Design of a Depth Encoding Detector using Light Guides with Different Reflector Patterns for Each Layer

Seung-Jae Lee[1,2,*]

[1]Department of Radiological Science, Dongseo University

[2]Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

Received: February 13, 2023. Revised: February 24, 2023. Accepted: February 28, 2023.

ABSTRACT

Among imaging and treatment devices for small animals, positron emission tomography(PET) causes a change in spatial resolution within a field of view. This is a phenomenon caused by using a small gantry and a thin and long scintillation pixel, and detectors that measure the interaction depth are being developed and researched to solve this problem. In this study, a detector that measures the interaction depth was designed using several scintillator blocks and light guides with different reflector patterns. The scintillator block composed of 4 × 4 arrays of 3 mm × 3 mm × 5 mm scintillation pixels formed four layers, and a light guide was inserted in each layer to configure the entire detector. In order to check whether the interaction depth was measured, a gamma ray interaction was generated at the center of all scintillation pixels to acquire data and then reconstructed into a flood image. The reflector patterns of the light guides inserted between the layers were all different, so the positions of the scintillation pixels for each layer were formed in different locations. It is considered that even spatial resolution can be achieved over all regions of the field of view if all positions of the scintillation pixels thus formed are separated and used for image reconstruction.

Keywords: Small Animal PET, Light Guide, Light Distribution, DETECT2000

I. INTRODUCTION

소동물의 영상 및 치료를 위해서는 전용의 기기가 필요하다. 다양한 소동물 기기가 개발되어 사용되고 있으며, 소동물 크기에 맞는 작은 크기로 구성된다[1-8]. 양전자방출단층촬영기기(positron emission tomography, PET)를 사용하여 소동물의 영상을 획득하기 위한 전용의 영상기기 또한 개발되었다[9]. 이러한 기기의 특징은 작은 갠트리와 검출기를 사용하는 것이다. 고민감도를 위해서 작은 갠트리를 사용하며, 고해상도를 위해서 크기가 작고 긴 섬광 픽셀을 검출기에 사용한다. 시스템의 특징으로 인해 방사선원이 관심시야 중심에서 외곽으로 이동할수록 공간분해능의 저하현상이 발생한다. 이에 여러 연구 기관에서 이를 해결하기 위한 반응 깊이를 측정하는 검출기를 개발하였다[10-15]. 다양한 방법을 통하여 섬광 픽셀과 감마선이 상호작용한 위치를 측정하였다.

본 연구에서는 이전 연구에서 설계한 섬광 픽셀층 사이에 특정한 반사체 패턴을 사용하는 광가이드를 사용하여, 층별 섬광 픽셀들의 영상이 서로 다른 위치에 영상화 되도록 하여 반응 깊이를 측정하는 검출기[16]에 대한 연구의 추가적인 연구를 수행하였다. 반사체 패턴을 더욱 다양화하여 더 많은 층의 구별이 가능한 검출기를 설계하였다. 이에 대한 검증 및 평가를 위해 검출기 내에서 빛의 거동을 모사할 수 있는 DETECT2000[17,18] 시뮬레이션 툴을 사용하였다.

* Corresponding Author: Seung-Jae Lee E-mail: sjlee@gdsu.dongseo.ac.kr Tel: +82-51-320-2719
Address: Jurye-ro 47, Sasang-gup, Busan, 47011, Republic of Korea

