

PET Detector Design with a Small Number of Photo Sensors

Seung-Jae Lee^{1,2}, Cheol-Ha Baek^{3,*}

¹Department of Radiological Science, Dongseo University

²Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

³Department of Radiological Science, Kangwon National University

Received: July 08, 2021. Revised: August 20, 2021. Accepted: August 31, 2021.

ABSTRACT

The detector of the positron emission tomography (PET) is composed using a plurality of scintillation pixels and photo sensors. The use of multiple photo sensors increases cost and complicates signal processing. In this study, a detector with reduced cost and simple signal processing was designed using a small number of photo sensors. A scintillation pixel and a small number of photo sensors were used, and an optical guide was used to deliver light to all the photo sensors. A reflector is applied to the scintillation pixel and the optical guide to transmit the maximum amount of light to the photo sensor. A diffuse reflector and a specular reflector were used for the reflector, and a flood image was obtained by applying different thicknesses of the optical guide. An optimal combination was selected through comparative analysis of the acquired flood images. As a result, when specular reflectors were used for both the scintillation pixel and the optical guide, excellent flood images were obtained from optical guides of all thicknesses. For the optical guide, the optimal image was obtained when using a 3 mm thickness in consideration of the size of the image and the analysis of the point where the image of the scintillation pixel was formed.

Keywords: PET, Detector, Photo sensor, DETECT2000

I. INTRODUCTION

양전자방출단층촬영기기(positron emission tomography, PET)는 체내에 주입된 방사성동위원소가 붕괴과정에서 방출된 양전자에 의해 발생된 소멸방사선을 검출하여 영상화하는 장비이다^[1]. 서로 반대방향으로 방출된 소멸방사선은 양측의 검출기로 측정되며 동시응답선(line of response, LOR)을 형성한다. 소멸방사선을 검출하는 검출기는 고에너지의 감마선을 검출하기 위해 밀도가 높은 섬광체와 섬광체에서 감마선과 상호작용하여 발생된 빛을 검출하기 위한 광센서로 이루어져있다. 섬광체는 작은 크기의 섬광 픽셀이 배열형태로 이루어져 공간분해능을 향상시킨다. 광센서는 섬광체에서 발생된 빛

의 검출효율이 높고, 낮은 동작 전압과 작은 크기의 실리콘광전증배센서(silicon photomultiplier, SiPM)를 사용한다. Fig. 1은 Cannon 사의 Cartesian Prime PET/CT와 사용된 검출기를 보여준다^[2]. 본 Cannon사에서 사용한 검출기는 12 × 12 배열의 섬광 픽셀과 12 × 12 배열의 SiPM으로 구성되었다. 즉 SiPM 센서와 섬광 픽셀이 1:1로 매칭되어 구성되었다. 또한 다른 많은 기기에서 다수의 섬광 픽셀과 다수의 광센서를 사용하고 있는 실정이다^[3-7]. 이렇게 검출기를 구성할 경우 사용되는 광센서의 수가 많아지게 되며, 이는 많은 수의 광센서 사용과 복잡한 회로구성을 요구하여 전체적인 비용 상승이 발생한다.

본 연구에서는 검출기에 사용되는 광센서의 수

* Corresponding Author: Cheol-Ha Baek

E-mail: baekch@kangwon.ac.kr

Tel: +82-33-540-3384

를 최소화하고, 회로를 간편하게 구성하여 전체 비용을 감소시킬 수 있는 검출기를 설계하였다. 광센서는 검출기의 네곳의 가장자리에 배치하였으며, 검출기 중심에 위치한 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 각 광센서에서 획득하기 위해 광가이드와 반사체를 사용하였다. 이러한 검출기의 성능을 평가하기 위해 빛 시뮬레이션이 가능한 DETECT2000^{8,9)} 툴을 사용하였다.

