

## 위치 민감형 광전자증배관을 이용한 영상용 감마프로브의 개발

봉정균<sup>1,3</sup>·김희중<sup>1,2</sup>·소수길<sup>1</sup>·김한명<sup>1</sup>·이종두<sup>1,2</sup>·권수일<sup>3</sup>

연세대학교 방사선의과학연구소<sup>1</sup>, 연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실<sup>2</sup>, 경기대학교 물리학과<sup>3</sup>  
(1998년 12월 14일 접수, 1999년 3월 5일 채택)

### Development of Imaging Gamma Probe Using the Position Sensitive PMTube

J.K. Bong<sup>1,3</sup>, H.J. Kim<sup>1,2</sup>, S.G. So<sup>1</sup>, H.M. Kim<sup>1</sup>, J.D. Lee<sup>1,2</sup>, S.I. Kwon<sup>3</sup>

Research Institute of Radiological Science, Yonsei Univ.<sup>1</sup>,  
Department of Diagnostic Radiology, Yonsei Univ. College of Medicine<sup>2</sup>,  
Department of Physics, Kyonggi Univ.<sup>3</sup>

(Received December 14, 1998, Accepted March 5, 1999)

**요약** : 본 연구의 목적은 작은 부위의 종양 또는 수술후 잔여종양을 검출할 수 있는 소형 고성능 영상용 감마프로브를 개발하는 것이다. 감마프로브의 검출기 시스템을 위해 위치민감형 광전자증배관(PSPMT)을 사용하였고, -1000V의 고전압을 공급하였다. 섬광체는 직경 7.62cm, 두께 9.5mm인 NaI(Tl)를 사용하였으며, 광학그리스를 이용하여 NaI(Tl)와 PSPMT를 접합시켰다. 조준기는 평행육각구멍조준기로써 직경 1.3mm, 격벽 두께 0.22mm, 그리고 길이 40mm이었다. 신호처리시스템은 위치신호처리와 트리거신호처리로 구분되며, 위치신호처리는 전단증폭기, 주증폭기를 거쳐 가산, 감산, 제산신호회로를 이용하여 얻었고, 트리거신호는 가산증폭기, 일정분획식별기 그리고 게이트 모듈을 이용하여 얻었다. 데이터 획득은 Gamma-PF 인터페이스 보드를 경유하여 PIP 소프트웨어와 펜티엄 PC에 의해 제어되었다. 영상연구를 위해 점선원을 이용하여 장균일도 영상과 슬릿마스크 영상을 얻었다. 그리고 조준기를 사용하여 두 개의 구멍팬텀 영상을 얻었다. 고유공간분해능은 3.97mm이었으며, 시스템 공간분해능은 5.97mm이었다. PSPMT를 이용하여 개발한 소형 감마프로브에 의해 획득된 팬텀영상은 좋은 영상질을 보여주었으며, 임상적용을 위해서는 영상특성의 최적화 연구가 계속되어야할 것으로 생각된다.

**Abstract** : The purpose of this study was to develop a miniature imaging gamma probe with high performance that can detect small or residual tumors after surgery. Gamma probe detector system consists of NaI(Tl) scintillator, position sensitive photomultiplier tube (PSPMT), and collimator. PSPMT was optically coupled with 9.5 mm thick, 7.62 cm diameter of NaI(Tl) crystal and supplied with -1000V for high voltage. Parallel hexagonal hole collimator was manufactured for characteristics of 40-mm hole length, 1.3-mm hole diameter, and 0.22 mm septal thickness. Electronics consist of position and trigger signal readout systems. Position signals were obtained with summing, subtracting, and dividing circuit using preamplifier and amplifier. Trigger signals were obtained using summing amplifier, constant fraction discriminator, and gate and delay generator module with preamplifier. Data acquisition and processing were performed by Gamma-PF interface board inserted into pentium PC and PIP software. For imaging studies, flood and slit mask images were acquired using a point source. Two hole phantom images were also acquired with collimator. Intrinsic and system spatial resolutions were measured as 3.97 mm and 5.97 mm, respectively. In conclusion, Miniature gamma probe images based on the PSPMT showed good image quality. we conclude that the miniature imaging gamma probe was successfully developed and good image data were obtained. However, further studies will be required to optimize imaging characteristics.

**Key words** : PSPMT, NaI(Tl), Miniature Gamma Probe, Signal Processing, Spatial Resolution

이 연구는 1997년도 선도기술(G7) 의료공학기술개발사업 연구비 보조로 이루어졌음.