II. MATERIAL AND METHODS

DETECT2000 시뮬레이션을 수행하기 위해 검출기를 Fig. 1과 같이 설계하였다. 각 층의 섬광체 블록은 3 mm × 3 mm × 5 mm 크기의 섬광 픽셀을 4 × 4 배열로 구성하였으며, 층 사이에는 서로 다른 패턴의 반사체로 이루어진 광가이드를 삽입하였다. 층별 삽입된 광가이드 반사체의 패턴이, 해당 층에서 감마선 상호작용에 의해 발생된 빛의 분포를 다르게 한다. 섬광체 블록에 사용한 섬광 픽셀은 Gadolinium Aluminium Gallium Garnet(GAGG)[19]을 사용하였다. 섬광체 배열에서 섬광 픽셀 사이의 간격은 0.1 mm로 설정하였으며, 이 공간에는 반사체가 위치하도록 설계하였다. 섬광체 블록에서 광가이드와 연결되는 면을 제외하고 모두 난반사체를 사용하여, 섬광체 내에서 발생된 빛을 광센서로 이동시키도록 하였다. 검출기의 광센서는 silicon photomultiplier(SiPM)를 모사하였다. 3 mm × 3 mm 크기의 면적을 지닌 SiPM 픽셀을 0.2 mm 간격으로 4 × 4 배열로 구성하였다.

각 층별 광가이드에 적용된 반사체 패턴은 Fig. 2와 같다. Fig. 2-(a)는 광가이드와 반사체 패턴을 나타낸 것이며, Fig. 2-(b)는 섬광 픽셀과 광가이드를 함께 나타낸 것이다. 굵은 선으로 표시한 것이 광가이드를 나타내며, 얇은 선이 섬광 픽셀을 나타낸다. 각 광가이드마다 연결되는 섬광 픽셀의 수와 그 위치가 다르므로, 평면 영상에서 나타나는 섬광 픽셀의 위치가 층별로 서로 다르게 된다. 광가이드에 사용한 반사체는 섬광 픽셀에서 사용한 것과 동일하게 난반사체를 사용하였으며, 섬광 픽셀 및 광센서와 연결되는 면을 제외하고 모두 반사체를 사용하였다.

섬광체 블록과 광가이드 사이 및 광가이드와 광센서 사이에는 광학윤활제[20,21]를 사용하여, 서로 다른 굴절률에 의한 빛의 손실을 최소화하고, 발생된 빛이 광가이드 및 다른 섬광체로 이동할 수 있도록 구성하였다.

각 층에 대한 섬광 픽셀들의 영상을 획득하기 위해 모든 섬광 픽셀의 중심에서 감마선 반응을 일으켰다. 각 위치에서 총 1,000번의 감마선 반응을 통해 획득한 데이터로 영상을 재구성하였다.

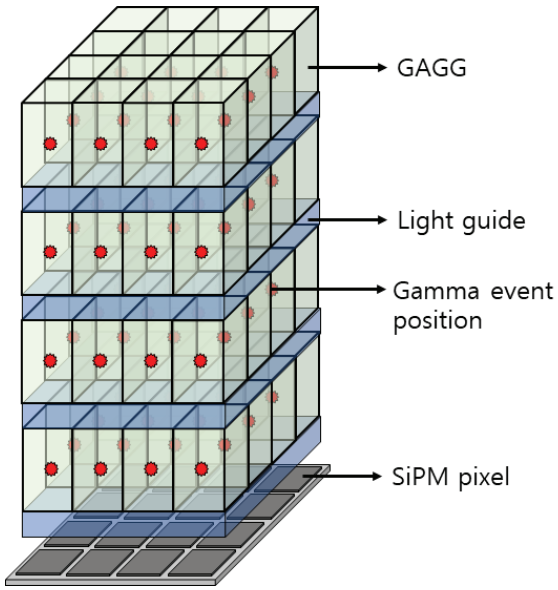

Fig. 1. Schematic diagram of a DOI PET detector with 4 × 4 array of GAGG crystals in four layers, with a light guide array inserted between each layer.