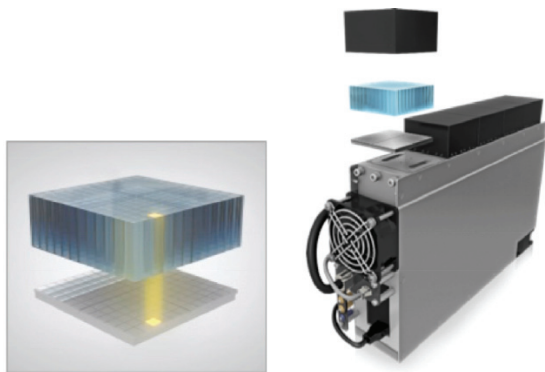


Fig. 1. Schematic of a detector block composed with a 12×12 array of scintillator pixels 1:1 coupled to a 12×12 array of SiPMs.

II. MATERIAL AND METHODS

1. PET 검출기 설계

적은 수의 광센서를 사용한 PET 검출기를 설계하기 위해 DETECT2000을 사용하여 검출기를 구성 후 성능을 평가하였다. DETECT2000은 섬광체와 광센서로 이루어진 검출기에서 감마선과 상호작용하여 발생된 빛의 이동과 반사 및 흡수, 산란 등을 모사할 수 있다. DETECT2000을 사용하여 섬광체에서 발생된 빛은 광센서로 설계한 영역을 통해 검출이 가능하며, 이를 통해 평면 영상을 획득할 수 있다. 그러므로 광센서의 수에 따른 검출된 빛 분포를 분석할 수 있으며, 빛의 분포에 따라 다른 양상의 평면 영상이 나타난다. 검출기의 섬광체는 빛의 발생량이 우수하고, 밀도가 높으며 자연방사선이 발생하지 않는 GAGG 섬광체를 사용하였으며¹⁰⁾, 광센서로는 $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ 크기의 SiPM을 사용하여 검출기를 구성하였다¹¹⁾. Fig. 2와 같이 6×6 GAGG 섬광 픽셀 배열과 4개의 SiPM 픽셀 배열

을 사용하여, GAGG 섬광 픽셀과 SiPM의 사용 비율을 9:1로 설계하였다. GAGG 섬광 픽셀의 크기는 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ 이며, 2.1 mm 간격으로 배열하였다. 섬광 픽셀 배열의 전체 크기는 $12.5 \text{ mm} \times 12.5 \text{ mm}$ 이며, 4개의 SiPM 픽셀의 위치는 섬광 픽셀의 가장자리 영역에 놓이도록 위치시켰다. 적은 수의 SiPM을 사용하여 모든 GAGG 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 획득하기 위해 섬광 픽셀과 SiPM 사이에 광가이드를¹²⁾ 삽입하여, GAGG에서 발생된 빛이 모든 SiPM에 분산되어 입사하도록 설계하였다.

GAGG 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 최대한 SiPM에 전달시키기 위해 반사체를 사용하였다. 사용한 반사체는 무작위 반사각도를 지닌 난반사체와 입사각도와 동일한 반사각도를 지닌 거울반사체를 사용하여 획득한 영상의 특성을 분석하였다. 또한 광가이드의 옆면과 SiPM의 영역 이외의 바닥면을 반사체 처리하여 최대한 빛을 SiPM에서 획득하도록 하였으며, 광가이드의 반사체 또한 난반사체와 거울반사체를 적용하여 획득된 영상을 분석하였다.

2. 평면 영상 획득

설계한 검출기의 평면 영상을 획득하기 위해 각 섬광 픽셀에서 소멸방사선의 에너지에 해당하는 빛을 발생시켜 광센서로 획득한 후 영상을 재구성하였다. 빛은 각 섬광 픽셀의 중심에서 발생시켰다.

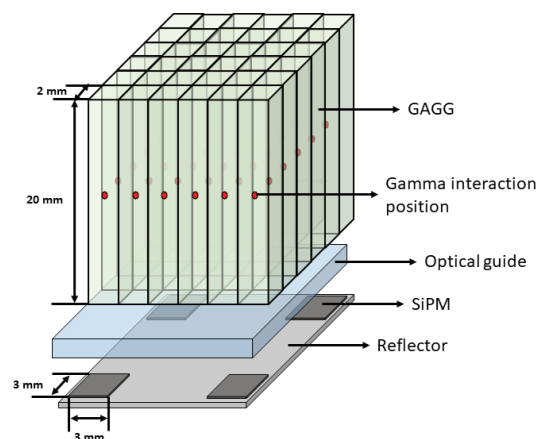


Fig. 2. Schematic of a detector block composed with a 6×6 array of GAGG scintillator pixels 9:1 coupled to 4 SiPM pixels.

