

소동물 영상을 위한 MicroPET R4 스캐너의 특성평가

서울대학교의과대학 핵의학교실, 원자력의학원¹
이병일 · 이재성 · 김진수 · 이동수 · 최창운¹ · 임상무¹

Performance Characteristics of MicroPET R4 Scanner for Small Animal Imaging

Byeong Il Lee, Ph.D., Jae Sung Lee, Ph.D., Jin Su Kim, M.S., Dong Soo Lee, M.D.,
Chang Un Choi, M.D.¹, Sang-Moo Lim, M.D.¹

Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea
Korea Institute of Radiology & Medical Sciences, Seoul, Korea¹

Purpose: Dedicated animal PET is useful equipment for the study of new PET tracer. Recently, microPET R4 was installed in the Korea institute of radiology and medical science. In this study, we measured the characteristics of scanner. **Materials and methods:** Resolution was measured using a line source (F-18:65 μ Ci, inner diameter: 0.5 mm). The line source was put in the axial direction and was moved from the center of field of view to outside with 1 mm interval. PET images were reconstructed using a filtered back-projection and ordered subset expectation maximization. Line source (16.5 μ Ci, 78 mm) was put on the center of axial direction to measure the sensitivity when the deadtime was under 1%. Images were acquired during 4 minutes respectively from center to 39 mm outward. Delayed count was subtracted from total count and then decay was corrected for the calculation of sensitivity. Noise equivalent count ratio and scatter fraction were calculated using cylindrical phantom. **Results:** Spatial resolution of reconstructed image using filtered back-projection was 1.86 mm(radial), 1.95 mm(tangential), 1.95 mm(axial) in the center of field of view, and 2.54 mm, 2.8 mm, 1.61 mm in 2 cm away from the center respectively. Sensitivity was 2.36% at the center of transaxial field of view. Scatter fraction was 20%. Maximal noise equivalent count ratio was 66.4 kcps at 242 kBq/mL. Small animal images were acquired for confirmation of performance. **Conclusion:** Performance characteristics of microPET R4 were similar with reported value. So this will be a useful tool for small animal imaging.(Korean J Nucl Med 39(1):49-56, 2005)

Key Words: MicroPET R4, Resolution, Sensitivity, Scatter fraction, Noise equivalent count ratio.

서 론

소동물 연구는 세포 수준의 연구와 임상연구의 연결고리 역할을 한다. 특히 새로운 PET 추적자와 약물개발, 유전자 및 줄기세포치료 연구 등에 소동물에 대한 PET 영상이 유용하다.^{1,2)} 그러나 기존에 임상에서 사람용으로 사용하는 PET 스캐너를 소동물 실험에 이용하는 데에는 공간분해능 및 민감도의 한계가 있고, 가격도 높으므로 소동물 전용으로

사용하는데 제약이 따른다.^{3,4)} 따라서 소동물 전용 PET 스캐너가 필요하며 국내에도 최근에 microPET R4 소동물 전용 PET이 설치되어 각종 기초연구에 활발히 이용되고 있다. Concorde사에서 제작한 microPET R4는 511 keV 감마선에 대한 제동력이 커서 효율적인 lutetium oxyorthosilicate (LSO, CTI, Knoxville, Tenn.) 섬광결정을 사용하고 있으며 링 직경에 따라 R4(rodent용)와 P4(primate용)의 두 종류가 있다.^{2,5-7)} 최근에는 microPET Focus가 개발 되었으며 이들은 동물 PET 실험을 위하여 현재 가장 널리 쓰이고 있다.

스캐너의 물리적 특성을 파악하는 것은 소동물 PET 실험을 디자인하고 결과 영상을 분석, 평가하는데 도움을 준다. 따라서 이 연구에서는 국내에서 최초로 설치된 microPET R4 스캐너의 물리적 특성(공간분해능, 균일도, 민감도, 산란 분획, noise equivalent count ratio (NECR))을 평가하였다. 그리고 소동물 영상을 획득하였다.

• Received: 2004. 12. 1. • Accepted: 2005. 2. 3.

• Address for reprints: Jae Sung Lee, Ph.D., Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine, #28 Yungun-dong, Chongno-gu, Seoul 110-744, Korea

Tel: 82-2-760-2938, Fax: 82-2-745-7690

E-mail: joes@snuvh.snu.ac.kr

*이 논문은 과학기술부 원자력기초연구 지원으로 이루어진 연구 결과임.

대상 및 방법

소동물 영상을 위한 microPET R4의 성능평가를 위하여 스캐너의 공간분해능, 균일도, 민감도, 산란분획, NECR을 3차원 영상 획득 방법에서 측정하였다. 리스트모드로 획득한 3차원 데이터는 Fourier Rebinning (FRB) 방법을 사용하여 싸이노그램으로 변환한 후 2D Filtered Back Projection (FBP) 방법과 Ordered Subset Expectation Maximization 2D (OSEM) 알고리즘으로 영상재구성을 하였다. microPET

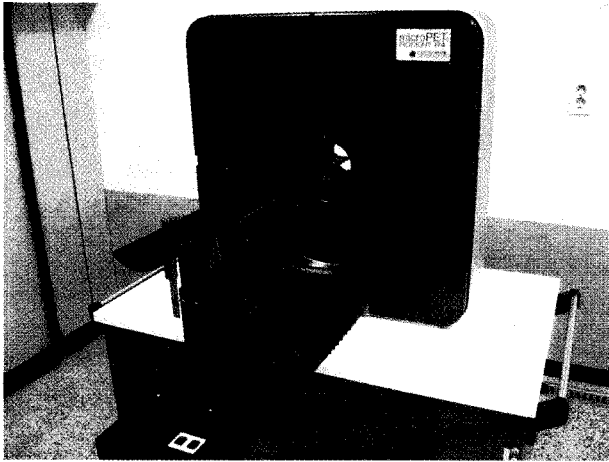


Fig. 1. MicroPET R4 is dedicated small animal PET scanner. System is installed in Korea Cancer Center Hospital.

