

3차원 GSO PET/CT 스캐너(Philips GEMINI PET/CT)의 특성 평가

서울대학교 의과대학 핵의학교실, 방사선응용생명과학 협동과정
김진수 · 이재성 · 이병일 · 이동수 · 정준기 · 이명철

Performance Characteristics of 3D GSO PET/CT Scanner (Philips GEMINI PET/CT)

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

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

Purpose: Philips GEMINI is a newly introduced whole-body GSO PET/CT scanner. In this study, performance of the scanner including spatial resolution, sensitivity, scatter fraction, noise equivalent count ratio (NECR) was measured utilizing NEMA NU2-2001 standard protocol and compared with performance of LSO, BGO crystal scanner.

Methods: GEMINI is composed of the Philips ALLEGRO PET and MX8000 D multi-slice CT scanners. The PET scanner has 28 detector segments which have an array of 29 by 22 GSO crystals (4x6x20 mm), covering axial FOV of 18 cm. PET data to measure spatial resolution, sensitivity, scatter fraction, and NECR were acquired in 3D mode according to the NEMA NU2 protocols (coincidence window: 8 ns, energy window: 409~664 keV). For the measurement of spatial resolution, images were reconstructed with FBP using ramp filter and an iterative reconstruction algorithm, 3D RAMLA. Data for sensitivity measurement were acquired using NEMA sensitivity phantom filled with F-18 solution and surrounded by 1~5 aluminum sleeves after we confirmed that dead time loss did not exceed 1%. To measure NECR and scatter fraction, 1110 MBq of F-18 solution was injected into a NEMA scatter phantom with a length of 70 cm and dynamic scan with 20-min frame duration was acquired for 7 half-lives. Oblique sinograms were collapsed into transaxial slices using single slice rebinning method, and true to background (scatter + random) ratio for each slice and frame was estimated. Scatter fraction was determined by averaging the true to background ratio of last 3 frames in which the dead time loss was below 1%. **Results:** Transverse and axial resolutions at 1cm radius were (1) 5.3 and 6.5 mm (FBP), (2) 5.1 and 5.9 mm (3D RAMLA). Transverse radial, transverse tangential, and axial resolution at 10 cm were (1) 5.7, 5.7, and 7.0 mm (FBP), (2) 5.4, 5.4, and 6.4 mm (3D RAMLA). Attenuation free values of sensitivity were 3,620 counts/sec/MBq at the center of transaxial FOV and 4,324 counts/sec/MBq at 10 cm offset from the center. Scatter fraction was 40.6%, and peak true count rate and NECR were 88.9 kcps @ 12.9 kBq/mL and 34.3 kcps @ 8.84 kBq/mL. These characteristics are better than that of ECAT EXACT PET scanner with BGO crystal. **Conclusion:** The results of this field test demonstrate high resolution, sensitivity and count rate performance of the 3D PET/CT scanner with GSO crystal. The data provided here will be useful for the comparative study with other 3D PET/CT scanners using BGO or LSO crystals. (Korean J Nucl Med 38(4):318-324, 2004)

Key Words: NEMA NU2-2001, GSO, PET/CT

서 론

PET 및 PET/CT 스캐너의 보급이 활발하다. 이에 따라 PET

• Received: 2004. 7. 20. • Accepted: 2004. 8. 3.
• 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

※ 과학기술부 및 한국과학기술기획평가원의 지원을 받아 2004년도 원자력 연구사업을 통해 수행되었음
이 연구에 도움을 주신 이흥재, 김재일, 박대호 선생님께 감사드립니다.

검사가 늘어나는 만큼 PET 스캐너의 정도관리 및 성능평가의 중요성이 커졌다. National Electrical Manufacturers Association (NEMA)에서는 스캐너의 성능 평가 항목으로 공간분해능, 민감도, 산란분획, Noise Equivalent Count Rate (NECR) 등을 정하였다. 위의 성능 평가항목은 처음 스캐너를 설치하였을 때 뿐 만 아니라 1년에 한번씩 정기적으로 평가를 해야 하는 항목이다.¹⁾

한편 NEMA에서는 종래의 방법인 NEMA NU2-1994 방법을 개선하여 새로운 성능 평가기준으로 NEMA NU2-2001을 제시하였다. 이 방법은 종축 시야 밖에서 들어오는 감마선의 영향, 공

간분해능을 측정 시 선선원을 사용할 때의 문제점 등을 보완한 것이다.²⁻³⁾ Kim 등³⁾은 이를 이용하여 Siemens ECAT EXACT 47스캐너에 대한 성능 평가를 실시한 바 있으며 2004년 미국 핵의학회에서 Casey 등,⁴⁾ Kim 등,⁵⁾ Lodge 등⁶⁾이 NEMA NU2-2001을 사용하여 새로운 스캐너에 대한 성능평가를 한 연구를 발표하였고, 최근 Journal of Nuclear Medicine 등 핵의학 관련 저널 등에서도 새로운 PET 스캐너의 성능 평가 논문이 다수 게재되고 있다.

