

NaI(Tl) 섬광결정과 위치민감형 광전자증배관을 이용한 소형 감마카메라의 신호 특성 고찰

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 핵의학과, 삼성생명과학연구소 임상의학센터, 명지대학교 물리학과¹

최 용 · 김종호 · 김준영 · 임기천 · 김상은 · 최연성 · 이경한 · 주관식¹ · 김병태

Investigation of the Signal Characteristics of a Small Gamma Camera System Using NaI(Tl)-Position Sensitive Photomultiplier Tube

Yong Choi, Ph.D., Jong Ho Kim, Ph.D., Joon Young Kim, Ph.D., Ki Chun Im, M.S., Sang Eun Kim, M.D.,
Yearn Seong Choe, Ph.D., Kyung Han Lee, M.D., Koan-Sik Joo, Ph.D.¹ and Byung-Tae Kim, M.D.

*Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center, Center for Clinical Research,
Samsung Biomedical Research Institute, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea*

Department of Physics, Myongji University,¹ Yong-In, Korea

Abstract

Purpose: We characterized the signals obtained from the components of a small gamma camera using NaI(Tl)-position sensitive photomultiplier tube (PSPMT) and optimized the parameters employed in the modules of the system. **Materials and Methods:** The small gamma camera system consists of a NaI(Tl) crystal ($60 \times 60 \times 6$ mm³) coupled with a Hamamatsu R3941 PSPMT, a resistor chain circuit, preamplifiers, nuclear instrument modules (NIMs), an analog to digital converter and a personal computer for control and display. The PSPMT was read out using a resistive charge division circuit 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. The gamma camera control and image display was performed by a program implemented using a graphic software. **Results:** The characteristics of signal and the parameters employed in each module of the system were presented. The intrinsic sensitivity of the system was approximately 8×10^3 counts/sec/ μ Ci. The intrinsic energy resolution of the system was 18% FWHM at 140 keV. The spatial resolution obtained using a line-slit mask and ^{99m}Tc point source were, respectively, 2.2 and 2.3 mm FWHM in X and Y directions. 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 proposed a simple method for development of a small gamma camera and presented the characteristics of the signals from the system and the optimized parameters used in the modules of the small gamma camera. (Korean J Nucl Med 2000;34:82-93)

Key Words: Position sensitive PMT, NaI(Tl), Small gamma camera

Received Jul. 23, 1999; revision accepted Jan. 21, 2000

Corresponding Author: Yong Choi, Ph.D., Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center
50 Ilwon-Dong, Kangnam-Ku, Seoul 135-710, Korea

Tel: 02-3410-2624, Fax: 02-3410-2639, E-mail: y7choi@samsung.co.kr

* 본 연구는 선도기술의료공학기술개발사업, 보건 의료기술연구개발사업과 삼성생명과학연구소 연구비의 보조로 이루어졌음.

서 론

감마카메라는 생체 내 생물학적 현상을 나타내는 방사성 의약품 분포를 영상으로 표현할 수 있어 생체현상 규명이나 질병진단 목적으로 널리 사용되고 있다. 감마카메라 영상은 방사성 동위원소에서 방출되는 γ -선과 섬광결정(일반적으로 NaI(Tl)섬광결정)과의 상호작용, 즉 광전효과와 콤프턴 산란 등에 의해 발생된 신호를 적절한 전자회로를 사용하여 처리한 후 컴퓨터를 통해 γ -선 검출위치를 영상으로 표현하여 얻어진다.

현재 사용되고 있는 일반 감마카메라는 검출기 크기(폭: 약 50~70 cm)가 전신 영상획득에 적합하도록 설계되어 있어 유방과 같은 국소적 부위 영상 획득에는 물리적, 경제적으로 비이상적이다. 일반 감마카메라로 유방영상을 얻을 경우 필요이상으로 큰 검출기는 인체 내 다른 장기로부터 발생하는 배후 방사능을 검출하여 영상의 질을 저하시키며 촬영대상이 되는 유방과의 거리를 가깝게 하는데 제한을 초래하여 민감도와 분해능을 저하시키는 요인이 된다. 또한 커다란 검출기를 구성하는 섬광결정과 여러 개의 광전자증배관, 복잡한 전자회로는 제작하는데 많은 비용이 필요하여 생산가를 높이는 원인이 된다. 따라서 이러한 물리적 효과와 경제성을 고려한 높은 공간분해능을 가지는 유방영상 전용 감마카메라 개발의 필요성이 대두되고 있으며, 미국과 유럽을 중심으로 현재 연구개발이 활발하게 진행 중에 있다.¹⁻⁴⁾ 본 연구진은 유방영상 획득에 적합하도록 소형화된 저가·고성능 유방암 진단 전용 감마카메라 시스템을 NaI(Tl) 섬광결정과 위치 민감형 광전자증배관, 적절하게 구성된 여러 가지 전자회로, 아날로그-디지털 변환기 그리고 개인용 컴퓨터를 이용하여 개발하였다.^{5,6)}

일반적으로 감마선을 탐지한 검출기로부터의 전기신호는 매우 미약하며, 이것을 해석, 기록하기 위해서는 여러 가지 전자회로(nuclear instrument modules, NIMs)를 이용하여야 한다. 감마선 검출시스템을 구성하는데 사용되는 NIM들은 연구 목적과 방법에 따라 회로의 고유특성과 역할을 고려하여

다양하게 선택할 수 있도록 개발되어 있다. 따라서 검출기의 성능을 최대한 활용하기 위해서 각 회로의 적절한 선택이 선행되어야 하고, 측정목적에 맞는 조합이 필요하다. 또한 선택·구성된 각 회로에서 조정할 수 있는 기능이 매우 다양하므로 연구목적에 따라 신호를 분석하고 결정하는 과정이 반드시 수행되어야 한다.⁷⁾ 이 연구에서는 본 연구진이 NaI(Tl)섬광결정과 광전자증배관을 이용하여 개발한 소형 감마카메라 시스템에 사용된 각 전자회로에서 선정한 신호처리 방법과 임·출력 신호 특성을 분석하여 감마카메라 영상획득을 위한 최적의 신호처리 조건과 이를 이용한 영상특성을 고찰하고자 한다.