R4 시스템의 하드웨어적 사양은 소동물의 영상에 적합하므로, 이 연구에서는 소동물의 특성을 잘 반영하는 팬텀을 제작하여 실험하였다.

1. 스캐너 사양

MicroPET R4 스캐너는 Concorde Microsystems사에서 생산하였으며, 4개의 링블럭이 있으며 하나의 블록은 8×8개의 LSO 섬광결정으로 이루어져 있어, 총 32개의 섬광결정링이 있다. 따라서 직접단면(direct plane)과 교차단면(cross plane)을 합쳐 총 63개의 단면영상이 얻어진다. 하나의 링에 24개 검출 블록이 있으므로 4개의 링블럭에 있는 총 검출 블록은 96개이다. 8×8 개의 섬광결정이 하나의 블록을 이루고 있으므로 검출기를 이루고 있는 섬광결정의 총 개수는 6144개이다. 링의 반경은 14.8 cm이며, 횡축방향시야(transverse field of view (FOV))는 10.0 cm, 축방향시야(axial FOV)는 7.8 cm이다. 섬광결정과 위치결정형광전자증배관(PSPMT; Hamamatsu R5900-C8) 사이는 광섬유다발(optical fiber bundle)로 연결되어 있다.^{2,6,7)}(Fig. 1)

2. 정도관리

주기적인 정도관리를 위하여 길이 120 mm, 내부지름 60 mm, 두께 5 mm의 원통형 균일도(uniform)팬텀을 만들었다. 영상은 약 500 μCi의 F-18 수용액으로 30분간 획득하고

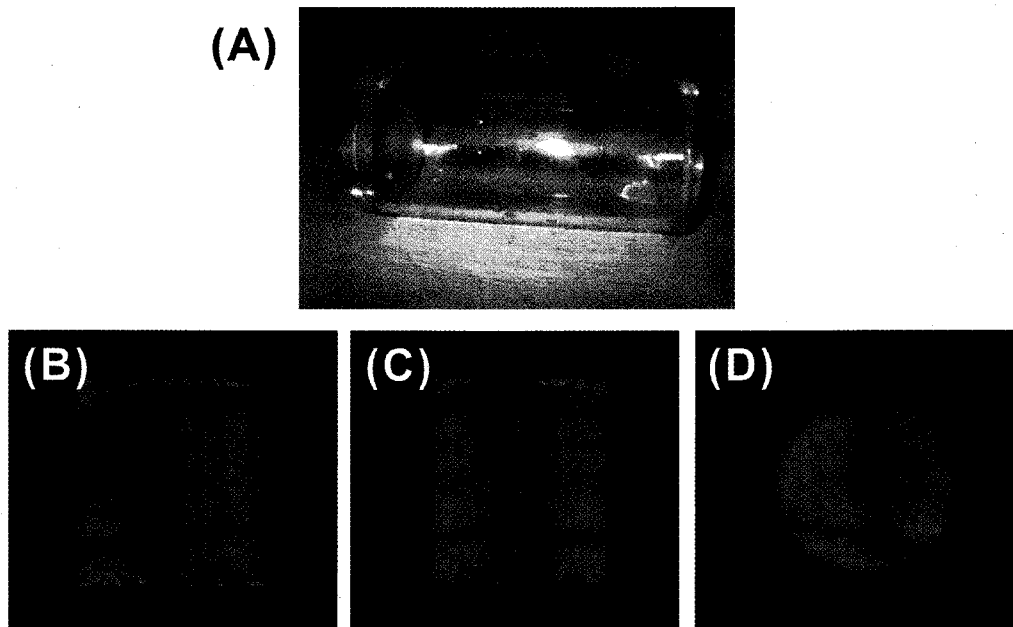


Fig. 2. Uniformed image was acquired by uniform phantom. Acquisition time was 30 minutes and reconstructed by OSEM. (A) shows the uniform phantom for daily quality control. Obtained uniform images were shown horizontally(B), vertically(C), and axially(D).

FRB으로 싸이노그램을 만든 후 OSEM 알고리즘으로 영상 재구성을 하여 균일한 정도를 주기적으로 확인하였다 (Fig. 2).

3. 공간분해능

소동물 영상을 위한 장비의 공간분해능은 중요하다. 즉, 소동물의 작은 기관에 대하여 적합한 공간분해능을 가지고 있어야 하고, 공간분해능은 영상을 얻고자 하는 대상 결정에 중요한 역할을 한다. 시야중심에서부터의 거리에 따른 축방향(axial), 반경방향(radial) 및 접선방향(tangential)의 공간분해능을 측정하였다. 이를 위하여 예상되는 공간분해능에 비하여 충분히 작은 내경 0.5 mm의 가는 모세관에 F-18 수용액을 채워 만든 선선원을 이용하였다. 반경방향(radial) 및 접선방향(tangential) 공간분해능을 측정하기 위하여 길이 60 mm의 선선원(65 μ Ci)을 축방향과 나란하게 놓은 후 횡단면상 중심에서 1 mm 간격으로 중심에서 40 mm 벗어난 지점까지 옮겨가며 아래방향으로 각 2분간 PET 영상을 얻었다. 축방향 공간분해능 측정을 위해서 선선원을 축방향과 수직으로 놓고 동일한 실험을 하였다. 각 실험에서 불응시간 손실(deadtime loss)은 3%미만이었다. FRB 후 FBP와 OSEM (반복회수 = 4, 부분집합수 = 16)으로 재구성을 하여 얻어진 단면상에서 최대값을 갖는 화소를 지나는 프로파일을 가우시안 맞춤(Gaussian fitting)을 하여 반치폭(full width at half maximum, FWHM)을 각각 구하였다. 이 때 영상의 화소크기는 0.845 mm 였으며, 단면의 두께는 1.21 mm였다.

