

## 삼중헤드 SPECT에서 기하학적 보정 기법의 개발

서울대학교 의과대학 핵의학교실<sup>1</sup>, 방사선응용생명과학 협동과정<sup>2</sup>, 의학연구원 방사선의학연구소<sup>3</sup>  
김중현<sup>1,2,3</sup> · 이재성<sup>1,2,3</sup> · 이원우<sup>1</sup> · 박소연<sup>1</sup> · 손지연<sup>1</sup> · 김유경<sup>1</sup> · 김상은<sup>1,3</sup> · 이동수<sup>1,2,3</sup>

### Development of Geometric Calibration Method for Triple Head Pinhole SPECT System

Joong Hyun Kim, M.S.<sup>1,2,3</sup>, Jae Sung Lee, Ph.D.<sup>1,2,3</sup>, Won Woo Lee, M.D.<sup>1</sup>,  
So Yeon Park, M.S.<sup>1</sup>, Ji Yeon Son, B.S.<sup>1</sup>, Yu Kyeong Kim, M.D.<sup>1</sup>,  
Sang Eun Kim, M.D.<sup>1,3</sup>, and Dong Soo Lee, M.D.<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>Department of Nuclear Medicine and <sup>2</sup>Interdisciplinary Program in Radiation Applied Life Science Major, College of Medicine and <sup>3</sup>Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University, Seoul, Korea

**Purpose:** Micro-pinhole SPECT system with conventional multiple-head gamma cameras has the advantage of high magnification factor for imaging of rodents. However, several geometric factors should be calibrated to obtain the SPECT image with good image quality. We developed a simplified geometric calibration method for rotating triple-head pinhole SPECT system and assessed the effects of the calibration using several phantom and rodent imaging studies. **Materials and Methods:** Trionix Triad XLT9 triple-head SPECT scanner with 1.0 mm pinhole apertures were used for the experiments. Approximately centered point source was scanned to track the angle-dependent positioning errors. The centroid of point source was determined by the center of mass calculation. Axially departed two point sources were scanned to calibrate radius of rotation from pinhole to center of rotation. To verify the improvements by the geometric calibration, we compared the spatial resolution of the reconstructed image of Tc-99m point source with and without the calibration. SPECT image of micro performance phantom with hot rod inserts was acquired and several animal imaging studies were performed. **Results:** Exact sphere shape of the point source was obtained by applying the calibration and axial resolution was improved. Lesion detectability and image quality was also much improved by the calibration in the phantom and animal studies. **Conclusion:** Serious degradation of micro-pinhole SPECT images due to the geometric errors could be corrected using a simplified calibration method using only one or two point sources. (Nucl Med Mol Imaging 2008;42(1):61-69)

**Key Words:** geometric calibration, pinhole SPECT, center of rotation error

## 서 론

핵의학 영상 기법은 방사성 의약품의 개발<sup>1,2</sup>이나 유전자 이상을 진단하는 도구로써 널리 사용되고 있다. 이러한 핵의학 연구 방법으로써 사람을 대상으로 하는 임상용 핵의학 기기들은 널리 사용되어 왔으나 소동물용을 대상으로 하

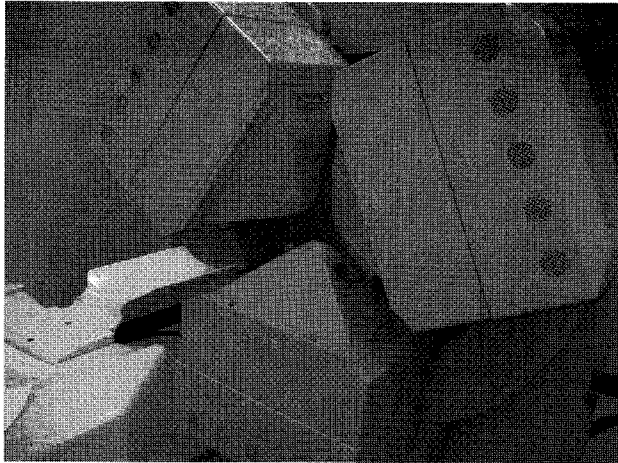
는 고해상도 핵의학 기기들은 아직 발전단계에 있다.<sup>3</sup> 종양 및 여러 유전자 이상을 진단, 치료하기 위한 새로운 방사성 의약품 개발함에 있어서 전임상 연구는 필수적이며 이를 위해서는 고해상도의 소동물 전용 영상 기법이 개발되어야만 한다.

기존의 임상용 핵의학 기기로는 해상도의 한계(약 7~13 mm)로 인해 소동물의 영상을 얻기가 쉽지 않다<sup>4</sup>. 그러나 바늘구멍 조준기의 구멍 크기를 소형화 하여 개조한 후 이를 감마카메라에 장착하면 해상도를 매우 높일 수 있어 소동물의 영상을 얻을 수 있다.<sup>3,5</sup>

이러한 바늘구멍 조준기를 이용한 핵의학 영상기기인 단일광자단층촬영기(Single photon emission computed tomography, SPECT)의 경우 높은 해상도 뿐 아니라 전산화 단층촬영(Computed tomography, CT)과는 달리 기능 및

- Received: 2007. 8. 9. • Accepted: 2007. 12. 21.
- 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: 82-2-2072-2938, FAX: 82-2-2072-3806  
E-mail: jaes@snu.ac.kr

\* 본 연구는 과학기술부 및 과학재단의 지원을 받아 특정기초 연구개발사업 (R01-2006-000-10296-0), 원자력기초공동연구소 지원사업 (2005-04723)을 통해 수행되었음.



**Figure 1.** Trionix TRIAD XLT9 Triple-head SPECT system. Pinhole collimators were attached on each detector plane.

분자 영상을 얻을 수 있어 최근 소동물용 분자영상기기로 주목받고 있다.