재료 및 방법

Fig. 1은 개발된 소형 감마카메라의 신호처리 시스템 구성도이다. 시스템은 γ -선을 검출하여 전기신호를 출력하는 검출부, 출력된 신호를 처리하기 위해 구성된 신호처리부 그리고 아날로그-디지털 변환기를 포함한 컴퓨터 인터페이스 및 영상표현 부분으로 나눌 수 있다. 신호처리용 전자회로는 핵분광학 및 방사선 계측분야에 일반적으로 사용되고 있는 NIM들을 이용하였으며, 본 연구목적에 알맞은 모듈을 선택하여 시스템을 구성하였다. NIM들은 개개의 전자회로가 상자모양의 모듈형태로 이루어져 있으며, 전원을 공급하기 위한 표준상자인 bin과 함께 사용된다. 장착되는 모듈에 따라 전원커넥터가 자연히 접속되도록 되어 있으며, 각 모듈에는 필요에 따라 ± 24 V, ± 12 V, ± 6 V 종류의 전압을 공급하였다. 신호처리를 위한 신호계 접속은 BNC, LEMO 커넥터와 RG 58 A/U 케이블을 사용하여 시행하였다.

개발한 소형 감마카메라 시스템의 검출기와 신호처리부를 구성하고 있는 각전자회로 모듈에서 영상획득을 위한 입력과 출력신호를 디지털 오실로스코프(Tektronix 540B-500 MHz, 2 GS/s, Huntsville, Alabama, USA)를 이용하여 측정하였다. 연구에 사용한 동위원소는 핵의학 분야에서 가장 많이 사용되고 있는 ^{99m}Tc를 사용하였으며, 이를 이용하여 소

형 감마카메라의 내인성 계수율을 측정하였다. ^{99m}Tc 140 keV에 대한 에너지 분해능과 내인성 위치분해능을 측정하였으며, 실제 임상응용을 가상하여 압축된 유방모양의 모형을 만들어 평행구멍형 조준기를 장착한 상태에서 영상을 획득하였다.

1. 감마선 검출

1) NaI(Tl) 섬광결정

본 연구에서 감마선 검출기에 사용한 섬광결정은 습기에 약한 결점은 있지만 붕괴시간(230 ns)이 비교적 빠르고 광전환 효율이 우수하며, 발생한 섬광 파장(410 nm)이 광전자증배관 음극이 가장 민감하게 흡수하는 파장(420 nm)과 거의 일치하는 NaI(Tl) 섬광결정을 선택하였다(Table 1). 섬광결정은

$60 \times 60 \times 6 \text{ mm}^3$ 크기의 직육면체이고, 감마선 입사면과 결정의 옆면은 0.5 mm 두께의 알루미늄으로, 밑면은 3 mm 두께의 유리로 밀봉하였다. 또한 감마선 입사면은 반사처리 하였고, 옆면은 위치분해능을 향상시키기 위해 흡수체처리 하였다. 섬광결정 크기는 위치민감형 광전자증배관의 유효시야에 맞추어 결정하였고, 두께는 일반 감마카메라에서 사용되고 있는 NaI(Tl) 섬광결정두께(보통 6~9 mm) 중에서 ^{99m}Tc 의 감마선 에너지인 140 keV에 대한 투과정도를 고려하여 6 mm로 선택하였다.⁸⁾ 이 섬광결정을 위치민감형 광전자증배관에 실리콘 그리스를 사용하여 광학적으로 결합시켰다.

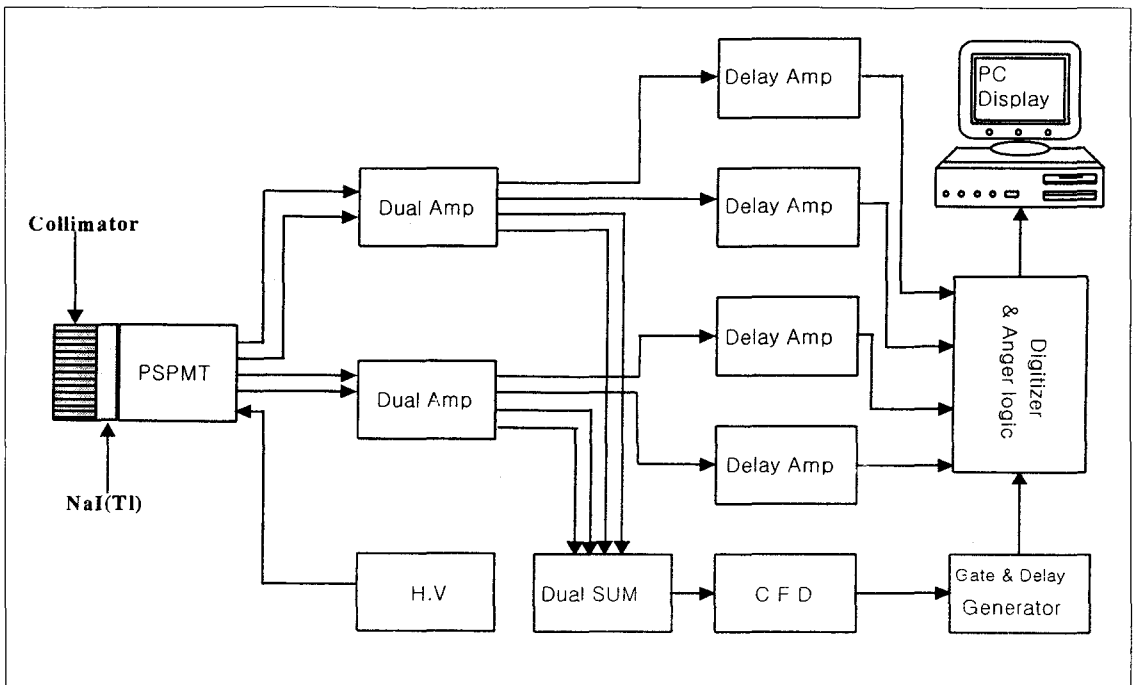


Fig. 1. Block diagram of a small gamma camera system designed in this study.

