

NEMA NU2-2001을 이용한 Siemens CTI ECAT EXACT 47 스캐너의 표준 성능 평가

서울대학교 의과대학 핵의학교실, 방사선응용생명과학 협동과정

김진수 · 이재성 · 이동수 · 정준기 · 이명철

Performance Evaluation of Siemens CTI ECAT EXACT 47 Scanner Using NEMA NU2-2001

Jin Su Kim, M.S., Jae Sung Lee, Ph.D., Dong Soo Lee, M.D., June-Key Chung, M.D., and Myung Chul Lee, M.D.

Department of Nuclear Medicine, Interdisciplinary Program in Radiation Applied Life Science Major, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

Purpose: NEMA NU2-2001 was proposed as a new standard for performance evaluation of whole body PET scanners. In this study, system performance of Siemens CTI ECAT EXACT 47 PET scanner including spatial resolution, sensitivity, scatter fraction, and count rate performance in 2D and 3D mode was evaluated using this new standard method. **Methods:** ECAT EXACT 47 is a BGO crystal based PET scanner and covers an axial field of view (FOV) of 16.2 cm. Retractable septa allow 2D and 3D data acquisition. All the PET data were acquired according to the NEMA NU2-2001 protocols (coincidence window: 12 ns, energy window: 250 ~ 650 keV). For the spatial resolution measurement, F-18 point source was placed at the center of the axial FOV((a) $x=0$, and $y=1$, (b) $x=0$, and $y=10$, (c) $x=10$, and $y=0$ cm) and a position one fourth of the axial FOV from the center ((a) $x=0$, and $y=1$, (b) $x=0$, and $y=10$, (c) $x=10$, and $y=0$ cm). In this case, x and y are transaxial horizontal and vertical, and z is the scanner's axial direction. Images were reconstructed using FBP with ramp filter without any post-processing. To measure the system sensitivity, NEMA sensitivity phantom filled with F-18 solution and surrounded by 1~5 aluminum sleeves were scanned at the center of transaxial FOV and 10 cm offset from the center. Attenuation free values of sensitivity were estimated by extrapolating data to the zero wall thickness. NEMA scatter phantom with length of 70 cm was filled with F-18 or C-11 solution (2D: 2,900 MBq, 3D: 407 MBq), and coincidence count rates were measured for 7 half-lives to obtain noise equivalent count rate (NECR) and scatter fraction. We confirmed that dead time loss of the last frame were below 1%. Scatter fraction was estimated by averaging the true to background (scatter + random) ratios of last 3 frames in which the fractions of random rate are negligibly small. **Results:** Axial and transverse resolutions at 1cm offset from the center were 0.62 and 0.66 cm (FBP in 2D and 3D), and 0.67 and 0.69 cm (FBP in 2D and 3D). Axial, transverse radial, and transverse tangential resolutions at 10cm offset from the center were 0.72 and 0.68 cm (FBP in 2D and 3D), 0.63 and 0.66 cm (FBP in 2D and 3D), and 0.72 and 0.66 cm (FBP in 2D and 3D). Sensitivity values were 708.6 (2D), 2931.3 (3D) counts/sec/MBq at the center and 728.7 (2D), 3398.2 (3D) counts/sec/MBq at 10 cm offset from the center. Scatter fractions were 0.19 (2D) and 0.49 (3D). Peak true count rate and NECR were 64.0 kcps at 40.1 kBq/mL and 49.6 kcps at 40.1 kBq/mL in 2D and 53.7 kcps at 4.76 kBq/mL and 26.4 kcps at 4.47 kBq/mL in 3D. **Conclusion:** Information about the performance of CTI ECAT EXACT 47 PET scanner reported in this study will be useful for the quantitative analysis of data and determination of optimal image acquisition protocols using this widely used scanner for clinical and research purposes. (Korean J Nucl Med 38(3):259-267, 2004)

Key Words: Performance, NEMA NU2-2001, PET

서 론

National Electrical Manufacturers Association(NEMA)는 전신용 PET 스캐너의 표준 성능 평가 방법인 NEMA NU2-1994를 제안하였고 지금까지 이 표준 방법을 이용하여 성능 평가를 하였다. 그러나 3차원 영상 획득 방법으로 PET 스캔을 하는 경우가

- Received: 2004. 4. 7. • Accepted: 2004. 6. 4.
- Address for reprints: Jae Sung Lee, Ph.D., Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine, 28 Yungun-Dong, Chongno-Ku, Seoul 110-799, Korea
- Tel: 82-2-760-2938, Fax: 82-2-745-7690
- E-Mail: jaes@snuvh.snu.ac.kr
- * 본 연구는 원자력 기초연구사업의 연구비를 지원 받아 수행하였음. 이 연구에 도움을 주신 이흥재, 홍성탁, 박대호 선생님께 감사 드립니다.

Table 1. Specifications of CTI ECAT EXACT 47 PET scanner.

Crystal material	BGO (Bismuth Germanate)
Number of rings	24
Ring diameter (mm)	824
Patient port (mm)	562
Crystal number	9,216
PMTs number	576
Crystal size (mm ³)	6.75 x 6.75 x 20
Coincidence window (ns)	12
Acquisition mode	2D/3D
Transaxial FOV (mm)	583
Axial FOV (mm)	162
Number of image planes	47
Slice thickness (mm)	3.375
Septa material	Lead
Septa dimensions (mm ²)	1 x 65
Transmission source	68Ge
Source geometry	Rod
whole body scan length (cm)	195

많아지고 PET 스캐너의 종축 시야(axial field of view)가 길어지면서 종축 시야 한계 밖에서 들어오는 감마선의 영향에 대한 고려가 필요한 반면, NEMA NU2-1994에서 민감도, 산란분획과 Noise Equivalent Count Rate(NECR) 등을 측정할 때 사용하던 직경 20cm, 길이 19cm의 팬텀(Phantom)을 사용하면 종축 시야 밖에서 들어오는 영향을 포함시킬 수 없는 문제점이 있다. 또한 NEMA NU2-1994는 공간 분해능을 측정할 때 선 선원을 사용하였기 때문에 선원이 스캐너의 축과 일치하지 않으면 공간 분해능 값이 나빠질 수 있었다.