평면 영상에서 각 섬광 픽셀의 위치가 구분되기 위해서는 4개의 SiPM에서 섬광 픽셀의 위치에 따라 서로 다른 빛의 신호가 획득되어야 한다. 이를 위해 각 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 모든 SiPM에 분포시키기 위해 광가이드를 사용하였으며, 광가이드의 두께에 따라 획득된 평면 영상을 분석하여 최적의 두께를 평가하였다.

III. RESULT

1 반사체 처리에 따른 평면 영상 비교

GAGG 섬광 픽셀과 광가이드에 적용한 반사체의 종류에 따른 평면 영상을 획득 후 비교하였다. Fig. 3은 섬광 픽셀과 광가이드의 반사체를 모두 난반사체로 처리한 결과이다. (a)는 광가이드의 두께가 2 mm일 경우, (b)는 3 mm, (c)는 4 mm, (d)는 5 mm일 때 평면 영상이다. 모든 광가이드의 두께에서 6×6 의 섬광 픽셀이 구분되지 않는 것을 확인할 수 있다.

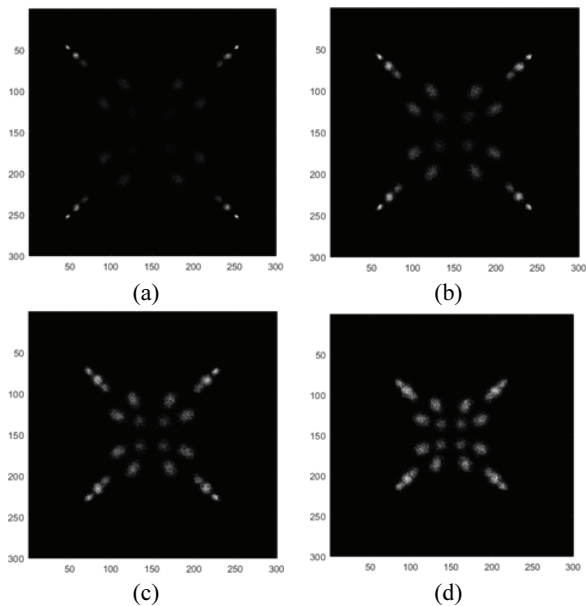


Fig. 3. Flood image obtained according to the thickness of the optical guide by treating both the GAGG scintillation pixel and the reflector of the optical guides as diffuse reflectors. (a) 2mm, (b) 3 mm, (d) 4 mm, (e) 5 mm thickness of optical guide

Fig. 4는 섬광 픽셀은 거울반사체를 적용하고, 광가이드는 난반사체를 적용하였을 경우 각 광가이드의 두께에 따라 획득한 평면 영상이다. 광가이드

의 두께는 Fig 3의 배열 순서와 동일하다. Fig. 3과 마찬가지로 섬광 픽셀들이 구분되지 않는 것을 확인할 수 있다.

