

다중양극 위치민감형 광전자증배관을 위한 위치검출회로 개발

서울대학교 의과대학 핵의학교실¹, 서울대학교 방사선응용 생명과학 협동과정²
서울대학교 방사선의학 연구소³, 고려대학교 물리학과⁴, 서울대학교 의과대학 의과학과⁵
서울대학교병원 의공학과⁶, 건국대학교 물리학과⁷
권순일^{1,2} · 홍성종³ · 이또우 미끼꼬⁴ · 윤현석^{1,5} · 이건송⁶ · 심광숙⁴ · 이준택⁷
이동수^{1,2,3} · 이재성^{1,2,3,5}

Development of Position Encoding Circuit for a Multi-Anode Position Sensitive Photomultiplier Tube

Sun Il Kwon, B.S.^{1,2}, Seong Jong Hong, Ph.D.³, Mikiko Ito, B.S.⁴, Hyun Suk Yoon, B.S.^{1,5},
Geon Song Lee, Ph.D.⁶, Kwang-Souk Sim, Ph.D.⁴, June Tak Rhee, Ph.D.⁷,
Dong Soo Lee, M.D.^{1,2,3}, and Jae Sung Lee, Ph.D.^{1,2,3,5}

¹Department of Nuclear Medicine, College of Medicine, Seoul National University; ²Interdisciplinary Programs in Radiation Applied Life Science Major, Seoul National University; ³Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University; ⁴Department of Physics, Korea University; ⁵Department of Medical Science, Seoul National University; ⁶Department of Biomedical Engineering, Seoul National University; ⁷Department of Physics, Konkuk University

Purpose: The goal of this paper is to present the design and performance of a position encoding circuit for 16×16 array of position sensitive multi-anode photomultiplier tube for small animal PET scanners. This circuit which reduces the number of readout channels from 256 to 4 channels is based on a charge division method utilizing a resistor array. **Materials and Methods:** The position encoding circuit was simulated with PSpice before fabrication. The position encoding circuit reads out the signals from H9500 flat panel PMTs (Hamamatsu Photonics K.K., Japan) on which 1.5×1.5×7.0 mm³ L0.9GSO (Lu1.8Gd0.2SiO5:Ce) crystals were mounted. For coincidence detection, two different PET modules were used. One PET module consisted of a 29×29 L0.9GSO crystal layer, and the other PET module two 28×28 and 29×29 L0.9GSO crystal layers which have relative offsets by half a crystal pitch in x- and y-directions. The crystal mapping algorithm was also developed to identify crystals. **Results:** Each crystal was clearly visible in flood images. The crystal identification capability was enhanced further by changing the values of resistors near the edge of the resistor array. Energy resolutions of individual crystal were about 11.6%(SD 1.6). The flood images were segmented well with the proposed crystal mapping algorithm. **Conclusion:** The position encoding circuit resulted in a clear separation of crystals and sufficient energy resolutions with H9500 flat-panel PMT and L0.9GSO crystals. This circuit is good enough for use in small animal PET scanners. (Nucl Med Mol Imaging 2008;42(6):469-477)

Key Words: Animal PET, readout circuit, charge division circuit, H9500, LGSO, multi-anode PMT

서 론

분자영상에 대한 연구가 활발해짐에 따라 전임상 단계에서 각종 질병에 대한 동물 모델의 생리적 또는 분자화학적 변화를 비침습적으로(non-invasive) 영상화하는 연구들이 활발하게 진행되고 있다. 그러나 생쥐나 백서와 같은 소동물의 경우 그 무게나 부피가 인체와 비교하여 매우 작기 때문에 기존의 임상용 영상장치로는 정확한 해부학적 분자화학적 정보를 얻기 어렵다.¹⁻⁵⁾ 이러한 이유로 우수한 공간분해능과, 민감도를 가지는

• Received: 2008. 7. 28. • Revised: 2008. 11. 3.

• Accepted: 2008. 12. 3.

Address for reprints: Jae Sung Lee, Ph.D., Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine, Seoul National University Hospital, 28 Yungun-dong, Chongno-gu, Seoul 110-744, Korea

Tel: 82-2-2072-2938, Fax: 82-2-745-2938

E-mail: jaes@snu.ac.kr

※본 연구는 과학기술부 및 과학재단의 지원을 받아 특정기초 연구 개발사업(R01-2006-000-10296-0: 3층 섬광결정을 이용한 소동물 PET 개발) 및 원자력기술개발사업(2008-03852: 유방촬영전용 디지털 양전자단층촬영시스템 개발)을 통해 수행되었음.

Table 1. HAMAMATSU H9500 Flat Panel PMT Specifications (at 25°C)

Parameter	Description/Value	Unit
Spectral response	300~650	nm
Peak wavelength	420	nm
Photocathode material	Bialkali	-
Number of anode pixels	256 (16×16 matrix)	-
Pixel size / pitch at center	2.8×2.8 / 3.04	mm
Effective area	49×49	mm
Dimensional outline (W×H×D)	52×52×33.3	mm
Supply voltage	Max. -1100	V
Quantum efficiency at 420 nm	Typ. 24	%
Gain	1.5×10 ⁶	-
Signal rise time	0.8	ns

고성능의 소동물 전용 영상장치에 대한 요구가 높아지고 있다.

