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

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 핵의학과[1], 삼성생명과학연구소 임상의학센터[1], 명지대학교 물리학과[2], 건국대학교 컴퓨터공학과[3], 연세대학교 진단방사선과학교실[4]

김종호[1,2] · 최 용[1] · 권홍성[3] · 김희중[4] · 김상은[1]
최연성[1] · 이경한[1] · 김문회[3] · 주관식[2] · 김병태[1]

= Abstract =

Development of a Small Gamma Camera Using NaI(Tl)-Position Sensitive Photomultiplier Tube for Breast Imaging

Jong Ho Kim, M.S.[1,2], **Yong Choi**, Ph.D.[1], **Hong Seong Kwon**, B.S.[3]
Hee-Joung Kim, Ph.D.[4], **Sang Eun Kim**, M.D.[1], **Yearn Seong Choe**, Ph.D.[1]
Kyung Han Lee, M.D.[1], **Moon Hae Kim**, Ph.D.[3], **Koan-Sik Joo**, Ph.D.[2] and **Byung-Tae Kim**, M.D.[1]

Department of Nuclear Medicine, Sungkyunkwan University College of Medicine, Samsung Medical Center[1], Samsung Biomedical Research Institute, Clinical Research Center[1], Department of Physics, Myongji University[2], Department of Computer Engineering, Konkuk University[3], Department of Radiology, Yonsei University[4] Seoul, Korea

Purpose: The conventional gamma camera is not ideal for scintimammography because of its large detector size (~500 mm in width) causing high cost and low image quality. We are developing a small gamma camera dedicated for breast imaging. **Materials and Methods:** The small gamma camera system consists of a NaI (Tl) crystal (60 mm×60 mm×6 mm) coupled with a Hamamatsu R3941 Position Sensitive Photomultiplier Tube (PSPMT), a resister chain circuit, preamplifiers, nuclear instrument modules, an analog to digital converter and a personal computer for control and display. The PSPMT was read out using a standard resistive charge division which multiplexes the 34 cross wire anode channels into 4 signals (X^+, X^-, Y^+, Y^-). Those signals were individually amplified by four preamplifiers and then, shaped and amplified by amplifiers. The signals were discriminated and digitized via triggering signal and used to localize the position of an event by applying the Anger logic. **Results:** The intrinsic sensitivity of the system was approximately 8,000 counts/sec/μCi. High quality flood and hole mask images were obtained. Breast phantom containing 2~7 mm diameter spheres was successfully imaged with a parallel hole collimator. The image displayed accurate size and activity distribution over the imaging field of view. **Conclusion:** We have succesfully developed a small gamma camera using NaI(Tl)-PSPMT and nuclear instrument modules. The small gamma camera developed in this study might improve the diagnostic accuracy of scintimammography by optimally imaging the breast. **(Korean J Nucl Med 1998;32:365-73)**

Key Words: Small gamma camera, Breast cancer, NaI (Tl) crystal, Position sensitive photomultiplier tube

Corresponding Author: Yong Choi, Ph.D., Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center, 50 Ilwon-Dong, Kangnam-Ku, Seoul, Korea 135-710
Tel: (02) 3410-2624, Fax: (02) 3410-2639, E-mail: y7choi@samsung.co.kr

※ 본 연구는 1997년도 선도기술(G7) 의료공학기술개발사업과 삼성전자 부설 삼성생명과학연구소 연구비의 보조로 이루어졌음.

서 론

미국에서는 년간 약 180,300명이 유방암에 걸리며, 전체 여성암의 30%로 가장많은 비중을 차지하고 있고, 이중 약 43,900명(24%)이 목숨을 잃고 있다[1]. 보건복지부 통계에 의하면 1983년부터 1993년까지 11년간 한국 여성의 유방암 발병률은 계속 증가하여 1993년에는 전체 여성암 중 세 번째로 많은 12.3%를 차지하였으며, 유방암에 의한 사망은 인구 10만명 당 2.6명에 달했다[2]. 이러한 유방암을 조기진단하기 위하여 예민도가 높은 유선조영술(mammography)이 널리 이용되고 있으나 유방 밀도가 높을 경우 예민도가 낮아지며, 일반적으로 특이도가 낮아서 많은 환자에서 불필요한 조직생검을 시행하여야 하는 결과를 초래한다[3]. 또한 조직생검은 병변이 있는 부위에서 시행하여야 정확한 진단을 할 수 있다는 단점이 있고, 침습적인 방법이다.

