

# 소동물 전용 양전자방출단층시스템의 섬광체 배열에 따른 특성 평가: 몬테칼로 시뮬레이션 연구

## Characterization Study of Detector Module with Crystal Array for Small Animal PET: Monte Carlo Simulation

백철하

동서대학교 방사선학과

Cheol-Ha Baek(baekch@gdsu.dongseo.ac.kr)

### 요약

본 연구의 목적은 몬테칼로 모사방법을 이용하여 소동물 전용 양전자방출단층촬영 시스템의 모듈 내 섬광체 배열 수에 따른 특성평가를 하는 것이다. 이 연구에서 제안한 소 동물 전용 양전자방출단층촬영 시스템은 모듈 내 섬광체 수를 1 ~ 8개로 구성하였으며, 섬광체 크기는  $2.0 \times 2.0 \times 10.0 \text{ mm}^3$  크기의 LSO 섬광결정을 사용하였고 스캐너의 직경은 100 mm로 설계하였다. 몬테칼로 시뮬레이션 방법중에 하나인 GATE 코드를 이용하여 선원은 511 keV 점선원을 이용하였으며 동시계수 측정된 좌표값을 이용하여 민감도 및 사이노그램을 획득하였다. 모듈 내 섬광체 수가 적을수록 모듈 별 틈새가 줄어들어 민감도가 향상되는 결과를 보였으며, 사이노그램 결과에서도 불완전한 데이터(missing data)가 발생하지 않는 것을 알 수 있었다. 이 연구 결과는 모듈 안 섬광체 수가 적을수록 민감도 향상 및 불완전한 데이터 획득이 줄어드는 것을 증명함으로써, 소동물 전용 양전자방출단층촬영 시스템의 성능 개선을 위한 새로운 접근법을 제시한다.

■ 중심어 : | 소동물 전용 양전자방출단층 시스템 | 몬테칼로 시뮬레이션 | GATE 코드 |

### Abstract

The aim of this study is to perform simulations to design the detector module with crystal array by Monte Carlo simulation. For this purpose, a small animal PET scanner, employing module with 1~8 crystal array discrimination scheme, was designed. The proposed scanner has an inner diameter of 100 mm with detector modules in crystal array. Each module is composed of a 5.0 mm LSO crystal with a  $2.0 \times 2.0 \text{ mm}^2$  sensitive area with a pitch 2.1 mm and 10.0 mm thickness. The LSO crystals are attached to the SiPM which has a dimension of  $2.0 \times 2.0 \text{ mm}^2$ . The detector module with crystal array of the designed PET detector was simulated using the Monte Carlo code GATE(Geant4 Application for Tomographic Emission). The detector is enough compensation for the loss of data in sinogram due to gaps between modules. The results showed that the high sensitivity and effectively reduced the problem about the missing data were greatly improved by using the detector module with 1 crystal array.

■ keyword : | Small Animal PET System | Monte Carlo Simulation | GATE Code |

\* 이 논문은 2013년도 동서대학교 "Dongseo Frontier Project" 지원에 의하여 이루어진 것임.

접수일자 : 2014년 12월 11일

심사완료일 : 2015년 03월 04일

수정일자 : 2015년 03월 04일

교신저자 : 백철하, e-mail : baekch@gdsu.dongseo.ac.kr

## I. 서론

인체의 질병은 해부학적 변화와 동시에 생리학적인 변화가 일어나므로 각종 질병의 미세한 변화를 측정 할 수 있어야 한다. 이에 따라, 세포나 분자단위에서의 생물학적 과정을 생체 내에서 영상화하여 그 특성을 규명하고 정량화하는 분자영상에 대한 연구가 활발히 진행 중에 있다[1][2]. 특히 분자 영상에 대한 연구는 생체 내에서 변화과정을 비 침습적으로 영상화할 수 있다는 장점이 있어 여러 분야에서 널리 이용되고 있다. 그 중에서도 방사성동위원소를 이용하여 비 침습적으로 분자 화학적, 생리학적 변화를 영상화 할 수 있는 소 동물 전용의 양전자 방출 단층 촬영장치(Position Emission Tomography, PET)에 대한 이용이 증대되고 있으며, 인간에 대한 임상연구의 중간단계로서 소 동물 모델의 연구들이 많이 이루어지고 있다. 그래서 많은 연구그룹에서 고민감도, 고분해능을 가진 소 동물 전용 양전자 방출단층촬영장치 시스템 개발을 위한 많은 연구들이 지속적으로 수행되고 있다[3-5].