4. 절대 민감도

F-18의 양전자의 비정거리가 물에서 평균 2.4 mm 정도이므로 NEMA NU-2001의 표준방법에서 채택한 방법과 같이 두께 2 mm의 알루미늄관 다섯 개를 사용하여 두께가 두꺼워질수록 계수율이 어떻게 달라지는지를 측정하였다.⁸⁾ 먼저 내경 0.8 mm의 선선원에 46 μ Ci의 F-18 수용액을 채워서 FOV의 중심에서 먼저 2분간 영상을 획득하였다. 불응시간 0%에서 알루미늄관을 씌워서 영상을 획득 한 후, 두 번째 작은 크기를 그 바깥에 씌워 넣어 다시 2분간 촬영하는 방식으로 모든 크기의 관에 대하여 순서대로 영상을 획득하였다. 동시 계수율은 매질이 없을 때의 계수율과 $\exp[-2 * \text{매질의 감쇠계수} * \text{관두께}]$ 를 곱한 값인데, 이 때 시간이 지남에 따라 붕괴되는 방사선량을 보정해 주어서 계산하며, 최종적으로 매질이 없는 상태에서의 계수율을 구하면 절대민감도가 된다(Fig. 3).

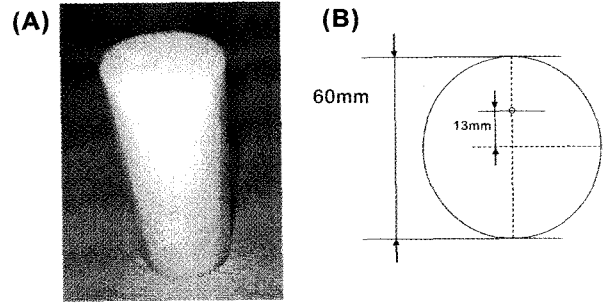


Fig. 3. Phantom for measuring a scatter fraction was designed. Material of phantom is polyethylene (density=0.95 g/cm³) (A). Length is 150 mm (rat size) and diameter is 60 mm. Hole was excavated through the phantom at the one point (13 mm) from the center (B).

5. 민감도 축방향 프로파일

축방향 위치에 따른 민감도 측정을 위하여 축방향 시야길이와 동일한 길이의 폴리에틸렌 선선원을 횡단면 중심에 축방향과 나란하게 위치시키고 46 μ Ci의 F-18 선원의 불응시간이 0%가 됨을 확인한 후 축방향 중심에서 바깥방향으로 39 mm까지 0.5 mm 간격으로 이동시키면서 각 4분간 PET 영상을 얻었다. 총동시계수에서 지연계수를 빼고 방사선 붕괴를 보정한 후 민감도를 계산하였다. 축방향 영역의 중심에서 최대 민감도를 조사하였다. 민감도는 count/sec/MBq로 계산하였다.^{2,8)}

6. 산란분획과 NECR

산란분획 측정을 위하여 비중이 0.95 g/cm³인 폴리에틸렌으로 만들어진 실린더형태의 산란판텀을 제작하였다. 길이는 백서의 경우에 대해 측정하기 위하여 길이 150 mm, 지름 60 mm의 크기를 만들었고, 중심에서 13 mm 떨어진 위치에 실린더 종축과 평행하게 약 3 mm 지름의 구멍을 뚫고 내경 1.7 mm의 선선원을 삽입하였다. 23.8 mCi의 F-18을 선선원에 넣고 불응시간이 1%이하가 될 때까지 20분 간격으로 영상을 획득하였다.

산란분획은 전체 계수 중 산란계수에 대한 비율을 측정하는 것으로 총계수가 충분히 작을 때의 총계수에 대한 랜덤계수와 산란계수의 합의 비율이다. 즉, 총계수가 충분히 작으면 랜덤계수는 무시할 만 하므로 이 비율은 산란분획이 된다. 시간이 충분히 지나야 불응시간이 1%이하로 떨어지는데, 불응시간이 약 50%정도의 높은 때 시작하므로 7 반감기 이상 영상을 획득해야 하며, 각 프레임의 길이는 반감기의 4분의 1시간 이하가 되어야 하므로 20분으로 하였다. 산란계수는 불응시간 1% 미만의 프레임만으로 측정할 수 있으나, NECR의 측정을 동시에 하기 위하여 불응시간을 높여서 낮아질 때까지 전체 시간에 대해 측정하였다. 전체 데이터 중

