

Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Sistemlerinin Kalite Kontrolü ve Kabul Testleri

Acceptance Tests and Quality Control of the Positron Emission Tomography (PET) Systems

© Tuğba Hacıosmanoğlu¹, © Mustafa Demir², © Türkey Toklu³, © F. Suna Kırac⁴, © Mehmet İnce⁵, © Yasemin Parlak⁶, © Bilal Kovan⁷, © Semra Dönmez¹, © Aslı Ayan¹, © İnci Alıç Özasan⁸, © Meral Hiçürkmez⁹, © Nami Yeyin², © Leyla Poyraz⁷ ve TNTD Kalite kontrol ve Radyasyon Güvenliği çalışma grubu üyeleri

¹Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

²İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

³Yeditepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

⁴Türkiye Nükleer Tıp Derneği, Radyasyon Güvenliği ve Kalite Kontrol Çalışma Grubu Başkanı, İzmir, Türkiye

⁵Epsilon Elektronik, İstanbul, Türkiye

⁶Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Manisa, Türkiye

⁷İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

⁸Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

⁹Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Öz

Kalite kontrol (KK) uygulamaları, klinik çalışmalarda pozitron emisyon tomografi (PET) görüntüleme sistemlerinden elde edilen sonuçların güvenilirliği ve doğruluğu için önemlidir. Bu uygulamalar ile hasta ve çalışanların daha fazla radyasyona maruz kalmaları önlenecek ve kuruldukları zamana göre performanslarını kaybetmiş sistemlerin saptanması mümkün olacaktır. KK uygulamaları kabul ve referans testleri, rutin periyodik KK testleri şeklinde gruplandırılır. Kabul ve referans testleri olarak National Electrical Manufacturers Association (NEMA) tarafından standartlaştırılan PET performans testleri uygulanmalıdır. Ayrıca, bu testler altı aylık zaman aralıklarıyla uygulanarak ilerleyen süreç içerisinde cihazın performansı izlenmelidir. PET/bilgisayarlı tomografi (PET/BT) üreticileri genellikle sistem için rutin KK prosedürlerini önerir ve kullanıcıların bu önerileri asgari olarak takip etmelerini şart koşar. Rutin KK prosedürleri için standartlar

Abstract

Quality control (QC) applications are important for the reliability and accuracy of the results obtained from positron emission tomography (PET) imaging systems in clinical trials. With these applications, exposure of patients and employees to more radiation will be prevented, and it will be possible to detect the systems that lost their performance compared to their installation time. QC applications are grouped as acceptance and reference tests, routine periodic QC tests. PET performance tests standardized by National Electrical Manufacturers Association (NEMA) should be used as acceptance and reference tests. In addition, the performance of the device should be monitored by following these tests at six-month intervals. PET/computerized tomography (CT) manufacturers often recommend routine QC procedures for their equipment and require users to follow these recommendations to a minimum. If standards are not defined

Yazışma Adresi/Address for Correspondence

Prof. Dr. F. Suna Kırac, Türkiye Nükleer Tıp Derneği, Radyasyon Güvenliği ve Kalite Kontrol Çalışma Grubu Başkanı, İzmir, Türkiye

Tel.: +90 542 515 26 35 E-posta: fskirac@yahoo.com ORCID ID: orcid.org/0000-0002-0441-4599

©Telif Hakkı 2020 Türkiye Nükleer Tıp Derneği / Nükleer Tıp Seminerleri, Galenos Yayınevi tarafından yayınlanmıştır.

tanımlanmamışsa tüm PET/BT merkezlerinin gerçekleştirmesi gereken rutin KK için genel asgari standartlara uyulması önerilir. Rutin KK protokolleri PET sisteminin görüntü kalitesi; BT görüntü kalitesi ve hastanın BT dozu; BT tabanlı atenuasyon düzeltmelerinin doğruluğu; BT ve PET ortak kaydının doğruluğu gibi performans özelliklerinden herhangi birini etkileyebilecek sorunların tanımlanmasını sağlamalıdır. Spesifikasyonlarına uymayan PET/BT sistemi ile görüntüleme yapılması görüntü kalitesini, görüntülerin yorumlanmasını ve sonuçların güvenilirliğini tehlikeye atabileceğinden, günlük KK parametrelerinin değerlendirilmesi ve taramadan önce gerekli düzeltici işlemlerin yapılması gereklidir. Testler üretici firmanın verdiği protokol kullanılarak gerçekleştirilir. Burada PET/BT sistemlerinin kabul ve referans testleri ile rutin KK uygulamaları tartışılacaktır.

Anahtar Kelimeler: PET sistemi, PET/BT, kabul ve kalite kontrol testleri

for routine QC procedures, it is recommended to comply with the general minimum standards for routine QC that all PET/CT centers must perform. Routine QC protocols, the image quality of the PET system; CT image quality and CT dose of the patient; the accuracy of CT-based attenuation corrections; the accuracy of the CT and PET co-registration should ensure that problems that can interact any of the performance characteristics are identified. Since performing PET/CT scans by equipment that does not comply with their specifications may compromise image quality, interpretation of images and reliability of results, daily QC parameters must be evaluated and necessary corrective procedures must be taken prior to scanning. The tests are carried out using the protocol provided by the manufacturer.

Keywords: PET equipment, PET/CT, acceptance and quality control tests

Giriş

Pozitron emisyon tomografi (PET) çalışmaları ile moleküler düzeyde duyarlılığın artmasını sağlayan fonksiyonel görüntüler elde edilir; fakat, yapısal görüntüleme yeteneği yoktur. Bu sınırlama nedeni ile, 1998 yılında PET sistemleri anatomik görüntüleme bilgisayarlı tomografi (BT) ile birleştirilerek PET/BT sistemi geliştirilmiş ve böylece PET fonksiyonel bilgileri ile eş zamanlı olarak anatomik bilgilerin elde edilmesi mümkün olmuştur (1,2,3,4,5). PET/BT sistemleri ile elde edilen F-18 florodeoksiglukoz (FDG) tüm vücut görüntüleri metabolik aktiviteyi değerlendirerek özellikle onkoloji olgularında tanı, evreleme ve tedavi izleminde çok faydalı ve uygulaması kolay non-invaziv yöntem olarak yaygın kullanılmaktadır (6,7,8). Kanser olguları dışında enfeksiyon/enflamasyon, kardiyak görüntülemelerde ve fonksiyonel beyin çalışmalarında özellikle hedefe yönelik yeni radyofarmasötiklerin geliştirilmesi ile daha sık kullanılan bir yöntem olmuştur (9,10,11,12). PET/BT sisteminin geliştirilmesinden sonra PET teknolojisi hızla ilerleme göstermiş ve ilk hibrit PET/manyetik rezonans (MR) görüntüleme sistemi 2010 yılında klinikte kullanılmaya başlanmıştır (13,14,15). Ancak, PET/BT sistemleri hala PET/MR sistemlerine göre daha kolay elde edilmekte ve daha yaygın kullanılmaktadır (5,13). Günümüz modern PET/BT görüntüleme sistemlerinin periyodik kalibrasyon ve kalite kontrol (KK) çalışmalarının yapılması, klinik çalışmalarda PET/BT görüntüleme

sistemlerinden elde edilen sonuçların güvenilirliği ve doğruluğu için önemlidir. KK çalışmaları ile hasta ve çalışanların daha fazla radyasyona maruz kalmaları önlenemeyecek, ayrıca cihazın performansının kantitatif olarak belirlenmesi mümkün olacaktır. Görüntü kalitesini etkileyebilecek sistemsel ve dış faktörler zamanında kolaylıkla saptanabilecektir (1,3,16,17,18).

Amaç

Bu kılavuzda PET/BT sistemlerinin rutin KK uygulamaları, kabul ve referans testlerinin sunulması amaçlandı.

I. Rutin Kalite Kontrol Uygulamaları

PET görüntüleme sistemlerinde periyodik kalibrasyonlar oldukça önemli ve gereklidir. Bir KK programının amacı, görüntülerin hasta vücudundaki radyofarmasötiklerin dağılımını doğru bir şekilde yansıttığını doğrulamaktır. Kapsamlı bir KK programı, hekim için mevcut tanı bilgilerinin en üst düzeye çıkarılmalıdır. Bağımsız PET tarayıcılarla karşılaştırıldığında, PET/BT sistemleri BT tarayıcısının performansına ve PET/BT verilerinin birlikte kaydedilmesine ilişkin ek parametrelerin izlenmesini gerektirir. PET/BT üreticileri genellikle sistemlerinin rutin KK prosedürlerini önerir ve kullanıcıların bu önerileri asgari olarak takip etmelerini şart koşar. Her üretici kendi cihazı için özellikler bildirir. Rutin KK prosedürleri için standartlar tanımlanmamışsa

Tanımlamalar, kısaltmalar ve kılavuzda kullanılan semboller	
Aksiyel FOV	Transaksiyel tomografik görüntüleri oluşturan PET cihazının uzun eksenine paralel maksimum uzaklık
Blank tarama	Boş tarama
Co-registration	PET/BT görüntülerinin birlikte kayıt işlemi
Daily detector check	Günlük detektör kontrolü
Field of view (FOV)	Görme alanı
Hacim (V)	Mililitre cinsinden ölçülen fiziksel hacim
Hız (R_{xxx})	Saniyede ölçülen coincidence olayların sayısı, koinsidans sayımlarının T_{acc} süresine bölünmesiyle bulunur.
KK	Kalite kontrol
Line of response (LOR)	Yanıt hattı. Koinsidant fotonların 180 derecede yerleşmiş iki detektöre doğru lineer hareketi
Noise equivalent count (NEC) rate	Gürültü eşdeğer sayım hızı
PET/BT	Pozitron emisyon tomografisi/bilgisayarlı tomografi
Point spread function (PSF)	Noktasal dağılım fonksiyonu
Prompt (ilk alınan) sayımlar:	PET'nin standart koinsidans penceresinde alınan koinsidans sayımlar. Doğru, saçılmış ve random (rastgele) koinsidans sayımları kapsar
R_T	Koinsidans Zamanlama Rezolüsyonu
Radyoaktivite (A_{xxx})	MegaBecquerel (MBq) veya milliCurie (mCi) cinsinden radyoaktivite miktarı 1 MBq=10 ⁶ parçalanma/saniye= 37x10 ⁶ mCi 1 mCi: 37 MBq
Radyoaktivite konsantrasyonu (a_{xxx})	kBq/ml veya μ Ci/ml cinsinden birim hacimdeki radyoaktivite miktarı
Rezolüsyon (RES)	Bir nokta kaynağın transvers kesit görüntüsünün genişliğinin ölçülmesidir. Full width at half maximum (FWHM) ve full width at tenth maximum (FWTM) olarak tanımlanır
Region of interest (ROI)	İlgi alanı
Root mean square (RMS)	Karekök ortalaması
Scatter fraction (SF)	Saçılım fraksiyonu
Sayımlar (C_{xxx})	Koinsidans sayımların miktarı. C_{ROI} : Planar ROI'daki sayımların miktarı C_{TOT} : Sayımların toplam miktarı
Sinogram	Transaksiyel görüntünün uzaysal sunumunun iki boyutlu projeksiyonu. Bir boyut merkezden radyal uzaklığa diğer boyut ise projeksiyon açısına ilişkindir
Span	Aksiyel veri ölçüsünü tanımlamak için kullanılır. Michelogram'daki tek sayılı düzlemler için kullanılan hücre sayısı ile çift sayılı düzlemler için kullanılan hücre sayılarının toplamıdır
T_{acc}	Bir acquisition (görüntüleme) süresi
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
Time of flight (TOF)	Uçuş zamanı. Koinsidant fotonların detektöre ulaşması için geçen zaman
True event	Doğru olay
Yarı ömür ($T_{1/2}$):	Bir radyonüklidin çekirdek sayısının bozunuma uğrayarak yarıya ineceği süre. F-18 izotopunun yarı ömrü 1,8295 saattir (veya 109,77 dakika veya 6586,2 saniye)
Zaman (T_{xxx}):	Saniye kullanılır