소 동물 전용 양전자 방출 단층 촬영장치는 일반적으로 단일 블록섬광결정 대신 6~20개의 다배열형 섬광 결정으로 100~200 mm 지름의 스캐너에 원형으로 배열된 형태가 주로 이용되고 있다. 그러나 이러한 구조의 문제점은 양전자방출단층촬영장치 검출기의 배열이 이상적인 원의 형태가 아닌 다면체 형태를 하고 있어 모듈간 틈새가 생긴다는 것이다. 이러한 틈새들은 민감도저하의 원인이 되는 것은 물론 동시계수의 손실을 초래하여 영상의 질을 저하시키며, 동시계수의 손실은 사이노그램에서 불완전한 데이터(missing data)로써 발생 할 수 있다.

불완전한 데이터를 보정하기 위한 현재의 연구로는 영상재구성을 한 후에 손실된 정보를 보간법으로 추정하는 방법과 주기함수의 형태를 가지는 손실되지 않은 사이노그램의 정보에 근거하여 계산된 가중치를 가한 선형 결합을 이용하여 손실된 정보를 보간하여 추정하는 방법 등을 이용한 연구들이 활발히 진행되고 있다[6-13].

하지만 앞에서 나열한 해결방법들은 손실된 데이터 주변의 정보를 이용한 소프트웨어적인 보정 방법이며,

이러한 방법들은 실제 없는 정보를 이용하여 새로운 정보를 생성해내는 것이기 때문에 완벽한 방법이라 할 수 없다.

현재 많이 연구되고 있는 반도체 센서를 이용하여 일반적인 직육면체 형태의 섬광결정 배열이 아닌 모듈 안 섬광체 배열수를 다르게 가공하면서 여러 개의 섬광결정을 다각형으로 배열할 때, 모듈간의 빈 공간을 채울 수 있어 민감도를 향상시킬 뿐 아니라, 데이터 손실을 보상하여 영상의 질도 향상시킬 수 있다. 반도체 센서는 기존의 위치민감형광전자증배관에 비해 크기가 작고, 가벼우며, 안정적이고 저전력이며 인가전압이 작다는 장점을 가지고 있으며 섬광체의 크기에 맞추어 여러 모양으로 설계가 가능하다는 장점도 가지고 있다 [14-17].

따라서 본 연구에서는 반도체 센서와 결합한 모듈 안 섬광체 배열 수에 따른 특성평가를 알아보고자 하였다. 본 연구의 목적을 달성하기 위해 몬테칼로 시뮬레이션 모사 코드인 GATE(Geant4 Application for Tomographic Emission) 6.1 버전을[18][19] 이용하여 모듈간 틈새에 따른 영향을 평가하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 소동물 전용 양전자방출 단층촬영 시스템 설계

GATE는 핵의학 영상기기 설계 및 성능평가를 목적으로 개발한 Geant4 기반의 몬테칼로 시뮬레이션 코드로써, 복잡한 구조의 방사선 검출기 및 조준기 등의 핵의학 기기 시스템의 기하학적 형태를 설계한 후, 방사성동위원소의 붕괴나 검출기 및 팬텀에서 발생하는 광전효과, 콤프턴 산란, 소멸복사와 같은 물리적 현상을 모사할 수 있는 코드이다. 또한 반응이 일어난 시간, 위치 및 흡수된 에너지 정보를 통해 성능평가를 할 수가 있으며 선원이 검출기에 반응한 위치를 추적하여 영상 재구성을 위한 여현곡선(sinogram)을 획득 할 수 있다[20].