Table 1. Properties of NaI(Tl) Scintillator

Density	Stability	Refractive index	Decay constant (ns)	Peak scintillation wavelength (nm)	Photons/MeV
3.67	Hygroscopic	1.85	230	410	40000

2) 위치민감형 광전자증배관

NaI(Tl)섬광결정 내에서 생성된 섬광 빛은 섬광 결정과 광전자증배관 결합층을 지나 광전자증배관의 광음극에서 광전효과에 의해 전자를 발생시킨다. 시스템 개발에 사용한 위치민감형 광전자증배관은 Hamamatsu (Shizuoka, Japan)사의 R3941로 작동전압은 -1110 V로 결정하였으며, 77×77 mm²의 광음극시야와 16층의 미세그물 다이노드(fine mesh dynode) 구조, 그리고 3.7 mm 간격의 16×18개 양극선(anode wire) 채널을 가지고 있다(Fig. 2).⁹⁾

2. 신호처리

1) 저항분배회로와 전치증폭기

광음극에서 발생한 전자들은 광전자증배관 내의 다층 다이노드에 의해 증폭된 후, 서로 교차된 34개 양극선에 전달된다. 양극선 채널에 전달된 전자들은 다시 저항분배 회로에 의해 전하분할 방식으로 분석되어 X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻의 4가지 위치신호로 처리된다(Fig. 3).¹⁰⁾

양극선 채널로부터의 출력신호는 미약한 전하펄스이며, 임피던스(impedance)도 극히 높은 편이다. 따라서 임피던스가 낮은 회로나 긴 케이블 등을 직

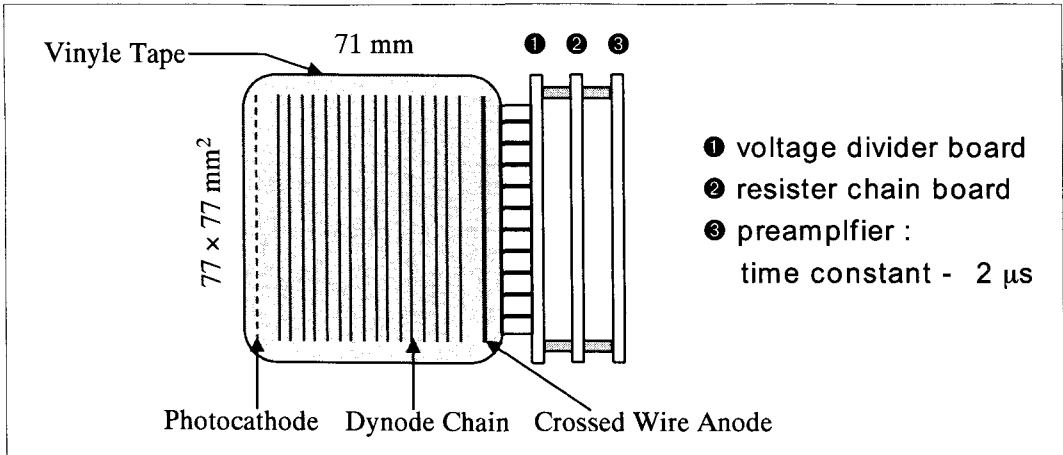


Fig. 2. Schematic and dimensional outline of R3941 position sensitive photomultiplier tube.

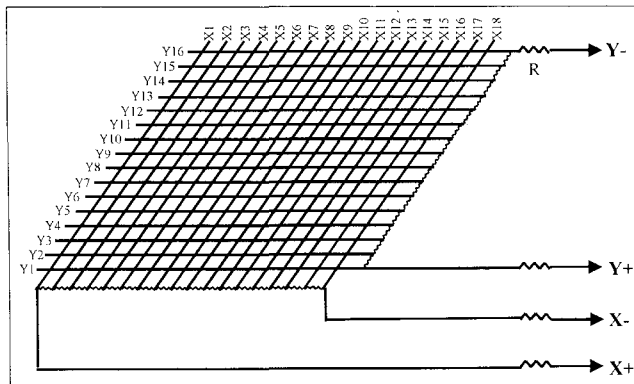


Fig. 3. Schematic diagram of charge dividing readout circuit of position sensitive photomultiplier tube using cross-wire anodes.

접 연결하면 펄스키와 시상수 등의 특성을 정확하게 분석할 수 없으므로 입력 임피던스가 높은 전치증폭기(preamplifier)를 광전자증배관의 바로 뒤에 접속시켜 전하펄스를 적분하여 이것을 전압펄스로 변환, 증폭시킨 후 저 출력 임피던스 회로로 신호를 송출하도록 하였다.

2) 증폭기(Amplifier)

전치증폭기에서 출력된 전기신호를 더욱 증폭함과 동시에 펄스 파형을 정형하여 다음단계의 신호처리에 적합한 크기와 모양을 갖는 신호를 생성하기 위해 증폭기를 사용하였다. 시스템에 사용한 증폭기는 EG&G ORTEC 855로 두 개 채널까지 증폭시킬 수 있다. 또한 신호의 증폭이득을 수동으로 조작할 수 있으며, 단극(unipolar) 또는 양극(bipolar) 형태의 펄스 파형을 정형시간 0.5, 1.5 그리고 3 μ s로 선택하여 출력할 수 있도록 되어 있다.¹¹⁾

본 연구에서는 검출기의 잡음을 줄이기 위해 증폭이득을 최소화하였고, 검출한 감마선 에너지 정보를 가지고 있는 단극성 펄스타입을 선택하였다. NaI(Tl)섬광결정에서 발생한 감마선 검출신호의 정형시간을 실험에 의해 1.5 μ s로 결정하였다. 이러한 조건하에서 전치증폭기를 거친 4채널 위치신호를 동일하게 처리하였다.