tüm PET/BT merkezlerinin gerçekleştirmesi gereken rutin KK için genel asgari standartlara uyulması önerilir. Bazı durumlarda, üreticinin önerdiği prosedürleri bu standartları tam olarak karşılayabilir; ancak kullanıcılar standartların olmadığı durumlarda bu kılavuzlardan

ek prosedürler uygulanmalıdır. Bu bölümde, görüntü kalitesi, doğruluğu, hem hastaların hem de çalışanların radyasyon güvenliği açısından PET/BT ekipmanının rutin KK prosedürleri açıklanacaktır. Kılavuzda hem PET hem de BT için KK prosedürleri verilmiştir. BT

prosedürleri sadece çift modaliteli PET/BT sistemleri için geçerlidir (1,2,3,4,17,18). Rutin KK protokolleri, aşağıdaki performans özelliklerinden herhangi birini etkileyebilecek sorunların tanımlanmasını sağlamalıdır:

1. PET sisteminin görüntü kalitesi;
2. Görüntü kalitesi ve hastanın BT dozu;
3. BT tabanlı atenüasyon (zayıflama) düzeltmelerinin doğruluğu;
4. BT ve PET ortak kaydının doğruluğu.

Detektör homojenitesi ve PET/BT ofseti gibi uzun zaman sabit kalabilen değerlerin test edilmesi işleminin üç ayda bir veya cihazın detektör modülünün değiştirilmesi gibi bu değerleri etkileyebilecek bir müdahale yapıldığında gerçekleştirileceği belirtilmektedir. Diğer prosedürler günlük rutinde yapılmalıdır. Farklı PET/BT sistemlerinin kararlılığı değişebileceğinden, kullanıcılar KK parametrelerini izlemeli ve gerekirse KK testlerinin uygulama sıklığını gerektiği gibi değiştirmelidir. Tarayıcılar arasındaki sistem mimarisindeki farklılıklar nedeniyle, günlük KK'lar için her tarayıcıya ait özel talimatlar vermek mümkün değildir. Bunun yerine, üretici tarafından önerilen prosedürlerin dikkatle izlenmesi önerilir. Bu sayede cihaza özgü özellikler dikkate alınarak cihazın performansı etkili bir şekilde değerlendirilmiş olacaktır. Örneğin detektör tipi, geometrisi ve sensitivitesi (duyarlılık).

PET/BT tarayıcılarda günlük KK, hem PET hem de BT bileşenlerinin performansının değerlendirmesini içermelidir. Günlük KK sonuçları, her bir KK parametresi için kabul edilebilir limitleri tanımlayan standart bir çalışma prosedürüne ve parametreler limitlerin dışına çıktığında alınması gereken eyleme karşı dikkatle değerlendirilmelidir. Spesifikasyonlarına uymayan ekipman üzerinde PET/BT taramalarının yapılması görüntü kalitesini, görüntülerin yorumlanmasını ve sonuçların güvenilirliğini tehlikeye atabileceğinden, günlük KK parametrelerinin değerlendirilmesi ve taramadan önce gerekli düzeltici işlemlerin yapılması gereklidir. 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, üniform olmayan detektör yanıtını düzeltmek için detektör normalizasyonu yapılmalıdır. Testler üretici firmanın verdiği protokol kullanılarak gerçekleştirilir (1,16,17,18).

1.0. Günlük Kalite Kontrol Testleri

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 tarama 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 cihazın görüş alanının (field of view-FOV) içinde herhangi bir cisim bulunmamalıdır (1,2,16,17,18).

Testin Yapılışı

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

1.2. Detektör Kontrolü

Amaç: Detektör blokları arasındaki sayım farklılıkları olup olmadığının anlaşılması için uygulanır. Detektör stabilitesini en iyi gösteren yöntemdir. Detektör modüllerinin çalışmaması gibi anlık değişikliklerin erkenden tespit edilmesini sağlar. Boş tarama ve günlük detektör kontrolü aynı anda uygulanır (1,2,16,17,18).

Testin Yapılışı

1. Çizgisel kaynak kullanarak 2 saat süreyle veya 400.000.000 sayım toplanır.
2. Uygulanan boş tarama ile referans olarak kabul edilen en son yapılan normalizasyon anındaki boş tarama arasında ki-kare (chi-square) hesaplaması uygulanır.
3. Eğer bulunan standart sapma (SS) 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. Karekök ortalama RMS (root mean square) %15'ten büyük ise, detektör kazançlarında kayda değer sapma var demektir. Her iki durum için de servis çağırılmak gerekir.

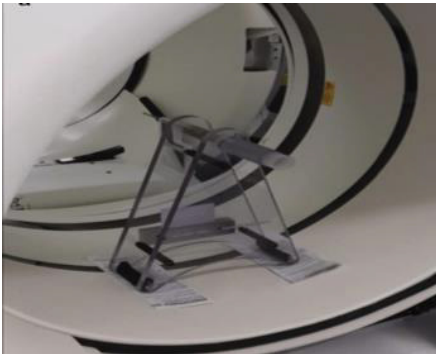
1.3. Günlük PET Detektör Stabilite (Kararlılık) Testi

Amaç: Detektör performansının sabitliğini değerlendirmek ve herhangi bir ani değişikliğin, örneğin bir detektör modülünün arızasının erken tespit edilmesini sağlamaktır. Her gün klinik çalışmalara başlamadan önce kullanıcı tarafından yapılmalıdır (1,2,17).

Sisteme, üreticiye ve çekim moduna bağlı olarak, günlük Detektör Stabilite testi farklı test kaynağı kullanılarak yapılacaktır. En sık kullanılan kaynaklar;

1. Dönen çizgisel Ge-68 kaynak,
2. PET FOV'de yatay ve dikey olarak merkezlenmiş silindirik Ge-68 fantom,
3. Ortalanmış bir plastik tutucu üzerine monte edilmiş ve yaklaşık olarak FOV'nin merkezine yerleştirilmiş Na-22 nokta kaynağı (Şekil 1).

Bu kaynakların aktiviteleri ve kullanımları, PET sisteminin üreticisi tarafından belirtildiği gibi olmalıdır. Sistemin günlük PET KK uygulama protokolü kullanılarak,



Şekil 1. Günlük KK pozisyonunda bir kaynak tutucu ile foton çoğaltıcıları, enerji ve zaman çözünürlüklerini kontrol etmek ve görsel inceleme için sinogram elde etmek için kullanılır

KK: Kalite Kontrol

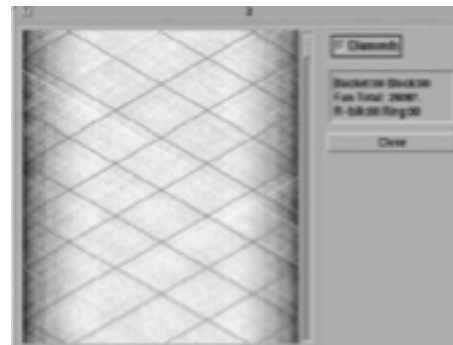
detektör stabilite taraması veya eşdeğer günlük kararlılık testi hazırlanmalı ve gerçekleştirilmelidir. Sinogramlar (Şekil 2) belirgin diyagonal çizgi artefaktlarının varlığı açısından görsel olarak dikkatli değerlendirilmeli ve daha sonra önceden edinilmiş referans sinogramlarla karşılaştırılmalıdır. Bazı sistemler ise, test sonrası hesaplanan kantitatif veriler sunmaktadırlar. Temel kantitatif parametreler kayıt altına alınmalıdır. Günlük KK grafikleri elde etmek suretiyle detektörlerin performans değişimindeki eğilimler saptanabilir. Bu test için toleranslar genellikle günlük KK yazılım protokolünün bir parçası olarak üretici tarafından sağlanır. Eğer görünüm ve/veya sonuçlar detektör homojenliğinde veya diğer parametrelerde ani bir değişiklik içeriyorsa genellikle bir uyarı mesajı görüntülenir.

1.4. Klinik Koşulda/Modda PET/BT Tarama Testi

Amaç: Hasta tarama koşulunda sistemin genel çalışmasını kontrol etmektir. Klinik bir taramanın gerçekleştirilmesinde yer alan tüm bileşenlerin kontrol testidir ve atenüasyon düzeltmesi, yatak hareketi, rekonstrüksiyon ve PET/BT kaydı dahil olmak üzere PET ve BT alt sistemleri ile ilgili problemleri tanımlamak için tasarlanmıştır. İsteğe bağlı şekilde teknisyen/teknikerler tarafından sistemde hasta görüntülemeye başlamadan önce günlük olarak yapılır (1,2,17).

Testin Yapılışı

1. Yaklaşık 40 MBq'lık (1,1 mCi) tek tip bir radyoaktivite ile doldurulmuş F-18 veya F-18 FDG homojen fantom ile PET sisteminin FOV'sinde yatay ve dikey olarak ortalanmış pozisyonda görüntü alınır.
2. Her yatak pozisyonunda 5 dakikalık olmak üzere iki yatak pozisyonunda PET/BT taraması yapılır.



Şekil 2. Günlük test sonrası elde edilen sinogramlar detektör stabilitesi hakkında bilgi verir

Yatak pozisyonlarının fantomun merkezinde üst üste binmesi sağlanmalıdır.

3. Rekonstrüksiyon sonrası elde edilmiş görüntüler artefaktların saptanması için görsel olarak değerlendirilir.
4. Yeniden yapılandırılmış PET ve BT görüntüleri aynı görünmelidir.
5. PET ve BT verilerinin doğru bir şekilde birlikte kaydedildiğinden emin olunmalıdır. Birlikte kayıt sorunundan şüpheleniliyorsa, sistemin birlikte kayıt parametrelerini güncellemek için bir PET/BT birlikte kayıt (co-registration) prosedürü gerçekleştirilir ve testi tekrarlanır.
6. Eğer birlikte kayıt doğru görünüyorsa ve BT görüntülerinde görüntü artefaktları saptanırsa, BT tarayıcıya bakım yapılması gerekecektir.
7. Artefaktlar yalnızca PET görüntülerinde görünüyorsa, üretici tarafından önerilen kalibrasyon prosedürleri yapılarak detektörü yeniden normalleştirmekle bunları düzeltmek mümkün olabilir.
8. Bu işlem sorunu çözmezse, PET tarayıcıya bakım yapılması gerekir.