본 연구에서는 GATE 코드를 사용하여 각각의 모듈 안의 섬광체 수를 바꾸면서 각 모듈 별 틈새 발생에 따른 동시계수 손실의 영향을 평가하였다. 제한한 소동물

전용 양전자 방출 단층 촬영장치는 모듈 안 섬광체 수를 1 ~ 8개로 구성하였으며, 스캐너의 직경은 100 mm로 설계하였다. 섬광체 단면적 크기는 반도체 검출기의 유효시야에 맞추어 결정하였으며 섬광체 하나의 크기는  $2.0 \times 2.0 \times 10.0 \text{ mm}^3$  크기의 LSO 섬광결정으로 이루어졌다. [그림 1]은 GATE 코드로 양전자방출단층촬영 시스템의 각 모듈안의 섬광체 수를 1 ~ 8개로 구성하여 설계한 구조를 보여준다. [그림 1]에서 보듯이 모듈 안 섬광체 수가 증가 할수록 틈새가 커지는 것을 볼 수가 있다.

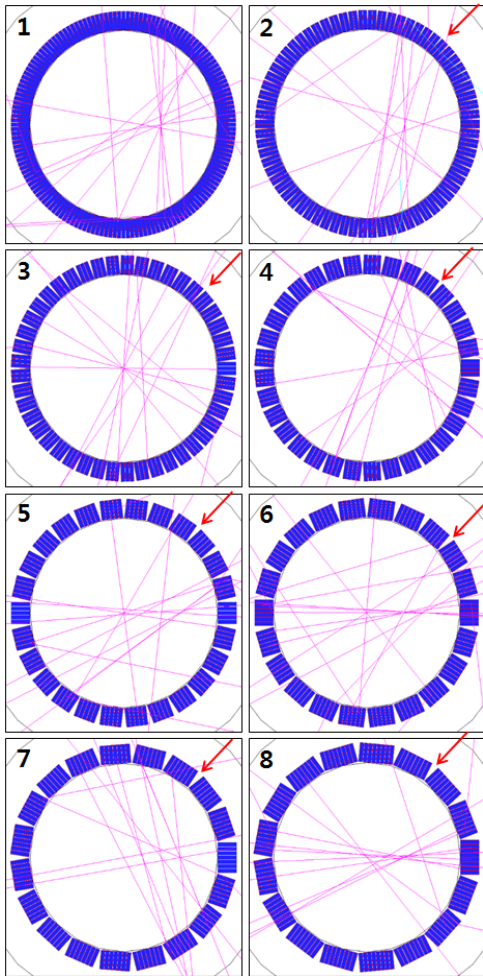


그림 1. GATE를 이용하여 각 모듈안의 섬광체 수 배열을 1 ~ 8개로 구성하여 설계한 양전자방출단층 촬영 시스템 구조

## 2. 민감도 측정

모듈 안 섬광체 수 배열에 따른 민감도 값 비교를 위해 모사한 양전자방출단층촬영장치의 경우, 가로 세로 높이가  $2.0 \times 2.0 \times 10.0 \text{ mm}^3$  LSO 섬광결정을 각 모듈에 맞게 배열하여 구성하였으며, 총 8종류의 모듈을 설계하였다.

선원은 1 MBq의 방사능을 가지는 511 keV의 감마선원이 180도 양방향으로 검출기 시스템의 중심에서 발생하게 하였으며, 시뮬레이션에서 적용한 에너지 윈도우는 250 keV에서 750 keV이다. 민감도는 아래 식 1과 같이 선원의 방사능 세기와 동시 계수된 광자수의 비로 정의하여 민감도를 계산하였다.

$$Sensitivity = \frac{coincidence\ detection}{source\ intensity} \quad (Eq. 1)$$

## 3. 여현곡선(Sinogram) 획득

모듈간의 틈새를 줄여 데이터 손실을 보상한 효과를 확인하기 위해 소 동물 전용 양전자방출단층촬영장치 모듈 안 섬광체 수를 1 ~ 8개 구성하여 설계하였다. 양전자방출단층촬영장치 검출기의 중앙에서 X방향으로 1 cm 간격으로 총 4개의 511keV 에너지를 가진 1 MBq의 점 선원을 발생시켜 동시 계수된 결과 값을 획득하였다.

