

NaI(Tl) 섬광결정과 위치민감형 광전자증배관을 이용한 유방암 진단용 소형 감마카메라 개발

김종호*, 최 용, 권홍성*, 김희중**, 김상은, 최연성, 김문희*, 주관식*, 김병태
 삼성서울병원 핵의학과, 삼성생명과학연구소 임상의학연구센터
 명지대학교 물리학과*, 건국대학교 컴퓨터공학과*, 연세대학교 진단방사선과학교실**

Development of a Small Gamma Camera Using NaI(Tl)-PSPMT for Breast Imaging

J. H. Kim*, Y. Choi, H. S. Kwon*, H.-J. Kim**, S. E. Kim, Y. S. Choe,
 M. H. Kim*, K. S. Joo*, B-T. Kim

Department of Nuclear Medicine, Samsung Seoul Hospital
 Samsung Biomedical Research Institute, Clinical Research Center
 Department of Physics, Myongji University*
 Department of Computer Engineering, Konkuk University†
 Department of Radiology, Yonsei University**

ABSTRACT

We are developing a small gamma camera for imaging malignant breast tumors. The small scintillation camera system consists of NaI(Tl) crystal ($60 \times 60 \times 6 \text{ mm}^3$) coupled to position sensitive photomultiplier tube (PSPMT), nuclear instrument module (NIM), analog to digital converter (ADC), and personal computer. High quality flood source image and hole mask image were obtained using the gamma camera developed in this study. Breast phantom containing 2~7 mm diameter spheres was successfully imaged with parallel hole collimator. The obtained image displayed accurate activity distribution over the imaging field of view. Linearity and uniformity correction algorithms are being developed. It is believed that the developed small gamma camera could be useful for detection of malignant breast cancer.

I. 서론

유선조영술(mammography)은 높은 예민도를 보이는 우수한 유방암 진단법으로 널리 이용되고 있으나, 유방의 밀도가 높을 경우 검출률이 현저히 낮아져 특이도가 20 ~ 30% 정도이다. 이러한 낮은 특이도는 70 ~ 80%의 높은 위양성률을 보여 불필요한 조직생검을 시행하는 결과를 초래하고 있다[1].

Tc-99m Sestamibi나 Methylene Diphosphonate (MDP)를 사용하여 시행하는 유방신티그라피(scintimammography)는 유방암 진단에 높은 예민도와 특이도를 보이는 우수한 진단 방법으로 보고되고 있다[2]. 하지만 현재 사용되고 있는 일반 감마카메

라는 크기(폭: 약 50 - 70 cm)가 전신 영상획득에 적합하도록 설계되어 유방영상 획득에는 물리적, 경제적으로 비이상적이므로 유방영상 전용 감마카메라 개발의 필요성이 대두 되었으나 아직까지 상업화된 것은 없으며 연구개발이 진행중이다. 본 연구 목표는 일반 감마카메라를 사용한 유방영상 획득시 야기되는 물리적 영상 저하요인인 배후 방사능과 광자감쇠 효과를 최소화하여 높은 공간 분해능과 시스템 예민도를 가지며 유방영상 획득에 적합하도록 소형화된 저가-고성능 유방암 진단전용 감마카메라 개발이다.

II. 재료 및 방법

II-1. 소형 감마카메라 시스템 구성

그림 1은 본 연구에서 도출한 감마카메라 시스템 구성도이다. 시스템은 크게 검출부, 신호처리부, 인터페이스 및 영상표현 부분으로 나눌 수 있다.

