

양전자방출단층촬영기의 표준 성능평가 방법: GE Advance™에 적용한 예

삼성의료원 핵의학과*, 삼성생명과학연구소 임상의학연구소†
이화여자대학교 물리학과#

이정림*#, 최 옹*†, 최연성*†, 이경한*†, 김상은*†, 신승애# · 김병태*†

= Abstract =

Performance Measurements of Positron Emission Tomography: An Investigation Using General Electric Advance™

J.R. Lee, M.S.**, Y. Choi, Ph.D.**, Y.S. Choe, Ph.D.**, K.H. Lee, M.D.**
S.E. Kim, M.D.**, S.A. Shin, Ph.D.# and B.T. Kim, M.D.**

Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center, Samsung Biomedical Research Institute*, and Department of Physics, Ewha Womans University#, Seoul, Korea*

A series of performance measurements of positron emission tomography (PET) were performed following the recommendations of the Computer and Instrumentation Council of the Society of Nuclear Medicine and the National Electrical Manufacturers Association. We investigated the performance of the General Electric Advance™ PET. The measurements include the basic intrinsic tests of spatial resolution, scatter fraction, sensitivity, and count rate losses and randoms. They also include the tests of the accuracy of corrections: count rate linearity correction, uniformity correction, scatter correction and attenuation correction.

GE Advance™ PET has bismuth germanate oxide crystals (4.0mm transaxial × 8.1mm axial × 30.0mm radial) in 18 rings, which form 35 imaging planes spaced by 4.25mm. The system has retractable tungsten septa 1mm thick and 12cm long.

Transaxial resolution was 4.92mm FWHM in 2D and 5.14mm FWHM in 3D at the center. Average axial resolution in 2D decreased from 3.91mm FWHM at the center to 6.49mm FWHM at R=20cm. Average scatter fraction of direct and cross slices was 9.57%. Dead-time losses of 50% corresponded to a radioactivity concentration of 4.86μCi/cc and a true count rate of 519 kcps in 2D. The accuracy of count rate linearity correction was 1.84% at the activity of 4.50μCi/cc. Non-uniformity was 2.06% in 2D and 2.93% in 3D. Remnant errors after scatter correction were 0.55% in 2D and 4.12% in 3D. The errors of attenuation correction were 6.21% (air), 0.20% (water), -6.32% (teflon) in 2D and 5.00% (air), 6.94% (water), 3.01% (teflon) in 3D.

The results indicate the performance of GE Advance™ PET scanner to be well suited for clinical and research applications.

Key Words : Positron Emission Tomography (PET), performance standards, resolution, scatter, sensitivity, count rate, uniformity, attenuation

서론

양전자방출단층촬영술(positron emission tomography, PET)의 독특한 장점은 생체 내에서 일어나는 생리적, 생화학적 반응을 영상화하여 비침습적으로 정량화하는 것이다. PET 영상을 이용한 생체 연구에서 얻어진 자료들의 정확도를 해석하기 위해서는 PET의 성능을 평가하여 그 능력과 한계를 규명하고 이해하여야 한다. Computer and Instrumentation Council of the Society of Nuclear Medicine¹⁾과 National Electrical Manufacturers Association (NEMA)²⁾에서는 표준화된 PET 성능평가 방법을 제시하였으며 이 방법은 다음 세 가지 목적을 달성할 수 있도록 이루어져 있다. 첫째는 실행할 실험적인 측정 방법들을 명확하게 규정짓는 것이고, 둘째는 성능평가를 위한 도구를 개발하고 서로 다른 기종의 스캐너들을 평가하는데 사용할 수 있는 신뢰성 있는 검사를 제공하는 것이다. 셋째는 실제 체내 연구에서 얻은 데이터의 정확도를 이해하는데 이용할 수 있도록 검사들을 체계화하는 것이다.

본 논문에서는 서로 다른 기종의 PET 스캐너들의 성능을 평가할 수 있는 표준 성능평가 방법을 GE Advance™ PET (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, U.S.A.)에 적용하였다. 성능평가 항목으로는 공간분해능, 산란분해, 민감도, 계수율손실의 기본적인 내인성 측정과 계수율보정, 균일도보정, 산란보정, 감쇠보정의 정확도 측정이 있다.

공간분해능은 영상재구성 후에 인접한 두 점을 분리하여 검출할 수 있는 시스템의 능력을 의미한다. 재구성된 영상에서 선원이 점확산함수(point spread function, PSF)나 선확산함수(line spread function, LSF)로 나타났을 때, 검출된 최대계수의 절반인 계수값에서 확산함수의 폭인 전체반값두께(full width half maximum, FWHM)로서 시스템의 공간분해능을 나타내며 동경방향(radial), 접선방향(tangential), 축방향(axial) 등 3가지 직교방향에서 나타낼 수 있다. 선상선원이 스캐너의 축방향으로 장치되어 있을 때 횡축시야내의 동경방향 및 접선방향에서 횡축방향분해능(transaxial resolution)을 특성화할 수 있다(그림 1). 또한, 점선원이 스캐너의 축방향을 따라 미세한 증분

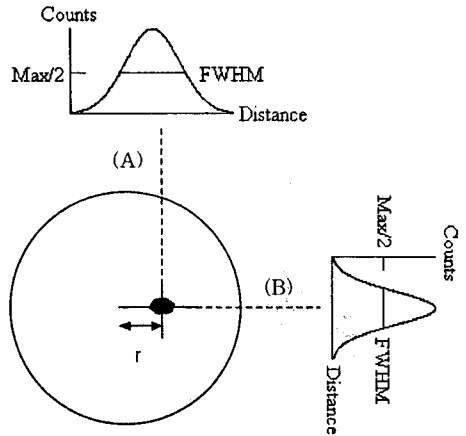


그림 1. PET 스캐너의 공간분해능.

점선원 영상의 위치(distance) 대 계수(counts)의 프로파일은 가우스 분포를 보인다. 최대 계수의 1/2이 되는 지점의 프로파일 폭을 거리의 단위로 나타낸 것을 전체반값두께(full width half maximum, FWHM)라 하고 영상의 공간분해능을 설명하는 지표로 사용한다.

(A) 동경방향 공간분해능: 스캐너 시야의 중심으로부터 반경 r 의 위치에서 측정된 선원의 프로파일 폭.

(B) 접선 방향 공간분해능: 동경 방향에 대하여 수직인 위치에서 측정된 프로파일의 폭.