3) 지연 증폭기(Delay Amplifier)

시스템에 사용한 지연증폭기는 EG&G ORTEC 427A로 증폭기에서 정형, 증폭된 파형의 특성은 그대로 유지시키고 시간적으로 지연시키는 역할을 한다. 지연시간은 스위치 변환에 의해 최대 4.75 μ s 까지 0.25 μ s 단계로 변화시켜 설정할 수 있도록 되어 있다.¹²⁾

Fig. 1에 나타난 바와 같이 감마카메라 영상획득을 위해서는 아날로그-디지털 변환기(analog to digital converter)를 이용하여야 하며, 이를 구동하기 위한 트리거신호(trigger signal)가 형성되는 동안, 이 지연증폭기를 이용하여 위치정보를 가지고 있는 4개 채널 신호를 같은 조건으로 지연시켰다. 이때 신호의 지연시간은 게이트 및 지연신호 발생기에서 발생한 트리거 신호와의 측정된 시간차

0.25 μ s만큼 지연하여 두 개의 신호가 일치되도록 조정하였다.

4) 가산 및 전도 증폭기(dual sum & invert amplifier)

검출기에서 감마선에 의해 발생한 신호만을 디지털화 하기 위하여 트리거신호가 필요하며, 이를 형성하기 위하여 검출기에서 출력된 전체 에너지 신호가 필요하다. 본 연구에서는 EG&G ORTEC 533을 이용하여 위치정보를 가지고 있는 4개 채널 신호를 합하여 전체에너지 신호를 획득하였다. 이 증폭기는 2 또는 4채널의 아날로그 신호를 가산할 수 있으며, 증폭이득은 1이고 극성을 바꾸어 출력하도록 되어 있는 반전회로이다.¹³⁾

5) 일정분획 판별기(constant fraction discriminator)

검출기로부터 출력된 아날로그 신호는 펄스의 크기와 오름 시간(rise time)에 의해 특징 지워지며, 실제 측정된 신호는 입사된 감마선과 상호 작용한 위치에 따라 다양하게 나타난다. 이러한 신호를 이용하여 아날로그-디지털 변환기에 사용될 트리거신호를 형성하기 위해서는 펄스의 시간에 관한 정보를 가지고 있는 논리(logic)신호가 필요하며, 이를 이용하여 게이트신호를 생성할 수 있다.

일정분획 판별기는 입력펄스에 대한 시간변별을 수행하는 대표적인 모듈로, 본 연구에서는 EG&G ORTEC 935를 사용하였다. 일정분획 판별기는 펄스가 입력되면 그 신호를 분기하여 두 개의 신호로 만든다. 그 중 한 신호의 진폭을 정해진 만큼 감쇠(보통 펄스의 20%) 시킨 뒤, 다른 하나의 신호를 반전시켜 일정 시간간격 만큼을 지연시킨다. 이렇게 처리된 두 신호를 합하여 신호파가 영점을 지나가는 순간 논리신호가 발생하면 이 신호는 입력펄스의 진폭과 무관하게 일정부분에서 발생하는 시간신호가 된다.¹⁴⁾ 본 연구에서는 LEMO 커넥터와 RG 174 A/U 케이블을 이용하여 시스템에 적절한 지연시간(150 ns)을 반복 실험에 의해 설정하였다.

6) 게이트 및 지연신호 발생기(gate & delay generator)

일정분획 판별기에서 형성된 논리신호를 EG&G ORTEC 416A 모듈에 입력하여 아날로그-디지털 변환기의 트리거신호로 사용될 게이트신호를 발생시켰다. 게이트신호 진폭은 10 V이고, 0.4 μ s의 펄스 폭을 가지며 지연시간을 조정하여 아날로그-디지털 변환기에 입력되는 위치신호 펄스의 최대 피크와 시간을 일치시켰다.¹⁵⁾

3. 영상데이터 획득 및 성능평가

1) 아날로그-디지털 변환기

각 모듈을 통하여 처리된 아날로그 위치신호를 디지털화 하기 위해 National Instruments사(Austin, Texas, USA)의 SC-2040 연결보드와 ATMIO-16E-1 DAQ (data acquisition) 보드를 사용하였다. SC-2040 연결보드는 게이트 및 지연신호 발생기로부터 동시에 입력되는 X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻ 위치신호를 ATMIO-16E-1 DAQ 보드가 처리할 수 있도록 50 ns이하의 순차신호로 변환하기 위해 사용하였다. 이 연구에서 선정된 ATMIO-16E-1 DAQ 보드는 8 개 채널과 12 비트 분해능으로 디지털화 할 수 있으며 최대 1.25 MS/s (Mega-samples/sec)의 샘플링 속도를 가지고 있다. 또한 이 보드는 일반 개인용 컴퓨터 내부에 장착할 수 있는 보드이며 입력된 데이터를 DMA (direct memory access) 방식으로 컴퓨터의 메모리에 곧바로 전송한다.¹⁶⁾ 이 변환기를 이용하여 감마카메라 시스템으로부터 전송된 위치신호를 트리거 펄스 신호의 오름시간에 맞춰 디지털화 하였다.