통신저자 : 김희중, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134 연세대학교 의과대학 진단방사선과, 연세대학교 방사선의과학연구소,  
Tel. (02)361-5753, Fax. (02)313-1039, E-mail. hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

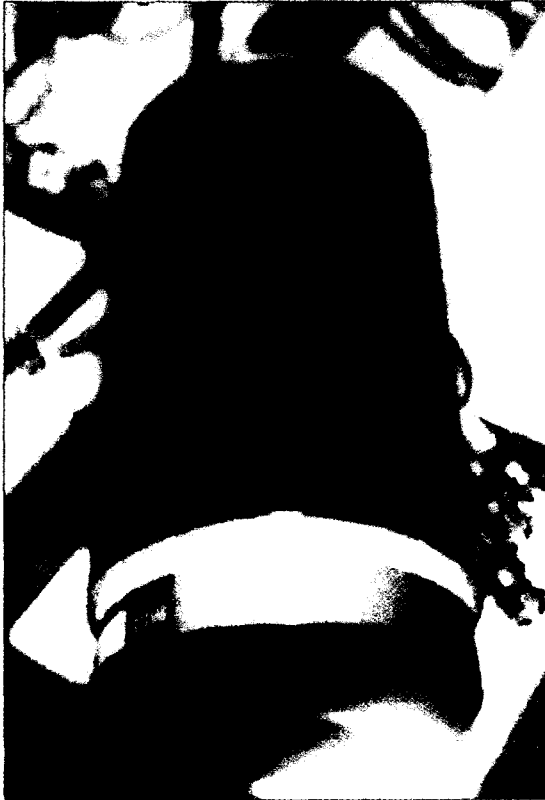


그림 1. NaI(Tl) 섬광체와 PSPMT의 광학 접합  
Fig. 1. Optical coupling of NaI(Tl) scintillator and PSPMT

## 서 론

최근 상용의 감마카메라 또는 단일광자방출전산화단층촬영기(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)에서 검출하기 어려운 유방암 진단, 작은 동물의 유전자 검사, 그리고 수술후 잔여암세포조직 검출과 같이 고해상도 영상을 요구하는 검사를 위해서 소형 감마카메라가 연구되어오고 있다[1-9]. 일반 감마카메라 또는 SPECT로 위에서 나열한 검사들에 대해 영상을 얻을 경우 공간분해능과 시스템 예민도가 낮아 검출하기 어렵기 때문에 이에 적합한 소형카메라가 요구된다. 이를 위해 최근 상용으로 나오고 있는 위치민감형 광전자증배관(Position Sensitive Photomultiplier, PSPMT)은 소형 감마카메라의 개발에 대한 가능성을 줄 수 있는데, 이것은 다중 광전자증배관을 이용한 일반 감마카메라와는 달리 하나의 관으로 이루어져 있고, 직경 76mm, 길이 55mm인 소형 감마 카메라 개발에 적당한 크기이다.

소형 감마카메라는 일반적인 감마카메라 또는 SPECT와 같이 검출기 부분, 신호처리부분, 인터페이스 부분으로 구분된다. 그리고 소형 감마카메라는 일반 감마카메라 또는 SPECT와는 달리, 이동하는데 용이한 크기로 장비들을 선택할 필요성이 있다. 그러나, 신호처리 시스템을 위해 표준화된 크기의 상업용 NIM

(Nuclear Instrument Module)으로 구성된 전단증폭기와 주증폭기는 미세신호특성을 분석하고 일시적 실험을 하는데는 적합하나 소형 감마프로브에 비해 부피가 클 뿐만아니라 전원을 공급할 수 있는 NIM bin을 이용하기 때문에 전체적으로 부피가 더욱 커져 소형 감마카메라 시스템으로 이용하는 데는 적당하지 못하다. 또한 신호처리부분이 핵의학 영상장비들의 영상의 질에도 밀접한 관련이 있다고 보고되고 있으나, NIM을 이용시 최적의 신호를 연구하기 어렵다. 그러나, PSPMT를 이용한 소형감마프로브의 인터페이스 시스템은 일반 감마카메라의 데이터 획득과 처리 시스템을 이용할 수 있다는 장점이 있다.

현재, 암세포 제거 수술후 남아있는 잔여암세포를 검출하기 위해서 계수용 베타 또는 감마프로브들이 개발되어 사용되고 있고, 이것은 환자에게 종양세포에 민감한 방사성 동위원소를 수술에 앞서 주입시키면, 암세포 덩어리를 제거 수술하는 동안에 프로브로 검출할 수 있다[10-18]. 그러나, 계수용 프로브들은 낮은 민감도, 낮은 공간분해능 등으로 인하여 이러한 잔여암세포를 검출하는데 어려움이 있다.

본 연구의 목적은 작은 크기의 암세포 또는 암세포 제거 수술 후 남아있는 잔여암세포를 검출하기위해 하나의 관으로 되어있는 PSPMT와 소형화된 신호처리 시스템을 이용하여 고분해능 영상용 감마프로브를 개발하는 것이다.

