

## 다중 섬광결정을 이용한 고해상도 PET의 불균일/불완전 데이터 보정기법 연구

서울대학교 의과대학 핵의학교실<sup>1</sup>, 의과학과<sup>2</sup>, 의공학교실<sup>3</sup> 및 의학연구원 방사선의학연구소<sup>4</sup>,  
고려대 물리학과<sup>5</sup>, 건국대 물리학과<sup>6</sup>  
이재성<sup>1,2,4</sup> · 김수미<sup>1,4</sup> · 이건송<sup>3</sup> · 심광숙<sup>5</sup> · 이준택<sup>6</sup> · 박광석<sup>3</sup> · 이동수<sup>1,4</sup> · 홍성종<sup>1,4</sup>

### Compensation Methods for Non-uniform and Incomplete Data Sampling in High Resolution PET with Multiple Scintillation Crystal Layers

Jae Sung Lee, Ph.D.<sup>1,2,4</sup>, Soo Mee Kim, M.S.<sup>1,4</sup>, Kwon Song Lee, Ph.D.<sup>3</sup>, Kwang-Souk Sim, Ph.D.<sup>5</sup>,  
June Tak Rhee, Ph.D.<sup>6</sup>, Kwang Suk Park, Ph.D.<sup>3</sup>, Dong Soo Lee, M.D.<sup>1,4</sup>, and Seong Jong Hong, Ph.D.<sup>1,4</sup>

Departments of <sup>1</sup>Nuclear Medicine, <sup>2</sup>Biomedical Sciences and <sup>3</sup>Biomedical Engineering, College of Medicine and  
<sup>4</sup>Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University, <sup>5</sup>Department of Physics, Korea  
University, <sup>6</sup>Department of Physics, Konkuk University

**Purpose:** To establish the methods for sinogram formation and correction in order to appropriately apply the filtered backprojection (FBP) reconstruction algorithm to the data acquired using PET scanner with multiple scintillation crystal layers. **Materials and Methods:** Formation for raw PET data storage and conversion methods from listmode data to histogram and sinogram were optimized. To solve the various problems occurred while the raw histogram was converted into sinogram, optimal sampling strategy and sampling efficiency correction method were investigated. Gap compensation methods that is unique in this system were also investigated. All the sinogram data were reconstructed using 2D filtered backprojection algorithm and compared to estimate the improvements by the correction algorithms. **Results:** Optimal radial sampling interval and number of angular samples in terms of the sampling theorem and sampling efficiency correction algorithm were pitch/2 and 120, respectively. By applying the sampling efficiency correction and gap compensation, artifacts and background noise on the reconstructed image could be reduced. **Conclusion:** Conversion method from the histogram to sinogram was investigated for the FBP reconstruction of data acquired using multiple scintillation crystal layers. This method will be useful for the fast 2D reconstruction of multiple crystal layer PET data. (Nucl Med Mol Imaging 2008;42(1):52-60)

**Key Words:** PET, reconstruction, sinogram

## 서 론

유전자 이상과 질병간의 연관성을 밝히고 이를 통한 선택적 유전자 치료가 중요한 미래형 치료 기법으로 인식되고 있다. 이러한 유전자 발현 및 치료 효과를 평가하기 위한 분자

영상 기법 중 방사성동위원소를 이용한 핵의학적 방법은 동물부터 사람에 까지 적용될 수 있고, 사용 가능한 방사성추적자가 대단히 많으며, 추적자의 체내 동태를 정량화할 수 있는 등의 장점이 있다.<sup>1-4)</sup> 현재 대부분의 분자영상 연구는 체외 연구와 인간에 대한 임상 연구의 중간 단계로써 소동물(rodent)을 대상으로 주로 이루어지고 있으며, 이를 위하여 높은 공간분해능 및 민감도를 갖는 소동물전용의 양전자단층촬영(positron emission tomography: PET) 장치가 필요하다.

현재 대부분의 시스템은 중심에서 2-3 cm 벗어난 지점에서 3 mm 이상(반경방향)으로 해상도가 낮아지는 문제를 가지고 있다. 이는 소동물 PET과 같이 검출기 단면의 길이에 비해서 섬광 결정의 길이가 긴 경우 원점에서 멀리 떨어진 곳에서는 방출된 두개의 감마선이 섬광 결정에 대해서 비스듬히 입사되어 일어나는 parallax error(Fig. 1A)에 의한

• Received: 2007. 3. 30. • Accepted: 2007. 9. 25.  
• Address for reprints: Seong Jong Hong, Ph.D., Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University, 28 Yungun-dong, Chongno-gu, Seoul 110-744, Korea  
Tel: 82-2-2072-3342, Fax: 82-2-745-7690  
E-mail: hongseongj@gmail.com

※ 본 연구는 과학기술부 및 과학재단의 지원을 받아 특정기초 연구개발사업(R01-2006-000-10296-0: 3층 섬광결정을 이용한 소동물 PET 개발) 및 원자력기초공동연구소 지원사업(2005-04723: 해상도 5mm급 컴팩트 카메라의 실증과 응용)을 통해 수행되었음.