1.5. Time of Flight (TOF) PET Sistemlerinde Günlük Koinsidans (Rastlantı) Zamanlama Rezolüsyonu Testi

Amaç: Zamanlama rezolüsyonun (RES) karakterize edilmesi önemlidir. Bu parametre, sistemin iki koinsidans gama fotonunun detektörlere ulaşma zamanları arasındaki farklılığı ayırt etme yeteneğini ortaya koyar ve dolayısıyla pozitron annihilasyonu olayının line of response cevap hattı (line of response, LOR) boyunca olası pozisyonunu belirler. Bu test sadece time-of-flight (TOF) modunda çalışan PET tarayıcıları içindir. Teknisyen/teknikerler tarafından hasta görüntüleme işlemine başlamadan önce günlük olarak yapılır. Na-22 veya üreticinin önerdiği başka bir uzun yarı ömürlü bir noktasal kaynak ve çelik veya pirinç gibi bir saçığı materyalden yararlanılır (1,3,17).

Testin Yapılışı

1. Üreticinin önerdiği prosedüre göre bilgi toplaması gerçekleştirilir.
2. Koinsidans Zamanlama Rezolüsyonu için üreticinin önerdiği prosedüre göre FWHM hesaplanır.
3. Ölçülen Koinsidans Zamanlama RES (R_T) üretici tarafından belirlenen değer üzerinde olmamalıdır. Servis hizmeti alınması ihtiyacının

belirlenebilmesi için FWHM değerindeki uygun tolerans aşağıdaki gibi önerilmektedir:

$$R_{T,ölçülen} < 1,05 \times R_{T,beklenen}$$

2.0. Haftalık Kalite Kontrol Testleri

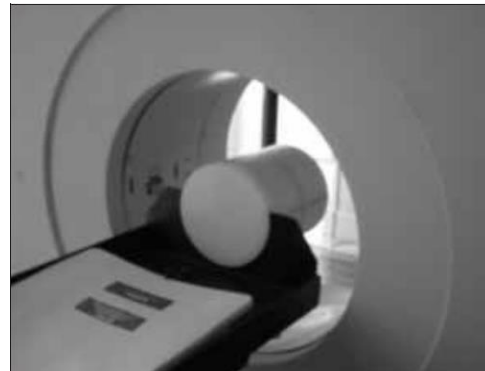
Haftalık periyotlarla üniformite (homojenite) ve sensitivite testleri uygulanmalıdır. Bu bölümde anlatılan üniformite ve sensitivite testi, PET performans testleri National Electrical Manufacturers Association (NEMA) NU 2 standartlarından alınmıştır (1,4,16,17,18,19,20).

2.1. Homojenite Testi

Amaç: Tarayıcının homojen fantom aktivitesini doğru bir şekilde homojen olarak gösterme yeteneğini ölçmek amacı ile uygulanır.

Testin Yapılışı

1. Aktivitesi 0,1 ile 1,6 mCi arasında olan üniform Ge-68 fantomu kullanılır.
2. Fantom, tarayıcının FOV'ye vertikal ekseninde merkezden 25 mm kayık olacak şekilde konumlandırılır (Şekil 3). Yaklaşık olarak 0,94 milyar doğru olay (True Event) sayımı toplanır.
3. Görüntü üniformitesi, 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.



Şekil 3. Homojenite testinin yapılışı

2.2. Sensitivite (Duyarlılık) Testi

Amaç: Sensitivite tarayıcının saniye başına birim aktivitede saptadığı doğru koinsidans olayların miktarıdır.

Testin Yapılışı

1. Üniformite testinde kullanılan fantom kullanılır.
2. Fantom, tarayıcı FOV merkezine konumlandırılarak 15 dakika süreyle sayımlar toplanır (Şekil 3).
3. Sistem toplam sensitivitesi, 3D için en az 780 sayım/saniye/ μ Ci/ml olmalıdır.

3.0. Aylık Kalite Kontrol Testleri

3.1. PET Normalizasyonu Testi

Amaç: Bu testin amacı, detektörde elde edilen üniform olmayan sinogramların düzeltilmesinde kullanılacak kristal verimlilik verilerini elde etmektir. Yanlış normalleştirme verilerinin kullanılması görüntü kalitesini tehlikeye atacaktır. Tüm üreticiler PET normalleştirme verilerinin alınması için standart bir prosedüre sahiptir. Bazı üreticiler bu prosedürün aylık olarak yapılması gerektiğini belirtmektedir. Aylık normalleştirmenin yapıldığı sistemlerde, detektör kalibrasyonunun kademeli olarak bozulması maskelenebilir. Bu sistemlerde, önceki ay KK değerlerinde kayda değer değişiklikler fark edildi ise detektör kalibrasyonunun üç ayda bir veya aylık normalleştirmeden önce yapılması önerilir. PET detektör sisteminde servis çalışması yapıldıktan sonra tekrarlanmalıdır (1,4,18,20). Sisteme, üreticiye ve çekim moduna bağlı olarak, normalleştirme prosedürü farklı kaynaklar ve fantomlar kullanılarak gerçekleştirilebilir. En sık kullanılan fantomlar;

- Dönen Ge-68 çizgisel kaynağı,
- PET sisteminin FOV'sinde yatay ve dikey olarak ortalanmış homojen bir silindirik Ge-68 fantom,
- Cs-137 nokta kaynak.

Sayım alma işlemine başlamadan önce, önceki normalizasyon dosyasının yedek bir kopyası oluşturulmalıdır. Normalizasyon sinogramlarının gözle muayenesi yapılmalıdır. Büyük bir sorun gözlenmezse, yeni normalleştirme verileri üretici tarafından oluşturulan akış şemasına göre bir dosyada saklanmalıdır. Görsel inceleme kabul edilebilir olmalıdır. Sorun saptanırsa sisteme yeniden kalibrasyon işlemi yapılması düşünülmelidir. Sorun devam ederse, üretici bilgilendirilmeli ve bakım planlanmalıdır.

3.2. Radyoaktivite Konsantrasyon Kalibrasyonu

Amaç: Bu kalibrasyonun amacı, üniform olmayan detektör için elde edilen sinogramların düzeltilmesinde kullanım için tarayıcı verimlilik verilerini elde etmektir. Bu faktörler radyoaktivite konsantrasyonu ve standart uptake değerlerinin (SUV) hesaplanmasında kullanılır. Hatalı kalibrasyon faktörleri, görüntü tabanlı kantitatif değerlendirmede hataya neden olacaktır. Tüm üreticilerin radyoaktivite konsantrasyonu kalibrasyon verilerinin alınması için standart bir prosedürü vardır (Örn; kuyutipi sayaç kalibrasyonu, radyoaktivite kalibrasyon faktörleri veya SUV kalibrasyonu). Bu prosedür, medikal fizikçi tarafından üreticinin spesifikasyonlarına göre üç ayda bir ve PET detektör sistemine servis yapıldığında uygulanmalıdır (1,17). Sisteme bağlı olarak, normalleştirme prosedürü farklı kaynaklar ve/veya fantomlar kullanılarak gerçekleştirilebilir. En sık kullanılanlar;

- PET tarayıcının FOV'sinde yatay ve dikey olarak merkezlenmiş homojen silindirik Ge-68 fantomu,
- Doldurulabilir silindirik F-18 fantomu (Şekil 4).

Bu kaynakların aktiviteleri PET sisteminin üreticisi tarafından belirtildiği şekilde olmalıdır. Belirtilen radyoaktivite bazen büyük ölçüde hataya sebep olduğundan (%15-20'ye kadar) ve SUV hesaplaması için gereken doz kalibratörü ile çapraz kalibrasyona izin vermediğinden, tarayıcı kalibrasyonu için mutlaka Ge-68 silindirik fantomlara güvenilmesi gerekmediği unutulmamalıdır.

Görüntü alma işlemine başlamadan önce, önceki kalibrasyon dosyasının yedek kopyası alınmalıdır. Kalibrasyon verileri üreticinin talimatları izlenerek alınmalıdır. İstatistiksel açıdan yeterli veri elde etmek için en az 20 milyon sayım toplanmalıdır. Beklenen sonuçlardan %5'in üzerinde sapmalar düzeltici



Şekil 4. Doldurulabilir silindirik normalizasyon fantomu

önlemlerin alınmasını gerektirecektir. Beklenen sonuçlardan önemli sapmalar görülürse, sistemin yeniden kalibre edilmesi düşünülmelidir. Sorun devam ederse, üretici bilgilendirilmeli ve bakım planlanmalıdır. Bu test ana hatlarıyla SUV doğruluğunu kontrol etmek için kullanışlı ve isteğe bağlı prosedür olup klinik protokol kullanarak bilinen bir radyoaktivite ve hacim/ağırlık miktarına sahip bir demo çalışmadır. Fantomdaki radyoaktivite, radyoaktivitenin kalibrasyon süresi ve fantom hacminin ağırlığı hasta detaylarının bir parçası olarak girilirse, ölçülen SUV değeri 1 (bir) olmalıdır.

3.3. PET/BT için Rutin İmaj Kalitesi Testi

Amaç: Bu testin amacı, yaygın olarak bulunabilen düzgün olmayan bir fantom kullanarak görüntü kalitesi parametrelerinin tutarlılığını izlemektir. Üç ayda bir medikal fizikçiler tarafından yapılması önerilir. Gerekli malzemeler; çeşitli şekilleri olan 110-180 MBq F-18 ile doldurulmuş ve tüm ek parçaları takılı durumda, içinde farklı çaplarda içi boş küreler bulunan, 20 cm çapında ve 20 cm yüksekliğinde silindirik bir fantomdur. Kürelerin içinde radyoaktivite yoktur veya dolmasına uygun değildir (Şekil 5) (2,4,17,19).

Testin Yapılışı

1. Fantomun PET/BT FOV'sinde yatay ve dikey olarak ortalandığından emin olunmalıdır.
2. Standart bir beyin tarama protokolü kullanarak bir PET/BT taraması yapılır.
3. Yirmi milyon doğru olay sayımı toplanmalıdır.
4. Klinik taramalarda normal olarak uygulanan tüm düzeltmeler dahil olmak üzere PET verilerini yeniden yapılandırmak için yerel standart klinik rekonstrüksiyon protokolü kullanılır.
5. Yeniden yapılandırılan görüntü vokselleri radyoaktivite/hacim, örneğin Bq/cm³ biriminde olmalıdır.



