

소형 계수용 및 영상용 감마프로브 시스템의 설계와 성능평가

양묘근·곽철은·심용걸*·김희중**·최용***·정준기·이명철·고창순

= Abstract =

Design and Performance Evaluation of Small Size Counting and Imaging Gamma Probe System

Myo Geun Yang, Cheoleun Kwark, Yong Geol Sim*, Hee-Joung Kim**, Yong Choi***, June-Key Chung, Myung Chul Lee, Chang-Soon Koh

As a microimaging device detecting gamma rays emitted from small lesions or tumors during operation, the intraoperative surgical probe has been proposed and is now under development. We have designed a multipurpose portable gamma probe system and evaluated the performance both for the absolute counting purpose of residual radioactivities and for the localizing capability of gamma events using the NaI(Tl) crystal and two types of photomultiplier tubes(PMTs).

Counting efficiencies in the range of routine clinical use of radiation dose were measured using the assembly of single channel PMTs and 0.5 inch thick NaI(Tl) crystal of 1 inch diameter. The positioning of gamma events for imaging purpose requires the multiple channel PMTs with appropriate positioning electronics. We have designed a simple and reliable positioning circuit based on the concept of modified Anger.

In preliminary experiments using the multiple channel PMT of 3 inch diameter and the dim light source, we were able to trace and localize the correct position with reduced positioning error by the use of two multiplier/divider chipset and simplified peripherals. The energy resolutions for the counting gamma probe measured as full width at half maximum(FWHM) for Cs-137, F-18, Tc-99m were 12 %, 13%, and 36%, respectively. The spatial resolution for the imaging gamma probe measured as FWHM for green LED was 2.9 mm. The results indicate that the currently developing probe is very promising and could be very useful for many applications in nuclear medicine. Future studies will include developing collimators, improving interface hardwares, and evaluating the system with clinical data.

Key words : Gamma Probe, Microimaging, Event Positioning, Modified Anger

서 론

방사성동위원소에서 방출되는 감마선을 이용하여 인체

장기나 조직의 기능 또는 대사 영상을 구현하는 핵의학 영상 기기는 감마카메라가 대표적이다. 감마카메라는 체내의 방사성동위원소에서 방출되는 감마선을 검출하여 평

서울대학교 의과대학 핵의학교실

Dept. of Nuclear Medicine, College of Medicine, Seoul National University

*단국대학교 공과대학 전자공학과

*Dept. of Electronics Engineering, Dankook University

**연세대학교 의과대학 방사선과학교실

**Dept. of Radiology, Colleague of Medicine, Yonsei University

***삼성의료원 핵의학과

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

이 연구는 1995년도 보건복지부 선도기술개발과제 의료공학 연구사업으로 이루어졌음.

통신저자 : 곽철은, (110-744) 서울 종로구 연건동 28번지 서울대학교병원 핵의학과, Tel. (02)760-2803, Fax. (02)766-9083

표 1. 감마선 검출용 섬광기의 특성 비교

Table 1. Comparison of characteristics in gamma detecting scintillations

특 성 \ 종 류	NaI(Tl)	CsI(Na)	CaF ₂ (Eu)	BGO [†]
(P/cm ³)	3.67	4.51	3.19	7.13
원자번호	11,53	55,53	20,9	83,32,8
섬광붕괴시간(nsec)	230	630	940	300
광자량(keV당)	40	32	20	4.8
굴절률	1.85	1.84	1.44	2.15
조해성	있습	있습	없습	없습
최대방출파장(nm)	415	430	435	480

[†]Bi₃Ge₄O₁₂

면영상을 구성하며, 이를 이용한 단일광자 단층촬영기기(single photon emission computed tomography ; SPECT)는 단층영상의 구성을 가능케 한다. 감마카메라는 방출되는 감마선을 검출하여 빛으로 전환하는 섬광기(scintillator or crystal)와 빛을 충분한 크기의 전하량으로 증폭하는 광전자증배관(photomultiplier tube ; PMT), 감마선의 발생 위치를 결정하는 위치검출회로(position detecting circuit) 등이 주요 구성 요소이며 해상력을 높이기 위하여 조준기(collimator)를 부착하여 사용하는 것이 보통이다. 현재의 대부분의 감마카메라는 인체의 넓은 부위(보통 직경 50cm)를 일시에 촬영하여 체내의 장거나 조직에서의 방사성동위원소 분포를 영상화하기 때문에 일반적으로 공간해상도(spatial resolution)의 저하와 상대적으로 계수효율(counting efficiency)의 감소는 필연적이다. 감마카메라의 계수효율과 해상도는 체내의 작은 병소(lesion)를 정확히 검출하는데 가장 중요한 결정요인이며 기기의 발달과 함께 계수효율 또한 향상되고 있다.

최근 들어 관심을 모으고 있는 감마프로브 시스템은 크기가 작고 계수효율이 높은 감마프로브로 감마카메라 없이 체표면에 근접하여 수술 중 잔존하는 종양의 유무 또는 크기를 정확하게 검출할 수 있는 수술 보조기구로서 외국의 대학에서 소개된 바 있으나 소형감마선의 영상용 프로브의 제작상의 어려움으로 아직까지 상업화된 것은 없으며 현재 연구개발이 진행중이다. 초소형 검출기를 사용하는 영상용 감마프로브(imaging gamma probe)는 계수용 감마프로브(counting gamma probe)와는 달리 기존의 감마카메라에 비하여 현저히 작은 직경(약 7cm)의 감마선 섬광기를 사용하여 적은 양(low dose)의 감마선을 검출하고 영상을 구성해야 하기 때문에 섬광 검출기의 설계와 제작에 감마카메라의 기술을 그대로 사용할 수 없다. 즉, 섬광기의 방사선 차폐(radiation shield)를 위한 소형 차폐기의 제작과 섬광기-광전자증배관의 접합기술, 섬광기의 긴 방출붕괴시간동안 감마선 발생 위치의 적절

한 계산 등 영상 구성에 이르기까지 대부분을 소형화해야 하는 많은 문제점이 있다.

