Original Article

MicroPET R4 스캐너에서 획득한 고양이 뇌 PET 영상의 감쇠 및 산란보정 효과

서울대학교 의과대학 핵의학교실[1], 방사선응용생명과학 협동과정[2], 이비인후과학교실[3], 원자력의학원 방사선의학연구센터 핵의학연구실[4], 핵의학과[5]
김진수[1,2] · 이재성[1,2] · 이종진[1] · 이병일[1] · 박민현[3] · 이효정[3] · 오승하[3] · 김경민[4] · 천기정[5]
임상무[5] · 정준기[1,2] · 이명철[1,2] · 이동수[1,2]

Effects of Attenuation and Scatter Corrections in Cat Brain PET Images Using microPET R4 Scanner

Jin Su Kim, M.S.[1,2], Jae Sung Lee, Ph.D.[1,2], Jong Jin Lee, M.D.[1], Byeong Il Lee, Ph.D.[1], Min-Hyun Park, M.D.[3], Hyo Jeong Lee, M.D.[3], Seung-Ha Oh, M.D.[3], Kyeong Min Kim, Ph.D.[4], Gi Jeong Cheon, M.D.[5], Sang Moo Lim, M.D.[5], June-Key Chung, M.D.[1,2], Myung Chul Lee, M.D.[1,2], and Dong Soo Lee, M.D.[1,2]

[1]Department of Nuclear Medicine, [2]Interdisciplinary Programs in Radiation Applied Life Science Major, [3]Department of Otolaryngology Head and Neck Surgery, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea; [4]Research Institute of Nuclear Medicine, [5]Department of Nuclear Medicine, Korea Institute of Radiology & Medical Sciences, Seoul, Korea

Purpose: The aim of this study was to examine the effects of attenuation correction (AC) and scatter correction (SC) on the quantification of PET count rates. **Materials and Methods:** To assess the effects of AC and SC, ^{18}F-FDG PET images of phantom and cat brain were acquired using microPET R4 scanner. Thirty-minute transmission images using ^{68}Ge source and emission images after injection of FDG were acquired. PET images were reconstructed using 2D OSEM. AC and SC were applied. Regional count rates were measured using ROIs drawn on cerebral cortex including frontal, parietal, and latral temporal lobes and deep gray matter including head of caudate nucleus, putamen and thalamus for pre- and post-AC and SC images. The count rates were then normalized with the injected dose per body weight. To assess the effects of AC, count ratio of "deep gray matter/cerebral cortex" was calculated. To assess the effects of SC, ROIs were also drawn on the gray matter (GM) and white matter (WM), and contrast between them ((GM-WM)/GM) was measured. **Results:** After the AC, count ratio of "deep gray matter/cerebral cortex" was increased by 17±7%. After the SC, contrast was also increased by 12±3%. **Conclusion:** Relative count of deep gray matter and contrast between gray and white matters were increased after AC and SC, suggesting that the AC would be critical for the quantitative analysis of cat brain PET data. (Nucl Med Mol Imaging 2006;40(1):40-47)

Key Words : Attenuation correction, Scatter correction, animal PET

서 론

임상용 핵의학 영상 스캐너로 소동물 영상을 얻는 데는 해상도와 민감도의 한계가 있어서 고해상도, 고민감도의 소동물 전용 스캐너가 필요하다. 이러한 목적으로 microPET,[1)] ATLAS, Quad-HIDAC[2)] 등 상용화 되었거나 자체 개발된 동물 영상 전용 시스템들이 PET 영상을 얻는데 이용되고 있으며,[3,4)] 핀 홀 조준기를 부착한 감마카메라를 이용한 평면 영상, SPECT 등이 이용되고 있다.[5-9)]

소동물 전용 PET, SPECT 등의 핵의학 영상 스캐너가

• **Received**: 2005. 12. 1. • **Accepted**: 2006. 1. 26.
• Address for reprints: Jae Sung Lee, PhD., Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine, #28 Yungun-dong, Jongno-gu, Seoul 110-799, Korea
Tel: 82-2-2072-2938, Fax: 82-2-745-7690
E-mail: jaes@snu.ac.kr
※이 연구는 과학기술부 원자력연구개발사업(의료영상물리 및 표준화기술 개발) 및 원자력기반확충사업의 지원으로 이루어졌음.

Fig. 1. (A) microPET R4 scanner (Concorde Microsystems Inc., Knoxville, TN). The position of cameras were indicated by the arrow. (B), (C) cat brain PET acquistion on the microPET R4 scanner.

Table 1. System parameters of microPET R4 scanner[4]

Specifications		Size
Detector	Crystal material	LSO
	Crystal size (mm^3)	2.2×2.2×10
	Crystal pitch (mm)	2.4 (in plane and axial)
	Crystal array	64 (8x8 crystals/PMT)
	PMTs	Hamamatsu r5900-C12
System	Number of detectors	96
	Number of crystals	6144
	Number of rings	32
	Ring diameter (mm)	148
	Gantry aperture (mm)	130
	Axial FOV (mm)	78
	Transaxial FOV (mm)	940
Dataset	Total sinograms	1024 (3D only) / 63 (2D)
	Sinogram size	84×96
	Dataset size (Mbyte)	33 (3D only) / 2.0 (2D)
	Sampling size (mm)	1.2

보편화되기 전에는 자가방사선촬영술을 이용하여 포도당 대사 분포를 관찰하였는데, 이는 동물을 희생켜야 하므로 한 개체에서 시간에 따른 뇌 포도당대사 분포의 변화를 관찰할 수 없는 단점이 있다. 반면 소동물 PET을 이용하면 동물을 희생하지 않고 뇌 포도당 대사의 분포를 시간에 따라 관찰할 수 있다.