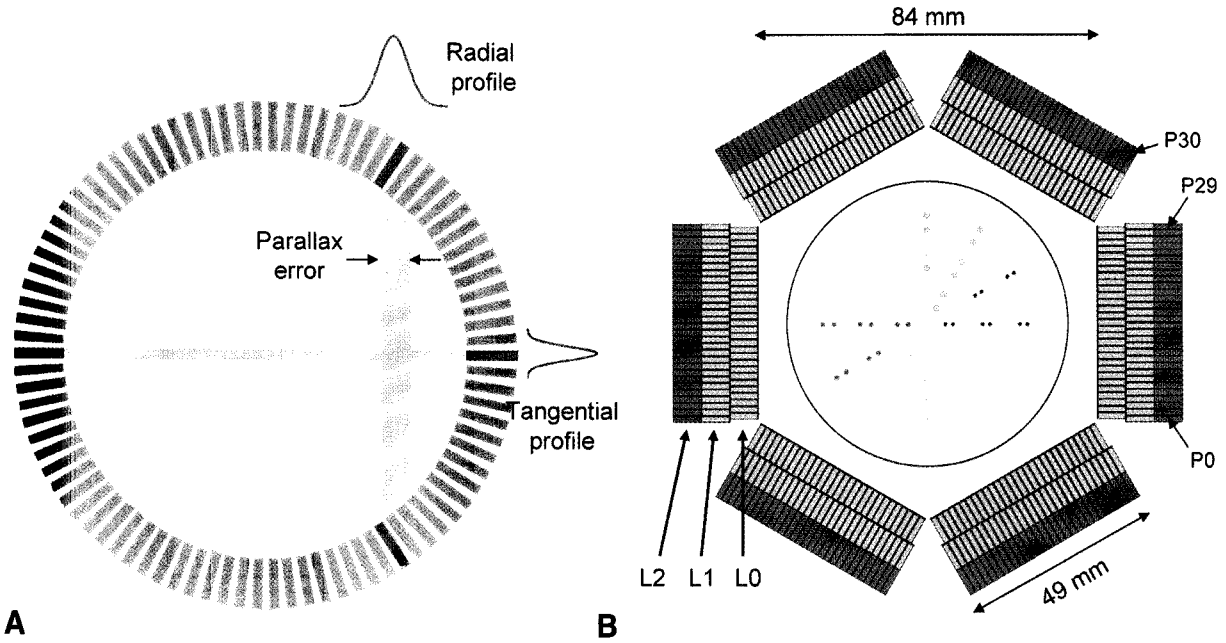


Figure 1. (A) Depth of interaction (DOI) error. (B) System configuration and mathematical phantom for computer simulation.

것으로 섬광 결정 내에서의 반응 깊이(depth of interaction: DOI)를 측정해야만 보정할 수 있다.<sup>5-9)</sup> DOI 측정을 위하여 제안된 방법들 중 우리는 감쇠시간이 다른 두 결정을 길이 방향으로 접합하여 방출되는 신호의 감쇠시간(decay time)이 다른을 이용하는 방법과 같은 종류의 결정을 2개의 층으로 나누어 offset을 주어 배열하고, 읽어 들인 신호로부터 반응이 일어난 섬광 결정의 위치를 측정하는 방법을 결합하여 3단계의 DOI 측정이 가능한 고해상도-고민감도 소동물 전용 PET 시스템을 개발 중에 있다.(Fig. 1B)<sup>10,11)</sup>

이 PET 시스템의 또 다른 특징은 기존의 소동물 PET에서 사용하고 있는 광전자증배관(photomultiplier tube: PMT)보다 유효면적비가 2.5배 이상 향상된 최신의 다채널 평면 PMT(flat-panel PMT: FP-PMT)를 광전소자로 사용하는 점이다.<sup>11)</sup> 이를 통해 추가적으로 민감도를 크게 향상시킬 수 있는 반면 단면이 기존의 PMT 보다 약 70%이상 넓어 PET 검출기 배열이 이상적인 원과는 거리가 먼 다면체 형태를 가지게 되어 영상재구성이 용이하지 않은 단점이 있다. 즉, 각 섬광결정소자의 위치정보 및 모든 가능한 line of response (LOR)에 대한 계수정보를 무손실 데이터로 저장한 경우에는 매우 정밀한 영상재구성이 가능하나 이러한 영상재구성은 반복연산에 의해서만 가능하므로 계산시간이 긴 단점이 있다. 그러나 실제 연구 및 임상환경에서는 거의 실시간에 재구성된 영상을 확인할 수 있는 2차원 여과후역투사(filtered backprojection: FBP) 알고리즘과 같은 단순계산

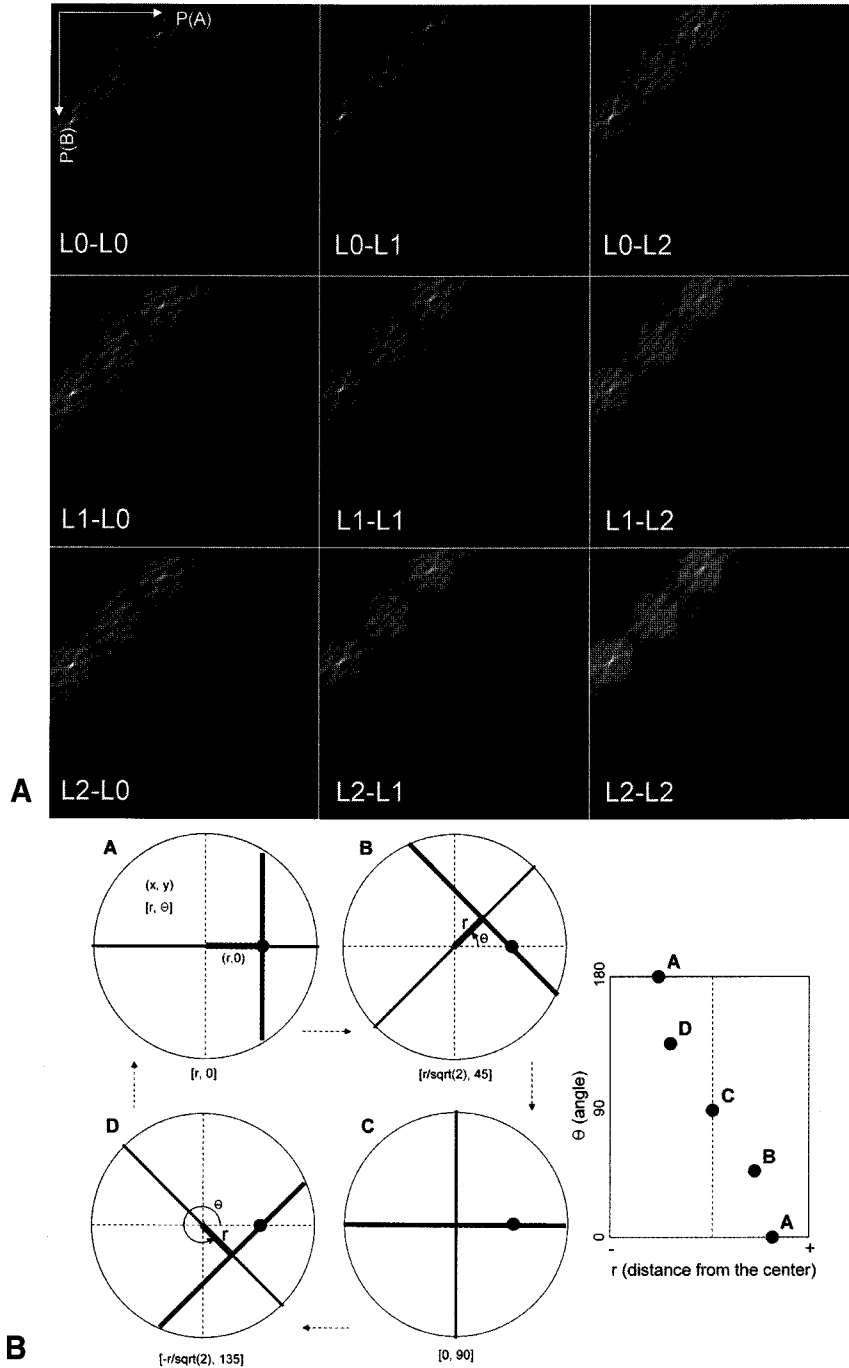
에 의한 고속 재구성기법 또한 필수적이다. 이러한 2차원 여과후역투사 재구성을 하기 위해서는 LOR 정보를 단순 히스토그램이 아닌 사이노그램(sinogram) 형태로 저장해야 한다. 이러한 이유 외에도 LOR 정보를 사이노그램 형태로 저장하는 경우, 1) 저장 데이터양을 줄일 수 있고, 2) 히스토그램 형태보다 익숙하므로 재구성된 영상의 형태를 보다 쉽게 예측할 수 있으며, 3) 3차원 데이터를 2차원 데이터로 변환하기 위한 재배열 방법 중 가장 성능이 좋은 것으로 알려져 있는 푸리에 재배열(Fourier rebinning) 기법을 적용할 수 있으며<sup>12)</sup>, 4) 틈새 보정(gap compensation) 기법을 적용할 수 있는 등의 여러 가지 장점이 있다.