따라서 이 연구에서는 감마선 계수와 영상이 동시에 사용 가능한 다목적 이동형 감마프로브 시스템을 개발하고자, NaI(Tl) 섬광기를 이용한 계수용 감마프로브 시스템을 개발하고 이를 기반으로 변형 Anger 회로의 위치검출 회로를 설계, 제작하여 기초 실험을 수행하였다.

재료 및 방법

1. 섬광기 및 광전자증배관

(1) [†]NaI(Tl) 섬광기의 특성 조사

섬광기(Scintillator)는 방사선(α , β , γ , x선 등)을 받으면 섬광기 내부의 분자를 여기시키고, 이 때 여기된 전자가 안정 상태로 돌아가면서 빛을 내는 광전흡수에 의해 가시광선을 내는 물질로써 하나의 방사선에 대해서 하나의 섬광을 한다. 섬광기에는 크게 액체섬광기(liquid scintillator)와 고체섬광기(solid scintillator)가 있는데 낮은 방사선량을 사용한다. 충분히 긴 섬광붕괴시간을 갖는 핵의학 검사기기에 적합한 감마선 흡수용 고체섬광기로는 NaI(Tl), BGO(bismuth germanate oxide), CaF₂(Eu), CsF 등이 대표적이며 가장 많이 사용되는 섬광기는 NaI(Tl)와 BGO이다. 표 1에서 보인 고체섬광기들의 주요특성 중 NaI(Tl)섬광기의 밀도는 BGO섬광기의 밀도에 비하여 낮아 각각 저에너지 감마선(100KeV 전후)과 고에너지 감마선(300KeV 이상)을 검출하는데 사용하고, 가격이 저렴하고 붕괴시간이 상대적으로 짧은 NaI(Tl)섬광기는 감마선 계수(gamma counting)를 위한 전자 회로 및 소자에 대한 요구가 낮다. 각 섬광기의 감마선 검출 에너지 스펙트럼은 그림 1과 같고 유사한 섬광스펙트럼과 빛의 세기를 갖는다.

그림 2와 같이 NaI(Tl)섬광기로서 511KeV의 감마선

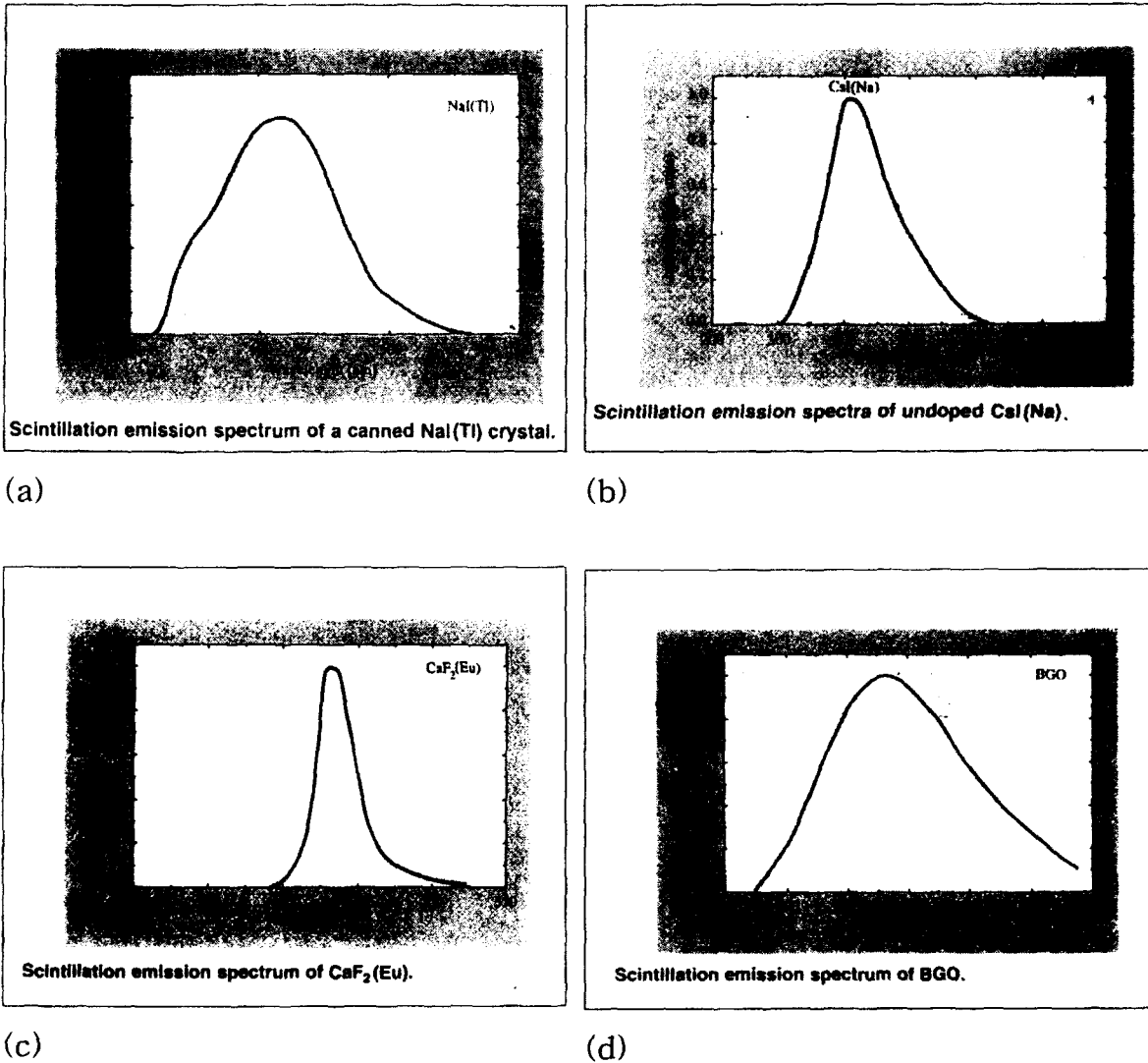


그림 1. 보편적으로 사용되는 섬광기의 섬광스펙트럼 비교 (a) NaI(Tl), (b) CsI(Na), (c) CaF₂(Eu), (d) BGO
 Fig. 1. Comparison of spectra in generally useful scintillators (a) NaI(Tl), (b) CsI(Na), (c) CaF₂(Eu), (d) BGO

