aktivitesinin azalması sonucu random hızı ve sayım kayıpları önemini yitirir. Bu nedenle, sistem coincidence olayları proses ederken daha verimli çalışır. Doğru coincidence sayım hızının önemsiz random hızı ve sayım kayıpları ile ölçülmesi, yüksek aktivite düzeylerinde sayım kayıplarını tahmin edebilmesi için sistemi kalibre eder. Bu yöntemin doğruluğu kalibrasyon ölçümü sırasındaki sayım hızı kayıpları ve random hızı ile sınırlıdır.

E.3.3 Testin Yapılışı

E.3.3.1 Radyonüklid: Bu test için F-18 kullanılır. Radyoaktivite miktarı, doğru olay hızının ölü zaman kayıp değerinin % 50'sine ulaşmasını sağlayacak kadar fazla olmalı ve en yüksek sayım hızındaki doğru olay

hızı ($R_{t,peak}$) ile random olay hızının doğru olay hızına eşit olduğu andaki doğru olay hızının ($R_{t=r}$) ölçülmesi- ne olanak vermelidir.

Teste başlarken fantoma konulan aktivite konsantrasyonu, kalibre edilmiş doz kalibratörü ya da kuyu sayıcıda ölçülen radyoaktivite miktarı ve fantomun iç hacmi kullanılarak bulunur.

E.3.3.2 Kaynak dağılımı: Bilinen miktardaki radyoaktivitenin su ile karıştırılmasıyla doldurulan fantom, merkezi tarayıcının transvers ve aksiyel FOV merkezlerinde olacak şekilde konumlandırılır.

E.3.3.3 Veri toplama: Doğru olayların sayım kayıp hızı, toplam hızın %1'inden ve random hızların doğru olay hızlarının %1'inden daha düşük seviyeye ulaşması için geçen sürede radyonüklidin yarı ömrünün ($T_{1/2}$) yarısından daha sık aralıklarla veri toplanır. Acquisition süresi ($T_{acq,j}$), $T_{1/2}$ 'nin dörtte birinden az olmalıdır.

Son 3 veri toplama; yüksek sayım hızında ve uzun acquisition süresinde, yeterli istatistiği sağlamak ve analizlerdeki yanlışlardan kaçınmak için önemlidir. Bu nedenle üreticilerin tarayıcılarına ait başlangıç aktivite konsantrasyonu, görüntü alma zamanları ve görüntü alma süreleri ile ilgili protokol önermeleri gerekir.

E.3.3.4 Veri işleme: Aksiyel FOV'u 17 cm ve daha az olan PET'lerde her bir j acquisition'ı ve her bir i kesiti için sinogramlar oluşturulur. Aksiyel FOV'u 17 cm'den büyük olan PET'ler de ise merkezdeki 17 cm'lik aksiyel alan içinde yer alan acquisition'ların kesitleri için sinogramlar oluşturulur. Detektör sensitivitesi veya detektör hareketleri, random, saçılım, ölü zaman ya da atenuasyon gibi varyasyonlara ilişkin hiçbir düzeltme uygulanmamalıdır.

E.3.4 Analiz: Her j acquisition'ı için ortalama aktivite ($A_{ave,j}$) ve ortalama aktivite konsantrasyonu ($a_{ave,j}$) hesaplanır.

E.3.4.1 Ölü zaman ölçümü: Tüm fiziksel FOV üzerinde yer alan her sinogramdaki sayımlar toplanır. Bu işlem tomografinin dizaynına bağlı olarak j acquisition'ının i kesitindeki $C_{t+s+r,i,j}$ veya $C_{t+s,i,j}$ sayımlarını verir. Birinci durumda $C_{t+s,i,j}$ 'yi elde etmek için $C_{t+s+r,i,j}$ 'den random sayımlar ($C_{r,i,j}$) çıkartılır.

Random sayımlar ($C_{r,i,j}$), üreticinin önerdiği standart proses teknikleri (gecikmiş coincidence gibi) kullanılarak hesaplanabilir. Doğru ve saçılan sayımların toplam hızı ($R_{t+s,i,j}$) aşağıdaki formül ile hesaplanır (F.30).

$$R_{t+s,i,j} = \frac{C_{t+s,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (F.30)$$

Eğer ölü zaman kaybı yok ise j acquisition'ı için elde edilen $R_{Extr,i,j}$ her kesit için hesaplanır. İstatistik etkilerini en aza indirmek için $R_{Extr,i,j}$ aşağıdaki formülden bulunur (F.31).

$$R_{Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{t+s,t,k}}{A_{ave,k}} \quad (F.31)$$

$k=1$ en küçük aktivite ile yapılan acquisition'dır.