따라서, 이 연구에서는 3층 섬광결정 PET의 효율적 영상 재구성을 위한 2차원 사이노그램 저장방식을 확립하였다. 즉, 히스토그램에서 사이노그램으로 데이터를 변환할 때 생기는 제반 문제들을 해결하기 위하여 데이터 표본의 최적화와 표본 불균일성 보정기법에 관한 연구를 수행하였으며, PMT간 틈새 보정(불완전 데이터 보정)을 위한 연구를 수행하였고 그 결과를 FBP 영상재구성을 통하여 비교하여 보았다.

## 대상 및 방법

### 1. 3층 섬광결정 PET

3층 섬광결정 PET의 각 층 섬광결정 크기는 1.5×1.5×7.0 mm<sup>3</sup>로 가정하였으며, 섬광결정은 PMT에 가까운 층은 LuYAP



**Figure 2.** (A) Histograms of LORs generated from a simulated phantom. All LORs were sorted into 9 sinograms according to the crystal layers where the events were detected. (B) Principles of data conversion from naive histogram space to sinogram.

( $\text{Lu}_{0.7}\text{Y}_{0.3}\text{AlO}_3:\text{Ce}$ ), 안 쪽 2개의 층은  $\text{LYSO}(\text{Lu}_{1.8}\text{Y}_{0.2}\text{SiO}_5:\text{Ce})$ 로 하였다. Fig. 1B와 같이 6개의 다채널 평면 PMT를 이용할 경우 직경(마주보는 PMT간 거리)은 84 mm이며, 가장 안쪽 층은  $29 \times 29$ , 다른 두층은  $30 \times 30$ 의 섬광결정 배열을 갖는 것으로 가정하였다. 섬광결정간 간격은 0.12 mm로

가정하였으며 섬광결정 사이는 98%의 반사율을 갖는 반사체로 채워져 있다고 가정하였다.

## 2. 몬테카를로 시뮬레이션

입자가 매질을 통과할 때의 상호작용에 대한 몬테칼틀로

시뮬레이션 도구로 고에너지, 가속기 및 의학 물리, 천문과 학 연구에 널리 쓰이고 있는 GEANT4를(<http://geant4.cern.ch/>)<sup>18,19)</sup> 기반으로 한 프로그램을 작성하여 장치의 컴퓨터 시뮬레이션에 사용하였으며, Fig. 1B와 같이 인체등가 물질로 채워진 원통 내부에 직경 1.0-3.5 mm의 <sup>18</sup>F 점선원이 중앙 평면에 놓여진 팬텀에 대한 시뮬레이션 자료를 생산 (각 점선원에 대하여 100만 사건 생성)하여 이하 데이터 저장 및 이미지 재구성 연구에 활용하였다.<sup>10)</sup> <sup>18</sup>F에서 방출된 양전자는 평균 250 keV의 운동 에너지를 갖는 것으로 가정하였으며, 3차원 영상획득을 가정하여 검출된 모든 LOR을 저장하였다.

### 3. 데이터 저장방식

세 섬광결정층으로 구성된 이 PET 시스템에서 검출된 모든 LOR의 위치 및 계수정보를 손실 없이 저장하기 위하여 Fig. 2A에서 보이는 바와 같이 모든 가능한 섬광결정소자쌍 (pair of scintillation crystal elements)에 대한 계수정보를 히스토그램 형태로 저장하고 각 섬광결정소자의 3차원 위치 정보를 저장하였다. Fig. 1B에서 표시한바와 같이 각 섬광결정층(L)을 L0, L1, L2로 구분하였으며, 결정층 내에서 감마선이 검출된 섬광결정 위치(P)는 P0, P1, ..., Pn (n=29\*6-1 for L0, 30\*6-1 for L1 and L2)로 구분하였다. 하나의 LOR이 검출되면 두 검출기 중 P 번호가 작은 검출기를 Detector A로, 큰 검출기를 Detector B로 설정하고 검출된 층과 위치에 따라 히스토그램의 (L(A), L(B), P(A), P(B)) 계수 값을 1씩 더해 주었다(Fig. 2A). 3차원 데이터는 single slice rebinning (SSRB) 방법을 이용하여 2차원 데이터로 변환하였으며 종축 상 가운데 영상을 분석, 처리하였다.