최근 감마카메라와 Tc-99m sestamibi나 methylene diphosphonate (MDP)를 사용하여 시행하는 유방신티그라피(scintimammography)가 연구 개발되어 유방암 진단에 높은 예민도와 특이도를 보이는 우수한 진단 방법으로 보고되고 있다[3-8]. 하지만 현재 사용되고 있는 일반 감마카메라는 검출기 크기(폭: 약 50-70 cm)가 전신 영상획득에 적합하도록 설계되어 유방영상 획득에는 물리적, 경제적으로 비이상적이므로 유방영상 전용 감마카메라 개발의 필요성이 대두되었으나 아직까지 상업화된 것은 없다. 국내의 경우 감마프로브 시스템[9]과 소형 감마카메라 개발[10]에 관한 초기연구가 진행된 바 있고, 국외의 경우 미국을 중심으로 현재 연구개발이 활발하게 진행 중이다[11,12].

본 연구의 목표는 일반 감마카메라로 유방영상을 얻을 경우 야기되는 물리적 영상 저하요인인 배후방사능과 광자감쇠 효과를 최소화하여 높은 공간분해능과 시스템 예민도를 가지며 유방영상 획득에 적합하도록 소형화된 저가-고성능 유방암 진단전용 감마카메라 개발이다. 이 논문에서는 NaI (Tl) 섬광체와 위치민감형 광전자증배관(position sensitive photomultiplier tube, PSPMT)을 이용하여 소형 감마카메라 시스템을 고안하였으며 장비성능 측정을 위한 기초실험을 실시하였다.

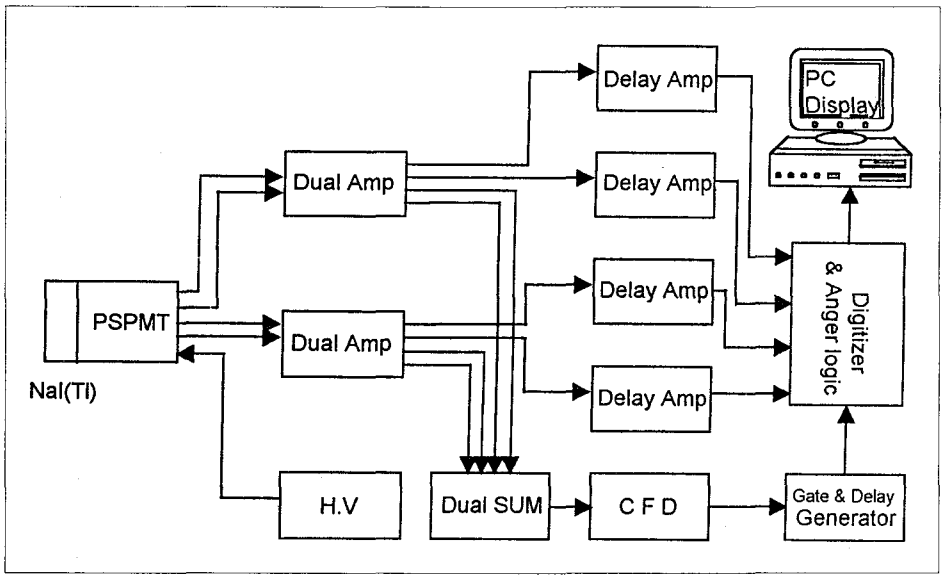

Fig. 1. Block diagram depicts a small gamma camera system designed for breast imaging.

대상 및 방법

1. 소형 감마카메라 시스템 구성

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

감마선 검출기에 사용된 섬광결정은 습기에 약한 결점은 있지만 붕괴시간(230 ns)이 비교적 빠르고 광전환 효율이 우수한 NaI(Tl) 섬광체를 선택하였다. 결정의 크기는 60 mm×60 mm×6 mm이고, 감마선 입사면과 결정의 옆면은 0.5 mm 두께의 알루미늄으로, 밑면은 3 mm 두께의 유리로 밀봉되어 있다. NaI (Tl) 섬광체 크기는 위치민감형 광전자증배관의 유효시야에 맞추어 결정하였고, 두께는 일반 감마카메라에서 사용되고 있는 NaI (Tl) 섬광체두께(보통 6~9 mm)에서 위치분해능을 고려하여 6 mm로 선택하였다[13]. 이 섬광체를 위치민감형 광전자증배관에 실리콘 그리스를 사용하여 광학적으로 결합시켰다. 시스템에 사용된 위치민감형 광전자증배관은 Hamamatsu (Shizuoka, Japan)사의 R3941로 77 mm×77 mm의 음극관시야와 16층의 미세그물 다이노드(fine mesh dynode) 구조, 그리고 3.7 mm 간격의 16×18개 양극선(anode wire) 채널을 가지고 있다.