을 90% 이상의 흡수효율로 검출하려면 두께가 약 3"에 달한다. 이는 NaI(Tl) 섬광기의 밀도가 낮아 고에너지 감마선 검출을 위해서는 두꺼운 섬광기가 요구되며, 따라서 고에너지 검출을 위해서는 밀도가 높고 우수한 응답시간을 갖는 BGO 섬광기를 사용하는 것이 보편적이나 KeV 당 광자생성율(photon yield per KeV)이 NaI(Tl)에 비하여 상대적으로 낮고 고가이기 때문에 양전자 방출 방사성동위원소를 이용하는 핵의학 검사기기를 제외하고는 일반적으로 사용하지 않는다. NaI(Tl) 섬광기(BICRON Co., U.S.A.)는 핵의학 검사와 영상에서 가장 많이 사용되는 방사성동위원소인 테크네슘(^{99m}Tc)의 주 감마선 에너지(140KeV) 검출에 적합하고 우수한 광자생성율을 가지고 있으나 조해성이 있어 일반 사용자가 가공하기 어려운 단점을 가지고 있다. 이 연구에서 사용한 NaI(Tl) 섬광기의

크기는 감마선 계수를 위한 계수용 감마프로브와 작은 병소에서 방출되는 감마선을 영상화하고 정량화하기 위한 영상용 감마프로브의 제작에 요구되는 직경 1" × 두께 0.5"와 직경 3" × 두께 0.375"로써 테크네슘의 주 감마선 에너지 140KeV에서 각각 90% 이상, 80% 이상의 흡수효율을 보이고 있다.

(2) 광전자증배관(Photomultiplier Tube)의 선정

광을 전류나 전압신호로 변환하는 소자로는 광다이오드, 광전자증배관, 적외선센서와 같은 감응소자류 등 여러 가지가 있다. 광전자증배관은 활용분야가 넓은 소자중에 하나로 특히 다른 광-전기 변환 소자들에 비하여 증배율이 높기 때문에 미세광을 증폭하기에 적합하다. 최근, 섬광기와 광전자증배관 대응으로 특수 광다이오드로 사용

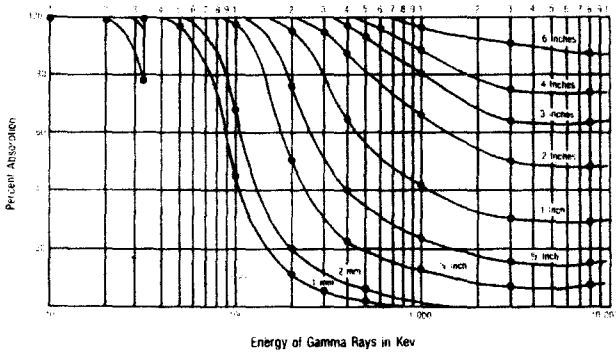


그림 2. NaI(Tl) 섬광기의 흡수효율
Fig. 2. Absorption efficiency of NaI(Tl) scintillator

하기도 하지만 고가이고, 실온에서 사용 불가능하거나 KeV당 생성되는 신호전류가 작아 아직까지 활용범위가 적다. 광전자증배관은 광자가 광전음극에 부딪치게 되면 광전효과에 의하여 전자가 튀어나오고 양극에 이르기까지 각 다이노드의 차별화된 전압에 이끌려 다이노드당 약 3~4배 증배되고 그 전자는 일련의 다이노드에서 이와 같은 과정을 반복하여 증배된 전자는 양극에 집결하여 전류로 출력된다. 광전자증배관은 6~12개의 다이노드가 존재하고 인가전압은 다이노드간의 약 100~200V이므로 전체인가전압은 1000~2000V가 되고 총 전류 증폭은 약 $10^4 \sim 10^6$ 이 된다. 이렇게 광전자증배관은 아주 높은 증배율을 가지고 있기 때문에 섬광기에서 발생하는 수 개의 광자도 쉽게 증폭하여 큰 신호전류를 얻을 수 있는 장점이 있다. 일반적으로 광전자증배관은 양극과 광전음극의 거리가 수 cm에 이르므로 전자가 지자기나 주변자장에 이끌려 다이노드를 벗어나기도 하므로 방향과 위치에 따라 증폭율이 다소 변하기도 하는데 이러한 점을 제거하기 위하여 자기장차폐기를 씌워 사용한다. 광전자증배관은 광자의 수에 비례하여 단일채널의 전류신호로 출력되는 단일채널 광전자증배관(single channel PMT)과 광자가 광전자증배관의 입력된 위치에 따라 다채널의 전류신호를 출력하는 다중채널(위치검출용) 광전자증배관(multichannel PMT or position detective PMT)이 있고 단일채널 광전자증배관은 계수용 감마프로브에 다중채널 광전자증배관은 광자의 입력 위치를 검출하므로 영상용 감마프로브에 적합하다.

광전자증배관의 선정에서 사용하고자하는 장소, 요구되는 성능에 따라 크기, 광전자증배율, 응답시간을 고려해야 한다. 이 연구에서 사용한 단일채널 광전자증배관은 직경 1"인 R1535(Hamamatsu, Japan)이고 다중채널 광전자증배관은 직경 3"이고 해상도는 16×16인 R2486-02(Hamamatsu, Japan)이다. 다중채널 광전자증배관에서 일반적으로 사용되는 다이노드의 구조를 그림 3에서

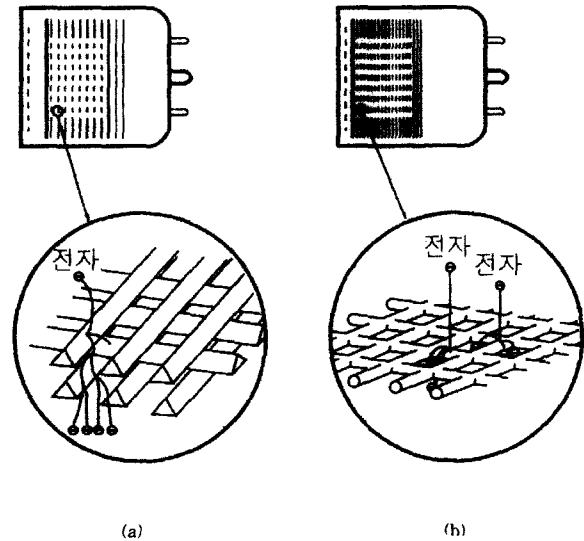


그림 3. 다중채널 광전자증배관의 다이노드 구조 (a) coarse mesh (b) fine mesh
Fig. 3. Dynode structure of multichannel photomultiplier tube (a) coarse mesh (b) fine mesh