이 연구에서는 서울대학교 병원 PET 센터에 설치된 Philips GEMINI PET/CT에 대하여 NEMA NU2-2001 규정에 따라 성능평가를 실시하였다. 이는 2가지 측면에서 의의를 가지는 연구이다. 첫째, 새로운 성능평가 규정인 NEMA NU2-2001을 사용해 새롭게 설치된 PET/CT 스캐너에 대한 성능 평가를 실시한 것과 둘째, Gadolinium Oxyorthosilicate (GSO) 섬광결정을 사용해 제작된 스캐너에 대하여 성능 평가를 실시한 것이다. GSO 섬광결정은 종래에 사용하던 Bismuth Germanate (BGO) 섬광결정에 비하여 에너지 분해능이 좋고 소멸시간(decay time)이 짧은 장점이 있다. 따라서 최근에 출시되는 스캐너의 대부분은 Lutetium Oxyorthosilicate (LSO) 섬광결정이나 GSO 섬광결정을 사용하고 있다. 이 연구에서는 Philips GEMINI PET/CT의 공간분해능, 민감도, 산란분획, NECR 등을 평가하고 다른 연구자들이 BGO, LSO 섬광결정을 사용한 PET 스캐너에서 실험한 결과와 비교하였다.

대상 및 방법

이 연구에서는 NEMA NU2-2001방법에 따라 GEMINI PET/CT스캐너의 공간분해능, 민감도, 산란분획, NECR을 구하였다. 3D 데이터는 Single Slice Rebinning (SSRB) 방법을 사용하여 2D 데이터로 변환하였다. 모든 스캔에서 에너지 창은 409~664 keV, 동시계수 창은 8 ns로 설정되어 있다. NEMA NU2-2001 방법에 따른 성능 평가 방법은 Kim 등³⁾의 논문 및 NEMA 표준⁷⁾에 자세히 기술되어 있으므로 이 논문에서는 간략히 기술하였다.

1. GEMINI PET/CT 스캐너

Philips GEMINI PET/CT는 ALLEGRO PET과 MX8000 D multi-slice CT를 결합한 3D 전용 PET/CT 스캐너(Fig. 1)로서 기본 사양은 Table 1과 같다. 랜덤 및 산란보정을 위해 기본적으로 사용하고 있는 알고리즘은 꼬리-정합 알고리즘(tail-fitting algorithm)이다.⁸⁾ GEMINI PET/CT 스캐너는 두 가지 방법으로 투과영상을 얻고 있는데 ¹³⁷Cs 선원(662 keV, 20 mCi)을 사용하

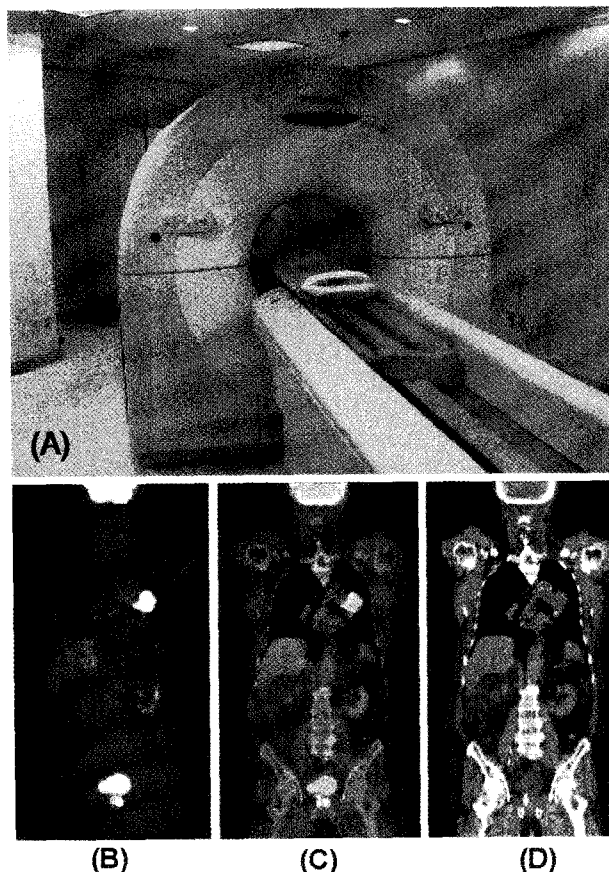


Fig. 1 (A) Philips GEMINI PET/CT scanner, (B) PET/CT image of a patient, (C) Fused image of PET and CT (D) CT image.

Table 1. Specifications of Philips GEMINI PET/CT Scanner.