소동물 전용 영상장치 중 하나인 소동물용 양전자방출단층촬영(positron emission tomography: PET)의 경우 단일체의 섬광결정 대신 작은 면적으로 나뉜 섬광결정블록을 사용하여 공간분해능을 향상하고, 측정하는 소동물의 체형에 맞게 검출기의 반경을 최대한 줄여서 민감도를 증가시킨다. 하지만 PET 검출기 반경이 줄어들면 상대적으로 섬광결정의 길이가 길어지기 때문에, PET 시야(field of view) 외각에서 발생한 감마선 쌍이 섬광결정에 비스듬히 입사되어 일어나는 시차오차(parallax error)로 인하여 공간해상도의 균일성이 저하된다. 이러한 문제는 섬광결정 내에서 반응이 일어난 깊이(depth of interaction: DOI)를 측정하여 개선할 수 있다. DOI 측정을 위하여 제안된 방법으로는 감쇠시간(decay time)이 다른 섬광결정을 길이방향으로 접합하여 방출되는 신호의 감쇠시간 차이를 이용하는 방법과,^{1,2,6)} 같은 종류의 섬광결정블록을 2개 혹은 4개의 층으로 오프셋(offset)을 주어 접합하고 반응이 일어난 섬광결정의 위치 차이 이용하는 방법이 있다.⁷⁻¹⁰⁾ 이와 같이 섬광결정의 단면적이 작아지고, 다층으로 구성되면서 내인성 공간해상도가 우수한 광전센서부가 필요하며, 이를 위하여 다수의 양극(anode)들이 배열(array) 형태로 집적되어 배열된 위치민감형 다중양극 광전자증배관(position sensitive multi-anode photomultiplier tube)이 사용되고 있다.^{11,12)}

다중양극 광전자증배관의 경우 광자검출에 의한 반응이 일어날 때 하나 이상의 양극에서 출력신호를 내기 때문에 집적되어있는 양극 출력 개수만큼의 데이터 처리가 필요하다. 하지만 일반적으로 다중양극 광전자증배관의 경우 수십에서 수백 개의 많은 양극 출력을 가지기 때문에 각각의 양극 출력을 개별적으로 처리하려면 회로의 규모가 매우 커지는 문제점이 있다. 따라서 이러한 문제점을 해결하고자 다수의 출력 데이터를 압축하여 처리하는 회로에 관한 연구들이 진행되어 왔다.¹¹⁻¹⁴⁾

본 연구에서는 256개의 개별적 채널을 4개로 줄여 검출위치를 추정할 수 있는 회로를 설계하고 제작하였으며, 256(16×16)

개의 양극 출력 채널을 가지는 고집적도의 H9500 광전자증배관(Hamamatsu Photonics K.K., Japan) 및 L_{0.9}GSO 섬광결정(Hitachi Chemical Co., Ltd., Ibaraki, Japan)과¹⁵⁾ 결합하여 그 성능을 검증하였다.

대상 및 방법

1. 위치민감형 다중양극 광전자증배관(Multi-anode PMT) H9500

Hamamatsu의 H9500은 위치민감형 평판 다중양극 광전자증배관(flat panel type multi-anode photomultiplier tube)로 유효면적 49×49 mm² 내에 가로 세로 16개씩 총 256개의 양극들이 배열 형태로 집적되어있다. 화소 크기 2.8×2.8 mm², 화소간 거리 3.04 mm로서 유효면적 99.3%의 우수한 집적도를 보이며, 300~650 nm 파장 대역에서 반응하므로 위치검출회로 검증에 사용할 LGSO 섬광결정과 별다른 파장변환장치 없이 바로 연결할 수 있다. H9500 광전자증배관에 대한 자세한 특성은 Table 1에 기술되어있다.¹⁶⁾

2. Lutetium gadolinium oxyorthosilicate Crystal (LGSO)

LGSO 섬광결정은 Lu_{2(1-x)Gd_{2x}SiO₅:Ce}의 결정구조를 가지며 Lu(Lutetium)과 Gd(Gadolinium)의 함량비에 따라 그 특성이 달라진다. Lu 함량이 높아짐에 따라 LSO와 유사한 특성을 가지며 밀도와 광생성율(light yield)이 높아지고 빠른 감쇠시간을 가지게 된다.

본 실험에서는 Lu 함량이 90%인 Lu_{1.8}Gd_{0.2}SiO₅:Ce(L_{0.9}GSO)을 사용하였다. L_{0.9}GSO는 41 ns의 감쇠시간, 23000ph/MeV의 광생성율을 가지며 420 nm 파장의 빛을 내기 때문에 H9500의 최대 효율을 나타내는 파장과 일치한다.^{1,15,17,18)}

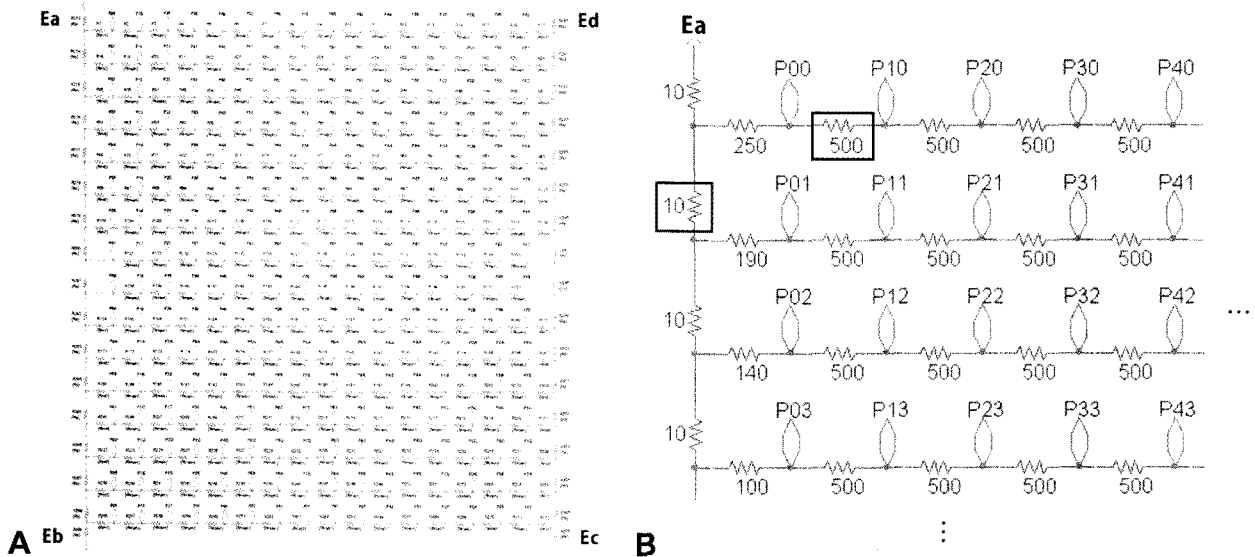


Figure 1. Position encoding circuit for 16x16 array of multi-anode PMT is shown in this figure (A). Position encoding circuit reduce the number of channels for readout from 256 to 4. Figure (B) shows a part of the circuit.