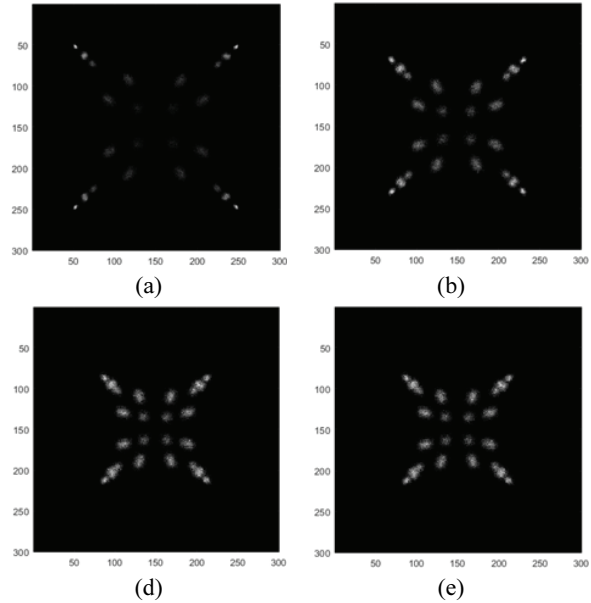


Fig. 4. Flood image obtained according to the thickness of the optical guide by treating specular reflector of the GAGG scintillation pixel and the diffuse reflector of the optical guides. (a) 2mm, (b) 3 mm, (d) 4 mm, (e) 5 mm thickness of optical guide

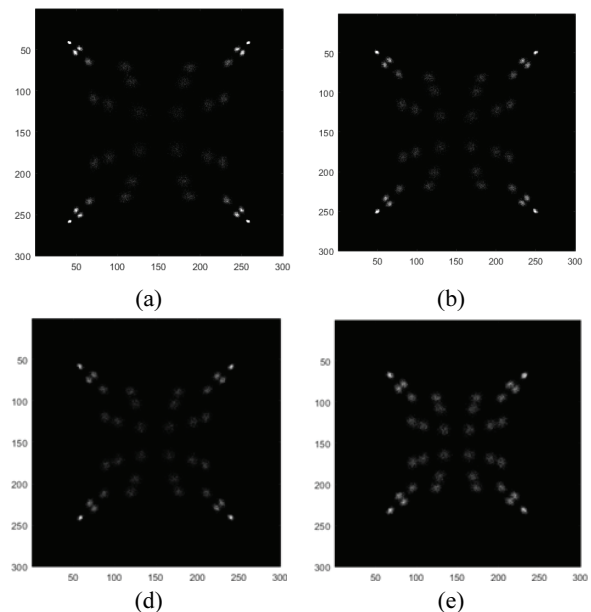


Fig. 5. Flood image obtained according to the thickness of the optical guide by treating diffuse reflector of the GAGG scintillation pixel and the specular reflector of the optical guides. (a) 2mm, (b) 3 mm, (d) 4 mm, (e) 5 mm thickness of optical guide

Fig. 5는 섬광 픽셀은 난반사체, 광가이드는 거울 반사체로 처리하였을 경우 획득한 평면 영상이다. 광가이드의 모든 두께에서 6×6 의 섬광 픽셀들이 모두 잘 구분되는 것을 확인할 수 있다. Fig. 6은 섬광 픽셀과 광가이드에 모두 거울반사체를 사용하여 획득한 평면 영상으로 Fig. 4와 마찬가지로 모든 두께의 광가이드에서 섬광 픽셀들이 모두 잘 구분되는 것을 확인할 수 있다.

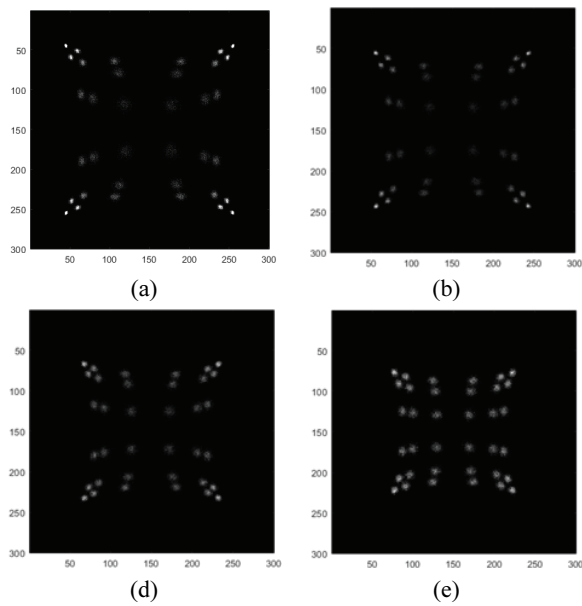


Fig. 6. Flood image obtained according to the thickness of the optical guide by treating both the GAGG scintillation pixel and the reflector of the optical guides as specular reflectors. (a) 2mm, (b) 3 mm, (d) 4 mm, (e) 5 mm thickness of optical guide