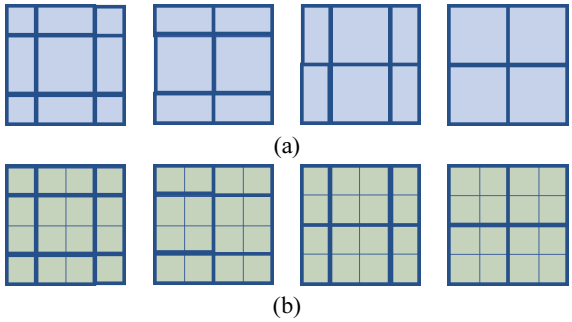

Fig. 2. Each light guide and reflector pattern structure inserted between scintillator blocks.

III. RESULT

4층의 섬광체 블록과 4개의 서로 다른 패턴의 반사체를 지닌 광가이드를 사용하여 4층으로 반응 깊이를 측정하는 검출기를 설계하였다. 각 층 사이에 반사체 패턴이 서로 다른 광가이드를 삽입함으로써, 각 층의 섬광 픽셀의 위치가 서로 다른 위치에 영상화되도록 구성하였다. Fig. 3은 각 층별 섬광 픽셀들의 영상을 나타낸다. Fig. 3-(a)부터 Fig. 3-(d)까지 1층부터 4층을 나타낸다. 모든 층에서의 섬광 픽셀들의 영상은 각 광가이드의 반사체 패턴에 따

른 형태로 나타난 것을 확인할 수 있다. Fig. 4는 모든 층에 대한 섬광 픽셀 영상을 나타낸다. 빨간색의 네모칸에 표시된 영상이 1층을 나타내고, 노란색 원, 녹색 삼각형, 파란색 별 모양이 각각 2층, 3층, 4층을 나타낸다. 모든 층에서의 섬광 픽셀들이 모두 분리되어 나타난 것을 확인할 수 있다. 이는 반응 깊이 층을 총 4층으로 분리하여 측정할 수 있음을 나타낸다.

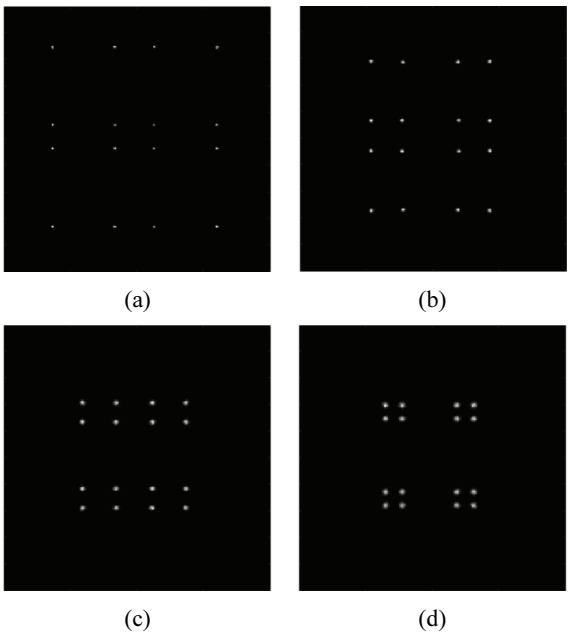

Fig. 3. Images of scintillator blocks for each layer.

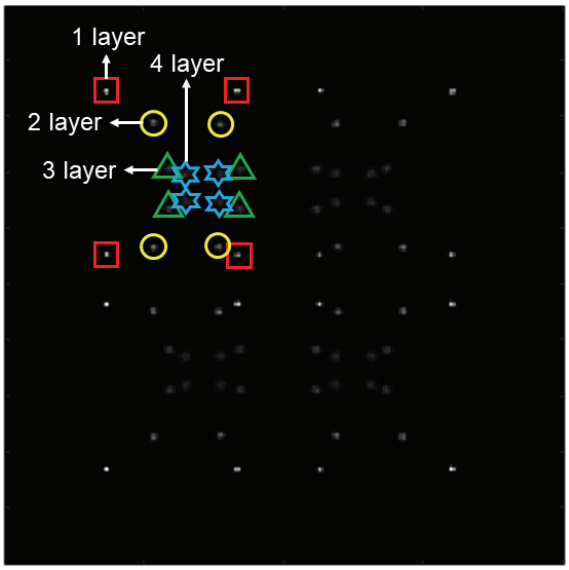

Fig. 4. Scintillation pixels image for all layers.