이러한 문제점을 보완하기 위하여 NEMA는 NEMA NU2-2001을 새롭게 제안하였다. NEMA NU2-2001에서 측정하는 성능 평가 항목은 종래의 방법과 마찬가지로 공간 분해능, 민감도, 산란분획, NECR 등이다. 이 방법은 선 선원 대신 점 선원을 사용하여 선원과 스캐너의 축이 일치하지 않아 생길 수 있는 공간 분해능의 저하 요인을 없앴다. 또한, 민감도, 산란분획, NECR을 측정할 때 스캐너의 종축 시야보다 충분히 긴 길이의 선 선원(길이 70 cm)을 사용하므로 종축 시야 밖에서 들어오는 방사능의 영향을 충분히 고려할 수 있었다.^{1,2)} 본 연구에서는 NEMA에서 새롭게 제안한 NEMA NU2-2001 방법에 따라 Siemens ECAT EXACT 47 스캐너의 공간 분해능, 민감도, 산란분획, NECR 등을 측정하여 스캐너의 성능을 평가하였다.

Table 2. Data acquisition parameters (defaults) in Siemens CTI ECAT EXACT 47 scanner.

	2D	3D
Planes over lap	5	11
Number of elements	192	192
Angular compression	No	No
Ring difference	5	17
Span number	11	7

대상 및 방법

본 연구에서는 NEMA NU2-2001 성능 평가 방법에 따라 CTI ECAT EXACT 47 PET 스캐너의 공간 분해능, 민감도, 산란분획, NECR을 2차원 영상 획득 모드와 3차원 영상 획득 모드에서 측정하였다. 3차원 영상을 재구성 할 때에는 Single Slice Rebinning (SSRB) 방법을 사용하도록 규정하였다. 이 연구에서 사용한 Siemens CTI ECAT EXACT 47 PET 스캐너 시스템의 사양은 Table 1과 같다. 모든 스캔에서 에너지 창은 임상에서 사용하는 250~650 keV로 하였으며 기타의 영상의 획득 조건은 Table 2와 같다.

1. 공간 분해능

공간 분해능을 측정하기 위하여 가는 유리관(내경 1.1 mm, 두께 0.2 mm)에 F-18을 1 mm만큼 주입하여 점 선원 팬텀을 만들었으며 펄스의 겹침 현상과 불용 시간에 의한 계수 손실을 최소화하기 위하여 불용 시간 손실이 5% 이내가 되는 것을 확인한

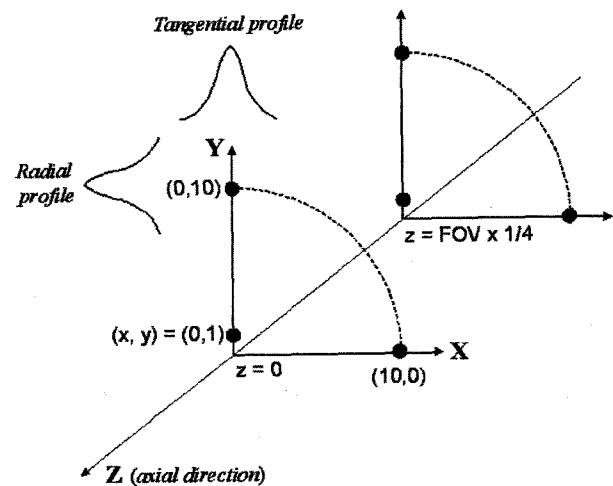


Fig. 1. To measure spatial resolution, a point source is positioned at 6 positions: (a) x=0 and y=1 cm, (b) x=0 and y=10 cm, (c) x=10 and y=0 cm at the center of the axial FOV and one fourth of the axial FOV from the center.

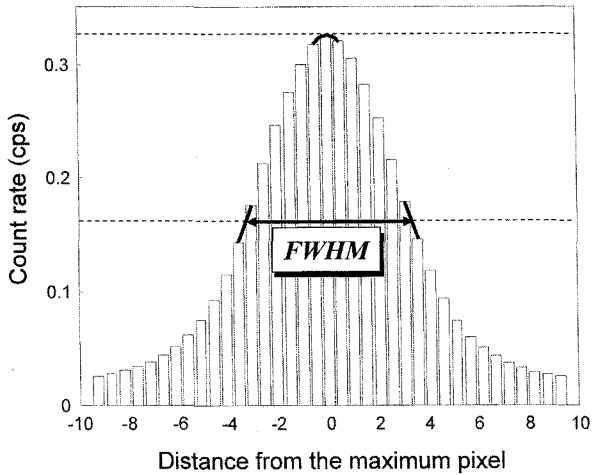


Fig. 2. FWHM of the profile (spatial resolution) was determined as follows: 1) Maximum value of count rate profile was determined by parabolic fit using the peak value and its 2 nearest neighboring points. 2) FWHM is determined by linear interpolation between adjacent pixels at one half of an estimate of the maximum value of profile.

후 PET 영상을 획득하였다. 이 때 선원의 방사능은 대략 185 KBq이었다. 축 방향 시야의 중심과 중심에서 축 방향 시야 길이의 1/4만큼 축 방향으로 벗어난 지점에 대하여 각각 다음의 3 지점 (가) $x=0, y=1\text{cm}$ (나) $x=0, y=10\text{cm}$ (다) $x=10, y=0\text{cm}$ 에서 최소 100,000 계수를 획득하였다(Fig. 1). 영상을 획득한 후 방사선원의 위치와 크기, 프로파일의 비대칭성에 영향을 받지 않는 여과후역투사방법(filtered backprojection)을 사용하여 영상을 재구성하였다. Ordered subset expectation maximization (OSEM) 등 반복적 영상 재구성 방법(iterative reconstruction)에 의한 공간 분해능은 주변 방사능 분포, 반복횟수 등에 의해 달라질 수 있기 때문이다.³⁾ 여과후역투사방법으로 영상을

재구성할 때 램프필터 이외의 다른 저역 통과필터(low pass filter)는 적용하지 않았으며, 기타 영상 후처리 방법 또한 사용하지 않았다. 재구성한 영상에서 최대값을 갖는 화소를 중심으로 하여 접선 방향(tangential direction, x축 방향), 반경 방향(radial direction, y축 방향), 축 방향(axial direction, z축 방향)의 프로파일(profile)을 구하였다(Fig. 1). 이 때 폭이 좁은 프로파일을 사용하면 작은 FWHM (full width at half maximum) 값을 얻을 수 있으나 선원과 화소 중심의 상대적 위치에 따라 값이 달라질 수 있으므로(선원의 중심과 화소의 중심이 일치할 때 FWHM 값이 가장 작다.), NEMA 규정에 따라 프로파일 폭이 3 화소가 되도록 하였다.²⁾

