

감마프로브용 전단증폭기와 주증폭기의 개발과 성능 평가

연세대학교 방사선외과학연구소,¹ 연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실,² 경기대학교 이과대학 물리학과³
봉정균^{1,3} · 김희중^{1,2} · 이종두^{1,2} · 권수일³

Development and Performance Test of Preamplifier and Amplifier for Gamma Probe

Jung-Kyun Bong, M.S.,^{1,3} Hee-Joung Kim, Ph.D.,^{1,2} Jong Doo Lee, M.D.,^{1,2} and Soo-il Kwon, Ph.D.³

Research Institute of Radiological Science¹, Yonsei University, Department of Radiology,²

Yonsei University College of Medicine, Department of Physics, Kyonggi University,³ Seoul, Korea

Abstract

Purpose: Preamplifier and amplifier are very important parts for developing a portable counting or imaging gamma probe. They can be used for analyzing pulses containing energy and position information for the emitted radiations. The commercial Nuclear Instrument Modules (NIMs) can be used for processing these pulses. However, it may be improper to use NIMs in developing a portable gamma probe, because of its size and high price. The purpose of this study was to develop both preamplifier and amplifier and measure their performance characteristics. **Materials and Methods:** The preamplifier and amplifier were designed as a charge sensitive device and a capacitor resistor-resistor capacitor (CR-RC) electronic circuit, respectively, and they were mounted on a print circuit board (PCB). We acquired and analyzed energy spectra for Tc-99m and Cs-137 using both PCB and NIMs. Multichannel analyzer (Accuspec/A, Canberra Industries Inc., Meriden Connecticut, U.S.A) and scintillation detectors (EP-047(Bicron Saint-Gobain/Norton Industrial EP-047 (Ceramics Co., Ohio, U.S.A) with 2" × 2" NaI(Tl) crystal and R1535 (Hamamatsu Photonics K.K., Electron Tube Center, Shizuoka-ken, Japan) with 1" × 1" NaI(Tl) crystal) were used for acquiring the energy spectra. **Results:** Using PCB, energy resolutions of EP-047 detectors for Tc-99m and Cs-137 were 12.92% and 5.01%, respectively, whereas R1535 showed 13.75% and 5.19% of energy resolution. Using the NIM devices, energy resolutions of EP-047 detector for Tc-99m and Cs-137 were measured as 14.6% and 7.58%, respectively. However, reliable energy spectrum of R1535 detector could not be acquired, since its photomultiplier tube (PMT) requires a specific type of preamplifier. **Conclusion:** We developed a special preamplifier and amplifier suitable for a small sized gamma probe that showed good energy resolutions independent of PMT types. The results indicate that the PCB can be used in developing both counting and imaging gamma probe. (Korean J Nucl Med 1999;33:100-9)

Key Words: Preamplifier, Amplifier, Nuclear Instrument Module, Energy resolution, Energy linearity

Received Sep. 18, 1998; Revision accepted Jan. 25, 1999

Corresponding Author: Hee-Joung Kim, Ph.D., Department of Diagnostic Radiology, Yonsei University College of Medicine, 134 Shinchon-Dong, Seodaemun-Gu, Seoul, Korea 120-752

Tel: (02) 361-5753, Fax: (02) 313-1039, E-mail: hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

※ 이 연구는 1997년도 선도기술(G7) 의료공학기술개발사업 연구비 보조의 일부와 원자력연구개발사업 위탁과제 연구비의 일부로 이루어졌음.

서 론

핵의학에서 사용되는 대부분의 방사선 검출기들에서 나오는 신호들은 펄스 형태로 출력된다. 이러한 펄스들의 진폭을 분석하는 것에 의해서 각각의 방사선 검출기들 즉, 섬광체 검출기, 반도체 검출기, 그리고 비례계수관 등을 이용하여 방사선의 에너지를 감지하는 것이 가능하다.