2) 영상표현 프로그램

시스템에 사용한 DAQ보드와 컴퓨터와의 디지털 입/출력 신호 제어와 처리를 위한 소프트웨어를 LabVIEW™ (National Instruments) 그래픽 소프트웨어를 사용하여 개발하였다.¹⁷⁾

LabVIEW를 이용하여 DAQ보드를 제어하였고, 입력된 4개의 위치신호에 앵거로직(Anger logic)을 적용하여 좌표를 결정한 후, 영상을 표현하고 저장

할 수 있도록 하였다. 또한 획득한 영상을 128×128, 256×256 등 다양한 화소크기로 구성할 수 있도록 하였으며, 각 화소에 계수된 빈도에 따라 256 단계의 명암으로 표현되도록 하였다.⁶⁾

3) 감마카메라 성능평가

각 단계의 신호특성 고찰을 통해 완성된 소형 감마카메라의 계수율과 ^{99m}Tc 140 keV에 대한 에너지 분해능을 측정하였으며, 내인성(조준기를 장착하지 않은 상태) 위치 분해능을 측정하였다. 또한 개발한 소형 감마카메라를 이용한 영상획득 가능성을 고찰하기 위해 압축된 유방을 모사한 유방모형을 제작하였다. 두께가 12 mm이고 직경이 60 mm 인 원형 아크릴에 직경이 각각 2, 3, 4, 5, 6, 7 mm 크기의 구모양으로 방사능 용액을 채울 수 있는 홈을 만들어 조준기를 장착한 상태에서 유방모형 내의 각 홈 안에 ^{99m}Tc를 125 μ Ci/cc씩 주입한 후 300초 동안 영상을 획득하였다.

결 과

검출기에서 검출된 전하펄스를 전치증폭기로 1차 증폭한 파형과 증폭기를 사용하여 2차 증폭하고 단극, 양극형으로 정형한 파형의 결과를 Fig. 4에 나타내었다. 분석결과 전치증폭기에 의해 증폭된 전하펄스는 약 1 μ s의 오름 시간과 약 6 μ s의 붕괴 시간을 가지고 있으며, 수 mV의 전압 폭을 가지고 있는 것으로 나타났다. 이 펄스신호를 증폭기에서 1.5 μ s로 정형시키고 다시 증폭시킨 결과, 신호처리를 위해 필요한 수 V의 전압 폭을 나타내었으나 기저선 아래로의 언더슛(undershoot) 현상이 관찰되었다. 증폭기에서 출력된 아날로그 파형을 지연 증폭기를 사용하여 0.25 μ s 지연시킨 결과를 측정하여 Fig. 5에 나타내었다. 이 모듈은 입력 파형의 모든 특성을 그대로 유지하고 단지 정해진 시간만큼 지연시킨 결과를 보여주었다.

트리거신호 형성을 위해서는 검출기에서 발생된 4개 채널 위치신호들의 가산된 파형이 필요하다. 본 연구에서는 가산 및 전도 증폭기를 사용하였고, Fig. 6에 이 모듈을 이용하여 한 축에서 발생된 두

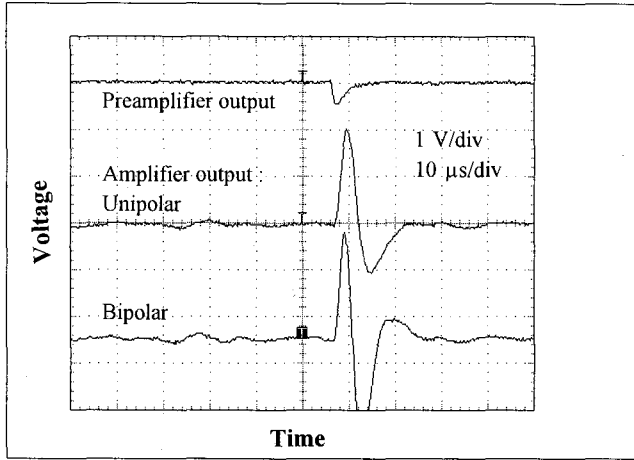


Fig. 4. Output waveforms of the preamplifier and amplifier.

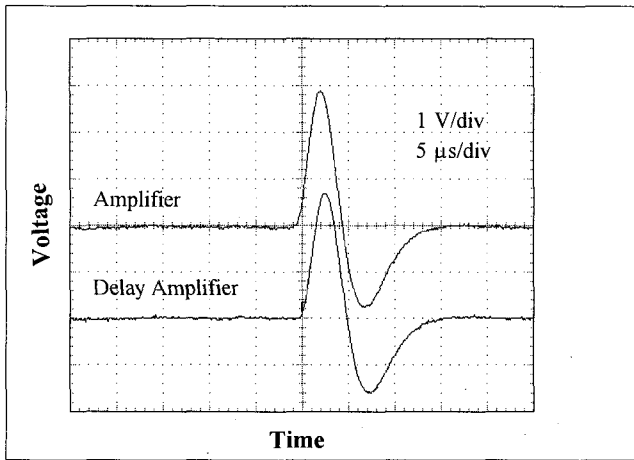


Fig. 5. Output waveform of the delay amplifier.

채널 위치신호(X^+ , X^-)를 선형적으로 가산하여 전도시킨 파형의 예를 나타내었다. 이 모듈에서는 펄스 전압 폭을 최대 10 V 범위 내에서 출력하였다. 이렇게 가산 전도된 신호를 일정분획 판별기 모듈에서 50 Ω 케이블 약 7 cm를 이용하여 약 150 ns를 지연시켜 입력신호 오름 시간의 20%로 일정하게 분획시켜 얻은 결과를 Fig. 7에 나타내었다. 또한 이 신호를 이용하여 게이트 및 지연신호(2 μ s) 발생기를 거쳐 생성한 게이트 신호(10 V, \sim 1 μ s 폭)를 일정분획 판별기의 출력 파형과 함께 측정하여 Fig. 8에 나타내었다.