IV. DISCUSSION

각 층의 섬광 픽셀에서 발생된 빛의 분포를 광가이드를 사용하여 서로 다르도록 설계하였다. 이를 위해 각 층별 사용된 광가이드의 반사체 패턴은 모두 다르며, 서로 겹치지 않고 다른 위치를 지니도록 빛의 분포가 달라지도록 구성하였다. 이러한 반사체 패턴이 서로 다른 광가이드를 각 층별 사용함으로써 반응 깊이를 측정하는 검출기를 설계하였다. Fig. 5와 같이 각 층별 섬광체 블록은 각 층별 사용된 광가이드의 반사체 패턴이 형성된 모양대로 영상이 형성되었다. 모든 섬광 픽셀의 중심에서 총 1,000번의 감마선 반응을 발생시켜, 이를 영상으로 재구성하였다. 그러나 각 섬광 픽셀들의 영상의 밝기는 서로 다르다. 1층에서 가장 밝은 영상으로 나타났고, 4층으로 갈수록 보다 낮은 밝기를 보였다. 이는 보다 높은 층에서 발생된 빛은 여러 층의 광가이드 및 여러 층의 섬광 픽셀들을 통해 빛 분포의 정도가 더 넓은 분포로 이루어지므로, 영상을 재구성하였을 경우 보다 넓은 분포의 영상으로 나타나 발생된 결과이다. 그러나 모든 섬광 픽셀들의 영상은 완벽히 분리되어 나타났으므로, 모든 층을 구별하여 재구성하기에는 충분하다. 또한 층이 높을수록 여러 반사체 패턴의 광가이드에 의한 영향으로 섬광 픽셀들의 영상의 위치가 영향을 받아 광가이드의 패턴이 높은 층일수록 전체 영상에서 차지하는 영역이 작아진다.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 감마선 입사면적이 3 mm × 3 mm 크기의 섬광 픽셀을 사용하여, 반사체 패턴이 층별 서로 다르게 적용된 광가이드를 삽입하여 평면 영상에서 나타나는 섬광 픽셀들의 위치를 서로 다르게 함으로써 반응 깊이를 측정하는 검출기를 설계하였다. 설계한 검출기의 각 층별 영상 및 전체 평면 영상을 확인하기위해, 모든 섬광 픽셀의 중심에서 감마선 반응을 일으켰다. 획득된 데이터를 사용하여 평면 영상으로 재구성하였으며, 모든 층 및 전체 평면 영상에서 섬광 픽셀들이 모두 완벽히 분리된 것을 확인할 수 있었다. 이를 소동물용 PET에

사용할 경우 관심시야 외곽에서 나타날 수 있는 공간분해능 저하현상을 해결하여 우수한 질의 영상을 획득할 수 있을 것으로 판단된다. 본 결과를 바탕으로 향후 연구에서는 보다 작은 섬광 픽셀을 사용하여 더욱 우수한 영상으로 진단할 수 있는 검출기의 설계 가능성을 확인하고자 한다.

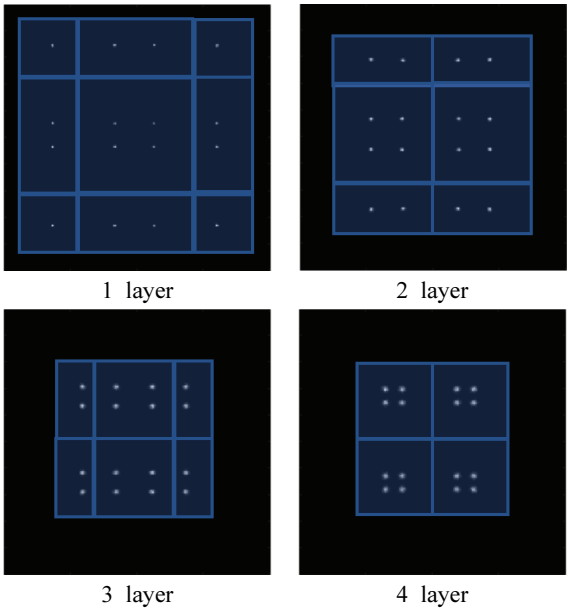

Fig. 5. Flood image of each layer and reflector pattern structure of light guide.