소동물 PET 영상을 얻을 때 동물의 움직임과 마취제의 영향은 동물 PET 영상을 얻을 때 고려해야 하는 중요한 기술적 문제들 중 하나이다. 즉, 움직임을 최소화하기 위하여 고양이를 마취해서 PET 영상을 얻어야 하는데 마취제를 사용하면 뇌의 포도당 대사 분포에 변화가 생기기 때문에 연구 결과에 영향을 미칠 가능성이 있다.[10] 또한 영상획득 시간이 길어지면 동물이 움직일 가능성이 커진다. 따라서 최소량의 마취제를 사용하여 최단 시간에 영상을 얻는 것이 중요하다. 설치류(생쥐(mouse)나 쥐(rat))의 소동물 PET 영상을 얻을 때 대부분의 경우 영상 획득 시간을 최소화하기 위하여 투과영상을 얻지 않고 있다. 그러나 쥐의 경우 감쇠보정을 했을 때 종양 대 배경의 섭취비가 유의미하게 달라지므로 쥐 전신 PET 영상을 얻을 때 감쇠보정을 해야 한다는 등의 보고가 있으나 추가적인 투과 영상을 얻고 이를 감쇠보정에 사용함으로 생기는 문제들로 인하여 그 필요성에 대한 논의가 여전히 있다.[11,12]

한편, 우리는 이러한 소동물 PET의 장점을 이용하여 청력을 손실한 고양이의 뇌 포도당 대사 분포를 관찰하는 연구를 하고 있는데,[13] 고양이의 경우 이미 청각시스템에 대하여 많은 연구가 진행되었고, 고양이가 microPET R4스캐너로 뇌 영상을 얻을 수 있는 가장 큰 개체여서 해부학적 정보를 비교적 자세히 알 수 있는 장점이 있기 때문이다.

고양이와 같은 중동물의 경우 상대적으로 설치류의 뇌 및 몸통에 비해서 머리의 크기가 크기 때문에 감쇠 및 산란의 영향이 더욱 커진다. 따라서 이 연구에서는 microPET을 이용하여 고양이 뇌 PET 영상을 얻을 때 감쇠 및 산란 보정의 효과에 대하여 연구하였다.

대상 및 방법

이 연구에서는 microPET R4 (Concorde Microsystems

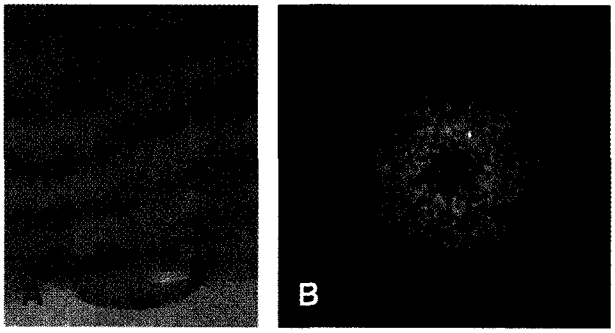

Fig. 2. (A) Cat head sized phantom, and (B) microPET image of cat brain acquired using microPET R4 scanner.

Inc., Knoxville, TN) 스캐너(Fig. 1A)에서 고양이 뇌 PET 영상(Fig. 1B, 1C)을 얻을 때 감쇠 및 산란 보정의 영향을 평가하기 위하여 팬텀실험과 고양이 뇌 PET 스캔을 하였다. 모든 스캔에서 에너지 창은 350~750 keV, 동시계수 창은 6 ns로 하였다. 이 때 에너지창의 낮은 부분을 350 keV로 설정한 것은 LSO 섬광결정에서 나오는 자연방사능이 참 계수에 미치는 영향을 최소화하기 위함이다.[14,15]

1. microPET R4 스캐너

microPET R4 스캐너의 시스템 기본사양은 Table 1과 같다. 데이터는 리스트모드로 저장되기 때문에 데이터를 자유롭게 변형할 수 있어서 호흡주기, 심장 박동 주기에 따른 영상의 퍼짐을 보정할 수 있다.[16] 영상 획득 및 데이터 분석을 위하여 두 가지의 소프트웨어를 사용하였다. 데이터 획득, 히스토그래밍, 영상재구성을 위하여 Visual C++ 기반 microPET Manager[17]을 사용하였고 영상분석을 위하여 IDL 기반 분석 도구인 ASIPro[18]을 사용하였다.