으로 움직일 때 각각의 영상면에 대한 민감도 프로파일의 폭을 측정함으로써 축방향분해능(axial resolution)을 구하고 이것을 영상면두께(axial slice profile width 또는 slice thickness)¹⁾로 나타내기도 한다. 산란분해능은 양전자 소멸에 의해 방출되는 감마선이 산란되어 동시계수현상으로 오인될 때 이것에 대한 시스템의 상대적인 민감도를 의미한다(그림 2). 민감도는 계수율손실이 무시될 정도로 약한 방사선원에 대하여 참동시계수현상을 검출할 수 있는 시스템의 계수율로 나타낸다. 시스템의 계수율을 이해하기 위해서는 불용시간 및 우연계수로 인한 동시계수의 손실을 방사능 농도의 함수로서 측정할 필요가 있다. 강한 방사선원을 측정하여 계수율의 손실을 방사능 농도의 함수로 나타내면, 이상적인 경우에는 참계수가 방사능 농도에 대해 선형적으로 증가하나 실제로는 계수율이 어느 정도 이상이 되면 포화된다. 시스템의 계수율은 참계수율이 우연계수율과 같아지는 방사능 농도, 참계수율이 포화되어 정점에 도달하는 방사능 농도, 불용시간의 50%가 되는 방사능 농도 등 세 가지 방사능 농도에 대한 계수율²⁾로 나타낸다. 계수율보정은 불용시간으로

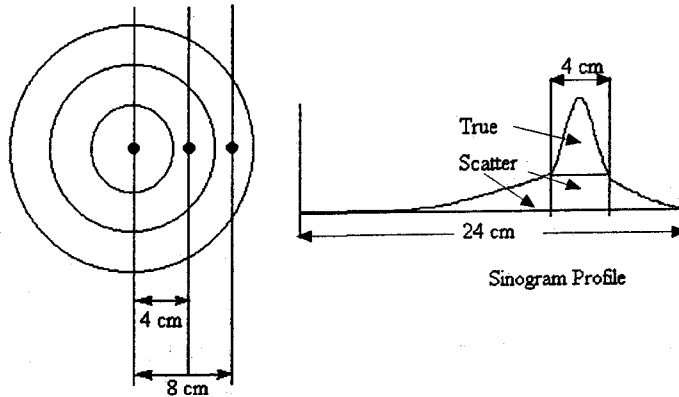


그림 2. 산란분획.

산란분획은 전체 계수에 대한 산란 계수의 비율이다. 산란분획 측정에서는 물을 채운 실린더모형에 장치한 한 개의 선상선원의 위치를 변화하면서 세 번의 데이터획득을 한다. 직경 24cm의 관심영역에 대한 평균 산란분획을 결정하기 위하여 중심점, 반경 4cm, 8cm에 선상선원을 순차적으로 장치한다. 측정된 시노그램 프로파일에서 산란계수는 관심영역 전체에 분포하는 반면 참계수는 선원으로부터 반경 2cm내에서 측정된다고 가정한다. 산란계수는 프로파일의 정점으로부터 ± 2 cm에서 프로파일의 꼬리와 만나는 두점을 잇는 선 아래에 존재하는 배후계수와 정점의 폭 ± 2 cm 밖에 있는 프로파일 꼬리 나타나는 계수의 합이다.

인한 손실과 우연동시계수를 보정할 때의 정확도를 나타낸다. 균일도 측정의 목적은 재구성된 영상이 균일한 반응으로부터 어느 정도의 편차가 있는지 각 영상면에 대하여 비균일도로 나타내는 것이다. 비균일도는 데이터의 통계적 변이가 아닌 영상재구성이나 여러 가지 보정 소프트웨어를 포함한 기기의 불완전성에서 유래된다. 산란보정 측정은 영상에서의 산란보정 기술의 정확도를 평가하는 것이고 그 정확도는 잔류 산란분획값으로 알 수 있다. 감쇠보정 측정은 사용되는 투과스캔 방법의 정확도를 평가하기 위해서 고안되었으며 공백스캔과 투과스캔으로부터 얻은 감쇠보정인자를 방출스캔에 적용한 후 잔류 오차로 나타낸다.

재료 및 방법

1. PET 스캐너

AdvanceTM PET 스캐너는 336개의 검출기블록들로 이루어져 있으며 블록의 크기는 26mm(횡단면)×51mm(중단면)×30mm(방사면)이다. 각 검출기 블록은 6행과 6열의 bismuth germanate oxide (Bi₄Ge₃O₂, BGO)결정으로 이루어져 있으며, 각 결정의 크기는 4.0mm(횡단면)×8.0mm(중단면)이고 36개의 BGO

결정들이 4개의 광증배관(photomultiplier tube, PMT)들과 연결되어 있다. PET 스캐너는 검출기블록들로 이루어진 18개의 검출기고리들로 구성되어 있으며 35개의 영상면을 갖고 있다. 영상면 사이에는 두께 1mm, 길이 11.7cm의 텅스텐 격막이 있으며 40초 이내에 자동적으로 스캔시야 밖으로 위치하게 할 수 있다. 영상면 사이의 격막을 사용하여 2차원 스캔을 실행하고 스캔시야로 부터 격막을 제거한 후 3차원 스캔을 실행할 수 있다. 스캐너의 종축시야는 15.3cm이고 횡축시야는 55.0cm이다.

2. 선원 및 모형

의료용 사이클로트론 PETtraceTM (General Electric Medical Systems, Uppsala, Sweden)를 사용하여 [¹⁸F]fluoride ion을 생산하였다. 선상선원은 액상의 [¹⁸F]fluoride ion을 내경 0.1cm, 길이 18.5cm인 강철 바늘에 채워서 만들었으며, 점선원은 2개의 Al 원판(두께 0.1cm)사이의 여과지에 액상의 [¹⁸F]fluoride ion 원점 형태로 주입하여 만들었다. 그리고 NEMA에서 규정한 직경 20.0cm, 길이 18.5cm의 실린더모형(체적 5750cc)을 여러 가지 실험에 사용하였다(그림 3). 투과스캔 선원으로는 스캐너에 장착되어

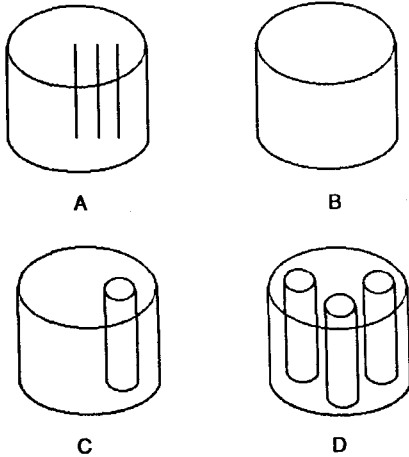


그림 3. PET 스캐너의 성능평가 측정에 사용한 실린더 모형
(A) 산란분획 (B) 민감도, 계수율손실, 균일도 (C) 산란보정 (D) 감쇠보정

있는 2개의 ^{68}Ge (10mCi) 회전 핀선원을 사용하였다.

3. 실험 과정

모든 스캔은 표준 영상획득모드(standard acquisition mode)³⁾로서 에너지임계(energy thresholds)는 저준위판별기(lower level discriminator, LLD) 300 keV와 고준위판별기(upper level discriminator, ULD) 650 keV를 사용하였고 동시계수 시간 윈도우는 12.5×10^{-9} 초이었다. 축방향 허용각(axial acceptance angle mode)은 2차원 스캔시 고민감도(high sensitivity: HS)로 설정하였고, 고분해능(high resolution: HR)도 사용하였다.