방사선의 에너지를 감지하는 핵의학장비의 하드웨어구성은 방사선을 가시광선영역의 섬광으로 전환하는 섬광체와 섬광을 광전자로 전환하여 증배시키는 광전자증배관으로 구성되는 검출기부분, 검출기의 광전자증배관에서 전환된 전기신호를 처리하는 진단증폭기와 주증폭기를 포함하는 신호처리부분, 아날로그 신호를 디지털로 전환하여 컴퓨터에 전송을 할 수 있는 인터페이스 부분 등으로 나뉘어진다.

위의 하드웨어 구성요소들 중 펄스들을 이용하여 방사선의 에너지를 감지할 수 있게 성형시켜 주는 부분은 신호처리부분이다. 신호처리부분 중 진단증폭기는 광증배관의 몇 mV의 저전압을 가진 출력 신호를 증폭시키고, 신호 대 잡음비를 최대로 하는 역할을 한다. 그리고 증폭기는 분리시간(resolving time)을 줄이기 위해서 펄스를 성형시키고, 파고분석기를 구동시키기 위해서 이득을 크게 한다. 또한, 진단증폭기처럼, 신호 대 잡음비를 증가시키고, 섬광체에서 펄스 높이와 광에너지 사이의 비례성을 유지하기 위해서 신호이득을 안정화시키는 역할을 한다. 이러한 신호처리부분은 검출기에서 나온 펄스를 분석하는데 중요한 역할을 한다.¹⁻³⁾

이와 같은 감마선 검출시스템은 임상에서 감마카메라 또는 단일광자방출단층촬영기(SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography)와 같은 영상장비로 응용되고 있고, 최근에는 소형감마카메라를 이용한 작은 동물의 유전자의 영상화,⁴⁾ 유방암의 초기진단을 위한 신티마모그라피,^{5,6)} 그리고 수술장에서 암세포 제거 후 잔여암세포를 검출하는 감마프로브 개발 등이 시도되고 있다. 신호처리부분은 이러한 핵의학 기기들의 영상의 질에도 밀접한 관련

이 있다고 보고되고 있다.⁷⁻⁹⁾ 수술장에서 사용되는 감마프로브 역시 검출기 부분, 신호처리부분, 인터페이스 부분으로 구분된다. 그러나, 감마카메라 또는 SPECT와는 달리 이동이 용이한 크기로 장비들을 선택할 필요성이 있다. 표준화된 크기의 상업용 Nuclear Instrument Module (NIM)로 구성된 진단증폭기와 주증폭기는 미세신호특성을 분석하고 일시적 실험을 하는데는 적합하나, 이동형 감마프로브에 비해 부피가 클 뿐만 아니라 전원을 공급할 수 있는 NIM bin을 이용해야하기 때문에 전체적으로 부피가 더욱 커진다. 또한, 영상용 감마프로브를 위해서는 컴퓨터와 더불어 그것에 부착되는 액세스리가 더해지고 또한 부피가 큰 진단증폭기와 증폭기가 각각 4개가 필요할 뿐만 아니라, 영상을 위한 NIM들이 계속 추가되어 이들 기기들을 소형화하고 자체 개발하는 데 문제가 되고 있다.

본 연구는 앞에서 나열한 신호처리부분의 특성을 바탕으로 하여 이동형 감마프로브에 적용할 수 있는 소형의 진단증폭기와 주증폭기를 자체 제작하였고, 그 성능을 평가하기 위해 상용으로 나온 진단증폭기와 주증폭기를 이용 에너지 스펙트럼을 비교 분석하였다.