다음과 같은 과정을 통하여 프로파일의 FWHM을 구하였다. 먼저 프로파일에서 상위 두 점을 포물선으로 곡선 정합하여 곡선의 최고점을 정한 다음 최고점에서 각각 곡선의 왼쪽, 오른쪽 부분의 최고점의 절반이 되는 값을 선형 보간(linear interpolation)법을 통해 계산하였다(Fig. 2). 프로파일의 FWHM은 이 두 점 사이의 거리를 구하여 결정하였다.¹⁻³⁾ 이 때 최대값을 갖는 화소에 인접한 두 화소의 계수 값의 차이가 15% 이내가 되는 것을 확인하였으며, 만약 15% 이상일 경우 점 선원의 위치를 미세 조정하여 재실험하였다. 영상을 재구성할 때는 한 화소의 크기를 0.515 mm x 0.515 mm로 하였다. 이 값은 예상 FWHM(약 6mm)의 1/3보다 작은 크기의 화소를 사용하도록 정한 NEMA 규정을 충분히 만족시키는 값이다. 하지만 임상에서 실제 사용하는 영상의 한 화소의 크기는 2.57 mm x 2.57 mm이므로 이 때의 FWHM 값을 구하고 화소 크기에 따라 FWHM 값이 어떻게 달라지는지 알아보았다.

횡단면 중심에서 1, 10cm 벗어난 지점에서 각각이 축 방향, 횡 축방향 공간분해능은 Table 3에서 제시한 NEMA규정에 따라

Table 3. Formulas for computing spatial resolution report values

	Description	Formula
@1cm radius		
transverse	Average x & y for both z position (4numbers)	$(RES_{x=0,y=1,z=center} + RES_{y=0,y=1,z=center} + RES_{x=0,y=1,z=1/4 FOV} + RES_{y=0,y=1,z=1/4 FOV}) / 4$
Axial	Average of 2 z positions (2numbers)	$RES_{x=0,y=1,z=center} + RES_{x=0,y=1,z=1/4 FOV} / 4$
@10cm radius		
Transverse radial	Average 2 transverse for both z positions (4 numbers)	$(RES_{x=10,y=0,z=center} + RES_{y=0,y=10,z=center} + RES_{x=10,y=0,z=1/4 FOV} + RES_{y=0,y=10,z=1/4 FOV}) / 4$
Transverse tangential	Average 2 transverse for both z positions (4 numbers)	$(RES_{y=10,y=0,z=center} + RES_{x=0,y=10,z=center} + RES_{y=10,y=0,z=1/4 FOV} + RES_{x=0,y=10,z=1/4 FOV}) / 4$
Axial resolution	Average 2 transverse for both z positions (4 numbers)	$(RES_{x=10,y=0,z=center} + RES_{x=0,y=10,z=center} + RES_{x=10,y=0,z=1/4 FOV} + RES_{x=0,y=10,z=1/4 FOV}) / 4$

RESx, RESy, and RESz refer to the spatial resolution measured in the x, y, and z directions

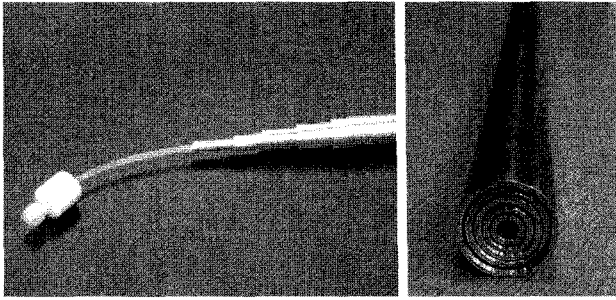


Fig. 3. Sensitivity phantom (Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC., USA) designed for the measurement of attenuation-free value of sensitivity.

계산하여 보고하였다.

2. 민감도

스캐너의 민감도는 선원에서 방출되는 방사능을 검출할 수 있는 능력을 나타내는 것으로서 NEMA NU2-2001에서는 PET 스캐너에서 획득한 총 동시계수율(coincidence count rate)과 방사선원의 방사능 크기의 비율(counts/sec/MBq)로 나타낸다. 종래의 방법인 NEMA NU2-1994에서는 물로 채워진 실린더 팬텀(직경: 20cm, 길이: 19cm)에 방사선원을 넣고 PET 계수율 획득하였다. 하지만 이 경우에 물에 의한 감마선의 감쇠, 산란이 생기고, 이를 완벽하게 보정한 PET 스캐너의 민감도 참 값을 얻을 수 없다는 문제점이 있다. 이러한 문제를 배제하기 위하여, 선원의 감쇠, 산란을 충분히 무시할 수 있는 얇은 두께의 플라스틱 관(내경 1mm, 두께 1mm)으로 만든 선 선원을 이용하면 감쇠, 산란에 의한 영향을 최소화시킬 수 있다. 하지만, 이 때에는 양전자의 비정거리(positron range, F-18: 평균 2.4 mm)가 플라스틱 관보다 크기 때문에 일부 양전자는 외각 전자와 만나 감마선을 내지 못하고 PET 검출기 외부로 빠져 나가므로 민감도가 저 평가(underestimation) 된다. Bailey⁴⁾ 등은 선 선원을 사용할 때 생기는 이러한 양전자 탈출(positron escape)문제를 해결하면서 민감도의 참값을 구할 수 있는 민감도 실험 방법을 제안하였으며, NEMA NU2-2001의 표준 방법으로 채택되었다. 즉, 플라스틱 선 선원 위에 모든 양전자를 차단할 수 있는 충분한 두께의 알루미늄 관(Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC., USA)을 한 개부터 다섯 개까지 차례로 씌워서(Fig. 3) 감쇠 매질의 두께가 증가함에 따른 계수 변화를 측정하면, 감쇠 매질의 두께와 검출된 동시 계수율의 관계는 식 (1)과 같다.

$$R_j = R_0 \exp[-2\mu X_j] \quad (1)$$

μ : 매질의 감쇠 계수,

X_j : j번째 실험의 알루미늄 관 두께

R_0 : 매질이 없을 때의 동시 계수율(counts/sec)

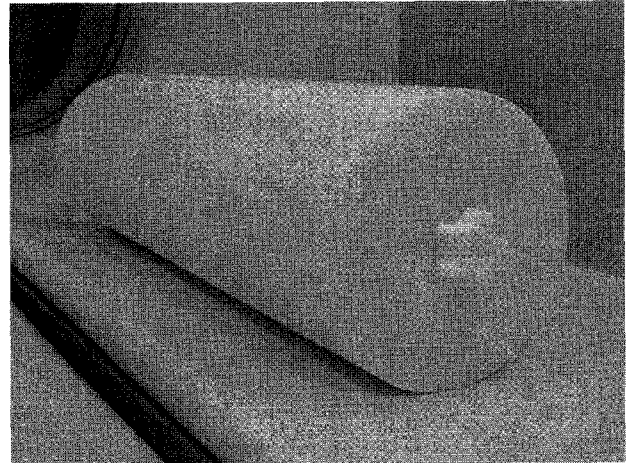


Fig. 4. Scatter fraction phantom (Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC., USA) designed for measurement of scatter fraction and NECR.