Şekil 5. Doldurulabilir fantom

6. Yeniden yapılandırılmış (reconstructed) PET kesitleri görünür herhangi bir artefakt açısından incelenir. Ardından, aşağıdaki alt bölümlerde açıklanan analizler gerçekleştirilir.

3.3.1. Üniformite

1. Fantomun düzgün kesitindeki altı eşit aralıklı dilimin her birinde, fantomun iç çapından 20 mm daha küçük bir merkezi dairesel ROI çizilir.
2. ROI'lerden integral üniformite şu formülle hesaplanır;

$$U=100 (C_{\max} - C_{\min}) / (C_{\max} + C_{\min})$$

3.3.2. Radyoaktivite Konsantrasyonu

1. Aynı altı dilim ve ROI'lar içinde Bq/cm³ cinsinden ortalama voksel değeri hesaplanır.
2. Bu değer, tarama sırasındaki gerçek konsantrasyonla karşılaştırılır ve farklılık bilinen gerçek konsantrasyonun yüzdesi olarak kayıt edilir.

3.3.3. Uzaysal Rezolüsyon

1. Rekonstrüksiyon sonrası görüntülerde görsel olarak ayırt edilebilen en küçük çaplı çubuk grubunun çapı kayıt edilir.

Bu üç ana başlıkta belirgin bir değişiklik saptanırsa, günlük KK test sonuçları tekrar irdelenerek olası sorun kaynakları araştırılmalıdır. Hata kaynakları belirgin değilse daha detaylı testler yapılmalı ve gerekirse servis çağırılmalıdır. Soğuk çubuklar görünmüyorsa veya homojenite değeri belirlenen sınırları aşarsa, günlük KK tekrar kontrol edilmeli ve sistemin yeniden kalibre edilmesi düşünülmelidir.

4.0 PET/BT Sistemleri için Ofset Kalibrasyonu

Amaç: PET ve BT görüntülerinin üst üste bindirilebilmesi için gereken x, y ve z doğrultularındaki ofset değerlerinin belirlenebilmesi için her PET/BT üreticisinin bir prosedürü bulunmaktadır. Hatalı ofset değerleri füzyon görüntülerinde hatalı eşleşmeye neden olabileceği gibi atenüasyon artefaktlarına da neden olabilmektedir. Test, medikal fizikçiler tarafından 3 ayda bir veya PET ve BT gantrileri servis çalışması için ayrılması durumunda tekrarlanmalıdır (2,17). Gerekli materyaller aşağıdaki gibidir;

1. PET gantrisi boyunca uzanan ve radyoaktif kaynaklar içeren hizalama fantomu (genellikle üretici tarafından sağlanır),

2. PET/BT görüntülerinden ofset miktarını hesaplayabilecek bir yazılım.

Testin Yapılışı

1. Hizalama fantomunun PET/BT görüntüsü, üretici önerileri doğrultusunda alınır.
2. PET ve BT görüntülerinin üst üste bindirilebilmesi için gereken x, y ve z doğrultularındaki ofset değerleri, PET/BT füzyon yazılımının ulaşabileceği bir dosyaya yazılmalıdır.
3. Herhangi bir tolerans önerilmemektedir. Görüntülerin üst üste gelmesi esastır.

II. Kabul ve Referans Testleri (NEMA NU 2-2012) (1)

Yeni bir PET/BT sisteminin kabul testi, test sonuçlarının üretici tarafından sağlanan spesifikasyonlarla karşılaştırılma adımlarını içerir. 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 değerler cihazda zamanla ortaya çıkacak değişikliklerin saptanmasında çok büyük yarar sağlar. Kabul ve referans testleri olarak NEMA tarafından standartlaştırılan PET performans testleri uygulanmalıdır. Ayrıca, bu testler altı aylık zaman aralıklarıyla uygulanarak ilerleyen süreçte cihazın performansı izlenmelidir (1,17).

1.0. Uzaysal Rezolüsyon

Bir sistemin uzaysal RES'yi, eş aktivitedeki iki noktayı ayırma kabiliyetinin bir ölçüsüdür. Ölçüm, havada tutulan nokta kaynaklara ait sayımların istatistiksel olarak yumuşatma filtresi (smoothing) veya görüntü keskinliği filtresi (apodizasyon) uygulaması yapılmamış görüntülerinin rekonstrükte edilmesi ile gerçekleştirilir (4,17,19,20).

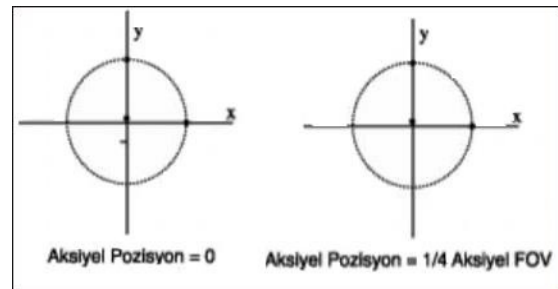
Amaç: Nokta kaynaklardan alınan görüntülerin noktasal dağılım fonksiyonlarının (point spread function-PSF) genişliğini karakterize etmek, bunun için dağılım fonksiyonunun FWHM (full width at half maximum) ve FWTM (full width at tenth maximum)'daki tam genişliğini ölçmektir. Rezolüsyon (RES) bir nokta kaynağın transvers kesit görüntüsünün genişliğinin ölçülmesidir. FWHM ve FWTM olarak belirtilir.

Bütün sistemlerde uzaysal RES, transvers kesitte radyal ve tanjansiyel olmak üzere iki yönde ölçülür. Ek olarak aksiyel RES de ölçülür. Transvers FOV ve görüntü

matriks genişliği transvers kesitteki piksel genişliğini belirler. PSF genişliğini en pratik şekilde ölçmek ve yüksek çözünürlüğü sağlamak için pratik olarak FWHM genişliğinin en az 3 piksele (span) yayılması gereklidir. Span, aksiyel veri ölçüsünü tanımlamak için kullanılır. Michelogram'daki tek sayılı düzlemler için kullanılan hücre sayısı ile çift sayılı düzlemler için kullanılan hücre sayılarının toplamıdır. Bu nedenle, görüntü piksel genişliği beklenen FWHM'nin üçte birinden küçük olmalıdır. Bu testte radyoaktif kaynak olarak F-18 izotopu kullanılır. Kaynak aktivitesi, ölü zaman kayıplarının %5'ten küçük ya da random (rastgele) olay hızı toplam olay hızının %5'inden küçük olacak şekilde düşük olmalıdır.

Testin Yapılışı

1. Nokta kaynak, iç çapı 1 mm'den dış çapı ise 2 mm'den küçük kapiller tüp içine az miktarda konsantre aktivite konulması ile elde edilir. Kapiller tüp içindeki aktivitenin aksiyel büyüklüğü 1 mm'den küçük olmalıdır.
2. Kaynaklar tomografin uzun eksenine paralel olarak aşağıdaki gibi 6 noktaya konumlandırılmalıdır (Şekil 6).
 - a. Aksiyel yönde
 - Aksiyel FOV'nin merkezine
 - Aksiyel FOV merkezinden, aksiyel FOV genişliğinin dörtte bir uzaklığındaki 2 noktaya
 - b. Transvers yönde
 - FOV merkezi için kaynak vertikal ekseninde merkezden 1 cm, 10 cm ve 20 cm uzağa yerleştirilmelidir (Transvers FOV kapsamıyorsa 20 cm'deki ölçüm yapılmamalıdır).
3. Test yukarıda belirtilen 6 konumda yinelenmelidir. Çoklu kaynak veya tek kaynak ile yapılabilir. Her



Şekil 6. Rezolüsyon ölçümlerinde kaynak pozisyonları

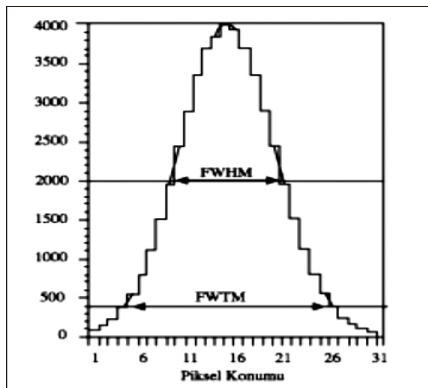
FOV: Field of view - Görme Alanı

bir konum için en az 100.000 sayım toplanır. Klinik çalışmalarda kullanılandan daha iyi örnek büyüklüğü seçilebilir.

4. Bütün uzaysal RES verileri smoothing veya apodizasyon uygulanmadan filtrelenmiş geri yansıtma (filtered backprojection-FBP) ile işlenir.
5. Üç ortogonal yöndeki görüntü volümü ve aktivite dağılım piklerinde yer alan profillerde tek boyutlu yanıt fonksiyonları oluşturularak PSF'lerin FWHM ve FWTM değerleri bu 3 yönde saptanır. Bu profillerin ölçme yönüne uygun açılardaki genişliği FWHM'nin 2 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 7). Maksimum değer, pik noktası ve ona en yakın iki noktanın kullanılmasıyla bir parabolik eğri ile saptanır. Değerler piksel genişliği ile çarpılarak mm olarak bulunur.
6. Her radius (kaynağın merkeze olan uzaklığı) için radyal, tanjansiyel ve aksiyel RES, iki aksiyel konumun ortalaması olarak NEMA NU 2-2012 de verilen formüllerden yararlanılarak sistem RES değerleri rapor edilir (1).

2.0. Saçılım Fraksiyonu, Sayım Kayıpları ve Random Ölçümü

Pozitron annihilasyonu sonucu ortaya çıkan gama ışınlarının saçılımı yanlış konumlandırılmış koinsidans olaylar olarak algılanır. Farklı tasarımlar PET tarayıcılarının saçılmış radyasyona farklı duyarlılıklar göstermelerine neden olur. Sayım kayıpları ve random olayların



Şekil 7. FWHM ve FWTM değerlerinin bulunması

FWHM: Full width at half maximum - Tam genişlikteki yarı maksimum,
FWTM: Full width at tenth maximum

ölçümü PET sisteminin yüksek aktiviteli radyoaktif kaynakları doğru olarak ölçme becerilerini gösterir (1,4,17,19). Burada testlerin amacı ve testlerin yapılışına kısaca değinilecek ve formüllere yer verilmeyecektir. Hesaplamalarda kullanılacak formüllere kaynaklarından ulaşılabilir (1,4,16,17,20).

Amaç: Bu işlemin birinci amacı, saçılmış radyasyona olan göreceli sistem duyarlılığını ölçmektir. Saçılım bütün kesitler için saçılım fraksiyonu (SF) 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 koinsidans olay hızından saçılmış olay hızı ile random olay hızının çıkarılmasıyla elde edilir. Random olayların ölçüm yöntemlerinde, yanlış konumlu olaylar random ölçümünün bir parçası olarak yer alır. Ayrıca, enerji pikindeki kaymalar random sonuçlarını etkileyebilir. Çünkü, sayım hızının bir işlevi olarak SF'nin sabit olduğu varsayılır.