이렇게 히스토그램으로 형태로 저장된 데이터는 Fig. 2B에서 보이는 바와 같이 각 LOR에 대한 (r,  $\theta$ ) 값을 계산하여(r: LOR을 직각으로 지나며 원점을 통과하는 가상의 검출기 상에서 검출위치와 원점과의 거리,  $\theta$ : 이 가상의 검출기와 x 축이 이루는 각도) 히스토그램의 계수 정보를 사이노그램으로 변환하였다.

### 4. 데이터 표본 최적화

LOR 데이터를 사이노그램 형태로 저장함에 있어 우선적으로 고려해 주어야 할 것은 aliasing 효과가 없는 완전한 영상재구성을 위한 사이노그램 각 화소의 표본간격(radial and angular sampling rate)이다. 이를 위해서는 이 시스템에서 예측되는 재구성 공간분해능에 대한 사전 정보가 필요한데, 몬테 카를로 시뮬레이션 결과 약 1.5 mm 정도의 공간분해능을 얻을 것으로 예측되며 이는 검출소자의 중심간 거리

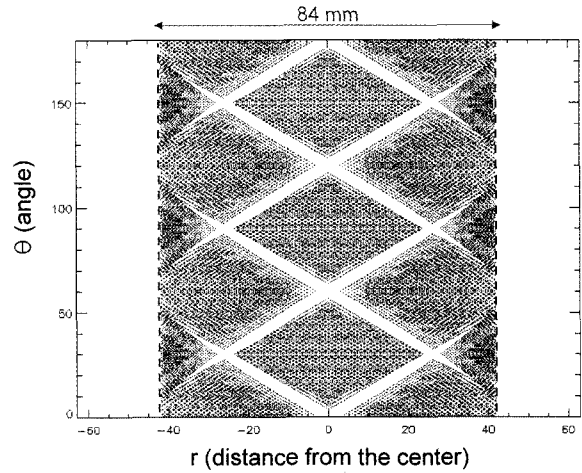


Figure 3. All possible (r,  $\theta$ ) pairs in sinogram space. Only the LORs passing through the 84-cm ring were included.

(pitch) 정도임을 알 수 있다. 따라서 표본정리(Nyquist-Shannon's sampling theorem)에 따르면 사이노그램의 방사방향 표본(radial sampling) 간격은 섬광결정의 pitch/2 보다 작아야 하며 데이터 양등을 고려하면 pitch/4 ~ pitch/2 정도가 적절한 것으로 판단된다. 또한 각 표본(angular sampling) 간격이 방사방향 표본간격보다는 작아야한다는 다음과 같은 기준으로 최소한의 각 표본 수( $N_{view}$ )를 다음과 같이 추정하였다.

$$N_{view} \geq \frac{D}{2} \cdot \frac{\pi}{\Delta r}$$

D는 PET 검출기의 직경으로, 마주보는 검출기간의 거리 (84 mm)와 이보다 작은 유효직경(60 mm)에 대해서 방사방향 표본 크기( $\Delta r$ )에 따른 최소 각 표본수를 계산하였다.

이러한 사이노그램의 방사방향 및 각 표본이 SPECT에서와 같이 일정한 간격으로 이루어진다면 위와 같은 데이터 표본 방법만 고려하면 충분하다. 하지만 일반적으로 PET의 경우에는 방사방향 표본간격이 원의 중심에서 밖으로 갈수록 좁아지는 문제가 있다.(Fig. 3) 또한 이 연구에서는 특히 시스템의 민감도를 향상시키기 위하여 방사선 검출의 사공간(dead space)이 적은 FP-PMT를 사용하였기 때문에 검출기 배열이 원의 형태가 아닌 육각형의 형태를 가지므로 각 표본 또한 균일하지 않은 문제를 가지고 있다. 더불어 원의 둘레에 비하여 FP-PMT 사이의 틈새(gap) 크기가 상당하므로 이러한 틈새에서 데이터가 얻어지지 않는 문제가 있어 (PMT간 간격은 약 8°로 총 13%정도 정도의 데이터 손실 발생) 사이노그램 데이터 표본 문제를 더욱 복잡하게 만든다.

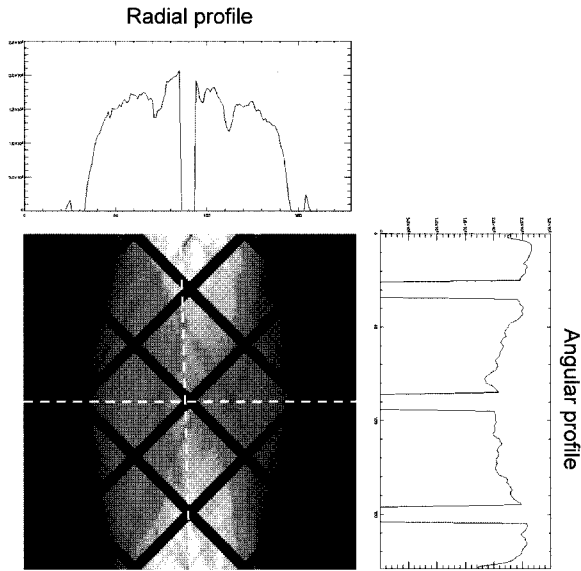


Figure 4. Radial and angular profiles for an incomplete sinogram due to the space between PMT blocks.

### 5. 표본 불균일성 보정

앞의 두 이유 때문에 생기는 LOR 표본의 불균일성 문제를 우선 해결하기 위하여 사이노그램 각 화소에 포함되는 총 LOR의 수를 측정한 표본효율지도(sampling efficiency map: SEM)를 구성한 후 이를 이용하여 표본효율을 보정하는 기법(측정된 사이노그램의 각 화소 값을 SEM 값으로 정규화함)을 사용하였다. 그런데 이러한 SEM을 이용하여 표본효율을 보정하는 경우 표본간격이 지나치게 작으면 사이노그램 화소에 하나의 LOR도 검출되지 않을 수도 있어 이

러한 화소가 생기지 않게 적절한 크기의 표본간격을 결정하는 것이 중요하다.<sup>13)</sup> 따라서 표본정리에 따른 표본간격의 기준에는 맞으면서 표본효율보정에 문제가 없는 표본간격을 정하는 것이 표본 최적화의 궁극적인 목적이라 할 수 있겠다.