1) 공간분해능

횡축방향 분해능 측정에서는 강철바늘에 선상선원으로 ^{18}F 를 0.5mCi 주입한 후 스캐너의 정중앙(isocenter X, Y, Z=0)에 선원을 장착하고 축방향인 Z 방향을 향하도록 하였다. 스캔시간은 선상선원의 Y 축 위치 0, 1, 10, 20cm에 대해 각각 60초씩이었다. 영상재구성에서는 횡축방향 여과기로서 Ramp 여과기와 차단주파수 4.0mm^{-1} 를 사용하였다. 영상의 행렬크기는 256×256 , 화소크기는 0.25mm로 설정하였다. 스캐너의 시야 내에 존재하는 방사선원은 영상에서 한 점으로 나타나고 그 점의 중심을 판독하는 수직방향 및 수평방향 직선의 위치 대 계수 그래프로부터 1차원 응답함수를 구성하고 동경방향 및 접선방향의 분해

능을 각각 구하였다.

축방향 공간분해능 측정에서는 0.3mCi의 ^{18}F 를 점선원으로 사용하였으며 스캐너의 정중앙에 선원을 위치하고 Y축의 세 위치(0, 10, 20cm)에서 축방향인 Z 방향으로 0.5mm씩 이동시켰다. 스캔시간은 Y축의 각 위치에 대해 800초씩이었다. 영상재구성 과정은 실행하지 않고 얻어진 시노그램 데이터를 직접 분석하였다. 직접영상면(direct plane)과 교차영상면(cross plane)에서 선원의 축방향 위치 대 계수를 기록한 1차원 프로필로부터 축방향 응답함수를 구성하고 영상면 프로필의 폭인 분해능을 구하였다.

2) 산란분획

방사선원과 산란매질의 기하학적 배치를 미리 지정했을 때 산란효과로 인하여 선원의 본래 위치를 벗어난 곳에서 검출되는 동시계수현상의 분획을 나타낸다. 0.3mCi의 ^{18}F 를 주입한 선상선원을 방사능이 없는 물을 채운 실린더모형의 중심에 장치하고 실린더모형의 위치가 스캐너의 정중앙에 있을 때 방출스캔을 15분간 실시하였다(그림 3. A). 선상선원을 실린더모형 중심에서부터 반경 4, 8cm인 위치로 바꾸어 방출스캔을 실시하여 시노그램 LSF 프로필을 얻으면 전체계수에는 참계수와 산란계수가 공존하게 되는데, 프로필의 꼬리를 가우스 분포에 합치시켜 실제 프로필과 만나는 지점을 선형보간법을 취해서 참계수와 산란계수로 나타낼 수 있다. 실린더모형의 전체면적에 대한 평균 산란분획(scatter fraction, SF)⁴⁾은 선상선원이 놓인 세 위치($r=0, 4, 8\text{cm}$)에 가중치(8, 16)를 주고 산란계수를 R_s 와 전체계수를 R_{tot} 의 비율로 계산하였다:

$$SF = \frac{R_s(0) + 8R_s(4) + 16R_s(8)}{R_{tot}(0) + 8R_{tot}(4) + 16R_{tot}(8)} \quad (1)$$

3) 민감도

0.5mCi의 ^{18}F 를 물을 채운 실린더모형에 주입하여 균일하게 분포되도록 하였다(그림 3. C). 실린더모형을 스캐너의 정중앙에 장치하고 15분간의 방출스캔을 실시하여 시노그램을 얻었다. 참동시계수의 민감도는 전체계수에 산란분획보정인자를 곱하고 방사능 농도와 측정시간으로 나누어 계산하였다. 직접영상면과 교차영상면 및 전체 시스템에 대한 민감도를 각각 구하였다. 전체계수 C_{tot} 에 대한 참동시계수의 민감도(sen-

sitivity, SENS)³⁾는 산란분획보정인자(1-SF), 선원의 방사능 농도 A, 측정시간 Δt_{acq} 를 입력하여 계산하였다:

$$SENS = \frac{C_{tot}}{\Delta t_{acq}} \frac{(1-SF)}{A} \quad (2)$$

4) 계수율손실

물을 채운 실린더모형에 주입한 ¹⁸F의 방사능 양은 55mCi로 하였다(그림 3. B). 실린더모형을 스캐너의 정중앙에 장치한 후, 불용시간으로 인한 손실이 0.5% 이하가 되고 우연계수율이 참계수율의 0.5% 이하가 될 때까지 방출스캔을 실시하였다. 4프레임의 스캔은 15분씩, 14프레임의 스캔은 25분의 간격을 두고 25분씩 측정하였고 전체 스캔시간은 12시간 40분이었다. 영상재구성 과정은 거치지 않고, 측정된 방사능 양과 시간을 보정한 후 시노그램 데이터를 직접 분석하였다. 참계수율과 산란계수율을 합한 값과 그 외삽값을 사용하여 %불용시간을 계산하였고 불용시간으로 인한 손실이 50%일 때의 방사능 농도와 계수율을 구하였다. 전체계수율에 참계수율, 산란계수율, 우연계수율이 혼합되어 있을 때, 우연계수율은 delayed coincidence subtraction technique을 사용하여 별도로 측정되므로 전체계수율에서 우연계수율을 뺀 계수율은 R_{t+s} (참계수율+산란계수율)로 나타내고, 방사능 농도가 높아도 불용시간으로 인한 손실이 없을 것으로 가정하고 외삽법을 취하여 구한 계수율을 R_{extrap} 로 나타내었다. 불용시간의 백분율(percent dead time, %DT)⁴⁾은 측정값 R_{t+s} 와 이론값 R_{extrap} 의 비율을 계산하여 측정하였다:

$$\%DT = \left[1 - \frac{R_{t+s}}{R_{extrap}} \right] \times 100 \quad (3)$$

또한, 참계수율과 산란계수율을 합한 값에 산란분획보정인자와 측정시간을 적용시켜 참계수율을 계산하였다. 참계수율 R_t 는 참계수와 산란계수가 혼합된 계수 C_{t+s} , 산란분획보정인자(1-SF), 측정시간 Δt_{acq} 를 사용하여 계산하였다:

$$R_t = \frac{C_{t+s} (1-SF)}{\Delta t_{acq}} \quad (4)$$

5) 계수율보정

계수율손실 측정에서 얻은 데이터에 Ramp 여과기와 차단주파수 4.0mm^{-1} 를 적용하여 횡축방향 영상을 재구성하였다. 영상의 감쇠보정에서는 계산감쇠보정(calculated attenuation correction, CAC) 방법을 사용하였고 영상의 행렬크기는 128×128 , 화소크기는 2.0mm로 정하였다. 실린더모형의 중심으로부터 직경 180mm인 원형의 관심영역을 그리고 그 계수값들을 분석하였다. 참계수율에 대하여 계수율보정을 해준 측정값과 외삽으로 구한 이론값을 사용하여 계수율보정의 정확도를 구하였다. 계수율보정을 거친 참계수율의 측정값 R_t 와 외삽하여 계산한 참계수율의 이론값 R_{extrap} 의 비율을 계산하여 계수율보정의 잔류오차 Δr ⁵⁾를 나타내었다.