R_j : 붕괴고정된 j번째 실험의 동시 계수율(counts/sec)

위 식에서 알고 있는 값은 R_j , X_j 이며 구해야 하는 값은 R_0 이다. 매질의 감쇠 계수를 모르지만 증가하는 매질에 대해 감쇠매질이 없는 이상적인 상황에서의 계수율 R_0 는 5개의 식에서 구한 R 값에서 외삽하여 구할 수 있으며 시스템의 민감도는 식 (2)를 이용하여 구할 수 있다.

$$S_{tot} = R_0 / A_{cal} \quad (2)$$

S_{tot} : 시스템의 민감도 (counts/sec/MBq)

A_{cal} : 초기 방사능 농도 (MBq)

횡축방향의 중심과 횡축방향의 중심에서 10cm 벗어난 지점에서 민감도를 측정하였으며, 불응시간손실이 1%를 넘지 않는 것을 확인한 후 각각 1분 동안 계수율을 획득하였다. 초기 방사능 값은 대략 2.5 MBq이었으며 총 동시계수는 사이노그램의 헤더 정보로부터 알아내었다.

3. 산란분획과 NECR

NEMA 산란팬텀은 폴리에틸렌(비중 0.96) 재질의 원형 실린더 모형(외경 20cm, 길이 70cm)으로서 실린더의 축에서 4.5cm 떨어진 위치에 직경 6.4mm의 구멍이 있다(Fig. 4). 이 구멍 속에 방사선원으로 채워진 폴리에틸렌 튜브(길이 80cm, 외경 4.8mm, 내경 3.2mm)를 넣고 산란분획과 NECR을 구하기 위한 실험을 하였다. 이 때 길이가 70cm나 되는 폴리에틸렌 실린더에 축 방향과 평행한 구멍을 뚫는 것이 매우 어려우므로 제작상의 편의를 위하여 같은 직경을 갖지만 길이가 짧은(17.5cm) 4개의 조각으로 구성된 산란 팬텀(Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC.,

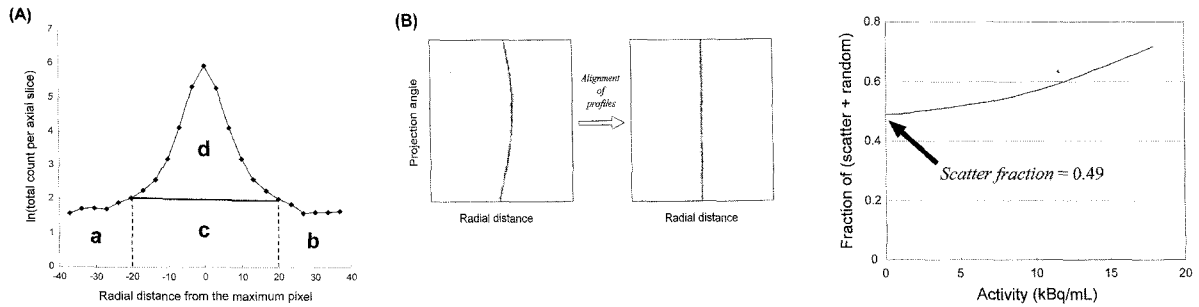


Fig. 5. Procedures for the estimation of scatter fraction and NECR (A) Profile across the polyethylene tube in each slice of sinogram which contains not only true coincidence counts (d) but also scatter plus random counts (a+b+c). (B) Alignment of count profiles to obtain the summed profile across the projection angles. (C) Fraction of scatter plus random counts versus activity concentration, which shows that the scatter fraction in 3D mode was 0.49 at the condition of negligible random count rates.

USA)을 이용하였다. 이 때 4개의 조각은 감마선이 조각 사이로 방출되지 않도록 충분히 밀착되어야 하며 만약 조각 사이에 틈이 있다면 틈 사이로 산란되지 않은 감마선이 방출되어 산란분획과 NECR을 구하는데 있어 오차가 발생할 수 있을 것이다.

산란분획과 NECR을 측정하기 위하여 F-18(3D, 407 MBq) 혹은 C-11(2D, 2900 MBq)을 넣고 최소 7 반감기(반감기는 F-18: 109.77분, C-11: 20.38분)동안 PET 영상을 획득하였다. 이때 산란분획은 방사능 세기가 충분히 작아 랜덤 계수를 무시할 수 있는 조건에서 구해야 하는데 계수 손실이 1% 미만이며, 랜덤 계수율이 참 계수율의 1% 미만이어야 하며 이 실험에서 마지막 수 프레임은 이러한 조건을 만족하였다. 또한 영상을 획득할 때 한 프레임의 시간은 반감기의 1/4보다 작아야 하므로 F-18을 사용하였을 때는 한 프레임을 20분, C-11을 사용하였을 때는 5분으로 하였다. 이 때 한 프레임의 동시계수는 최소한 500,000이 되어야 한다. 이렇게 얻은 데이터에서 각 프레임, 각 횡단면에서 사이노그램을 얻었으며 검출기 민감도 차이, 불응시간 손실, 감쇠, 산란, 랜덤 계수 보정은 하지 않았으며 지연계수(delay count)는 포함시키지 않았다. 3D 데이터는 사이노그램의 계수가 보존되도록 하면서 SSRB(single-slice rebinning) 방법을 사용하여 2D 데이터로 변환하였다.