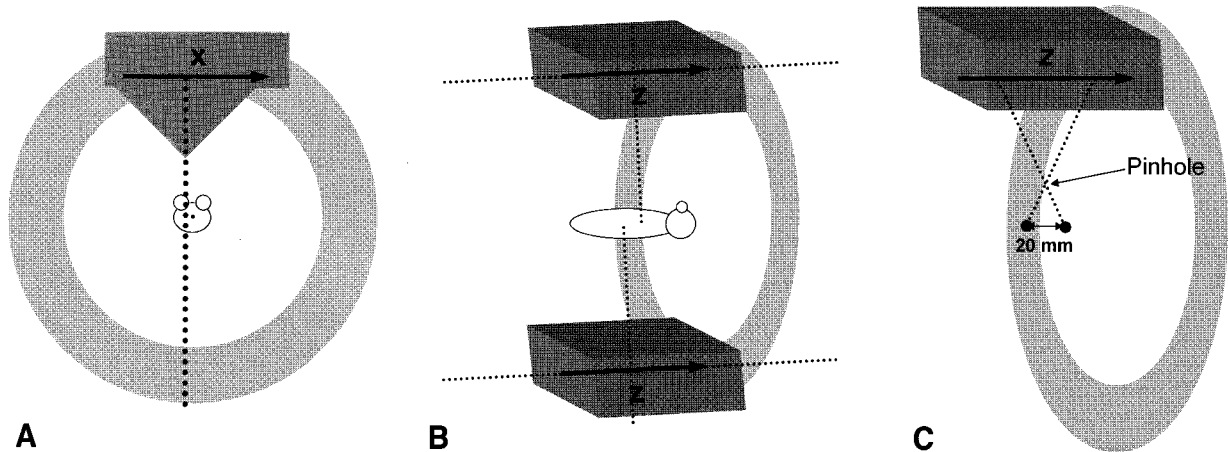
초소형 바늘구멍 조준기를 이용한 다중헤드 감마카메라 시스템은 큰 영상 확대비를 얻을 수 있어 mm 이하의 해상도를 필요로 하는 설치류의 영상을 얻기에 적합하다.<sup>6,7)</sup> 그러나 이러한 기기에서 고해상도의 영상을 얻기 위해서는 몇몇 물리적인 요소들에 대한 보정이 필요하다.<sup>8,9)</sup> 일반적인 SPECT는 각 헤드가 위 아래로 회전하면서 영상을 얻게 되는데 이때 위, 아래에서의 검출기가 받는 중력의 방향은 반대가 된다. 이로부터 파생되는 작은 오차들은 비록 1~2 mm에 불과할지라도 mm 이하의 해상도를 목표로 하는 SPECT 시스템에서 매우 큰 오차를 유발하게 된다. 이전 다른 연구

에서 Metzler SD, 등은 작은 기계적 혹은 전기적 오차 (mechanical and electronic shift)<sup>10)</sup>, 중력에 의한 중축 방향의 오차<sup>11)</sup>, 그리고 정확하게 보정되지 않은 회전반경(radius of rotation)<sup>7)</sup>이 재구성 된 영상에 얼마나 큰 해정도 저하를 가져오는지를 연구하였고, Beque D, 등은 이러한 작은 오차를 정밀하게 보정하기 위해서는 최소한 3개의 점선원을 필요로 한다는 것을 발표한 적이 있다<sup>5,8)</sup>. 이 연구에서는 검출기가 회전하는 삼중헤드 감마카메라 시스템에서 오차를 유발할 수 있는 여러 물리적 요소들에 대한 보정 기법을 개발함에 있어서 앞선 연구와는 달리 1개 혹은 2개의 점선원만을 이용한 매우 간단한 보정 기법을 개발하고 이러한 보정 기법을 점선원, 팬텀, 그리고 회전 영상에 대해 적용하여 보정 효과를 평가하였다.

## 대상 및 방법

### 1. TRIAD XLT9 삼중-헤드(Triple-Head) SPECT 시스템 및 바늘구멍 조준기

본 연구에서는 Trionix Research Laboratory Inc.의 TRIAD XLT9 SPECT 시스템이 사용되었다.<sup>12)</sup> 이 SPECT는 삼중 헤드 SPECT 시스템으로 검출기 부분의 사양은 Table 1과 같다(Fig. 1). 각 헤드의 시야 크기는 종축 방향으로 29.2 cm, 횡축 방향으로 43.7 cm이며 모든 헤드에는 바늘구멍 조준기의 장착이 가능하다. 바늘구멍 조준기는 사각뿔(quadrangular pyramid) 형태의 주 몸체(main body)와 방사선을 투과시킬 수 있는 구경(diameter)의 크기를 결정할 수 있는 입구부(aperture insert)로 구성되어 있으며 입구의



**Figure 2.** (A) Transaxial positioning error was originated by mismatch between axis of rotation and center of rotation. (B) Axial positioning error was originated by gravitational effect of the SPECT detector gantry. (C) Axially departed two point sources were scanned for radius of rotation calibration.

**Table 1.** Specification of Trionix TRIAD XLT9 Triple-head SPECT Detector

Description	Type or Dimension
Field of view	29.2 cm × 43.7 cm (11.5" × 17.2")
Crystal material	Nal(Tl)
Crystal thickness	9.5 mm (3/8")
No. of photomultiplier tubes	49

구경의 크기에 의해 시스템의 해상도와 민감도가 결정된다. 입구부의 구경은 0.5, 0.7, 1.0 mm 세 종류가 있으나 본 연구에서는 민감도를 고려하여 1.0 mm의 구경을 갖는 입구부만을 사용하였다. 바늘구멍 조준기의 초점 거리(focal length)는 21 cm였고 회전 반경(radius of rotation)은 2 cm에서 10 cm 이상까지 조절 가능했다.

## 2. 기하학적 보정기법의 개발

검출기가 회전하는 SPECT 시스템에서는 아무리 정밀하게 제작된 시스템이라 할지라도 검출기가 회전하면서 생기는 검출기의 미세한 움직임이 있을 수밖에 없다.<sup>8-11)</sup> 주된 요인들로는 바늘구멍의 위치가 검출기의 정중앙으로부터 횡단면(transaxial) 축 상으로 벗어나서 생기는 오차(Fig. 2A), 검출기와 바늘구멍 조준기 주물체의 무거운 무게로 인해 생기는 종축(axial) 방향으로의 이동(Fig. 2B), 마지막으로 검출기에서 입력해 준 회전 반경과 실제 회전 반경과의 차이가 있을 것이다. 바늘구멍의 위치가 검출기의 정 중앙으로부터 벗어나서 생기는 오차는 검출기 회전 방향의 오차로써 이는 횡축 방향(X)의 일률적인 이동을 유발한다. 검출기 자체의 무거운 무게로 인해 생기는 바늘구멍 조준기의 방향은 검출기가 위에 위치했을 때와 아래 있을 때 종축 방향의 양의 방향 또는 음의 방향으로 반대로 일어나며 이를 통해 이 종축 방향(Z)의 오차는 회전 각도에 의존함을 알 수 있다. 입력해 준 거리와 실제 거리의 차이는 피사체 거리(object length)와 초점 거리로 구해지는 영상의 확대비를 왜곡시켜 재구성되는 영상의 크기를 왜곡할 수 있다. 특히 세 검출기가 같은 거리에 위치하도록 하였음에도 불구하고 이들 사이에 거리 차이가 생긴다면 세 검출기로부터 얻어지는 영상들을 이용해 재구성 할 때 큰 해상도 저하가 생길 수 있다. 이는 바늘구멍 조준기와 같이 영상의 확대비가 클 경우 더욱 심각할 것으로 예상된다. 이러한 모든 오차는 1~2 mm 정도에 불과하지만 소동물의 크기를 고려하였을 때 상대적으로 큰 해상도 저하를 유발한다.