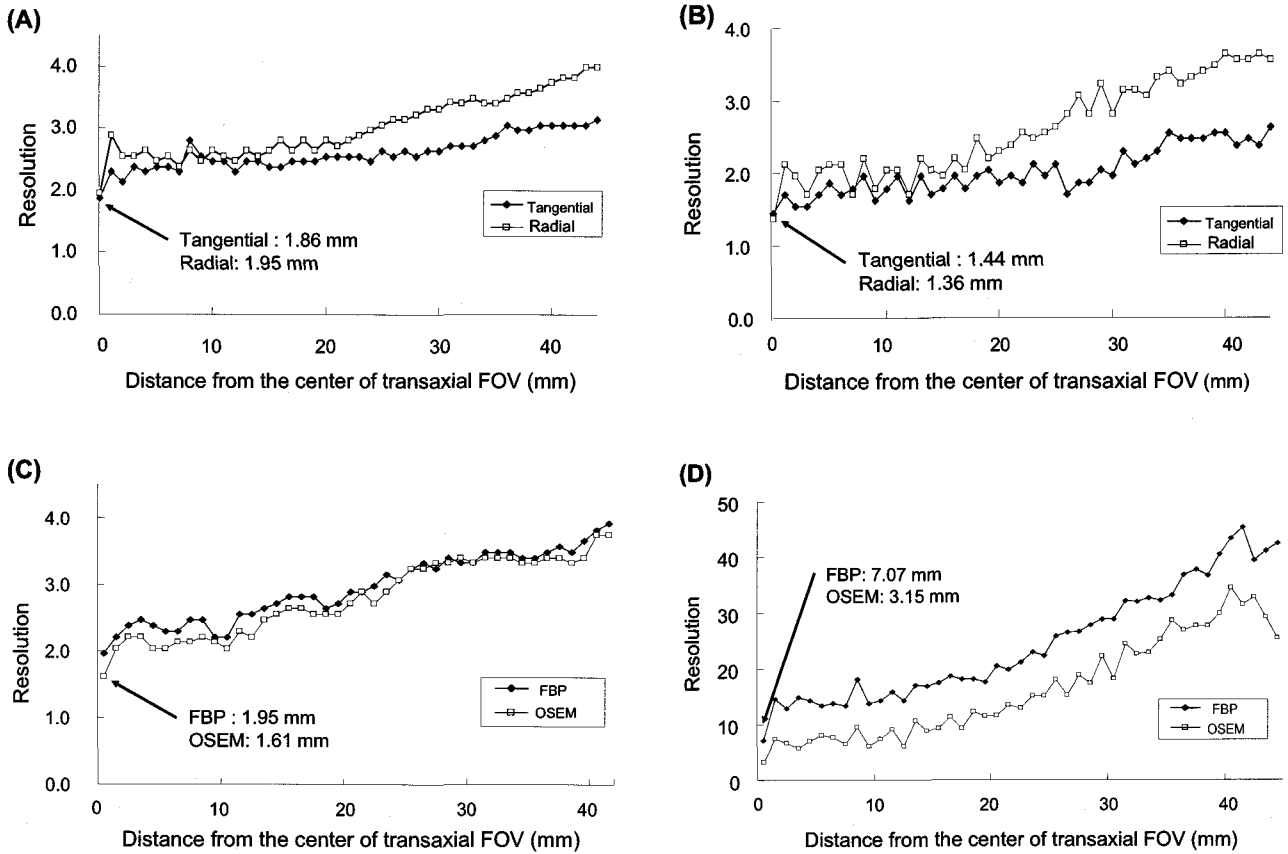


Fig. 4. (A) Spatial resolution was 1.86 (tangential direction) and 1.95 (radial direction) at center of FOV. Image was reconstructed by Filtered Back Projection with Fourier Rebinning. (B) Spatial resolution was 1.44 (tangential direction) and 1.36 (radial direction) at center of FOV. Image was reconstructed by OSEM with Fourier Rebinning. (C) Axial resolution was 1.95 (FBP) and 1.61 (OSEM) at center of FOV. (D) Volume resolution was 7.07 (FBP) and 3.15 (OSEM) at center of FOV.

에서 마지막 3개의 프레임에 의하여 산란분획을 계산하고 전체 데이터를 이용하여 NECR을 계산하였다.

산란분획을 위하여 사이노그램에서 각 단면 프로파일의 정점이 가로축 중심과 일치하도록 만든 후 평균 프로파일을 구하였다. 가우시안 형태를 갖는 이 프로파일에서 랜덤 및 산란계수에 해당하는 영역을 추출하였다. 선선원의 중심에서 ± 12.5 mm 밖의 계수는 모두 랜덤 및 산란계수로 간주하였으며, ± 12.5 mm에서의 랜덤 및 산란 계수 값을 가지고 선형보간하여 선선원 영역에서의 랜덤 및 산란계수를 구하였다. 각 프레임에 대하여 참계수는 총계수에서 랜덤 및 산란계수를 빼서 구하였으며, 산란계수는 참계수에 산란분획을 곱하여 계산하고 나머지를 랜덤계수로 간주하였다.

NECR은 영상획득 시 방사선의 양에 따라 달라지는 영상의 신호 대 잡음비를 나타내는 것으로, microPET R4에서는 3차원 영상획득을 하기 때문에 랜덤계수와 산란계수의 영향이 커서 방사선원이 증가함에 따라 신호 대 잡음의 비율이 비례적으로 증가하지 않으며 방사선원의 크기가 지나치게 커지면

오히려 감소한다. 따라서 적절한 방사성 동위원소의 주입량을 결정하기 위하여 NECR을 측정해야 한다. NECR은 전체 계수율에 대한 참계수율의 비율로 계산하였다.

7. 소동물 영상획득

무게 30 g의 ICR 생쥐를 마취시킨 후 F-18 수용액 250 μ Ci를 주사하여 20분 후 30분간 영상을 획득하였다. 마취제는 ketamine (80 mg/kg)과 xylazine (7 mg/kg)을 혼합하여 사용하였다.

1 mCi의 F-18을 주사한 후 20분 후에 30분간 백서의 뼈스캔 영상과, 백서의 뇌 영상을 획득하였다. 정상백서의 뇌 영상도 같은 방법으로 PET-CT (Philips Gemini)에서 획득하였다. 또한 고양이의 뇌 영상을 3 mCi의 FDG를 주사하고 30분 후 30분간 영상을 획득하였다. 재구성된 영상은 OSEM 방법을 사용하였다.