사이노그램의 각 투사각(projection angle)에서 반경방향 거리(radial distance)에 따른 계수변화를 프로파일(Fig. 5A)로 나타내면 최대값을 갖는 화소는 폴리에틸렌 관(선 선원)의 중심으로 생각할 수 있다. 이 프로파일에서는 폴리에틸렌 관의 내부뿐 아니라 선원이 없는 외부에서도 계수가 관찰되는데 이는 모두 산란 계수 또는 랜덤 계수이다(a와 b). 이러한 산란+랜덤계수의 분포가 보통 연속적인 가우시안 형태를 가지므로, 폴리에틸렌 내부에서의 산란+랜덤계수는 외부에서 측정된 값을 내삽하여 구할 수 있다(c). 이 프로파일로부터 산란계수 및 NECR을 추정해야 하

지만 하나의 프로파일은 계수가 충분치 않으므로 각 투사각 축에 대하여 이 최대값을 갖는 픽셀이 사이노그램에서 일직선이 되도록 각 투사각 축의 프로파일을 이동시킨 후 이들을 평균하여 각 횡단면에 대한 평균 계수 프로파일을 구하였다(Fig. 5B).

산란분획(=산란계수/참계수)은 방사능 세기에 상관없이 일정한데 비하여, 랜덤 계수는 방사능 세기에 거의 비례해서 증가하므로, 랜덤계수가 거의 없을 정도의 낮은 방사능에서 얻은 계수 프로파일은 참계수와 산란계수만으로 구성되어 있다. 따라서 각 횡단면에 대하여 랜덤계수율이 참계수율의 1% 미만인 마지막 3 프레임의 '(산란+랜덤계수)/(전체계수)'를 평균하여 산란분획을 구하였으며(Fig. 5C), 전체 산란분획은 각 횡단면의 값을 평균하여 얻었다.

각 프레임, 횡단면에 대한 랜덤계수율, 산란계수율, NECR은 다음 식과 같다.

$$R_{r,i,j} = R_{TOT,i,j} - \left(\frac{R_{s,i,j}}{1 - SF_i} \right) \tag{3}$$

$$R_{S,i,j} = \left(\frac{SF_i}{1 - SF_i} \right) R_{t,i,j} \tag{4}$$

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{r,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \tag{5}$$

$R_{t,i,j}$: i번째 횡단면 j번째 프레임에서 참계수율

$R_{r,i,j}$: i번째 횡단면 j번째 프레임에서 랜덤계수율

$R_{S,i,j}$: i번째 횡단면 j번째 프레임에서 산란계수율

$R_{NEC,i,j}$: i번째 횡단면 j번째 프레임에서 NECR

$R_{TOT,i,j}$: i번째 횡단면 j번째 프레임에서 전체계수율

NECR은 영상을 얻을 때 방사선원의 양에 따라 달라지는 영상

Table 4. Spatial resolutions of CTI ECAT EXACT 47 PET scanner using NEMA NU2-2001 at 1 cm and 10cm offset from the center.

Pixel dimension (mm x mm)		0.515 x 0.515		2.57 x 2.57	
Data acquisition mode		2D	3D	2D	3D
Resolution at 1cm off set from the center (cm)	Transverse	0.67	0.69	0.71	0.71
	Axial	0.62	0.66	0.69	0.70
Resolution at 10cm off set from the center (cm)	Transverse radial	0.63	0.66	0.70	0.71
	Transverse tangential	0.72	0.66	0.86	0.84
	Axial	0.72	0.68	0.86	0.84

Table 5. Activity concentration at peak true rate and peak NECR in 2D/3D acquisition mode.

Acquisition mode	Peak NECR (kcps)	Activity concentration at peak NECR (kBq/mL)	Peak true rate (kcps)	Activity concentration at peak true rate (kBq/mL)
2D	49.6	40.1	64.0	40.1
3D	26.4	4.47	53.7	4.76

의 신호 대 잡음비를 나타낸 수치로서 2차원 영상 획득 모드에서는 주입하는 방사선원과 영상의 질이 거의 비례하지만 3차원에서는 랜덤, 산란 계수의 증가로 방사선원의 양과 신호 대 잡음비가 비례하지 않기 때문에 임상에서 영상의 질을 결정하는 중요한 인자로 사용하고 있다. 이 연구에서는 방사선원의 양에 대하여 참계수, 산란계수, 랜덤계수의 변화를 관찰하고 최고 NECR 값과 최고 참계수율을 구하였다.

결 과

1. 공간 분해능

F-18 점 선원의 PET 영상을 얻고 예상 공간 분해능 FWHM의 1/3보다 작아야 하는 NEMA규정을 충분히 만족시키는 0.515 mm x 0.515 mm의 화소 크기와 임상에서 사용하는 실제 화소 크

기인 2.57 mm x 2.57 mm로 재구성한 영상에서 횡축 방향(접선 방향, 반경 방향)과 축 방향에 대해 공간 분해능을 측정하였다. 축 방향 중심에서 1 cm 및 10 cm 벗어난 지점에서 측정한 공간 분해능 값은 Table 4와 같다. 0.515 mm x 0.515 mm의 화소 크기로 재구성한 영상의 공간 분해능은 모든 방향에 대하여 중심에서 약 6.5 mm, 10 cm 벗어난 지점에서 약 7.0 mm 정도였다. 임상에서 사용하는 2.57 mm x 2.57 mm 크기의 화소로 영상을 재구성했을 때는 중심에서 7.1 mm, 10 cm 벗어난 지점에서 약 8.6 mm 정도로서 예상대로 화소의 크기가 커질수록 공간 분해능이 저하되는 것을 확인하였고 이는 Witherspoon¹⁾ 등의 연구 결과와도 일치한다.

2. 민감도

민감도는 스캐너의 횡축방향 중심에서 708.6(2D), 2931.3(3D)

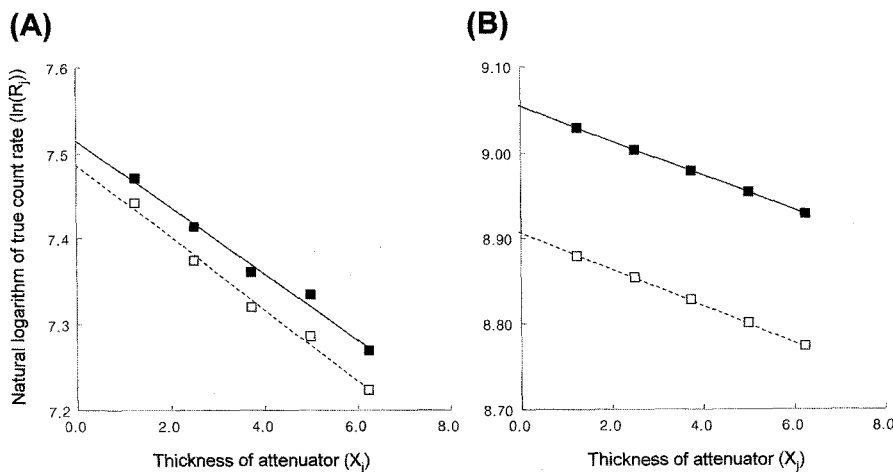


Fig. 6. Natural logarithm of true count rate versus the thickness of attenuator (aluminum sleeves) from which the logarithm of attenuation-free value of sensitivity was extrapolated; white squares and dotted line: measurements at the center of FOV; black squares and solid line: at the 10 cm radially offset from the center. (A) 2D mode. (B) 3D mode.