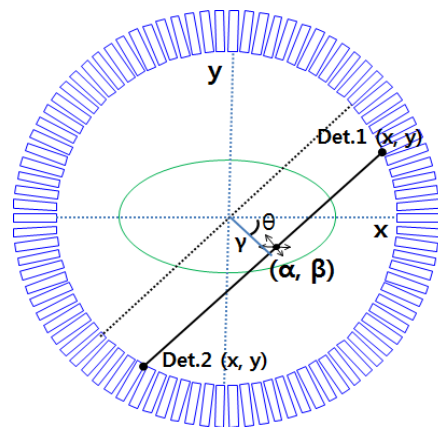


그림 2. 양전자방출단층촬영장치의 여현곡선(Sinogram) 획득을 위한 기본 원리

[그림 2]는 양전자방출단층촬영장치의 여현곡선 획득을 위한 기본 원리를 개념적으로 보여준다. [그림 2]를 보면 여현곡선으로 재구성하기 위해 동시 계수된 검출기의 반응위치 좌표를 연결하는 선(Line of response, LOR)의 정보를 획득하여, 시야 중심으로부터 떨어진 거리  $r$ 과 각도  $\theta$ 로 모든 LOR의 정보를 저장하였다.  $r$ 과  $\theta$ 를 계산하기 위해 먼저 동시에 계수된 검출기의 반응위치 좌표인 점 (a, b)와 점 (c, d)를 연결한 선분과 그 선을 직교하는 선분과의 교점 좌표인 ( $\alpha$ ,  $\beta$ )의 정보를 계산하였다. 교점 좌표 ( $\alpha$ ,  $\beta$ )을 얻기 위한 식은 아래 2, 3, 4, 5 식으로 표현할 수 있다. 계산된 교점 좌표인 ( $\alpha$ ,  $\beta$ ) 값을 이용하여  $r$ 과  $\theta$ 를 얻어 여현곡선 결과를 획득하였다[21].

$$\alpha = -\frac{(b-d)(ad-bc)}{(a-c)^2 + (b-d)^2} \quad (\text{Eq. 2})$$

$$\beta = -\frac{(a-c)(ad-bc)}{(a-c)^2 + (b-d)^2} \quad (\text{Eq. 3})$$

$$\gamma = \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \quad (\text{Eq. 4})$$

$$\tan(90 - \theta) = \frac{(b-d)}{(a-c)} \quad (\text{Eq. 5})$$

### III. 결과

#### 1. 민감도 비교

검출기 모듈 안 섬광체 수 배열에 따라 민감도 비교를 위해 GATE를 이용하여 섬광결정을 각 모듈에 맞게 8종류의 모듈로 설계하여, 검출기로 구성된 시스템의 중심에서 감마선을 발생시켜 민감도 결과 값을 획득하였다.

[그림 3]은 섬광체 배열 수에 따른 각 모듈별 소 동물 전용 양전자방출 단층 시스템의 민감도 결과이다. 동일한 스캐너의 직경에서 섬광체 개수를 1 ~ 8개로 늘려가면서 민감도를 획득한 결과 검출기 안 모듈수가 늘어날수록 틈새가 점점 커져 섬광체 수가 늘어 날수록 민감도가 감소하는 결과를 획득하였다.