## 방 법

### 1. 검출기 시스템

본 연구에서 사용한 영상용 감마프로브의 섬광체는 감마카메라 개발에 가장 많이 사용되어오고 있고, 검출기 시스템의 섬광체로 광수율(light yield)가 우수한 NaI(Tl)을 사용하였다[19]. 이것은 직경 7.62cm, 두께 9.5mm로 되어있고, NaI(Tl)의 단점인 조해성 때문에 유리와 알루미늄을 이용하여 차폐되어있으며, 밀면 유리의 두께는 6mm이었다. 광전자증배관은 Hamamatsu사의 R2486 PSPMT를 이용하였다[20]. 이 PSPMT는 bialkali photocathode, 12-stage proximity mesh dynode structure, 그리고 X, Y 방향으로 3.75mm 피치의 16×16 crossed-anode wire들로 구성되어있으며, R2486 PSPMT의 유효면적은 약 50mm 직경안에 있다. Photocathode 민감도는 390nm에서 23%의 quantum efficiency를 가지고 최대 응답 파장은 NaI(Tl)의 최대방출파장인 415nm에서 우수한 일치율을 보이는 420nm이다. 섬광체와 PSPMT는 광학그리스를 이용하여 접합하였고, 지지기 차폐를 하였다. PSPMT에 걸어준 고전압을 공급하기위해서 TC952A(TENNELEC, co)을 이용하여 -1000V를 공급하였다.

조준기는 평형육각구멍조준기로써 구멍직경이 1.3mm, 격벽두께가 0.22mm, 길이가 40mm로 제작하였다. 그림 1과 그림 2는 영상용 감마프로브 개발을 위해 사용된 섬광체와 접합된 광전자

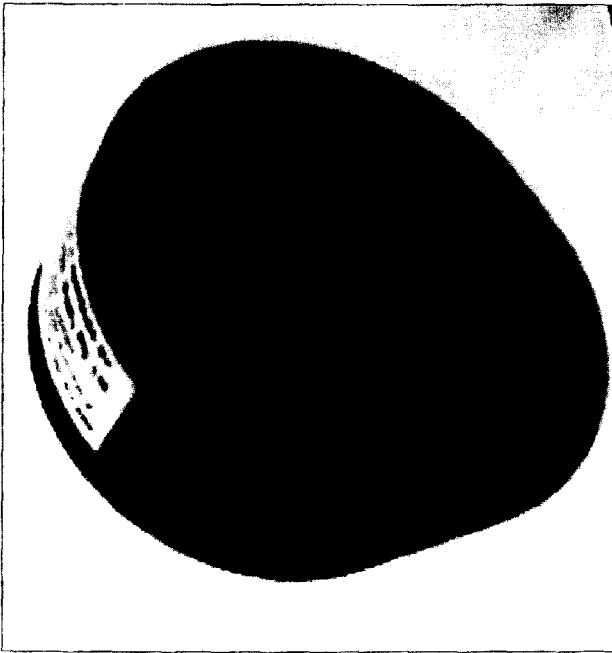


그림 2. 평행육각구멍조준기. 조준기의 길이는 40mm, 구멍 직경은 1.3mm, 그리고 격벽 두께는 0.22mm이었다.  
Fig. 2. Parallel hexagonal hole collimator. Collimator thickness was 40mm, hole aperture 1.3mm, and septum thickness 0.22.

증배관, 그리고 조준기를 각각 보여주고 있다.

2. Electronics와 데이터 획득 시스템

그림 3은 소형 영상용 감마프로브의 블록 다이어그램이다. PSPMT의 후단에는 Hal Anger에 의해 개발된 전하분배회로 [21]에 의한 X<sup>+</sup>, X<sup>-</sup>, Y<sup>+</sup>, Y<sup>-</sup>를 2μs의 시간상수로 성형하게 하는 전단증폭기와 완충기(buffer/line driver)에 연결하였다. 전단증폭기에서 나온 신호들은 본 연구에서 제작 및 설계한 주증폭기에서 증폭 및 성형된 후 가산, 감산, 제산회로를 거쳐 위치 신호인 X, Y로 나타낼 수 있다. 최근 들어, 위치신호에 대해서 디지털 계산 회로를 사용하는 것도 있으나[9,22], 본 연구에서는 부피가 작고 소형 영상용 감마프로브에 적당한 칩(AD734, 10 MHz, Analog Devices)을 이용하여 아날로그로 설계하였다. 이 때, 주증폭부, 가산, 감산회로를 위해 연산증폭기(TL071, low-noise JFET-input OPamp, produced by Texas Instruments)를 사용하였다. 식(1)은 제산회로를 이용한 Anger logic을 보여주고 있다.