검출부의 결정체내에 입사된 γ-선은 섬광 빛으로 변환되어 광전자증배관의 음극관에 의해 검출된다. 검출된 신호들은 광전자증배관내의 다층 다이노드에 의해 증폭된 후, 34개 양극선 채널에 전달된다. 양극선 채널에 전달된 신호들은 다시 표준저항 분배회로에 의해 분석되어 각각 X^+, X^-, Y^+, Y^-의 4가지 위치신호로 처리된다. 이들 신호들은 전치증폭기(preamplifier)에 의해 1차 정형 및 증폭되어 신호처리부로 입력된다.

신호처리부에서 신호들은 각기 주증폭기(amplifier)를 통하여 2차 정형(1.5 μs shaping time) 및 증폭된 다음, 지연 증폭기(delay amplifier) 모듈을 거쳐 아날로그-디지털 변환기(analog to digital converter)로 입력된다. 또한 주증폭기에서 정형된 또다른 신호들은 가산(dual sum and invert) 증폭기 모듈에서 서로 합쳐져 일정분획식별기(constant fraction discriminator, CFD) 모듈과 게이트 지연신호 발생

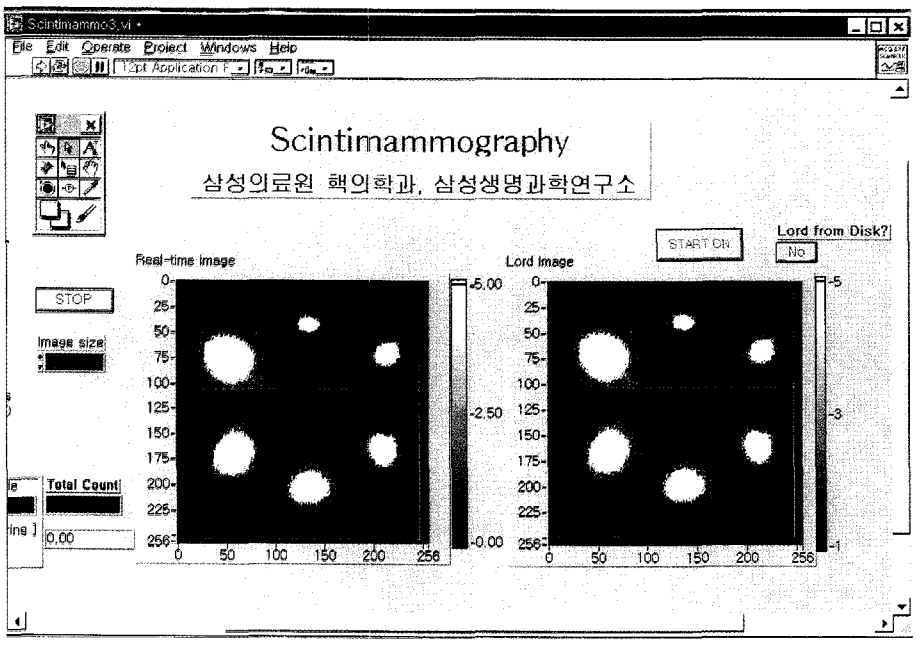

Fig. 2. Data acquisition and display programs were developed using a graphical programming language.

기(gate & delay generator) 모듈을 통하여 아날로그-디지털 변환기에서 트리거 신호로 사용하게 된다. 이 트리거 신호는 10 V의 진폭과 1 μs의 펄스폭을 가지며, 이 신호에 의해 각 모듈을 통과한 4개의 위치신호가 동시에 채널당 1.25 MSamples/sec의 속도로 아날로그-디지털 변환기에 의해 획득되고 디지털화 된다.

이렇게 만들어진 신호들은 아날로그-디지털 변환기에서 디지털화되어 일반 개인용 컴퓨터의 메모리로 입력된다. 컴퓨터와의 디지털 입/출력 신호처리 제어를 위한 소프트웨어 인터페이스로써 LabVIEW™ (Austin, Texas, U.S.A.) 그래픽 프로그램을 사용하였으며, 이 시스템을 이용하여 영상을 획득·저장하고 간단한 분석을 할 수 있는 프로그램을 개발하였다. Fig. 2에서 왼쪽 창은 프로그램을 실행하여 획득되고 있는 영상을 표현하여 그 결과를 영상파일과 텍스트파일로 저장이 가능하도록 하였고, 오른쪽 창에는 저장된 영상을 다시 표현할 수 있도록 구성하였다.

각 채널의 X^+, X^-, Y^+, Y^- 입력신호로부터 섬광체에 감마선이 측정된 위치좌표를 아래와 같은 Anger Logic을 이용하여 결정하였다[12,13].

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

영상은 128×128, 256×256 등 다양한 화소크기로 구성할 수 있으며, 각 화소에서 계수된 빈도에 따라 256단계의 명암으로 표현되도록 하였다.