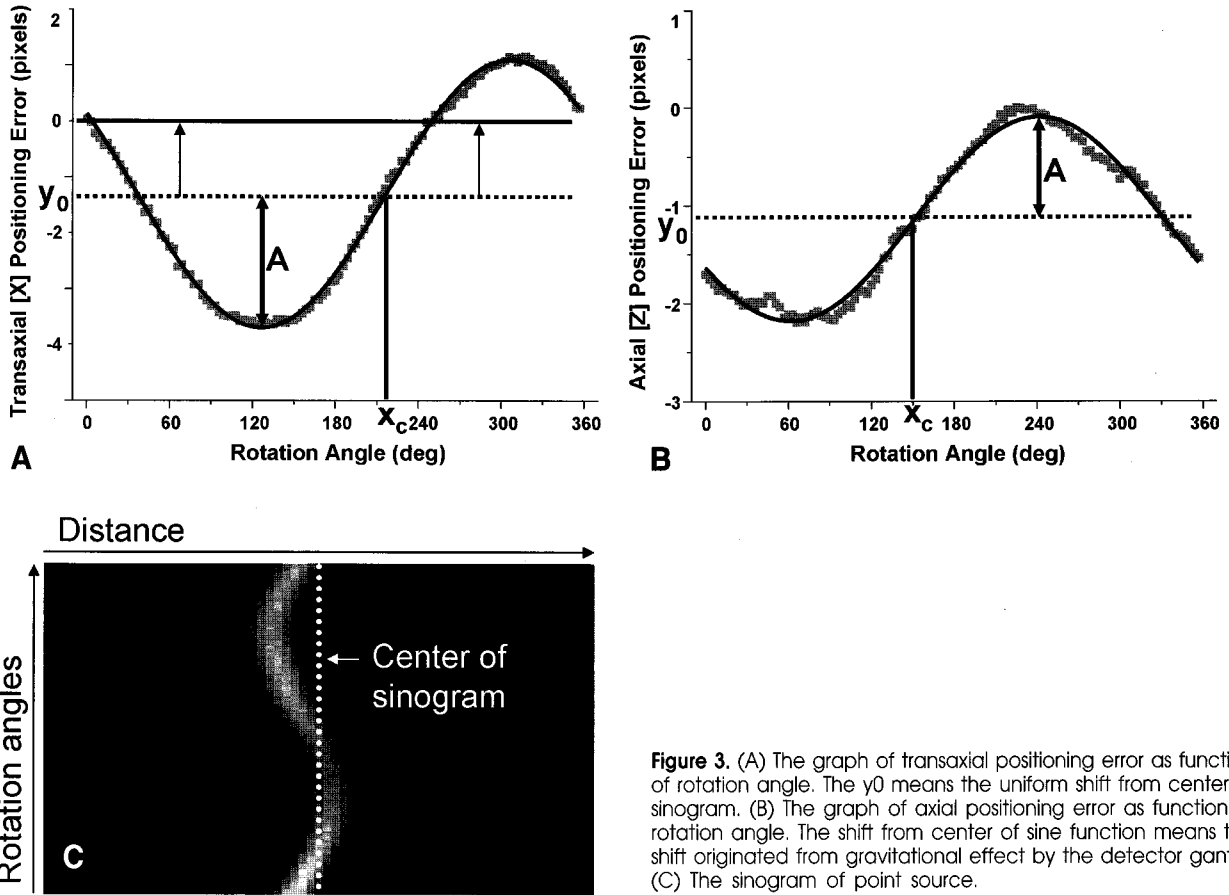
이러한 해상도 저하요인들을 보정하기 위해 점선원의 영상을 이용한 보정 기법을 개발하였다. 지름 약 1.1 mm, 방사능 약 3.7 MBq(100 µCi)의 액상 Tc-99m 점선원을 제작하여

2시간동안 각 헤드마다 전체 각도(360°)에 대해 step and shoot 모드로 영상을 얻었다. 각 헤드는 모두 360° 회전하였고 3°씩 120회 회전하여 각 헤드당 120개의 영상 프레임(or projection-view)을 얻었다. 각 프레임당 영상 획득 시간은 1분 이었으며 회전반경은 4.5 cm 였다. 각 각도에서 얻어진 영상으로부터 무게중심을 찾는 방법을 이용하여 점선원의 중심(centroid)을 찾았다. 이렇게 찾아준 점선원의 위치를 횡축 방향(X 방향)과 종축 방향(Z 방향)에 대해 각도에 따른 그래프로 그려주고 이를 사인 함수로 곡선 정합(fitting)하였다. 횡축 방향에서의 점선원의 위치를 사인함수로 곡선 정합하면 사인함수가 y축 방향으로의 이동을 보이게 되는데 이 값은 위에서 설명한 횡축 방향으로의 일률적인 이동을 의미한다. 종축 방향에서의 점선원의 위치를 횡축 방향에서와 같이 사인함수로 곡선 정합했을 경우에는 횡축 방향에서의 정합과는 다른 의미를 가지는데, 여기서는 진폭과 위상이 검출기 회전에 있어서 회전 각도에 따른 종축 방향의 이동을 설명해 준다.