보였으며 이 연구에서 사용한 R2486-02에 사용된 다이노드의 구조는 coarse mesh형이다. R2486-02의 출력은 해상도에 비취볼 때 256개여야 하지만 사용된 coarse mesh형 다이노드 구조와 유사한 양극구조에 따라 행 16개, 열 16개인 32개의 출력을 갖는다. 단일채널 광전자증배관과 다중채널 광전자증배관의 외형은 그림 4의 (a), (b)와 같다.

2. 감마프로브 시스템의 설계와 기초실험

(1) 계수용 프로브의 제작

한쪽면에는 알루미늄, 또 다른 면은 칼륨유리(K glass)에 쌓여져 있는 직경 1"×두께 0.5"의 NaI(Tl)섬광기에 광학용 그리스(optical grease)를 골고루 바른다. 접착시 광학용 그리스 내의 기포가 굴절률의 변화를 가져오므로 단일채널 광전자증배관의 접착부에 기포가 생기지 않도록 부착한다. 그림 4의 (c)와 같이 광전자증배관의 옆면과 뒷면에서 입사되는 광을 차폐하고 섬광기의 고정을 위하여 절연테이프와 알루미늄 테이프로 고무 감고 지자기나 주변자장을 차폐하기 위한 자기장차폐기를 사용하고 배후 방사선(background radiation)을 줄이기 위한 스테인레스 판을 사용하였다.

(2) 영상용 감마프로브의 제작

한쪽면은 알루미늄, 또 다른 면은 칼륨유리에 쌓여져 있는 직경 3"×두께 0.375"의 NaI(Tl)섬광기에 광전자증배관을 광학용 그리스를 이용하여 계수용 감마프로브와 같이 부착하고 절연테이프로 고정된 후 그림 4의 (d)와 같이 광차폐를 위하여 두꺼운 원통형 종이상자에 넣고 알

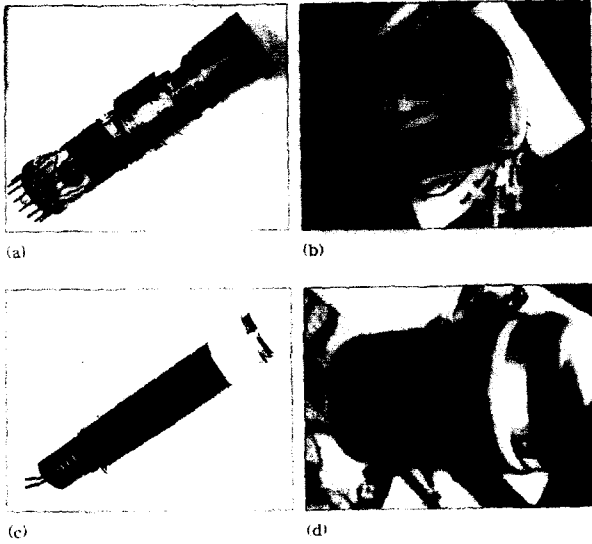


그림 4. 광전자증배관과 제작된 감마프로브의 외관 (a) 단일 채널 광전자증배관 (b) 다중채널 광전자증배관 (c) 계수용 감마프로브 (d) 영상용 감마프로브
 Fig. 4. Shape of photomultiplier tubes and made gamma probe (a) single channel photomultiplier tube (b) multi-channel photomultiplier tube (c) counting gamma probe (d) imaging gamma probe

루미늄 테이프를 감아 광차폐의 효과를 높였다.

(3) 영상용 감마프로브 시스템의 위치좌표설정

다중채널 광전자증배관에 사용되는 전하분배회로는 채널수가 증가할수록 해상도가 높아지거나 출력이 증가하여 후단의 전단증폭기, 주증폭기, 아날로그-디지털 변화기의 수량이 늘어나게 되고 계산량도 기하급수적으로 커지는 단점을 보완하는 회로이다. 따라서 필연적으로 존재하는 저항의 오차, 시간지연오차, 행과 열의 양극 위치에 따른 광전자증배량의 차이 등이 존재하게 되지만 시스템의 크기와 제작상의 편이를 위해서 전하분배회로의 사용은 불가피하다. 전하분배회로로는 Anger회로와 최근 여러 외국의 대학에서 제안한 DCP(discretized position-sensitive proportional counter readout) 회로와 Hybrid 회로 등이 있으나 위치검출특성이 우수하고 현 감마카메라에 사용되는 그림 5와 같은 Anger회로가 가장 기본적인 회로이다. Anger회로는 각 위치마다 4~5개의 다중 저항이 요구되므로 구성하기 까다로우나 현재까지 가장 정확한 위치검출을 할 수 있고 그림 6에서 A, B, C, D는 전하분배회로의 4출력 신호이고 X, Y를 계산된 위치좌표라 하면 좌표 계산법은 아래와 같다.