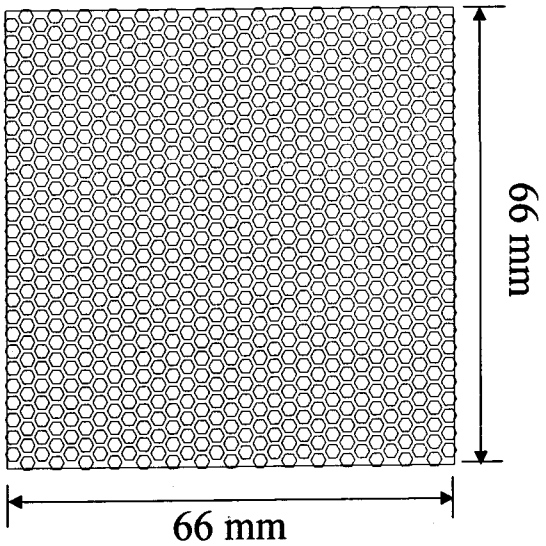

Fig. 3. Parallel-hole collimator was designed and utilized in this study. Hole type: hexagonal, hole diameter: 1.3 mm, hole length: 40 mm, septa thickness: 0.16 mm.

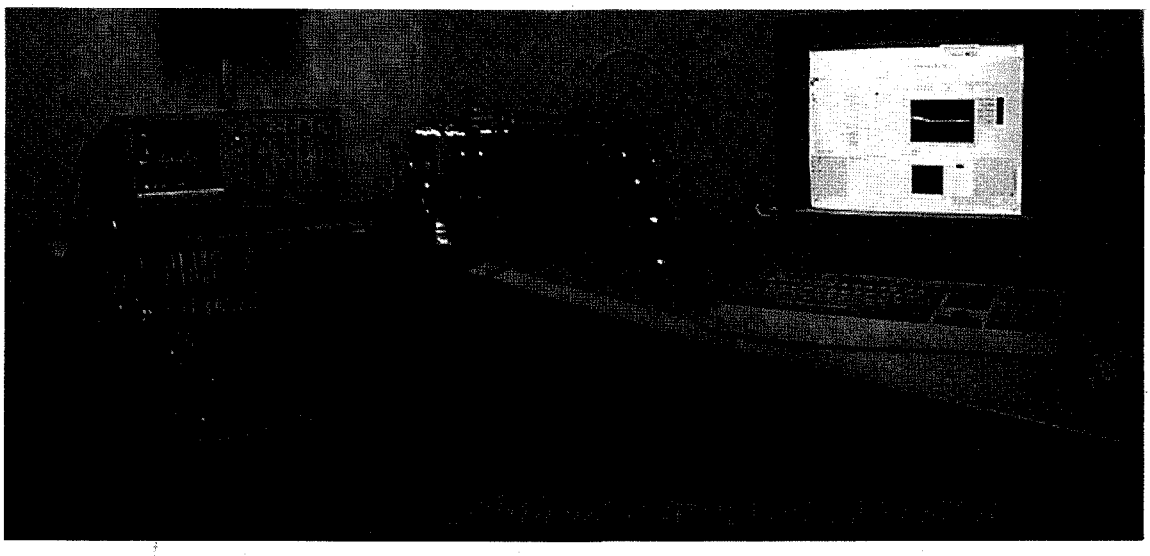

Fig. 4. Prototype small gamma camera system was developed for breast imaging.

2. 조준기 설계 및 제작

조준기는 방사선원에서 방출되는 감마선을 기하학적으로 제한하여 원하는 방향에서 입사하는 방사능만이 섬광체에 도달하게 함으로써 선원의 공간적 분포를 영상으로 구성하게 하는 중요한 역할을 한다. 이 연구에서는 유방암 진단용 소형 감마카메라에 사용할 조준기를 주변의 배후방사능효과를 최소화하기 위하여 비교적 밀도(ρ =11.35 g/cm^3)가 높은 납으로 설계 · 제작하였다. 조준기 형태는 평행구멍형(parallel hole type)으로 NaI (Tl) 결정체 크기에 맞도록 60×60 mm^{2}의 유효시야를 갖게 하였고, 구멍의 직경은 1.3 mm이며 구멍과 구멍사이 격벽(septa)의 두께는 0.22 mm, 길이는 40 mm로 정육