$$\Delta r(\%) = \left[1 - \frac{R_t}{R_{extrap}} \right] \times 100 \quad (5)$$

6) 균일도

8.0mCi의 ¹⁸F를 물을 채운 실린더모형에 균일하게 분포되도록 주입하고 실린더모형을 스캐너의 정중앙으로부터 Y=2.5cm인 지점에 장치한 후 방출스캔을 4시간 동안 실시하였다(그림 3. B). 영상재구성에서는 Ramp 여과기, 차단주파수 4.0mm^{-1} , 계산감쇠보정인자를 사용하였고 영상의 행렬크기는 256×256 , 화소크기는 1.0mm를 사용하였다. 관심영역으로는 직경 180mm의 원안에 10mm 간격의 격자들을 그리고 그 계수값들을 분석하였다. 각 영상면의 관심영역에서 최대계수 C_{max} , 최소계수 C_{min} , 평균계수 C_{avg} 를 구하여 최대(+NU) 및 최소(-NU) 비균일도⁵⁾의 백분율을 계산하였다:

$$+NU(\%) = \frac{+(C_{max} - C_{avg})}{C_{avg}} \times 100 \quad (6)$$

$$-NU(\%) = \frac{-(C_{avg} - C_{min})}{C_{avg}} \times 100$$

임의의 계수 C_i 와 평균계수 C_{avg} 의 표준편차(standard deviation, SD)로 부터 변이계수(coefficient of variation, CV)를 구하였다:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{(i-1)} \sum_{i=1}^i (C_i - C_{avg})^2} \quad (7)$$

$$CV = \frac{SD}{C_{avg}} \times 100$$

7) 산란보정

직경 5cm의 원통형삽입물에 방사능이 없는 물을 넣고 삽입물을 실린더모형에 장치한 후 모형의 배후에 2mCi의 ¹⁸F를 주입한 물을 채웠다(그림 3. C). 실린더모형을 스캐너의 정중앙으로부터 Y=2.5cm인 지점에 장치하고 방출스캔을 30분 동안 실시하였다. 영상 재구성에서는 Ramp 여과기, 차단주파수 4.0mm⁻¹, 계산감쇠보정인자를 사용하였고 영상의 행렬크기는 256×256, 화소크기는 1.0mm를 사용하였다. 재구성된 영상에 직경 30mm의 원형관심영역을 삽입물 위치에 1개, 배후에 11개를 설정하여 방사능이 없는 삽입물의 계수 C_{insert}와 방사능이 있는 배후의 평균계수 C_{back(avg)}의 비율을 계산하여 Bergström 방법⁶⁾을 사용한 산란보정의 오차 ΔS_{corr}를 구하였다:

$$\Delta S_{corr}(\%) = \frac{C_{insert}}{C_{back(avg)}} \times 100 \quad (8)$$

8) 감쇠보정

측정감쇠보정(measured attenuation correction, MAC)인자를 얻기 위하여 먼저 30분간의 공백스캔을 실시한 후, 공기, 물, 테플론으로 구성된 방사능이 없는 세 가지 삽입물(I)을 실린더모형에 위치하였다(그림 3. D). 실린더모형의 배후에 2mCi의 ¹⁸F를 주입한 물을 채우고 스캐너의 정중앙으로부터 Y=2.5cm인 지점에 모형을 장치한 후 방출스캔을 45분간 실시하였다. 방사능이 모두 붕괴된 후 투과용 회전 핀선원(2개, 각 10mCi, ⁶⁶Ge)을 사용하여 60분 동안 투과스캔을 실시하였다. 영상재구성에서는 Ramp 여과기, 차단주파수 4.0mm⁻¹, 측정감쇠보정인자를 사용하였고 영상의 행렬크기는 256×256, 화소크기는 1.0mm를 사용하였다. 영상에 직경 30mm의 원형관심영역을 각각의 삽입물 위치에 1개씩, 배후에 9개를 배치하고 각 삽입물계수 C_{insert(I)}와 배후의 평균계수 C_{back(avg)}의 비율을 계산하여 감쇠보정의 오차 ΔA_(I)(%)를 구하였다:

$$\Delta A_{(I)}(\%) = \frac{C_{insert(I)}}{C_{back(avg)}} \times 100 \quad (9)$$

결 과

1. 공간분해능

1) 횡축방향 공간분해능

PET 스캐너의 횡축방향 공간분해능을 그림 4에 나타내었다. 고분해능 스캔 모드에서 동경방향의 공간분해능은 스캐너의 시야 중심에서는 4.98mm FWHM이었고 반경 20cm의 거리에서는 7.84mm FWHM이었다. 접선방향의 공간분해능은 스캐너의 중심에서 4.84mm FWHM부터 반경 20cm의 거리에서는 5.19mm FWHM이었다. 고민감도 모드에서 동경방향의 공간분해능은 4.98mm FWHM(시야 중심)부터 7.90mm FWHM(반경 20cm)로 저하되었고 접선방향의 공간분해능은 4.86mm FWHM(시야 중심)부터 5.21mm FWHM(반경 20cm)로서 비교적 일정한 값을 유지하였다. 고민감도 및 고분해능 모드에서 횡축방향 공간분해능은 유사하였다.

2) 축방향 공간분해능

축방향 공간분해능은 축방향 영상면 프로파일의 폭을 뜻하며 그 결과를 그림 5에 나타내었다. 고분해능 모드에서 직접영상면의 축방향 공간분해능은 스캐너 시야의 중심에서 4.82mm FWHM이었고 반경 20cm의 거리에서는 5.07mm FWHM이었고 교차영상면에서는 4.12mm FWHM(시야 중심)에서 5.26mm FWHM(반경 20cm)으로 감소되었다. 고민감도 모드

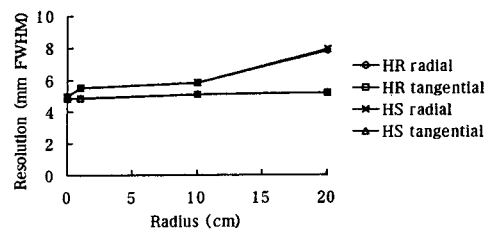


그림 4. 횡축방향 공간분해능

2차원 데이터획득의 고분해능(HR) 및 고민감도(HS) 스캔 모드에서 측정된 동경방향(radial)과 접선방향(tangential) 공간분해능을 스캐너 시야내의 선원의 위치에 대하여 나타내었다.