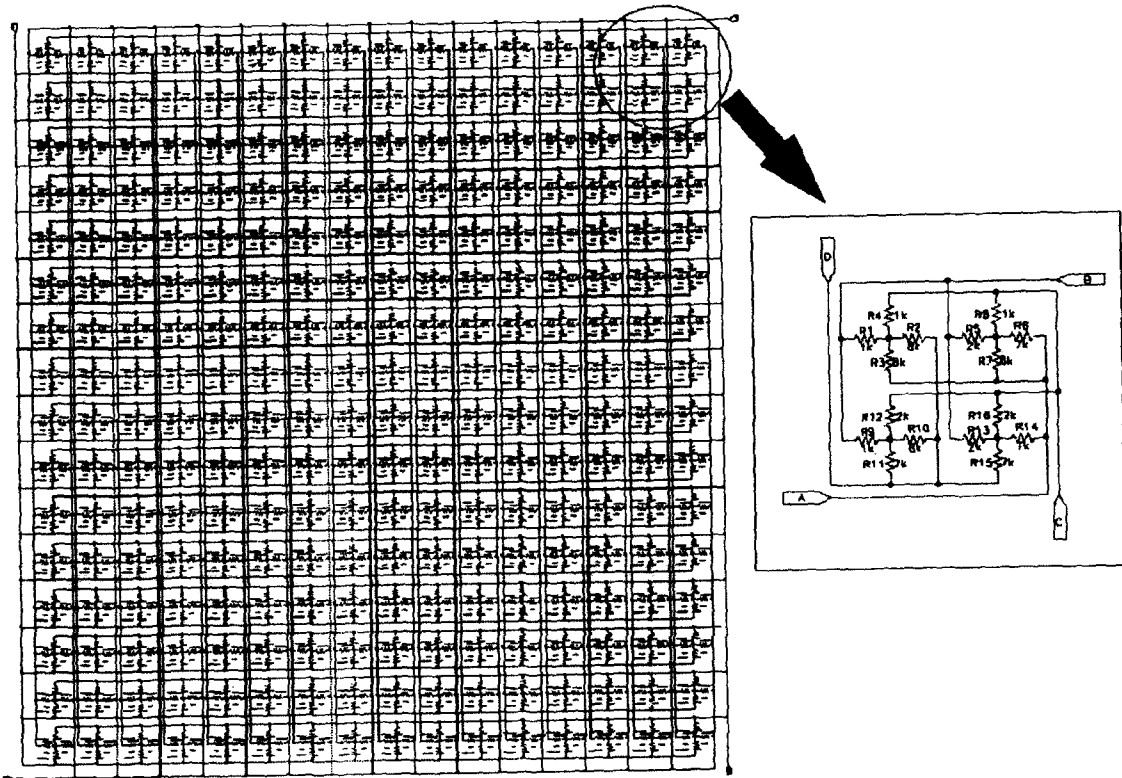


그림 5. Anger 회로의 예
 Fig. 5. Example of Anger circuit

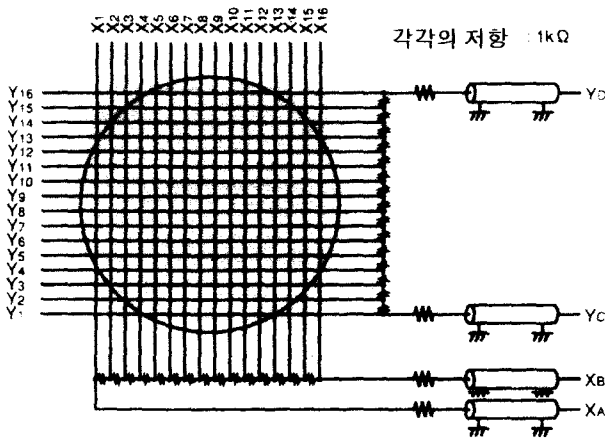


그림 6. 변형 Anger 회로
Fig. 6. Modified Anger circuit

$$X = \frac{A}{A+B}, \quad Y = \frac{C}{C+D}$$

이 연구에서 사용된 다중채널 광전자증배관은 16×16의 증배채널을 가지고 있으나 단순 평면 양극이 아닌 입체 양극, 즉 행과 열이 교차하는 coarse mesh형의 다이노드 구조와 유사한 양극구조로 행 16개, 열 16개의 출력신호원으로 간소화되고 그림 6과 같은 변형 Anger 전하분배회로로써 총 32개의 출력신호를 X_A, X_B, Y_C, Y_D 4 출력으로 만들어 낸다. 변형 Anger 회로의 계산된 위치좌표 X, Y는 아래와 같다.

$$X = \frac{X_A - X_B}{X_A + X_B}, \quad Y = \frac{Y_C - Y_D}{Y_C + Y_D}$$

전하분배회로를 사용할 경우 그에 따른 좌표계산은 디지털 계산회로와 아날로그 계산회로가 있으나 보편적으로 감마카메라는 디지털의 긴 불응시간과 요구하는 주변장비가 고가이기 때문에 아날로그 계산회로에 의존하고 있으나 최근들어 디지털의 불응시간이 아날로그 수준에 이르고 있어 디지털 계산회로의 사용이 증가하고 있다. 아날로그 계산회로는 고속 저가에 구성가능하나 복잡한 회로가 문제점이었다. 이 연구에서는 간단하고 저렴한 아날로그 계산회로, 즉 위치검출회로를 설계하고 제작하였으며 이 회로는 고속의 계산능력을 가지고 있을 뿐 아니라 부피가 작아 이동이 용이하여야 하는 감마프로브 시스템에 적합하다. 위치검출회로는 대역폭(약 20MHz)이 넓고 아날로그 가산, 감산, 제산을 하나의 칩(AD734)으로써 간단히 계산한다.

계산기의 기본출력 W는 $10 \times \frac{Z_2 - Z_1}{X_1 + X_2}$ 이고, X₁, X₂, Z₁, Z₂는 입력, W는 출력이다. 변형 Anger 회로 좌표계산법에

서 다중채널 광전자증배관의 출력 X_A, X_B, Y_C, Y_D를

$$\begin{aligned} Z_{2X} &= -X_A, & Z_{2Y} &= -Y_C \\ Z_{1X} &= -X_B, & Z_{1Y} &= -Y_D \\ X_{1X} &= -X_A, & X_{1Y} &= -Y_C \\ X_{2X} &= X_B, & X_{2Y} &= Y_D \end{aligned}$$

로 대입하면 계산기의 기본출력은

$$W_X = X = 10 \times \frac{(-X_A) - (-X_B)}{(-X_A) - X_B} = 10 \times \frac{X_A - X_B}{X_A + X_B}$$

$$W_Y = Y = 10 \times \frac{(-Y_C) - (-Y_D)}{(-Y_C) - Y_D} = 10 \times \frac{Y_C - Y_D}{Y_C + Y_D}$$