### 6. 틈새 보정

앞에서 언급한 바와 같이 FP-PMT 사이의 틈새에서 데이터가 얻어지지 않는 문제 때문에 FBP 방법으로 재구성된 영상에 왜곡이 상당히 일어난다.<sup>14-16)</sup> 이러한 왜곡을 보정하기 위한 틈새 보정을 보간법(interpolation)을 이용하여 시행하였다. 즉, 사이노그램의 모든 방사방향 프로파일(radial profile) 또는 각방향 프로파일(angular profile)(Fig. 4)에 대해서 선형(bilinear) 보간 또는 cubic-spline 보간을 적용하고 그 효과를 평가하였다.

### 7. 영상재구성

모든 사이노그램은 2차원 FBP 알고리즘을 사용하여 재구성하였다. 차단주파수(cutoff frequency)는 0.35 cycle/pixel이었으며 차수(order)는 6을 사용하였다. 재구성시 영상을 확대하거나 축소하지 않아, 재구성된 영상의 한 변의 크기는 사이노그램의 방사방향 표본수와 같다.

## 결 과

### 1. 데이터 표본 최적화 및 불균일성 보정

Table 1은 방사방향 표본 크기( $\Delta r$ )에 따른 최소 각 표본

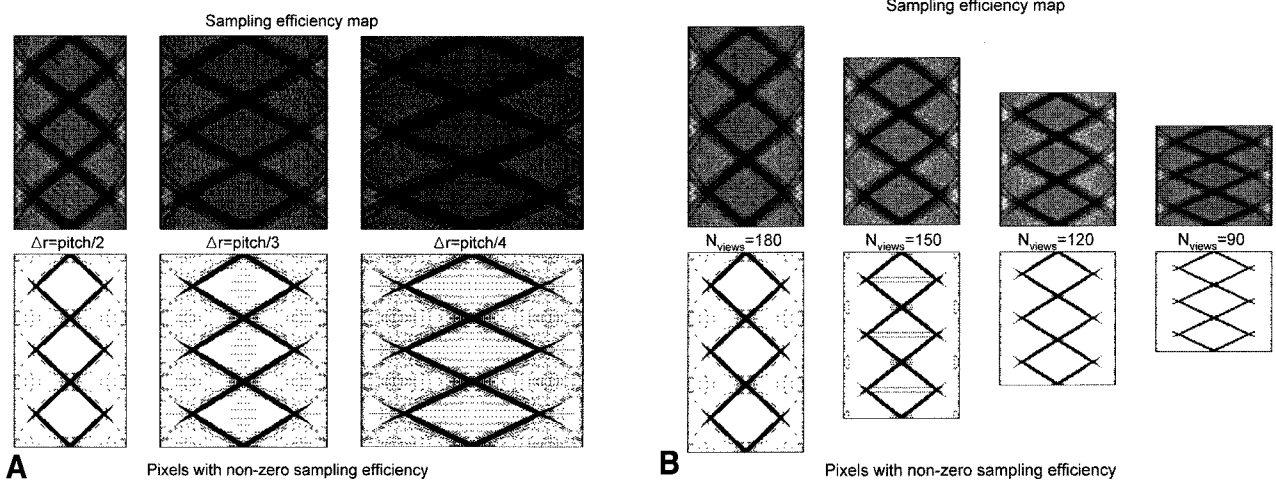


Figure 5. Sampling efficiency map and pixels with non-zero sampling efficiency. (A) Fixed number of angular samples (=180) and variable radial sampling interval (pitch/2 ~ pitch/4). (B) Variable number of angular samples (90 ~ 180) and fixed radial sampling interval (pitch/2)

**Table 1.** Requirement for Angular Sampling

Ring diameter (mm)	Radial sample size ( $\Delta r$ , mm)	Minimum $N_{view}$
84 (physical diameter)	0.81 (pitch/2)	163
	0.54 (pitch/3)	244
	0.41 (pitch/4)	326
60 (useful field of view)	0.81 (pitch/2)	116
	0.54 (pitch/3)	174
	0.41 (pitch/4)	233

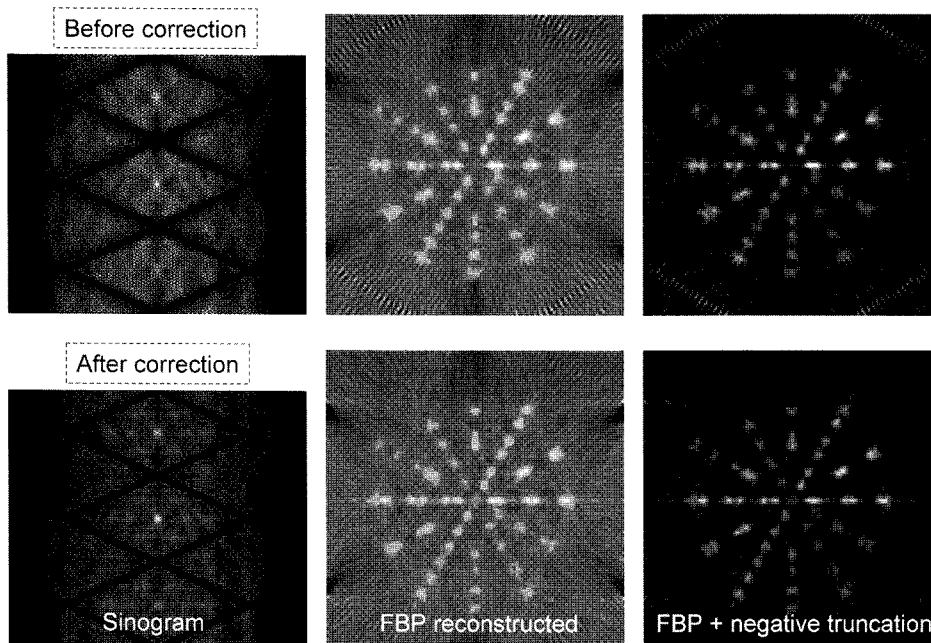
수를 계산한 결과를 보여주고 있다. Fig. 5A는 각 표본수를 180으로 고정하고( $N_{view}=180, \Delta\theta=1^\circ$ ) 방사방향 표본간격을 변화시켰을 때의 SEM과 LOR 검출이 하나도 되지 않는 화소를 사이노그램 공간에서 표시한 것이며, Fig. 5B는 방사방향 표본간격( $\Delta r$ )을 pitch/2로 고정하고 각 표본수를 변화시켜 본 것이다. 방사방향 표본간격이 pitch/2인 경우 각 표본수가 120개 정도 되면 틈새를 제외한 다른 부분에 LOR이 검출되지 않는 화소가 없으며 이는 표본이론에 의해서 추정된 최소 표본수와 유사한 값을 갖는 것을 알 수 있다.