또한 종축 방향(Z 방향)으로 일정 거리만큼 떨어진 두개의 점선원을 이용하여 입력해준 거리와 실제 거리의 차이를 보정하였다(Fig. 2C). 이를 위해 약 18.5 MBq (500 µCi)의 방사능을 갖는 두개의 Tc-99m 점선원을 종축 방향으로 20 mm 떨어뜨려 놓고 각 검출기에 대해 전체 각도(360°)에 대해 영상을 얻었다. 각 각도에서 얻어진 사이노그램 상에서의 점선원간의 거리를 이용하여 역시 사인 함수에 곡선 정합 하였으며 역시 이 곡선을 이용하여 보정을 수행하였다. 곡선 정합한 사인함수는 횡축 방향의 오차를 보정하는 방법에서와 마찬가지로 y축 방향으로의 일률적인 이동이 중요한 의미를 가지는데 이는 영상에서의 두 점선원의 평균거리를 나타내 주는 중요한 파라미터가 된다.

## 3. 물리적 보정 효과 검증 실험 및 소동물에의 응용

이러한 기하학적 보정기법의 효과를 확인하기 위하여 보정 전과 후의 영상을 비교하였다. 이를 위해 약 3.7 MBq (100 µCi)의 Tc-99m 점선원과 약 740 MBq (20 mCi)의 Tc-99m을 주입한 열소반점 초소형 모형(Hot Spot Insert Micro Phantom, Micro Hot Spot Insert Model ECT/



**Figure 3.** (A) The graph of transaxial positioning error as function of rotation angle. The  $y_0$  means the uniform shift from center of sinogram. (B) The graph of axial positioning error as function of rotation angle. The shift from center of sine function means the shift originated from gravitational effect by the detector gantry. (C) The sinogram of point source.

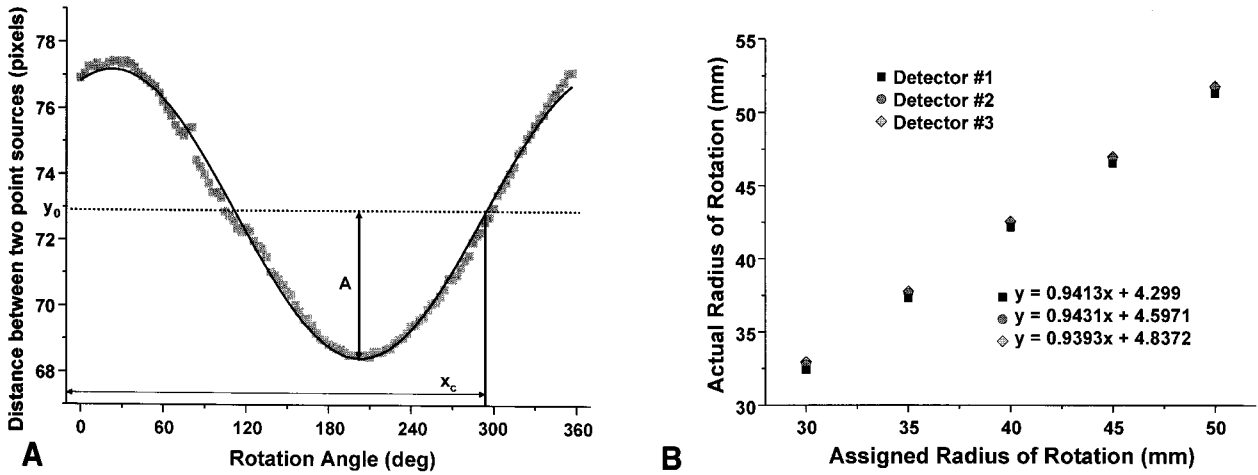
HOT-MMP/I, Data Spectrum Corp., NC, USA)의 영상을 각각 얻었다. 각 헤드는 3°씩 120회 회전하였고 각 프레임당 영상 획득 시간은 1분으로, 전체 영상 획득 시간은 2시간이었다. 이들의 영상을 보정 전과 보정 후에 각각 재구성 하였으며 이를 비교하였다.

또한 이러한 보정기법을 소동물에 응용하기 위해 약 400~500 g의 흰쥐의 심장스캔(555MBq, Tc-99m MIBI, 1.5 ml, 섭취시간 30분), 폐스캔(370 MBq, Tc-99m HDP, 1 ml, 섭취시간 120분), 그리고 갑상선스캔(370 MBq, Tc-99m, 1 ml, 섭취시간 30분) 영상을 각각 한 마리씩 이용하여 얻고 보정 효과를 평가하였다. 검출기에서의 영상 획득 프로토콜은 3°씩 40 회전, 각 프레임당 영상 획득 시간은 90초로 전체 영상 획득 시간은 1시간이었으며, 회전반경은 4.5 cm였다. 바늘구멍 조준기의 구조를 고려한 3차원 역과후역투사(filtered back-projection, FBP) 기법을 통해 모든 영상을 재구성하였으며 점선원에 램프 필터(Ramp filter)를, 열소반점 초소형 모형 및 모든 동물 영상에 대해 0.45 cycles/pixel (0.25 cycles/mm)의 차단주파수(cut-off frequency)를 갖는 해닝 필터(Hanning filter)를 각각 적용하였다.

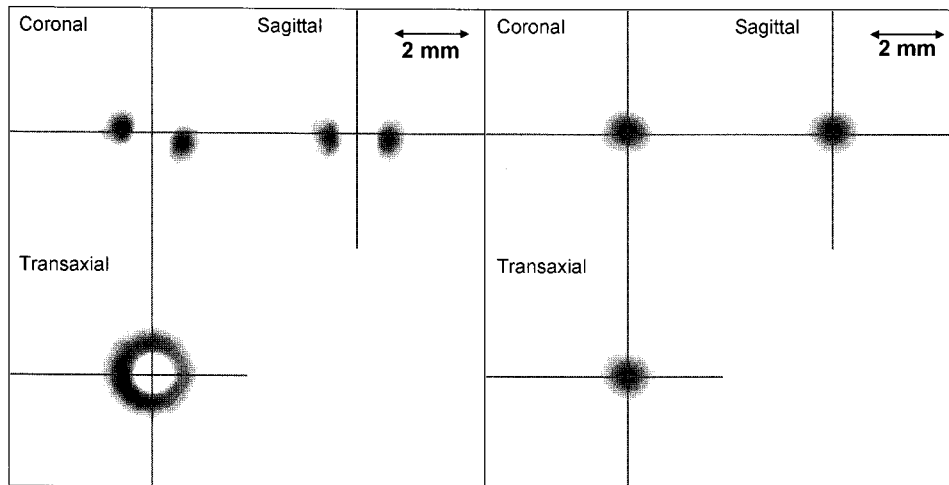
소동물 영상을 얻는 이러한 실험에서는 작은 피사체를 영상화하기 때문에 피사체 내에서 감쇠(attenuation)나 산란(scatter)의 영향이 매우 작아 이들에 대한 보정을 적용하지 않았다. 그러나 상대적으로 긴 시간동안 영상을 얻었기 때문에 반감기를 이용하여 붕괴 보정(decay correction)을 수행하였다.