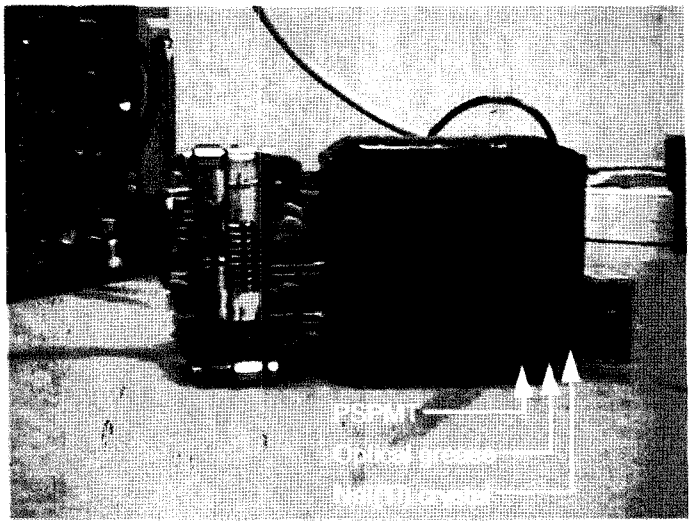

Fig. 5. NaI(Tl)-Photosensitive photomultiplier tube detector was used in this study.

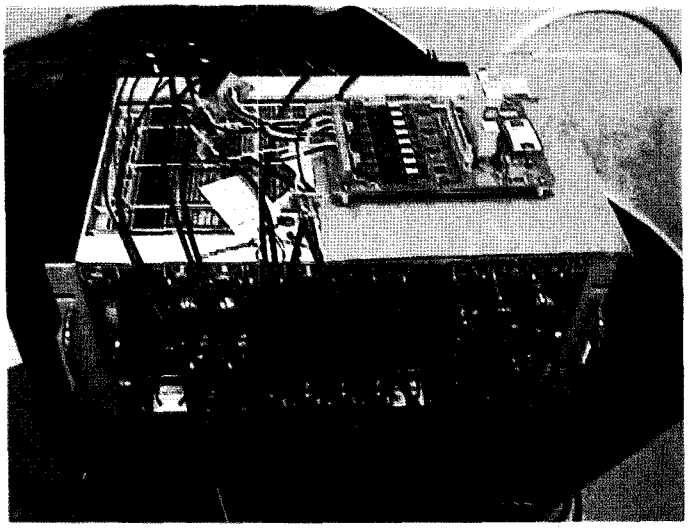

Fig. 6. Nuclear instrument modules were employed to develope the small gamma camera system.

각형 구멍모양으로 하였다. 또한 검출기를 외부방사선으로부터 차폐하고 운반이 용이하며 제작된 조준기와 쉽게 연결, 분리할 수 있도록 지지대를 납으로 만들어 장착하였다. Fig. 3에 설계된 조준기의 평면도를 나타내었다.

3. 시스템 성능 평가를 위한 기초실험

이 연구에서 개발된 소형 감마카메라의 성능평가를 위한 기초실험으로 조준기를 착용하지 않은 상태에서 Tc-99m 점선원을 사용하여 카메라의 내인성 플러드 영상을 획득하였다. 또한 감마카메라의 선형성 평가를 위하여 구멍의 직경이 3 mm이고, 구멍간의 간격이 15 mm로 일정한 구멍 마스크(hole mask) 영상을 획득하였다. 마스크의 재질은 납으로 두께는 10 mm이고, Tc-99m 점선원을 사용하여 300초 동안 측정하였다.

개발한 소형 감마카메라를 이용하여 영상획득 가능성을 고찰하기 위해 압축된 유방을 모사한 유방모형을 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 만들었다(Fig. 9). 제작한 조준기를 장착한 상태에서 유방모형내의 각 홈 안에 Tc-99m을 125

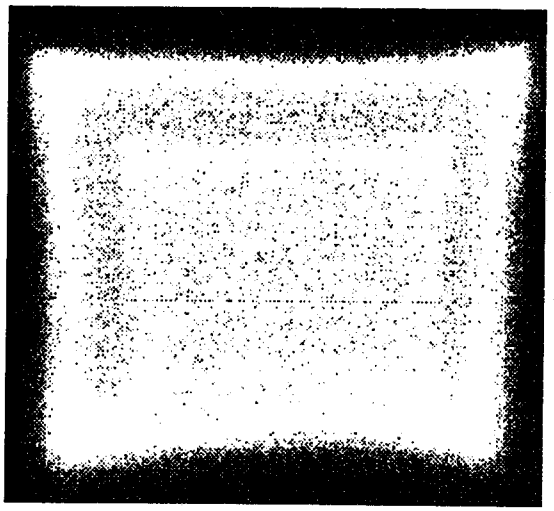

Fig. 7. Tc-99m intrinsic flood field image was obtained with the small gamma camera developed in this study.