$$X = \frac{X^+ - X^-}{X^+ + X^-} \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Y^+ + Y^-} \quad (1)$$

$$E = X^+ + X^- + Y^+ + Y^- \quad (2)$$

부가적으로, 전단증폭기를 거친 X<sup>+</sup>, X<sup>-</sup>, Y<sup>+</sup>, Y<sup>-</sup>의 4개의 출력신호들은 가산증폭기(ORTEC 533 Dual Sum and Invert)에

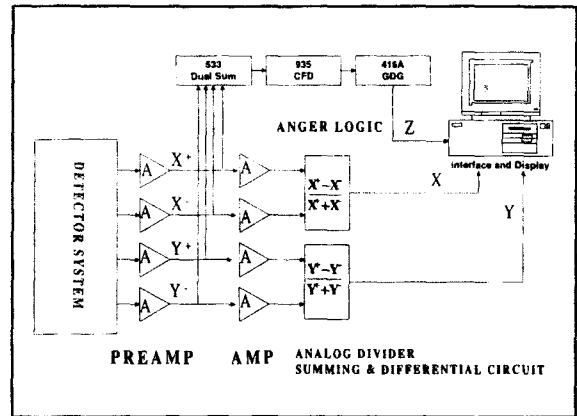


그림 3. 소형 감마프로브의 블록 다이어그램  
Fig. 3. Block diagram of miniature gamma probe

서 가산되어 에너지 신호 E를 제공한다. 그리고 이 에너지 신호는 일정분획식별기(ORTEC 935 Constant fraction discriminator, CFD)를 이용하여 원하는 신호만을 식별하게 한 후, 게이트(ORTEC 416A Gate&Delay Generator, GDG)에서 TTL 신호로 만들어 트리거 신호인 Z신호로 이용하였다.

데이터 획득은 펜티엄 PC에 설치한 Gamma-PF 인터페이스 보드(International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, Ministry for Science and Technology, Ljubljana, Slovenia)와 Portable Image Processing(PIP, Leapfrog Technology, UK) 소프트웨어에 의해 제어되었고, X, Y, Z 신호들을 Gamma-PF에 연결하여 데이터를 획득하였다[23].

3. 영상연구

개발된 소형 영상용 감마프로브의 균일성을 알아보기 위해서 검출기의 5배가 되는 거리에 점선원을 놓고 조준기 없이 16,000,000 계수를 획득하여 장균일도 영상을 얻었다. 그리고 균일도 측정을 위해 데이터를 획득하여 UFOV(Useful Field of View)와 CFOV(Central Field of View)에 대한 I.U(Integral Uniformity)와 D.U(Differential Uniformity)를 구하였다. 또한, 고유 공간분해능 FWHM(Full Width at Half Maximum)과 FWTM(Full Width at Tenth Maximum)을 구하기 위해 슬릿 간격이 1mm이고 두께가 3mm인 납슬릿마스크를 이용하여 1,000,000 계수를 획득하였다. 그리고 영상 대조도를 알아보기 위해 두께가 1.5cm, 직경 5cm인 아크릴에 직경이 1mm, 2mm, 3mm, 4mm, 5mm의 구멍을 가진 팬텀에 Tc-99m 약 1mCi를 채워 5분간 영상을 얻었다. 또한, 두께 1cm의 아크릴에 직경이 2mm의 구멍 6개를 가진 팬텀에 Tc-99m 약 1mCi를 채워 5분간 영상을 획득하였고, 이때 구멍과 구멍사이의 간격은 1.5cm이었다.

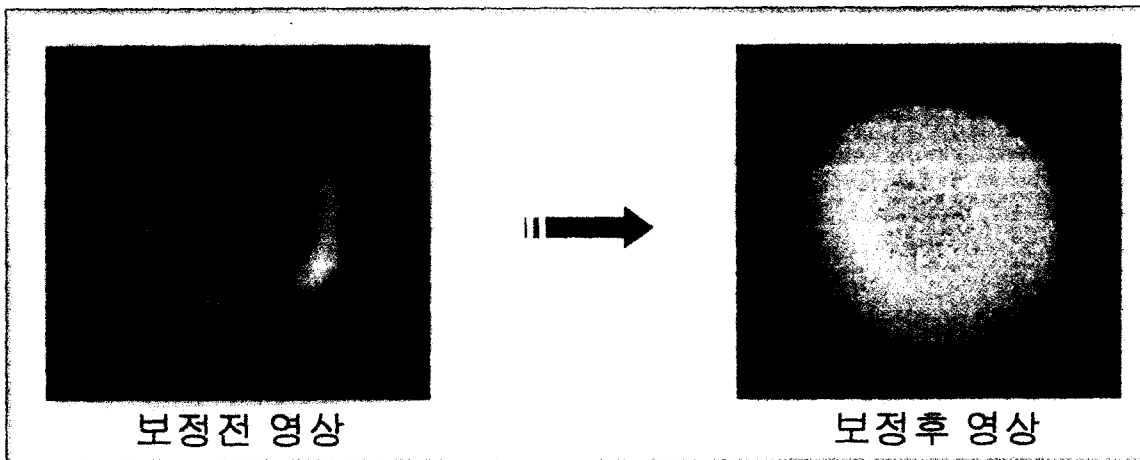


그림 4. 장균일도 보정전 영상과 보정후 영상  
 Fig. 4. Images without uniformity correction and with uniformity correction