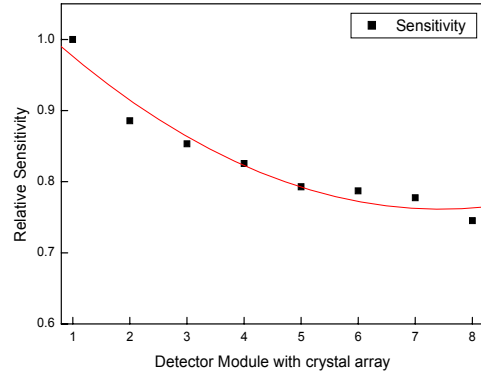


그림 3. GATE를 이용하여 획득한 각 모듈안의 섬광체 수 배열에 따른 민감도 결과

#### 2. 여현곡선(Sinogram)

모듈간의 틈새를 줄여 데이터 손실을 보상한 효과를 확인하기 위해 GATE 코드를 통해 모듈 안 섬광체 수를 8 종류로 설계하여, 검출기로 구성된 시스템 중앙에서 X방향으로 10 mm 간격으로 4개의 점 선원을 발생시켜 동시 계수된 결과를 재구성하여 여현곡선을 획득하였다. [그림 4]는 섬광결정을 1 ~ 8개로 늘려가면서 획득한 여현곡선 영상이다. 4개의 점선원을 발생시켰기에 4개의 여현곡선을 획득하였다. 직육면체의 평판형 섬광결정을 사용한 양전자방출단층촬영 시스템의 경우, 모듈간 틈새로 인해 여현곡선의 여러 부분에서 손실된 데이터가 발생하는 것을 확인 할 수 있었다. 섬광결정의 수가 작을수록 모듈간 틈새가 채워져 [그림 4]와 같이 4개의 여현곡선이 끊어 지지 않고 잘 연결됨을 확인 할 수 있었다. 이는 모듈간 틈새가 적을수록 손실된 데이터 발생이 줄어드는 결과를 보였다.

### IV. 고찰

본 연구의 목적은 고 민감도, 고 분해능을 가지는 소 동물 전용 PET의 개발 가능성을 몬테카를로 시뮬레이션으로 검증하는 것이다. 모사된 소동물 전용 양전자방출단층촬영 시스템에 기존에 사용되고 있는 위치민감형광전자증배관 대신 새로이 각광받고 있는 반도체 검

출기인 SiPM 광센서를 접합하여 그 영향을 평가하였다. 위치민감형광전자증배관을 사용할 경우 모듈형태를 센서와 섬광체를 1:1로 접합하기가 어려운 단점이 있다. 반면에, 반도체 검출기인 SiPM을 사용하였을 경우에는 센서와 섬광체를 1:1로 접합이 가능하기 때문에 틈새가 작은 PET 시스템을 구성할 수 있어, 위치의 구분이 용이하고, 여현곡선에서 불완전한 데이터(missing data)가 감소하는 결과를 얻었다.