Fig. 6은 Fig. 1B의 팬텀 영상에 대한 SEM을 이용한 불균일성 보정 효과를 보여주고 있다. 사이노그램에서 불균일성 보정 전에 보이는 모자이크 무늬가 상당히 감소한 것을 알 수 있다. 또한 팬텀의 사이노그램을 보면 유효시야 바깥쪽에서 LOR 밀도가 높아 계수 값이 실제보다 강조되어 보이는 현상이 보정 후에 개선된 것을 알 수 있다. 또한 재구성된 영상(FBP, cutoff = 0.35 cycle/pixel, order = 6)에서도 배경

잡음이 감소하였으며, 유효시야 바깥쪽에서 보이는 인공산물(artifact)도 사라진 것을 알 수 있다.

## 2. 틈새보정

틈새보정의 효과는 Fig. 7에서 알 수 있다. Fig. 7(A)와 (B)는 각각  $N_{view}=180(\Delta\theta=1^\circ)$ ,  $\Delta r=pitch/4$ 와  $N_{view}=120(\Delta\theta=1^\circ)$ ,  $\Delta r=pitch/2$ 로 얻은 사이노그램에 대한 각 보정방법의 결과를 비교한 것이다. 보간법을 이용한 틈새보정에 의해서 사이노그램 상에서 보이는 데이터 손실이 상당부분 복원되며 방사방향으로의 보정보다는 각방향으로의 보정 결과가 보다 적절해 보이는 것을 알 수 있다. 재구성된 영상을 비교해 보면 팬텀 외부와 중심에 보이는 배경잡음 및 왜곡이 사라진 것을 볼 수 있으며, 방사방향 보정과 각방향 보정사이의 차이는 크지 않은 것으로 보인다. 반면, 보간법에 따라서 재구성 영상의 차이가 나는 것을 알 수 있는데 선형보간법을 사용했을 때에 비해서 cubic-spline 보간법을 사용했을 때 오