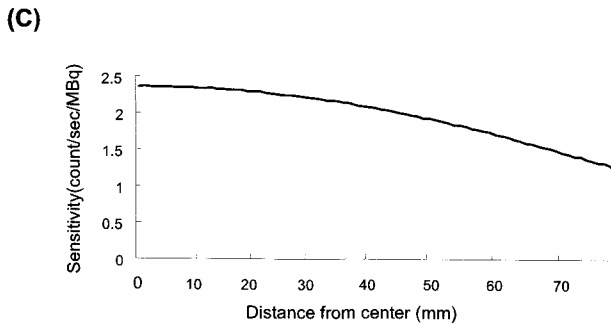
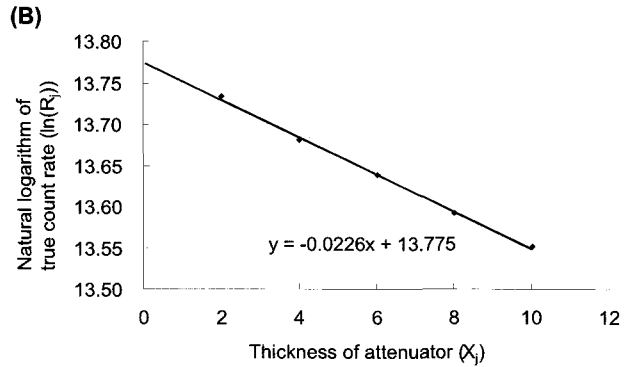
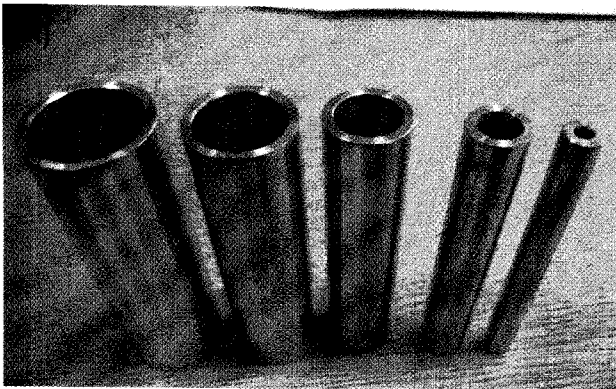


Fig. 5. (A) Sensitivity phantoms were designed to measure absolute sensitivity. (B) Attenuation free sensitivity value was extrapolated from natural logarithm of true count rate versus thickness of attenuator. (C) Sensitivity was plotted as distance from the center of axial FOV.

결 과

1. 공간분해능

FBP로 재구성한 영상의 공간분해능은 횡단면 중심에서 각각 1.86 mm (반경방향), 1.95 mm (접선방향), 1.95 mm (축방향)이었으며 중심에서 2 cm 벗어난 지점에서 각각 2.54 mm, 2.80 mm, 2.88 mm 이었다.

OSEM으로 재구성한 영상의 공간분해능은 중심에서 각각 1.44 mm, 1.36 mm, 1.61 mm이었으며 중심에서 2 cm 벗어난 지점에서 각각 1.86 mm, 2.29 mm, 2.71 mm이었다 (Fig. 4).

2. 민감도

폴리에틸렌 선선원을 종축으로 움직여 가며 측정한 민감도는 축방향 중심에서 2.36%, 축방향 시야길이의 1/4 인 18.5 mm 지점에서 2.09%이었다.

알루미늄 관을 이용하여 축방향 중심에서 측정한 절대민감도는 1.08 counts/sec/MBq 였다(Fig. 5).

3. 산란분획과 NECR

산란분획은 20%이었고, NECR의 최고치는 66.4 kcps 였고, 이 때 방사선 농도는 241.8 kBq/mL 였다. 참계수 최고치는 128.7 kcps 에서 방사선 농도가 410.8 kBq/ml이었다(Fig. 6).

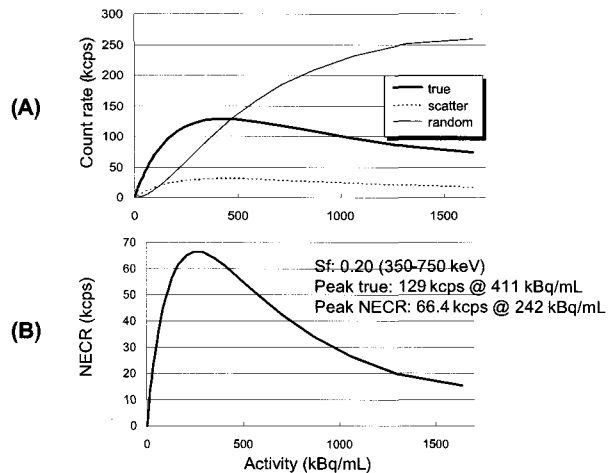


Fig. 6. True, scatter and random count rate (A) and NECR (B).

4. 소동물 영상획득

생쥐와 백서의 영상을 30분간 획득하였으며, Fig. 7 과 같은 결과영상을 얻었다. 뼈 조직이 두 동물에서 모두 잘 관찰되는 것을 알 수 있으며 특히 백서 영상(Fig. 7B)에서는 각각의 늑골이 잘 구분되어 보이는 것을 알 수 있다. 백서와 고양이 뇌 F-18-FDG 영상으로 백서의 뇌 영상에서 양쪽 반구의 선조체와 신피질이 명확히 구분되어 보였다(Fig. 8A). 고양이의 뇌영상은 R4 스캐너의 크기에서 최대한으로 얻을