표 1. 영상용 감마프로브에 대한 UFOV와 CFOV  
 Table 1. UFOV and CFOV for imaging gamma probe

	Uniformity	I.U.(%)	D.U.(%)
Gamma probe	UFOV	26.92	21.14
	CFOV	23.67	21.14
LEM camera	UFOV	24.06	17.40
	CFOV	23.97	17.40

**결 과**

에너지 분해능,  $\Delta E/E$ 를 얻기위해서 납으로 조준된 점선원을 이용하였고, 진단중폭기에 나온 위치신호들을 모두 가산하여 얻은 에너지 신호 E를 상용 PC-based multichannel analyzer (MCA)인 AccuSpec/A(Canberra Industries Inc.)에 연결하여 측정하였다. 에너지 교정을 위해서 Tc-99m 광붕우리 140 KeV와 후방산란 붕우리 90 KeV를 이용하였고, MCA의 에너지 스펙트럼 데이터를 가우시안 회귀분석을 이용하여 에너지 분해능, FWHM을 얻었다. MCA의 에너지 스펙트럼을 이용하여 얻은 영상용 감마프로브의 FWHM은 22%이었다.

점선원을 이용하여 얻은 영상용 감마프로브의 장균일도 영상은 모서리부분에서 모서리 효과에 의한 영상왜곡이 나타났고, 그리고 장균일도 영상이 매트릭스 중심에서 벗어나게 나타났다. 매트릭스 중심에서 벗어난 장균일도 영상을 Gamma-PF 인터페이스 보드에 있는 Offset/이득 보정으로 offset과 이득을 조정하여 매트릭스 중심에 맞추었다. 또한 균일하지 않은 장균일도 영상을 균일하게 보정하기위해서 128×128 매트릭스를 이용 1.0 확대영상, 1.5 확대영상, 2.0 확대영상, 2.5 확대영상에 대해 10,000,000 계수, 10,000,000 계수, 5,000,000 계수, 5,000,000 계수를 각각 얻어 4 개의 장균일도 보정 매트릭스로 전환하였다. 그리고 이렇게 얻은 보정 매트릭스를 데이터 획득시 적용하여

장균일도를 보정하였다. 표 1은 영상용 감마프로브와 이미 보고된 바 있던[23], LEM 감마카메라(Siemens Gamma Sonics, Inc. Des Plaines, IL)의 장균일도 영상을 이용하여 얻은 UFOV와 CFOV의 I.U.와 D.U.를 보여준다. 그림 4는 장균일도 보정전 영상과 보정후 영상을 보여준다.

256×256 매트릭스와 슬릿마스크를 이용하여 얻은 영상을 그림 5에서 보여주고 있고, 이 데이터를 이용하여 고유공간분해능을 구하였다. 고유공간분해능, FWHM은 3.97mm이었고, FWTM은 7.23mm이었다. 그리고, 슬릿마스크 영상에 의해서 감마프로브의 선형성 정도를 볼 수 있었다. 이때, 화소크기는 0.18mm/pixel이었다. 이것은 1cm 떨어진 직경 1mm인 두 개의 구멍을 가진 홀마스크를 이용하여 약 500,000 계수를 한 후, 프로파일을 그려 두 구멍의 최대치와 최대치 사이의 화소수를 측정하여 얻었다. 또한, 직경 1mm인 선선원을 조준기 위에 부착하여 시스템 공간분해능을 측정하였다. 이때 FWHM은 5.97mm이었고, FWTM은 10.89mm이었다.

영상 대조도를 알아보기 위해 얻은 크기가 다른 5개의 구멍을 가진 팬텀영상은 크기의 구별이 잘되는 좋은 영상질을 볼 수 있었다. 그리고 크기가 같은 6개의 구멍 팬텀영상은 가장자리부분에서 약간의 영상왜곡이 나타났다. 그림 6과 그림 7은 팬텀영상을 보여주고 있다.

**고 찰**

본 연구에서는 검출된 방사선의 계수만을 수행하는 기존의 계수용 감마프로브들의 낮은 민감도, 낮은 공간분해능 등으로 인하여 잔여암세포를 검출하는 어려움을 극복하기 위해서 NaI(Tl) 섬광체와 PSPMT를 이용하여 민감도와 공간분해능이 우수한 감마프로브를 개발하려고 하였다.