Acknowledgement

이 논문은 2022년도 동서대학교 “Dongseo Cluster Project” 지원에 의하여 이루어진 것임 (DSU-20220004).

Reference

[1] D. P. Clark, C. T. Badea, "Advances in micro-CT imaging of small animals", Physica Medica, Vol. 88, pp. 175-192, 2021. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.07.005

[2] M. T. Madsen, "Recent Advances in SPECT Imaging", The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 48, No. 4, pp. 661-673, 2007. https://doi.org/10.2967/jnumed.106.032680

[3] F. J. Beekman, F. V. D. Have, B. Vastenhouw, A. J. A. V. D. Linden, P. P. V. Rijk, J. P. H. Burbach, and M. P. Smidt, "U-SPECT-I: A Novel System for Submillimeter-Resolution Tomography with Radiolabeled Molecules in Mice", The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 46, No. 7, pp. 1194-1200, 2005.

[4] F. V. D. Have, B. Vastenhouw, R. M. Ramakers, W. Branderhorst, J. O. Krah, C. Ji, S. G. Staelens, and F. J. Beekman, "U-SPECT-II: An Ultra-High-Resolution Device for Molecular Small-Animal Imaging", The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 50, No. 4, pp. 599-605, 2009. https://doi.org/10.2967/jnumed.108.056606

[5] C. Ji, F. V. D. Have, H. G. V. Andel, R. Ramakers, and F. Beekman, "Accurate Coregistration between Ultra-High-Resolution Micro-SPECT and Circular Cone-Bean Micro-CT Scanners", International Journal of Biomedical Imaging, Vol. 2010, 2010. https://doi.org/10.1155/2010/654506

[6] B. L. Franc, P. D. Acton, C. Mari, and B. H. Hasegawa, "Small-Animal SPECT and SPECT/CT: Important Tools for Preclinical Investigation", The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 49, No. 10, pp. 1651-1663, 2008. https://doi.org/10.2967/jnumed.108.055442

[7] F. Verhaegen, P. Granton and E. Tryggestad, "Small animal radiotherapy research platforms", Physics in Medicine and Biology, Vol. 56, No. 12, pp. R55-R83, 2011. https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/12/R01

[8] S. J. V. Hoof, P. V. Granton, F. Verhaegen, "Development and validation of a treatment planning system for small animal radiotherapy: SmART-Plan", Radiotherapy and Oncology, Vol. 109, pp. 361-366, 2013. http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2013.10.003

[9] R. S. Miyaoka and A. L. Lehnert, "Small animal PET: a review of what we have done and where we are going", Physics in Medicine and Biology, Vol. 65, No. 24, 2020. https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab8f71

[10] H. Liu, T. Omura, M. Watanabe, T. Yamashita, "Development of a depth of interaction detector for gamma-rays", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A., Vol. 459, pp. 182-190, 2001. https://doi.org/10.1016/S0168-9002(00)00939-6

[11] M. Ito, J. S. Lee, S. I. Kwon, G. S. Lee, B. Hong, K. S. Lee, K-S. Sim, S. J. Lee, J. T. Rhee, S. J.