3. 위치결정회로 설계와 위치결정

1차원의 선형 전하분할회로를 2차원으로 확장하여 256개의 양극신호를 4개로 줄이는 위치결정회로(discretized position sensitive readout circuit)를 구성하였다(Fig. 1A). 위치결정회로에서 측정된 4개의 출력은 식 (1)과 (2)를 통해 x, y의 위치 신호로 변환된다.

$$X = \frac{(E_a + E_b) - (E_c + E_d)}{E_a + E_b + E_c + E_d} \quad (1)$$

$$Y = \frac{(E_a + E_d) - (E_c + E_b)}{E_a + E_b + E_c + E_d} \quad (2)$$

4. 전자회로 시뮬레이션

위치결정회로 제작에 앞서 설계한 회로를 사전에 검증하고 2차원 저항배열로 구성할 때 회로의 주변부에서 발생할 수 있는 핀쿠션(pincushion), 배럴(barrel) 형태의 왜곡을 방지하기¹¹⁾ 위하여 OrCAD의 PSpice로 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션 프로그램은 OrCAD 10.5를 사용하였으며, H9500 광전자증배관의 각 양극출력 모델은 정현파의 단일 전류원 소자(1MHz, 1mA_{pp})를 사용하였다. 256개의 노드에 독립적으로 단일 전류원 소자를 연결하여 총 256번의 시뮬레이션을 수행하였다.

5. 위치결정회로 제작 및 평면영상 획득

설계한 위치결정회로를 PCB(Printed Circuit Board)로 제작하였다. 제작된 PCB는 위치를 결정할 4개의 신호와 에너지 분

석을 위한 합신호(sum signal) 그리고 트리거(trigger)로 사용할 다이노드(dynode)신호를 출력한다. 총 면적은 115×60 mm² 이고, 위치결정을 위한 2.0×1.2 mm² 크기의 저항 323개가 72×35 mm²의 면적 안에 위치한다.

회로의 검증과 성능분석을 위하여 위치결정회로, H9500 광전자증배관, 1.5×1.5×7.0 mm³ L_{0,9}GSO 섬광결정으로 두 개의 검출단을 제작하고 3.7×10⁵ Bq의 ²²Na 방사선원을 사용하여 동시계측계수를 검출하였다. 첫 번째 검출단은 L_{0,9}GSO 29×29 섬광결정블록을 단층으로 구성하였고, 두 번째 검출단은 L_{0,9}GSO 29×29와 28×28 섬광결정블록을 x와 y방향으로 각각 섬광결정 단면 길이의 반만큼 오프셋을 두어 접합하였다. 섬광결정블록은 격자 형태의 폴리머 반사체(3M Vikuiti™ enhanced specular reflector: 3M, USA) 사이에 섬광결정을 삽입하여 제작하였고, H9500 광전자증배관과 접합한 후 아세탈(acetal)재질의 외형 틀로 고정시켰다. 각 접합면에는 광자의 손실을 줄이기 위하여 광학윤활제(optical grease)를 도포하였다.^{1,2,19)}

평면영상(flood image) 획득과 에너지 분해능의 측정을 위하여 Fig. 2와 같이 검출 시스템을 구성하였다. 각 검출단의 다이노드 신호는 동시이벤트 판단과 아날로그-디지털 변환기(analog to digital converter: ADC) GATE의 시작신호로 사용되었다. 유효신호 검출을 위해 일정비율식별기(constant fraction discriminator: CFD)인 CAEN N485 NIM 모듈을 사용하였고, 출력신호의 에너지를 측정하기 위해 CAEN V965 VME ADC 모듈을 사용하였다.

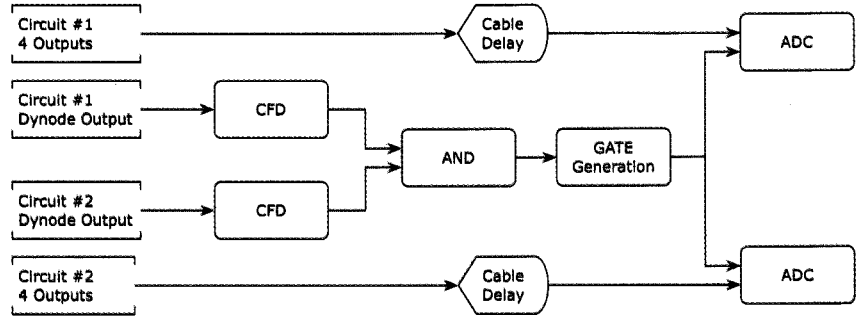


Figure 2. Schematic diagram of data acquisition for flood image and energy resolution.

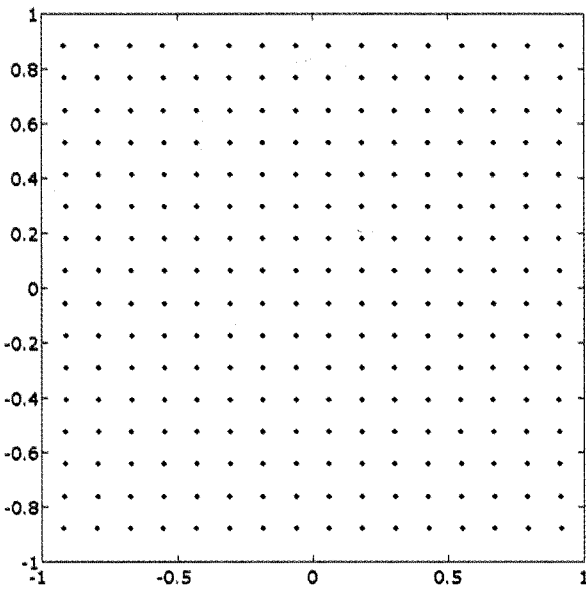


Figure 3. Simulation results of position encoding circuit.