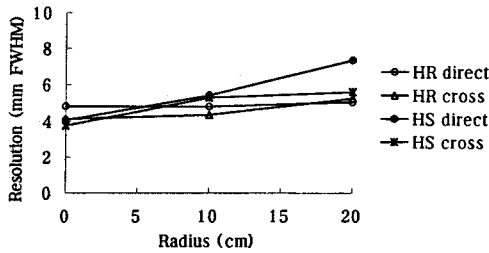


그림 5. 축방향 공간분해능
2차원 데이터획득의 고분해능(HR) 및 고민감도(HS) 스캔 모드에서 직접영상면(direct)과 교차영상면(cross)의 공간분해능을 측정하여 스캐너 시야내의 선원의 위치에 대하여 나타내었다.

표 1. 산란분획
2차원 데이터획득의 고분해능 및 고민감도 스캔 모드에서 직접영상면과 교차영상면의 산란분획.

스캔 모드	영상면 유형	산란분획 (%)
고분해능	직접 영상면	9.79
	교차 영상면	10.33
고민감도	직접 영상면	11.17
	교차 영상면	11.86

에서는 직접영상면일 때 4.06mm FWHM(시야 중심)부터 7.36mm FWHM(반경 20cm)까지의 값을 얻었다. 교차영상면일 때는 3.75mm FWHM(시야 중심)부터 5.62mm FWHM(반경 20cm)으로 측정되었다.

2. 산란분획

반경 0, 4, 8cm에서의 시노그램으로부터 계산된 산란분획값들을 고분해능 모드 및 고민감도 모드에 대하여 각각 직접영상면과 교차영상면의 평균값으로 표 1에 나타내었다. 고분해능 모드에서 평균 산란분획은 직접영상면에서 9.79%, 교차영상면에서 10.33%이었고 고민감도 모드에서 직접영상면은 11.17%, 교차영상면은 11.86%이었다.

3. 민감도

PET 스캐너의 참동시계수에 대한 민감도를 영상면의 유형으로 표 2에 나타내었다. LLD 300keV, ULD 650keV에서 얻은 데이터는 고민감도 모드에서 직접영상면은 7.26kcps/(μ Ci/cc), 교차영상면은 8.47kcps/(μ Ci/cc)로 나타났다. 시스템 전체(trues +

표 2. 민감도

2차원 데이터획득의 고민감도 스캔 모드에서 직접영상면과 교차영상면, 시스템 전체 계수와 참계수의 민감도.

스캔 모드	영상면 유형	민감도 (kcps/(μ Ci/cc))
고민감도	직접 영상면	7.26
	교차 영상면	8.47
	시스템 전체	274.70
참계수율		248.50

scatter)에 대한 민감도는 274.7kcps/(μ Ci/cc), 참계수율(trues only)에 대한 민감도는 248.5kcps/(μ Ci/cc)로 측정되었다.

4. 계수손실

PET 스캐너의 계수율 특성에 대한 성능평가 결과를 표 3에 나타내었다. 고민감도 스캔의 경우 1) 참계수율이 정점에 도달할 때의 방사능 농도 7.96 μ Ci/cc, 참계수율 519kcps 2) 참계수율과 우연계수율이 같아질 때의 방사능 농도 11.37 μ Ci/cc, 참계수율 486kcps 값을 얻었고 3) 불용시간이 50%일 때의 방사능 농도는 4.87 μ Ci/cc이었으며 이 방사능 농도에 해당되는 참계수율은 470kcps이었다.

5. 계수율보정

시스템의 계수율손실을 보정하는 정확도를 검증하였고, 불용시간의 50%에 해당되는 방사능 농도인 4.50 μ Ci/cc일 때 각 영상면에 대하여 고분해능 모드에서는 최소 -2.17%에서 최대 1.10%의 오차가 있었고 고민감도 모드에서는 최소 -1.84%에서 최대 0.57%의 오차가 측정되었다.

6. 균일도

35개의 영상면 각각에서 측정된 비균일도는 모두 $\pm 10\%$ 이내에 있으며 변이계수의 평균값은 2.06%이었다. 영상면 대 영상면의 비균일도는 최소 -0.62%부터 최대 0.90%이고 변이계수는 0.34%이었다.

7. 산란보정

산란보정 방법의 정확도를 LLD 300keV, ULD 650keV에서 검증하였다. 방사능이 있는 배후에 대해

표 3. 계수율손실

2차원 데이터획득의 고분해능 및 고민감도 스캔 모드에서 계수율을 측정하여 참계수율이 포화되어 정점에 도달할 때, 참계수율과 우연계수율이 같아질 때, 불응시간이 50%에 도달했을 때 각각의 방사능농도에 대한 참계수율.

스캔 모드	참계수율의 정점 방사능 농도	참계수율=우연계수율 방사능 농도	50% 불응시간 방사능 농도
고분해능	317 kcps	278 kcps	278 kcps
	7.96 $\mu\text{Ci/cc}$	14.08 $\mu\text{Ci/cc}$	4.85 $\mu\text{Ci/cc}$
고민감도	519 kcps	486 kcps	470 kcps
	7.96 $\mu\text{Ci/cc}$	11.37 $\mu\text{Ci/cc}$	4.87 $\mu\text{Ci/cc}$

표 4. 감쇠보정

2차원 데이터획득의 고분해능 및 고민감도 스캔 모드에서 감쇠계수가 다른 공기, 물, 테플론을 이용하여 감쇠보정을 실행했을 때 잔류오차

스캔 모드	%오차		
	공기	물	테플론
고분해능	5.28	0.26	-5.14
고민감도	6.21	0.20	-6.32

각각 6.21%, 0.20%, -6.32%로 나타났다.

고 찰

공간분해능 : PET 시스템의 공간분해능에 영향을 주는 주요한 인자로는 검출기의 크기 및 갯수등의 물리적 성질과 양전자의 평균비정, 양전자-전자 소멸현상에서의 각도 편차 등의 내인성을 고려할 수 있다. 검출기의 물리적 성질과 내인성으로 인하여 전신용 PET 시스템에서 얻을 수 있는 공간분해능은 2~3 mm FWHM으로 제한된다⁷⁾. 본 측정의 결과에서 고민감도 스캔 모드에서의 횡축방향 공간분해능은 스캐너의 중심으로부터 10cm 까지는 ~5.0mm FWHM으로서 그 값이 비교적 일정하게 유지되었다. 이 결과로부터 스캐너의 공간분해능은 스캐너의 시야 중심에서 가장 우수하고 중심에서 10cm이상 멀어질수록 분해능이 저하되어 PET 영상에 영향을 줄 수 있음을 확인하였다. 그러나 동경방향 및 접선방향의 횡축방향 공간분해능이 스캐너 중심으로부터 반경 20cm의 거리에서도 8mm FWHM을 초과하지는 않았다.

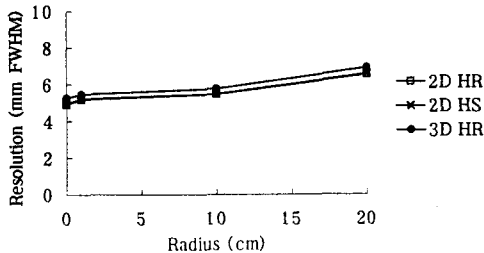


그림 6. 2차원 및 3차원 데이터획득의 공간분해능 비교

3차원 데이터획득의 고분해능(HR) 스캔 모드에서 측정된 횡축방향 공간분해능을 그림 4의 2차원 데이터획득의 공간분해능과 비교하여 스캐너 시야내의 선원의 위치에 대하여 나타내었다.