이렇게 처리된 신호들을 디지털화 시켜 일반 개

인용 컴퓨터를 사용하여 영상을 획득·저장하고 간단한 분석을 할 수 있는 프로그램을 그래픽 소프트웨어를 이용하여 개발하였다. 이 신호처리 시스템을 거친 소형 감마 카메라의 내인성 계수율은 ^{99m}Tc 점선원에 대하여 약 8000 cps/ μCi 으로 측정되었다. Fig. 9는 개발한 소형 감마카메라를 이용하여 획득한 ^{99m}Tc 에너지 스펙트럼이며, 140 keV에 대한 에너지 분해능은 18%로 측정되었다. 위치 분해능 값은 Fig. 10에 도시한 바와 같이 X축 방향으로 2.3 mm FWHM (full width at half maximum), Y축 방향으로는 2.2 mm FWHM의 결과를 나타내었다. 또한 Fig. 11에 실제 영상획득 가능성 검사를 위해

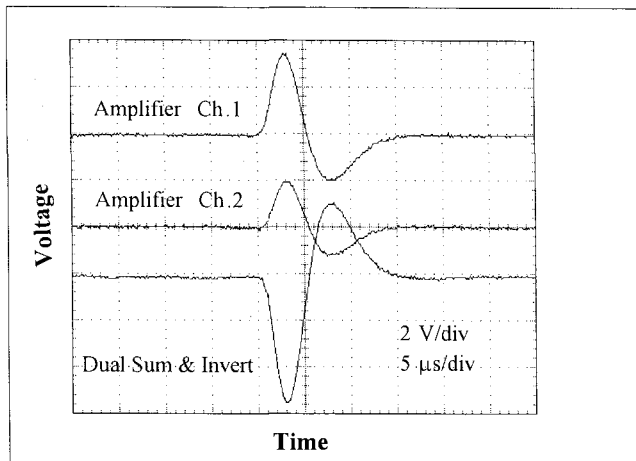


Fig. 6. Output waveform of the dual sum & invert amplifier for two inputs.

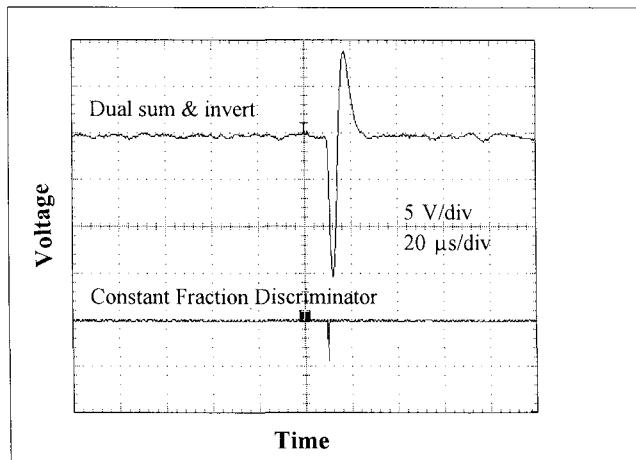


Fig. 7. Output waveform of the constant fraction discriminator generated by a pulse from the dual sum & invert amplifier.

설계·제작된 유방모형과 검출기에 평행구멍형 조준기를 장착한 상태에서 획득한 영상을 함께 나타내었다.

고찰 및 결론

이 연구에서는 의료용 소형 감마카메라 시스템 개발에 필요한 효과적이고 경제적인 신호처리 방법에 대하여 제시하고 분석하였다. NaI(Tl)섬광결정과 위치민감형 광전지증배관으로 이루어진 검출기

부분과 시스템 개발에 사용한 전자회로 모듈의 각 부분에서 신호특성을 측정·분석하고, 연구개발을 위해 선정한 신호처리 조건을 고찰하였다.

섬광결정에 입사된 감마선은 주로 광전효과와 콤프턴 산란에 의해 에너지를 섬광결정에 전달하게 되고 곧바로 전달된 에너지 크기에 비례하여 섬광이 발생한다. 섬광결정에서 발생한 섬광의 광학적 성질, 즉 섬광의 파장, 붕괴시간, 매질에서의 굴절률, 광전환효율 등은 섬광결정이 가지는 고유특성이며 연구목적에 따라 적절한 섬광결정을 선정해야

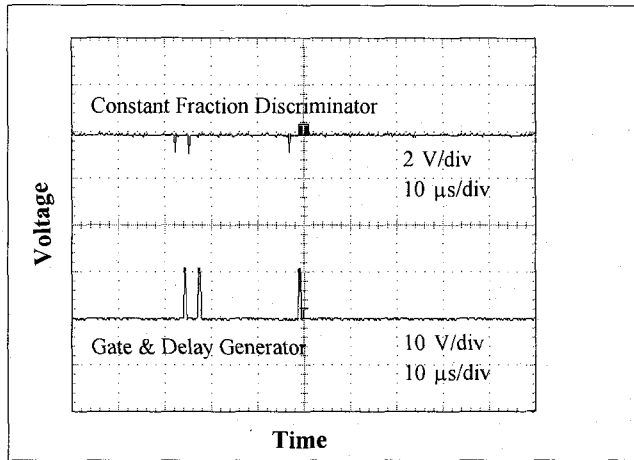


Fig. 8. Output waveform of the gate & delay generator generated by pulses from the constant fraction discriminator.

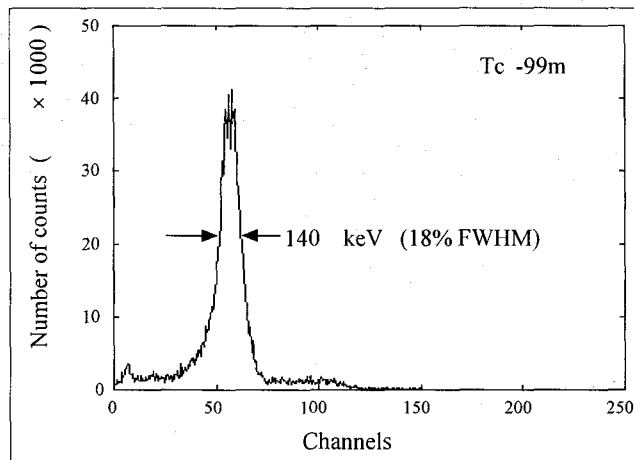


Fig. 9. Energy spectrum of the small gamma camera developed in this study measured at ^{99m}Tc 140 keV.