6. 주변부 위치 왜곡 개선

다중양극 광전자증배관은 특성상 집적된 양극들 간의 이득이 서로 균일하지 않고 주변으로 갈수록 중앙부에 비해 이득이 크게 낮아진다. 또한 이득 불균일은 제품마다 그 분포와 정도가 다르게 나타나기 때문에 다중양극 광전자증배관 주변부에서 일어난 반응의 위치를 결정하는데 있어 오차의 요인으로 작용한다. 특히 외곽에 위치한 양극들의 이득이 낮기 때문에 이와 관련된 저항(Fig. 1B의 상자) 값들을 변화시키며 그 효과를 관찰하였다.

7. 평면영상 분석 알고리즘을 통한 섬광결정지도 (crystal map) 획득

감마선이 섬광결정블록과 반응한 위치는 위치결정회로를 통해 x, y좌표로 저장되고, 이를 이용하여 평면영상을 얻게 된다. 하지만 실제 섬광결정블록 내부에 있는 섬광결정 개개의 영역과 평면영상의 개개의 영역은 시스템의 물리, 전기적 특성에 영

향을 받아 서로 다르게 나타난다. 이러한 문제점은 평면영상을 실제 섬광결정의 영역으로 보정하는 섬광결정지도를 통해 해결할 수 있다. 본 연구에서는 영상처리를 통해 섬광결정지도를 얻을 수 있는 알고리즘을 고안하였다.

섬광결정지도를 얻기 위한 알고리즘은 평면영상에서 섬광결정에 의해 생긴 정점의 위치를 결정한 다음, 정점(peak)의 위치를 기준으로 섬광결정들의 영역을 정하는 과정으로 이루어진다.

정점의 위치를 결정하기 위해서 첫째로 평면영상에 가우시안 필터를 적용하여 잡음 성분을 제거하였다. 둘째로 가우시안 필터에 의해서 근접한 정점들이 하나처럼 붙어 보이는 문제가 발생 할 수 있으므로 이를 해결하기 위하여 라플라시안 필터(Laplacian filter)를 추가로 적용하여 정점부와 주변부의 대조도를 향상시켰다. 셋째로 두 번째 결과에 따른 임계값을 통하여 영상을 이진화하고 이를 통해 나타난 정점 후보 영역의 무게중심을 구하여 최종적인 정점 위치를 결정하였다.

정점의 위치를 기준으로 섬광결정들의 영역을 확정하기 위하여 정점별 거리지도(distance map)를 생성하고, 이 거리지도들을 화소별로 비교하여 최소거리의 화소를 취한 최소거리지도(minimum distance map)를 얻었다. 그리고 마지막으로 영역확대(region growing)의 자동 표지(labeling) 기법을 통해 나누어진 영역을 순서에 맞게 정렬하고 번호를 부여하는 것으로 섬광결정지도를 구성하였다.

실제 검증을 위하여 7×7 L_{0.9}GSO 섬광결정블록의 평면영상과 오프셋 방법으로 구성된 7×7 및 6×6 L_{0.9}GSO 섬광결정블록의 평면영상 그리고 29×29 L_{0.9}GSO 섬광결정블록의 평면영상에 알고리즘을 적용해 보았다.

결 과

1. PSpice 시뮬레이션

Fig. 3은 PSpice로 수행한 시뮬레이션 결과이다. 전체적으로 균등한 분포를 얻을 수 있었으나 좌우측 최외각 열에서는 미세

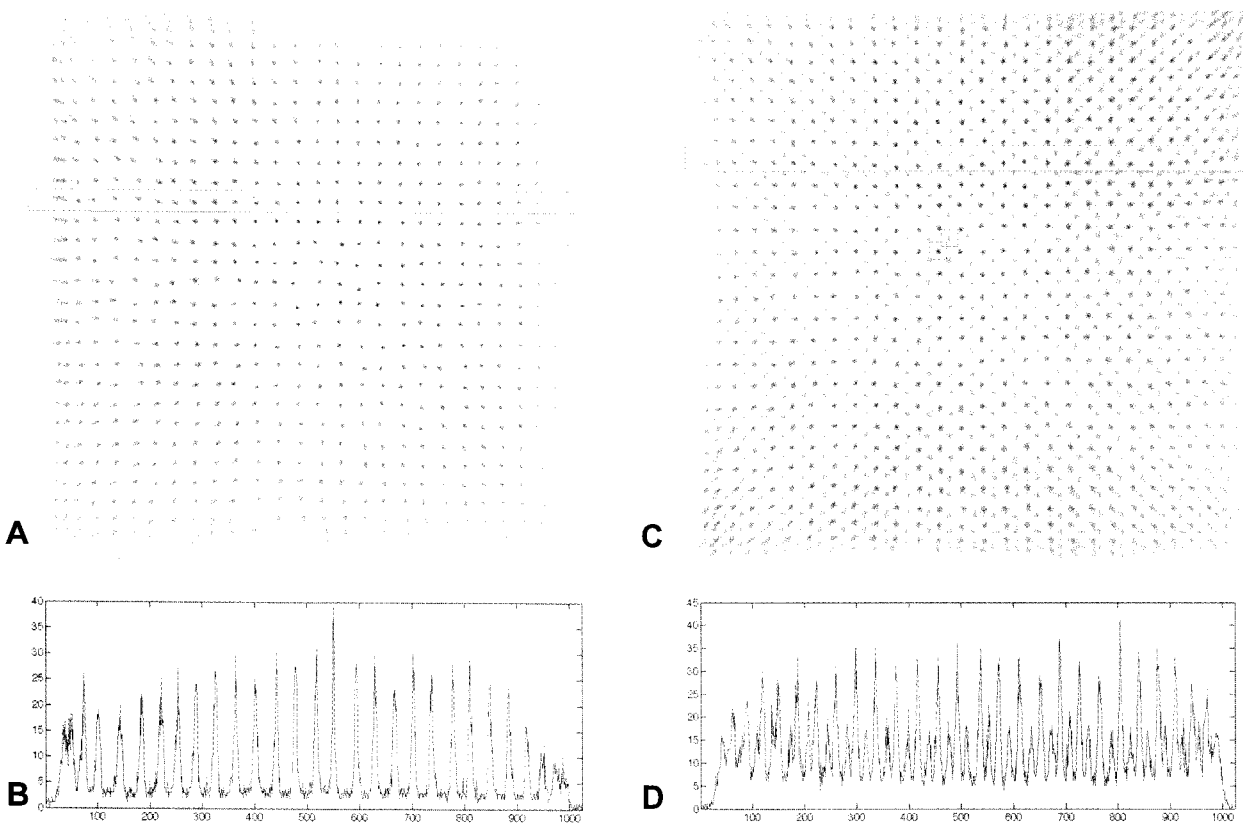


Figure 4. Flood image for a 29×29 crystal layer with H9500 PMT and its projection histograms. (A) Flood image. (B) projection histogram of data within green box. Flood image for 29×29 and 28×28 crystal layers with H9500 PMT and its projection histograms. (C) Flood image. (D) projection histogram of data within green box.