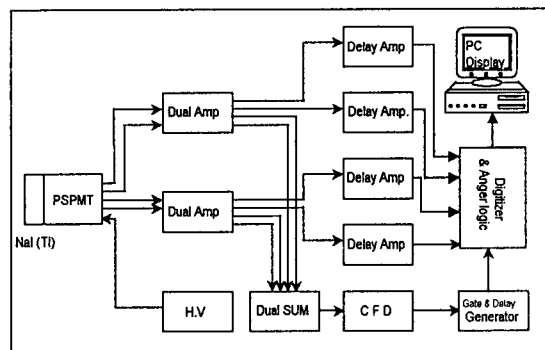


그림 1. 소형 감마카메라 장치 구성도

연구개발에 사용된 섬광결정은 습기에 약한 결점이 있지만 붕괴시간(230 ns)이 비교적 빠르고 특히

광전환 효율이 우수한 NaI(Tl) 섬광체를 $60 \times 60 \times 6 \text{ mm}^3$ 크기로 하여 위치민감형 광전자증배관(position sensitive photomultiplier tube, PSPMT)에 실리콘 그리스로 광학적 결합이 되어있다. 검출부의 결정체내에 γ -선이 들어오면 섬광 빛으로 변환되어 광전자증배관의 음극관에 의해 검출이 된다. 검출된 신호들은 광전자증배관내의 다층 다이노드(dynode)에 의해 증폭된 후, 양극관(anode) 채널로 전달되고 표준저항 분배 회로에 의해 분석되어 각각 X+, X-, Y+, Y-의 4가지 신호들을 만들어낸다. 그림 2는 그림 1에 나타난 구성도에 따라 개발된 소형 감마카메라 시스템이다. 좌측에 각 부분에서의 신호들을 확인할 수 있는 오실로스코프가 보이며, 중앙부분에 검출된 신호들을 증폭하고 정형하는 여러 가지 NIM(Nuclear Instrument Modules)이 있다. 그 바로 앞에 작은 육면체 모습의 NaI(Tl)-PMT 검출기가 놓여져 있으며, 이들장치를 조정하여 영상을 획득하고 표현하는 소프트웨어가 내장된 컴퓨터가 우측에 자리잡고 있다.



그림 2. 제작된 소형 감마카메라 시스템

앞의 장치중, 가장 핵심부이라고 할 수 있는 NaI(Tl)섬광체와 위치민감형 광전자증배관이 실리콘 그리스를 이용하여 광학적으로 결합되어 있는 모습을 확대하여 그림 3에 나타내었다.

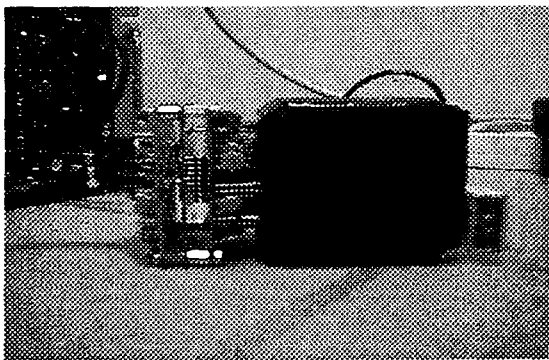


그림 3. NaI(Tl)-PSPMT 검출기

검출부를 거친 신호들은 신호처리부에서 각기 주 증폭기(Amplifier)를 통하여 정형된 다음 Delay Amplifier모듈을 거쳐 아날로그-디지털 변환기(Analog to Digital Converter)로 입력된다. 또한 Dual Amplifier모듈에서 정형된 다른 신호들은 Dual Sums모듈에서 서로 합쳐져 CFD (Constant Fraction Discriminator)모듈과 Gate & Delay Generator모듈을 통하여 아날로그-디지털 변환기에서 트리거 신호

로 사용하게 된다. 그림 4에 검출기로부터 발생된 각 신호들을 증폭시켜 입력하고, 트리거 신호를 만들기 위해 모듈이 서로 연결되어 있는 모습을 나타내었다.

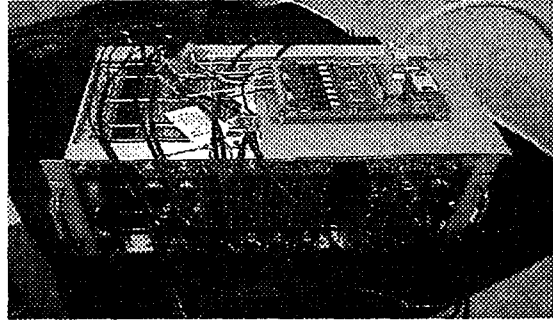


그림 4. NIM의 하드웨어 구성

이렇게 만들어진 신호들은 아날로그-디지털 변환기에서 디지털화되어 일반 개인용 컴퓨터의 메모리로 들어오게 된다. 컴퓨터와의 디지털 입/출력 신호 처리를 위한 소프트웨어 인터페이스로써 LabVIEW 그래픽 프로그램을 사용하였으며, 이 시스템을 이용하여 영상구현 프로그램을 개발하였다. 그림 5는 개발된 프로그램의 window panel을 보여주고 있다.