한다. 본 연구에서는 핵분광학 분야나 핵의학 분야에서 감마선 검출에 많이 이용되고 있는 NaI(Tl)섬광결정을 선택하였다.

전치증폭기에서 출력된 전압펄스를 증폭기를 통하여 증폭·정형한 결과, 기저선 아래로 파형이 떨어지는 언더샷 현상이 나타났다. 이 현상은 유한한 붕괴시간을 가지는 전치증폭기 출력펄스가 증폭기의 미분회로(C-R circuit)를 거치면서 발생하는 것으로, 만약 전치증폭기 출력펄스의 붕괴시간이 거의 무한히 길거나 상당히 길 경우(일반적으로 30

μs 이상), 이러한 언더샷 현상은 나타나지 않거나 증폭기 모듈의 pole zero 보상회로에 의해 보정할 수 있다.⁷⁾ 그러나 붕괴시간이 길 경우, 발생한 펄스 뒤에 따라오는 또다른 펄스의 정보를 놓치게 되므로 불응시간이 늘어나 짧은 시간동안에 높은 계수율을 얻어야하는 소형 감마카메라 개발에는 적합하지 않다. Fig. 5에 나타난 바와 같이 본 연구에 사용된 전치증폭기 출력펄스는 약 6 μs의 붕괴시간을 가지고 있어 이를 증폭기에서 정형할 때 보상회로에 의한 보정 범위를 벗어나 있었다. 이 언더샷 현

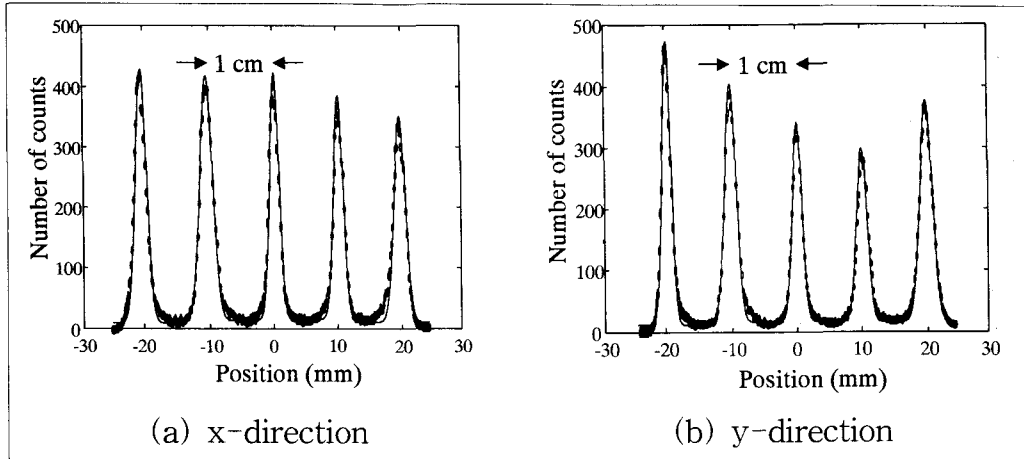


Fig. 10. The line spread functions across the camera field of view in x and y-directions.

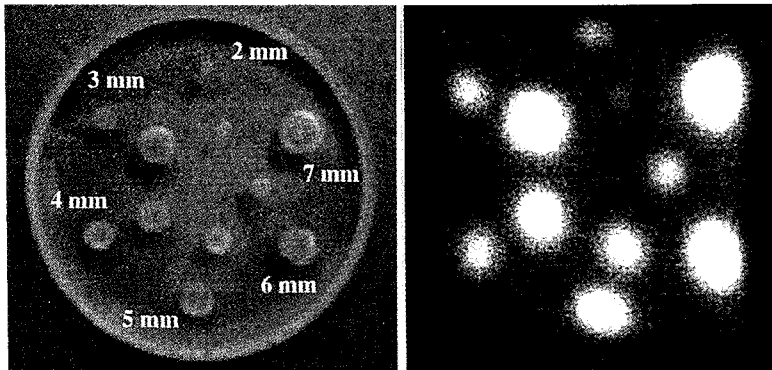


Fig. 11. A breast phantom designed in this study simulating compressed breast (left) and obtained image with 125 $\mu\text{Ci/cc}$ of ^{99m}Tc in spheres (right).

상은 검출기에서 발생된 펄스의 전압 진폭에 영향을 미치므로 개발된 소형 감마카메라의 에너지 분해능을 저하시킬 것으로 판단된다. 하지만 검출기에서 발생된 각 펄스에 대하여 증폭기에서 동등한 조건하에 선형적으로 증폭·정형을 수행하므로 각 채널의 위치정보를 전달하고 처리하는데 발생하는 오차는 무시할 수 있을 정도로 적을 것으로 생각된다. 이 연구에서 개발한 카메라의 에너지 분해능은 ^{99m}Tc 붕괴에너지인 140 keV에 대하여 약 18% FWHM으로 측정되어 일반 감마카메라(약 10~12% FWHM)에 비해 다소 저하된 결과가 관찰되었다. 따라서 언더슛 현상 해결에 대한 지속적인 회로 개발연구로 소형 감마카메라의 에너지 분해능

향상이 필요한 것으로 생각된다.