대상 및 방법

1. 진단증폭기와 주증폭기의 개발

진단증폭기의 역할은 검출기에서 나오는 미세신호를 증폭시키고 광전자증배관과 주증폭기 사이의 전기적 임피던스를 정합시켜 주증폭기에서 최적화된 신호처리를 위해 성형하는 것이다. 주증폭기의 역할은 파고분석기 등을 구동시키기 위해서 이득을 증가시키고 파고와 섬광체 내 광자에너지 사이의 비례성을 유지시키기 위해서 신호이득을 안정화시키는 역할을 한다. 이런 점에 착안하여 진단증폭기는 전하민감형 진단증폭기(charge sensitive preamplifier)로 제작하였고, 진단증폭기의 적분시간상수(integration time constant)를 펄스 겹침이 최소화되기 위해서 20 ns로 하여 광전자증배관에서 나온 출력펄스를 성형하였으며, 주증폭기는 간단하게 설계할 수 있는 capacitor resistor-resistor capacitor

(CR-RC) 성형을 이용 미분시간상수(differential time constant)와 적분시간상수를 각각 10 ns와 20 ns로 하여 성형하였다. 자체 제작한 주증폭기는 CR (differential circuit)과 RC (integral circuit)회로를 이용하여 성형을 시켜 주었고, 이득 조절을 위해서 수동으로 이득을 조정하게 설계하였다. 또한, CR-RC 회

로에 의해 발생하는 언더슈트가 다음 펄스가 도래할 때 언더슈트에 겹치게 되어 진폭의 오차를 초래케 하므로 이를 위하여 간단하게 미분회로에 저항을 연결하는 방법을 이용하여 폴제거(pole zero)를 해 주었다.

Fig. 1은 전하를 수집하는 진단증폭기에 대한 설계를 보여 주고 있고, Fig. 2는 미분기와 적분기를 이용하여 성형하고 증폭시켜 주는 주증폭기에 대한 설계를 보여주고 있다. Fig. 2(a)는 미분기와 폴제거 회로를 나타내고 있으며, Fig. 2(b)는 적분기와 완충기(buffer driver)를 보여 주고 있다. 위와 같이 설계된 진단증폭기와 주증폭기는 4×12 cm 크기의 PCB (Printed Circuit Board)에 제작되었다.

2. 진단증폭기와 주증폭기의 성능평가

검출기는 직경 2"×두께 2" NaI (TI) 섬광체가 부착된 EP-047 (Bicron Saint-Gobain/Norton Industrial Ceramics Co., Ohio, U.S.A) 검출기와 직경 1"×두께 1" NaI (TI) 섬광체가 부착된 R1535 (Hamamatsu Photonics K.K., Electron Tube Center, Shizuoka-ken, Japan) 검출기를 사용하였다(Fig. 3). 각각의 검출기의 광전자증배관에 고전압을 공급하기 위해 3002D (Canberra Industries Inc., Meriden

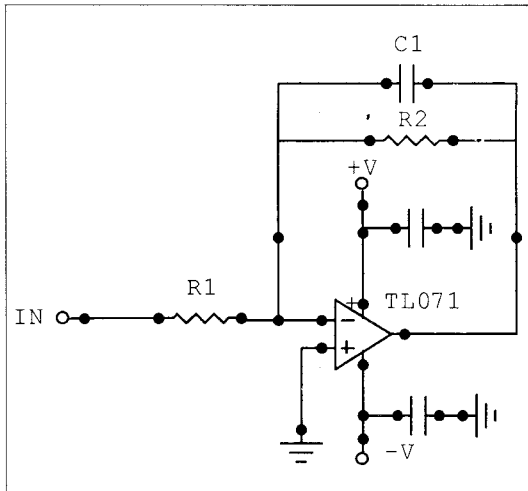


Fig. 1. Schematic diagram of the charge sensitive preamplifier. Integration time constant was set to $C1 \cdot R2=20$ ns.