Test fantomu solid ve silindirik yapıdadır. Bu silindir $0,96 \pm 0,01$ graviteli polietilenden yapılmıştır. Dış çapı 203 ± 3 mm, uzunluğu 700 ± 5 mm'dir. Silindirin merkez eksenine paralel olarak, 45 ± 1 mm radyal uzaklıkta $6,4 \pm 0,2$ mm çapında boşluk bulunmalıdır (Şekil 8A). Kullanım kolaylığı için silindir, test sırasında bir araya getirilebilen çeşitli kısımlardan oluşabilir. Ancak, bu fantomun tasarımı ve bir araya getirilişinde parçalar arasında hiçbir açıklık bulunmamalıdır. Çünkü, olabilecek açıklıklarda saçılımdan bağımsız aksiyel radyasyon alanları oluşacaktır. Fantomun çizgisel kaynağı polietilen ya da polietilen kaplamalı plastik tüplerden oluşur (Şekil 8B). Uzunluğu en az 800 mm, iç çapı $3,2 \pm 0,2$ mm ve dış çapı $4,8 \pm 0,2$ mm olmalıdır.

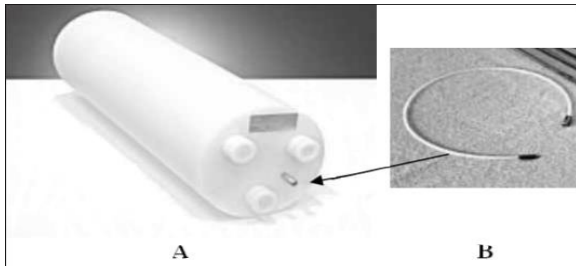
Bu testte kullanılan radyonüklit F-18'dir. Radyoaktivite miktarı iki hızın, en yüksek doğru sayım hızı (R_p , peak) ve en yüksek gürültü eşdeğer sayım hızı (NEC) (R_{NEC} , peak), ölçülmesine olanak verecek kadar olmalıdır. Bu amaçlara ulaşılması için gerekli başlangıç aktivitesine ilişkin önerileri üretici verir. Başlangıç aktivitesi, fantoma enjekte etmeden önce kalibre edilmiş doz kalibratöründe saptanmalıdır.

Saçılım fraksiyonu [Scatter Fraction (SF)]: Tarayıcı FOV'nin tanımlanmış bir ROI'sında saçılmış koinsidans olayların, saçılmış ve doğru koinsidans olayların toplamına olan oranıdır.

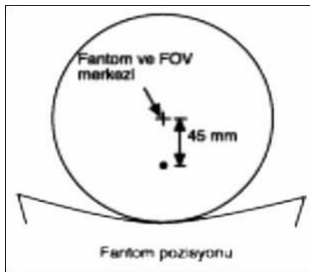
Testin Yapılışı

1. Tüpün 700 ± 5 mm'lik kısmı aktivitesi bilinen yüksek miktarda aktivite ile doldurularak fantomda bulunan $6,4 \pm 0,2$ mm çapındaki boşluğa yerleştirilir (Şekil 8).

2. Çizgisel kaynağın 700±5 mm'lik kısmına belli miktarda radyoaktivite su ile karıştırılıp konulur ve iki ucu kapatılır.
3. Aktivite alanı fantomun boyunu karşılayacak şekilde fantomdaki boşluğa yerleştirilir.
4. Fantom hasta yatağına, çizgisel kaynak hasta yatağına en yakın konumda olacak şekilde konumlandırılır. Fantom transvers ve aksiyel FOV'lerin merkezine 5 mm'ye kadar hata payıyla konulabilir (Şekil 9).
5. Yüksek miktarda aktivite içeren fantom, PET sisteminin FOV'ye yerleştirilerek farklı bozunum zamanlarında ölçümler alınır. Ransom olay hızının true olay hızına oranı, aktivite yarılanmasına paralel olarak düşer. Son olarak da %1'den daha az bir değere iner. Ayrıca, sistemin koinsidans olayları değerlendirmedeki etkinliği, aktivitenin azalmasıyla sayım kayıplarının ihmal edilebilir seviyeye inmesine kadar sürer. Böylece ransom ve işlem kayıplarından bağımsız koinsidans sayım hızı ölçülür. Ölçülen bu doğru hız yüksek aktivite düzeylerine ekstrapole edilir. Ekstrapole edilen hız ölçülen hızla karşılaştırılarak yüksek aktivite



Şekil 8. Solid fantom (A) ve çizgisel fantom (B)



Şekil 9. Fantomun sistemde konumlandırılması, çizgisel kaynak solid fantom içine yerleştirilir, fantom hasta yatağına, çizgisel kaynak hasta yatağına en yakın konumda olacak şekilde konumlandırılır

FOV: Field of view - Görme Alanı

düzeylerinde sistemin maruz kaldığı sayım kayıpları değerlendirilir. Bu tekniğin doğruluğu yeterince düşük aktivite düzeylerinde toplanan sayım istatistiğinden önemli oranda etkilendiği için, daha düşük sayım hızlarında ölçümün yinelenmesi gerekebilir.

6. Doğru olayların sayım kayıp hızı toplam hızın %1'inden ve ransom 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. Görüntüleme süresi (T_{acq}), $T_{1/2}$ 'nin dörtte birinden az olmalıdır. Görüntüleme tamamen tomografik olmalı ve dönen tarayıcılar her görüntü almada tam ve üniform açılı örnekleme verecek şekilde dönmelidir. Dönen tarayıcılarda, görüntüleme süresine (T_{acq}) detektörlerin dönmesi için gerekli süre de eklenmelidir. Sistem ölü zaman kayıplarının doğru olarak değerlendirilmesi için, doğru sayım hızlarının %1'inin altındaki sayım kaybı hızları ve ransom sayım hızlarına ilişkin yeterli istatistiğin toplanması gereklidir. Her görüntüleme en az 500.000 kesin sayım içermelidir. En yüksek sayım hızına ilişkin ölçümlerin yeterli 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.
7. Aksiyel FOV'yi 65 cm veya daha küçük olan tomografilerde, "i" kesitinin her "j" görüntülemesi için sinogram oluşturulur. Altmış beş cm'den büyük aksiyel FOV'li tomograflarda ise, 65 cm içindeki kesitlerin görüntülemesinde sinogram oluşturulur. Detektör sensitivitesi veya detektör hareketleri, ransom, saçılım, ölü zaman ya da atenüasyon gibi varyasyonlara ilişkin hiçbir düzeltme ölçümlere uygulanmamalı ve ransom olay çıkarması yapılmamalıdır.
8. Sinogramlar, tarayıcının topladığı düzeltme yapılmamış toplam sayımları içermelidir. Yani true (doğru), ransom (rastgele) ve saçılmış olayları içermelidir. Ayrıca, ransom sayım hızlarını doğrudan ölçebilen tarayıcılar bu ölçümleri aşağıdaki ayrıntıları verilmiş olan ransom sayım hızlarının değerlendirilmesinde kullanmayabilir. Oblik sinogramlar, her bir kesit için sinogramdaki sayımların miktarı korunarak tek bir sinograma indirgenir (single slice rebinning).

Random hesaplama; “j” görüntülemenin 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 ofset’e sahip her projeksiyon açısındaki pikseller bir pikselde toplanarak toplam projeksiyon oluşturulur. Böylece, toplam projeksiyondaki her piksel kendisiyle aynı radyal ofset’e sahip her projeksiyon açısındaki bütün piksellerin toplamına eşit olur. Sinogramın merkezinde 40 mm genişliğindeki alanın sağ ve sol uçlarındaki piksel yoğunluklarının sayımları toplam projeksiyondan elde edilir. Projeksiyon merkezindeki pikselden ± 20 mm uzaklıktaki piksel yoğunluklarını bulmak için lineer interpolasyon kullanılır. “j” görüntülemesinde “i” kesitinin toplam projeksiyonunda yer alan bütün piksellerin toplamı, toplam olay sayımı değerini verir. Her “j” görüntülemesinin ortalama aktivitesi hesaplanır. Burada formüller verilmemiş olup hesaplamalarda kullanılacak formüllere verilen kaynaklardan ulaşılabilir (1,4,16,17,20).

Saçılım Fraksiyonu; doğru sayım hızlarının %1’inin altındaki sayım kaybı hızı ve random sayım hızlarından oluşan dizinin son “j” görüntüleri SF’nin saptanmasında kullanılır. Bu görüntülerde $C_{r+s,i,j}$ 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 varsayılır. Her kesite ait SF düşük aktivite ile alınan görüntülerin sayımlarının toplanmasıyla hesaplanır. Sistem saçılım fonksiyonu ise, her bir kesit SF değerlerinin ağırlık ortalaması olarak hesaplanır.

Toplam olay hızının bulunması; sistem toplam olay hızı toplam görüntüleme zamanında (T_{acq}) elde edilen bütün kesitlerdeki toplam olay hızı değerinin toplamı olarak hesaplanır.

Doğru (true) olay hızının bulunması; sistem doğru olay hızı, bütün görüntü kesitlerindeki doğru olay hızlarının toplamı olarak hesaplanır.

Random olay hızının bulunması; sistem random olay hızı, bütün görüntü kesitlerindeki random olay hızlarının toplamı olarak hesaplanır.

Saçılmış olay hızının bulunması; sistem saçılmış olay hızı, bütün görüntü kesitlerindeki saçılmış olay hızlarının toplamıdır.

Gürültü Eşdeğer Sayım Hızının (Noise Equivalent Count Rate) bulunması sistem NEC hızı bütün kesitlerdeki NEC hızı değerlerinin toplamıdır (1,4,17,21,22,23).

3.0. Sensitivite (Duyarlılık)

PET sisteminin sensitivitesi, bir kaynak için saniye başına doğru koinidans olayların saptandığı sayım miktarıdır. Pozitron yayılımından sonra oluşan annihilasyonu korumak için kaynağın çevresini, belli miktarda bir materyal (sleeve) ile sarmak gerekir. Kaynağı çevreleyen bu materyal ortaya çıkan gama ışınlarını azaltır. Atenüasyondan bağımsız bir ölçüm yapabilmek için, bilinen absorbe ediciler tarafından sarılmış üniform doğrusal kaynak ile ardışık ölçümler yapılır. Absorblayıcısız sensitivite bu ölçümlerden ekstrapolasyonla bulunur (1,4,17,18,19).

