

CZT검출기를 이용한 CT/SPECT 조합영상시스템

경기대학교 자연과학부

권 수 일

CdZnTe 검출기를 제작하고 CT/SPECT 조합영상 시스템에 설치하여 엑스선 및 감마선검출기로서의 응용가능성을 타진해 보았다. 검출기의 크기는 $10 \times 10 \times 5 \text{ mm}^3$ 이었다. 양극은 4×4 픽셀로 설계하였으며 각 픽셀의 크기는 $1.5 \times 1.5 \text{ mm}^2$ 이었다. 음극은 Au로 전극을 만들어 주었다.

시스템의 성능을 조사하기 위해서 방사선촬영용 분해능팬텀과 호프만 뇌 팬텀을 사용하였다. X선 영상에서 고광자방출율을 만족시키기 위해서 shapping time은 50ns 로 하였으며, $3 \times 10^5 \text{ counts/s}$ 까지 선형성이 유지되었다. Tc-99m의 140 keV 감마선에 대한 에너지 분해능은 50 ns와 2 μs shapping time을 걸어주었을 때 각각 10.4%와 5.3%이었다. CT와 SPECT의 공간분해능은 각각 1 mm와 9 mm 이었다. 광피이크 효율은 50 ns와 2 μs 일 때 각각 41.0%와 72.5%이었다.

중심단어 : CZT검출기, 컴퓨터단층촬영, 단일광자방출컴퓨터단층촬영, 에너지분해능, 광피이크 효율

서 론

최근 기능적인 영상(SPECT, PET)에 해부적인 영상(CT, MRI)을 보완하기 위하여 두 종류의 영상기기를 한 개 시스템으로 조합하는 연구가 활발히 수행 중에 있다. 보통 핵의학적 영상에서는 공간분해능이 떨어지므로 정확한 구조적 정보를 알기가 어렵다. 이러한 조합영상 시스템을 통한 촬영은 환자의 움직임과 물리해부학적인 장치의 변화를 크게 줄일 수 있어 영상등록 및 융합과정에서 정확도를 향상시키는데 도움을 줄 뿐 아니라 구조적 영상을 이용하여 기능적영상 과정에서 갖는 광자감쇠, 부분체적효과, 산란광자선에 의한 영상저하 효과를 보정할 수 있는 장점도 갖는다.^{1,3)}

본 연구에서는 상온에서 작동이 가능한 반도체 CdZnTe 검출기를 설계 제작하고 CT/SPECT조합 영상 시스템에 적용하여 X선과 감마선 동시 검출을 위한 의학 영상검출기로서의 응용 가능성을 타진해 보았다.

재료 및 방법

1. 검출기

실험실에서 설계하고 RMD (Radiation Monitoring Devices, Inc., Watertown, MA, USA)에서 제작한 CZT반도체 검출기는 상온에서 작동이 가능한 픽셀형 반도체검출기 이다. 기판을 포함한 검출기의 크기는 $10 \times 10 \times 5 \text{ mm}^3$ 이었다. 양극은 4×4 로 픽셀화 하였으며 각 픽셀의 크기는 $1.5 \times 1.5 \text{ mm}^2$ 이고 픽셀사이의 간격은 0.125 mm 이었다(Fig. 1). 전극은 음극의 경우 금박으로 그리고 양극의 경우 각 픽셀에 가드링형태로 만들어 주었다. 검출기에 걸어준 바이어스 전압은 900 V로 이때 누설전

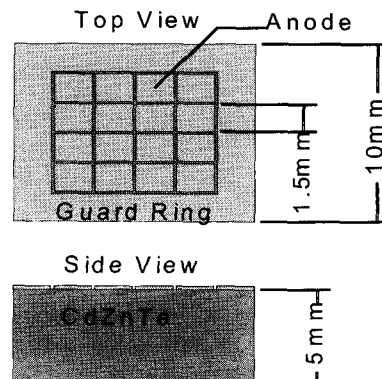


Fig. 1. The Structure of CZT detector.