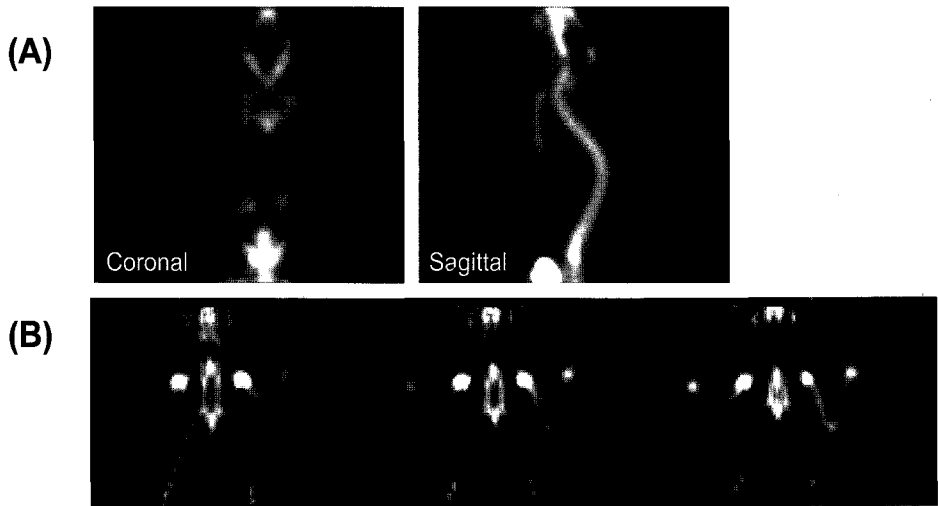


Fig. 7. (A) Coronal and sagittal images of ICR mice were acquired using 250 μ Ci F-18. Images acquisition was started 20 minutes after injection during 30 minutes. (B) Rat images were also acquired using F-18.

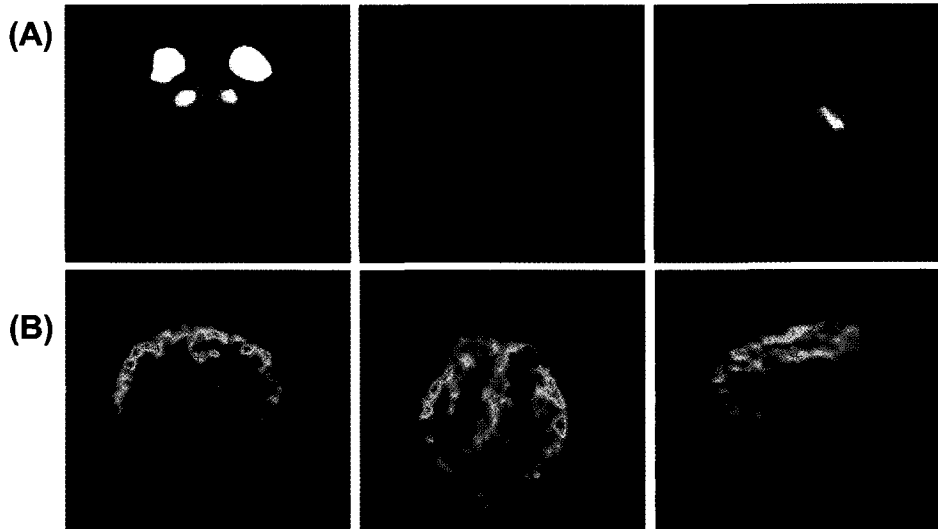


Fig. 8. Rat brain image (A) and cat brain image (B) were obtained using FDG. Emission images were acquired during 30 minutes.

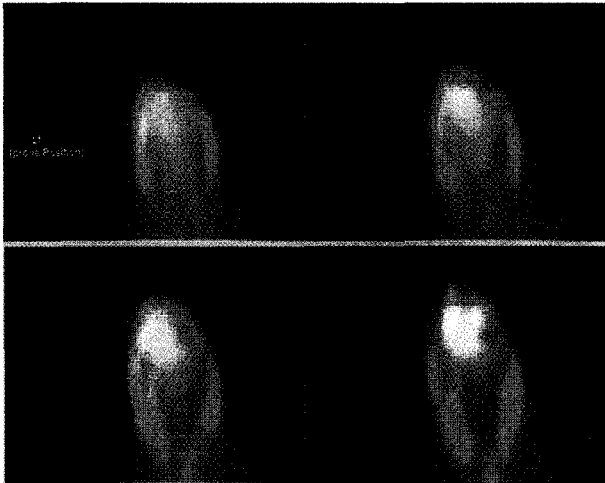


Fig. 9. Normal brain image of Rat was acquired for 30 minutes using PET-CT (Philips Gemini).

수 있는 소동물 영상으로 이 스캐너가 대뇌 피질의 굴곡까지 알 수 있을 정도의 공간 분해능을 보였으나(Fig. 8B), 이 영상은 감쇠보정을 시행하지 않은 것으로 선조체 및 내측두엽의 F-18-FDG 섭취가 신피질에 비하여 낮아 보여 향후감쇠 보정이 필요함을 알 수 있었다. 또한 microPET R4 영상과 비교를 위해 최근 도입된 PET-CT에서 촬영한 정상 백서의 뇌 영상(FDG 3 mCi)은 30분간 영상 획득하였을 때, 전혀 구조를 파악하기 힘든 영상을 얻었다(Fig. 9).

고 찰

소동물 영상을 얻기 위해 많은 기기들이 개발되어 왔다. 섬광결정의 종류에 따른 특성을 이용하여 성능을 향상시키거나, 섬광결정을 여러층으로 제작하여 양전자의 반응깊이

를 고려하는 방법을 사용하기도 하였으며, 반도체를 이용한 검출기를 장착한 기기가 개발 되어왔다.⁹⁻¹³⁾ 이렇게 소동물 전용 PET에 대한 연구는 기기에 따른 다양한 특성을 가지고 있으므로 각 기기에 대한 물리적 성능특성을 파악하는 것이 중요하다.