Description	Type or Dimension
PET subsystem	
Crystal material	GSO
Number of rings	29
Ring diameter (mm)	820
Patient port (mm)	560
Crystal number	28 flat modules of a 22x29 array
PMTs number	420
Crystal size (mm ³)	4x6x20
Coincidence window (ns)	8
Acquisition mode	3D only
Transaxial FOV (mm)	576(whole body)/256(brain)
Axial FOV (mm)	180
Slice thickness (mm)	2(brain)/4(whole body)
Transmission source	¹³⁷ Cs
CT subsystem	
Gantry aperture (mm)	700
Variable scan speed	0.75 sec/rotation
Anode heat storage capacity (MHU)	6.5
Minimum slice thickness (mm)	1
Helical reconstruction time (sec)	1

는 방법과 CT영상을 사용하는 방법이 있다. ¹³⁷Cs 선원으로 얻은 투과영상은 SSRB방법으로 3D데이터를 2D데이터로 재배열한 다음 Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM)으로 영상을 재구성하여 감쇠 보정을 한다. GEMINI PET/CT 스캐너에서 지원하는 영상재구성 방법은 3D Row Action Maximum Likelihood Algorithm (RAMLA)^{9,10}와 여과후역투사방법(filtered back projection), OSEM 등이 있다.

2. 공간분해능

공간 분해능을 측정하기 위하여 가는 유리관 중앙(내경 1.1 mm, 두께 0.2 mm)에 F-18을 1 mm 만큼 주입하여 점선원 팬텀을 만들었다. 점선원(135 kBq)을 축 방향 시야의 중심과 축 방향으로 4.5 cm(축 방향 시야 길이의 1/4) 만큼 떨어진 지점의 각각 3지점 ((가) x=0, y=1 cm (나) x=0, y=10 cm (다) x=10, y=0 cm)에서 최소 100,000 계수를 획득하였고 여과후역투사방법(램프필터 사용, cutoff frequency: 1.0)과 3D RAMLA(반복 횟수: 2, relaxation parameter: 0.006)를 사용하여 영상을 재구성하였다. 재구성 한 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. 계수 프로파일에서 최고 점에 인접한 두 점 값의 차이가 15% 인 것을 확인한 다음 영상을 얻었고 만약 두 점 값의 차이가 15%를 넘을 때에는 점선원을 미세 조정하여 다시 영상을 얻었다. 이 때 프로파일의 폭은 NEMA 규정에 따라 3 화소가 되도록 하였다. 횡단면 중심에서 1 cm, 10 cm 벗어난 지점에서 프로파일(축방향, 횡축방향)의 FWHM, FWTM을 구한 다음 각 지점에서 공간분해능을 구하였다. 이 때 영상의 한 화소의 크기는 2x2 mm² 이었다.

3. 민감도

민감도 측정을 위하여 민감도 팬텀(Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC., USA)을 사용하였다. 이 연구에서는 길이 70 cm의 선선원(내경 1 mm, 두께 1 mm, 초기 방사능 세기 2.5 MBq)에 두께 1.25 mm의 알루미늄 관을 씌운 후 횡축방향의 중심과 횡축방향의 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 불응시간 손실이 5%이내인 것을 확인한 후 계수를 획득하였다. 이 후 1.25 mm 두께의 알루미늄 관을 차례로 5개까지 씌워 계수를 얻었다. 이 때 얻은 계수는 관의 두께에 의한 감쇠와 선원의 자연붕괴에 의한 감쇠를 반영하는 것이므로 관의 두께에 의한 감쇠만 계산하기 위해 자연붕괴에 따른 감쇠를 보정하여 준다. 감쇠 보정한 다음 회귀분석을 통해 감쇠가 없는 이상적인 상황에서의 민감도를

구하였다. 동일한 과정을 횡축방향의 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 구하였다.

4. 산란분획 및 NECR

산란분획과 NECR을 측정하기 위하여 NEMA 산란 팬텀(Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC., USA)을 사용하였다. NEMA 산란 팬텀은 폴리에틸렌 재질의 실린더(길이 70 cm, 직경 20 cm)에 축에서 4.5 cm 떨어진 지점에 방사선원으로 채워진 폴리에틸렌 튜브(길이 80 cm, 외경 4.8 mm, 내경 3.2 mm)를 넣을 수 있도록 제작된 것이다. 이 연구에서는 1110 MBq의 F-18을 산란팬텀에 주입한 다음 7 반감기(F-18의 반감기는 109.77분)동안 한 프레임 당 20분 시간간격으로 영상을 획득하였다. 이 때 사이노그램에 스캐너에서 얻은 모든 계수가 포함되어야 하므로 랜덤 보정, 산란 보정, 감쇠 보정, 불응시간 보정 등을 하지 않았고 계수를 보존하기 위하여 SSRB 방법을 사용하여 3D 데이터를 2D 데이터로 변환하였다. 사이노그램의 각 투사각(projection angle)에서 반경방향 거리(radial distance)에 따른 계수변화를 프로파일로 그린 다음 최대값을 갖는 화소에서 좌우 20 mm 떨어진 지점의 화소를 기준으로 참계수와 산란계수를 구하였으며, 산란분획을 구하기 위하여 각 투사각 축에 대하여 최대값을 갖는 화소가 사이노그램에서 일직선이 되도록 각 투사각 축의 프로파일을 이동시킨 후 이들을 평균하여 각 횡단면에 대한 평균계수 프로파일을 구하였다. 산란분획은 랜덤계수가 거의 없을 정도의 낮은 방사능세기(랜덤계수율이 참계수율의 1%미만)의 마지막 3 프레임에서 '(산란+랜덤계수)/(전체계수)'를 평균하여 구하였으며, 전체 산란분획은 각 횡단면의 값을 평균하여 얻었다. 각 프레임, 각 횡단면에 대한 랜덤계수율, 산란계수율, NECR은 다음과 같다.