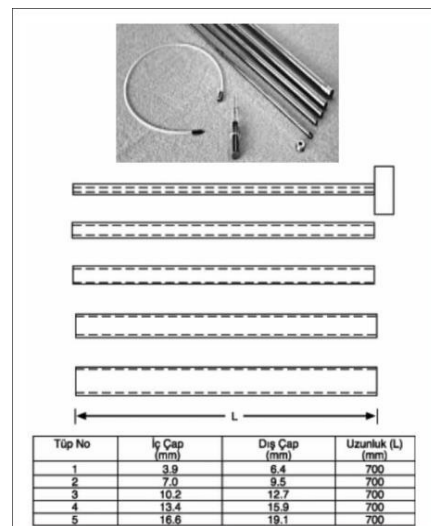
Amaç: Bu işlemin amacı tarayıcının koinidans olayları saptama hassasiyetini ölçmektir. Bu ölçüm için Şekil 10’da gösterilen sensitivite fantomu ve F-18 izotopu kullanılır. Sayım kayıpları %1’den az olacak ve random olay hızı doğru olay hızının %5’inden az olacak şekilde düşük aktivite kullanılmalıdır. Fantomdaki başlangıç aktivitesi doz kalibratöründe ölçülerek saptanmalıdır.

Semboller

Birikmiş “Sleeve” Duvar Kalınlığı (X): Sensitivite ölçümünde kullanılan metal sleeve duvarların toplam kalınlığı.

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

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



Şekil 10. Sensitivite (duyarlılık) fantomu

S_i : i kesitin sensitivitesi
 S_{TOT} : Toplam sistem sensitivitesi

Testin Yapılışı

1. Plastik tüpün 700±5 m'lik kısmı belli miktarda radyoaktif su ile karıştırılarak doldurulur ve tüpün iki ucu kapatılır. Bu aktivite (A_{cal}) ve aktivitenin ölçüm zamanı (T_{cal}) kaydedilmelidir. Fantom transaksyonel FOV'nin merkezine, kullanılan herhangi bir destek mekanizması FOV'nin dışında kalacak şekilde konumlandırılır.
2. Kesit başına en az 10.000 doğru olay sayısı toplandıktan emin olmak için bir süre sayım alınır. LOR'nin tarayıcı aksisine çapraz olduğu görüntü kesitine, oblik LOR halinde sayım tayin etmek için "single slice rebinning" uygulanır.
3. Ölçüm zamanı T_1 , görüntüleme süresi T_{acq} ve kaç kez sayım toplanacağı kaydedilir. Tam tomografik veri elde etmek için detektörleri hareket eden tarayıcılarda görüntüleme zamanına detektörlerin hareket süresi eklenir. Saniye başına alınan sayımların hızı ($R_{j,i}$) kesitte toplanan sayımların geçen süreye bölünmesiyle bulunur. Bunun ardından 4 sleeve'nin 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'nin merkezinden 10 cm radyal ofset'te yinelenir.

3.1. Sistem Sensitivitesi (Duyarlılığı): İzotop yarılanması ile oluşan sayım hızındaki değişiklikler, 5 sleeve'ye ait her ölçümde her kesit için düzeltilir. Metaldeki atenuasyon katsayısı (μ_m) küçük miktardaki saçılmış radyasyonu karşılamak üzere değişebilir. Aynı işlem tomograf merkezinden 10 cm off-set'te yapılacak sensitivite ölçümleri için de tekrarlanır.

3.2. Aksiyel Sensitivite Profili: En küçük tüpte 0 cm radyal ofset'te toplanan veri kullanılarak her kesitteki sensitivite hesaplanır.

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

4.0. Sayım Kayıpları ve Random Düzeltmelerinin Doğruluğu

Çok değişken koşullarda kaynağın aktivite dağılımının sayısal ölçümü için PET sisteminin 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 (1,2,4,17,19).

Amaç: Görüntülerdeki random olaylar ve ölü zaman kayıpları için yapılan düzeltmelerin doğruluğunu ölçmektir. Random olaylar ve ölü zaman kayıpları için 2.0. maddedeki "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 düzeltmeler uygulanmalıdır.

Göreceli Sayım Hızı Hatası (r): 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 (F-18) 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'lerin merkezinde olmalıdır (Şekil 9).
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. Görüntüleme süresi ($T_{acq,j}$), $T_{1/2}$ 'nin dörtte birinden az olmalıdır. Görüntüleme tamamen tomografik olmalı ve dönen tarayıcılar her görüntü almada tam ve üniform açılı örnekleme verecek şekilde dönmelidir.
3. Sistem ölü zaman kayıplarının doğru olarak değerlendirilmesi için, doğru olay hızlarının %1'inin altındaki sayım kayıp hızları ve random hızlara ilişkin yeterli istatistiğin toplanması gereklidir. Her görüntüleme 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'nin 65 cm veya daha küçük olan tomograflarda tüm kesitler yeniden oluşturulur. 65 cm'den büyük aksiyel FOV'li 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 görüntü üzerinde tüm analizler yapılabilir. Her bir görüntüleme için toplam ve görüntü için ortalama aktivite hesaplanır. Ortalama efektif aktivite konsantrasyonu her bir görüntüleme için toplam aktivitenin ve görüntü aktivitesinin test fantomunun hacmine (22.000 cm³) bölünmesi ile bulunur.
6. Her bir görüntü kesitinin transvers FOV merkezine (çizgisel kaynağı merkezlenmeyecek şekilde) 180 mm çapında dairesel ROI çizilir. Doğru olayların sayısı her kesit ve görüntü için ölçülerek doğru olay hızı hesaplanır (ayrıntılı hesaplama formülleri için kaynak: NEMA NU 2-2012) (1).

5.0. Görüntü Kalitesi, Saçılma ve Atenüasyon Düzeltmelerinin Doğruluğu

Klinik görüntüleme koşullarını simüle 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 (1,4,17,19,20).

Amaç: Bu ölçümün amacı, hem sıcak hem soğuk lezyonlarla, tüm vücut çalışmasında elde edilen görüntüleri simüle ederek görüntü üretmektir. Üniform 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.

Testin Yapılışı

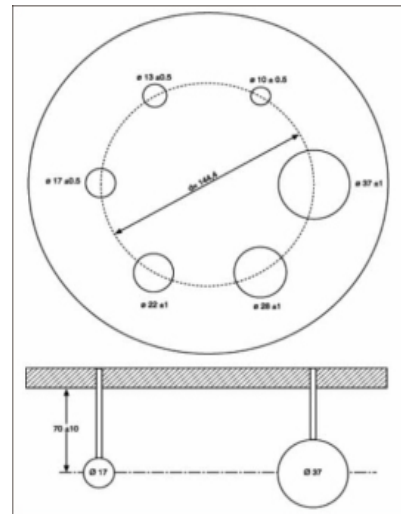
1. Çalışmanın başlangıcında vücut fantomunun zemin aktivite konsantrasyonu 0,14 $\mu\text{Ci/ml}$ (\pm

%5) olmalıdır. Bu, tipik tüm vücut görüntüleme için kullanılan konsantrasyona denk gelir (10 mCi/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, zemin aktivitenin önce 8, sonra 4 katı olacak şekilde aktivite ile doldurulur (N=4 ve 8).
3. Fantomun 700 mm'lik çizgisel kaynağı, vücut fantomunun zemin aktivite konsantrasyonuna eşit efektif aktivite konsantrasyonu elde etmek için yeterli olan 3.08 mCi aktivite ile doldurulur. Eğer vücut fantomunda daha düşük zemin 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 11),
- 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 $0,30 \pm 0,1$ gr/ml olan düşük atom numaralı materyalden yapılmış silindirik bir insert,
- d. Bölüm 2.0.'da anlatılan "Saçılım Fraksiyonu, Sayım Kayıpları ve Random Ölçümü" testinin yapılmasında kullanılan 700 mm uzunluğunda silindirik solid polietilen yapıda test fantomu ve çizgisel kaynağı.

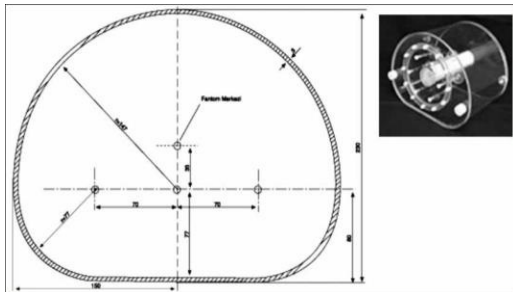


Şekil 11. Vücut fantomu ve kesiti, bütün değerler ± 1 mm doğrulukla mm cinsinden verilmiştir

İki büyük küre (28 ve 37 mm) soğuk lezyon görüntülemek 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 12).

Vücut fantomu zemin aktivitesi ile doldurularak, aksiyel pozisyonda kürelerin merkezi tarayıcının orta kesitinde olacak şekilde konumlandırılır. Fantomun merkezi, transaksiyel pozisyonda da 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 dışında aktiviteye sahip tüm vücut çalışmalarında aktivite dağılımı ile ilgili daha iyi tahminlerde bulunabilmek için test fantomu, vücut fantomunun baş kısmına konumlandırılır (Şekil 13).

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 atenüasyon düzeltmesi yapıldığı varsayılarak emisyon ve transmisyon görüntüleme süreleri bu süreye dahil olmalıdır. Toplam görüntüleme zamanının artması veya uzunluğun azalacağı durumlar dikkate alınarak ek



Şekil 12. 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'nin iç yüzeyinden 70 ± 10 mm uzaklıkta olmalıdır. Fantom PMMA imal edilmelidir. Küreler alternatif olarak camdan yapılabilir

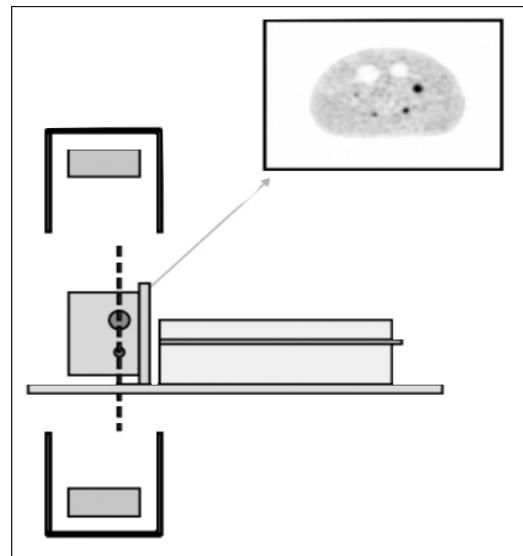
PMMA: Polimetil metakrilat

önlemler alınır. Özellikle 50 cm uzunluk toplam 60 dakikada görüntülenebilir. Simüle edilen toplam aksiyel görüntüleme uzunluğu ile gerçek emisyon ve transmisyon zamanları rapor edilmelidir. Görüntü sayımları sınırlı olacağı için sonuçların güvenilirliğini artırmak amacıyla görüntülemenin 3 kez yinelenmesi önerilir. Aynı sayımları alabilmek için yinelenen görüntülerin süreleri aktivitenin yarı ömrü dikkate alınarak artırılmalıdır.