이 논문은 2002년 10월 8일 접수하여 2002년 10월 22일 채택됨.
본 연구는 2001학년도 경기대학교 학술연구비(일반연구과제)지원에 의하여 수행되었음

책임저자: 권수일, 수원시 팔달구 이의동 산 94-6
경기대학교 물리학과

Tel : 031)249-9618, E-mail : sikwon@kyonggi.ac.kr

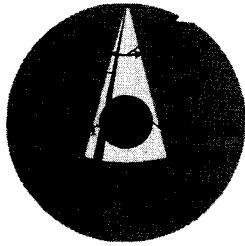


Fig. 2. Schematic diagram of CT/SPECT system geometry.

류(leakage current)는 약 60 nA 이었다. 높은 계수율을 갖는 X선 광자의 수집을 위해 사용한 주증폭기(Canberra 1416B)의 펄스 성형시간(pulse shaping time)은 50 ns 로 해주었다. 검출기의 분광특성을 측정하기 위해서 전치 증폭기(Tennelec TC 170)와 오실로스코프(TeXtronix TDS 350) 그리고 다중과고분석기(MCA, Nucleus, Inc) 를 사용하였다.

2. CT/SPECT 조합영상 시스템

실험에서 사용한 CT/SPECT 조합영상 시스템의 구조를 그림으로 나타내었다(Fig. 2).

시스템에서 CZT검출기와 엑스선관이 회전틀(gantry)에 함께 고정되어 360° 회전시킬 수 있으며 단일 검출기를 이용하여 투과 엑스선 검출에 의한 CT영상과 방출 감마선 검출에 의한 SPECT영상을 동시에 촬영이 가능하도록 설계 되어있다.^{4, 5)}

X-선 CT는 제3세대 부채꼴 빔(fan beam)구조를 가지고 있으며 X선관은 물론 냉각되고 관전압과 관전류는 각각 120 kVp와 3.0 mA 걸어주었다. X선의 높은 광자 방출율에 의한 펄스의 누적으로 부터 검출기의 선형성을 유지시키기 위하여 0.8 mm 두께의 납 필터를 검출기 앞에 두고 측정하였다. X선과 감마선에 의한 전자회로의 방사선장해를 방지하기 위해서 CZT 검출기 입사창(10×10 mm²)을 제외하고는 전치증폭기회로를 모두 5 mm 두께의 납판으로 가려주었다.

검출기의 크기가 팬텀 보다 많이 작았기 때문에 팬텀 주위를 검출기가 원호 방향으로 이동하며 영상신호를 수집하도록 설치하였다. 산란선을 제거하기 위하여 검출기 위에 설치한 콜리메이터(collimator)는 납으로 만든 육각형 모양으로 직경은 1.5 mm, 길이는 30 mm로 효율은 $\sim 1.04 \times 10^{-4}$ 이었다.

한 슬라이스의 CT 스캔에 30분정도 시간이 그리고 SPECT 스캔 시간은 방사능 세기에 따라 차이가 생겼는데 약 수 시간 정도의 시간이 소요되었다. CT/SPECT 조합영상시스템은 CT와 SPECT 두가지 영상을 동시에 측정이 가능하지만 본 실험에서는 두 영상의 상호 비교를 위해서 CT를 먼저 촬영하고 다음 SPECT 촬영을 수행하였다.

3. 영상수집

세 가지의 팬텀을 검출기 및 시스템의 성능을 조사하는데 사용하였다. 첫 번째 CT영상을 위한 팬텀은 12.7 cm 직경을 가진 아크릴로 되어 있으며 9개 구멍이 9개 열로 배열되어 있다. 제일 굵은 구멍의 직경과 구멍간의 간격은 각각 3.0 mm 이었다. 사용한 두 번째 팬텀은 아크릴 재질의 팬텀으로 직경이 18.8 cm 이며 4.5 mm부터 38 mm 까지 여러 종류의 구멍을 가지고 있다. SPECT의 공간분해능을 측정하기 위해서 약간 높은 세기의 56.2 mCi Tc-99m 방사선원 용액을 주입시켜 사용하였다. 이는 SPECT 영상 촬영시 팬텀 측정시간을 단축하기 위해서였다. 마지막으로 사용한 팬텀은 3차원 Hoffman 뇌팬텀(Data Spectrum Corp., Hillsborough, USA)으로 52.3 mCi Tc-99m을 주입시켜 측정하였다.