또한 본 연구에서 사용한 NaI(Tl) 섬광결정을 배열형태의 섬광결정으로 대체하므로써 소형 감마카메라의 위치 분해능을 더욱 향상시킬 수 있을 것으로 기대한다. 섬광결정을 작은 크기의 배열구조로 접합하여 검출기에 사용할 경우, 배열을 이루고 있는 각각의 섬광결정에서 감마선에 의해 발생한 섬광이 광전자증배관 광음극에서 검출될 때까지 광자 퍼짐 정도를 그만큼 제한하기 때문에 더욱 향상된 위치분해능을 기대할 수 있다. 또한 경제적이고 소형화된 감마카메라 시스템 개발을 위하여 이 연구에서 제시한 신호처리 시스템을 하나의 보드로 일체화하여 부피를 줄이고 경제성을 높이는 소형 감

마카메라를 개발하고 있다.

결론적으로 이 연구에서 개발한 신호처리 시스템 분석을 통하여 감마선 검출을 이용한 영상표현 기술을 확보할 수 있었으며, 소형 감마카메라 개발을 위한 간단한 신호처리 방법을 고안하여 제시하였다. 개발한 소형 감마카메라 기초성능 측정결과, 위치민감형 광전자증배관을 사용했던 다른 연구와 비교하여 비슷한 에너지 분해능, 그리고 우수한 계수율과 위치 분해능이 관찰되었다.²⁻⁴⁾ 작은 방사능의 위치분포를 정확하게 영상으로 표현할 수 있었으며, 직경 2 mm의 작은 방사능 크기도 충분히 영상화할 수 있는 가능성도 확인하였다.

요 약

목적: 이 논문에서는 본 연구진이 개발한 소형 감마카메라 시스템에서 사용한 NaI(Tl)섬광결정-위치민감형 광전자증배관 검출기와 각 전자회로에서의 입·출력 신호특성을 조사하고, 시스템 개발을 위해 각 전자회로에서 결정한 변수들에 대하여 고찰하고자 한다. **대상 및 방법:** 크기가 60×60×6 mm³인 NaI(Tl) 섬광결정을 위치민감형 광전자증배관에 접합하고, 저항 회로와 전치증폭기, 여러 가지 전자회로, 아날로그-디지털 변환기 그리고 개인용 컴퓨터를 이용하여 소형 감마카메라 시스템을 개발하였다. 섬광결정에서 검출된 신호들을 위치민감형 광전자증배관을 통하여 증폭한 후, 전하분할방법으로 34개의 교차된 양극채널 신호를 4개(X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻) 위치신호로 출력시켰다. 출력된 신호를 전치증폭기와 증폭기를 사용하여 증폭·정형하였으며, 핵기기 모듈(nuclear instrument modules, NIMs)을 이용하여 위치신호와 트리거 신호를 처리하였고, 각 단계에서 신호특성을 분석·고찰하였다. 이 신호들을 아날로그-디지털 변환기와 앵거로직을 사용하여 처리한 후, 일반 개인용 컴퓨터에서 그래픽 프로그램을 이용하여 감마카메라 영상을 구현하였다. **결과:** 연구에서 분석·고찰한 신호특성을 그림을 통하여 나타내었으며, 이러한 신호처리를 이용하여 개발한 감마카메라는 약 8×10³ counts/sec/ μ Ci의 계수율을 보였다. 140 keV에 대하여 18% FWHM

의 에너지 분해능과 X, Y 방향으로 각각 2.2, 2.3 mm FWHM의 내인성 위치 분해능을 나타내었다. 또한 평행구멍형 조준기를 장착한 상태에서 유방모형에 위치한 2~7 mm 직경의 방사능 분포를 정확하게 영상화할 수 있었다. **결론:** 이 연구에서 개발한 소형 감마카메라 시스템을 구성하고 있는 각 전자회로에서 결정한 매개변수와 신호특성 고찰결과를 나타내었다. 이 신호처리 시스템 분석을 통하여 감마선 검출을 이용한 영상표현 기술을 확보할 수 있었으며, 소형 감마카메라 개발을 위한 간단한 신호처리 방법을 고안하여 제시하였다.

참 고 문 헌

- 1) 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.
- 2) 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.
- 3) 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.
- 4) Yasillo NJ, Beck RN, Cooper M. Design considerations for a single tube gamma camera. *IEEE Trans Nucl Sci* 1990;37:609-15.
- 5) 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.
- 6) Kim JH, Choi Y, Koan HS, Kim HJ, Kim SE, Choe YS, et al. Development of a small gamma camera using NaI(Tl)-position sensitive photomultiplier tube for breast imaging. *Korean J Nucl Med* 1998;32:314-22.
- 7) Knoll GF. *Radiation Detection and Measurement*, 2nd ed., New York, John Wiley & Sons, Inc.; 1989. p. 599-710.
- 8) Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in Nuclear*

- Medicine*. 2nd ed. New York, Grune & Stratton, Inc.; 1987. p. 298-345.
- 9) Hamamatsu Photonics. *Technical Information for Position Sensitive Photo-multiplier Tube Type R3941*. Shizuoka, 1997. p. 1-9.
 - 10) Siegel S, Silverman RW, Shao Y, Cherry SR. Simple charge division readouts for imaging scintillator arrays using a multi-channel PMT. *IEEE MIC Record* 1995:109-13.
 - 11) EG&G ORTEC. *Model 855 Dual spectroscopy amplifier operating and service manual*. Oak Ridge, 1997.
 - 12) EG&G ORTEC. *Model 427A delay amplifier operating and service manual*. Oak Ridge, 1997.
 - 13) EG&G ORTEC. *Model 533 dual sum and invert amplifier operating and service manual*. Oak Ridge, 1997.
 - 14) EG&G ORTEC. *Model 935 quad constant-fraction 200-MHz discriminator*. Oak Ridge, 1997.
 - 15) EG&G ORTEC. *Model 416A gate and delay generator operating and service manual*. Oak Ridge, 1997.
 - 16) National Instruments. *Instrumentation reference and catalogue*. Austin, 1996. p. 20-215.
 - 17) National Instruments. *LabVIEW user manual*. Austin, 1996.
-