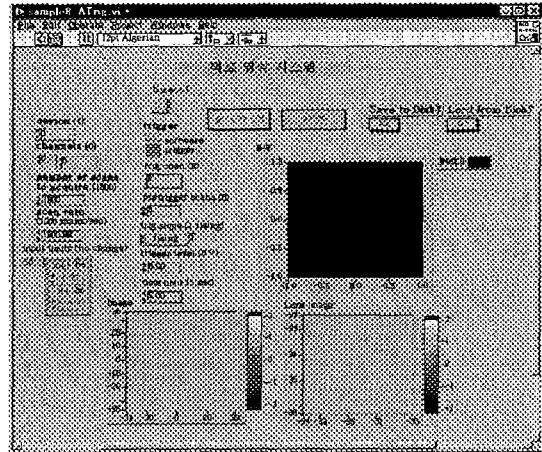


그림 5. 영상 프로그램 panel

각 채널의 X+, X-, Y+, Y- 입력신호로부터 섬광체에 감마선이 측정된 위치좌표를 아래와 같은 앤저로직(Anger logic)을 이용하여 결정한다[4].

$$X = \frac{X+ - X-}{X+ + X-} \quad , \quad Y = \frac{Y+ - Y-}{Y+ + Y-}$$

영상은 128×128 , 256×256 등 다양한 화소크기로 구성될 수 있으며, 각 화소는 계수된 값의 크기에 따라 밝기가 달라지게 하였다. (X,Y) 좌표에서 X축은 왼쪽에서 오른쪽 방향으로 증가하고, Y축은 아래에서 위 방향으로 증가되게 하였고 이렇게 완성된 2차원 영상은 디지털 파일로 저장되게 하였다.

II-2. 조준기 설계 및 제작

조준기는 스캔부위에서 방출되는 감마선을 기하학적으로 제한하여 방사능의 공간적 분포를 영상으로

구성되게 하는 역할을 하며 사용하는 재료, 홀모양, 사용하는 방사성 동위원소의 종류에 따라 각각 납 조준기, 텅스텐 조준기, 바늘구멍 조준기, 평행구멍 조준기, 집속형/확산형 조준기, 저 에너지 조준기, 중 에너지 조준기, 고 에너지 조준기 등으로 나눈다.

본 연구에서 개발된 유방암 진단용 소형 감마카메라에 가장 적합한 조준기를 주변의 배후방사능효과를 최소화 하기 위하여 비교적 밀도가 높은 납으로 설계·제작하였다. 조준기는 평행구멍형(parallel hole type)으로 NaI(Tl) 결정체 크기에 맞도록 60 × 60 mm²의 시야(field of view)를 갖게 하였고, 홀의 직경은 1.3 mm이며 홀과 홀사이 격벽(septa)의 두께는 0.22 mm, 길이는 40 mm로 정육각형 모습으로 되어있다. 또한 검출기를 외부로부터 차폐하고 운반이 용이하며 제작된 조준기와 쉽게 연결, 분리할 수 있도록 지지대를 납으로 만들어 장착하였다. 그림 6에 설계된 조준기의 평면도를 나타내었다.

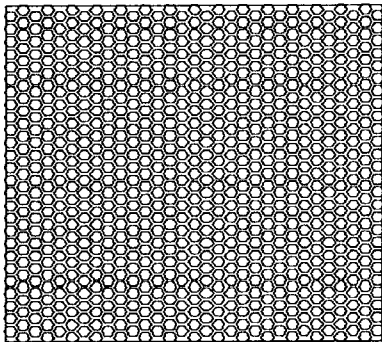


그림 6. 육각형 홀모양으로 설계된 평행구멍형 조준기 평면도

II-3. 시스템 성능 평가를 위한 기초실험

유방암 진단용 소형 감마카메라 시스템이 완성되면 여러 가지 보정, 예를들면 선형성(linearity), 장 균일도(field uniformity) 및 불응시간(dead time)에 대한 보정과 정도관리를 한후 성능평가를 거쳐야한다. 본 연구에서는 개발된 소형 감마카메라의 보정과 성능평가를 위한 기초실험으로 조준기를 착용하지않은 상태에서 Tc-99m 점선원으로 카메라의 내인성 플러드 영상을 획득하였다. 또한 감마카메라의 선형성 평가를 위하여 구멍의 직경이 3 mm이고, 구멍간의 간격이 15 mm로 일정한 홀 마스크(hole mask) 영상을 획득하였다. 마스크의 재질은 납(lead)이었으며 두께는 10 mm 였고, Tc-99m 점선원을 사용하여 300초 동안 측정하였다.