2. 감쇠 보정 평가: 팬텀 실험

고양이 머리와 비슷한 크기를 가진 팬텀(내경:60 mm, 길이:130 mm, 재질:폴리에틸렌)을 제작하여 ^{18}F 수용액을 채운 후 광자가 어느 정도 감쇠되는지 측정하였다(Fig. 2A). 원형 팬텀에 ^{18}F 수용액(18.5 MBq)을 넣고 30분간 동시계수모드로 방출영상을 얻었다. 투과영상은 3시간 동안 각각 단일계수모드, 동시계수모드 두 가지 방법으로 공백스캔(blank scan)을 얻고 계수 값을 비교하였다. 단일계수모드의 총 계수는 5.89×10^9, 동시계수모드의 총 계수는 1.63×10^9로 단일계수모드의 계수율이 약 3.6배 높았다. 계수값이 높으면 신호 대 잡음비가 좋은 영상을 얻을 수 있으므로 동일한 시간동안 투과영상을 얻을 경우 계수값이 좋은 단일계수모드로 얻는 것이 보다 적합할 것이다.[19] 따라서 이 연구에서는 ^{68}Ge 점 선원(반감기: 270.8일, 방사능

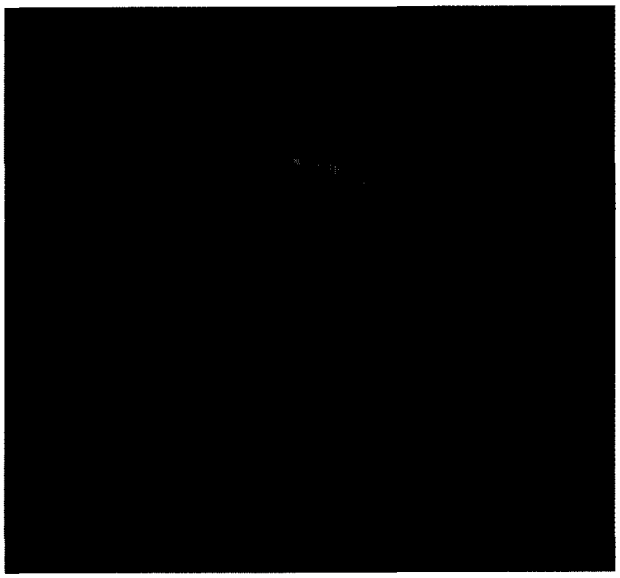

Fig. 3. Attenuation maps of cat brain using microPET R4 scanner with ^{68}Ge point source.

세기: 14.8 MBq)을 이용하여 단일계수 모드로 투과영상을 얻었다(평균 총계수: 8.0×10^8). 획득한 PET 리스트모드 데이터는 스팬 3, 링 차이 31로 설정한 3D 사이노그램으로 변환하였다. Fourier rebinning (FORE)[20]를 사용하여 3D 데이터를 2D 데이터로 변환하였고 Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) (부분집합:16, 반복수:4)방법으로 영상을 재구성하였다. 재구성된 영상의 매트릭스 크기는 128×128×63이며 횡축방향×종축방향 화소 크기는 0.845×1.220 mm^{2}이다. 재구성한 영상(Fig. 2B)에 ASIpro를 이용하여 팬텀의 중앙부와 주변부에 사각형 모양의 3차원 관심영역(가로 5.92 mm, 세로 13.69 mm)을 그렸다. 63개의 횡단면 중 중앙면인 31번째 횡단면을 중심으로 27~35번째 횡단면에 동일한 크기의 관심영역을 그린 다음 평균 화소 값의 비(='중앙부 화소 값/주변부(중심에서 2 cm 떨어진 지점)의 화소 값')를 구한 후 관심영역을 복사하여 감쇠 보정 후 영상에서 화소 값의 비를 구한 다음 감쇠보정의 효과를 알아보았다.

3. 고양이 뇌 PET 영상 획득

다섯 마리 고양이(3.4±0.4 kg)의 뇌 microPET 영상을 대상으로 감쇠, 산란보정의 효과를 알아보았다. 고양이는 서울대학교병원 임상의학연구소 전임상실험실에서 정상적인 조건 하에 사육을 했고 PET 영상을 얻기 하루 전 석식 후부터 금식을 시켰다. 고양이 뇌 PET 영상 획득을 위하여 ketamine 0.2 cc/kg, xylazine 0.03 cc/kg을 근육주사하여 마취하고 정맥로를 확보한 뒤 30분마다 ketamine 0.1