2. 프로파일 비교

광가이드는 거울반사체를 사용할 경우 섬광 픽셀에 어떠한 반사체를 사용하는 것이 우수한 평면 영상을 획득가능한지를 평가하기 위해 인접한 두 섬광 픽셀의 영상의 프로파일을 획득하여 비교평가 하였다. 인접한 두 섬광 픽셀은 Fig. 7의 (a)와 (b)의 노란색 선의 위치와 같이 모든 평면 영상에서 가장 인접한 위치로 나타난 곳을 선정하였다. Fig. 7의 (a)는 섬광 픽셀을 난반사체로 처리하였을 경우 광가이드의 두께에 따른 프로파일을 나타내고, (b)는 섬광 픽셀을 거울반사체로 처리하였을 경우를 나타낸다. 프로파일의 정량적 평가를 위해 그래프의 꼭대기 지점간의 거리(peak to peak

distance), 꼭대기 지점과 골짜기 지점의 거리(peak to valley distance), 골짜기 지점의 영상의 계수(valley counts)를 통해 평가하였다.

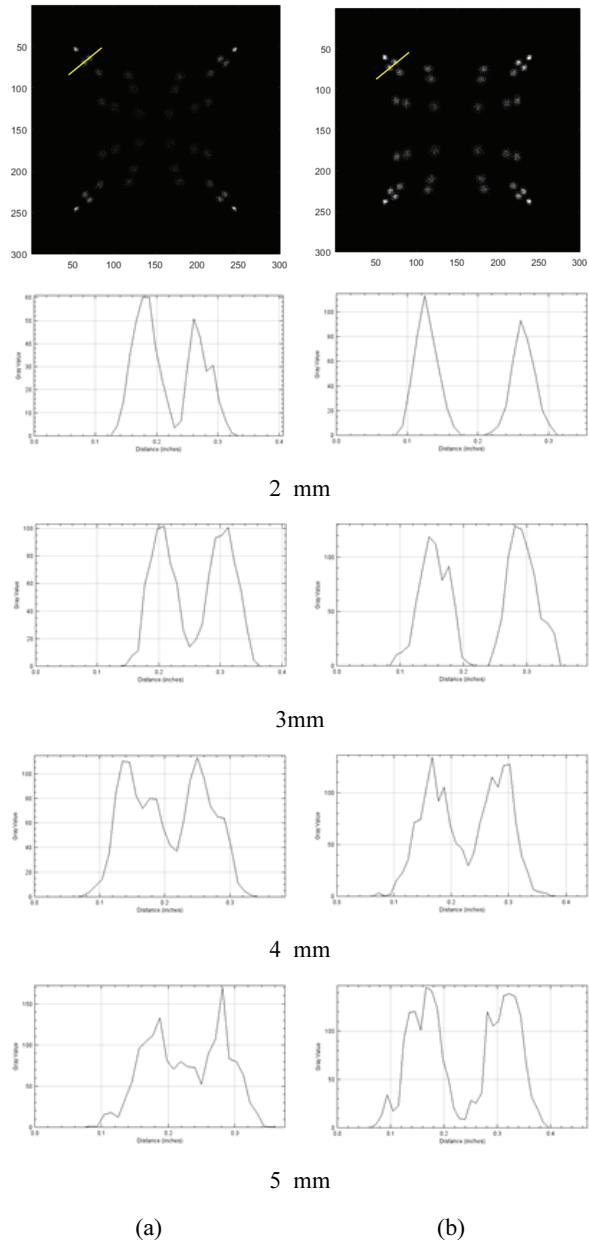


Fig. 7. Flood image acquired through Anger equation using the signal obtained by gamma-ray interaction at 1 mm intervals in the GAGG scintillator.