한 핀쿠션 왜곡이 발견되었다. 하지만 핀쿠션 왜곡에 의한 위치 오차가 0.9% 정도여서 전체 결과의 선형성에는 큰 영향을 미치지 않았다.

2. 평면영상

Fig. 4A는 29×29 L_{0.9}GSO 섬광결정블록에서 얻은 평면영상이다. 29×29 섬광결정블록 중 중앙의 27×27 섬광결정들은 명백히 구별되었으나 주변부의 섬광결정들은 구별이 용이하지 않았다. 중앙부의 peak-to-valley 비율은 9~12 정도였고(Fig. 4B), 한 정점 영역에(Fig. 4A의 청색 상자) 대한 에너지 분해능은 11.0%였다.

Fig. 4C는 29×29와 28×28 L_{0.9}GSO 두층을 통해 얻은 평면영상이다. 단층에서의 결과와 같이 주변부를 제외하고는 각층의 섬광결정들을 명백히 구별할 수 있었다. Peak-to-valley 비율은 29×29 결정층의 경우 3정도로, 28×28의 경우 5~7정도의 층별로 다른 결과를 얻었다(Fig. 4D). 중앙부분에서 서로 인접한 각층의 섬광결정을 하나씩 선택하여 에너지 분해능을 구하면

29×29층에 속한 섬광결정은(Fig. 4C의 청색 상자) 13.6%, 28×28에 속한 섬광결정은(Fig. 4C의 적색 상자) 9.5%로 나왔으며, 포토피크(Photo-peak)의 위치는 ADC값으로 각각 3420과 3300으로 29×29층에 속한 섬광결정에서 다소 높게 나타났다. 또한 28×28 섬광결정블록에서 상대적으로 많은 이벤트가 검출되었다.

3. 주변부 위치 왜곡 개선

주변부의 왜곡을 개선하기 위하여 다양한 값들의 저항을 사용하여 평면영상을 얻고 이를 비교하였다. 그 결과 원래 값의 3배에 해당하는 저항을 사용했을 때가 가장 좋은 평면영상을 보여주었다. Fig. 5A는 Fig. 4A의 우측 상단부분만 표시한 평면영상이며, Fig. 5B는 회로 개선 후 같은 위치에서 얻은 평면영상이다. 회로 개선 후 주변부의 섬광결정들이 마지막 줄까지 명백히 구분되었다.

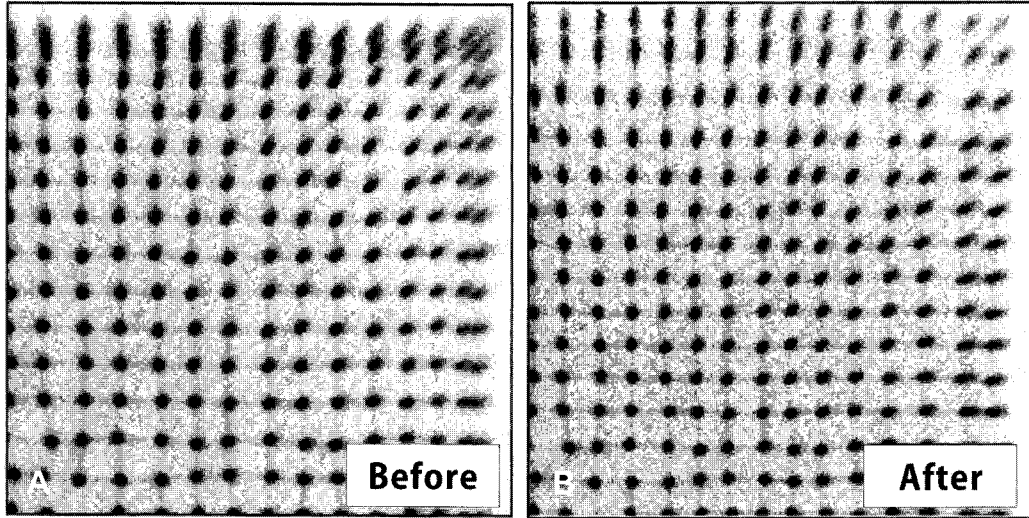


Figure 5. Improvement of crystal discriminating capability at the edge (A) before, (B) after.

4. 섬광결정지도

Fig. 6A는 7×7 L_{0.9}GSO 섬광결정블록의 평면영상이다. Fig. 6A의 평면영상에 필터를 적용하고(Fig. 6B, C) 정점을 구하여(Fig. 6D, E) 섬광결정지도를 구하였다(Fig. 6F). 또한 7×7과 6×6으로 구성된 L_{0.9}GSO 섬광결정블록의 섬광결정지도를 구하였으며(Fig. 6G), 최종적으로 29×29 섬광결정블록에 대한 섬광결정지도를 구하였다(Fig. 6H). 제안한 알고리즘을 통해 각 섬광결정 영역이 명확히 구분된 섬광결정지도를 얻을 수 있었다.

5. 29×29 섬광결정의 통계적 특성

개선된 회로를 통해 29×29 섬광결정블록에 대한 동시계측계수를 획득하였고 섬광결정지도 알고리즘으로 섬광결정 영역을 나누었다. 각 섬광결정 영역별로 동시계측 획득 개수, 포토피크의 위치, 에너지 분해능에 대한 통계를 구하여 Fig. 7B~D 및 Table 2에 결과를 요약하였다. 동시계측 획득 개수(Fig. 7B), 포토피크의 위치(Fig. 7C) 및 에너지 분해능(Fig. 7D)의 결과들은 사용했던 H9500 광전자증배관의 이득률 분포와(Fig. 7A) 통계적 분포의 유사성을 보였다. 전체적으로 각 섬광결정들은 평균 11.6%에 표준편차 1.6의 에너지 분해능을 가졌다.