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

$$R_{s,i,j} = \left(\frac{SF_i}{1 - SF_i} \right) R_{t,i,j} \tag{2}$$

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \tag{3}$$

$R_{t,i,j}$: 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

이 때 NECR은 방사선원의 양에 따라 달라지는 영상의 질을 평가하는 일종의 신호대 잡음비이다. 2D 모드에서는 주입하는

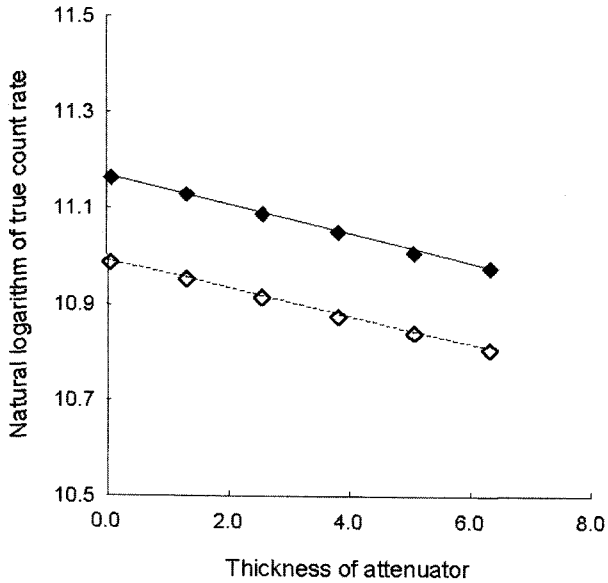


Fig. 2 Natural logarithm of true count rate versus the thickness of attenuator (aluminum sleeves) from which the logarithm of attenuation free value of sensitivity was extrapolated; white diamond and dotted line: measurements at the center of FOV; black diamond and solid line: at the 10 cm radially offset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

방사선원과 영상의 질이 거의 비례하지만 3D에서는 랜덤, 산란계수의 증가로 방사선원의 양과 신호대 잡음비가 비례하지 않기 때문에 영상의 질을 결정하는 중요한 인자로 사용되고 있다. 한편 영상에서 신호대 잡음비와 NECR 사이에는 다음과 같은 관계가 있다.^{3,11,12)}

$$SNR \propto (NECR)^{1/2} (n_{re})^{-3/4} \quad (4)$$

SNR : 신호대 잡음비

n_{re} : 화소의 수

결 과

1. 공간 분해능

Table 2는 GEMINI PET/CT 스캐너의 공간분해능이다. 스캐너의 중심 부근에서 횡축방향 공간분해능은 5.3 mm이며 횡단면

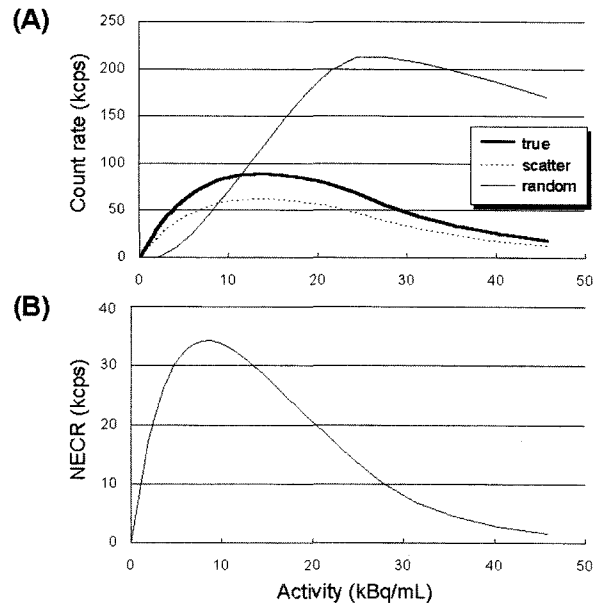


Fig. 3 (A) True (thick-solid line), scatter (dotted line), and random (thin-solid line) count rate and (B) NECR versus activity concentration: peak true rate was 88.9 kcps at 12.9 kBq/mL, and peak NECR was 34.3 kcps at 8.84 kBq/mL.

의 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 공간분해능 값의 저하는 거의 없음을 알 수 있다. 이에 반해 축 방향 공간분해능은 횡단면의 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 7 mm 정도였다.