**Figure 6.** Sinograms and reconstructed images before and after sampling efficiency correction.

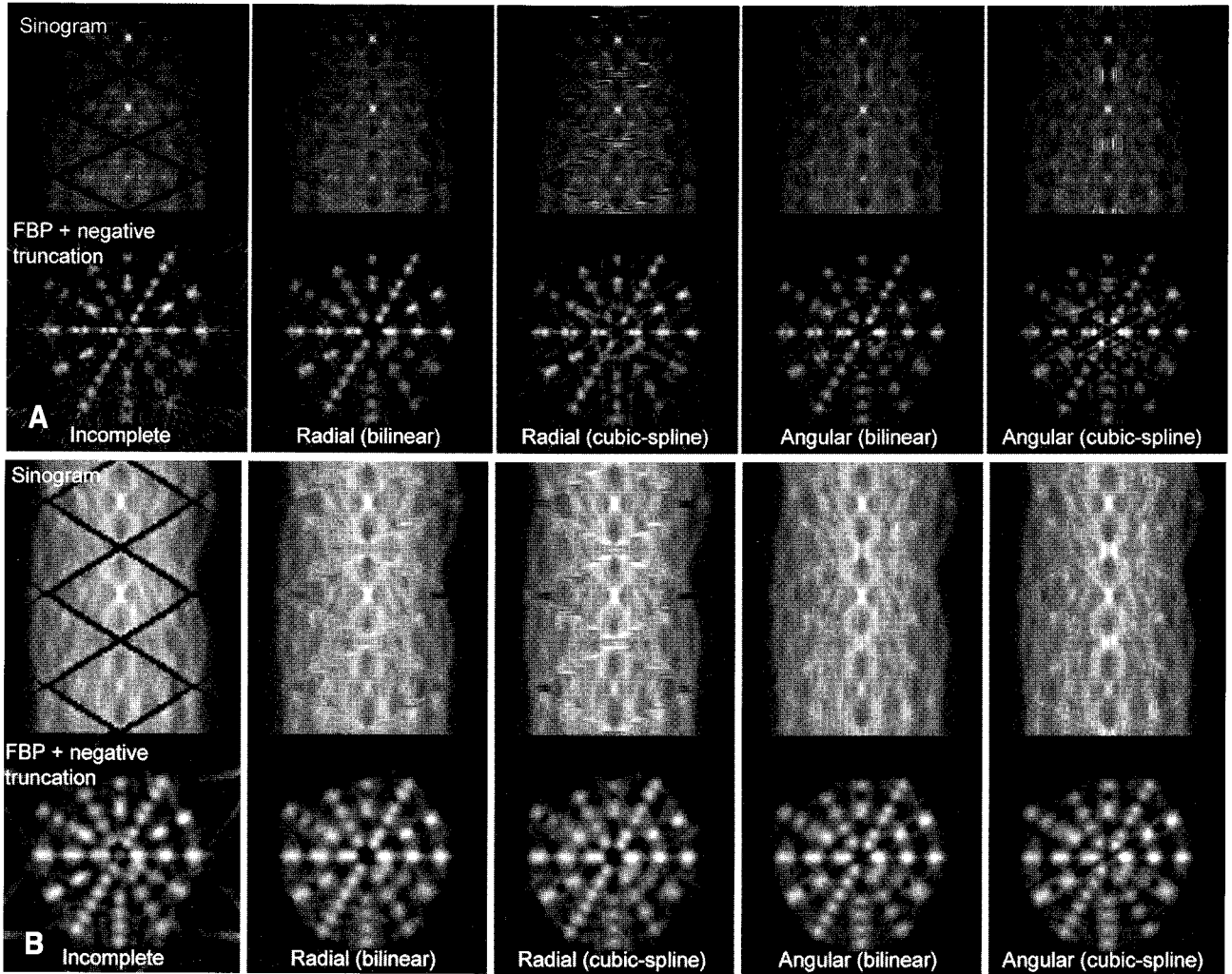


Figure 7. Sinograms and reconstructed images before and after gap compensation. (A)  $N_{views}=180(\Delta\theta=1^\circ)$ ,  $\Delta r=pitch/4$ . (B)  $N_{views}=120(\Delta\theta=1^\circ)$ ,  $\Delta r=pitch/2$ .

히려 영상의 왜곡과 잡음이 증가하는 것을 알 수 있다.

## 고찰

DOI 오류에 의한 영상해상도 저하 문제를 극복하기 위하여 3층의 섬광결정층으로 이루어진 PET 시스템의 영상재구성을 위해 가장 이상적인 방법은 3차원 EM(expectation maximization)과 같은 반복연산에 의한 영상재구성 기법이다.<sup>17)</sup> 이러한 영상재구성 기법을 이 시스템에 맞게 구현하고 개선하기 위한 노력이 계속되어야 함은 자명하나 빠른 영상재구성을 위한 2차원 FBP 방법의 구현 또한 필수적이다. 즉, N개의 링으로 이루어진 3층 PET에서 3차원 재구성을 위하여 필요한 데이터 양은 대략  $(3^2N)^2$ 에 비례하나 이는 2차원 재구성을 위하여 필요한 데이터양( $\propto N$ )에 비해 매우 많다.

따라서 2차원 사이노그램 공간으로 단순화되어 저장된 LOR 정보는 데이터 저장공간을 줄이고 영상재구성 시간을 줄이는데 크게 도움이 될 것이다. 이는 제한된 시간 내에 많은 데이터를 처리하여야 하나 최상의 해상도를 요구하지 않는 연구나 PET 시스템의 정도관리를 위한 빠른 검사 등에 유용할 것이다.

이 연구에서는 표본이론에 의해서 추정된 최소 표본수와 표본 불균일성 보정기법의 적용을 위한 수월성 등을 고려할 때 방사방향 표본간격이  $pitch/2$ , 각 표본수가 120개 정도가 적절하였으며, 불균일성 보정과 틸트보정을 적용함으로써 영상왜곡과 배경잡음을 줄일 수 있었다. Fig. 7에서 볼 수 있듯이 표본 불균일성 보정과 틸트보정을 모두 수행하고 표본간격을 위의 기준에 의해서 적용한 Fig. 7B를 더 세밀한 표본간격을 적용한 Fig. 7A와 비교해 보면 해상도가 다소 저

하되나 배경잡음 등은 적은 것을 알 수 있다. 따라서 이러한 표본간격에 대한 제안은 일반적인 기준에 해당하는 것으로 실제적인 적용에 있어서의 표본간격은 사용목적에 따라 선택되어야 할 것이다.

이 논문에서는 FBP 영상재구성을 위하여 히스토그램 데이터를 사이노그램으로 변환하는 기법에 대한 연구가 이루어졌으며 이를 통한 고속의 2D 영상재구성이 가능할 것으로 보인다. 그러나 히스토그램 공간에서 사이노그램 또는 재구성영상 공간으로 데이터가 투사될 때 화소의 크기가 섬광결정의 크기에 비해서 상대적으로 작아지면 LOR이 하나도 지나가지 않는 화소가 생겨 SEM 방법 만으로는 이러한 화소의 표본 불균일성을 완전히 보정하는 것이 어렵다. 이는 재구성된 영상의 해상도를 최대한 개선하는데 있어 장애가 될 뿐만 아니라 전반적인 영상의 질을 감소시키는 요인이 된다.

따라서 이에 대한 후속 연구로 사이노그램 또는 재구성영상의 각 화소에서 출발하여 히스토그램 데이터를 역으로 추출해 오는 화소기반 역투사(pixel-based backprojection)에 대한 연구가 수행되어야 할 것이다.<sup>20,21)</sup> 그러나 이러한 화소기반 역투사를 적용하기 위해서는 측정된 여러 LOR 계수 값에서부터 일정간격의  $(r, \theta)$ 에 해당하는 LOR의 계수 값을 유추하는 보간기법(interpolation)을 사용해야 하나 이는  $(r, \theta)$  2차원 공간에서 비정규적인(irregular) 배열을 갖는 데이터에 적용해야 하므로 각 차원에 대한 가중치 설정, 효율적 비정규 보간기법 등에 대한 연구가 필요할 것이다. 또한 화소기반 역투사의 정확성을 높이고, 재구성 영상의 해상도를 최대한 향상시키기 위해서는  $(r, \theta)$  공간에서의 데이터 표본수를 표본정리의 조건을 만족하도록 충분히 늘려야 하며, 이러한 역투사를 각 화소에서 반복적으로 수행해야 하므로 계산시간이 매우 길어지는 문제가 있어 이러한 계산 시간을 획기적으로 단축시킬 수 있는 고속화 알고리즘의 개발이 필수적일 것이다.