고 찰

본 연구에서는 위치민감형 다중양극 광전자증배관의 256개 신호를 4개의 신호로 줄이는 위치검출 회로 제작하고 그 성능을 검증하였다. 시뮬레이션을 통해 확인한 저항값으로 회로를 구성하여 얻은 평면영상에서는 주변부 섬광결정들의 구별이 용이하지 않았다(Fig. 5A). 이러한 현상이 발생하는 이유를 크게

두 가지로 추측할 수 있다. 첫 번째는 다중양극 광전자증배관의 불균일한 이득률 때문이다. 섬광결정에서 나오는 빛은 구조적으로 광전자증배관의 여러 감광부를 자극하게 된다. 하지만 서로 다른 이득률 때문에 각 양극에서 얻은 출력으로 반응 위치를 계산해보면 이득률이 높은 쪽으로 반응위치가 이동하게 된다. H9500 광전자증배관의 경우 주변부로 갈수록 이득이 낮아지므로 결과적으로 반응위치는 중앙부를 향해 모이게 된다. 두 번째는 반사체 격자 구조물의 제작 특성에 있다. 본 실험에 사용한 격자의 경우 섬광결정에서 발생한 빛의 일부가 인접한 섬광결정으로 퍼지면서 다른 위치의 감광부를 자극하게 된다. 이때 중앙부에 위치한 섬광결정에서는 대칭적으로 빛이 퍼져나가지만 주변으로 갈수록 한쪽은 막혀있는 상황이 되어 빛이 비대칭적으로 퍼져나가게 된다. 이로 인해 반응의 중심이 빛이 좀 더 멀리 떨어진 광전자증배관의 중앙 쪽으로 이동하는 현상이 나타난다. 따라서 섬광결정의 가장 바깥쪽 줄은 이 두 가지 원인이 중첩되어 이웃한 줄과 구별이 용이하지 않게 된다. 이를 해결하기 위하여 최외각 줄에서 일어나는 신호에 좀 더 가중치를 주었고 그 결과 각 섬광결정을 명백히 구별하게 되었다(Fig. 5B).

29×29와 28×28의 두 섬광결정블록에서 얻은 실험결과를 살펴보면 광전자증배관에서부터 먼 섬광결정블록(28×28)에서 다른 블록에 비해 상대적으로 많은 수의 반응이 일어났다. 이러한 현상은 수직으로 입사한 감마선이 첫 번째 섬광결정블록과 더 많은 반응을 일으키기 때문이며, 첫 번째 섬광결정블록의 길이를 조절함으로써 각 섬광결정블록에서 일어나는 반응의 비율을 보다 균일하게 만들 수 있을 것이다.