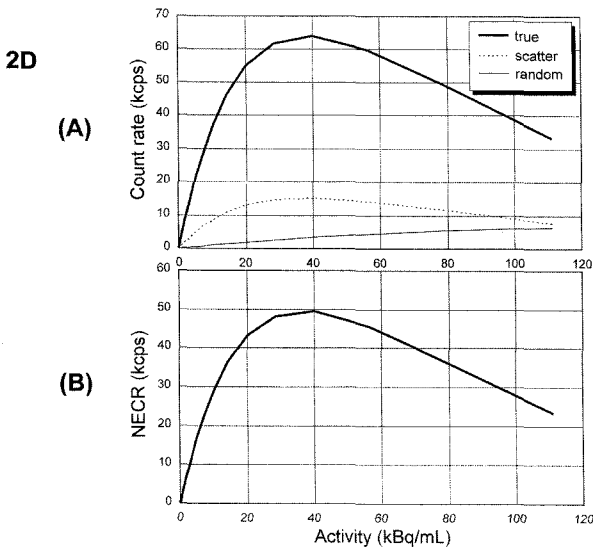


Fig. 7. True (thick solid line), scatter (dotted line), and random (thin solid line) count rate (A) and NECR (B) versus activity concentration in 2D mode: peak true rate was 64.0 kcps at 40.1 kBq/mL, and peak NECR was 49.6 kcps at 40.1 kBq/mL.

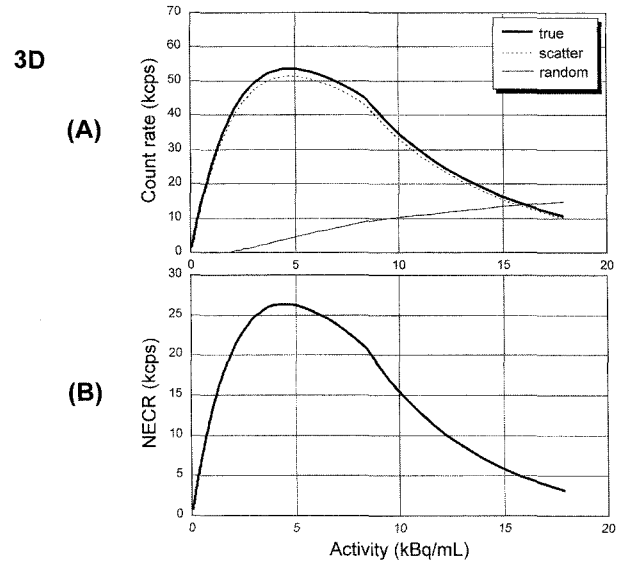


Fig. 8. True (thick solid line), scatter (dotted line), and random (thin solid line) count rate (A) and NECR (B) versus activity concentration in 3D mode: Peak true count rate was 53.7 kcps at 4.76 kBq/mL, and peak NECR was 26.4 kcps at 4.47 kBq/mL.

counts/sec/MBq, 횡축방향 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 728.7(2D), 3398.2(3D) counts/sec/MBq이었다(Fig. 6). 2차원 영상 획득 모드와 3차원 영상 획득 모드에서 측정된 민감도 차이는 대략 4배의 차이가 났다. 회귀분석으로 구한 감쇠계수(-기울기/2)는 2D에서 0.2 cm^{-1} , 3D에서 0.1 cm^{-1} 로 2배 차이가 났는데 이는 2D 모드는 한정범위방사선감쇠계수(narrow beam attenuation coefficient)에 가깝고, 3D 모드는 광범위방사선감쇠계수(broad beam attenuation coefficient)에 해당되기 때문이다.

3. 산란 분획, NECR

Fig. 7과 Fig.8은 각각 2D, 3D 영상에 대한 참계수, 산란계수, 랜덤계수 곡선(A)과 NECR 곡선(B)이다. 산란 분획값은 0.19(2D), 0.49(3D)이었고 최고 참 계수율과 NECR은 Table 5와 같다.

고 찰

이 연구에서는 NEMA에서 새롭게 제안한 NEMA NU2-2001 표준방법에 따라서 Siemens CTI ECAT EXACT 47 PET 스캐너의 공간 분해능, 민감도, 산란분획, NECR을 평가하였다.

1. 공간 분해능

이 연구에서는 종축 방향 시야 중심에서 1 cm 및 10 cm 벗어난 지점에서 공간 분해능을 측정하였다. 공간 분해능을 측정할 때는 영상 획득과 재구성 과정에 값을 결정하는 변수 요인이 많

으므로 주의할 필요가 있다. 영상 획득 시, 점 선원과 화소의 중심이 일치하지 않으면 재구성한 영상에서 점 선원의 최대값을 지나가는 프로파일이 비대칭을 이루게 되어 최대값도 작아지므로 FWHM 값이 증가하게 될 것이다. 이 연구에서는 점 선원을 정확히 위치시키기 위하여 프로파일에서 최대값을 갖는 화소의 좌우 두 화소 값 차이가 15% 이내가 되는 것을 확인한 후 FWHM 값을 구하였다. Witherspoon¹⁾ 등은 축 방향 공간 분해능을 측정할 때 슬라이스 두께의 절반에 해당하는 값만큼 이동을 시켜서 얻은 두 값을 평균하여 사용하도록 권고하고 있으나 본 연구에서처럼 계수 프로파일에서 최고 점에 인접한 두 점 값의 차이가 15% 이내가 되는 것을 확인하고 공간 분해능 값을 구하면 이러한 과정을 거칠 필요가 없다.

또한 본 연구에서는 영상을 재구성할 때의 화소 크기가 공간 분해능을 결정하는 중요한 요인임을 알 수 있었다. 화소의 크기가 커질수록 공간 분해능 값이 저하되므로 임상에서 PET 영상을 재구성할 때에는 공간 분해능 값의 1/3 정도에 해당하는 2mm 이하의 화소 크기로 재구성해야 바람직함을 알 수 있으나, 화소 크기가 작아지면 한 화소에 포함되는 PET 계수 값이 작아져 영상 질이 저하되고, 재구성 시간이 길어지며, 많은 저장 공간이 필요하므로 이를 고려하여 화소 크기를 정해야 할 것이다.