## 결 과

점선원으로부터 얻어진 영상의 (X, Z) 위치 정보를 각도에 따라 나타낸 그래프 및 곡선 정합한 사인 함수가 Fig. 3A, 3B에, 그리고 실제 얻어진 사이노그램이 Fig 3C 나타나 있다. Fig. 3A의 진폭(A) 및 위상( $x_c$ )은 회전 중심에 대한 점선원의 상대적 위치(횡단면상 위치)에 따라 달라지지만  $y_0$  값은 사이노그램 상에서 영상이 일정한 거리만큼 이동 하였다는 것을 보여주는 것으로써 이는 바늘구멍의 위치가 검출기의 중앙에서 횡축 방향으로 벗어남으로써 생기는 일률적인 이동을 의미한다. Fig. 3B에서  $y_0$  값은 회전 중심에 대한 점선원의 상대적 위치(중축 방향)에 따라 달라지는 값이 되



**Figure 4.** (A) The graph of the distances between two point sources as function of rotation angle. (B) A relations between assigned radius of rotation and actual radius of rotation. There are non-proportionalities between actual and assigned radius of rotation. Moreover, actual radius of rotation among three detectors were different.



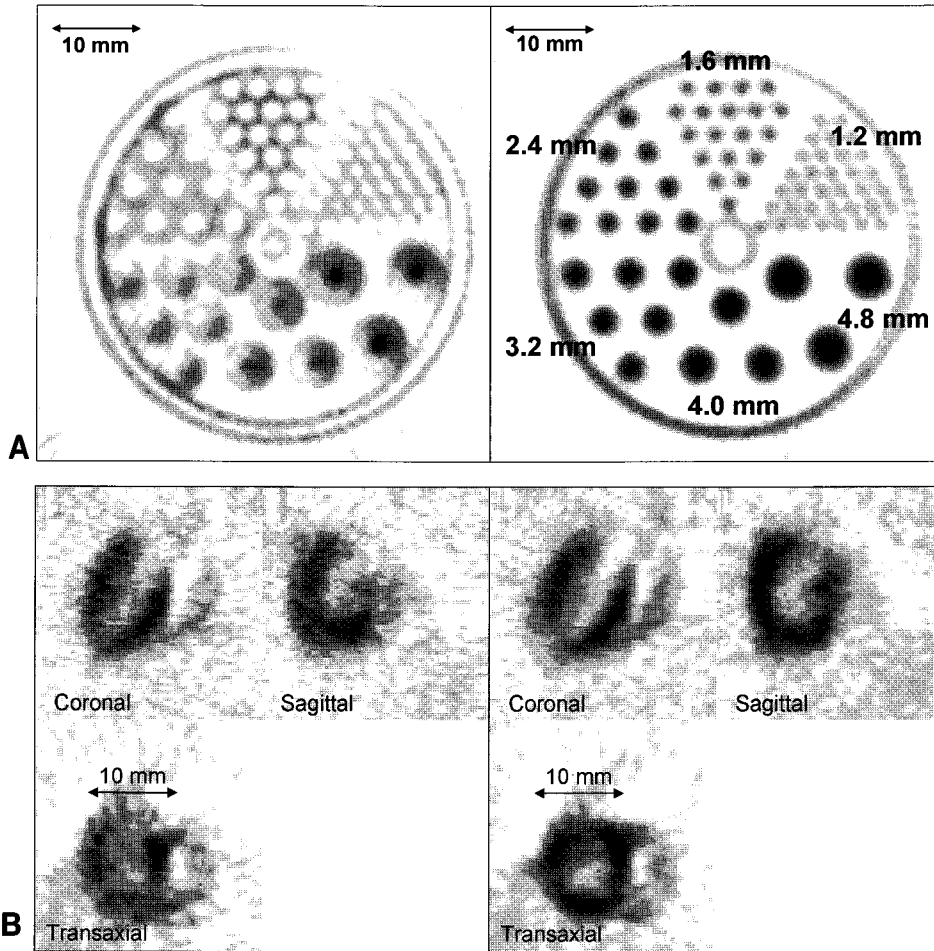
**Figure 5.** The reconstructed image of a point source. Without geometry calibration, point source image was broadened to filled doughnut (left). The exact sphere shape was obtained after geometry calibration (right).

지만 진폭 및 위상은 검출기의 회전 각도에 의존하는 중력에 의한 종축 방향의 이동을 보여준다. Fig. 3A의  $y_0$ 를 이용하여 바늘구멍의 횡축 방향으로의 이동을 보정 할 수 있었으며 Fig. 3B의 진폭(A), 위상( $x_c$ ) 값을 이용하여 중력에 의한 종축 방향의 이동을 보정할 수 있었다.

또한 두 점선원의 거리를 각도에 따라 나타낸 그래프 및 곡선 정합한 사인 함수가 Fig. 4A에 나타나 있다. 이 그래프에서 역시 진폭(A) 및 위상( $x_c$ )은 두 점선원의 위치(횡단면상의 위치)에 따라 달라지는 값이 되지만  $y_0$  값은 두 점선원의 평균 거리를 나타내 준다. 사이노그램 상의 영상에서 두 점선원이 떨어진 거리는 화소(pixel) 단위로 표현되는데 사

이노그램의 한 화소의 크기(1.78 mm/pixel)를 이용하면 두 점선원의 사이노그램에서의 거리를 mm 단위로 구할 수 있다. 사이노그램에서의 두 점선원의 거리와 실제 점선원의 거리의 비는 바늘구멍과 검출기 표면 사이의 거리(초점 거리, focal length, 21 cm)와 바늘구멍과 회전중심 사이의 거리(피사체 거리 또는 회전 반경, object length or radius of rotation)의 비와 같다. 이를 이용하면 다음과 같은 비례식을 통해 회전중심과 바늘구멍 사이의 실제 거리(피사체 거리의 실제 값)를 계산해 낼 수 있다.