본 연구에서 사용된 섬광체는 밀면 유리가 6mm인 두께 9.5mm, 직경 7.62cm인 NaI(Tl) 섬광체를 이용하였다. 여기에서

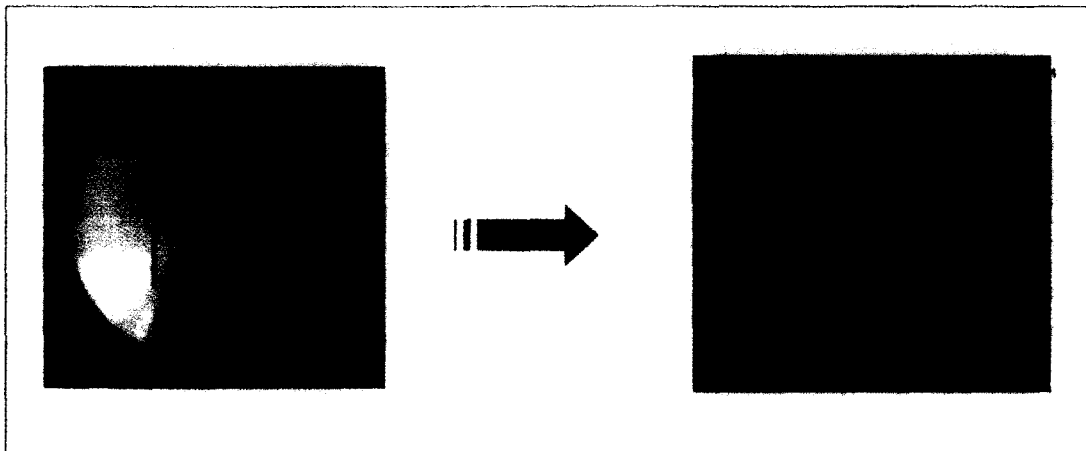


그림 5. 슬릿 마스크 영상. 슬릿 두께는 1mm이고, 슬릿과 슬릿 사이의 간격은 1.5cm이다.  
 Fig. 5. Slit mask image. Slit thickness is 1mm, and the interval between slit and slit is 1.5cm

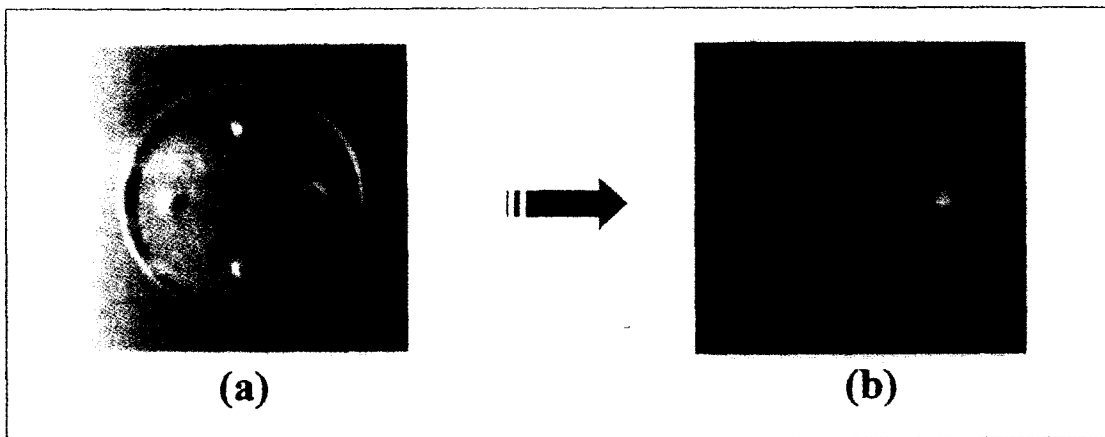


그림 6. 팬텀(a)와 1, 2, 3, 4, 5mm 직경의 구멍들을 가진 팬텀영상(b)  
 Fig. 6. Phantome(a) and phantom image with 1, 2, 3, 4, 5mm diameter holes(b)