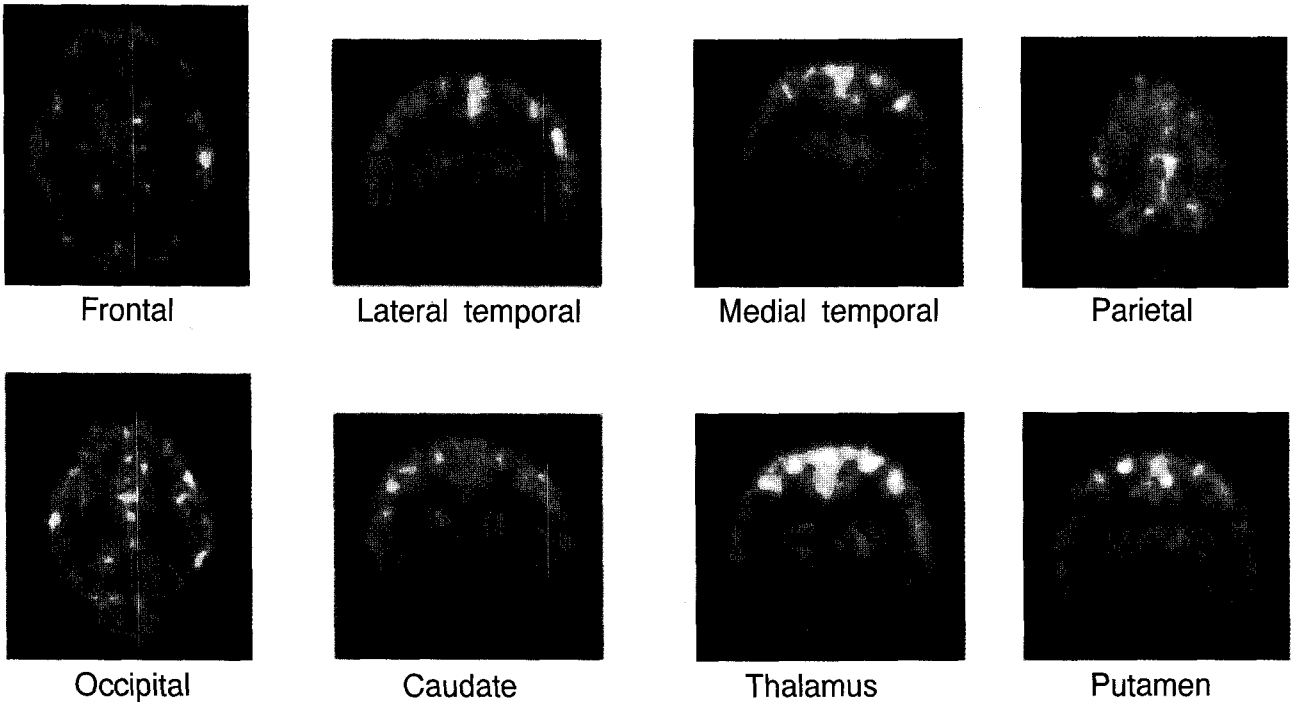

Fig. 4. ROIs of the cat brain microPET image of Frontal lobe, lateral temporal lobe, medial temporal lobe, parietal lobe, occipital lobe, head of caudate nucleus, putamen, and thalamus.

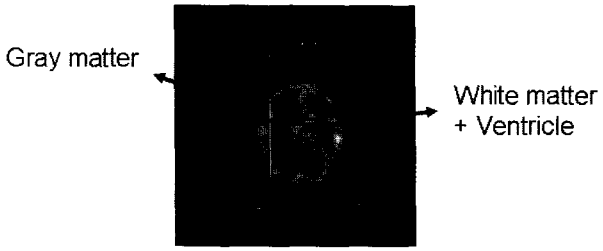

Fig. 5. ROIs were drawn on gray and white matter of the cat brain PET image acquired using microPET R4 scanner.

cc/kg를 추가로 정맥주사하였다. Ketamine과 xylazine은 뇌의 포도당 대사가 전반적으로 일정하게 감소하기 때문에 뇌 연구에 적절한 마취제이다.[13] 마취를 한 후 30분 뒤 ^{68}Ge선원을 사용하여 30분 간 단일계수모드로 투과영상을 얻었다. ^{68}Ge 선원을 제거한 후 FDG 111 MBq과 ketamine 0.1cc/kg를 정맥주사하고 20분 후 30분간 동시계수 모드로 방출영상을 획득하였다. PET 영상을 얻을 때 고양이의 움직임을 관찰하기 위하여 고양이의 머리 부분과 배 부분에 카메라를 설치하였다.(Fig. 1A) PET 영상 획득 시 마취가 깨거나 움직임이 심했던 경우는 이 연구에 포함시키지 않았다. 투과영상과 방출영상을 얻은 후 감쇠보정을 한 영상과 감쇠보정을 하지 않은 영상을 관심영역 분석을 통하여 비교하였다. 영상재구성법은 팬텀실험과 동일하게 FORE과 OSEM 2D를 이용하였다.

4. 감쇠보정 평가: 고양이 뇌 PET

^{68}Ge 선원(반감기: 270.8일, 방사능세기: 14.8 MBq)으로 30분 동안 얻은 투과영상을 기반으로 만든 감쇠지도(Fig. 3)를 이용하여 감쇠보정을 하였다. 감쇠보정의 영향을 평가하기 위하여 감쇠보정 전, 후 영상의 전두엽, 두정엽, 후두엽, 외측 측두엽, 내측 측두엽, 꼬리핵머리, 조가비핵, 시상 등의 영역의 계수값을 측정하였다.(Fig. 4) 계수값은 투여방사선량을 개체의 몸무게로 나눈 값으로 정규화 하였다. 그리고 심부피질에 해당하는 꼬리핵머리, 조가비핵, 시상 등의 계수값과 대뇌피질에 해당하는 전두엽, 두정엽, 외측 측두엽 등의 계수값의 비를 감쇠 보정 전과 후로 나누어 비교하여 감쇠보정의 효과를 평가하였다. 이 때 관심영역은 2차원으로, 크기는 최소 20화소 이상이 되도록 하였고, 다른 관심영역은 포함하지 않도록 하였다.