제작된 평행구멍형 조준기가 장착된 상태에서 영상을 획득하기 위하여 간단한 유방팬텀을 제작하였다. 두께가 12 mm이고 직경이 60 mm인 원형 아크릴에 직경이 각각 2, 3, 4, 5, 6, 7 mm 크기의 구모양으로 방사능 용액을 채울 수 있는 홈을 만들어 제작하였다. 조준기를 장착한 상태에서 유방팬텀 각 직경의 홈 안에 Tc-99m을 전체 방사능 1 mCi로 주입한 후 300초 동안 측정하였다.

III. 결 과

그림 7에 개발된 소형 감마카메라 시스템으로 획득한 플러드 영상을 256 × 256 화소크기로 나타내었다. 영상측정시간은 300초였으며, 계수율은 약 40 counts/sec/ μ Ci 로 나타났고, 영상의 모서리부분이 안쪽으로 휘어지는 공간왜곡(spatial distortion) 현상이 나타났지만, 선형성과 장균일도 보정 알고리즘을 통하여 충분히 보정할 수 있으리라 판단된다.

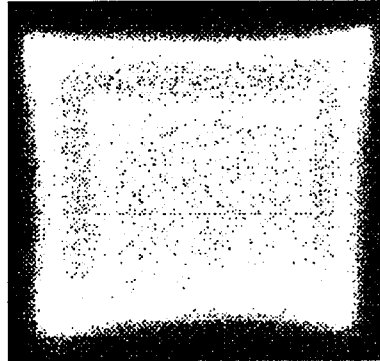


그림 7. 플러드 영상

그림 8은 일정한격의 홀 마스크를 검출기에 밀착시켜 Tc-99m 선원을 이용하여 300초 동안 획득한 결과이다. 이 결과에서도 영상의 가장자리에 공간왜곡현상이 보이고 있다.

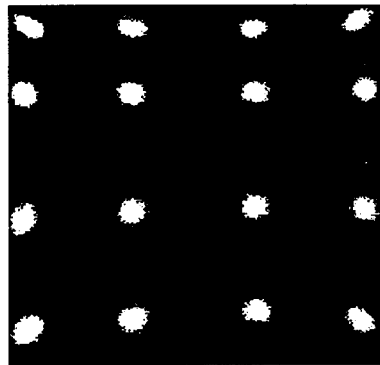


그림 8. 홀 마스크 영상

그림 9에 설계된 유방팬텀의 평면도와 실제 제작된 팬텀의 모습 그리고 검출기에 평행구멍형 조준기를 장착한 상태에서 획득한 영상을 함께 나타내었다.

IV. 고찰 및 결론

유방신티그라피는 방사성동위원소가 표지된 암추적 의약품을 체내에 주사한 후 감마카메라로 획득한 영상을 사용하여 유방암을 진단하는 방법으로 고예민도, 고특이도의 탁월한 성적을 보여 최근 유방암 진단에 각광을 받고 있는 영상진단 방법이다. 그러나 일반 감마카메라를 이용한 유방신티그라피는 유방암 영상획득에는 불필요하게 큰 검출기를 채용하고 있어 비용과 공간분해능에 제한이 있다.