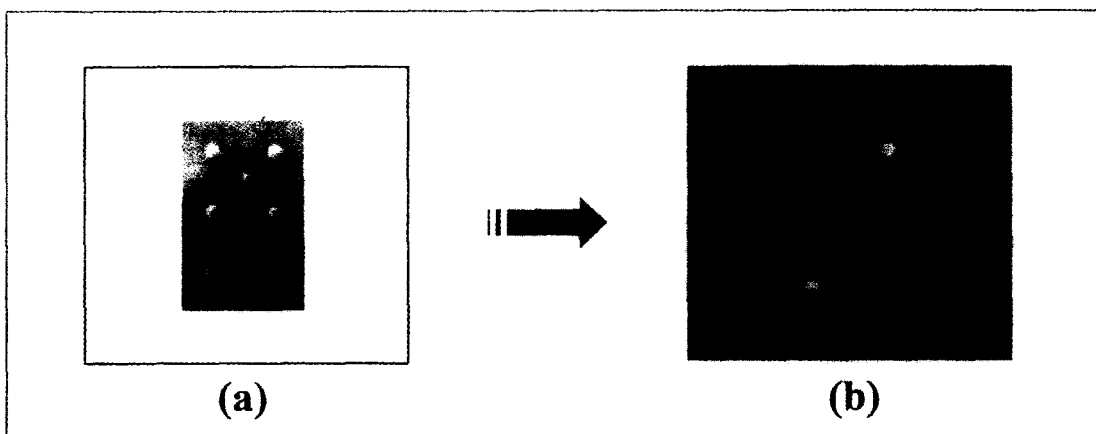


그림 7. 2mm 직경의 구멍을 가진 팬텀(a)과 팬텀영상(b)  
 Fig. 7. Pantom(a) and phantom image with 2mm holes

사용된 두께는 일반적으로 감마카메라와 SPECT에서 사용되는 NaI(Tl) 섬광체 두께이다. 이는 본 연구에서 개발된 영상용 감마프로브의 결과에서 보여주듯이, 감마카메라 또는 SPECT와 비슷한 고유공간분해능 3-4mm의 영상을 보여주지만, 몬테카를로 시뮬레이션을 이용하여 작은 부위의 잔여 종양을 검출할 수 있는 감마프로브에 적당한 공간분해능을 제공하는 섬광체 두께와 밀면유리를 선택할 필요성이 있다. 또한 많은 연구기관에 의해 PSPMT에 고분해능 영상을 줄 수 있는 섬광체에 대한 연구가 발표되어 오고 있다[3-5]. 개발된 감마프로브에 대해 NaI(Tl)뿐만 아니라 우수한 공간분해능의 영상을 제공한다고 발표되고 있는 YAP:Ce 또는 CsI(Na), CsI(Tl)에 대해 연구를 하고 적용을 한다면 공간분해능에 대해 앞으로 더 개선할 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서 개발한 영상용 감마프로브의 구멍 패턴 영상과 슬릿 마스크 영상을 보면 가장자리 부분에서 공간왜곡이 나타나는 것을 볼 수 있다. 이것은 PSPMT의 유효면적이 직경 50mm 밖에 되지않기 때문에 중심에서 1.5cm만 벗어나도 그 효과가 나타나는 것을 획득된 영상에서 볼 수 있었다. 이에 대한 것은 선형보정으로 가장자리부분의 공간왜곡이 보정될 것이라고 생각된다.

개발된 영상용 감마프로브에 대해 원하는 신호에 대한 위치신호를 검출하기 위해 0.4 $\mu$ s 너비, 5 V 높이를 가진 TTL 신호이고, 이 신호는 위치신호의 봉우리를 중심으로 0.2 $\mu$ s에 맞추게 되어있다. 즉, 정확히 봉우리 신호에만 설정되어 있는 것이 아니기 때문에 공간분해능이 떨어지게 된다. 그러므로, 이에 대해 공간분해능을 개선하기 위해서 봉우리 신호를 더 정확히 검출할 수 있는 봉우리신호 검출회로를 부착할 필요성이 있다. 본 연구는 앞으로 공간분해능을 개선하기 위해서 봉우리신호 검출회로를 부착할 것이며, 트리거를 위해 사용되는 CFD를 핵의학에서 많이 사용하는 single channel analyzer로 대체하여 그것에 대한 유용성을 비교연구할 계획이다.

본 연구에서 개발한 영상용 감마프로브는 일반 감마카메라를 바탕으로 하여 개발되었다. 이것은 일반 감마카메라의 공간분해능의 범위내에서 영상용 감마프로브를 개발하게 하기 때문에, 작은 부위의 암세포를 검출하기 위한 영상용 감마프로브에 적당한 섬광체의 선택, 전하분배회로 등과 같은 연구가 계속되어야 할 것으로 생각된다.