이 연구에서는 소동물 전용 PET인 microPET R4 스캐너의 성능평가로 공간분해능, 민감도, NECR, 산란분획을 측정하였다. 먼저 축방향, 접선방향, 반경방향에 대해 공간분해능을 측정하였는데, 이는 검출기의 기하학적인 구조와 섬광결정의 성질에 따른 위치 검출능력을 각 방향에 대해 조사해보는 것이다. MicroPET R4 스캐너는 4개의 링으로 구성되어 있으며, 하나의 링은 8×8 섬광결정 블록으로 구성되어 있으므로 총 32개의 횡단면을 구성하게 된다. 영상은 하나의 단면에서 얻어지는 영상과 다음 단면과의 사이에서 얻어지는 영상을 합쳐 총 63개의 영상이 얻어진다. 횡단면 중심에서의 공간분해능은 좋지만 중심에서 멀어질수록 공간분해능은 점점 나빠진다. NEMA NU-2001 표준에서는 횡단면 중심에서 1 cm 및 10 cm 떨어진 지점에서의 공간분해능만을 비교평가하기를 권고하나, 이 연구에서는 보다 상세한 공간분해능 정보를 얻기 위하여 1 mm 간격으로 중심으로부터 바깥방향으로 움직여 가며 측정 하였다. 공간분해능을 측정할 때에는 점선원을 지나는 프로파일의 정점이 좌우측의 값에 대해 중심에 있는 지 확인하는 것이 중요하다. 정점이 중심에 있지 않은 상태에서 측정된 반치폭값은 정점이 중심에 있을 때에 비해 낮은 공간분해능 결과를 보여주기 때문이다. 반경방향의 공간분해능을 접선방향 공간분해능과 비교하면 중심에서는 거의 같지만 중심에서 멀어질수록 반경방향 분해능이 현저히 나빠지는 것을 알 수 있다. 이는 'parallax error'가 중심에서 멀어질수록 커지므로 생기는 현상인데, 사람용 PET 스캐너에 비하여 소동물 스캐너의 섬광결정 길이 대 반경의 비가 상대적으로 크므로 이러한 현상이 두드러지게 나타난다.

절대민감도를 측정하기 위해서는 양전자가 전자를 만나 감마선을 방출하기 까지의 비정거리에 대한 고려가 필요하다. F-18으로부터 나오는 양전자의 비정거리가 물에서 평균 2.4 mm 이므로 선선원을 벗어나는 경우가 발생한다. 이 경우 양전자가 감마선을 내지 못하므로 민감도를 낮추는 요인이 된다. 따라서 이 연구에서는 전자와 모두 반응하여 감마선을 낼 수 있게 한 상태에서 측정을 하고 알루미늄관에 의한 감쇠를 보정하여 절대민감도를 구하였다. 시스템의 민감도는 공간분해능과 함께 기기에 대한 기본적인 성능평가 지표이다. 민감도는 유효신호의 효율성이 전반적으로 낮은 장비에서 매우 중요한 요소이고 이는 방사성의약품의 투여량

과 스캔시간에 영향을 준다. 민감도는 섬광결정의 성능이 좋을수록, 검출기의 기기적, 기하학적 효율성이 우수할수록 좋아지는데, 이 스캐너는 두 가지 면에서 모두 임상에서 사용해진 PET 보다 우수하다.

최대 NECR을 측정하기 위해서는 불용시간이 50% 이상이 되게 하여 실험을 시작하여야 하는데, 임상용 스캐너를 위한 팬텀과는 달리 소동물용 팬텀은 크기가 작으므로 팬텀 내의 선선원의 선량을 높여서 불용시간을 높이기 쉽다. 이 연구에서는 백서크기의 팬텀만을 사용하여 NECR을 측정하였다. 생쥐에서는 주입할 수 있는 방사성의약품 부피에 한계가 있으므로 어느 정도 이상의 방사능을 주입하는 것은 불가능하며, 이는 보통 1 mCi 이하이고 이 정도로는 NECR 정점에 도달하지 않으므로 이 연구에서는 포함시키지 않았다.

국내에 처음 설치된 microPET R4의 공간분해능, 민감도, 산란분획 및 NECR은 기존에 알려진 값들과 거의 유사하였으며, 소동물 PET 영상획득을 위하여 적합한 것으로 보인다. NEMA NU-2001 표준에서 소동물용 스캐너의 성능평가에 대해 정확히 제안하고 있지 않으므로 기존의 소동물 스캐너에 대한 논문과 NEMA NU-2001의 내용을 참고하여 성능평가방법을 결정하였다. 소동물 연구가 활발히 진행되고 있는 요즘 많은 소동물 영상기들이 개발되고 있으므로 기기평가에 대한 기준이 국내외적으로 제시될 것으로 보인다. 임상용 기기의 평가와는 달라야 하는 점이 중요한 주제로 다루어 질 것이므로 향후 국내에서 소동물 영상기기의 평가에 대한 기준 및 평가방법의 검토에 이상의 내용들 및 추가적인 방법들이 고려될 수 있을 것이다. 임상용PET에서의 소동물 영상이 좋지 않다는 사실은 이미 잘 알려져 있으며, 백서의 뇌 영상을 PET-CT에서 찍은 영상과 비교하였을 때 차이점이 확인하였다. 또한 고양이 뇌 영상에서도 뇌 영역은 소동물 전용 PET에서만 확인가능 하였다.¹⁴⁾ 이 연구에서 기기별 영상을 비교하는 것이 크게 중요한 부분은 아니므로 비교하지는 않았지만 백서의 뇌 영상의 경우를 통해 소동물 영상에 대한 결과가 임상용 기기와는 많이 다르다는 것을 알 수 있었다.

이 연구에서 몇 가지 소동물에 대한 영상을 획득하여 좋은 결과를 얻었지만, 원하는 방향으로의 영상을 얻기 위해서는 기기의 성능에 맞는 실험동물의 취급과 소프트웨어적인 조절에 대한 이해도 중요하다. MicroPET R4 기기 성능에 대한 이 연구의 결과가 향후 소동물 PET 실험을 설계하고 그 영상을 평가 분석하는데 도움을 줄 것으로 기대한다.