X선 CT 투사 정보는 Ramachandran-Lakshminarayan kernel 로 convolved 하였으며 굴곡형 검출기의 기하학적 요소가 고려된 재구성 알고리즘(backprojection algorithm)을 사용하였다. SPECT 영상의 재구성에는 MLEM (maximum likelihood expectation-maximization) 알고리즘을 사용하였다.

결과 및 고찰

제작된 검출기의 16개 픽셀중에서 6개는 비교적 높은 전기적 잡음이 측정되어 실제로 영상수집에는 사용하지 않았다. 2 μ s의 성형시간을 CZT 검출기에 적용시켰을 때 최적의 에너지 분해능 과 광피크 효율을 얻을 수 있었다. 그러나 고방출율을 갖는 X선을 검출하기 위해서 빠른 펄스성형시간이 요구되어 시스템에는 50 ns을 적용시켜 측정하였다.

CZT 검출기의 Tc-99m 140keV 에너지에 대한 감마선

스펙트럼이 나타나 있다(Fig. 3)

50 ns와 2 μ s 성형시간을 적용했을 때 140 keV 피이크에 대한 검출기의 에너지 분해능은 각각 10.4% (14.6 keV)와 5.3% (7.4 keV) 이었다. 짧은 펄스성형 시간 (50 ns)을 적용했을 때 2 μ s 보다 광 피이크 효율이 떨어지게 된 것은 불완전 전하수집에 의한 열 잡음(thermal noise)과 충격 결손(ballistic deficits)에 기인하는 광 피이크 손실 때문인 것으로 판단된다.

NIM 증폭기에서 펄스성형시간을 50 ns와 2 μ s로 적용했을 때 검출기 시스템의 광피이크효율을 에너지분해능 값들과 함께 기존의 상업용 Anger Camera와 비교하여 Table 1에 나타내었다. 여기서 광피이크 효율은 검출기에 입사한 광자수에 대한 검출기를 통해 검출된 광자의 수와의 비율로서 정의된다.

50ns 일 때 광피이크효율 43.7%는 기존의 상업용 섬광체 Anger Camera에 비해서는 약 50%정도 그리고 2 μ s 일 때 보다는 약 18% 떨어지는 값이다. 또한 에너지분해

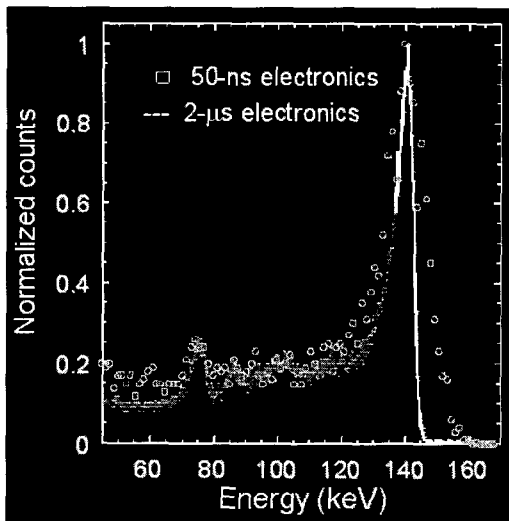


Fig. 3. Gamma-ray spectrum obtained with Tc-99m 140 keV source.

Table 1. Photopeak efficiency and energy resolution of detector systems

Electronic shaping time	Photopeak efficiency	Energy resolution (@140 keV)
50 ns	43.7%	10.4% (14.6 keV)
2 μ s	77.3%	5.3% (7.4 keV)
Anger Camera	~95%	8.5%

능도 50 ns을 사용했을 때 약 2%정도 크게 나왔다. 이처럼 에너지분해능이 섬광체검출기 보다 크게 나온 것은 높은 방출율을 갖는 X선 검출을 위해 펄스성형시간을 짧게 적용하였기 때문인 것으로 해석된다.