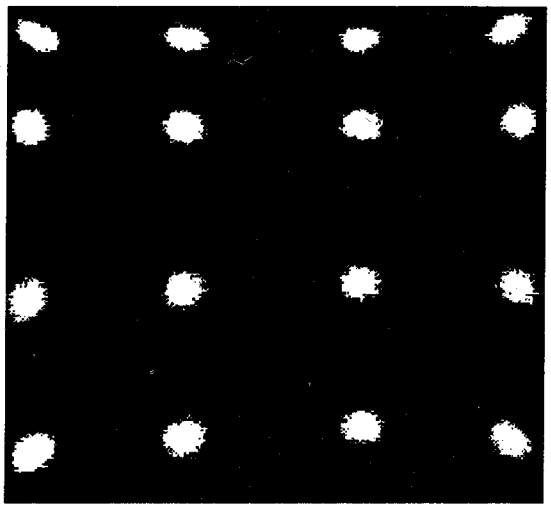

Fig. 8. A hole mask image was obtained using the small gamma camera. Hole mask material: lead, thickness: 10 mm, diameter: 3 mm, distance between holes: 15 mm.

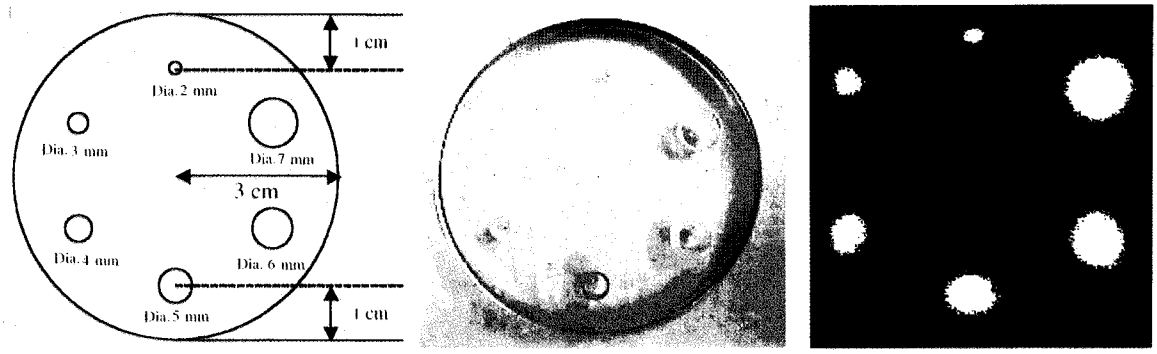

Fig. 9. A breast phantom was designed to simulate compressed breast (left, middle) and to obtain image with 125 μCi/cc of Tc-99m in spheres (right).

μCi/cc씩 주입한 후 300초 동안 측정하였다.

결 과

Fig. 4는 Fig. 1에 나타난 구성도에 따라 제작된 소형 감마카메라 시스템이다. 좌측에 각 부분에서의 신호들을 확인할 수 있는 디지털 오실로스코프가 보이며, 중앙부분에 검출된 신호들을 증폭하고 정형하는 여러 가지 NIM (nuclear instrument modules)이 있다. 그 바로 앞에 작은 육면체 모습의 NaI(Tl)-PSPMT 검출기가 놓여져 있으며, 이들 장치를 조정하여 영상을 획득하고 표현하는 소프트웨어가 내장된 컴퓨터가 우측에 자리잡고 있다. 앞의 장치 중, 감마선을 검출하여 전기신호를 발생시키는 NaI (Tl) 섬광체와 위치민감형 광전자증배관이 실리콘 그리스를 통하여 광학적으로 결합되어 있는 모습을 확대하여 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 6에 검출기로부터 발생된 각 신호들을 증폭시켜 입력하고, 트리거 신호를 만들기 위해 모듈이 서로 연결되어있는 모습을 나타내었다.

Fig. 7에 개발된 소형 감마카메라 시스템으로 획득한 플러드 영상을 256×256 화소크기로 나타내었다. 영상 측정시간은 300초이었으며, 계수율은 약 8 $\times 10^3$ counts/sec/μCi로 나타났고, 영상의 모서리 부분이 안쪽으로 휘어지는 공간왜곡(spatial distortion) 현상이 측정되었다.

Fig. 8은 일정간격의 구멍이 있는 납판으로 제작한 구멍 마스크를 검출기에 밀착시켜 Tc-99m 점선원을 이용하여 300초 동안 획득한 영상이다. 이 영상에서도 가장자리에 공간왜곡현상이 관찰되지만, 구멍의 위치와 크기가 실제 마스크의 모습을 비교적 정확하게 영상화 할 수 있었다.

Fig. 9에 설계된 유방모형의 평면도와 실제 제작된 모형의 모습, 그리고 검출기에 평행구멍형 조준기를 장착한 상태에서 획득한 영상을 함께 나타내었다. 방사능의 위치분포와 크기를 영상으로 표현할 수 있었으며, 뿐만 아니라 직경 2 mm의 작은 방사능 물체도 영상화할 수 있는 가능성을 확인하였다.

고 찰

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.