모든 결과에서 섬광 픽셀의 반사체를 거울반사체를 사용하였을 경우 우수한 결과로 나타났다. 꼭대기 지점간의 거리는 모든 광가이드 두께에서 평균적으로 난반사체를 적용하였을 경우 9.6 픽셀이

거울반사체에서는 12.6 픽셀로 거울반사체를 사용하였을 경우 더욱 뚜렷이 구분되는 것을 확인할 수 있었다. 꼭대기 지점과 골짜기 지점간의 거리는 난반사체일 경우 평균적으로 5.4 픽셀, 거울반사체는 6.2 픽셀로 나타나 거울반사체일 경우가 더욱 우수하였다. 골짜기 계수는 난반사체일 경우 평균적으로 25.4, 거울반사체는 13.2로 마찬가지로 거울반사체일 경우 더욱 적은 수의 계수를 보여 두 섬광 픽셀의 평면 영상의 영역간 구분이 잘되는 것을 확인할 수 있었다.

IV. DISCUSSION

난반사체와 거울반사체를 사용하여 획득한 영상에서 광가이드의 반사체 처리를 거울반사체로 할 경우, 섬광 픽셀은 어떤 반사체를 사용하더라도 모든 광가이드의 두께에서 섬광 픽셀이 모두 잘 구분되는 것을 확인할 수 있다. 즉, 평면 영상에서 섬광 픽셀의 반사체에 따른 영향보다는 광가이드의 적용 반사체에 따라 평면 영상에서 각 섬광 픽셀들이 모두 구분되는지가 결정된다.

광가이드 두께를 2 mm를 사용하여 획득한 평면 영상은 대체적으로 모든 섬광 픽셀들이 뚜렷이 나타나지 않고 가장자리 4개의 섬광 픽셀만 잘 나타난 것을 확인할 수 있다. 이는 가장자리 4개의 섬광 픽셀들은 영상에 퍼짐이 다른 위치의 섬광 픽셀들에 비해 적어 높은 카운트를 나타내 상대적으로 더욱 밝은 영상으로 나타났다. 그러나 이는 영상의 밝기 차이만 있는 것이며, 섬광 픽셀들 간의 구분 정도와는 관계가 없다.

V. CONCLUSION

적은 수의 광센서를 사용한 PET 검출기를 DETECT2000 시뮬레이션 툴을 사용하여 설계하였다. 섬광체는 6×6 배열의 GAGG 섬광 픽셀을 사용하였고, 광센서로써 4개의 SiPM을 사용하여 검출기를 구성하였다. 광가이드의 두께 및 반사체의 종류, 섬광 픽셀에 적용된 반사체의 종류에 따른 평면 영상을 획득하였고, 각 획득된 평면 영상의 비교 평가를 수행하였다. 섬광 픽셀 및 광가이드의 반사체를 모두 거울반사체를 사용할 경우 각 섬광

픽셀이 가장 잘 분리되어 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 광가이드의 두께에서는 모든 두께에서 각 섬광 픽셀이 잘 구분되었으나 5 mm 두께에서 모든 수치가 우수하게 나타났다. 그러나 광가이드 두께가 증가함에 따라 섬광 픽셀 하나의 영상이 커지므로 3 mm의 광가이드를 사용하는 것이 가장 적합할 것으로 판단된다. 본 연구에서 도출한 결과를 바탕으로 PET 검출기를 설계할 경우 적은 수의 광센서를 사용함으로써 비용의 감소를 이룰 수 있고, 복잡한 회로를 간단히 구성함으로써 신호 처리의 편리함과 간결함을 이룰 수 있을 것으로 판단된다.

Acknowledgement

이 성과는 2018년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF - 2018R1C1B5085189).