$$y_0(\text{pixels}) \times 1.78(\text{mm/pixel}) : 20(\text{mm}) = 210(\text{mm}) : \text{ROR}(\text{mm})$$



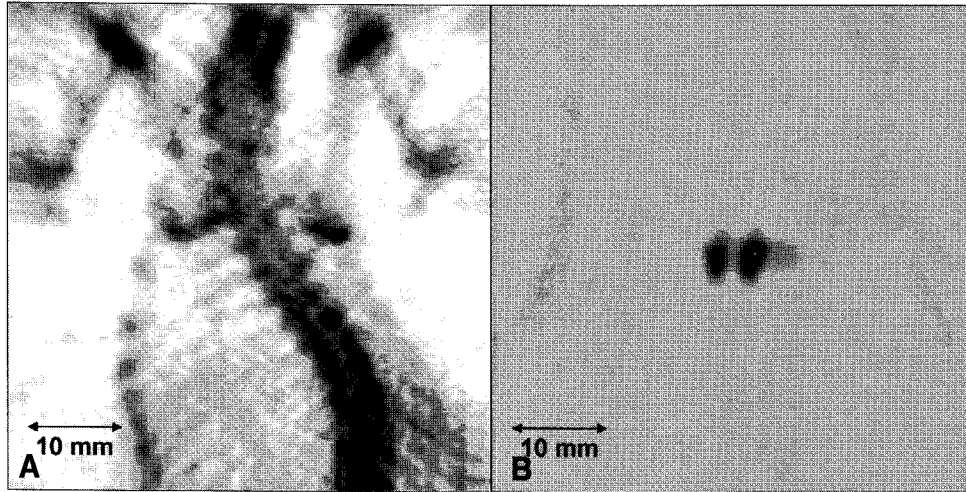
**Figure 6.** (A) The reconstructed image of hot spot insert micro phantom. Some hot lesions were seen as cold lesions before geometric calibration (left). The complete shape of phantom was obtained after geometric calibration (right). We can see the smallest hot spot lesion after calibration. (B) The reconstructed myocardial SPECT image of rat after injection of Tc-99m MIBI. The left ventricle of rat was about 10 millimeters. We can see right ventricle as well as left ventricle after geometric calibration (right).

여기서  $y_0$ (pixels)값은 그래프를 통해 구한 두 점선원의 평균 거리,  $1.78(\text{mm}/\text{pixel})$ 은 검출기에서의 화소 간격을 mm 단위로 나타낸 값,  $20(\text{mm})$ 은 두 점선원의 실제 거리,  $210(\text{mm})$ 은 초점거리, 그리고  $\text{ROR}(\text{mm})$ 은 구하고자 하는 회전 반경이 된다. 이렇게 실험적으로 구한 거리와 입력해 준 거리를 비교한 그래프가 Fig. 4B이다. 각 검출기에 대해 입력한 거리와 실제 거리 사이에 완벽한 1:1 대응이 되지 않을 뿐더러 같은 거리를 입력하였다 하더라도 각 검출기 간에 실제 거리는 달라질 수 있다는 것을 보여주고 있다.

위와 같은 보정을 수행하기 전 후의 점선원 영상이 Fig. 5에 나타나 있다. 보정 전 각 검출기에 따라 약 1~3 mm의 반지름을 갖는 기울어진 도넛 모양으로 보이던 영상이 보정을 해준 후에는 완벽한 점선원의 영상이 되는 것을 볼 수 있

었다. 종축 방향의 해상도는 보정을 해줌으로써 1.49 mm에서 1.38 mm로 향상되었다.

Fig. 6A는 보정 전과 후의 열소반점 초소형 팬텀의 영상을 보여주고 있다. 보정 전 일부 열소반점의 화소가 오히려 냉소반점으로 보이기까지 하였으나 보정 후 가장 작은 화소인 1.2 mm의 화소까지 검출이 가능했다. Fig. 6B는 보정 전과 후의 흰쥐의 심장영상을 보여주고 있다. 심장의 크기가 약 10 mm임에도 불구하고 보정 후 매우 높은 해상도의 영상을 얻을 수 있었으며 좌심실뿐만이 아닌 우심실의 섭취까지도 확인할 수 있었다. Fig. 7은 이러한 보정 효과를 잘 보여주는 흰쥐의 뼈스캔 영상(Fig. 7A) 및 감상선 영상(Fig. 7B)이다. 뼈스캔 영상에서 등뼈의 마디 사이 및 늑골이 구분 가능했고 감상선의 영상에서는 4 mm도 되지 않는 매우 가



**Figure 7.** (A) The reconstructed bone scan image of rat after injection of Tc-99m MDP. A detailed structures of skeletal and ribs can be obtained. (B) The reconstructed thyroid scan image of rat after injection of Tc-99m. The distance between two thyroid was less than 4 millimeters.

가이 있는 두 갑상선이 확연히 구분되었다.

## 고찰

아무리 정밀하게 제작된 SPECT 시스템이라 할지라도 검출기가 회전하는 경우 1~2 mm 이하의 기하학적 정확성을 기대하기는 힘들다. 임상에서 평행구멍형 조준기를 이용하여 환자의 영상을 얻는 경우 기대할 수 있는 해상도는 거리와 조준기의 종류에 따라 약 7~13 mm 정도인데 이때 검출기의 회전각도에 의존하는 1~2 mm 정도의 오차는 전체 해상도에 큰 영향을 미치지 못한다. 그러나 바늘구멍 조준기를 이용하여 소동물의 영상을 얻고자하는 경우 수 mm 정도의 해상도를 목적으로 하기 때문에 1~2 mm 정도의 기하학적 오차는 영상 해상도 저하의 주요인이 된다. 이 연구에서는 바늘구멍 조준기를 장착한 상태에서 해상도 저하의 주요인이 되는 기하학적 오차를 보정하는 기법을 개발하였고 이를 몇몇 모형 및 동물 실험에 적용하여 효과를 검증하였다.