X선 계수율은 $\sim 3 \times 10^5$ cps까지 선형성이 유지되었다.

CT로 얻은 분해능 팬텀의 영상을 Fig. 4에 나타내었다. 가장 작은 구멍의 직경은 1 mm 이며 가장 큰 구멍의 직경은 3 mm 이었다. CT 시스템의 공간분해능을 정량적으로 평가하기 위해서 팬텀내 여러 가지 크기의 직경을 갖는 구멍들의 입출력 peak-to-valley의 상대적 비율들로부터 CTF (contrast transfer function)을 측정하였다. 측정된 CTF값은 0.34 lp/mm 이었다.

또다른 팬텀의 CT와 SPECT 영상들을 Fig. 5에 나타내었다. CT와 SPECT영상들은 모두 조합형 CT/SPECT 영상장비로 같은 조건으로 얻었기 때문에 영상융합을 위한 특별한 영상조작은 필요하지 않았다. SPECT 영상에서 공간분해능은 9 mm로 관측되었다.

Hoffman 너펜텀의 CT, SPECT 영상 그리고 융합한 CT/SPECT 영상이 Fig. 6에 보여졌다. 역시 영상 융합에 앞서 등록을 위한 영상데이터 조작은 하지 않았다.

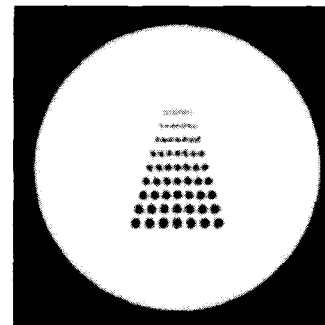


Fig. 4. CT image of radiographic resolution phantom.

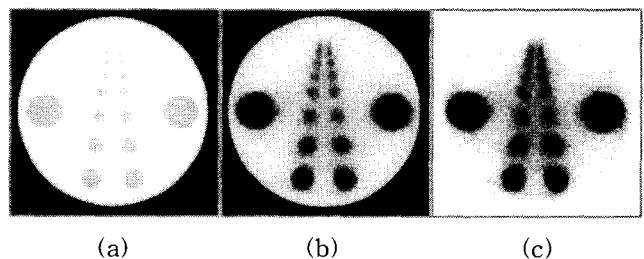


Fig. 5. (a) CT and (b) SPECT images of the radionuclide resolution phantom (c) Overlay of SPECT image on CT.

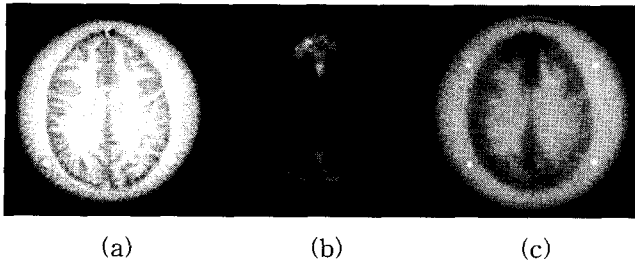


Fig. 6. Image of Hoffman Brain Phantom; (a) CT, (b) SPECT, and (c) overlaid CT and SPECT images.

결 론

상온에서 작동이 가능한 CZT반도체 검출기를 CT/SPECT조합영상시스템에 적용하여 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1) 펄스성형시간 50 ns을 걸어주었을 때 140 keV 에서 10.4%의 에너지분해능을 얻었다.

2) X선 영상에서 계수율에 대한 선형성이 3×10^5 counts/s 까지 유지되었다.

3) X선 CT의 경우 CTF값은 0.34 lp/mm 이었다. SPECT의 경우 약 9 mm 의 공간분해능을 갖는 것으로 측정되었다.

사용한 CZT검출기의 16개 픽셀중에서 6개가 성능이 떨어져 사용하지 못했다. 또한 검출기 크기가 너무 작아 콜리메이터와 검출기의 픽셀간에 서로 기하학적으로 잘 일치하지도 못했으며 크기가 팬텀보다 너무 작아 스캔 시간이 많이 소요되었다.