Her j acquisition'ının her i kesiti için ölü zaman ($PDT_{i,j}$) yüzde olarak aşağıdaki formülle hesaplanır (F.32).

$$PDT_{i,j} = 100 - 100 \left(\frac{R_{t+s,t,j}}{R_{Extr,i,j}} \right) \% \quad (F.32)$$

$PDT_{i,j}$ 'nin % 50'li olduğu durumlarda aktivite konsantrasyonu lineer interpolasyon kullanılarak her i kesiti için bulunur.

Her kesitin değerleri toplanarak sistem değerleri elde edilir. Sistem doğru olay sayım hızı ve saçılan olay sayım hızı toplamı ($R_{t+s,sys,j}$) aşağıdaki formülle hesaplanır (F.33).

$$R_{t+s,sys,j} = \sum_{i=1}^I R_{t+s,t,j} \quad (F.33)$$

i , 17 cm veya daha küçük aksiyel FOV içerisindeki kesitlerin sayısıdır.

Eğer ölü zaman kaybı yok ise j acquisition'ı için sistem $R_{Extr,sys,j}$ hızı aşağıdaki formülle hesaplanır (F.34).

$$R_{Extr,sys,j} = \sum_{i=1}^I R_{Extr,i,j} \quad (F.34)$$

i , 17 cm veya daha küçük aksiyel FOV içerisindeki kesitlerin sayısıdır.

Her j acquisition 'ının sistem ölü zamanı ($PTD_{sys,j}$) yüzde olarak aşağıdaki formülle hesaplanır (F.35).

$$PTD_{sys,j} = 100 - 100 \left(\frac{R_{t+s,sys,j}}{R_{Extr,sys,j}} \right) \% \quad (F.35)$$

$PTD_{sys,j}$ 'nin % 50'li olduğu durumlarda aktivite konsantrasyonunu saptamak için lineer interpolasyon kullanılır.

E.3.4.2 Doğru Olay Sayım Hızı: Her bir i kesiti için; sinogramın radyal yönünde merkezlenen, 240 mm genişliğinde ve sinogramın bütün açılarını kapsayan dikdörtgen bir ROI çizilir. Her sinogramda ROI içerisindeki sayımlar toplanır. Bu işlem tomografinin dizaynına bağlı olarak j acquisition'ının i kesitindeki $C_{ROI,t+s,r,i,j}$ veya $C_{ROI,t+s,i,j}$ sayımlarını verir. Birinci durumda $C_{ROI,t+s,i,j}$ 'yi elde etmek için $C_{ROI,t+s+r,i,j}$ 'den random sayımlar ($C_{ROI,r,i,j}$) çıkartılır. Doğru sayım hızı ($R_{ROI,t,i,j}$) aşağıdaki formül ile hesaplanır (F.36).

$$R_{ROI,t,i,j} = \frac{C_{ROI,t+s,t,j}}{T_{acq,j}} (1 - SF_i) \quad (F.36)$$

SF_i , bölüm E.2 de elde edilen saçılım fraksiyonu değeridir.

Random sayım hızı aşağıdaki formülle hesaplanır (F.37).

$$R_{ROI,r,t,j} = \frac{C_{ROI,r,t,j}}{T_{acq,j}} \quad (F.37)$$

Ölü zaman kaybının olmadığı durumlarda j acquisition'ı için elde edilen $R_{ROI,Extr,i,j}$ her kesit için hesaplanır. İstatistik etkilerini en aza indirmek için $R_{ROI,Extr,i,j}$ aşağıdaki formülden bulunur (F.38).

$$R_{Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{ROI,t,t,k}}{A_{ave,k}} \quad (F.38)$$

$k=1$ en küçük aktivite ile yapılan acquisition'dır.

Doğru olay sayım hızınının random olay sayım hızına eşit olduğu durumlarda sayım hızı ve aktivite konsantrasyonu lineer interpolasyon kullanılarak her i kesiti için bulunur.