Fig. 3A는 회전각도에 따른 횡축 방향으로의 오차 및 곡선 정합 한 사인함수의 그래프이다. 사인함수로 곡선 정합 하였을 때 각각의 계수가 의미하는 것은 다음과 같다. 점선 원은 SPECT의 회전중심에 위치하게 했을 때 점선원의 위치는 회전중심에 대략 가까울 뿐 회전중심의 위치와 완벽히 일치하지는 않는다. 이때 점선원의 위치와 회전중심 사이의 거리가 사인함수에서 진폭 A로 표현되고 횡단면 상에서 회전중심으로부터 점선원의 벗어난 방향(각도)이 위상( $x_c$ )으로 표현된다. 그러므로 이 두 값은 기하학적 보정을 해줄 때 중요한 파라미터가 되지 않았다. 그러나 사인함수의 중심이

x축으로부터 벗어난 정도를 나타내는  $y_0$ 값은 검출기의 회전축과 SPECT 시스템의 회전중심이 일치하지 않아서 생기는 한쪽 방향의 일률적인 오차를 의미한다(Fig. 2A). 모든 투사 데이터를 횡단면 방향으로  $-y_0$ 만큼 이동시켜 주는 방법으로 횡축 방향의 오차를 보정해 주었다.

Fig. 3B는 회전각도에 따른 종축 방향으로의 오차 및 곡선 정합 한 사인함수의 그래프이다. 여기서 각각의 계수가 의미하는 바는 위의 경우와 다르다. 종축 방향의 오차를 유발하는 중력의 영향이 없다고 가정한다면 그래프는 일직선이 되어야 한다. 그러나 선원을 놓는 위치에 따라 직선의 위치는 x축과 멀어질 수도 가까워질 수도 있다. 선원의 위치가 SPECT 시스템의 회전중심에 정확히 일치한다면 그래프는 x축과 겹칠 것이다. 그러므로 실제 중력의 영향을 받은 상태에서 얻어진 Fig. 3B 그래프에서  $y_0$ 값은 선원의 종축 위치에 따른 값이므로 보정에 이용되지는 않는다. 그러나 진폭 A와 위상  $x_c$ 의 경우 검출기가 중력의 영향을 받아 실제 선원의 위치가 직선( $y_0$ )으로부터 벗어나는 패턴을 보여주는 파라미터가 된다. 이를 보정하기 위해 각 투사 데이터를 종축 방향으로  $-A \cdot \sin(3x - x_c)$ 만큼 옮겨주었다(x는 각도에 따른 데이터의 slice number, 3도씩 이동하였으므로 x 앞의 계수는 3이다).

위 두 보정에서 각 헤드의 오차(횡축 오차에서  $y_0$ , 종축 오차에서 A)는 서로 달랐으나 위상은  $120^\circ$  만큼씩 차이가 있었다. 각 헤드가  $120^\circ$ 씩 떨어져있기 때문에 생긴 당연한 결과라 하겠다.

영상의 크기를 왜곡 없이 동일하게 재현하는 것은 매우 중요하다. 검출기에서 입력해 주는 거리는 실제 거리와 약간

의 차이가 있었는데 이는 큰 영상 확대비에서 그 오차를 더욱 크게 만든다. 영상의 확대비는 초점 거리와 피사체 거리의 비로 구해지는데 본문의 피사체 거리가 각 검출기마다 다르다는 것은 각 검출기마다 각각 다른 영상 확대비를 적용하는 것이 되어 영상 재구성 시 영상의 해상도를 저하시키는 요인이 될 수 있다는 것을 의미한다. Fig. 4B를 이용하면 입력한 거리를 실제 거리로 환산하여 재구성하는 것이 가능해지므로 영상의 정확한 크기를 재현할 수 있게 될 뿐만 아니라 3개의 검출기를 동시에 이용하여 영상을 얻는 프로토콜에서도 해상도의 저하를 줄일 수 있다. 특히 CT나 MRI같은 구조적 영상들과 융합하여 구조적 위치 정보를 얻고자 할 때 이 영상기법을 통해 얻어지는 영상을 이용하기 위해서는 영상 크기의 정확한 재현이 무엇보다도 중요하다고 말할 수 있다. 게다가 이 연구에서 사용된 장비의 경우 각 검출기의 회전 반경을 동일하게 입력했음에도 불구하고 약간의 차이를 보였는데 이 경우 각 검출기에서 얻어진 데이터로부터 거리에 대한 보정 없이 영상을 재구성 한다는 것은 각 검출기마다 서로 다른 영상의 확대비가 적용되어 큰 해상도의 저하를 유발할 수 있을 것이다.

점선원의 재구성 된 영상(Fig. 5)을 보면 이와 같은 기하학적 보정들을 수행하지 않았을 경우 기울어진 도넛 모양의 영상을 얻게 된다. 횡축 방향의 오차인 일률적인 이동은 이 크기가 작을 경우 단순히 해상도를 저하시키는 원인이 되겠지만 점선원의 영상에서 보는 것처럼 병소의 크기보다 큰 오차는 재구성 영상에서 도넛 모양으로의 영상 왜곡을 유발한다. 종축 방향의 중력에 의한 오차는 Z축으로 영상이 퍼져나가게 되는 원인이 된다. 검출기가 위에 있는 경우와 아래 있는 경우 종축 방향의 오차는 방향이 반대로 나타나는데 이 검출기가 회전하면서 이 오차는 Fig. 3B와 같이 연속적인 값을 가지게 되므로 영상을 재구성함에 있어서 오차의 방향과 크기가 연속적으로 달라 영상의 해상도를 떨어뜨리게 되는 것이다. 이 점선원의 영상을 보정 후 재구성 하였을 때 완벽한 점선원의 영상이 얻어졌다.

점선원의 영상이 도넛모양으로 왜곡되는 현상이 열소반점 초소형 모형의 실험 결과(Fig. 6A)에서도 잘 나타나고 있다. 보정을 수행하지 않은 팬텀영상의 경우 일부 열소반점이 냉소반점으로 보이기까지 하는 영상 왜곡이 일어나게 되는데 이는 각 화소가 도넛모양으로 왜곡되면서 생기는 현상이다. 위 점선원의 영상 재구성 결과에서 볼 수 있듯이 병소보다 큰 오차(Fig. 6A에서 2.4 mm 이하의 화소)는 각 열소반점을 도넛모양으로 왜곡시켜 이들이 서로 중첩되면서 냉소반점으로 보이게 된 것이다. 이러한 큰 영상의 왜곡은 기하학적 보정 방법을 통해 크게 개선될 수 있었다.

이러한 보정 기법을 통해 Fig. 6B, 7A, 7B와 같은 매우 높은 해상도의 동물 영상을 얻을 수 있었다.