5. 산란보정 평가: 고양이 뇌 PET

산란보정 전, 후의 영향을 평가하기 위하여 회백질과 백질 위에 관심영역을 그리고 대조도 "(회백질 계수-백질 계수)/회백질 계수"를 측정하였다.(Fig. 5)

산란보정은 단일산란모사 산란보정(single scatter simu-

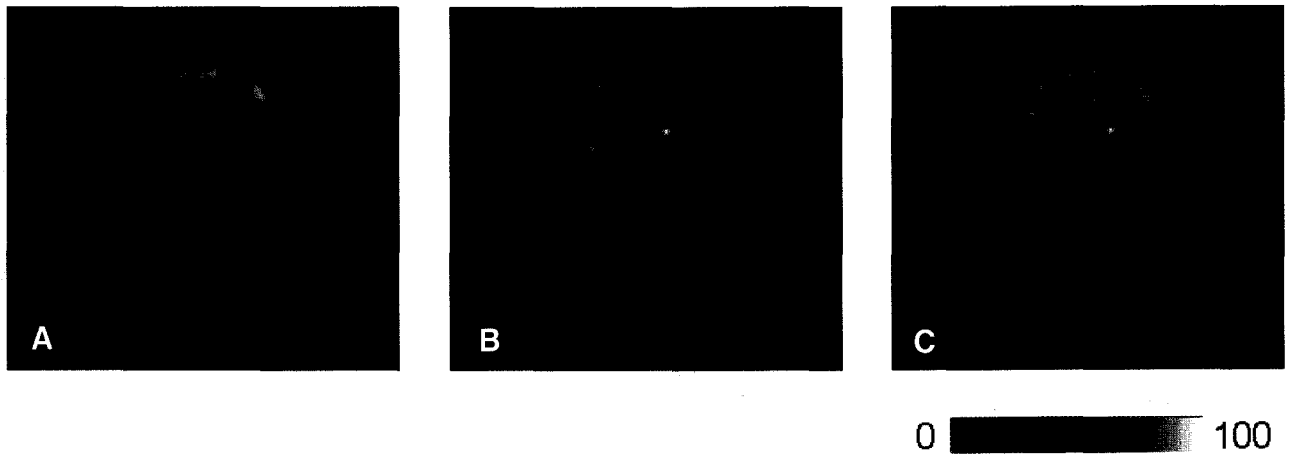

Fig. 7. (A) No corrected microPET image of cat brain acquired using microPET R4 scanner, (B) attenuation corrected microPET image using ^{68}Ge point source, and (C) scatter, attenuation corrected microPET image using single scatter simulation scatter correction (SSSC).

lation scatter correction: SSSC) 방법을 사용하였다. 이 때 SSSC방법은 쌍소멸된 광자가 컴프턴 산란된 후 동시계수되는 경우를 해석적으로 모델링한 방법이다.[21]

결 과

1. 감쇠 보정 평가: 팬텀 실험

팬텀영상 프로파일 중앙부에서 계수가 복원된 것을 확인하였으며(Fig. 6), 감쇠보정 전의 화소 값의 비(='중앙부 계수 값/주변부 계수 값')는 0.79(=0.023/0.029)이고, 감쇠보정 후 화소 값의 비(='중앙부 계수 값/주변부 계수 값')는 0.95(=0.056/0.059)로서 "중앙부/주변부" 비가 약 20% 화소 값의 비가 증가하였다.

2. 감쇠보정 평가(고양이 뇌 PET)

감쇠보정을 하지 않은 고양이 뇌 PET 영상(Fig. 7A)은 ^{68}Ge 선원으로 30분 동안 얻은 투과영상을 이용하여 감쇠보정을 하였을 때(Fig. 7B) 심부피질/대뇌피질의 비가 17±7% (변동계수(coefficient of variation) = 41%, 범위 = 10~24%)증가하였다. 관상단면 영상에 조가비핵을 지나는 프로파일을 그려 보았더니(Fig. 8A) 감쇠보정 전 PET 영상에서는 대뇌피질 영역(약 18 mm 지점)에서의 계수(0.962×10^{-3})가 심부피질 영역(약 -3 mm 지점)에서의 계수(0.9225×10^{-3})보다 높았으나, 감쇠보정 후에는 대뇌피질 영역(약 18 mm 지점)의 계수(2.203×10^{-3})가 심부피질 영역(약 -3 mm 지점)의 계수 (2.568×10^{-3})보다 낮았다.

3. 산란보정 평가(고양이 뇌 PET)

SSSC방법으로 산란보정을 하였을 때 회백질과 백질의 대조도가 증가한 것을 관찰할 수 있었다.(Fig. 7C) 회백질과 백질 위에 관심영역을 그리고 대조도를 평가하였는데 산란보정 후 대조도가 12±3% 증가하였다. 관상단면 영상에서 조가비핵을 지나는 두 개의 프로파일을 비교하기 쉽도록 곡선의 최대 값을 일치시킨 후 비교하였더니 산란보정 후 프로파일의 정점 대 계곡 비(peak to valley ratio)가 증가하였고 배경의 잡음이 감소한 것을 확인할 수 있었다.(Fig. 8B)