Sistemin doğru olay sayım hızı ($R_{ROI,t,sys,j}$) aşağıdaki formülle bulunur (F.39):

$$R_{ROI,t,sys,j} = \sum_{i=1}^I R_{ROI,t,i,j} \quad (F.39)$$

i , 17 cm veya daha küçük aksiyel FOV içerisindeki kesitlerin sayısıdır.

Sistem random olay sayım hızı ($R_{ROI,r,sys,j}$) aşağıdaki formül ile hesaplanır (F.40).

$$R_{ROI,r,sys,j} = \sum_{i=1}^I R_{ROI,r,i,j} \quad (F.40)$$

i, 17 cm veya daha küçük aksiyel FOV içerisindeki kesitlerin sayısıdır.

Sistem doğru olay sayım hızının sistem random olay sayım hızına eşit olduğu durumlarda sayım hızı ve aktivite konsantrasyonu lineer interpolasyon kullanılarak hesaplanır.

Sistem sayım hızı ($R_{ROI, Extr, sys, j}$) aşağıdaki formülle bulunur (F.41).

$$R_{ROI, Extr, sys, j} = \sum_{i=1}^I R_{ROI, Extr, i, j} \quad (F.41)$$

i, 17 cm veya daha küçük aksiyel FOV içerisindeki kesitlerin sayısıdır.

E.3.5 Değerlendirme

E.3.5.1 Ölü zaman ölçümü: PDTi'nin % 50'ye eşit olduğu aktivite konsantrasyonları her bir kesit için tablo haline getirilir.

Sistem için, PDTsys'nin % 50'ye eşit olduğu aktivite konsantrasyonu rapor edilir. Ayrıca aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak PDT grafik üzerinde gösterilir.

E.3.5.2 Doğru olay hızı ölçümü: Her bir i kesiti için aşağıdaki parametreler tablo haline getirilir.

a. Doğru olay sayım hızının random olay sayım hızına eşit ($R_{ROI, t, i} = R_{ROI, r, i}$) olduğu durumdaki doğru olay sayım hızı ($R_{ROI, t, i}$)

b. En yüksek doğru olay sayım hızı ($R_{ROI, t, peak, i}$) ve bu hıza karşılık gelen aktivite konsantrasyonu

c. Kaynak aktivite konsantrasyonunun fonksiyonu olan sistem doğru olay hızı ($R_{ROI, t, sys, j}$), sistem random olay hızı ($R_{ROI, r, sys, j}$) ve ekstrapole edilmiş sistem doğru olay hızı ($R_{ROI, Extr, sys, j}$) grafik üzerinde gösterilir.

Sistem için aşağıdaki iki parametre rapor edilir.

a. Sistem doğru olay sayım hızının sistem random olay sayım hızına eşit olduğu ($R_{ROI, t, sys} = R_{ROI, r, sys}$) durumdaki sistem doğru olay sayım hızı ($R_{ROI, t, sys}$)

b. En yüksek sistem doğru olay sayım hızı ($R_{ROI, t, peak, sys}$)

COINCIDENCE GAMA KAMERALARIN KALİTE KONTROLÜ

Coincidence gama kameralarda PET görüntüleme yapılırken saçılım etkisini azaltmak için aksiyel yönde septaları bulunan Aksiyel Shield kullanılır (Şekil 22).



Şekil 22. Aksiyel Shield septaları

A. Peaking

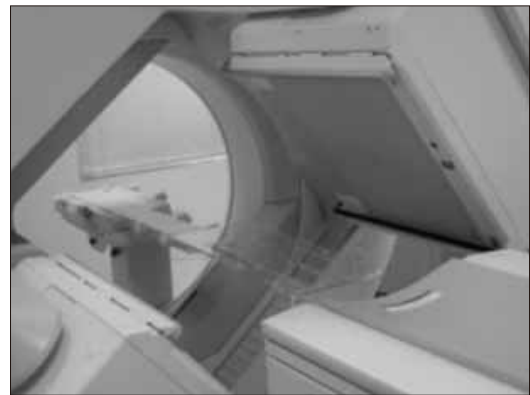
SPECT modunda, 100-200 mikroCi F-18 FDG nokta kaynak veya F-18 FDG enjeksiyonu yapılmış hasta kaynak olarak kullanılarak yapılır. Fotopik ve Compton saçılım piki aynı enerji penceresinde seçilmelidir. Pik kayması \pm % 6'dan küçük olmalıdır.