## 결 론

앞에서 보여준 결과들은 본 연구에서 NaI(Tl) 섬광체와 PSPMT를 이용한 고성능 영상용 감마프로브에 대한 가능성을 보여주었다. 앞으로, 공간왜곡에 대한 선형보정을 하고, 감마프로브의 물리적 특성과 영상 특성을 최적화한다면 임상적용을 위한 고성능 영상용 감마프로브 개발이 가능할 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

1. Matthews II KL, Aarsvold JN, Mintzer R, Ordonez CE, Pan X, Yasillo NJ, et al. *Tomographic imaging with a Miniature Gamma Camera. Conference Record of 1994 IEEE NSS/MIC 1994*;2:1292-96.
2. Yasillo NJ, Beck RN, Cooper M. *Design considerations for a single tube gamma camera. IEEE Trans Nucl Sci 1990*;37:609-15.
3. Vittori F, Malatesta T, Notaristefani F. *The YAP camera: an accurate gamma camera particularly suitable for new radiopharmaceuticals research. IEEE Trans Nucl Sci 1997*;44:47-53.
4. Weisenberger AG, Bradley EL, Majewski S, Saha MS. *Development of a novel radiation imaging detector system for in vivo gene imaging in small animal studies. IEEE Trans Nucl Sci 1998*;45:1743-49.
5. Wojeik R, Majewski S, Kross B, Steinbach D, Weisenberger AG. *High spatial resolution gamma imaging detector based on a 5" diameter R3292 hamamatsu PSPMT. IEEE Trans Nucl Sci 1998*;45:487-91.
6. Kim JH, Choi Y, Kwon HS, Kim HJ, Kim SE, Coe YS, et al. *Development of a small gamma camera using NaI (Tl)-position sensitive photomultiplier tube for breast imaging. Korean JNM 1998*;32:365-73.
7. He Z, Bird AJ, Ramsden D. *A 5 inch diameter position-sensitive scintillator counter. IEEE Trans Nucl Sci 1993*;40:447-51.
8. Notaristefani F, Pani R, Barone SLM, Blazek K, Vincentis G, Malatesta T, et al. *First results from a YAP:Ce gamma camera for small animal studies. IEEE Trans Nucl Sci 1996*;43:3264-71
9. Notaristefani F, Iacopi F, Leonetti C, Maini L, Malatesta T, Mali P, et al. *A YAP camera 40x40mm<sup>2</sup> with fast readout electronics. IEEE Trans Nucl Sci 1998*;45:2302-8.
10. Swinth KL, Ewins JH. *Biomedical probe using a fiber-optic coupled scintillator. Med Phys 1976*;3:109-12.
11. Barber HB, Woolfenden JM, Conahue DJ, Nevin WS. *Small radiation detectors for bronchoscopic tumor localization. IEEE Trans Nucl Sci 1980*;NS-27(1):496-502.
12. Harvy WC, Lancaster JL. *Technical and clinical characteristics of a surgical biopsy probe. J Nuc Med 1980*;22:184-6.
13. Hikernell TS, Barber HB, Barrett HH, Woolfenden JM. *Dual-detector probe for surgical tumor staging. J Nuc Med*

- 1988;29:1101-6
14. Barber HB, Barrett HH, Woolfenden JM, Meyers KJ, Hickernell TS. *Comparison of in vivo scintillation probes and gamma cameras for detection of small, deep tumors. Phys Med Biol* 1989;34:727-739.
  15. Woolfenden JM, Barber HB. *Radiation detector probes for tumor localization using tumor-seeking radioactive tracers. Am J Rad* 1989;153:35-9.
  16. Sergille SL, Haller DG, Daly JM. *Use of radiolabelled monoclonal antibodies in patients with primary and metastatic large bowel cancer. Surgical Oncology*. 1992;1:391-8
  17. Karge DN, Haseman MK, Ford P, Smith L, Taylor MH, Schneider P. *Gamma probe location of 111-indium-labeled B72.3 : an extension of immunoscintigraphy. Journal of Surgical Oncology*. 1992;51:226-30.
  18. Daghighian F, Mazziotta JC, Hoffman EJ, Shenderov P, Eshaghian B, Siegel S, et al. *Intraoperative beta probe : a device for detecting tissue labeled with positron or electron emitting isotopes during surgery. Med Phy*. 1994;21:153-7.
  19. Ordonez CE, Mintzer RA, Aarsvold JN, Yasillo NJ, Matthews KL. *Simulation of imaging with sodium iodide crystals and position-sensitive photomultiplier tubes. IEEE Trans Nucl Sci* 1994;41:1510-15.
  20. Hamamatsu Technical data, Position-sensitive photomultiplier tubes with crossed wire anodes R2486 series. Hamamatsu Corp., Bridgewater, NJ, Aug. 1989.
  21. Clancy RL, Thompson CJ, Robar JL, Bergman AM. *A simple technique to increase the linearity and field-of-view in position sensitive photomultiplier tubes. IEEE Trans Nucl Sci* 1997;44:494-98.
  22. Engels R, Reinartz R, Reinhart P, Schelten J, Halling H. *Digital position sensitive discrimination for 2-dimensional scintillator detectors. IEEE Trans Nucl Sci* 1997; 44:506-8.
  23. Kim HJ, So SG, Bong JK, Kim HM, Kim JH, Joo KS, et al. *A study of digitalizing analog gamma camera using gamma-PF board. J. of KOSOMBE* 1998;19:351-60.