2. 민감도

선선원에 차례로 5개의 알루미늄 관을 씌워 얻은 참계수를 얻었다. 이 값을 붕괴 교정한 다음 회귀 분석하여 알루미늄 관의 두께가 0, 즉 매질이 없어 감쇠가 전혀 없는 이상적인 상황에서의 민감도를 구하였다. Fig. 2에서 y축 절편값(횡단면의 중심에서 10.99, 횡단면에서 10 cm 벗어난 지점에서 11.17)에 지수승하면 구하고자 하는 민감도 값을 얻을 수 있다. 409~664 keV의 에너지 창에서 민감도는 횡단면의 중심에서 3,620 counts/sec/MBq(0.36%), 횡단면의 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 4,324 counts/sec/MBq(0.43%)이었다.

Table 2. Spatial Resolutions of Philips GEMINI PET/CT Scanner using NEMA NU2-2001.

		FBP (FWHM/FWTM)	3D RAMLA (FWHM/FWTM)
Resolution at 1cm offset from the center (mm)	Transverse	5.3/11.4	5.1/10.7
	axial	6.5/11.9	5.9/11.5
Resolution at 10cm offset from the center (mm)	Transverse radial	5.7/12.1	5.4/11.2
	Transverse tangential	5.7/11.4	5.4/11.2
	Axial	7.0/13.0	6.4/11.9

3. 산란분획 및 NECR

Fig. 3은 참계수, 산란계수, 랜덤계수 곡선(A)과 NECR 곡선(B)이다. 산란 분획값은 40.6%(3D)이었고 최고 참 계수율과 NECR은 각각 88.9 kcps @ 12.9 kBq/mL, 34.3 kcps @ 8.84 kBq/mL이었다.

고 찰

1. 공간분해능

이 연구에서는 GEMINI PET/CT의 공간분해능을 구하였다. 이 때 한 화소의 크기는 2x2 mm²이었다. NEMA에서는 예상 공간분해능의 1/3보다 작은 크기를 갖는 화소를 사용해 영상을 얻도록 규정하고 있는데 이 실험에서 얻은 값이 5 mm 정도이므로 적합한 값이라고 할 수는 없다.⁷⁾ 하지만 2x2 mm² 크기의 화소는 현재 GEMINI PET/CT에서 제공하는 최소 크기의 화소이므로 그대로 사용하였다.

영상재구성을 위하여 GEMINI PET/CT에서 제공하는 방법 중 FBP와 3D RAMLA를 사용하였으며 3D RAMLA로 영상을 재구성할 때 좋은 결과를 얻을 수 있음을 확인하였다. 이는 3D RAMLA의 경우 3D 데이터를 2D 데이터로 변환하는 rebinning 과정을 거치지 않아서 횡축방향의 데이터 손실이 없기 때문이다. 또 횡단면의 중심과 횡단면의 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 횡축방향의 공간분해능이 축방향 공간분해능보다 좋다는 것을 확인하였다. 이는 첫째, 반응깊이효과(depth of interaction effects), 즉 횡축방향보다 축방향에서 감마선이 섬광결정을 뚫고 지나가서 다른 섬광결정에서 검출되는 현상이 많이 일어나기 때문이며,¹³⁾ 둘째, GEMINI PET/CT 스캐너의 경우 섬광결정이 횡축방향으로 4 mm, 축방향으로 6 mm가 되도록 설계가 되었기 때문이다.

공간분해능을 결정하는 요인은 검출기의 성능, F-18의 비정거리, 감마선의 non-colinearity 등인데 최근에 상용화된 PET 스캐너는 종래의 PET 스캐너보다 크기가 작은 섬광결정을 사용하여 좋은 공간분해능을 갖는 영상을 얻을 수 있게 되었다. Table 3은 GEMINI PET/CT 스캐너와 동일한 길이의 섬광결정으로 만들어진 스캐너들의 섬광결정 크기와 공간분해능 값을 나타낸 것이다.³⁻⁴⁾ 이 표에서 1990년대에 나온 Siemens ECAT EXACT

47 스캐너보다 GEMINI PET/CT의 공간분해능이 좋은 것은 섬광결정의 크기가 작기 때문이다. 반면 소동물 영상획득을 위해 설계된 MicroPET R4스캐너의 섬광결정 크기는 2x2x10 mm³로서 GEMINI PET/CT 스캐너보다 섬광결정의 면적을 1/4로 줄이고 링 직경 17.2 cm로 줄여서 공간분해능을 1.8 mm로 향상시켰다.^{14,15)}

2. 민감도

409~664 keV의 에너지 창에서 GEMINI PET/CT스캐너의 민감도는 스캐너의 횡축방향 중심에서 3,620 counts/sec/MBq, 횡축방향 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 4,324 counts/sec/MBq이었다. 동일한 길이의 BGO 섬광결정을 사용한 ECAT EXACT 47 스캐너(축방향 시야 16.2 cm, 에너지 창 250~650 keV)의 민감도는 2931.3(3D) counts/sec/MBq, 횡축방향 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 3398.2(3D) counts/sec/MBq이었고, LSO 섬광결정을 사용한 HiREZ PET/CT스캐너(에너지 창 425 keV 이상)는 횡축방향 중심에서 5300 counts/sec/MBq이었다.^{3,4)} 각 섬광결정마다 에너지 분해능이 다르기 때문에 임상에서 기본적으로 설정된 에너지 창이 다르며 스캐너 설계상 축방향 시야가 달라서 획득하는 참 계수 값이 달라질 수 있는 요인이 있지만 섬광결정의 길이가 같은 3개의 스캐너의 민감도를 비교해 볼 때 LSO 섬광결정을 채택한 HiREZ PET/CT가 가장 좁은 에너지 창을 사용하였음에도 불구하고 민감도가 가장 좋은 것을 확인할 수 있었다.