B. MHR (Multiple Head Registration)/COR (Center of Rotation) kalibrasyonu

Coincidence görüntüleme için HRES (High Resolution) kolimatör ile MHR/COR kalibrasyonu yapılmalıdır.

C. Uzaysal Rezolüsyon

Kapiller tüp içinde 100-500 mikroCi F-18 nokta kaynak vertikal ve aksiyel yönde iki detektör arasında tam merkezde konumlandırılır. Kaynak ile detektörler arasında hasta yatağı gibi atenüasyona neden olacak materyel bulunmamalıdır (Şekil 23).



Şekil 23. Nokta kaynak pozisyonlaması

128 x 128 matris, 2 zoom ve % 20 enerji penceresi kullanılarak 100 mikroCi kaynak için 20 000'den 500 mikroCi kaynak için 75 000'den fazla sayım toplanacak şekilde görüntü alınır.

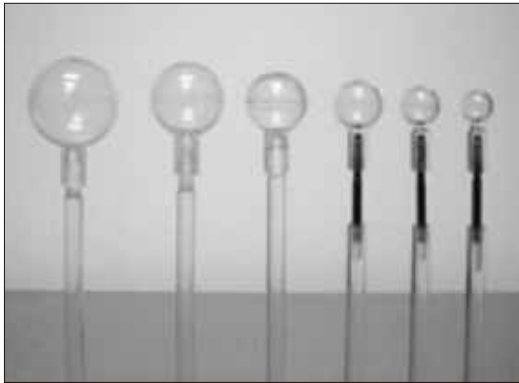
FBP (Filtered Backprojection) rekonstraksiyon tekniği ve Ramp 1.0 filtre kullanılarak transvers kesitler elde edilir. Kesitler üzerinde FWHM değeri bulunur. Bulunan FWHM değeri 6 mm'den küçük olmalıdır.

D. Görüntü kalitesi kontrolü

SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) performans fantomu (Jaszczak fantom) ve altı adet doldurulabilir küre insert'i (Hollow Sphere Inserts) kullanılarak lezyon kontrastı ve gürültü değerleri hesaplanır (Şekil 24,25).



Şekil 24. Jaszczak fantom

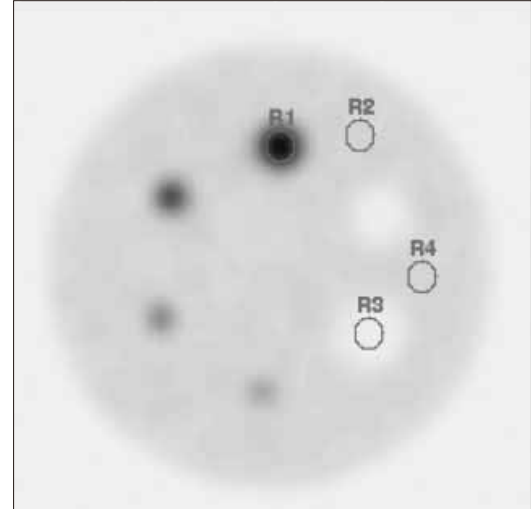


Şekil 25. Hollow Sphere Inserts

Fantomun background konsantrasyonu 0.14 mikroCi/ ml. (\pm % 5) olmalıdır. Bu, tüm vücut görüntüleme için kullanılan konsantrasyona denk gelir (10 miliCi/ 70 000 ml). İki büyük küre soğuk lezyon görüntüleme için suyla, diğer küreler sıcak lezyon görüntüleme için background'ın 4 ve 8 katı olacak şekilde F-18 ile doldurulur. Fantom; transaksiyel pozisyonda ve merkezi iki

detektör arasındaki merkezde olacak şekilde konumlandırılır. Klinik çalışmalara uygun olması amacıyla tüm vücut görüntüleme için bir yatak pozisyonu süresi kadar süre ile görüntü alınmalıdır. Diğer acquisition parametreleri ile rekonstraksiyon parametreleri tüm vücut hasta çalışmalarıyla aynı olmalıdır.