가 됨으로 변형 Anger 회로 좌표계산법에 부합하는 계산 결과를 얻게 된다. 여기서 반전, 비반전회로에서의 오차 α₁, α₂, β₁, β₂, γ₁, γ₂, δ₁, δ₂가 존재할 경우 다음과 같다.

$$X = 10 \times \frac{(-X_A + \alpha_1) - (-X_B + \beta_1)}{(-X_A + \gamma_1) - (X_B + \delta_1)}$$

$$= 10 \times \frac{X_A - X_B - (\alpha_1 + \beta_1)}{X_A + X_B - (\delta_1 - \gamma_1)}$$

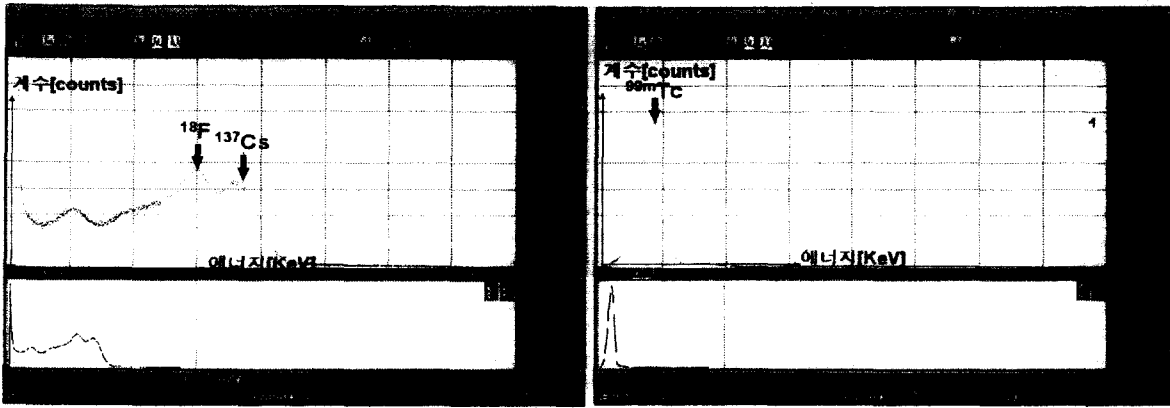
$$Y = 10 \times \frac{(-Y_C + \alpha_2) - (-Y_D + \beta_2)}{(-Y_C + \gamma_2) - (Y_D + \delta_2)}$$

$$= 10 \times \frac{Y_C - Y_D - (\alpha_2 + \beta_2)}{Y_C + Y_D - (\gamma_2 - \delta_2)}$$

이와 같이 위치검출회로의 반전, 비반전회로에서 α₁ ≃ γ₁, β₁ ≃ δ₁, α₂ ≃ γ₂, β₂ ≃ δ₂가 되도록 가변저항을 조절하면 좌표의 X, Y의 비율이 변형되지 않는다.

(4) 데이터 수집 및 분석

이 연구에서 제작된 계수용 프로브 시스템은 출력단에 전단증폭기, 주증폭기를 거친후 다중채널 파고분석기에 입력되어 디지털화되고 인터페이스 카드(National Instruments Co., NI-488.2 GPIB)를 통해 개인용 컴퓨터로 데이터가 전송된다. 주 방출 감마에너지를 알고 있는 두 방사성 동위원소 ¹⁸F, ¹³⁷Cs를 10초간 계수한 후 얻어진 검출스펙트럼에서 관심영역 두개를 설정하고 두 관심영역의 최고치 사이의 거리를 선형적 계산으로 에너지 채널로 변환하는 방법(two point calibration method; TPCM)을 사용하여 변환하고 ¹⁸F, ¹³⁷Cs의 에너지 반폭치(full width at half maximum; FWHM)를 구하였다. 이렇게 에너지 채널로 변환된 계수용 프로브 시스템으로 ^{99m}Tc를 10초간 계수한 후 ^{99m}Tc의 에너지 반폭치를 구하였다. 여기서 ^{99m}Tc 에너지 반폭치는 스펙트럼에서 배후 방사선의 과다검



(a) (b)
 그림 7. 에너지 스펙트럼 (a) ^{18}F 과 ^{137}Cs (b) $^{99\text{m}}\text{Tc}$
 Fig. 7. Energy spectra (a) ^{18}F and ^{137}Cs (b) $^{99\text{m}}\text{Tc}$

출과 광전자증배관의 암 전류(dark current)로 왼쪽 가우시안 스펙트럼이 왜곡되는 점을 고려하여 오른쪽과 왼쪽 가우시안 스펙트럼이 대칭성을 이용한 오른쪽 가우시안 곡선을 곡선정합방법을 이용하여 구하였다.

영상용 감마프로브 시스템은 감마프로브의 출력단에 위치검출회로(전단증폭부, 위치계산부, 주증폭부)로 전달되고 계산된 신호는 데이터 포획보드(DETEL, Inc. PCI-416F)를 통해 디지털로 변환되어 개인용 컴퓨터로 전송된다. 여기서 NaI(Tl)의 섬광붕괴시간은 약 230ns이므로 표본화 이론에 의하면 표본화 주파수가 약 10MHz가 되지만 개인용 컴퓨터에 사용되는 데이터 포획보드의 제작상 난점으로 입력 2채널과 채널당 12bit 2MHz의 표본화가 가능하고 내부 및 외부 동기가 가능한 데이터 포획보드를 사용하였다. 영상용 감마프로브시스템의 기초실험으로 광전자증배관의 위치검출실험을 하기 위하여 빛이 잘 통과하는 X좌표, Y좌표가 인쇄된 OHP 용지를 놓고 원점(0,0)과 검출 가능한 직경 5cm=2×r인 원의 원주상 8곳의 각 위치((±r,0),(0,±r),(±r√2,±r√2))에 옆면을 광차폐한 직경 3mm인 초록색 발광다이오드(LED)를 비추고 검출된 결과와 실측치와의 비율로 각점을 가우시안 곡선정합방법을 이용하여 공간 반폭치를 구하였다. 각 위치에 해당하는 좌표와 획득된 데이터의 출력을 비교하여 위치검출특성을 조사하고 위치검출회로의 보정 저항을 조절해 가면서 실험을 반복하였다.

