

# 이동형 감마프로브 개발과 기본성능 평가

김희중, 박철은\*, 최용\*\*, 양묘근\*, 봉정균, 이상철\*\*\*

연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실, 서울대학교 의과대학 핵의학교실\*, 마취과학교실\*\*\*,  
삼성의료원 핵의학과\*\*

## Development of Portable Gamma Probe and Its Basic Performance Test

H.-J. Kim, C. Kwark\*, Y Choi\*\*, M. K. Yang\*, J.-K. Bong, S.-C. Lee\*\*\*

Dept. of Radiology, College of Medicine, Yonsei University, Dept. of Nuclear Medicine\*

Dept. of Anesthesiology\*\*\*, College of Medicine, Seoul National University

Dept. of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center\*\*

### ABSTRACT

We are developing a portable multipurpose gamma counting and imaging probe that will be useful for many applications in nuclear medicine including radioimmunoguided surgery in the detection and treatment of malignant tumors. Any diagnostic information provided by CT, MRI, PET, SPECT or gamma camera imaging prior to surgery obviously is very important, but current techniques are limited in many instances. To overcome some of these limitations, the portable multipurpose gamma probe is being developed.

The gamma probe consists of NaI(Tl) crystal with 1" dia x 0.5" thick and singlechannel photomultiplier tube (SC-PMT) for counting, and 3" dia x 0.375" and multichannel photomultiplier tube (MC-PMT) for imaging, nuclear instrument module (NIM), position circuits, interface, and PC. The energy resolution using Tc-99m was measured as 14% and the spatial resolution using 3mm dia green LED was measured as 2.9mm.

These preliminary results indicate that the currently developing probe is very promising and could be very useful for many applications in nuclear medicine

### I. 서론

CT, MRI, PET, SPECT 또는 감마 카메라 영상이 수술전 중요한 정보를 제공하나[1-4] 수술장에서 잔존하는 종양의 유무 또는 크기를 보다 정확하게 검사하는데는 위의 장비들은 부피가 크고 넓은 장소를 필요로 하여 사용이 거의 불가능하다. 이런 한계성을 극복하고 자유롭게 이동하여 좁은 공간인 수술장에서 잔존하는 종양의 유무 또는 크기를 보다 정확하게 검사할 수 있는 의료기기 개발의 필요성이 요구되고 있다. 최근 감마카메라를 이용하지 않고 종양 부위에 근접하여 병소를 진단하기 위한 영상용 베타 프로브가 소개된바 있으나 [5-6] 소형 이동형 감마 또는 베타선 계수용 및 영상용 프로브는 아직까지

상업화된 것은 없으며 연구개발이 진행중이다. 본 연구에서 개발된 감마프로브는 수술중에 노출된 장기의 종양부위에 모인 방사성 동위원소의 절대 섭취량 또는 영상을 얻어 수술 보조기구로써 활용할 수 있어 많은 장점을 갖고 있다. 예를들면 실제 수술중 즉각적이고도 자세한 정보를 주고, 수술중에 육안으로 볼수 없는 종양을 찾아내고, 잔존하는 종양을 평가하여 좀더 정확한 종양의 단계와 치료계획을 세울 수 있도록 도와줄 것이다.

본 연구에서 개발중인 감마프로브 시스템은 직경 1" x 두께 0.5"와 직경 3" x 두께 0.375" 의 NaI(Tl) 섬광기, 단일 채널 광전자증배관 (singlechannel photomultiplier tube: SC-PMT), 다중채널 광전자증배관 (multichannel photomultiplier tube: MC-PMT), nuclear instrument module (NIM), 위치 검출회로 (position detecting circuit), 인터페이스, 그리고 개인용 컴퓨터로 구성하였다. Cs-137 과 F-18을 이용하여 계수용 감마프로브의 에너지 해상도를 측정하였고, 영상용 감마프로브의 기초실험으로 MC-PMT에 직경 3mm 초록색 발광다이오드를 이용하여 공간해상도를 측정하였다.