Lezyon kontrastı için bütün sıcak ve soğuk kürelerin merkezlerinin bulunduğu transvers kesit kullanılır. En büyük soğuk ve sıcak küreye ilgili kürenin iç çapına mümkün olduğunca yakın çapta dairesel ROI'ler çizilir. Sıcak ve soğuk kürelere çizilen ROI'ler ile aynı büyüklükteki ROI'ler fantom background'ına çizilir (Şekil 26). Bu background ROI'leri kürelere ve fantom kenarına 15 mm'den daha yakın uzaklıkta olmamalıdır. ROI analiz araçları ROI içindeki pikselleri hesaplamalı ve 1 mm veya daha az harekete izin vermelidir. Çizilen her ROI'nin ortalama sayımı kaydedilir.



Şekil 26. Sıcak ve soğuk küreler ile fantom background'ına ROI çizimi

Sıcak küre için yüzde kontrast değeri Q_H aşağıdaki formülle hesaplanır (F.42)

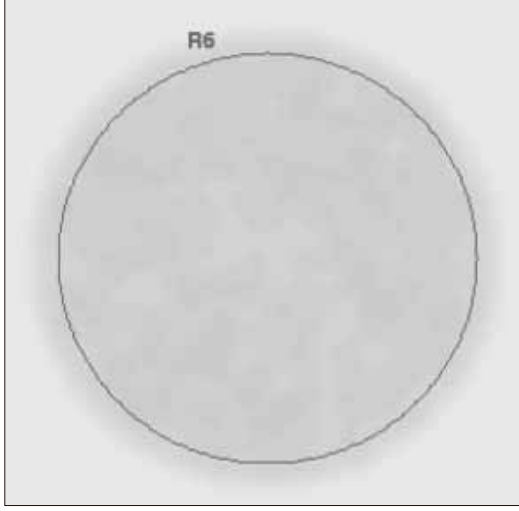
$$\%Q_H = \frac{(C_H/C_R) - 1}{(A_H/A_B) - 1} \times 100 \quad (F.42)$$

Soğuk küre için yüzde kontrast değeri Q_C aşağıdaki formülle hesaplanır (F.43)

$$\%Q_C = \left(1 - \frac{C_C}{C_R}\right) \times 100 \quad (F.43)$$

CH: Sıcak küre ROI ortalama sayımı
 CC: Soğuk küre ROI ortalama sayımı
 CB: Background ROI ortalama sayımı
 AH: Sıcak lezyon aktivite konsantrasyonu
 AB: Background aktivite konsantrasyonu

Gürültü için fantomun uniform bölgesinin merkezindeki transvers kesit kullanılır. Fantomun iç çapına mümkün olduğunca yakın çapta dairesel bir ROI çizilir (Şekil 27).



Şekil 27. Gürültü için ROI eldesi

ROI analiz araçları ile bulunan standart sapma ve ROI ortalama sayımı kullanılarak yüzde gürültü değeri N aşağıdaki formülle hesaplanır (F.44).

$$\%N = \frac{\text{Standart Sapma}}{\text{Ortalama Sayım}} \times 100 \quad (\text{F.44})$$

KAYNAKLAR

1. Bailey DL, Jones T, Spinks TJ. A method for measuring the absolute sensitivity of positron emission tomographic scanners. Eur J Nucl Med 1991; 18: 374-379.
2. NEMA Standarts Publication NU 2-1994
3. Bailey DL, Young H, Bloomfield PM, et al. ECAT-ART : A continuously rotating PET camera : Performance characteristics, initial clinical studies and installation considerations in a nuclear medicine department. Eur J Nucl Med 1997; 24:6-15.
4. SIEMENS Operating Instructions ECAM+ NaI Coincidence System. Revision 02, August 1999
5. SIEMENS ECAT ART Operating Instructions. Rev.A, June 2000
6. NEMA Standarts Publication NU 2-2001
7. Turkington TG. Introduction to PET instrumentation. J Nucl Med Technol 2001; 29: 4-11.
8. Adam LE, Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Smith RJ. Performance of whole body PET scanner using curve-plate NaI(Tl) detectors. J Nucl Med 2001; 42:1821-1830.
9. Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, et al. PET performance measurement using the NEMA NU 2-2001 Standard. J Nucl Med 2002; 43:1398-1409.
10. SIEMENS ECAT Software Operating Instructions Version 7.2.1.
11. Cherry SR, Phelps ME. Positron emission tomography: methods and instrumentation. In: Diagnostic Nuclear Medicine Eds: Sandler MP et al., 4th ed., Lippincott Williams&Wilkins, Philadelphia, 2003, pp 61-83