시스템에서 사용되는 섬광결정의 수가 많아짐에 따라 평면영상에서 섬광결정의 위치를 자동으로 결정하는 방법이

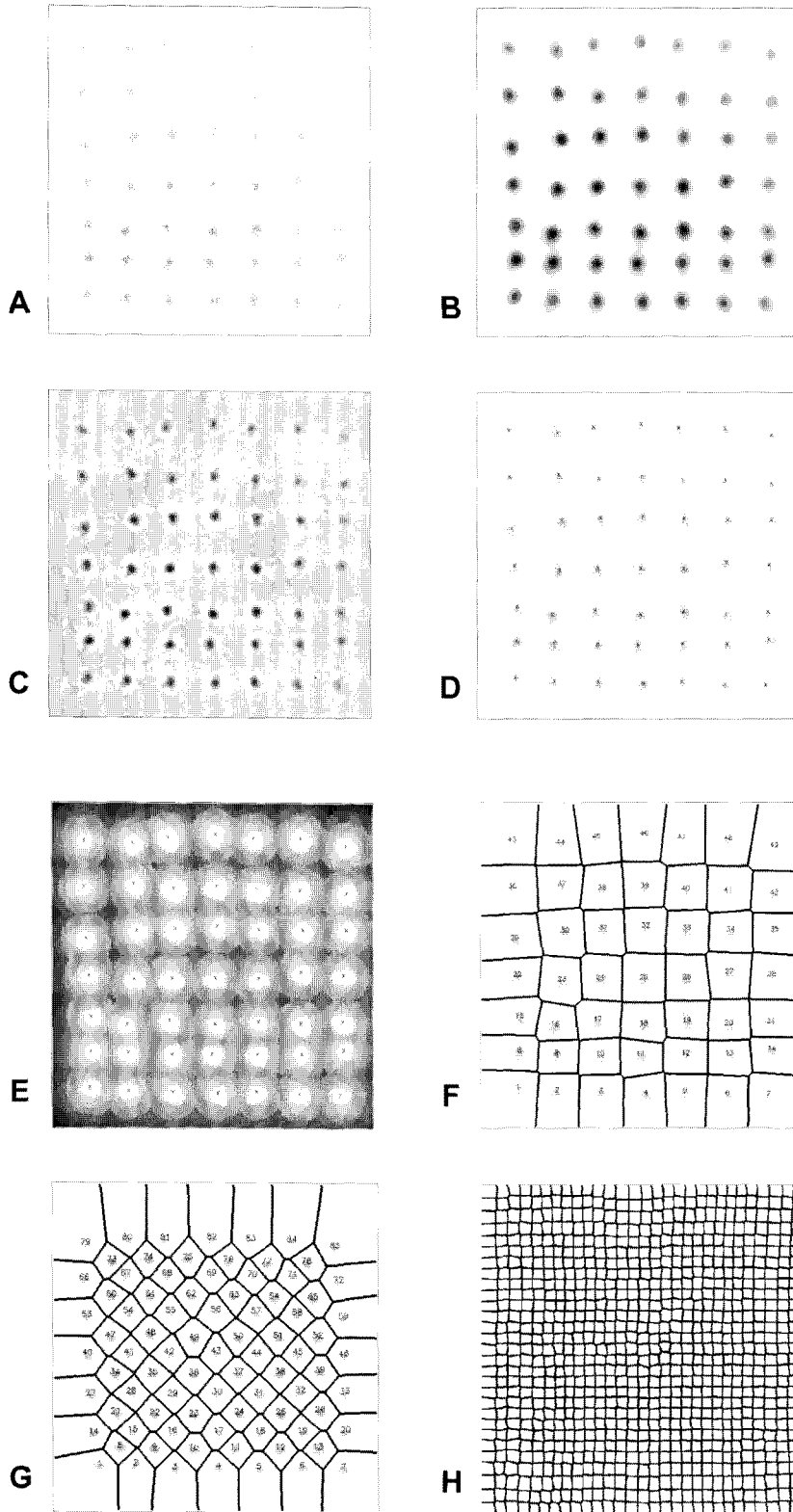


Figure 6. Crystal map automation algorithm flows. (A) original flood image focused on 7×7 crystals, results of (B) gaussian filtering, (C) Laplacian filtering, (D) peak detection, and (E) minimum distance map. Final results of crystal map automation algorithm for (F) 7×7 crystals, (G) 7×7 and 6×6 crystal layers, and (H) 29×29 crystals.

Table 2. Individual Crystal Region Statics

	High	Average	Low	SD*
Counts	8012	5900	170	192
Photo-peak mean	6381	4685	1645	141
Energy resolution	21.0%	11.6%	9.1%	1.6

* : Standard deviation.

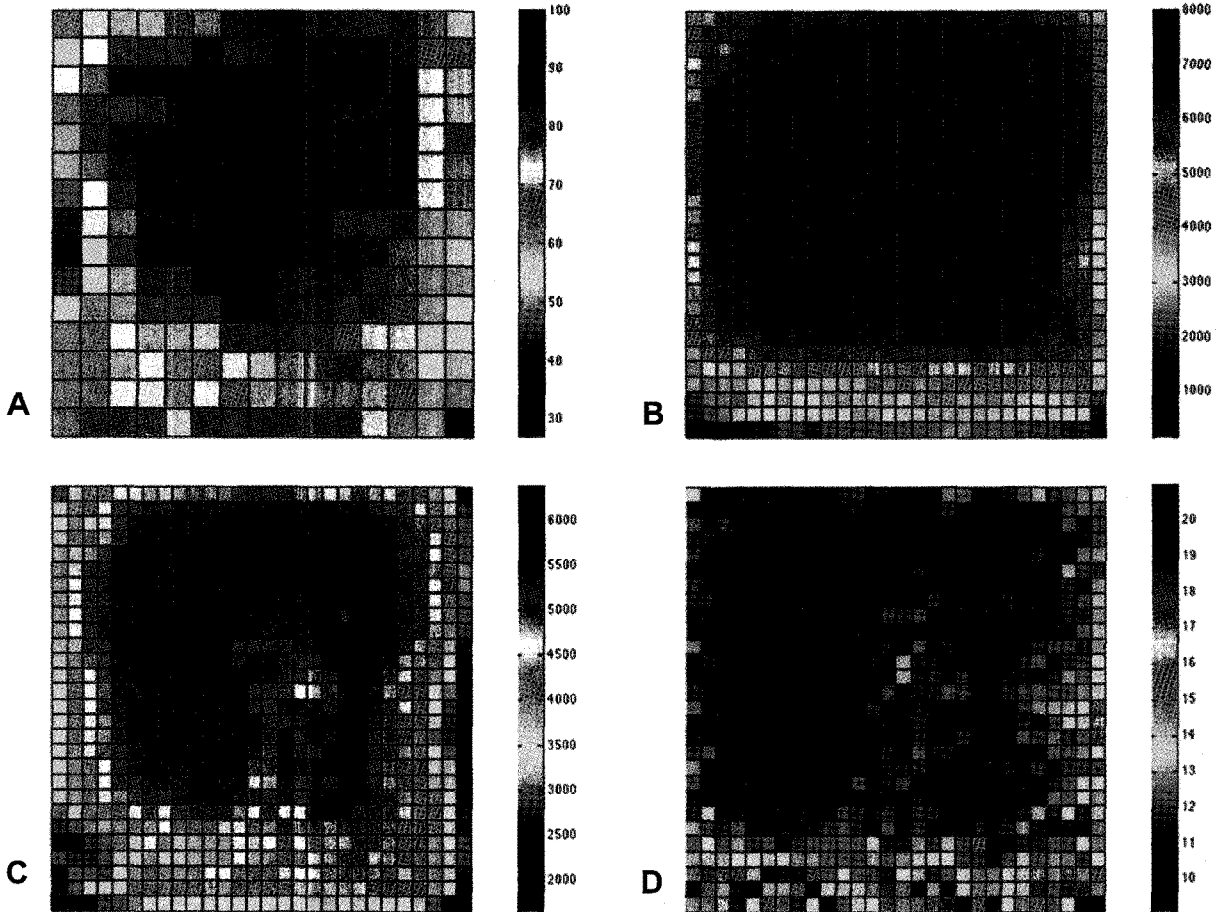


Figure 7. (A) H9500 PMT gain non-uniformity map. Individual crystal statistics for (B) individual total counts, (C) photo-peak mean, and (D) energy resolution. Events are segmented to individual crystal region on the crystal map automation algorithm. (B)-(D) show the similar pattern of gain non-uniformity map.

필요하다. 이를 위하여 섬광결정지도를 영상처리를 통하여 얻는 알고리즘을 고안하였고 실험을 통해 이를 검증하였다. 회로 수정을 통해 주변부의 섬광결정이 겹치는 현상을 해결하였기 때문에 오동작은 없었다. 하지만 이득률이 극히 작은 부분에서는 반응이 검출되는 개수가 적어서 가끔 정점으로 인식이 되지 않는 문제가 발생하였다. 이러한 현상은 정점을 찾는 알고리즘 부분에서 육안으로 얻은 정점의 위치를 확인하고 수동으로 정점을 선정하는 방법을 적용하여 결과의 완성도를 높였다.