여 방사능이 없는 삽입물의 산란보정 오차는 고민감도 모드에서 평균 0.96%로 나타났고 고분해능 모드에서는 1.43%이었다.

8. 감쇠보정

영상의 광자 감쇠효과에 대한 측정감쇠보정 방법의 정확도를 검증하여 그 결과를 표 4에 나타내었다. 방사능이 있는 배후에 장치한 방사능이 없는 공기, 물, 테플론의 삽입물에 대하여 감쇠보정을 실행했을 때 세 가지 삽입물의 감쇠보정의 오차는 고민감도 모드에서

한편, 3차원 데이터획득의 공간분해능을 얻기 위하여 2차원 데이터획득이 끝난 후 격막을 제거하고 선원 방사능이 0.3mCi로 감소되었을 때 3차원 데이터획득을 실시하였다. 스캔시간과 선상선원의 위치는 2차원 데이터획득 방법과 동일하였고 영상재구성에서는 축방향 여과기로서 Ramp 8.5mm^{-1} 을 이용하였다. 그 결과, 3차원 영상에서는 동경방향일 때 스캐너 시야 중심에서 5.24mm FWHM이었고 중심으로부터 20 cm의 거리에서는 8.06mm FWHM까지 저하되었다. 접선방향일 때는 중심과 20cm의 거리에서 각각 5.03 mm FWHM과 5.71mm FWHM으로 크게 저하되지

는 낮았다. 3차원 영상의 횡축방향 공간분해능은 데이터획득시 증가된 동시측정선의 영향으로 2차원 영상보다 다소 저하되었고 그 결과는 그림 6에 나타내었다.

영상면 사이의 격막을 제거한 3차원 축방향 공간분해능⁸⁾은 ^{18}F 의 점선원을 스캐너의 정중앙에 위치하고 축방향인 Z방향으로 1mm씩 이동시켜 3차원 데이터를 얻었고 Ramp 여과기를 사용하여 영상을 재구성하였다. 각 영상면의 전체 계수를 합하여 영상면 대 선원 위치의 그래프로 나타내고 응답함수의 프로필 폭을 측정하여 얻은 3차원 데이터획득의 축방향 공간분해능은 스캐너의 시야 중심에서 6.0mm FWHM이었고 중심에서 20cm인 위치에서 6.8mm FWHM이었다. 그런데 35개의 영상면에 대하여 80회 이상의 영상재구성을 실시해야 하고 1회에 10분 정도의 시간이 소요되므로 본 연구에서 3차원 축방향 공간분해능을 측정하지 않았다.

산란분획 : 본 측정에서는 300keV의 LLD와 650 keV의 ULD에서 선상선원을 사용하여 크기가 20cm인 물체 내에서는 산란분획이 9.79%~11.86%임을 알 수 있었다. 영상면 사이의 격막을 제거한 3차원 데이터획득에서는 산란분획이 크게 증가하며 Lewellen⁸⁾ 등의 측정 결과는 36%, DeGrado⁴⁾ 등의 결과는 34.4%이었고 이 값은 본 측정에서 얻은 2차원 고민감도의 35개 전체 영상면에 대한 평균 산란분획 11.51%에 비하여 3배 증가된 값들이다. Lewellen 등의 3차원 데이터획득의 산란분획 측정에서는 격막을 제거한 후 0.06mCi의 ^{18}F 를 사용하였으며 본 측정에서 실시한 2차원 데이터획득과 동일한 스캔 프로토콜을 실행하였다. 그 결과로서 3차원 시노그램 자료들은 single slice rebinning (SSRB) format으로 수집하여 2차원 데이터 분석방법에 따라 36%의 산란분획값을 구하였다. 본 연구에서 3차원 데이터획득의 산란분획을 측정하기 위해서는 SSRB format이 지원되어야 하며 차후에 이를 보강할 계획이다. 3차원 스캔시 산란분획이 2차원 스캔에 비하여 3, 4배 이상 증가하는 예는 다른 기종의 PET 스캐너를 사용한 이전의 측정 결과들에서도 볼 수 있다⁹⁻¹¹⁾.

민감도 : 고민감도 모드에서는 공간분해능 값이 고분해능 모드보다 0.6%까지만 증가하여 분해능에 변화가 거의 없으므로, 생체에 대한 PET 영상화에서 민

감도가 우수한 고민감도 영상획득 모드를 사용하는 것이 효율적이라 할 수 있다. PET 스캐너의 효율성을 더욱 증가시키는 것은 격막을 제거한 3차원 스캔을 실행하는 것으로서 2차원 스캔보다 그 민감도가 7배 개선된 양질의 영상을 얻을 수 있다는 연구결과들이 보고되어 있다¹²⁻¹⁴⁾. Lewellen⁸⁾ 등의 3차원 데이터획득의 민감도 측정은 격막을 제거한 후 0.06mCi의 ^{18}F 를 실린더모형에 주입하여 2차원 스캔과 같은 방법으로 3차원 방출스캔을 실시하였다. 3차원 시노그램 데이터들은 SSRB로 저장하고 2차원 데이터들에 대하여 각 시노그램에 합산하여 각 영상면의 민감도를 구하였다. Lewellen⁸⁾ 등의 결과에 의하면 3차원 스캔에서 시스템 전체에 대한 모든 LOR (line of response)을 사용한 체적(volumetric) 민감도는 1920 kcps/($\mu\text{Ci}/\text{cc}$)로서 2차원 스캔시의 274.7 kcps/($\mu\text{Ci}/\text{cc}$)보다 7배 증가하였고, 참계수율의 체적 민감도는 1248kcps/($\mu\text{Ci}/\text{cc}$)로서 2차원 스캔시의 248.5kcps/($\mu\text{Ci}/\text{cc}$)보다 5배 증가하였다. 그리고 DeGrado⁴⁾ 등의 결과는 참계수율의 체적 민감도가 1200kcps/($\mu\text{Ci}/\text{cc}$)로서 2차원 스캔의 측정값에 비하여 4.4배 증가하였다. 그 효과는 임상에서 3차원 데이터획득시 환자 스캔시간을 단축하거나 주입하는 방사성의약품량을 감소시켜도 기존의 2차원 데이터획득시와 동질의 영상을 얻을 수 있다는 것을 의미한다. 또한 스캔시간이 단축되었을 때 환자의 움직임으로 생길 수 있는 인공산물(artifacts)을 방지할 수 있고 환자 및 의료진이 받는 방사능 피폭량을 줄일 수 있는 장점이 있다.