현 단계에서 공간분해능과 광피이크효율이 임상적으로 사용되는 CT와 SPECT와 비교할 때 아직 경쟁적이지 못하다. 콜리메이터를 검출기 픽셀과 잘 일치하게 설계하여 일치시키고 검출기의 크기를 좀더 확장 시킬 수 있다면 성능은 더욱 향상될 수 있으리라 사료된다. 이 분야의 연구가 계속 수행되어 이러한 문제점들이 해결된다면 반도체 CZT검출기가 갖는 여러 가지 이점으로 해서 저에너지 높은 방출율을 갖는 엑스선과 낮은 계수율의 감마선측정을 위한 영상검출기분야에서도 일익을 담당할 수 있으리라 생각한다.

참 고 문 헌

1. Blankespoor SC, Hasegawa BH, Brown JK, Heanue JA, Gould RG, Cann CE: Development of an emission-transmission CT system combining x-ray CT and SPECT. Conference Record of the IEEE Nuclear Science Symposium Medical Imaging Conference 4:1758 (1995)
2. Tang HR, Brown JK, Hasegawa BH: An x-ray CT-assisted method for radionuclide activity measurement using planar view. Conference Record of the 1997 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Albuquerque, NM, USA (1997)
3. Kalki K, Heanue JA, Blankespoor SC, Wu X, Brown JK, Cann CE: A Combined SPECT and CT medical imaging system. Proc SPIE. 2432. 367 (1995)
4. Tang HR, Brown JK, Da Silva AJ, Matthay KK, Price DC, Huberty JP, Hawkins RA, Hasegawa BH: Implementation of a Combined X-ray CT-Scintillation Camera Imaging System for Localizing and Measuring Radionuclide Uptake: Experiments in Phantoms and Patients. IEEE Trans Nucl Sci, 46:551 (1999)
5. Blankespoor SC, Wu X, Kalki K, Brown JK, Tang HR, Cann CE, Hasegawa BH: Attenuation correction of SPECT using x-ray CT on an emission-transmission CT system. IEEE Trans Nucl Sci, 43:2263 (1996)
6. Tang HR: A combined x-ray CT-scintillation camera system for measuring radionuclide uptake in tumors, Ph.D. Dissertation, U.C. California, Berkeley and U.C. San Francisco (1998)
7. Lang TF, Hasegawa BH, Liew SC, Liew JK, Blankespoor SC, Reilly SM, Gingold EL, Cann CE: Description of a Prototype Emission-Transmission Computed Tomography Imaging System. J Nucl Med, 33:1881 (1992)
8. Brown JK, Hasegawa BH, Lang TF: Iterative concurrent reconstruction algorithms for emission computed tomography. Phys Med Biol 39:1113 (1994)

Combined X-ray CT/SPECT System with a Common CZT Detector

Soo-Il Kwon

Department of Physics, Kyonggi University, Suwon, Korea

We have tested a combined CT/SPECT system with a single CZT detector for x-ray and gamma-ray medical imaging. The size of detector is $10 \times 10 \times 5 \text{ mm}^3$, and the anodes are pixellated as a 4×4 array with a pixel dimension of $1.5 \times 1.5 \text{ mm}^2$. The cathode was coated with a continuous Au-plated. We have characterized the system performance by scanning a radiographic resolution phantom and the Hoffman Brain phantom. Pulse counting electronics with very short shaping time (50 ns) are used to satisfy high photon rates in x-ray imaging, and response linearity up to 3×10^5 counts per second per detector element is achieved. Energy resolution of 10.4% and 5.3% FWHM at Tc-99m 140 keV peak are obtained for the 50 ns and 2 μs shaping times, respectively. The spatial resolutions of CT and SPECT are about 1mm and 9mm, respectively. Photopeak efficiency of detector systems are 41.0% for 50ns and 72.5% for 2 μs shaping time.

Key words : CZT detector, CT, SPECT, Energy resolution, Photopeak efficiency