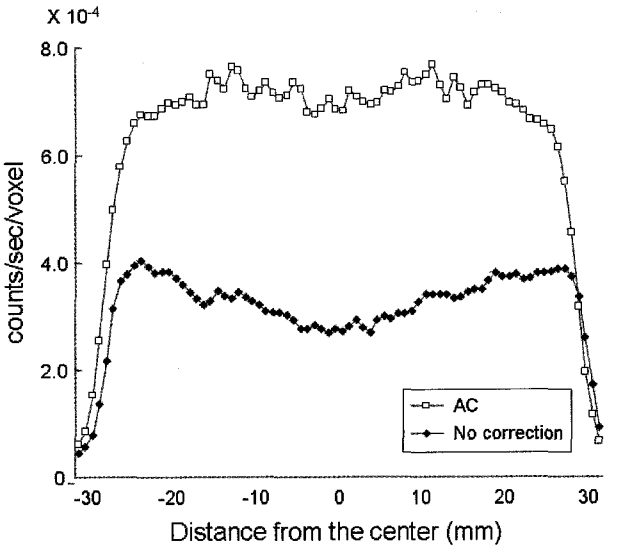

Fig. 6. Count profile of coronal slice of microPET image of cat head sized phantom. This figure shows count of central part of microPET image was corrected using transmission image acquired with ^{68}Ge point source.

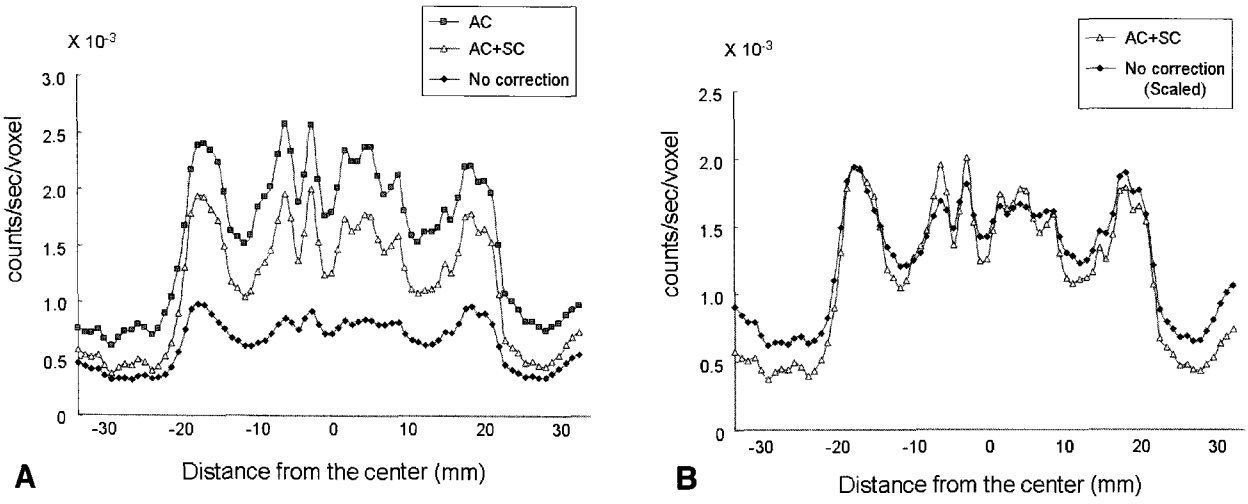

Fig. 8. (A) Count profile in the region of head of caudate nucleus on microPET image, and (B) comparison between scatter, attenuation corrected microPET image and no corrected (scaled) microPET image.

고 찰

이 연구에서는 microPET으로 고양이 뇌 PET 영상 획득 시 감쇠, 산란보정의 효과를 알아보았다. 감쇠보정을 통하여 광자가 매질을 통과하는 동안 감쇠되는 것을 보정할 수 있고, 산란보정을 통하여 광자가 매질에서 부딪혀 산란됨으로 영상을 재구성하였을 때 대조도가 저하되는 것을 보정할 수 있다.

연구목적과 방법에 따라 차이가 있지만 일반적으로 동물 PET 실험을 할 때 가능하면 총 스캔시간을 최소화하는 것이 좋다. 이는 스캔시간이 길어져 마취제를 반복해서 투여하게 되면 실험 중간에 마취한 동물이 깨어나서 움직임에 의한 영향을 주거나 실험 자체가 실패할 가능성이 커지며 개체마다 투여한 마취제 총량의 변이가 커져 마취제에 의한 방사성추적자의 섭취분포 변화의 영향이 커질 수 있기 때문이다. 또한 동일한 동물을 여러 번 반복해서 스캔해야 하는 경우 마취제의 과다한 사용으로 인하여 동물의 생명에 지장을 주거나 저산소증에 의한 비가역적 치명적 뇌손상을 줄 수 있는 문제가 있다.

이 연구에서는 난청모델 고양이 뇌 PET 연구를 하기에 앞서 고양이 뇌 PET 영상에서 감쇠, 산란보정이 필요한지 여부를 결정하기 위하여 팬텀 및 고양이 뇌 PET 영상에 대하여 관심 영역을 그려 감쇠, 산란보정 전, 후의 영상을 분석하였다. 소동물 PET을 이용하여 청각영역을 연구하는데 관심영역은 청각피질 뿐만 아니라 시상, 꼬리핵 등이 중요한 결과를 반영하는 영역이 될 것이므로, 고양이 뇌 PET 정량화를 위하여 감쇠보정이 특히 중요하다.