계수율손실 : PET 스캐너로 방사능을 측정할 때 데이터의 정량적 정확도에 영향을 미치는 제한인자로서 시스템의 불응시간과 우연동시계수¹⁵⁾를 고려할 수 있다. 불응시간으로 인한 계수율손실의 근원은 검출기에 도달하는 광자의 에너지와 위치를 변별하는 전자장치, 동시계수를 처리하는 회로, 전자장치로부터 컴퓨터로 데이터를 전달하는 회로 등을 포함하고 있다¹⁶⁾. 본 측정에서 사용한 GE AdvanceTM PET 스캐너와 같은 블록 검출기는 광자를 검출한 결정을 판별하는 회로에서 불응시간손실이 가장 크다. 높은 계수율에서는 블록검출기의 결정 배열의 중심부에서 대다수의 동시계수현상이 검출된 것으로 인식되고 결정의 가장자리에서는 동시계수현상이 거의 검출되지 않은 것으로 오인하게 된다^{16, 17)}. 따라서 방사능이 큰 선원의 경우 동

시계수현상을 측정할 검출결정의 위치를 정하는 과정에서 불용시간으로 인하여 영상 분해능이 1~2mm FWHM 정도 저하되고 축방향 영상면 프로필 폭은 5~10%의 오차를 유발하는 것으로 알려져 있다¹⁶⁾. 우연동시계수는 영상에 균일한 배후 계수를 첨가하는 효과를 발생시켜 영상대비의 손실을 초래하므로 반드시 보정되어야 하며 본 시스템에서는 $10\sim 20\times 10^{-9}$ 초의 짧은 동시시간 윈도우와 prompt 채널과 delayed 채널의 계수 차를 이용하여 측정된 동시계수로부터 우연동시계수를 배제하고 있다. 민감한 시스템일 경우 상대적으로 낮은 방사능농도에서 계수율이 포화되며 이때의 참계수율은 민감도가 저조한 시스템에 비하여 우수하다. 특히, 민감도가 증가된 3차원 데이터획득에서는 2차원 데이터획득시 주입했던 선원의 1/10정도만 사용하여 스캐너의 계수율을 평가했을 때, 2차원 데이터획득에 비하여 5~10배 적어진 방사능 농도에서 참계수율이 정점에 도달하거나 우연계수율과 같아지는 예^{4, 18)}를 볼 수 있다. DeGrado⁴⁾ 등의 3차원 스캔 모드의 측정결과에 의하면 1) 참계수율의 정점일 때 방사능 농도 1.23 μ Ci/cc, 참계수율 518kcps 2) 참계수율과 우연계수율이 같을 때 1.00 μ Ci/cc, 505kcps 3) 불용시간의 50%일 때 0.83 μ Ci/cc, 480kcps이었다. 본 연구의 2차원 고민감도 스캔 결과에서 50%불용시간에 해당되는 방사능 농도 4.87 μ Ci/cc와 비교해 볼 때 3차원 스캔시 0.83 μ Ci/cc로서 1/6로 감소되었다. 이때의 참계수율은 본 측정결과에서 2차원 스캔시 470kcps, DeGrado 등의 3차원 스캔 결과에서 480kcps로서 차이가 없음을 알 수 있다. 상대적으로 적은 양의 방사선원을 사용하여 3차원 데이터획득을 실시하면 2차원 데이터획득의 결과와 대등한 계수 성능을 보이는 것으로 평가된다. 그러므로 환자에게 적은 양의 방사성의약품을 주입하고 우수한 참계수율을 얻을 수 있는 3차원 스캔 프로토콜은 임상적 가치가 있다.

계수율보정 : 계수율 손실에 대한 보정의 정확도는 높은 계수율을 이용하는 임상용 영상에서의 정확도를 반영한다. 실린더모형을 사용하여 얻어진 결과가 실제 임상 환경에서의 영상 분석과 직결되는 것은 아니지만 영상화에 필요한 방사능량의 최적치 또는 최대치를 결정하고 영상의 정량적 연구에서 기기적 오차의 잔류를 허용할 때 임계값으로 사용된다.

균일도 : 스캐너의 시야 내에 존재하는 동일한 방

사능량을 측정하였을 때 그 분포 위치에 무관하게 균일한 반응을 보이지 않으면 결과영상에 인공산물을 유발하고 방사능 분포를 정량화하는 스캐너의 성능을 제한하게 된다. 균일한 반응으로부터의 편차를 비균일도로 나타내며 그 값이 적을수록 양질의 결과 영상을 얻을 수 있다. 본 연구에서는 2차원 데이터획득 후 재구성된 35개의 영상면에 대하여 $\pm 10\%$ 이하의 비균일도와 2.06%의 변이계수를 얻었다. 또한, 시스템의 민감도가 증대된 3차원 데이터획득을 사용하여 35개 영상면에서의 비균일도는(첫 번째와 마지막 영상면은 제외했을 때) 모두 $\pm 10\%$ 이하이고 평균 변이계수는 2.93%이었다. 영상면 대 영상면의 비균일도는 최소 -4.50% 부터 최대 1.51%이었고 변이계수는 1.22%이었다. 2차원 스캔에 비하여 1/5로 감소된 방사선원을 사용한 3차원 스캔으로 얻은 영상면에서의 비균일도 값은 2차원 영상의 비균일도 값과 차이가 없었으며 변이계수값도 크게 다르지 않았다. 3차원 스캔을 이용하여 재구성된 영상은 2차원 스캔과 마찬가지로 균일하게 분포된 방사선원을 검출하는데 균일한 반응을 보였다.

산란보정 : 본 연구에서는 2차원 스캔의 결과영상에서 산란보정의 오차가 1.43%(고분해능), 0.96%(고민감도)으로 측정되었으며 3차원 모드에서 동일한 스캔 프로토콜을 실행하고 3차원 산란보정 방법을 적용했을 때 그 오차가 전체 35개 영상면에 대하여 4.12%로 나타났다. 따라서 본 스캐너로 얻은 영상에 실시한 산란보정의 오차는 잔류산란분획이 0%인 이상적인 경우에 비하여 최대값이 1.43%(2차원), 4.12%(3차원)으로서 매우 안정적이라 할 수 있다.

감쇠보정 : 이론적으로 가장 정확한 감쇠보정 방법은 측정감쇠보정 방법으로 알려져 있으며¹⁹⁾, 본 연구에서는 그 정확도를 평가하였다. 2차원 스캔시 결과 영상에서 감쇠보정의 오차는 공기, 물, 테플론에 대하여 각각 6.21%, 0.20%, -6.32%이었고 3차원 스캔시 감쇠보정의 오차는 공기 5.00%, 물 6.94%, 테플론 3.01%로 측정되었다. 이 결과는 GE Advance™ PET을 이용한 결과 영상의 정량적 연구에서는 측정 감쇠보정 방법을 실시했을 때 $\pm 10\%$ 이하의 감쇠보정의 오차만을 허용하는 설계 명세(specification)에 포함되었다.