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

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'lar ile aynı büyüklükteki ROI'lar vücut fantomu zemin aktivitesine çizilir. Bu zemin aktivite ROI'ları kürelere ve fantom kenarına 15 mm'den daha yakın uzaklıkta olmamalıdır. Zemin üzerinde 12 adet 37 mm çapında ROI'lar çizilir (Şekil 14). Daha küçük çaplı (10, 13, 17, 22 ve 28 mm



Şekil 13. Fantomların konumlandırılması

çaplı) zemin ROI'ları 37 mm'lik zemin ROI'larının içine çizilir. Böylece tek bir kesite her boyuttaki küre için 12 adet zemin ROI çizilmiş olur. Merkezdeki kesite ve bu kesitten ± 10 mm ile ± 20 mm uzaklıktaki kesitlere (toplam 5 kesit) her boyut için toplam 60 tane zemin ROI çizilmiş olur. Diğer ölçümler için ROI yerleri kayıt edilmelidir. Her bir zemin ROI ortalama sayımı kayıt edilir. Her bir sıcak ve soğuk küre için yüzde kontrast değeri hesaplanır.

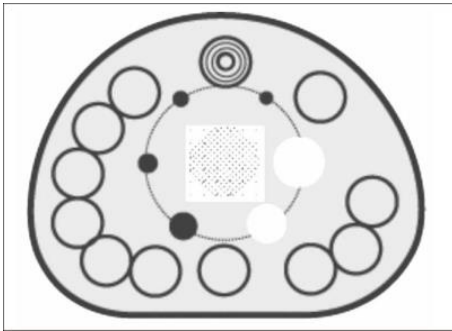
6.0. Atenüasyon ve Saçılım Düzeltmelerinin Doğruluğu

Akciğer insert merkezine 30 ± 2 mm çapında dairesel ROI çizilir. Her bir görüntü kesiti için ROI'ların ortalama sayım değeri kaydedilir. Bir önceki bölümde çizilen zemin ROI'ları ile aynı lokalizasyonda 12 adet 30 ± 2 mm çapında dairesel ROI her bir kesit üzerinde çizilir. Her bir kesit için zemin ROI'ların ortalama sayım değeri kayıt edilir. Saçılma ve atenüasyon düzeltmelerindeki arka plan (background) hatanın ölçümü, yani her bir görüntü kesiti için rölatif hata hesaplanır (1,4,17). Aşağıdaki unsurlar kayıt edilmelidir:

a. Fantomda kullanılan zemin 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 görüntüleme parametreleri,

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



Şekil 14. Görüntü kalite analizi için zemin yerleşimi: ROI'lar kürelerin üzerine çizilir. ROI'ların çapları kürelerin fiziksel iç çaplarına mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır. Her bir küre için zemine 12 adet ROI çizilir

ROI: İlgili Alanı

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

e. Her bir kesit için rölatif hata değeri (bu hataların ortalaması da kaydedilmelidir),

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

7.0. Saçılım Fraksiyonu ve Sayım Hızı

Bu standartların yayınında tanımlanan testler esas olarak onkolojik uygulamaların tüm vücut görüntülemelerine odaklanmıştır. NU 2-1994 ile devamlılığı sağlamak için, SF ve sayım hızı testlerinin orijinal NEMA fantomu ile (20 cm çapında ve 19 cm uzunluğunda) yapılması önerilir (17,21). Genel olarak küçük fantom daha yüksek sayım hızı ve daha düşük SF'ye sahiptir. Ancak, fantomlardan hiç birisi bir hasta çalışmasının performansını tam veremez. Küçük fantomlar beyin çalışmalarının performansını daha iyi verirken büyük fantomlar tüm vücut çalışmalarında daha iyidir. Bu, özellikle geniş aksiyel FOV'li 3D tarayıcıları için önemlidir.

Fantom: Test fantomu iç çapı 190 ± 1 mm, duvar kalınlığı 3 ± 1 mm ve dış çapı 203 ± 3 mm olan polimetil metakrilat'tan (PMMA) yapılmış bir silindirdir. İçinin sıvı ile doldurulabilir olması için her iki ucu PMMA ile kapatılmıştır (Şekil 15).

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).



Şekil 15. Doldurulabilir NEMA 1994 fantomu

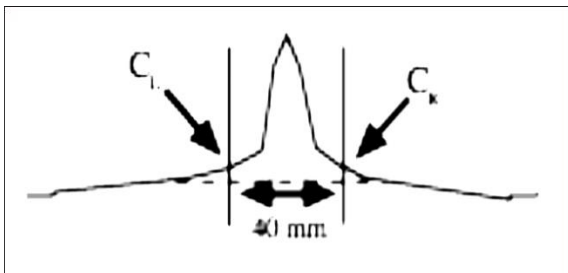
NEMA: National Electrical Manufacturers Association

7.1. Saçılım Fraksiyonu Ölçümü

Pozitron annihilasyonu sonucu ortaya çıkan gama ışınlarının saçılımı yanlış konumlandırılmış koinsidans olaylar olarak algılanır. Farklı tasarımlar PET tarayıcılarının saçılmış radyasyona farklı duyarlılıklar göstermelerine neden olur. Bu testin amacı, sistemin saçılmış radyasyona göreceli duyarlılığını ölçmektir. Saçılım son tomografya ve her bir kesitte SF olarak tanımlanır. Su dolu fantomun 3 radyal pozisyonu için çizgisel kaynak görüntüsü alınır. Çizgisel kaynağın her sinogramında saçılmayan olayların merkezde 40 mm genişliğindeki alanda olduğu kabul edilir. Bu genişlik keyfi olarak seçilir. Çünkü, saçılım değeri nispeten bölgenin tam genişliğine duyarsızdır; ve çoğu PET sisteminin çizgisel kaynak görüntüsünde 20 mm dışında az miktarda saçılmayan olay yer alır (Şekil 16).

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 saçılıma eş değerdir. Üniform kaynak dağılımları için SF'nin bulunması, yavaş değişkenlik gösteren bir radyal bağımlılığın olduğu varsayılarak yapılır. Bu varsayımda, merkezi eksen boyunca bir çizgisel kaynağın SF'nin 22,5 mm çaplı alanın dışındaki alana uygulanması ile bulunur. Merkezden 45 mm ofset'deki eksen boyunca çizgisel kaynağın SF'nin, 22,5 mm ve 67,5 mm arasındaki dairesel alana uygulanır. Benzer şekilde 90 mm ofset'deki çizgisel kaynağın SF değeri, 67,5 mm ve 100 mm arasındaki dairesel alana uygulanır (Şekil 17). Üç adet SF değeri, uygulandıkları alanlar tarafından ortalama bir değer olarak verilir. Dairesel alanların oranları sırasıyla 1:8:10.75'dir.

Bu testin uygulanmasında F-18 kullanılır. Kaynak aktivitesi, ölü zaman kayıplarının %5'ini aşmayacak ya da random koinsidans hızı toplam olay hızının %5'ini aşmayacak şekilde düşük olmalıdır.



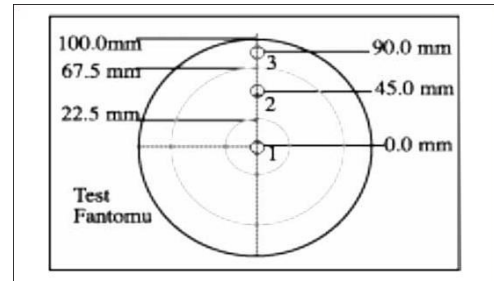
Şekil 16. Saçılan ortamda uygun bir kaynağın sayım yoğunluğunun sinogram projeksiyonu

Testin Yapılışı

1. Fantom, saçıcı ortama sahip olmak için radyoaktivite içermeyen su ile doldurulur.
2. Fantom, merkezi tarayıcının hem aksiyel hem de transaksiyel FOV'nin 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.
3. Yukarıda belirtilen her çizgisel kaynak konumu için görüntü alınarak sinogram verileri elde edilir.
4. Aksiyel FOV'den daha küçük alan içinde yer alan her kesit için en az 200.000 sayım toplanmalıdır.
5. Her kaynak konumu için görüntüleme süresi aynı olmalıdır.
6. Verilere ölü zaman kayıpları ve random koinsidans düzeltilmesi uygulanmalıdır. Saçılım ve atenüasyon düzeltilmesi uygulanmamalıdır.
7. 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'li tarayıcılarda bütün kesitler işlemlenmiş olur.

Her kesit sinogramındaki, fantomun merkezinden 12 cm uzağa konumlanmış pikseller sifira 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 ofset'e sahip her bir projeksiyon açısındaki pikseller bir pikselde toplanarak toplam projeksiyon oluşturulur. Böylelikle toplam projeksiyondaki her piksel kendisiyle aynı radyal ofset'e sahip her projeksiyon açısındaki bütün piksellerin toplamı olur.

Sinogramın merkezinde 40 mm genişliğindeki alanın sol ve sağ uçlarındaki piksel yoğunlukları ve sayımları



Şekil 17. Üniform saçılım hesaplanması için çizgisel kaynak saçılım ölçüm bölgeleri

toplam projeksiyondan elde edilir (Şekil 18). Projeksiyon merkezindeki pikselden ± 20 mm uzaklıktaki piksel yoğunluklarını bulmak için lineer interpolasyon kullanılır. Uç piksellerin yoğunluk 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 kaynak konumu ve her bir kesit için saçılım sayımları bulunur. Toplam olay sayısı, toplam projeksiyondaki bütün piksellerin toplamıdır. Belli bir konumdaki çizgisel kaynağın ortalama aktivitesi görüntüleme zamanı boyunca elde edilen görüntüleme verilerinden hesaplanır. Her kesit için hesaplanan SF değerleri tablo haline getirilir. Üniform kaynaklar için sistem SF, SF değerlerinin ortalaması alınarak hesaplanır.

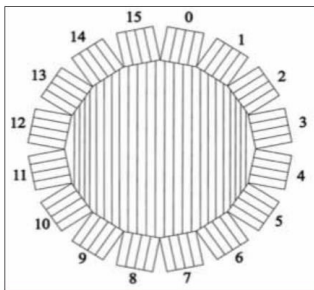
7.2. Sayım Kaybı ve Random Olay Ölçümü

Amaç: Bu işlemin amacı kaynak aktivitesinin yüksek düzeylerinde, sistem ölü zamanı ve random olaylara bağlı olarak oluşan kayıp sayımların bulunmasıdır. Sayım kayıpları ve random olay hızlarının bulunması PET sisteminin yüksek aktiviteli kaynakları doğru bir şekilde ölçme yeteneğini gösterir.

Yüksek aktiviteli bir kaynak PET cihazı FOV'ye 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 koinsidans olayları proses ederken daha verimli çalışır. Doğru koinsidans 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 olay hızı ile sınırlıdır. Bu test için F-18 kullanılır (1,4,17,19).