또한 29×29 섬광결정블록에서 얻은 데이터를 영상처리를 통해 섬광결정지도를 구하고 섬광결정별로 데이터를 구분하여 각

섬광결정의 데이터 특성을 조사해보았다. 그 결과 데이터 획득 개수, 포토피크의 위치, 에너지 분해능의 결과들이 H9500 광전자증배관의 이득률 지도에서 보이는 분포와 유사한 양상을 보였다.

본 연구에서 제안한 위치결정회로는 실험을 통해 만족할만한 성능을 보여주었다. 향후 더욱 정밀한 시스템을 제작하기 위해서는 다중양극 광전자증배관의 이득 불균일을 보정하기 위한 연구가 진행되어야 할 것이다.

요 약

목적: 소동물용 PET은 우수한 공간분해능과, 민감도가 요구된다. 본 연구에서는 256개의 개별적 채널을 4개로 줄여 검출 위치를 추정할 수 있는 회로를 설계하고 제작하였으며, 256 (16×16)개의 양극 출력 채널을 가지는 고집적도의 광전자증배관 및 L_{0,9}GSO 섬광결정과 결합하여 그 성능을 검증하였다. **대상 및 방법:** 설계한 회로를 제작하기에 앞서 전자회로 시뮬레이션을 통해 성능을 예상하였다. 회로의 검증과 성능분석을 위하여 위치결정회로, H9500(Hamamatsu Photonics K.K., 일본) 광전자증배관, 1.5×1.5×7.0 mm³ L_{0,9}GSO 섬광결정으로 두 개의 검출단을 제작하고 3.7×10⁵ Bq의 ²²Na 방사선원을 사용하여 동시이벤트를 검출하였다. 첫 번째 검출단은 L_{0,9}GSO 29×29 섬광결정블록을 단층으로 구성하였고, 두 번째 검출단은 L_{0,9}GSO 29×29와 28×28 섬광결정블록을 x와 y방향으로 각각 섬광결정 단면 길이의 반만큼 오프셋을 두어 접합하였다. 또한 측정된 데이터를 실제 섬광결정 영역으로 보정하기 위하여 섬광결정지도를 구했다. **결과:** 평면영상을 통해 각 섬광결정들이 잘 구분되는 것을 확인할 수 있었고, 회로 개선 후 주변부의 섬광결정들이 마지막 줄까지 명백히 구분되었다. 각 섬광결정들의 에너지 분해능은 11.6%(표준편차 1.6)이었다. **결론:** 본 연구에서 제안한 위치결정회로는 실험을 통해 소동물용 PET 개발에 있어 만족할만한 성능을 보여주었다. 향후 더욱 정밀한 시스템을 제작하기 위해서는 다중양극 광전자증배관의 이득 불균일을 보정하기 위한 연구가 진행되어야 할 것이다.

References

- Hong SJ, Kwon SI, Ito M, Lee GS, Sim KS, Park KS, et al. Concept Verification of Three-Layer DOI Detectors for Small Animal PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 2008;55:912-7.
- Kwon SI, Lee JS, Ito M, Sim KS, Lee GS, Park KS, et al. Verification of Concepts for DOI Determination in a Three-layer Small Animal PET. *Proc IEEE Nucl Sci Symp Med Imug Conf* 2007;4:2922-5.
- 이재성, 홍성중. 융합분자영상시스템의 현황과 전망. *물리학과 첨단기술* 2007;4:28-32.
- Tai YC and Laforest R. Instrumentation aspects of animal PET. *Annu Rev Biomed Eng* 2005;7:255-85.
- Pomper MG and Lee JS. Small animal imaging in drug development. *Curr Pharm Des* 2005;11:3247-72.
- 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.
- Hong SJ, Lee JS, Sim KS, Kim SM, Moon DH, Hong B, et al. Improving DOI information using 3-layer crystals for small animal PETs. *Proc IEEE Nucl Sci Symp Med Imug Conf* 2004;4:2434-8.
- 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 arc ratio. *J Nucl Med* 2005;46:491.
- Liu H, Omura T, Watanabe M, Yamashita T. Development of a depth of interaction detector for gamma-rays. *Nucl Instrum Methods* 2001;459:182-90.
- Zhang N, Thompson CJ, Cayouette F, Jolly D, Kecani S. A prototype modular detector design for high resolution positron emission mammography imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 2003;50:1624-29.
- Siegel S, Cherry SR, Shao Y. Simple charge division readouts for imaging scintillator arrays using a multi-channel PMT. *IEEE Trans Nucl Sci* 1996;43:1634-41.
- Popov V, Majewski S. A compact high performance readout electronics solution for H9500 Hamamatsu 256 multianode photomultiplier tube for application in gamma cameras. *Proc IEEE Nucl Sci Symp Med Imug Conf* 2006;5:2981-5.
- Olcott PD, Talcott JA, Levin CS, Habte F, Foudray AMK. Compact readout electronics for position sensitive photomultiplier tubes. *IEEE Trans Nucl Sci* 2005;52:21-7.
- Popov V, Majewski S, Weisenberger AG, Wojcik R. Analog readout system with charge division type output. *Proc IEEE Nucl Sci Symp Med Imug Conf* 2001;4:1937-40.
- Shimizu S, Kurashige K, Usui T, Shimura N, Sumiya K, Senguttuvan N, et al. Scintillation properties of Lu_{0.4}Gd_{0.6}SiO₅:Ce (LGSO) crystal. *IEEE Trans Nucl Sci* 2006;53:14-7.
- <http://www.hamamatsu.com>, Hamamatsu. H9500 datasheet.
- Humm JL, Rosenfeld A, Guerra AD. From PET detectors to PET scanners. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30:1574-97.
- Loutts GB, Zagumenni AI, Lavrishchev SV, Zavartsev YD and Studenikin PA. Czochralski growth and characterization of (Lu_{1-x}Gd_x)₂SiO₅ Single Crystals for Scintillators. *J Crystal Growth* 1997;174:331-6.
- Miyaoka RS, Kohlmyer SG and Lewellen TK. Performance characteristics of micro crystal element (MiCE) detectors. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001;48:1403-7.