이 연구에서는 유방을 압축하여 더욱 정확한 유방암 진단영상을 획득할 수 있고 경제적인 소형 감마카메라 시스템을 성공적으로 개발하였다. 카메라의 영상보정과 성능평가를 위한 기초실험을 수행한 결과, Tc-99m 점선원을 이용하여 비교적 양호한 플러드 영상과 구멍 마스크 영상을 획득하였으나 공간왜곡이 관찰되었다. 이 공간왜곡 현상은 위치민감형 광전자 증배관내에 있는 음극의 균일하지 못한 예민도와 비선형성(nonlinearity)이 주된 원인으로 보고되어 있다[11]. 또한 섬광체 제조시, 옆면을 반사물질로 코팅하였기 때문에 섬광체의 끝단과 표면에서 반사된 섬광빛 그리고 섬광체와 광전자증배관 사이에 유리창으로 구성되있는 접합부분의 비균일성에도 기인하는 것으로 추정된다[11,12]. 이 현상은 결국 영상의 장균일도에 영향을 미치므로, 예민도는 떨어지겠지만 섬광체 옆면을 흡수물질로 코팅처리하여 제작하고[11] 영상의 선형성을 측정하여 카메라의 유효시야를 적절히 결정함으로써 왜곡현상을 감소시킬 수 있을 것이다. 또한 기존의 감마카메라에서 많이 이용하고 있는 획득영상에 대한 보정 계수행렬을 구하여 실제 영상에 적용하는 방법으로 장균일도 및 비선형성을 보정하여[13,14] 공간왜곡현상을 완화시킬 수 있을 것이다.

감마카메라의 기기해상력은 조준기에 따라 크게 좌우되므로 선택에 신중을 기해야한다. 조준기는 사용하는 재료, 구멍모양, 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 나눌 수 있다. 이 연구에서는 개발된 소형 감마카메라의 1차적인 특성 평가를 위해 해상력과 예민도를 고려하여 납을 재료로 정육각형 구멍모양의 평행구멍형 조준기를 설계·제작하였다. 조준기를 검출기에 장착한 상태에서 획득한 유방모형 영상에서는 방사능의 공간적 분포를 정확하게 관찰할 수 있었을 뿐 아니라 최소 2 mm 크기의 방사능 위치를 판별할 수 있었다. 이것은 개발된 소형 감마카메라가 2 mm 정도의 병변도 영상화할 수 있는 가능성을 제시하는 것이다. 카메라의 내인성 계수율(intrinsic sensitivity)은 약 8×10^3 counts/sec/μCi로 측정되어 개선이 필요한 것으로 나타났지만, 유방신티그라피에서는 고계수율보다는 정확한 영상획득이 중요하므로 연구 개발된 카메라의 계수율이 크게 문제되지 않는다. 실제 본 연구에서 획득한 유방모형 영상에서 작은 크기의 방사능 분포를 짧은시간(300초) 내에 영상화하는데 성공하였으므로 카메라 불응시간(dead time)에 대한 약간의 보정을 실행하면 유방신티그라피를 시행하는데 충분한 계수율을 얻을 수 있을 것으로 판단된다. 따라서 현재 개발 중인 감마카메라 선형성(linearity), 장균일도(field uniformity) 및 불응시간에 대한 보정 알고리즘을 완성하고, 정상작동 여부를 검사하기 위한 정도관리 방법을 설정한 후에는 본 연구에서 개발된 저가-고성능 소형 감마카메라를 임상적으로 사용 가능할 것으로 판단된다.

요 약

목적: 일반 감마카메라는 그 크기(~500 mm 폭)가 전신영상 획득에 적합하도록 설계되어있어 유방영상 획득에는 비 이상적이다. 이 연구의 목적은 물리적 영상 저하요인인 배후 방사능과 광자감쇠 효과를 최소화하여 높은 공간분해능과 시스템 민감도를 가지며 유방영상에 적합하도록 소형화된 저가-고성능 유방암 진단전용 소형 감마카메라 개발이다. **대상 및 방법**: 크기가 60 mm×60 mm×6 mm인 NaI(Tl) 섬광결정을 위치민감형 광전자증배관에 접합시켜 감마선 측정신호인 X^+, X^-, Y^+, Y^-를 얻은 다음, 증폭기 등을 포함한 전자회로(nuclear instrument modules, NIM)를 통하여 검출기로부터 발생하는 위치신호와 트리거 신호를 처리하였다. 이 신호들을 아날로그-디지털 변환기와 앵거로직을 사용하여 분석한 후 감마카메라 영상을 구성하여 일반 개인용 컴퓨터에 표현하는 시스템을 개발하였다. 개발된 감마카메라의 1차적인 성능을 평가하기 위해 Tc-99m 점선원을 이용하여 내인성 계수율과 플러드 영상을 획득하였다. 또한 일정간격의 구멍이 있는 구멍 마스크와 직경 2, 3, 4, 5, 6, 7 mm 크기의 구모양에 방사능 용액을 채울 수 있는 유방모형을 제작하여 평행구멍형조준기를 장착하고 영상을 획득하였다. **결과**: 개발된 감마카메라는 약 8×10^3 counts/sec/μCi의 계수율을 보였으며, 공간왜곡은 관찰되나 양질의 플러드 영상과 구멍 마스크 영상을 획득할 수 있었고, 유방모형에 위치한 방사능 분포를 정확하게 영상화할 수 있을 뿐 아니라 최소 2 mm의 방사능 위치를 판별할 수 있는 영상을 획득하였다. **결론**: NaI(Tl)-위치민감형 광전자증배관를 이용하여 유방영상에 적합한 소형감마카메라를 개발하였다. 추후 선형성, 장균일도 및 불응시간에 대한 보정 알고리즘을 완성하여 적용하고, 정상작동 여부를 검사하기 위한 정도관리 방법을 설정하면, 유방신티그라피의 정확도를 높이는데 기여할 것이다.