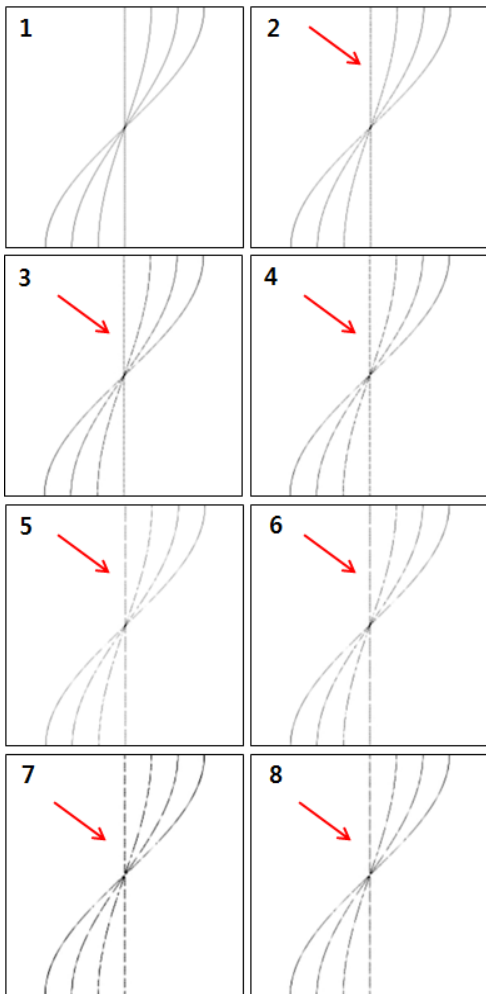


그림 4. GATE를 이용하여 획득한 각 모듈안의 섬광체 수 배열에 따른 여현곡선

본 연구 결과에서는 검출기 시스템의 직경이 동일하다고 가정하였을 때, 모듈 안 섬광체 개수가 줄어들수록 검출기 빈 공간 발생이 줄어 민감도가 향상되는 결과를 획득하였다. 또한 영상의 질과 관계가 있는 여현곡선에 존재하였던 불완전한 데이터 획득이 감소하였다. [그림 4]에서 보았듯이, 모듈안 섬광체 수가 증가할수록 모듈 틈새로 인한 동시계수 손실이 발생하였다. 반대로 섬광체 수가 작을수록 틈새가 줄어들어 이는 실제로 없는 정보를 소프트웨어적으로 보정했던 기존의 방법에 비하여 실제 정보를 이용하는 하드웨어적인 해결 방안으로 영상의 정확도가 증가한다고 할 수 있다.

본 연구에서 획득한 결과 섬광체 수가 작을수록 틈새가 없는 소동물 전용 양전자방출 단층 촬영 시스템의 검출기 구조를 구성하여 고민감도, 고분해능의 촬영 시스템의 개발 가능성을 보여주었다.

### V. 결론

본 연구에서 제안한 소동물 전용 양전자방출 단층 촬영 시스템은 섬광결정의 구조적인 변경만을 통한 방법이므로 새로이 각광을 받고 있는 반도체 검출기 배열 등에 적용할 수 있어, 고민감도 및 고분해능 영상을 얻을 수 있는 핵의학기기 개발에 중요한 역할을 할 것이다.

본 연구를 통하여 획득한 검출기 제작기술을 이용해 개발한 핵의학 기기를 통해 실험동물영상, 유전자발현이나 치료, 암 진단 및 치료연구, 신약개발 분야 등 응용 분야가 넓을 것으로 사료된다. 향후 실험적인 연구를 통해서 추가적인 특성 평가를 하는 것이 필요할 것으로 보인다.

### 참고문헌

[1] Y. H. Chung, T. Y. Song, and C Choi, "Nuclear Medicine imaging instrumentations for molecular imaging," Kor. J. Nucl. Med. Vol.38, No.2, pp.131-139,