참고로 우리가 측정한 스캐너의 공간 분해능 값은 검출기의 성능, F-18의 비정 거리, 감마선의 non-colinearity 등이 복합적으로 반영된 값이다. 이때 양전자가 전자와 만나 쌍소멸 될 때의 운동량(momentum)이 0이 아니어서 두 감마선이 정확히 180도로

방출되지 않아 생기는(non-colinearity) 위치 오차는 식 (6)로 계산할 수 있다.⁵⁾

$$R=0.0022 \times D(\text{링의 직경}) \quad (6)$$

ECAT EXACT 47 스캐너의 경우 링의 직경이 직경 82.4cm이므로 1.8mm의 오차가 이로 인해 생기는 것을 알 수 있다.

2. 민감도

민감도는 단위 스캔 시간당 영상의 질을 결정하는 요소로서 시스템의 성능을 대표하는 중요한 항목이라 할 수 있다. 민감도는 섬광체의 종류, 종축 시야의 길이, 영상 획득 방법(2차원 또는 3차원 영상 획득) 등 많은 요소의 영향을 받는다. 본 연구에서는 새로운 NEMA 민감도 팬텀을 이용하여 감쇠, 산란 요인이 없는 이상적인 상황의 민감도를 계산할 수 있었다.

민감도는 스캐너의 횡축방향 중심에서 708.6(2D), 2931.3(3D) counts/sec/MBq, 횡축방향 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 728.7(2D), 3398.2(3D) counts/sec MBq이었다. 횡축방향 중심보다 횡축방향 중심에서 10 cm 떨어진 지점의 민감도가 높은 것은 마주보는 검출기 간의 거리가 중심에서 가장 길어 non-colinearity에 의한 영향이 크고, 검출기가 곡면을 따라 배열되어 있으므로 사이노그램의 화소 크기가 중심에서 멀어질수록 작아지기 때문이다.⁴⁾

2차원 영상 획득 시 민감도가 708.6 counts/sec/MBq라는 것은 선원에서 방출되는 10⁶개의 감마선 중 709개의 감마선이 검출되는 것을 의미한다(0.071%). 이러한 관점에서 보면 3차원 영상 획득 시 횡단면의 중심에서 감마선 검출 효율은 0.29%라고 말할 수 있다. 이 때, 2차원 모드와 3차원 모드에서 측정된 민감도 차이는 대략 4배가 나는데 이는 2차원 영상 획득 시 검출기 링과 링 사이의 납 격자(septa)에 의해서 사선으로 들어오는 감마선이 차단되고 동시 계수를 허용하는 링의 차이를 2차원 모드에서는 3차원에 비하여 작게 하기 때문이다(Table 2). Humm 등의 연구에 의하면 NEMA NU2-1994 규정으로 측정된 Siemens CTI ECAT EXACT 47 스캐너의 민감도는 2차원에서 180 kcps/μCi/cc, 3차원에서 780 kcps/μCi/cc이다.⁶⁾ 사용한 선원의 길이가 다르기 때문에 우리가 측정된 값과 이 값의 직접적인 비교는 의미가 없지만, 2차원 모드와 3차원 모드의 차이가 4.3배로서 비슷한 경향을 보이는 것을 알 수 있다. 이에 비하여 ECAT EXACT 47과 비슷한 성능을 보이는 GE Advance 스캐너의 경우 2차원 217 kcps/μCi/cc, 3차원 1,261 kcps/μCi/cc로 2차원과 3차원의 민감도가 5.8 배 차이 나며 이는 ECAT EXACT 47 스캐너와 비교하여 더 크

다는 것을 알 수 있다. GE Advance와 Siemens CTI ECAT EXACT 47 두 스캐너 모두 BGO를 사용하고 있고, 종축 시야의 길이가 16.2 cm로 같으므로 민감도의 차이는 납 격자 길이의 영향으로 생각할 수 있는데 ECAT EXACT 47의 경우 납 격자의 길이가 6.5 cm인데 반하여 GE Advance는 12 cm이다.

3. 산란 분획

이 연구에서는 250~650 keV 에너지 창을 사용할 때의 산란 분획과 NECR을 측정하였다. 산란 분획 값이 큰 것은 참 계수에 비하여 산란 계수가 큰 것을 의미한다. 산란 계수가 많아지면 영상의 해상도, 대조도가 나빠지고 잡음이 증가한다. 실험 결과 산란 분획이 2차원 모드에서 19%, 3차원 모드에서 49%이었다. Witherspoon 등은 NEMA NU2-1994로 측정하는 것보다 NU2-2001로 측정할 때 3차원 모드에서 35% 정도 산란 분획이 증가한다고 보고하였다.¹⁾ Tarantola 등의 보고에 의하면 NU2-1994로 평가한 ECAT EXACT 47 스캐너의 산란 분획이 36%이므로 본 연구에서 NU2-2001 방법으로 측정된 산란 분획 49%는 적절한 값이라 할 수 있을 것이다.⁷⁾ 본 연구에서는 에너지 창을 250~650 keV로 설정하였는데 250 keV보다 높게 에너지 범위를 설정하면 산란 분획 값을 줄일 수 있으나, 시스템의 민감도가 감소하고 산란 보정 알고리즘에 영향을 줄 수 있으므로 최적화된 에너지 창에 대해서는 추가적인 연구가 필요할 것이다.

4. NECR

PET 영상의 질(신호 대 잡음비)은 참 계수율이 높고, 랜덤 및 산란 계수율이 낮을수록 좋아진다. 2차원 모드로 PET 영상 획득 시 임상에서 사용되는 방사능 범위에서는 참 계수율이 방사능의 크기와 거의 비례하지만, 3차원 모드에서는 2차원 모드에 비하여 검출되는 감마선의 양이 훨씬 많아 불응시간에 의한 계수 손실이 크며, 랜덤, 산란 계수의 비율이 높아 적절한 방사능 범위를 넘어 가면 참 계수율이 오히려 감소한다. 산란 계수율은 참 계수율과 비례하지만 랜덤 계수율은 방사능의 양과 비례하므로, 이러한 사실을 모두 고려하여 PET 영상의 질을 수치적으로 표시한 것이 NECR이다. 본 연구에서는 2차원 모드의 NECR 최대값을 구하기 위하여 임상에서 사용하는 양보다 훨씬 높은 2,900 MBq(132 kBq/mL)을 팬텀에 주입하여 사용하였으며, 870 MBq(40.1 kBq/mL)일 때 NECR이 최대(49.6 kcps)가 되었다. 이는 보통 2차원 모드로 전신 F-18-FDG PET 촬영 시 환자에게 투여하는 양(약 555 MBq)보다 1.5배 이상 높은 값이다. 하지만 한계 선량 등 다른 요소들까지 고려해야 하므로 NECR만을 기준으로 해서 F-18-FDG 투여량을 1.5배 늘려서는 안 된다. 최근 들어 납 격