### II. 감마프로브 시스템 구성

감마 프로브의 개발은 크게 검출기, 인터페이스, 소프트웨어 개발 및 임상실험으로 나눌수 있다. 검출기 부분은 감마 또는 X 선의 방향을 검출하도록 돕는 각종 검출기, 빛광자로 변환시키는 NaI(Tl) 또는 BGO등의 결정, 빛광자를 광전자로 변환시킨후 수백만 또는 수천만배로 증폭시키는 광전자증배관(PMT), PMT신호를 증폭시키는 preamplifier 와 amplifier 등으로 구성된다. 그림 1은 계수용, 그림 2는 영상용 검출기의 NaI(Tl)과 PMT 부분으로 구성된 하드웨어를 보여준다. 인터페이스 부분은 amplifier 부분에서 출력된 신호의 에너지를 식별하고 원하는 에너지를 계수하며 영상용 프로브인 경우는 에너지 식별에 추가하여 X 와 Y 위치를 알아내는 위치 검출 및 신호처리용 하드웨어, 이들을 위한 단일채널(CHA) 또는 다중채널 분석기(MCA), 그리고 분석기 신호를 컴퓨터로 제어하고 획득하는 인터페이스 등으로 구성된다.

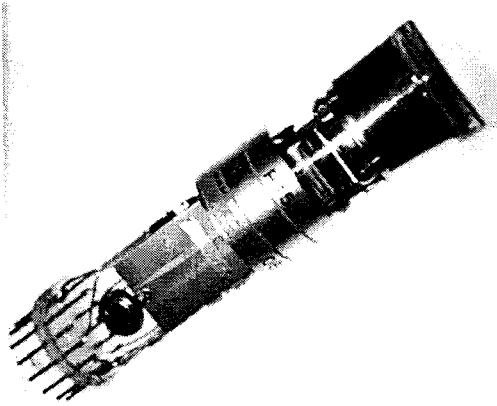


그림 1. 계수용 감마 프로브 검출기

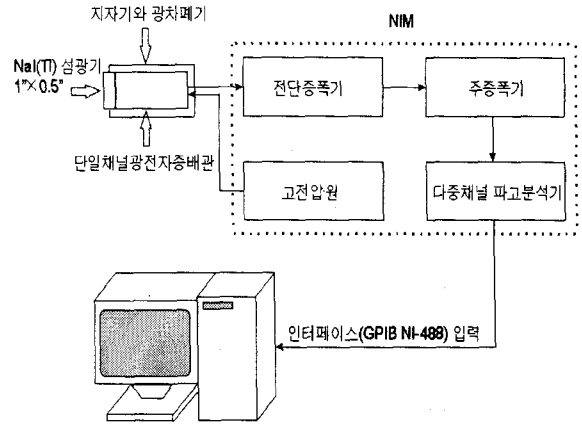


그림 4. 계수용 검출기 구성도

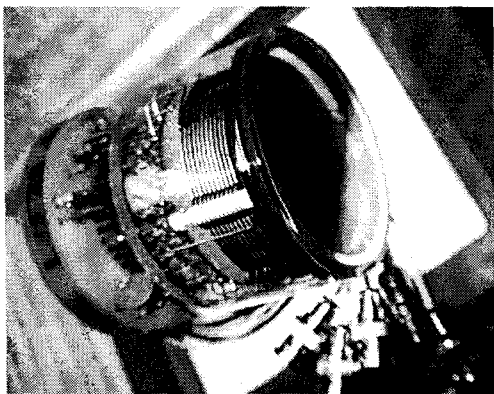


그림 2. 영상용 감마 프로브 검출기

위치검출회로(그림 6)를 설계, 제작하여 시야내 위치별 좌표 산출 능력과 선형성 등을 조사하고 보정하였다.

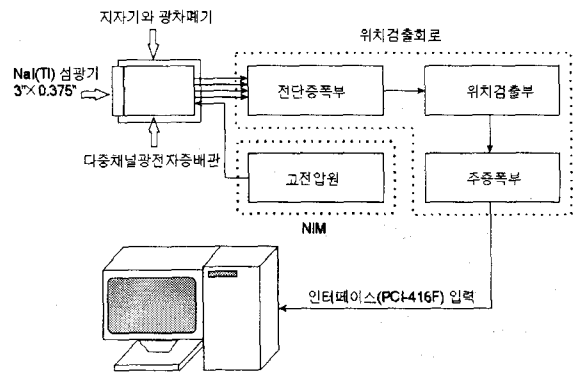


그림 5. 영상용 검출기 구성도

그림 3은 감마프로브 개발을 위해 구성된 하드웨어 nuclear instrument module (NIM) electronics 중 high voltage supplier, MCA, scintillation preamplifier, spectroscopy amplifier, digital multiplexer and router 등을 보여주고 있다.