참 고 문 헌

1) Sarah HL, Taylor M, Sherry B, Phyllis AW. Cancer Statistics, 1998. *CA Cancer J Clin* 1998;48:6-29.
2) 보건 복지부: 한국인 암등록 조사자료 분석보고서. 1994
3) Baines CJ, Miller AB, Wall C, McFarlane DV, Simor IS, Jong R, et al. Sensitivity and specificity of first screen mammography in the Canadian National Breast Screening Study: a preliminary report from five centers. *Radiology* 1986;160: 295-8.
4) Villanueva-Meyer J, Leonard Jr. MH, Briscoe E, Cesani SA, Rhoden S, Hove M, et al. Mammoscintigraphy with technetium-99m-sestamibi in suspected breast cancer. *J Nucl Med* 1996;37:926-30.
5) Khalkhali I, Mena I, Jouanne E, Diggles L, Alle

K, Klein S. Technetium-99m sestamibi prone imaging in patients with suspicion of breast cancer. *J Nucl Med* 1993;24:140.

6) Piccolo S, Lastoria S, Mainolfi C, Muto P, Bazzicalupo L, Salvatore M. Tc-99m-metylene diphosphonate scintimammography to image primary breast cancer. *J Nucl Med* 1995;36:718-24.
7) Khalkhali I, Mena I, Diggles L. Review of imaging techniques for the diagnosis of breast cancer: a new role of prone scintimammography using technetium-99m sestamibi. *Eur J Nucl Med* 1994;21:357-62.
8) Khalkhali I, Cutrone J, Mena I, Diggles L, Venegas R, Vargas H. Clinical and pathologic follow up of 100 patients with breast lesions studied with scintimammography. *J Nucl Med* 1994;35:22.
9) Yang MG, Kwark CE, Sim YG, Kim HJ, Choi Y, Chung JK, et al. Design and performance evaluation of small size counting and imaging gamma probe system. *J of KOSOMBE* 1997;18:291-9.
10) Kim JH, Choi Y, Kim JY, Im KC, Kim SE, Choe YS, et al. Monte Carlo simulations of detection efficiency and position resolution of NaI(Tl)-PMT detector used in small gamma camera. *Korean J* Med Phys 1997;8:67-76.
11) Ordonez CE, Mintzer RA, Aarsvold JN, Yasillo NJ, Matthews KL. Simulation of imaging with sodium iodide crystals and position-sensitive photomultiplier tubes. *IEEE Trans on Nucl Sci* 1994;41:1510-5.
12) Levin CS, Hoffman EJ, Tornai MP, MacDonald LR. PSPMT and photodiode designs of a small scintillation camera for imaging malignant breast tumors. *IEEE Trans on Nucl Sci* 1997;44:1513-20.
13) Sorenson JA, Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine. 2nd ed. *New York: Grune & Stratton;* 1987. p. 298-345.
14) Wegst AV, Westerman BR. The Scintillation Camera. New York: *The Society of Nuclear Medicine;* 1988. p. 47-59
15) Pani R, Pellegrini R, Scopinaro F, Notaristefani F, Pergola A, Vincentis G, et al. Portable gamma camera for clinical use in nuclear medicine. *IEEE MIC Record* 1997:1170-4.
16) Guru SV, He Z, Ferreria JC, Wehe DK, Knoll GF. A high energy gamma camera using a multiple hole collimator and PSPMT. *Nucl Inst & Meth* 1994;A:328-33.
17) Yasillo NJ, Beck RN, Cooper M. Design considerations for a single tube gamma camera. *IEEE Trans Nucl Sci* 1990;37:609-15.