요 약

양전자방출단층촬영기(PET)의 성능을 평가하는 표준화 방법을 연구하여 PET을 이용한 체내 연구자료의 정확도를 이해하고 예견하는데 필수적인 PET 스캐너의 능력과 한계를 규명하고자 하였다.

General Electric Advance™ PET은 BGO결정을 사용한 18개의 원형검출기로 이루어져 있으며 35개의 영상면을 갖고 있다. 사이클로트론 PETtrace™에서 [¹⁸F]fluoride ion을 생산하여 내경 0.1cm, 길이 18.5cm의 선상선원, 크기 0.1cm인 점선원, 직경 20.3cm, 길이 18.5cm의 실린더모형에 주입하여 사용하였다. 표준 성능평가에서는 공간분해능, 산란분획, 민감도, 계수율손실의 기본적인 내인성 측정과 계수율보정, 균일도보정, 산란보정, 감쇠보정의 정확도를 2차원 및 3차원 데이터획득 모드에서 측정하였다.

횡축방향 공간분해능은 2차원 영상(고민감도)에서 4.92~6.56mm FWHM이었고, 3차원 영상에서 5.14~6.89mm FWHM이었다. 축방향 공간분해능은 2차원 스캔 모드에서 3.91~6.49mm FWHM이었다. 2차원 스캔시 평균 산란분획은 9.57%이었다. 전체 시스템의 민감도는 2차원 스캔에서 274.7kcps/(μ Ci/cc)이었다. 2차원 스캔의 계수율손실은 불응시간이 50%일 때 방사능 농도가 4.87 μ Ci/cc이었고, 정점에 도달한 참계수율은 519kcps이었다. 2차원 스캔의 계수율보정의 정확도는 방사능 농도 4.5 μ Ci/cc에 대하여 오차가 가장 큰 경우 1.84%로 나타났다. 균일도측정에서 2차원 영상의 비균일도 평균값은 2.06%이었고 3차원 영상은 2.93%이었다. 산란보정의 정확도는 2차원 영상에서의 잔류오차가 0.55%이었고, 3차원 영상에서는 4.12%이었다. 2차원 영상에서 감쇠보정의 정확도는 공기, 물, 테플론에 대한 오차가 각각 6.21%, 0.20%, -6.32%이었고 3차원 영상에서의 오차는 각각 5.00%, 6.94%, 3.01%로 나타났다.

PET 스캐너의 표준 성능평가는 내인성 측정과 보정의 정확도 측정으로 이루어져 있으며 임상 및 연구에서 사용되는 PET 데이터의 해석에 필요하다.

감사의 글

본 연구에 많은 도움을 주신 PET 조정실의 서원영, 최성욱, 송우강, 사이클로트론실의 신용환, 신영순께 감사드립니다.

REFERENCES

- 1) Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Hoffman EJ, Lewellen TK, Links JM, Wong WH, Hichwa RD, Case ME, Cosher JG, Hitchens RE, Muehlehner G, Stoub EW: *Performance standards in positron emission tomography. J Nucl Med* 1991;32:2342-2350
- 2) National Electric Manufacturers Association: *NEMA standards publication NU 2-1994, performance measurements of positron emission tomographs. pp 5-28, Washington DC, National Electric Manufacturers Association, 1994*
- 3) General Electric Medical Systems: *Advance™ description and specification. pp23-31, Advance™ performance test procedure. pp1-42, Milwaukee, GE Medical Systems, 1993*
- 4) DeGrado TR, Turkington TG, Williams JJ, Stearns CW, Hoffman JM, Coleman RE: *Performance characteristics of a whole-body PET scanner. J Nucl Med* 1994;35:1398-1406
- 5) Karp JS, Muehlehner G: *Standards for performance measurements of PET scanners, evaluation with the UGM PENN-PET 240H scanner. Med Progr Tech* 1991;17:173-187
- 6) Bergström M, Eriksson L, Bohm C, Blomqvist G, Litton J: *Correction for scattered radiation. J Comput Assist Tomogr* 1983;7:42-50
- 7) Volkow ND, Mullani NA, Bendriem B: *Positron emission tomography instrumentation, an overview. Am J Physiol Imag* 1988;3:142-153
- 8) Lewellen TK, Kohlmyer SG, Miyaoka RS, Kaplan MS, Stearns CW, Schbert SF: *Investigation of performance of the General Electric Advance positron emission tomograph in 3D mode. Conference Record of the IEEE NSS/MIC, San Francisco, CA 1995;1786-1790*
- 9) Wienhard K, Dahlbom M, Eriksson L, Michel C, Bruckbaur T, Pietrzyk U, Heiss W-D: *The ECAT EXACT HR, Performance of a new high resolution positron scanner. J Comput Assist*

- Tomogr* 1994;18:110-118
- 10) Spinks TJ, Jones T, Bailey DL, Townsend DW, Grootoonk S, Bloomfield PM, Gilard M-C, Casey M, Sipe B, Reed J: *Physical performance of a positron tomograph for brain imaging with retractable septa. Phys Med Biol* 1992;37:1637-1655
 - 11) Paans AM, Rosenqvist G, Holte, S, Eriksson L, Dahlbom M, Bohm C: *Scatter fraction, measurement and correction. Eur J Nucl Med* 1989; 15:727-731
 - 12) Wienhard K, Eriksson L, Grootoonk S, Casey M, Pietrzyk U, Heiss W-D: *Performance evaluation of the positron scanner ECAT EXACT. J Comput Assist Tomogr* 1992;16:805-813
 - 13) Cherry SR, Dahlbom M, Hoffman E: *Evaluation of a 3D reconstruction algorithm for multi-slice PET scanners. Phys Med Biol* 1992;37:779-790
 - 14) Dahlbom M, Eriksson L, Rosenqvist G, Bohm C: *A study of the possibility of using multi-slice PET systems for 3D imaging. IEEE Trans Nucl Sci* 1989;36:1066-1071
 - 15) Muehllehner G, Karp JS: *Positron emission tomography imaging-technical considerations. Seminars Nucl Med* 1986;16:35-50
 - 16) Daube-Witherspoon ME: *Operational guidelines. In: Wagner HN, Szabo Z, Buchanan JW, eds. Principles of nuclear medicine. pp346-362, W.B. Saunders Co, Philadelphia, 1995*
 - 17) Cherry SR, Phelps ME: *Positron emission tomography, methods and instrumentation. In: Sandler MP, Patton JA, Coleman RE, Gottschalk A, Wackers F, Haffer PB, eds. Diagnostic nuclear medicine. pp139-159, Williams & Wilkins Co, Baltimore, 1996*
 - 18) Lewellen TK, Kohlmyer SG, Miyaoka RS, Schbert SF, Stearns CW: *Investigation of the count rate performance of the General Electric Advance positron emission tomograph. IEEE Trans Nucl Sci* 1995;42:1051-1057
 - 19) Meikle SR, Dahlbom M: *Positron emission tomography. In: Murray IPC, Ell PJ, eds. Nuclear medicine in clinical diagnosis and treatment. pp1327-1337, NY, Churchill Livingstone Inc, 1994*