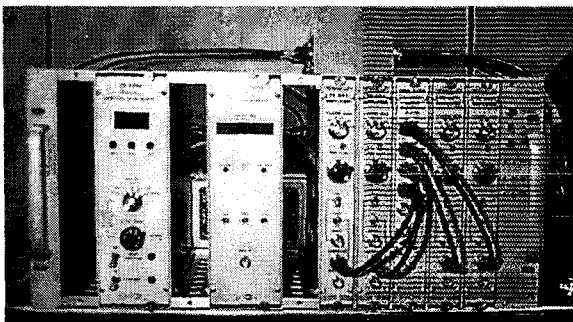


그림 3. NIM의 하드웨어 구성

본 연구의 기본목표인 계수용 검출기 개발은 직경 1" x 두께 0.5" 의 NaI(Tl) 섬광기와 SC-PMT를 접합 차폐한후 NIM 과 PC 에 연결하여 기본 성능 검사를 하였으며 그림 4는 이의 기본 구성도를 보여준다. 또한 영상용 검출기 개발은 (그림 5) 직경 3" x 두께 0.375" 의 NaI(Tl)섬광기와 감마선 방출 위치에 따라 좌표 데이터 X<sup>+</sup>, X<sup>-</sup>, Y<sup>+</sup>, Y<sup>-</sup>를 산출하는 위치좌표 반응 MC-PMT를 접합 차폐한후 NIM 과 PC 에 연결 하고 변형 Anger [7-8] 좌표계를 이용한