3. 산란분획 및 NECR

이 연구에서 NEMA NU2-2001 방법으로 측정한 Philips GEMINI PET/CT 스캐너의 산란분획은 40.6%, 최고 참 계수율과 최고 NECR은 각각 88.9 kcps @ 12.9 kBq/mL, 34.3 kcps @ 8.84 kBq/mL이었다. Surti 등은 Philips ALLEGRO PET에 대하여 성능평가를 하였는데 산란분획 40%, 최고 참 계수율과 최고 NECR은 각각 83 kcps @ 13.69 kBq/mL, 30 kcps @ 9.25 kBq/mL로서 본 연구 결과와 거의 일치하였다. 하지만 Surti 등은 에너지 창 410~665 keV, 랜덤계수가 총계수의 3%의 조건에서 실험을 한 것으로서 NEMA 규정보다 랜덤계수 값이 다소 높은 상황에서 실험을 한 것이다.⁸⁾

Table 3. Comparison of Spatial Resolution with Crystal Size.

Model	Crystal size (mm)	Transverse/Axial resolution at 1cm radius (mm)
ECAT EXACT 47 ³⁾	6.75x6.75x20	6.6/6.2
GEMINI	4x6x20	5.3/6.5
HiREZ ⁴⁾	4x4x20	4.86/4.44

산란분획과 NECR에 주로 영향을 주는 것은 크게 두 가지이다.

첫째, 에너지 창(energy window)의 범위이다. 에너지 창(energy window)의 범위가 좁을수록 산란계수를 줄일 수 있다. 산란계수가 감소하면 산란분획 값이 감소하고 높은 NECR값을 얻을 수 있다. 높은 NECR값을 얻을 수 있다는 것은 동일한 선원을 주입했을 때 더 좋은 질을 갖는 영상을 얻을 수 있음을 의미하는 것이다.¹²⁾ 그런데 에너지 창(energy window)의 범위를 결정하는 것은 크리스탈의 에너지 분해능에 좌우되는 것이므로 에너지 분해능이 좋은 섬광결정을 사용하면 좁은 에너지 창에서 계수 획득이 가능하고 산란계수를 감소시킬 수 있다. 이는 각 섬광결정의 단위 에너지 당 광자 방출률(Photon yield per keV)이 다르기 때문이다. 참고로 섬광결정의 에너지 당 광자 방출률은 LSO, GSO, BGO 섬광결정이 각각 20-30, 12-15, 8이다.¹⁶⁾ 이때 에너지 당 광자 방출률은 프와송 분포(poisson distribution)를 가지며 광자 방출률이 큰 것은 신호 대 잡음비가 좋은 것을 의미하며 이는 곧 좋은 에너지분해능을 갖는 것이라 말할 수 있다.¹⁷⁾

현재 주로 사용하는 NaI(Tl), LSO, GSO, BGO 섬광결정의 에너지분해능(@662 keV)은 각각 6.6, 10, 8.5, 10.2%이다.¹⁸⁾ BGO 섬광결정을 사용한 ECAT EXACT 47스캐너에서 기본으로 설정된 에너지 창(energy window)의 범위가 250~650 keV인데 비해 GEMINI PET/CT에서는 에너지 창(energy window)의 범위가 409~664 keV인 것은 에너지 분해능, 민감도와 관련된 것이다. Kim 등³⁾의 연구에 의하면 BGO 섬광결정을 사용한 ECAT EXACT 47스캐너(3D)의 산란분획은 49%, 최대 NECR은 26.4 kcps(@4.47 kBq/mL)이었다. 이에 비해 GEMINI PET/CT의 최대 NECR은 88.9 kcps @ 12.9 kBq/mL으로서 3.4배 정도 높은 값이다. 한편 LSO섬광결정을 사용하고 더 좁은 에너지 창(energy window)을 사용한 HiREZ PET/CT 스캐너(3D)의 산란분획은 36%, 최대 NECR은 89.4 kcps이었다.⁴⁾ 물론 이 값은 영상 획득 시 설정된 에너지 창(energy window)의 범위가 달라서 정확한 비교를 할 수는 없는 수치이다. 하지만 회사에서 민감도와 산란분획, NECR등을 모두 고려하여 임상(clinical)에 적합한 최적의 환경으로 설정해 놓은 값이므로 영상의 질을 평가할 수 있는 최대 NECR값을 비교해 볼 때 BGO 섬광결정을 쓴 스캐너보다 GSO, LSO 섬광결정을 쓴 스캐너가 좋은 질의 영상을 얻을 수 있음을 알 수 있다.