틈새보정에 대한 기존의 연구들은 사이노그램의 주파수 영역에서의 특성을 이용한 방법과<sup>14)</sup> 선형보간법을 이용한 방법으로<sup>15)</sup> 나눌 수 있다. 이러한 방법들은 한 층의 섬광결정을 이용한 PET 시스템을 대상으로 하여 개발되었으나 다층 섬광결정 PET에 적용할 수 있다.<sup>16)</sup> 갠트리 반경을 가변적으로 조정 가능하게 개발한 PET 시스템에서는 이러한 틈새보정이 필연적이다.<sup>15)</sup> 이들 연구진은 선형 보간 및 국소 평균 방법을 각 방향(angular direction)에 대하여 적용한 틈새 보정 기법을 사용하였으며, 팬텀에 대한 보정 영상은 틈새 없이 얻은 영상과 유사하였으나 영상의 전반적인 질은 이에 미치지 못한다고 보고하였다. 사이노그램의 주파수 영역 특성을 이용한 방법은 완전한 사이노그램의 2차원 공간주파

수가 특정 영역에 모여 있으며, 틈새에 의한 공간 주파수 왜곡이 주파수 영역에서 국소적으로 일어남에 착안하여 왜곡된 주파수 영역을 제거한 후 사이노그램 영역으로 역변환하여 보정된 영상을 얻는 방법이다.<sup>14)</sup> 이러한 주파수 영역의 특성을 이용한 보정방법을 본 시스템에 적용하고 선형보간을 이용한 방법들과 비교하는 연구가 향후 필요할 것으로 보인다.

## 요 약

**목적:** 다중섬광결정 PET으로 얻은 데이터에 대한 여과 후역투사 영상재구성 적용을 위한 사이노그램 저장과 보정 방법을 확립하고자 한다. **대상 및 방법:** 검출된 PET 데이터에 대한 저장기법에 대한 연구를 수행하여 효율적 영상재구성을 위한 사이노그램 방식을 확립하였다. 히스토그램에서 사이노그램으로 데이터를 변환할 때 생기는 제반 문제들을 해결하기 위하여 데이터 표본의 최적화와 표본 불균일성 보정기법에 관한 연구를 수행하였으며, PMT간 틈새 보정을 위한 연구를 수행하였다. 모든 데이터는 2차원 여과후역투사 알고리즘을 이용하여 재구성하였으며 보정에 따른 영상질의 향상을 평가하였다. **결과:** 표본이론에 의해서 측정된 최소 표본수와 표본 불균일성 보정기법의 적용을 위한 수월성 등을 고려할 때 방사방향 표본간격이 pitch/2, 각 표본수가 120 개 정도가 적절하였으며, 불균일성 보정과 틈새보정을 적용함으로써 영상왜곡과 배경잡음을 줄일 수 있었다. **결론:** 다층섬광결정 PET의 FBP 영상재구성을 위하여 히스토그램 데이터를 사이노그램으로 변환하는 기법에 대한 연구가 이루어졌으며 이를 통한 고속의 2D 영상재구성이 가능할 것으로 보인다.

## Reference

1. Pomper MG, Lee JS. Small animal imaging in drug development. *Curr Pharm Des.* 2005;11:3247-72.
2. Phelps ME. Nuclear medicine, molecular imaging, and molecular medicine. *J Nucl Med.* 2002;43:13N-4N.
3. Pomper MG. Can small animal imaging accelerate drug development? *J Cell Biochem Suppl.* 2002;39:211-20.
4. Gambhir SS. Molecular imaging of cancer with positron emission tomography. *Nat Rev Cancer.* 2002;2:683-93.
5. Moses WW. Trends in PET imaging. *Nucl Instrum Meth A* 2001;471:209-14.
6. Green MV, Seidel J, Vaquero JJ, Jagoda E, Lee I, Eckelman WC. High resolution PET, SPECT and projection imaging in small animals. *Comput Med Imaging Graph.* 2001;25:79-86.
7. 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.* 1999;46:485-90.



8. Streun M, Brandenburg G, Larue H, Saleh H, Zimmermann E, Ziemons K et al. Pulse shape discrimination of LSO and LuYAP scintillators for depth of interaction detection in PET. *IEEE Trans Nucl Sci.* 2003;50:344-7.
9. Zhang N, Thompson CJ. Optimizing position readout circuits in positron emission tomography: front-end electronics. *IEEE Trans Nucl Sci.* 2003;50:1398-403.
10. Hong SJ, Lee JS, Sim KS, Kim SM, Moon DH, Hong B, et al. Improving DOI information using 3-layer crystals for small animal PET. *Proc IEEE Nucl Sci Symp Med Imag Conf.* 2004;4:2434-8.
11. Lee JS, Hong SJ, Kim SM, Sim KS, Hong B, Lee KS, et al. Design, simulation, and reconstruction strategies for small animal PET scanner with 3-layer phoswich crystals and PMT with large effective area ratio. *J Nucl Med.* 2005;6:491P. [Abstract]
12. 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.
13. Virador PRG, Moses WW, Huesman RH. Reconstruction in PET cameras with irregular sampling and depth of interaction capability. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1998;45:1225-30.
14. Karp JS, Muehllehner G, Lewitt RM. Constrained Fourier space method for compensation of missing data in emission computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging.* 1988;7:21-5.
15. Baghaei H, Li H, Uribe J, Wang Y, Wong W-H. Compensation of missing projection data for MDAPET camera. *Proc IEEE Nucl Sci Symp Med Imag Conf.* 2000;3:17/41-17/45.
16. Michel C, Schmand M, Liu X, Sibomana M, Vollmar S, Knoss C et al. Reconstruction strategies for the HRRT. *Proc IEEE Nucl Sci Symp Med Imag Conf.* 2000;2:15/207-15/212.
17. Yao R, Seidel J, Johnson CA, Daube-Witherspoon ME, Green MV, Carson RE. Performance characteristics of the 3-D OSEM algorithm in the reconstruction of small animal PET images. Ordered- subsets expectation-maximization. *IEEE Trans Med Imaging.* 2000;19:798-804.
18. Agostinelli S, Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H, Arce P et al. Geant4—a simulation toolkit. *Nucl Instrum Meth A.* 2003; 506:250-303.
19. Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H, Arce Dubois P, Asai M et al. Geant4 developments and applications. *IEEE Trans Nucl Sci.* 2006;53:270-8.
20. Peters TM. Algorithms for fast back- and re-projection in computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1981;28:3641-7.
21. Zhuang W, Gopal SS, Hebert TJ. Numerical evaluation of methods for computing tomographic projections. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1994;41:1660-5.