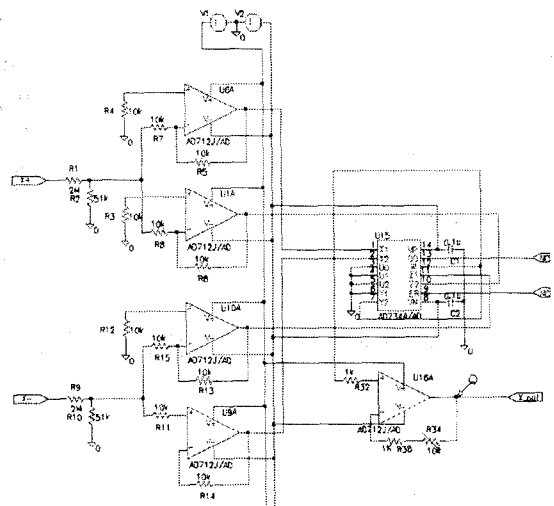


그림 6. 설계 제작된 영상용 감마프로브의 X 위치 검출회로 일부의 예

### III. 감마프로브 시스템 기본성능 평가 방법 및 결과

개발된 계수용 또는 영상용 감마프로브 시스템이 완성되면 임상에 응용하기전 여러 가지의 보정 및

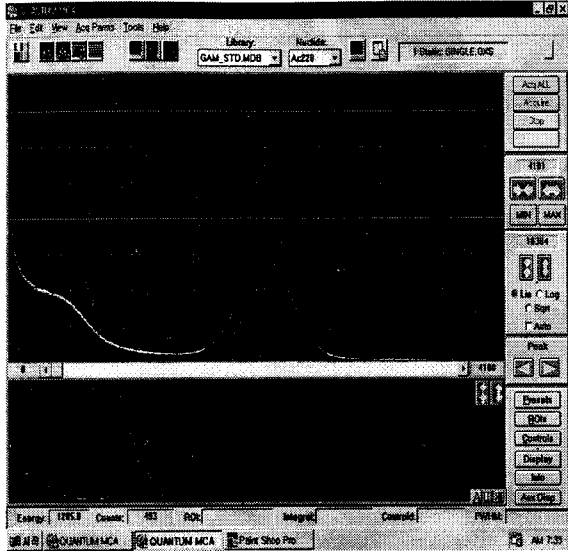


그림 7. Cs-137 에너지 스펙트럼

정도관리를 한후 성능평가를 거쳐야한다. 계수용 감마 프로브인 경우 에너지 spectrum은 전압(V)으로 얻어지나 이를 계수하기 위하여 이미 광절정 에너지를 알고 있는 Cs-137과 같은 동위원소를 이용 에너지(keV)의 단위로 보정하여야한다. 계수용 감마 프로브의 에너지 조정을 위하여 광절정 에너지가 662 keV인 Cs-137을 사용하였고 Cs-137 만 또는 Cs-137과 511keV의 F-18 에너지 spectrum 데이터를 획득한후 Cs-137과 F-18에 대한 에너지 해상도를 구하였다. 그림 7과 8은 Cs-137 만 또는 Cs-137과 511keV의 F-18의 에너지 spectrum을 보여주며 각 동위원소의 광절정이 얻어지는 것을 보여준다.

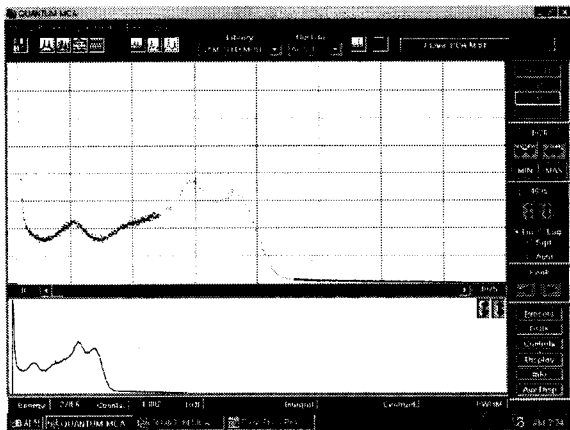


그림 8. Cs-137 과 F-18의 에너지 스펙트럼

계수용 감마프로브의 Cs-137과 F-18의 에너지 분해능은 둘다 12%로써 최신 감마 카메라의 에너지 분해능에 비해 다소 높은 편이었다.

영상용 감마 프로브의 기본 성능평가를 위한 기초 실험으로 MC-PMT에 직경 3mm 발광다이오드를 이용하여 공간해상도를 측정하였다. 공간해상도 측정은 national electrical manufacturers association (NEMA)에서 정한 표준 측정 방법으로 조준기와 결정을 포함한 외인성 해상력 (extrinsic resolution) 과 검출기를 제외한 결정만으로 측정하는 내인성 해상력(intrinsic resolution)이 있다. 그러나 현재 결정을

부착한후 또는 결정과 검출기를 부착한후 방사성 동위원소를 이용한 해상력 측정 준비는 되지 않았으나 본 연구에서 개발한 위치 검출회로의 성능평가가 필요하여 Tc-99m과 NaI(Tl)결정의 상호작용시 발생하는 빛광자 파장 spectrum 420nm(그림 9)와 가장 가까운 특성을 갖는 지름 3mm의 녹색 LED를 이용하여 MC-PMT의 선형성과 위치감별 특성을 조사하고 위치검출회로의 보정지향을 조절하여 그 특성을 최적화 하였다. 그후 LED를 이용하여 입력받은 데이터를 점에 따른 위치와 크기를 구하고 PMT위의 빛이 잘 통과하는 X좌표, Y좌표가 인쇄된 OHP용지를 놓고 9곳의 각위치 ((0,0), ( $\pm 1,0$ ), (0,  $\pm 1$ ), ( $\pm \sqrt{2}$