이 연구에서와 같이 소동물 전용의 SPECT 시스템이 아닌 인체용 SPECT 시스템을 이용해서 연구를 하고자 할 때에는 몇 가지 한계에 부딪히게 된다. 인체용 SPECT는 처음 개발단계에서부터 소동물의 영상을 얻는 것을 고려하지 않기 때문에 바늘구멍 조준기를 이용한 SPECT 영상 획득 역시 고려하지 않고 이에 대한 보정기법 또한 제공해 주지 않는다. 또한 소동물 전용의 SPECT 시스템에서는 조준기로 주로 다중 바늘구멍 조준기를 사용하는데 이때 조준기는 고정된 채 출시되는 것이 일반적이다. 그러나 인체용 SPECT의 경우 완전한 연구용 시스템이 아니기 때문에 주로 환자를 진단하는데 사용되고 이 경우 바늘구멍 조준기는 사용되지 않는다. 소동물의 영상을 얻기 위해 바늘구멍 조준기를 장착하게 되면 일반적으로 바늘구멍 조준기를 장착할 때마다 서로 다른 오차를 보여 그때마다 보정을 수행해야 하는 어려움이 있게 된다. 실제로 위 실험들을 수행함에 있어서 실험 전 반드시 점선원의 영상을 얻어 매번 보정을 수행하였다.

그러나 이러한 보정 기법을 이용하면 소동물 전용의 시스템을 구입하는 비용보다는 매우 저렴한 비용으로 고해상도의 소동물 영상을 얻을 수 있게 되고 이는 전임상 연구의 도구로써 충분한 가치를 가질 수 있을 것이다.

결론적으로 이 연구에서 개발한 1개 혹은 2개의 점선원만을 이용한 매우 간단한 기하학적 보정 기법은 검출기가 회전하는 바늘구멍 조준기 SPECT 시스템에서 해상도를 크게 향상시킬 수 있었으며 이는 소동물을 이용한 연구를 수행함에 있어서 필수적이라고 할 수 있다.

## 요 약

**목적:** 일반적인 바늘구멍 조준기를 사용한 SPECT 시스템은 피사체를 확대시킬 수 있다는 장점이 있어 설치류와 같은 소동물 영상을 얻기에 적합하다. 그러나 몇 가지 기하학적 오차는 영상의 해상도를 크게 저하시킬 수 있으므로 이를 보정해주는 기법이 필요하다. 본 연구에서는 바늘구멍 조준기를 장착한 삼중 헤드 SPECT 시스템에서 간단한 기하학적 보정기법을 개발하고 이를 모형과 몇몇 설치류 영상에 대해 적용하여 기하학적 보정 효과를 검증하였다. **대상 및 방법:** Trionix사의 TRIAD XLT9 SPECT 시스템에 1.0 mm의 입구를 갖는 바늘구멍 조준기를 장착하고 실험하였다. 회전 각도에 의존하는 기하학적 오차를 측정하기 위해 중앙에 위치시킨 점선원의 영상을 얻었다. 무게중심을 구하는 방법으로 점선원의 중심 위치를 찾아주었고 이 중심 위치를 이용하



여 기하학적 오차를 보정하였다. 또한 입력해준 회전 반경과 실제 회전 반경의 차이를 보정하기 위해 중축 방향으로 서로 떨어져 있는 두 개의 점선원 영상을 얻었다. 기하학적 오차의 보정 기법을 검증하기 위해 점선원을 보정 전, 후에 각각 재구성 하여 이를 비교하였다. 또한 열소반점 초소형 모형 및 몇몇 설치류 영상에 대해 SPECT 영상을 얻어 보정 효과를 검증하였다. **결과:** 보정 전 기울어진 도넛 모양으로 보이던 점선원의 재구성 영상이 보정 후 완벽한 구 모양으로 얻어졌고 축방향의 해상도 역시 개선되었다. 열소반점 모형과 설치류 영상에서도 매우 높은 해상도의 영상을 얻을 수 있었다. **결론:** 기하학적 오차에 의한 영상 왜곡 및 해상도의 저하 현상이 이 연구에서 개발된 하나 또는 두 개의 점선원을 이용한 간단한 보정 기법에 의해 크게 보정되었다.

## References

1. Kim YH, Lee DS, Kang JH, Lee YJ, Chung JK, Roh JK, et al. Reversing the silencing of reporter sodium/iodide symporter transgene for stem cell tracking. *J Nucl Med* 2005;46:305-11.
2. Kang JH, Lee DS, Paeng JC, Lee JS, Kim YH, Lee YJ, et al. Development of a sodium/iodide symporter (NIS)-transgenic mouse for imaging of cardiomyocyte-specific reporter gene expression. *J Nucl Med*. 2005;46:479-83.
3. Kim JH, Lee JS, Kim JS, Lee BI, Kim SM, Choung IS, et al. Development and performance evaluation of an animal SPECT system using Philips ARGUS gamma camera and pinhole collimator. *Kor J Nucl Med*. 2005;39:445-55
4. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Physics in nuclear medicine. 3rd ed. Pennsylvania: Saunders; 2002. p. 227-251
5. Beque D, Nuyts J, Bormans G, Suetens P, Dupont P. Characterization of pinhole SPECT acquisition geometry. *IEEE Trans Med Imag*. 2003;22:599-612.
6. Acton PD, Choi SR, Plossl K, Kung HF. Quantification of dopamine transporters in the mouse brain using ultra-high resolution single-photon emission tomography. *Eur J Nucl Med*. 2002;29:691-8
7. Metzler SD, Patil NH. Measuring the variation in radius of rotation as a function of gantry angle for ultra-high-resolution pinhole SPECT. *IEEE Trans Nucl Sci*. 2005;52:1236-42
8. Beque D, Nuyts J, Suetens P, Bormans G. Optimization of geometrical calibration in pinhole SPECT. *IEEE Trans Med Imag*. 2005;24:180-90
9. Wang Y, Tsui BMW. Pinhole SPECT with different data acquisition geometry: usefulness of unified projection operators in homogeneous coordinates. *IEEE Trans Med Imag*. 2007;26:298-308
10. Metzler SD, Greer KL, Jaszczak RJ. Determination of mechanical and electronic shifts for pinhole SPECT using single point source. *IEEE Trans Med Imag*. 2005;24:361-70.
11. Metzler SD, Jaszczak RJ, Greer KL, Bowsher JE. Angular-dependent axial-shift correction for pinhole SPECT. *IEEE Trans Nucl Sci*. 2007;54:124-9
12. 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 Imag*. 2005;24:853-62