둘째, 섬광결정의 소멸시간(decay time)과 이에 따른 동시계수 창(coincidence window)이다. 섬광결정의 소멸시간은 NaI(Tl), LSO, GSO, BGO이 각각 230, 40, 60, 300 ns이고 LSO, GSO, BGO 섬광결정을 사용한 스캐너에서 사용한 동시계수창(energy window)은 일반적으로 4.5, 8, 12 ns이다.^{3-5,18)} GSO 섬광결정은 BGO 섬광결정에 비해 에너지 분해능 뿐 아니라 동시계수 창(energy window)과 섬광결정의 소멸시간도 짧다. 동시계수 창(energy window)이 작다는 것은 획득한 계수 중에 랜덤계수의 비율이 줄어드는 것을 의미하고 섬광결정의 소멸시간이 짧은 것은 불응시간 손실이 작음을 의미한다. Table 4에서 BGO 섬광결정을 사용한 ECAT EXACT 47스캐너보다 GSO 섬광결정을 사용한 GEMINI스캐너의 최고 NECR값이 높은 것을 알 수 있다. 이는 GSO 섬광결정의 동시계수 창(8 ns)이 BGO 섬광결정의 동시계수 창(12 ns)보다 작아서 참계수에 비해 상대적으로 랜덤계수가 줄어든 것이 한 요인이라고 말할 수 있다.

이 연구에서는 GSO 섬광결정을 사용하여 제작된 Philips GEMINI PET/CT에 대하여 공간분해능, 민감도, 산란분획, NECR 등을 평가하였다. 이 연구결과에 추가적으로 실험을 해야 할 것은 IEC 몸통 팬텀(Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC., USA)을 사용하여 계수 손실, 랜덤에 대한 보정, 영상의 질 등을 평가하는 것이다. 또, NEMA에서는 아직 PET/CT의 CT 부분, PET/CT의 특성을 평가할 수 있는 성능평가 기준을 마련하지 않았지만 CT 부분에서 기본적으로 X-레이 관의 보정, CT 보정 확인, 낮은 대조도(contrast)에서 검출능력(detectability) 확인, 잡음과 균일도(uniformity) 확인 등을 할 수 있을 것이고 CT 영상을 이용해 감쇠보정을 할 때 CT의 HU값을 511 keV값을 갖는 PET 영상으로 변환할 때의 정확성을 검증해야 하고 영상정합 과정에서 CT 영상이 PET 영상에 잘 정합되는지 확인할 필요가 있다.¹⁹⁾

요 약

목적: Philips GEMINI PET/CT 스캐너는 GSO 섬광결정을 사용해 제작된 전신용 PET/CT 스캐너이다. 이 연구에서는 NEMA에서 새롭게 제안한 NEMA NU2-2001에 따라 GEMINI PET/CT 스캐너의 공간분해능, 민감도, 산란분획, NECR 등을

Table 4. Default setting of PET acquisition and comparison of Scatter fraction and peak NECR.

Scanner	Crystal	Coincidence window (ns)	Energy Window (keV)	Scatter fraction (%)	Peak NECR (kcps)
ECAT EXACT 47 ³⁾	BGO	12	250~650	49	26.4
GEMINI	GSO	8	409~664	40	88.9
HiREZ ⁴⁾	LSO	4.5	425~	36	89.4

평가하고 그 결과를 BGO, LSO 등의 섬광결정의 특성과 비교하였다. **대상 및 방법:** GEMINI는 Philips ALLEGRO PET과 MX8000 D multi-slice CT 스캐너를 결합한 PET/CT 스캐너로서 검출기는 GSO 섬광결정(4x6x20 mm³)을 사용하였고 축방향 시야는 18 cm이다. 공간분해능, 민감도, 산란분획, NECR 등을 평가하기 위하여 PET 데이터를 획득하였다(동시계수창: 8 ns, 에너지창: 409~664 keV). 공간분해능 측정을 위하여 횡단면의 중심에서 1 cm, 10 cm 떨어진 지점의 각 3지점((a) x=0, y=1, (b)x=10, y=0, (c)x=0, y=10)에서 영상을 획득한 다음 여과후역투사방법(렘프펠터 사용)과 3D RAMLA를 이용하여 영상재구성을 하고 FWHM을 구하였다. 민감도 측정을 위하여 선선원(F-18)을 횡단면의 중심과 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 5개의 알루미늄관을 차례로 씌워 매질감쇠에 따라 달라지는 참계수를 구하고 이 값을 회귀분석하여 감쇠매질이 없는 이상적인 상황에서의 민감도를 측정하였다(랜덤계수가 참계수의 1%이내). 산란분획과 NECR을 측정하기 위하여 F-18 선선원(1110 MBq)을 산란팬텀에 주입하여 7반감기동안 계수를 획득하였다. SSRB를 사용하여 3D 데이터를 재구성한 다음 랜덤계수율이 참계수율이 1% 미만인 영역에서 산란분획을 구하고 각 횡단면의 값을 평균하여 전체 산란분획을 얻었다. 이 값을 기초로 각 프레임, 각 횡단면에 대한 랜덤계수율, 산란계수율, NECR을 구하였다. **결과:** 스캐너의 중심에서 1 cm 벗어난 지점에서 횡축방향, 축방향 공간분해능은 (1) 5.3, 6.5 mm (FBP), (2) 5.1, 5.9 mm (3D RAMLA)이었다. 횡단면의 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 횡축변경방향, 횡축접선방향, 축방향 공간분해능은 (1) 5.7, 5.7, 7.0 mm (FBP), (2) 5.4, 5.4, 6.4 mm (3D RAMLA)이었다. 감쇠매질이 없는 이상적인 상황에서의 민감도는 횡단면의 중심에서 3,620 counts/sec/MBq, 횡단면의 중심에서 10 cm 벗어난 지점에서 4,324 counts/sec/MBq이었다. 산란분획은 40.6%, 최대 참계수율과 최대 NECR은 각각 88.9 kcps @ 12.9 kBq/mL, 34.3 kcps @ 8.84 kBq/mL이었다. **결론:** 이 실험에서 NEMA NU2-2001을 이용해 GSO 섬광결정을 사용해 제작된 PET/CT에 대한 성능 평가를 실시하였다. 이는 BGO, LSO 섬광결정을 사용해 제작된 PET 스캐너의 특성과 비교할 수 있는 자료를 제공하며 PET 영상 획득 시 객관적 평가와 분석에 유용하였다.