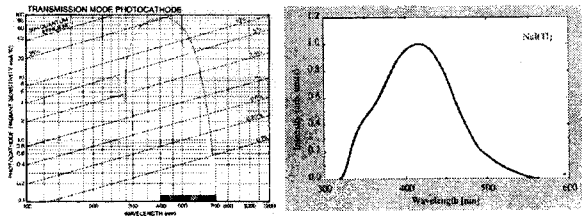


그림 9. NaI(Tl) 파장 spectrum

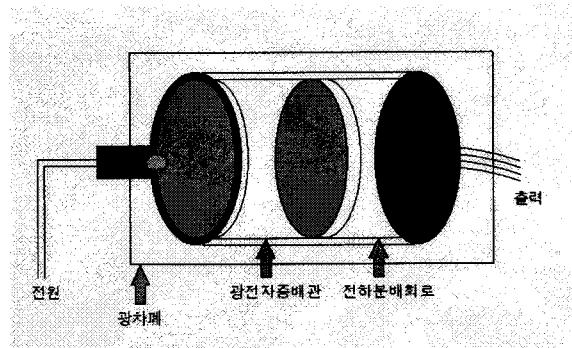


그림 10. LED를 이용한 위치검출 실험

( $\pm \sqrt{2}$ )에 옆면을 차폐한 직경 3mm인 초록색 LED를 이동하면서 위치에 해당하는 좌표와 획득된 데이터의 출력을 비교하여 선형성(그림 11)을 보정하면서 반복실행 하였다.

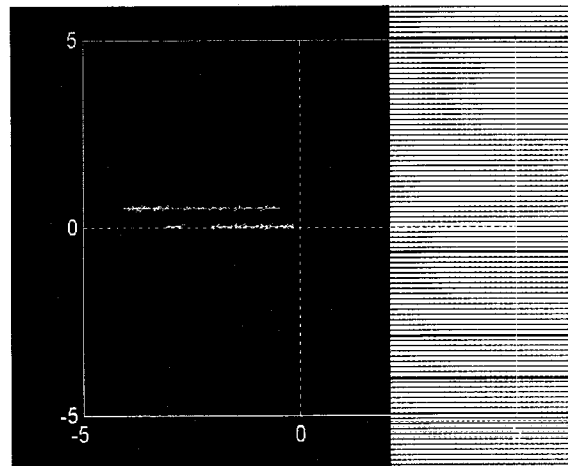


그림 11. 초록색 LED를 이용한 선형성 측정

그림 12는 9곳의 위치중 다섯곳의 위치((0,0), (±1,0),(0,±1)) 결과를 보여주며 위치검출에 대한 기본 성능은 우수한 것으로 나타났다.

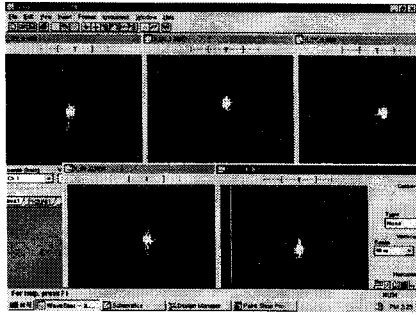


그림 12. 초록색 LED를 이용한 위치 측정

초록색 LED를 이용한 공간해상도 (full width at half maximum; FWHM)는 LED의 지름 3mm에 대해 보정하지 않았을 때  $4.2 \pm 2.3\text{mm}$  이었으나 만약 LED 크기에 대해 아래와 같이 보정한다면 이보다 우수한 해상도를 보일 것이다.

$$FWHM_{mes}^2 = FWHM_{sd}^2 + FWHM_{sys}^2 \text{ -----(1)}$$

위에서  $FWHM_{mes}$ ,  $FWHM_{sd}$ ,  $FWHM_{sys}$  은 각각 측정된 분해능, 초록색 LED 지름, 측정하고자하는 시스템 분해능을 나타낸다. 식 1에서 시스템의 공간 분해능  $FWHM_{sys}$  은 아래와 같이 간단하게 구할 수 있다.

$$FWHM_{sys} = (FWHM_{mes}^2 - FWHM_{sd}^2)^{0.5} \text{ -----(2)}$$

위의 공식을 이용한 시스템 공간 분해능은 2.9 mm 로써 대체로 우수한 성능을 나타내었다.