Reference

- [1] Bailey D. L., Townsend D. W., Valk P. E., Maisey M. N., *Positron Emission Tomography: Basic Science*, 1st Ed., Springer-Verlag London Ltd., London, pp. 41-62, 2005.
- [2] S. Surti, J. S. Karp, "Update on latest advances in time-of-flight PET", *Physica Medica*, Vol. 80, pp. 251-258, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.10.031>
- [3] D. F. C. Hsu, E. Ilan, W. T. Peterson, J. Uribe, M. Lubberink, C. S. Levin, "Studies of a Next-Generation Silicon-Photomultiplier-Based Time-of-Flight PET/CT System", *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 58, No. 9, pp. 1511-1518, 2017. <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.189514>
- [4] S. Chen, P. Hu, Y. Gu, H. Yu, H. Shi, "Performance characteristics of the digital uMI550 PET/CT system according to the NEMA NU2-2018 standard", *EJNMMI Physics*, Vol. 7. No. 43, 2020. <http://dx.doi.org/10.1186/s40658-020-00315-w>
- [5] Y. Lv, X. Lv, W. Liu, M. S. Judenhofer, A. Zwingenberger, E. Wisner, E. Berg, S. McKenney, E. Leung, B. A. Spencer, "Mini EXPLORER II: a prototype high-sensitivity PET/CT scanner for companion animal whole body and human brain

- scanning", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 64, No. 7, 2019. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aafc6c>
- [6] J. V. Sluis, J. D. Jong, J. Schaar, W. Noordzij, P. V. Snick, R. Dierckx, R. Borra, A. Willemsen, R. Boellaard, "Performance Characteristics of the Digital Biograph Vision PET/CT System", *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 60, No. 7, pp. 1031-1036, 2019. <https://doi.org/10.2967/jnumed.118.215418>
- [7] J. Zhang, P. Maniawski, M. V. Knopp, "Performance evaluation of the next generation solid-state digital photon counting PET/CT system", *EJNMMI Research*, Vol. 8, No. 97, 2018. <https://doi.org/10.1186/s13550-018-0448-7>
- [8] F. Cayouette, D. Laurendeau, C. Moisan, "DETECT2000: an improved Monte-Carlo simulator for the computer aided design of photon sensing devices," *Proceedings of SPIE, Quebec*, Vol. 4833, pp. 69-76, 2003. <https://doi.org/10.1117/12.474315>
- [9] F. Cayouette, C. Moisan, N. Zhang, C. J. Thompson, "Monte Carlo Modeling of Scintillator Crystal Performance for Stratified PET Detectors With DETECT2000", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 49, No. 3, pp. 624-628, 2002. <https://doi.org/10.1109/TNS.2002.1039539>
- [10] <https://www.epic-crystal.com/oxide-scintillators/gagg-ce-scintillator.html>
- [11] https://www.hamamatsu.com/eu/en/product/optical-sensors/mppc/mppc_array/index.html
- [12] <https://www.epic-crystal.com/others/light-guide.html>

적은 수의 광센서를 사용한 PET 검출기 설계

이승재^{1,2}, 백철하^{3,*}

¹동서대학교 방사선학과

²동서대학교 방사선보건환경연구센터

³강원대학교 방사선학과

요 약

양전자방출단층촬영기기의 검출기는 다수의 섬광 픽셀과 다수의 광센서를 사용하여 구성된다. 다수의 광센서를 사용함으로써 비용이 증가하고 신호처리가 복잡해진다. 본 연구에서는 적은 수의 광센서를 사용하여 비용의 감소와 간결한 신호처리가 가능한 검출기를 설계하였다. 섬광 픽셀과 적은 수의 광센서를 사용하고 모든 광센서에 빛을 전달하기 위해 광가이드를 사용하였다. 섬광 픽셀과 광가이드에는 광센서로 최대한의 빛을 전달하기 위해 반사체를 적용하였다. 반사체는 난반사체 및 거울반사체를 사용하였으며, 광가이드의 두께를 다르게 적용하여 평면 영상을 획득하였다. 획득된 평면 영상의 비교 분석을 통해 최적의 조합을 선택하였다. 그 결과 섬광 픽셀과 광가이드 모두 거울반사체를 사용하였을 경우, 모든 두께의 광가이드에서 우수한 평면 영상을 획득하였다. 광가이드는 섬광 픽셀의 영상이 형성된 지점의 분석 및 영상의 크기를 고려하여 3 mm 두께를 사용할 경우 최적의 영상이 획득되는 결과를 도출하였다.

중심단어: PET, 검출기, 광센서, DETECT2000

구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	이승재	동서대학교	교수
(교신저자)	백철하	강원대학교	교수