이 연구에서 고양이 머리 크기의 원형 팬텀의 경우 계수 값의 비(=중앙부 계수 값/주변부 계수 값)가 감쇠보정을 한 후 20% 증가하였고, 고양이 뇌 PET 영상의 경우 감쇠보정을 하였을 때 "심부피질/대뇌피질"의 비가 17% 증가하였는데 고양이 뇌 PET 영상의 경우 감쇠보정 여부에 따라 계수 값에 차이가 생기고, 관심영역이 꼬리핵머리, 조가비핵, 시상 등 심부피질일 경우 PET 영상의 감쇠보정이

Table 2. Percent Change of 8 Regions Drawn on Cerebral Cortex, and Deep Gray Matter

		Frontal lobe	Parietal lobe	Occipital lobe	Lateral temporal lobe	Medial temporal lobe	Head of caudate nucleus	Putamen	Thalamus
Uncorrected ($\times 10^{-3}$)	M†	1.16	1.38	1.07	1.21	0.94	1.17	1.15	1.15
	S.D‡	0.22	0.25	0.11	0.26	0.14	0.21	0.32	0.17
After AC* ($\times 10^{-3}$)	M	2.36	3.09	2.76	2.87	2.51	3.00	2.91	3.02
	S.D	0.88	0.47	0.30	0.49	0.23	0.49	0.73	0.43
%change	M	97.3	125.0	157.9	138.8	167.3	155.9	159.9	163.1
	S.D	40.5	9.7	4.3	12.0	18.1	5.4	9.9	8.5

AC: attenuation correction, M: mean, S.D: standard deviation

중요함을 반영하는 결과이다.

산란보정의 경우, SSSC 방법을 사용하여 회백질계수와 백질계수의 대조도가 12% 증가하였는데, 이는 고양이 뇌 PET 영상을 얻는 도중 광자가 뇌의 연부조직 혹은 두개골에 부딪혀 산란하면서 영상의 질이 저하되었음을 의미한다.

앞에서 기술한 것과 같이 투과영상에 대한 시간적인 제약을 해결할 수 있는 방법은 이미 기존에 제시된 방출영상 획득 후 투과영상을 얻는 방법(post-emission transmission), 혹은 방출영상과 투과영상을 동시에 얻는 방법(simultaneous emission and transmission) 등을 이용하면 추적자 섭취와 투과영상에 소요되는 시간을 줄일 수 있으나,[22,23] 현재 이 실험에 이용된 microPET 시스템에서 이를 지원하지 않았다. 투과영상을 얻는 선원을 바꿀 수도 있는데 ^{68}Ge 선원대신 ^{57}Co 선원이나 X-ray CT를 이용할 수 있다. ^{57}Co 선원은 122 keV의 에너지를 갖기 때문에 에너지 크기가 511 keV인 ^{68}Ge 선원보다 투과력이 낮아서 두개골과 연부조직 사이에서 ^{68}Ge 영상보다 대조도가 좋은 영상을 얻을 수 있다. X-ray CT의 경우 소동물 전용의 초고해상도 CT가 현재 활용 가능하므로 이를 이용할 수도 있으나 PET 감쇠보정을 위하여 초고해상도의 CT영상이 꼭 필요한 것이 아니므로 임상에서 쉽게 이용할 수 있는 CT 혹은 PET/CT의 영상을 이용하여 감쇠보정을 해도 좋을 것이다. 그러나 이 경우 CT와 PET 방출영상간의 정확한 정합이 결정적으로 중요하다. 따라서 동물을 움직이지 않고 PET과 CT를 순차적으로 옮겨가며 촬영하고 정확한 영상정합 결과를 제공할 수 있는 테이블을 특별히 제작하여 사용하는 방법 등이 활용될 수 있을 것이다. 이는 CT에 의한 해부학적 정보를 더불어 이용할 수 있으므로 그 또한 유용할 것이다.[11]

이상에서 기술한 바와 같이 영상 획득 시간과 감쇠보정으로 인한 효과는 서로 교환(trade off)효과를 가진다. 투과영상을 얻는데 에는 30분 이상의 투과영상 획득 시간이 소요되기 때문이다. 이러한 이유 때문에 방출 PET 영상만 얻어 영상 분석을 한다면 감쇠, 산란 보정으로 얻을 수 있는 효과를 희생해야 한다.

요 약

목적: 이 연구에서는 고양이 뇌 PET 영상을 감쇠, 산란보정 후 정량 평가하여 감쇠, 산란보정의 필요성에 대하여 연구하였다. **대상 및 방법:** 감쇠, 산란보정의 영향을 평가하기 위하여 microPET R4 스캐너를 이용하여 팬텀과 5마리 고양이의 ^{18}F-FDG PET 스캔을 얻었다. ^{68}Ge 선원을 이용하여 30분 동안 투과영상을 얻은 후 FDG를 정맥주사한 다음 방출 영상을 얻었다. PET 영상은 OSEM을 이용하여 영상을 재구성하였고, 감쇠, 산란보정을 하였다. 전두엽, 두정엽, 외측 측두엽 등을 포함하는 대뇌피질 영역과 꼬리핵머리, 조가비핵, 시상을 포함하는 심부피질 영역에 관심영역을 그린 다음 감쇠, 산란보정 전, 후의 계수를 측정하였다. 각각의 계수는 방사선원 투여량과 중량으로 정규화하였다. 감쇠보정의 영향을 평가하기 위하여 "심부피질/대뇌피질"의 비를 계산하였다. 산란보정의 영향을 평가하기 위하여 회백질과 백질에 관심영역을 그린 다음 "(회백질-백질)/회백질"의 비를 구하여 대조도를 계산하였다. **결과:** 감쇠보정 후, "심부피질/대뇌피질"의 비는 17±7% 증가하였다. 산란보정 후, "(회백질-백질)/회백질"의 비는 12±3% 증가하였다. **결론:** 감쇠보정 후 "심부피질/대뇌피질"의 계수비가 증가하였고, 산란보정 후 회백질과 백질 사이의 대조도가 증가하였다. 이는 고양이 뇌 PET 영상 획득 및 정량화를 할 때 감쇠보정이 특히 중요함을 반영한다.