- 2004.
- [2] Y. C. Tai and R. Laforest, "Instrumentation aspects of animal PET," *Annu Rev Biomed Eng*, Vol.7, pp.255-285, 2005
- [3] A. Vandembroucke, A. Foudray, P. Olcott, and C. S. Levin, "Performance characterization of a new high resolution PET scintillation detector," *Phys. Med & Biol*, Vol.55, No.19, pp.5895-5911, 2010.
- [4] S. Ha, S. Matej, M. Ispiryan, and K. Mueller, "GPU Accelerated Forward and Back-Projections With Spatially Varying Kernels for 3D DIRECT TOF PET Reconstruction," *IEEE Trans Nucl Sci*, Vol.60, No.1, pp.166-173, 2013.
- [5] A. Kishimoto, J. Kataoka, T. Kato, T. Miura, T. Nakamori, K. Kamada, K. Sato, Y. Ishikawa, K. Yamamura, N. Kawabata, and S. Yamamoto, "Development of a Dual-Sided Readout DOI-PET Module Using Large-Area Monolithic MPPC-Arrays," *IEEE Trans Nucl Sci*, Vol.60, No.1, pp.38-43, 2013.
- [6] L. A. Shepp and Y. Vardi, "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography," *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol.1, No.2, pp.113-122, 1982.
- [7] H. M. Hudson and R. S. Rarkin, "Accelerated Image Reconstruction using Ordered Subsets of Projection Data," *IEEE Trans Med Img*, Vol.13, No.4, pp.394-398, 1994
- [8] G.A. Kastis, A. Gaitanis, Y. Fernandez, G. Kontaxakis, and A. Fokas., Evaluation of a spline reconstruction technique: Comparison with FBP, MLEM and OSEM, 2010 IEEE NSSMIC, pp.3282-3287, 2010
- [9] D. S. Kim, H. J. Yoo, D. O. Shim, and H. J. Yu, "The Evaluation of Reconstructed Images in 3D OSEM According to Iteration and Subset Number," *J Nucl Med Technol*, Vol.15, No.1, pp.17-24, 2011
- [10] H. Baghaei, H. Li, J. Uribe, Y. Wang, and W. H. Wong, "Compensation of missing projection data for MDAPET camera," *IEEE Nucl. Sci. Symp. and Med. Imag. Conf.*, 2000.
- [11] R. Buchert, K. H. Bohuslavizki, J. Meste, T. Sera, and C. Blechmann, "Quality Assurance in PET: Evaluation of the Clinical Relevance of Detector Defects," *J. Nucl. Med.*, Vol.40, No.10, pp.1657-1665, 1999.
- [12] R. Redus, J. S. Gordon, and P. Bennett, "An imaging nuclear survey system," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol.43, No.3, pp.1827-1831, 1996.
- [13] H. W. A. M. de Jong, R. Boellaard, C. Knoess, M. Lenox, C. Michel, M. Casey, and A. A. Lammertsma, "Correction methods for missing data in sinograms of the HRRT PET scanner," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.50, No.5, pp.1452-1456, Oct. 2003.
- [14] J. S. Karp, G. Muehllehner, and R. M. Lewitt, "Constrained Fourier space method for compensation of missing data in emission computed tomography," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.7, No.1, pp.21-25, 1988.
- [15] A. Del Guerra, N. Belcari, M. Giuseppina Bisogni, G. LLos, S. Marcatili, G. Ambrosi, F. Corsi, C. Marzocca, G. Galla, and C. Piemonte, Advantages and pitfalls of the silicon photomultiplier (SiPM) as photodetector for the next generation of PET scanners, *Nucl. Instrum. Methods Phys Res A*, Vol.617, No.1/3, pp.223-226, 2010.
- [16] J. Y. Yeom, R. Vinke, and C. S. Levin, "Optimizing timing performance of silicon photomultiplier-based scintillation detectors," *Phys Med Biol*, Vol.58, No.4, pp.1207-1220, 2013.
- [17] J. H. Jung, Y. Choi, K. J. Hong, J. Kang, W.

Hu, K. H. Lim, Y. Huh, S. Kim, J. Jung, and B. Kim, "Development of brain PET using GAPD arrays," *Med Phys*, Vol.39, No.3, pp.1227-1233, 2012.

- [18] S. Jan, G. Santin, D. Strul, S. staelens, K. Assie, D. Autret, S. Avner, R. Barbier, M. Bardies, P. M. Bloomfield, D. Brasse, B. Breton, P. Bruyndonckx, I. Bubac, A. F. Chatzioannou, Y. Choi, Y. H Chung, C. Comtat, D. Donnarieix, L. Ferrer, S. J. Glick, C. J. Groiselle, D. Guez, P. F. Honore, S. Kerhoas-Cavata, A. S. Kirov, M. Koole, and M. Krieguer, "GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT," *Phys. Med. Biol.*, Vol.49, pp.4543-4561, 2004.
- [19] S. Staelens<sup>1</sup>, D. Strul, G. Santin, S. Vandenberghe, M. Koole, Y. Asseler, I. Lemahieu, and R. Van de Walle., "Monte Carlo simulations of a scintillation camera using GATE: validation and application modeling," *phys. Med. Biol.*, Vol.34, pp.1026-1036, 2007.
- [20] C. H. Baek, S. J. Lee, and Y. H. Chung, "Coded Aperture Gamma Camera for Thyroid Imaging: Monte Carlo Simulation," *Kor. J. Med. Phy.*, Vol.19, No.4, pp.247-255, 2008.
- [21] M. E. Phelps, "PET: Molecular Imaging and Its Biological applications," Springer-Verlag New York, Inc., pp.38-48, 2004.

저 자 소 개

백 철 하(Cheol-Ha Baek)

정회원



- 2013년 2월 : 연세대학교 방사선학과(이학박사)
- 2013년 3월 ~ 현재 : 동서대학교 방사선학과 조교수

<관심분야> : 방사선 기기, 방사선 물리, 방사선 계측