결 과

계수용 감마프로브 시스템의 ^{18}F 와 ^{137}Cs 의 계수결과는 그림 7의 (a)와 같다. ^{18}F 의 주감마선에너지는 511KeV, ^{137}Cs 의 주감마선에너지는 662KeV로서 TPCM로 변환한 에너지 스펙트럼에서 주감마선에너지의 계수량에 1%가

되는 에너지 대역을 측정하고 스펙트럼을 가우시안 함수에 곡선정합한 후 1%되는 에너지값이 주감마선에너지±5σ이므로 σ가 계산 가능하고 σ의 계산으로 에너지 반폭치가 결정된다. 각각 62KeV, 84KeV이고 주감마선에너지 대비는

$$\frac{62 \times 10^3}{511 \times 10^3} \times 100 \approx 12\%$$

$$\frac{84 \times 10^3}{662 \times 10^3} \times 100 \approx 13\%$$

이다.

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ 의 계수결과는 그림 7의 (b)와 같고 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 의 주감마선에너지는 140KeV로서 계산된 에너지 반폭치는 50KeV이고 주감마선에너지 대비는

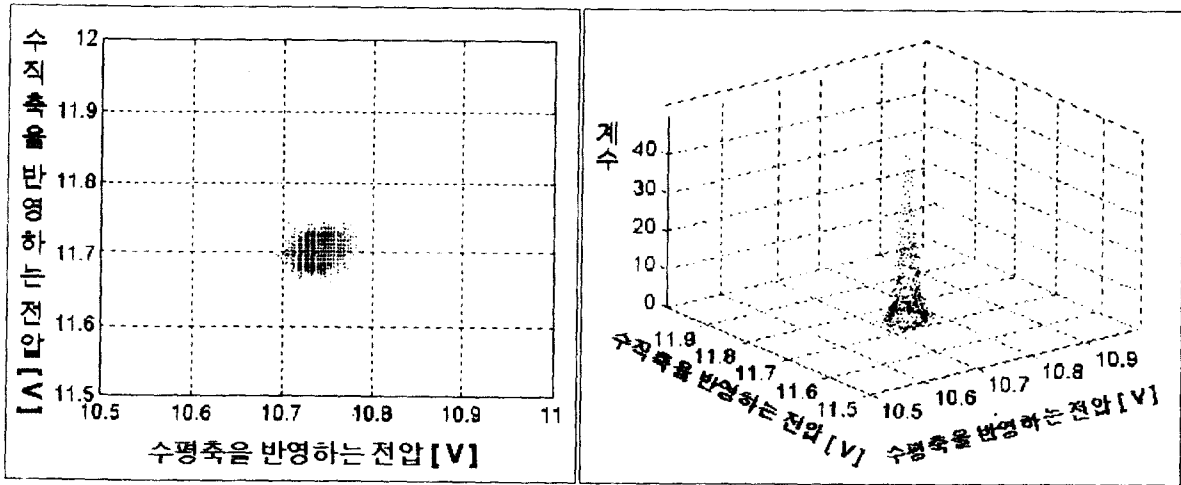
$$\frac{50 \times 10^3}{140 \times 10^3} \times 100 \approx 36\%$$

이다.

다중채널 광전자증배관의 영상검출특성은 그림 8과 같다. 발광다이오드를 이용한 9개 점에서의 광 입사위치검출 결과는 그림 9와 같고 중심점에서 측정된 공간 반폭치는 4.2±2.3mm였으며 발광다이오드가 3mm인 점을 고려하여 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$FWHM_{ms}^2 = FWHM_{sd}^2 + FWHM_{sys}^2$$

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



(a) (b)
 그림 8. 초록색 발광다이오드를 이용한 검출결과 (a) 이차원에서 표현 (b) 3차원에서의 표현
 Fig. 8. Results of detecting green LED (a) graph of 2 dimension (b) graph of 3 dimension

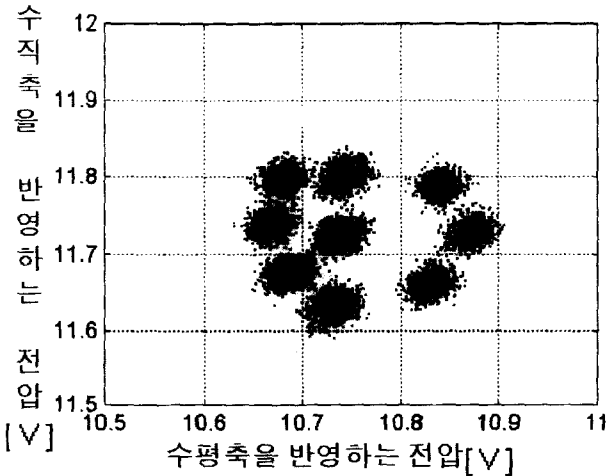


그림 9. 초록색 발광다이오드를 이용한 9개의 위치검출실험 결과
 Fig. 9. Result of 9 position detecting experiment using green LED

$$FWHM_{sys} = \sqrt{(FWHM_{ms}^2 - FWHM_{sd}^2)}$$

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

고 찰

계수용 감마프로브 시스템을 수술 보조기구로써 적용하기 위해서는 정량화된 2개의 계수용 감마프로브를 동시에

계수하는 방식으로, 한쪽에는 정상 체표면에 다른 하나는 병소부위로 예상되는 체표면에서 계수하여 계수량의 차이를 임상실험을 통해 병소유무와의 관계를 알아내는 연구가 계속되어야 하겠다.

영상용 감마프로브 시스템의 기초실험으로 다중채널 광전자증배관의 전하분배회로인 변형 Anger 회로의 위치검출특성만을 연구하였으나 다중채널 광전자증배관의 위치검출실험에서 발광다이오드가 3mm로써 광전자증배관의 검출 직경이 5cm에 비하여 상당히 크고 광전자증배관의 광전음극과 광원간에 유리가 존재함으로 광원과 광전음극간의 거리는 약 1cm 떨어져 있으므로 광전음극에 비추지는 광원의 영역은 크게 나타나 공간 반폭치가 크게 나타났다. 따라서 좀더 정확한 위치검출실험 및 공간 전체반값두께의 측정은 증배관의 최대증폭과장 420nm(초록색)인 초록색 발광다이오드에 광파이버를 부착하여 실험하는 것이 좋겠고 더 나아가 영상용 감마프로브 시스템의 임상실험을 통해 영상에서 나타난 음영에 따른 병소의 유무, 크기, 위치를 알아내는 연구가 계속되어야 하고 공간 해상도를 높이기 위하여 잡음에 강해지기 위한 프린트기판의 구성과 위치검출회로의 보정이 가능한 회로의 추가가 필요하겠다.