References

1. 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.
2. Missimer J, Maldi Z, Honer M, Keller C, Schubiger A, Ametamey S-M. Performance evaluation of the 16-module quad-HIDAC small animal PET camera. ***Phys Med Biol*** 2004;49: 2069 - 81.
3. 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.
4. Knoess C, Siegel S, Smith A, Newport D, Richerzhagen N, Winkeler A, et al. Performance evaluation of the microPET R4 PET scanner for rodents. ***Eur J Nucl Med Mol Imaging*** 2003;30: 737-47.
5. Cao Z, Bal G, Accorsi R, Acton PD. Optimal number of pinholes in multi-pinhole SPECT for mouse brain imaging-a simulation study. ***Phys Med Biol*** 2005;50:4609-24.
6. Goertzen AL, Jones DW, Seidel J, Li K, Green MV. First results from the high-resolution mouseSPECT annular scintillation camera. ***IEEE Trans Med Imaging*** 2005;24: 863-7.
7. Metzler SD, Jaszczak RJ, Patil NH, Vemulapalli S, Akabani G, Chin BB. Molecular imaging of small animals with a triple-head SPECT system using pinhole collimation. ***IEEE Trans Med Imaging*** 2005;24:853-62.
8. Constantinesco A, Choquet P, Monassier L, Israel-Jost V, Mertz L. Assessment of left ventricular perfusion, volumes, and motion in mice using pinhole gated SPECT. ***J Nucl Med*** 2005;46:1005-11.
9. Andringa G, Drukarch B, Bol JG, de Bruin K, Sorman K, Habraken JB, et al. Pinhole SPECT imaging of dopamine

transporters correlates with dopamine transporter immunohistochemical analysis in the MPTP mouse model of Parkinson's disease. ***NeuroImage*** 2005;26:1150-8.
10. Matsumura A, Mizokawa S, Tanaka M, Wada Y, Nozaki S, Nakamura F, et al. Assessment of microPET performance in analyzing the rat brain under different types of anesthesia: comparison between quantitative data obtained with microPET and ex vivo autoradiography. ***NeuroImage*** 2003;20:2040-50.
11. Chow PL, Rannou FR, Chatziioannou AF. Attenuation correction for small animal PET tomographs. ***Phys Med Biol*** 2005;50: 1837-50.
12. Pomper MG, Lee JS. Small Animal Imaging in Drug Development. ***Curr Pharm Des*** 2005;11:3247-72.
13. Kim JS, Lee JS, Lee DS, Lee JJ, Lee HJ, Park MH, et al. Measurement of Glucose Metabolism of Auditory Cortex of Deaf Cat Using Animal PET. ***Korean J Nucl Med*** 2004;38:437 [abstract].
14. Watson CC, Casey ME, Eriksson L, Mulnix T, Adams D, Bendriem B. NEMA NU 2 performance tests for scanners with intrinsic radioactivity. ***J Nucl Med*** 2004;45:822-6.
15. Erdi YE, Nehmeh SA, Mulnix T, Humm JL, Watson CC. PET performance measurements for an LSO-based combined PET/CT scanner using the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 standard. ***J Nucl Med*** 2004;45:813-21.
16. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 3rd ed.: Elsevier Science (U.S.A.); 2003. p. 366-7.
17. Concorde Microsystems Inc. microPET Manager™ user guide. Rev. 2. 2002.
18. Concorde Microsystems Inc. ASIpro™ Version 4.0, Acquistion, Sinogram and Image Processing. 2002.
19. Chow PL, Bai B, Siegel S, Leahy RM, Chatziioannou AF. Transmission imaging and attenuation correction for the microPET P4 tomograph. ***IEEE NSS/MIC*** 2003;1298-1302 [proceedings].
20. Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, Michel C, Sibomana M, Newport DF. Exact and approximate rebinning algorithms for 3-D PET data. ***IEEE Trans Med Imaging*** 1997;16:145-58.
21. Watson CC. New, faster image-based scatter correction for 3D PET. ***IEEE Trans Nucl Sci*** 2000;47:1587-94.
22. Meikle SR, Bailey DL, Hooper PK, Eberl S, Hutton BF, Jones WF, et al. Simultaneous Emission and Transmission Measurements for Attenuation Correction in Whole-body PET. ***J Nucl Med*** 1995;36:1680-8.
23. Turkington TG, Coleman RD. An Evaluation of Post- Injection Transmission Measurement in PET. ***IEEE Trans Nucl Sci*** 1994;41:1538-44.