요 약

목적: 새로운 PET 추적자와 약물 개발, 유전자 및 줄기 세포치료 연구 등에 소동물 전용 PET이 유용하게 쓰이고 있으며, 국내에도 최근에 microPET R4 소동물 전용 PET이 설치되어 각종 기초연구에 활발히 이용될 전망이다. 이 연구에서는 국내에 최초로 설치된 microPET R4 스캐너의 물리적 특성(공간분해능, 균일도, 민감도, 산란분획, NECR)을 측정하였다. **대상 및 방법:** 내경 0.5 mm의 가는 모세관을 F-18으로 채워 만든 선선원을 이용하여 공간분해능 및 민감도를 측정하였다. 반경방향(radial) 및 접선방향(tangential) 분해능을 측정하기 위하여 60 mm의 선선원(65 μ Ci)을 축방향과 나란하게 놓은 후 횡단면상 중앙에서부터 1 mm 간격으로 중심에서 4 cm 벗어난 지점까지 옮겨가며 각 2분간 PET 영상을 얻었다. 축방향(axial) 공간분해능 측정을 위하여서는 선선원을 축방향과 수직으로 놓고 동일한 실험을 반복하였다. PET 영상은 FBP 방법과 OSEM 방법으로 각각 재구성하였으며 가우시안 함수로 곡선정합하여 반치폭값을 구하였다. 축방향 위치에 따른 민감도 측정을 위하여 축방향 시야 길이와 동일한(78 mm) 선선원(16.5 μ Ci)을 횡단면 중심에 축방향과 나란하게 위치시키고 불응시간이 1%이하가 됨을 확인한 후 축방향 중심에서 바깥방향으로 39 mm까지(0.5 mm간격) 이동시키면서 각 4분간 PET 영상을 얻었다. 총동시계수에서 지연계수를 빼고 방사선 붕괴를 보정한 후 민감도를 계산하였다. 지름 60 mm, 길이 150 mm의 원통형 팬텀을 제작하여 NECR과 산란분획을 7분간기 동안 각 20분씩 얻은 데이터로부터 계산하였다. **결과:** FBP로 재구성한 영상의 공간분해능은 횡단면 중심에서 각각 1.86 mm(반경방향), 1.95 mm(접선방향), 1.95 mm(축방향)이었으며 중심에서 2 cm 벗어난 지점에서 각각 2.54 mm, 2.8 mm, 1.61 mm이었다. OSEM 영상의 공간분해능은 중심에서 각각 1.44 mm, 1.36 mm, 1.61 mm이었으며 중심에서 2 cm 벗어난 지점에서 각각 1.86 mm, 2.29 mm, 2.88 mm이었다. 민감도는 축방향 중심에서 2.36%, 축방향 시야길이의 1/4인 18.5 mm 지점에서 2.09%이었다. 산란분획은 20%이었으며, 최대 NECR은 242 kBq/mL에서 66.4 kcps이었다. 생쥐와 백서, 그리고 고양이의 뇌영상을 획득하여 영상의 품질을 확인하였다. **결론:** 국내에 설치된 microPET R4의 공간분해능 및

민감도는 기존에 알려진 값들과 거의 유사하였으며, 소동물 PET 영상을 위하여 적합한 것으로 보인다.

References

- Weber S, Bauer A. Small animal PET: aspects of performance assessment. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2004;31(11):1545-55.
- Christof K, Stefan S, Anne S, Danny N, Norbert R, Alexandra W, et al. Performance evaluation of the microPET R4 PET scanner for rodents. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30(5):737-47.
- Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, DiFilippo FP, Hines H, Muehlllehner G, Simic V, et al. PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard. *J Nucl Med* 2002;43(10):1398-1409.
- Kim JS, Lee JS, Lee DS, Chung J-K, Lee MC. Performance evaluation of Simens CTI ECAT EXACT 47 scanner using NEMA NU2-2001. *Korean J Nucl Med* 2004;38:259-67.
- Tai YC, 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. *J Nucl Med Biol* 2001;46:1845-62.
- Concorde Microsystems Inc. microPET Manager™ user guide. Rev. 0, Dec 2001.
- 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;44:1161-66.
- National Electrical Manufacturers Association: NEMA standards publication NU2-2001: performance measurements of positron emission tomographs. Rosslyn, VA, *National Electrical Manufacturers Association*, 2001.
- Guerra AD, Damiani C, Domenico GD, Motta A, Giganti M, Marchesini R, et al. An integrated PET-SPECT small animal imager: preliminary results. *IEEE Trans Nucl Sci* 2000;47:1537-40.
- Jeavons AP, Chandler RA, Dettmar CAR.A 3D HIDAC-PET camera with sub-millimetre resolution for imaging small animals. *IEEE Trans Nucl Sci* 1999;46:468-73.
- Ziegler SI, Pichler BJ, Boening G, Rafecas M, Pimpl W, Lorenz E, et al. A prototype high-resolution animal positron tomograph with avalanche photodiode arrays and LSO crystals. *Eur J Nucl Med* 2001;28:136-43.
- Seidel J, Vaquero JJ, Siegel S, Gandler WR, Green MV. Depth identification accuracy of a three layer phoswich PET detector module. *IEEE Trans Nucl Sci* 2000;46:485-90.
- Seidel J, Vaquero JJ, Green M. Resolution uniformity and sensitivity of the NIH ATLAS small animal PET scanner: Comparison to simulated LSO scanners without depth-of-interaction capability. *IEEE Trans Nucl Sci* 2003;50:1347-50.
- Lee JJ, Lee DS, Kim YH, Hwang DW, Kim JS, Lim SM, June-Key Chung, Myung chul Lee. Evaluation of cat brain infarction model using microPET. *Korean J Nucl Med* 2004; 38:528-31.