References

1. American College of Radiology. ACR technical standard for medical nuclear physics performance monitoring of PET imaging equipment. 2001.

2. Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, DiFilippo FP, Hines H, Muchllehner G, et al. PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard. *J Nucl Med* 2002;43:1398-409.
3. Kim JS, Lee JS, Lee DS, Chung J-K, Lee MC. Performance evaluation of Siemens CTI ECAT EXACT 47 scanner using NEMA NU2-2001. *Korean J Nucl Med* 2004;38:259-67.
4. Casey ME, Young J, Wheelock T, Schmand M, Bendriem B, Nutt R, et al. Physical performance of a high resolution PET/CT scanner. *J Nucl Med* 2004;45(suppl):100 [abstract].
5. Kim JS, Lee JS, Lee DS, Chung J-K, Lee MC. Performance evaluation of Philips GEMINI PET/CT using NEMA NU2-2001 standard. *J Nucl Med* 2004;45(suppl):101 [abstract].
6. Lodge MA, Dilsizian V, Line BR. Performance assessment of the Philips GEMINI PET/CT Scanner. *J Nucl Med* 2004;45(suppl):425 [abstract].
7. National Electrical Manufacturers Association: NEMA standards publication NU2-2001: performance measurements of positron emission tomographs. Rosslyn, VA, National Electrical Manufacturers Association, 2001.
8. Surti S, Karp JS. Imaging characteristics of a 3-dimensional GSO whole-body PET camera. *J Nucl Med* 2004;45:1040-9.
9. Daube-Witherspoon ME, Matej S, Karp JS, Lewitt RM. Application of the row action maximum likelihood algorithm with spherical basis functions to clinical PET imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001;48:24-30.
10. Browne J, de Pierro AB. A row-action alternative to the EM algorithm for maximizing likelihood in emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 1996;15:687-99.
11. Barnes D, Egan G, O'Keefe G, Abbott D. Characterization of dynamic 3-D PET imaging for functional brain mapping. *IEEE Trans Med Imaging* 1997;16:261-9.
12. Bailey DL. Quantitative procedures in 3D PET. In: Bendriem B, Townsend DW, editors. *The theory and practice of 3D PET*. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers; 1998. p. 118-9.
13. Yang Y, Tai YC, Siegel S, Newport DF, Bai B, Li Q, et al. Optimization and performance evaluation of the microPET II scanner for in vivo small-animal imaging. *Phys Med Biol* 2004;49:2527-45.
14. Tai C, Chatziioannou A, Siegel S, Young J, Newport D, Goble RN, et al. Performance evaluation of the microPET P4: a PET system dedicated to animal imaging. *Phys Med Biol* 2001;46:1845-62.
15. Cherry SR, Shao Y, Silverman RW, Meadors K, Siegel S, Chatziioannou A et al. MicroPET: a high resolution PET scanner for imaging small animals. *IEEE Trans Nucl Sci* 1997;44:1161-6.
16. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 3rd ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2003. p. 104.
17. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 3rd ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2003. p. 137.
18. Karp JS, Surti S, Daube-Witherspoon ME, Freifelder R, Cardí CA, Adam LE, et al. Performance of a brain PET camera based on anger-logic gadolinium oxyorthosilicate detectors. *J Nucl Med* 2003;44:1340-9.
19. Laymon CM, Bowsher JE. Performance of the log likelihood function for discriminating artifactual from artifact free PET attenuation correction images. *J Nucl Med* 2004;45(suppl):160 [abstract].