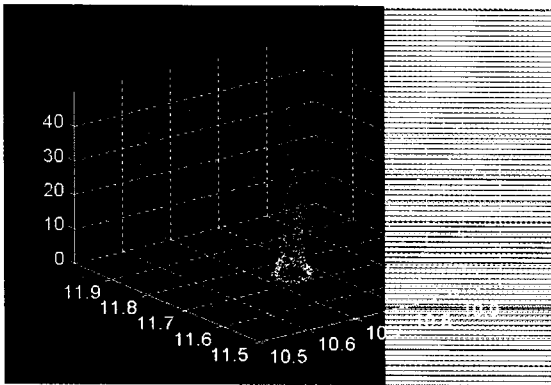


그림 13. 초록색 LED를 이용하여 획득한 영상의 3D plot

#### IV. 결론

기존의 CT, MRI, PET, SPECT 또는 감마카메라가 부피가 크고 넓은 장소를 필요로하며 고가인 관계로 좁은 공간인 수술장 등으로 자유롭게 이동하며 잔존하는 종양의 유무 또는 크기를 측정할 수 있는 계수용 및 영상용 이동형 다목적 프로브를 개발하여 기본 성능평가를 하였다. 기본 성능평가로 계수형 프

로브의 경우 Cs-137의 에너지 분해능이 12%로 측정되었다. 이는 영상용 감마카메라의 분해능보다 좀 떨어졌으나 NaI(Tl) 결정이 다소 두꺼운 것과 본 프로브의 목적이 아주 적은 양의 잔존하는 방사능 세기를 측정하여야 하는 것을 고려한다면 양호한 에너지 분해능으로 생각된다. 앞으로 다른종류 또는 다른 규격의 결정에 대해 계속 연구되고 조준기를 개발하여 민감도, 신호대 잡음비, 재현성 등의 성능평가가 연구되어야 하겠다.

영상용 프로브의 경우는 조준기와 NaI(Tl)결정을 이용하지 않고 MC-PMT, NIM, 인터페이스와 Tc-99m 이 NaI(Tl) 결정과 상호작용시 방출되는 빛광자 특성을 갖는 초록색 LED를 이용 위치검출과 공간 분해능을 측정하였다. 위치검출 능력이 양호하였으며 공간 분해능은 2.9mm로 매우 우수하였다. 그러나 조준기와 결정을 포함한 검출기에 대해 위의 측정이 반복되어야하고 임상응용이 가능한 영상용 프로브를 개발하기 위해서는 에너지, 균일성, 선형성 등의 보정연구를 한후 NEMA에서 규정하고 있는 내인성, 외인성 균일성, 선형성, 분해능 등이 평가되고 이중 또는 삼중 동위원소 사용 가능성을 포함한 정량적인 성능 평가가 이루어져야 하며 앞으로 연구되어야 할 과제이다.

#### V. 참고문헌

1. C. L. Teigen, T. P. Maus, P. F. Sheedy, et al, "Pulmonary embolism: diagnosis with electron-beam CT", Radiology, Vol. 188, pp. 839-845, 1993
2. A. G. Sorenson, A. L. Tievsky, L. Ostergaard, et al, "Contrast agents in functional MR imaging", JMRI, Vol. 7, pp. 47-55, 1997
3. A. C. Kole, J. Pruijm, O. E. Nieweg, et al, "PET with L-[1-carbon-11]-tyrosine to visualize tumors and measure protein synthesis rates", J Nucl Med, Vol. 38, pp. 191-195, 1997
4. D. L. Learoyd, P. J. Roach, G. M. Briggs, et al, "Technetium-99m-sestatamibi scanning in recurrent medullary thyroid carcinoma", J Nucl Med, Vol. 38, pp. 227-230, 1997
5. M.P. Tornai, L.R. MacDonald, C.S. Levin, S. Siegel, and E.J. Hoffman, "Design and considerations and initial performance of a 1.2 cm<sup>2</sup> beta imaging intra-operative probe", IEEE Nucl Sci Symposium/ Med Imaging Conference, Vol. 1, pp. 21-28, 1995
6. S.R. Cherry, Y. Shao, M.P. Tornai, S. Siegel, A.R. Ricci, and M.E. Phelps, "Collection of scintillation light from small BGO crystals", IEEE Transactions on Nuc Sci, Vol. 42, pp.1059-1063, 1995
7. H. O. Anger, "Scintillation camera", Rev Sci Instrum, Vol. 29, pp.27-33, 1958
8. H. O. Anger, "Scintillation camera with multichannel collimators", J Nucl Med, Vol. 5, pp.515-531, 1964

본 연구는 보건복지부가 지원하는 G7 의료공학 연구비 지원에 의하여 이루어진 것임을 알려드립니다.