이 연구에서 개발한 감마프로브 시스템에서 가장 큰 장점은 이동성과 미시영상화가 손쉽게 가능하다는 점에 있으나 부피면에 있어서 좀더 개선해야 할 점이 있다. 그점에서 개선가능한 것은 NIM(nuclear instruments module)에서 필요한 기능들만을 갖춘 새로운 시스템을 개발하는 것이다 그러나 왜곡이 적고 이득이 높은 증폭기와 파고분석기의 개발은 더많은 연구가 있어야 하겠다.

계수용 감마프로브 시스템에서 반폭치와 계수율을 구하

는 방법을 살펴보면 ^{18}F , ^{137}Cs 의 10초간 계수하여 얻은 스펙트럼을 가우시안 곡선정합하고 표준편차를 구한 후 반폭치를 계산한다.

Gaussian 함수는

$$f(x) = k \times \left[\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(x-a)^2}{2\sigma^2}} \right]$$

에서 $a = m = 511\text{KeV}$ 이고, 380KeV 와 642KeV 가 주감마선에너지에서의 계수의 1%로 측정되었다. 따라서 $m - 5\sigma = 380\text{KeV}$ 이고 $m + 5\sigma = 642\text{KeV}$ 이므로 $\sigma = 26.2 \times 10^3 [\text{eV}]$ 임을 알 수가 있고 $k \times \left[\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \Rightarrow A \right]$ 라 하면 결정된 함수는

$$f(x) = Ae^{-\frac{(x - 0.511 \times 10^6)^2}{1.373 \times 10^9}}$$

이고 구하려는 에너지 반폭치는 $f(x)$ 가 최대계수 A에 반이 되는 x의 두점사이의 거리가 되겠다.

$$\begin{aligned} FWHM_{F18-FDC} [\text{KeV}] &= |x_1 - x_2| \\ &= 2 \times \sqrt{-1.373 \times 10^9 \times \ln(0.5)} \\ &\approx 61698.98 \approx 61.699 [\text{KeV}] \end{aligned}$$

이 된다. 주감마선에너지 대비는

$$FWHM_{F18-FDC} [\%] \approx \frac{62000}{511000} \times 100 = 12\%$$

이다.

^{137}Cs 와 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 도 ^{18}F 와 마찬가지로 계산하면 주감마선에너지 대비가 13%와 36%임을 계산할 수 가있다. 여기서 주감마선에너지 대비가 ^{18}F 은 12%, ^{137}Cs 는 13%를 보여 감마카메라가 15~20%인데 반하여 우수한 성능을 보였고 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 은 보다낮은 36%로 측정되어 유의한 성능을 보였다.

결 론

이 연구에서 계수용 감마프로브 시스템과 영상용 감마프로브 시스템을 설계하였고 본 연구에서 제작된 계수용 감마프로브 시스템은 핵의학 검사와 영상에서 가장 많이 사용되는 방사성 동위원소 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 의 주감마선에너지 대 반폭치의 비는 36%로 측정되었고 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 의 에너지 식별이 가능한 해상도를 보여 보였으나 수정보완하여 에너지 해상도를 향상시키는 연구가 계속되어야겠다.

본 연구에서 개발된 영상용 감마프로브 시스템에서 발광다이오드의 위치검출 가능한 공간 해상도, 즉 공간 반

폭치가 2.9mm를 보여 영상용 감마프로브의 성능이 우수한 것으로 평가 되었다.

이 연구에서 개발한 감마프로브 시스템은 기존의 수술 보조기구인 초음파프로브나 외국의 대학에서 소개된 영상용 베타프로브에 비교하여 에너지와 공간 해상도는 다소 떨어지나 임상적 적용이 가능한 시스템 개발을 위해 계속 연구되어야 하겠다.

참 고 문 헌

1. Martin P. Toronai, Lawrence R. MacDonald, et al., "Design consideration and initial performance of a 1.2cm² beta imaging intra-operative probe", IEEE NSS/MIC. p.p. 21-28, October 1995
2. Martin P. Toronai, Edward J. Hoffman, et al., "Characterization of fluor concentration and geometry in organic scintillations for in situ beta imaging", IEEE NSS/MIC. p.p. 21-28, October 1995
3. Glenn F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement", p.p. 714-733, 1989
4. L. R. MacDonald, M. P. Toronai, et al., "Small area, fiber coupled scintillation camera for imaging beta-ray distributions intra-operatively", SPIE, Vol. 2551, p.p. 92-101, July 1995
5. Kaj Ljunggren, Sven-Erik Strand, "Beta camera for static and Dynamic Imaging of Charged-Particle Emitting Radionuclides in Biologic Samples", JNM, Vol. 31, p.p. 2058-2063, December 1990
6. Raymond R. Raylman, Richard L. Wahl, "A fiber-optically coupled position-sensitive surgical probe", JNM, Vol. 35, p.p. 909-913, May 1991
7. William C. Harvey, Jack L. Lancaster, "Technical and clinical characteristics of surgical biopsy probe", JNM, Vol. 22, p.p. 184-186, 1981
8. T. S. Hickernell, H. B. Baeber, et al., "Dual-detector probe for surgical tumor staging", JNM, Vol 29, p.p. 1101-1106, 1988
9. James A. Sorenson, Michael E. Phelps, "Physics in Nuclear Medicine", G & S, chap. 4, chap. 5, chap. 13, chap. 15
10. P. M. B. Walker, "Chambers Nuclear Energy and Radiation Dictionary", Chambers, chap. 8
11. 고창순 편저, "핵의학", 고려의학, 1996
12. Catalog, "Scintillation Products", BICRON, USA.
13. Catalog, "Photomultiplier Tubes", Hamamatsu, Japan, 1995