Hong, "A four-layer DOI detector with a relative offset for use in an animal PET system", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 57, No. 3, pp. 976-981, 2010. https://doi.org/10.1109/TNS.2010.2044892

[12] Y. Shao, R. W. Silverman, R. Farrell, L. Cirignano, R. Grazioso, K. S. Shah, G. Vissel, M. Clajus, T. O. Tumer, S. R. Cherry, "Design studies of a high resolution PET detector using APD arrays", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 47, No. 3, pp. 1051-1057, 2000. https://doi.org/10.1109/23.856546

[13] Y. Shao, H. Li, K. Gao, "Initial experimental studies of using solid-state photomultiplier for PET applications", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 580, No. 2, pp. 944-950, 2007. https://doi.org/10.1016/j.nima.2007.06.053

[14] C. S. Levin, "Design of a high-resolution and high-sensitivity scintillation crystal array for PET with nearly complete light collection", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 49, No. 5, pp. 2236-2243, 2002. https://doi.org/10.1109/TNS.2002.803870

[15] A. Vandenbroucke, A. M. K. Foudray, P. D. Olcott, C. S. Levin, "Performance characterization of a new high resolution PET scintillation detector", Physics in Medicine and Biology, Vol. 55, No. 19, pp. 5895-5911, 2010. https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/19/018

[16] S-J. Lee, "Two Layer DOI Detector Design for PET using Multiple Light Guides for Designing Light Distribution", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 16, No. 6, pp. 703-708, 2022. https://doi.org/10.7742/jksr.2022.16.6.703

[17] 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

[18] 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

[19] https://www.epic-crystal.com/oxide-scintillators/gagg-ce-scintillator.html

[20] C. M. Pepin, R. Lecomte, "Assessment of Quick-Stick 5870 high refractive index thermoplastic coupling compound", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 488, No. 3, pp. 670-672, 2002. https://doi.org/10.1016/S0168-9002(02)00579-X

[21] G. Romanchek, Y. Wang, H. Marupudi, and S. Abbaszadeh, "Performance of Optical Coupling Materials in Scintillation Detectors Post Temperature Exposure", SENSORS, Vol. 20, No. 21, pp. 6092, 2020. https://doi.org/10.3390/s20216092

각 층별 반사체 패턴이 서로 다른 광가이드를 사용한 반응 깊이 측정 검출기 설계

이승재[1,2,*]

[1]동서대학교 방사선학과
[2]동서대학교 방사선보건환경연구센터

요 약

소동물 전용의 영상 및 치료기기 중 양전자방출단층촬영기기(positron emission tomography, PET)는 관심시야 내에서 공간분해능의 변화가 발생한다. 이는 작은 갠트리와 작고, 긴 섬광 픽셀을 사용함으로써 발생하는 현상으로 이를 해결하기 위해 반응 깊이를 측정하는 검출기들이 개발 및 연구되고 있다. 본 연구에서는 여러 개의 섬광체 블록과 서로 다른 반사체 패턴을 지닌 광가이드를 사용하여 반응 깊이를 측정하는 검출기를 설계하였다. 3 mm × 3 mm × 5 mm의 섬광 픽셀을 4 × 4 배열로 구성한 섬광체 블록이 4개의 층을 이루고, 각 층마다 광가이드를 삽입하여 전체 검출기를 구성하였다. 반응 깊이 측정 여부를 확인하기위해, 모든 섬광 픽셀의 중심에서 감마선 반응을 발생시켜 데이터를 획득 후 평면 영상으로 재구성하였다. 층 사이에 삽입된 광가이드의 반사체 패턴이 모두 달라 각 층별 섬광 픽셀의 위치가 서로 다른 곳에 형성되었다. 이렇게 형성된 섬광 픽셀의 위치를 모두 분리하여 영상의 재구성에 사용하면 관심시야 모든 영역에 걸쳐 고른 공간분해능을 달성할 수 있을 것으로 판단된다.

중심단어: 소동물 양전자방출단층촬영기기, 광가이드, 빛 분포, DETECT2000

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	이승재	동서대학교 방사선학과	교수