자가 없어 3차원 모드로만 영상을 얻을 수 있는 PET 스캐너들이 많아지고 있다. 따라서 3차원 모드 전신 PET에 대한 NECR을 알고 이에 따라 프로토콜을 최적화할 필요가 있다. 이 연구에서 측정된 ECAT EXACT 47 스캐너의 3차원 모드에 대한 NECR은 97 MBq(4.47 kBq/mL)일 때 최대였다(26.4 kcps). 이 스캐너는 방출 스캔은 3차원이 가능하지만 투과스캔은 2차원만 가능해서 전신 PET 촬영 시 납 격자의 이동시간이 길어 임상적으로는 2차원 모드로만 전신 촬영을 한다. 그런데 환자에 대한 평균 용량 555 MBq에서 2차원 모드 NECR 값(약 45 kcps)이 3차원 모드 최대값 26.4 kcps 보다 높았으므로 영상 질 측면에서도 2차원 모드로 전신 PET 촬영을 하는 것이 바람직함을 알 수 있다.

이상의 연구에서 ECAT EXACT 47 PET 스캐너의 공간 분해능, 민감도, 산란분획, NECR 등이 성능 평가를 실시하였으며 이는 각 스캐너간 비교를 위한 기초 자료가 될 것이며 임상과 연구 분야에서 최적의 영상 획득 조건을 결정하기 위한 정보를 제공하게 될 것이다.

NEMA NU2-2001에서는 위의 항목 외에 NEMA/IEC 몸통 팬텀을 사용하여 계수 손실과 랜덤에 대한 보정, 영상의 질 평가, 감쇠, 산란 보정의 정확성 등을 평가하는 항목이 있다. 이러한 항목은 종래의 NEMA 평가 방법을 임상에 가까운 평가 방법으로 개선하기 위해 NEMA NU2-2001에서 추가로 삽입된 항목들이다. 다음 연구 과제로 이러한 항목에 대한 연구를 할 예정이다.

국문요약

목적: 전신용 PET에 대한 표준 성능 평가 방법으로 NEMA NU2-2001이 확립되어 제안되었다. 따라서 새로이 설치되는 PET 스캐너뿐 아니라 기존에 사용 중인 스캐너에 대한 성능 평가가 이 표준 방법에 따라서 새로이 이루어 져야 한다. 이 연구에서는 NEMA NU2-2001 방법을 이용하여 CTI ECAT EXACT 47 PET 스캐너의 공간해상도, 민감도, 산란분획, NECR 등을 측정하였다.

대상 및 방법: 공간해상도를 평가하기 위하여 축 방향 시야의 정 가운데와 축 방향 시야 길이의 1/4을 벗어난 횡단면에 F-18을 채운 유리관(내경 1.1 mm)을 횡단면의 중심에서 1, 10 cm 떨어진 지점에 축 방향과 평행하게 위치시킨 후 PET 영상을 얻었다. 민감도를 측정하기 위하여 폴리에틸렌 및 알루미늄 관에 F-18을 채운 후 불응시간 손실이 1%를 넘지 않는 것을 확인한 후 영상을

획득하였다. 산란분획 및 최적 영상 획득 조건을 얻기 위하여 NECR을 NEMA 산란 팬텀을 이용하여 측정하였다.

결과: FBP 재구성 방법(화소 크기: 0.515 x 0.515 mm²)으로 영상을 재 구성했을 때 스캐너의 중심에서 1cm 벗어난 지점에서 축방향, 횡축방향 공간 분해능은 0.62, 0.66 cm (FBP, 2D와 3D), 0.67, 0.69 cm (FBP, 2D와 3D)이었고 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 축방향, 횡축반경방향, 횡축접선방향 공간 분해능은 0.72, 0.68 mm (FBP, 2D와 3D), 0.63, 0.66 mm (FBP, 2D와 3D), 0.72, 0.66 mm (FBP, 2D와 3D)이었다. 민감도는 스캐너의 횡축방향 708.6 (2D), 2931.3 (3D) counts/sec/MBq, 횡축방향 중심에서 10cm 벗어난 지점에서 728.7 (2D), 3398.2 (3D) counts/sec/MBq 이었다. 산란 분획은 0.19 (2D), 0.49 (3D)이었고 최고 참 계수율과 NECR은 2차원 영상 획득 모드에서 40.1 kBq/mL 일 때 64.0 kcps, 40.1 kBq/mL 일 때 49.6 kcps, 3차원 영상 획득 모드에서 4.76 kBq/mL 일 때 53.7 kcps, 4.47 kBq/mL 일 때 26.4 kcps이었다.

결론: 이 실험에서 NEMA NU2-2001로 측정된 PET 스캐너의 물리적 특성은 PET 스캐너에 대한 객관적 평가 및 최적화된 영상 획득과 분석에 유용할 것이다.

References

1. Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, DiFilippo FP, Hines H, Muehlethner G, Simic V et al. PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard. *J Nucl Med.* 2002 Oct; 43(10): 1398-409.
2. National Electrical Manufacturers Association: NEMA Standards Publication NU2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA, *National Electrical Manufacturers Association*, 2001.
3. Liow JS, Strother SC. The convergence of object dependent resolution in maximum likelihood based tomographic image reconstruction. *Phys Med Biol.* 1993 Jan; 38(1): 55-70.
4. Bailey DL. Quantitative procedures in 3D PET. In: Bendriem B, Townsend DW, editors. *The theory and practice of 3D PET*. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academic Publishers; 1998. p. 55-109.
5. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 3rd ed.: Elsevier Science (U.S.A.); 2003. p.333.
6. Humm JL, Rosenfeld A, Del Guerra A. From PET detectors to PET scanners. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2003 Nov;30(11):1574-97.
7. Tarantola G, Zito F, Gerundini P. PET instrumentation and reconstruction algorithms in whole-body applications. *J Nucl Med.* 2003 May; 44(5): 756-69.