Testin Yapılışı

1. Radyoaktivite miktarı, doğru olay hızının ölü zaman kayıp değerinin %50'sine ulaşmasını sağlayacak



Şekil 18. Geometrik ark düzeltmesi

kadar fazla olmalı ve en yüksek sayım hızındaki doğru olay hızı ile random olay hızının doğru olay hızına eşit olduğu andaki doğru olay hızının ölçülmesine olanak vermelidir. Teste başlarken fantoma konulan aktivite konsantrasyonu, kalibre edilmiş doz kalibratörü ya da kuyu tipi sayıcıda ölçülen radyoaktivite miktarı ve fantomun iç hacmi kullanılarak bulunur.

2. Bilinen miktardaki radyoaktivitenin su ile karıştırılmasıyla doldurulan fantom, merkezi tarayıcının transvers ve aksiyel FOV merkezlerinde olacak şekilde konumlandırılır.
3. Doğru olayların sayım kayıp hızı, toplam olay hızının %1'inden ve random olayların hızları doğru olay hızlarının %1'inden daha düşük seviyeye ulaşması için geçen sürede radyonüklidin yarı ömrünün ($T_{1/2}$) yarısından daha sık aralıklarla veri toplanır. Görüntüleme süresi $T_{1/2}$ 'nin dörtte birinden az olmalıdır.
4. Son 3 veri toplama; yüksek sayım hızında ve uzun görüntüleme süresinde, yeterli istatistiği sağlamak ve analizlerdeki hatalardan kaçınmak için önemlidir. Bu nedenle, üreticilerin tarayıcılarına ait başlangıç aktivite konsantrasyonu, görüntü alma zamanları ve görüntünün alındığı toplam süre ile ilgili protokol önermeleri gerekir.
5. Aksiyel FOV'yi 17 cm ve daha az olan PET sistemlerinde her bir görüntüleme ve her bir görüntü kesiti için sinogramlar oluşturulur. Aksiyel FOV'yi 17 cm'den büyük olan PET sistemlerinde ise, merkezdeki 17 cm'lik aksiyel alan içinde yer alan görüntülerin kesitleri için sinogramlar oluşturulur. Detektör sensitivitesi veya detektör hareketleri, random, saçılım, ölü zaman ya da atenüasyon gibi varyasyonlara ilişkin hiçbir düzeltme uygulanmamalıdır.
6. Her görüntü için ortalama aktivite ve ortalama aktivite konsantrasyonu hesaplanır.

Ölü Zaman Ölçümü: Tüm fiziksel FOV üzerinde yer alan her sinogramdaki sayımlar toplanır.

Random Sayımlar: Üreticinin önerdiği standart proses teknikleri (gecikmiş koinsidans gibi) kullanılarak hesaplanabilir. Doğru ve saçılan sayımların toplam hızı bulunur. Sistem için;

- a. Sistem doğru olay sayım hızının sistem random olay sayım hızına eşit olduğu durumdaki sistem doğru olay sayım hızı,
- b. En yüksek sistem doğru olay sayım hızı rapor edilir.

III. Kalibrasyonlar

1.0. Detektör Normalizasyonu (1,2,17,18,21)

Üniform (homojen) olmayan detektör davranışlarını önlemek amacıyla rekonstrüksiyon (görüntüyü yeniden oluşturma) öncesi sinogram verilerine aşağıdaki üç düzeltmeden oluşan normalizasyon uygulanır.

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 18). Bu düzensizliğin giderilmesi için bir düzeltmeye gereksinim duyulur.

1.2 Kristal Etkisinin Düzeltmesi (Crystal Interference Correction)

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

1.3 Üniform Olmayan Kristal Verimi Düzeltmesi

Kristal verimi bütün detektörlerin üniform 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 firmanın verdiği protokol kullanılarak normalizasyon kalibrasyonu yapılmalıdır. Ayda bir kez veya günlük detektör kontrolü sonuçlarına bağlı olarak gereksinim duyulduğu zaman yapılmalıdır.

Testin Yapılışı

1. 0,5 mCi aktiviteli Ge-68 fantomu kullanılır.
2. Fantom, tarayıcının FOV merkezine konumlandırılarak 200 milyon sayım toplanır.
3. Rapor edilen sonuç, kesitler üzerindeki normalize edilmiş LOR'ları kapsar. LOR'lar ortalamının \pm %10'u arasında olmalıdır.
4. Eğer bu aralığın dışında önemli miktarda LOR varsa normalizasyonun kalitesinden şüphe edilmelidir.

2.0. Kaynak Pozisyonu Kalibrasyonu (2,17)

Tek ışın yayınlayan kaynaklar kullanarak atenüasyon 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'nin 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 noktalarının grafik üzerindeki çizgiler üzerinde bulunması gerekir (Şekil 19).

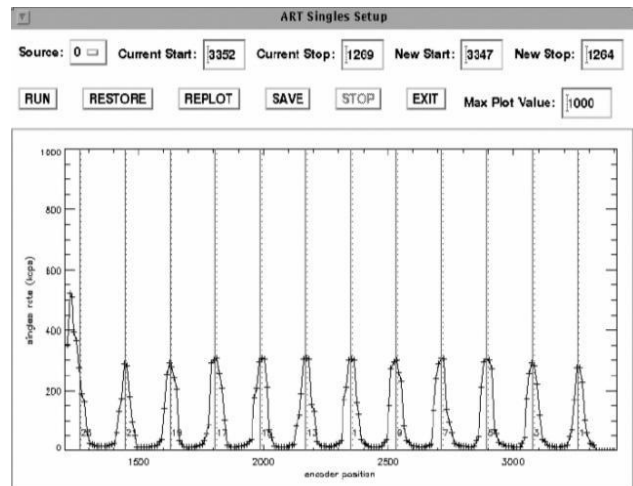
3.0. Atenüasyon Kalibrasyonu

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 20) tarayıcı FOV merkezine konumlandırılarak protokol başlatılır. Fantom ile tarayıcı FOV arasında metal bulunmamalıdır.

Sonuç

PET/BT sistemleri ile elde edilen tüm vücut görüntülerinde PET görüntüleri hücre ve dokuların fonksiyonlarını değerlendirmeyi sağlarken BT görüntüleri



Şekil 19. Tek ışın yayınlayan kaynaklar kullanarak atenüasyon düzeltmesi yapan sistemlerde kaynak pozisyonu kalibrasyonu



Şekil 20. Atenüasyon düzeltme faktörlerinin hesaplanmasında kullanılan fantom

yapısal bilgiler sunmaktadır. PET ve BT cihazlarının kabul testleri, periyodik kalibrasyon ve KK çalışmalarının yapılması klinik çalışmalarda elde edilen sonuçların güvenilirliği ve doğruluğu açısından önemlidir. KK testleri olarak NEMA tarafından standartlaştırılan performans testleri uygulanmalıdır. Ayrıca, bu testler belli zaman aralıklarıyla uygulanarak ilerleyen süreç içerisinde cihazın performansı izlenmelidir. Cihaz üreticileri genellikle sistem için rutin KK prosedürlerini önerir ve kullanıcıların bu önerilere uymasını şart koşar. Rutin KK prosedürleri için standartlar tanımlanmamışsa tüm PET/BT merkezlerinin gerçekleştirilmesi gereken rutin KK için genel asgari standartlara uyulması önerilir. KK çalışmaları ile hasta ve çalışanların daha fazla radyasyona maruz kalmaları önlenecek ve kuruldukları zamana göre performanslarını kaybetmiş sistemlerin saptanması mümkün olacaktır. Görüntü kalitesini olumsuz etkileyen sistemsel ve dış faktörler zamanında kolaylıkla saptanabilecektir.

Kaynaklar

1. National Electrical Manufacturers Association (NEMA), Standards Publication NU 2-2012, Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. 2012, Rosslyn, VA.
2. Turkington TG. Introduction to PET instrumentation. J Nucl Med Technol 2001;29:4-11.
3. Rausch I, Ruiz A, Valverde-Pascual I, Cal-González J, Beyer T, Carrio I. Performance Evaluation of the Vereos PET/CT System According to the NEMA NU2-2012 Standard. J Nucl Med 2019;60:561-567.
4. Demir M, Toklu T, Abuqbeith M, et al. Evaluation of PET Scanner Performance in PET/MR and PET/CT Systems: NEMA Tests. Mol Imaging Radionucl Ther 2018;27:10-18.
5. Jones T, Townsend D. History and future technical innovation in positron emission tomography. J Med Imaging 2017;4:011013.
6. Serrano PE, Gu CS, Moulton CA, et al. Effect of PET-CT on disease recurrence and management in patients with potentially resectable colorectal cancer liver metastases. Long-term results of a randomized controlled trial. J Surg Oncol 2020;121:1001-1006.
7. Oldan JD, Khandani AH, Fielding JR, et al. Quantitative accuracy of positron emission tomography/magnetic resonance and positron emission tomography/computed tomography for cervical cancer. World J Nucl Med 2018;17:213-218.
8. Beyer T, Townsend DW, Brun T, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. J Nucl Med 2000;41:1369-1379.
9. Glaudemans AW, de Vries EF, Galli F, Dierckx RA, Slart RH, Signore A. The use of F-FDG-PET/CT for diagnosis and treatment monitoring of inflammatory and infectious diseases. Clin Dev Immunol 2013;2013:623036.
10. Jian QY, Doss M, Codreanu I, Zhuang H. PET/CT in patients with sarcoidosis or IgG4 disease. PET Clin 2012;7:191-210.
11. Schwaiger M, Ziegler S, Nekolla SG. PET/CT: Challenge for nuclear cardiology. J Nucl Med 2005;46:1664-1678.
12. Berti V, Pupi A, Mosconi L. PET/CT in diagnosis of dementia. Ann N Y Acad Sci 2011;1228:81-92.
13. Ehman EC, Johnson GB, Villanueva-Meyer JE, et al. PET/MRI: Where Might It Replace PET/CT? Magn Reson Imaging 2017;46:1247-1262.
14. Herrmann KA, Kohan AA, Gaeta MC, et al. PET/MRI: applications in clinical imaging. Curr Radiol Rep 2013;1:161-176.
15. Torigian DA, Zaidi H, Kwee TC, et al. PET/MR imaging: technical aspects and potential clinical applications. Radiology 2013;267:26-44.
16. National Electrical Manufacturers Association (NEMA), Standards Publication NU 2-2007, Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. 2007, Rosslyn, VA.
17. IAEA Human Health Series No.1 Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. VIENNA, 2009.
18. Değer M, Demir M, İnce M, ve ark. Kalite Kontrol, Enstrümantasyon ve Radyasyon Güvenliği Komitesi Yönergesi. Bölüm II PET sistemlerinin kalite kontrolü ve kabul testleri. Turk J Nucl Med 2004;13:118-139.
19. 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.
20. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs 2001, Rosslyn, VA.
21. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-1994: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. 1994, Washington, DC.
22. Clementel E, Vandenberghe S, Karp JS, Surti S. Evaluation of image signal-to noise ratio in time-of-flight PET. 2011 IEEE Nucl Sci Symp Conf Rec 2011;3917-3921.
23. Antic V, Haglund J. Connections between noise equivalent count rate and image noise in PET medical imaging. RAD Conf Proc 2016;1:187-190.