본 연구에서는 더욱 정확한 유방암 진단 목적으로 경제적이며 고성능의 소형 감마카메라를 독자적으로

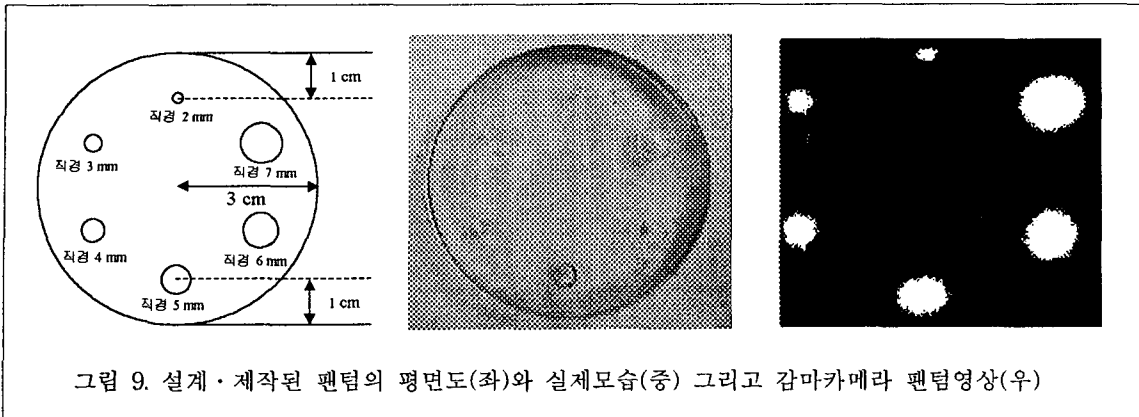


그림 9. 설계·제작된 팬텀의 평면도(좌)와 실제모습(중) 그리고 감마카메라 팬텀영상(우)

개발하였다. 개발된 감마카메라의 보정과 성능평가를 위한 기초실험을 실행한 결과, 계수율은 약 40 counts/sec/ μ Ci로 측정되어 계수율 향상을 위한 연구가 필요한 것으로 나타났다. 공간왜곡은 플러드 영상과 홀 마스크 영상에서 관찰되었으나 보정 가능한 범위에 있었으며, 양질의 플러드 영상과 홀 마스크 영상을 획득하였다. 유방팬텀영상에서는 위치한 방사능분포를 정확하게 영상화 하였을뿐 아니라 최소 2 mm 크기의 방사능 위치를 판별할 수 있었다. 이것은 개발된 소형 감마카메라가 2 mm 이하의 병변도 영상화할 수 있는 가능성을 제시하는 것이다. 따라서 현재 개발중인 감마카메라 선형성, 장 균일도 및 불응시간에 대한 보정 알고리즘을 완성하고, 정상 작동 여부를 검사하기 위한 정도관리 방법을 설정한다면 임상적으로 사용 가능한 저가-고성능 소형 감마카메라 개발이 가능할 것으로 사료된다.

V. 참고문헌

1. C.S. Levin, E.J. Hoffman, M.P. Tornai, L.R. MacDonald, "Design of a Small Scintillation Camera with Photodiode Readout for Imaging Malignant Breast Tumors." J. Nucl. Med. 37, p.52, May (1996)
2. S. Piccolo, et al. "Tc-99m-Methylene Diphosphonate Scintimammography to Image Primary Breast Cancer." J. Nucl. Med., 36:718-724, (1995)
3. C.J. Thompson, K. Murthy et.al. "Positron Emission Mammography(PEM): A Promising Technique for Detecting Breast Cancer." IEEE Trans. Nucl. Sci., 42-4:1012-7 (1995).
4. J.A. Sorenson, M.E. Phelps, "Physics in Nuclear Medicine", Newyork, Grune & Stratton, Inc., (1984)
5. W.W. Moses, T.F. Budinger, R.H. Huesman and S.E. Derenzo. "PET Camera Designs for Imaging Breast Cancer and Axillary Lymph Node Involvement." J. Nucl. Med. 36-5:69P, May (1995)
6. J.N. Aarsovold, H.H. Barrett, et.al. "Modular scintillation cameras: a progress report." Proc. SPIE. 914(A):319-25.
7. A.J. Bird, et.al. "Multi-channel readout of crossed wire anode photomultiplier." Nucl. Inst. & Meth. A(348):668-72, (1994)

8. N.J. Yasillo, R.N. Beck, M. Cooper. "Design considerations for a single tube gamma camera." IEEE Trans. Nucl. Sci, 37(2):609-15-7 (1990)
9. I. Khalkhali, I. Mena, L. Diggles, Review of imaging techniques for the diagnosis of breast cancer : a new role of prone scintimammography using technetium-99m sestamibi, European J. Nucl. Med. 21(4), 357 (1994)
10. Tsui B.M.W. Collimator design, properties, and characteristics. The scintillation camera. Ch.2. New York: The Society of Nuclear Medicine, (1988)

본 연구는 1997년도 선도기술(G7) 의료공학기술 개발사업과 삼성전자 부설 삼성생명과학연구소 연구비의 보조로 이루어졌음.