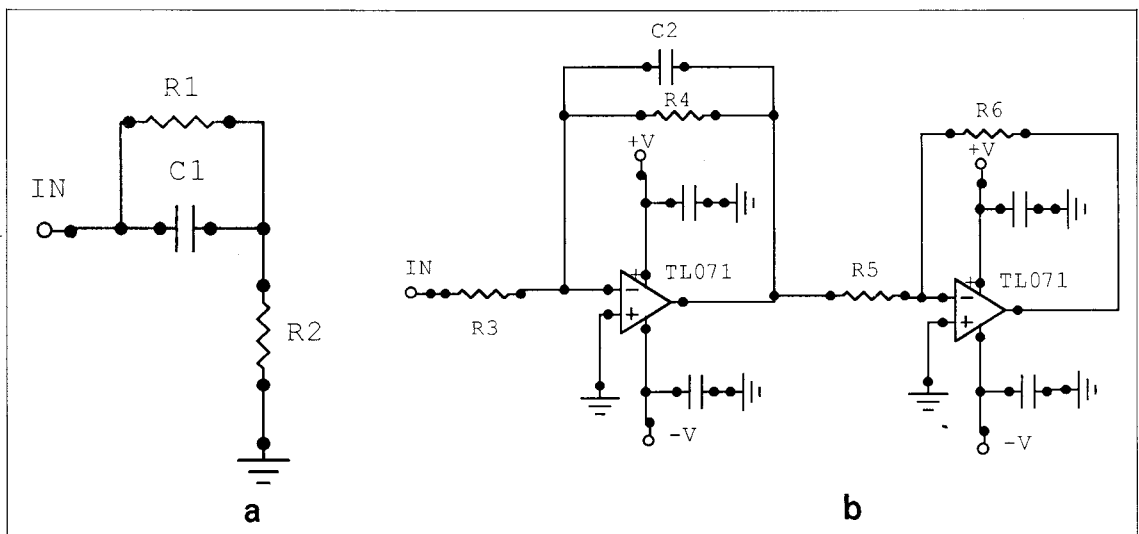


Fig. 2. Schematic diagram of the amplifier that consists of a differentiator, integrator and buffer driver. (a) The differentiator with pole zero was set to $C1 \cdot R2=10$ ns. (b) The integrator was set to $C2 \cdot R4=20$ ns and was connected buffer driver. C: capacitor, R: resistor.

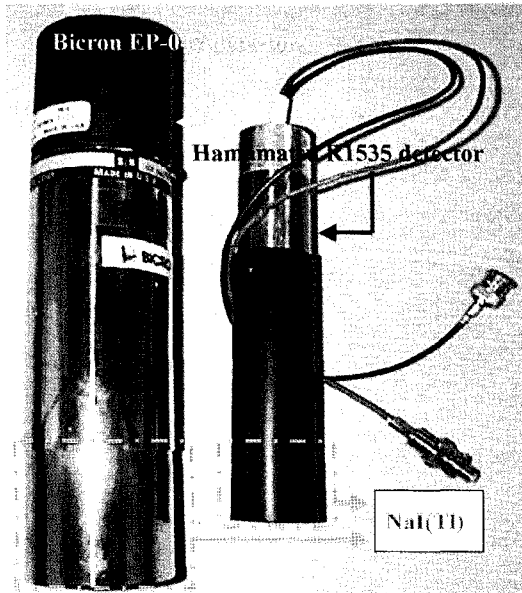


Fig. 3. EP-047 (Bicron Saint-Gobain/Norton Industrial Ceramics Co., Ohio, U.S.A) detector and R1535 (Hamamatsu Photonics K.K., Electron Tube Center, Shizuoka-ken, Japan) detector were coupled with 2"×2" NaI (Tl) and 1"×1" NaI (Tl) crystal, respectively.

Conneticut, U.S.A)를 이용하였고, EP-047 검출기에는 +800V를, R1535 광전자증배관에는 -1000V를 공급하였다.

상용으로 나온 TC-145 전단증폭기(Oxford Instruments Inc., Oak Ridge, U.S.A)와 TC-241 (Oxford Instruments Inc., Oak Ridge, U.S.A) 주증폭기에 ±12 V, ±24 V 바이어스 전원을 공급하기 위해 ORTEC 401AJ NIM bin (EG&G ORTEC Inc., Oak Ridge, U.S.A)을 이용하였고, NIM bin에 전원을 공급하기 위하여 ORTEC 4002D (EG&G ORTEC Inc., Oak Ridge, U.S.A)를 사용하였다. 전원이 부착된 NIM bin의 크기는 22.2×48.3×27.3 cm이었다. TC-241 주증폭기의 이득(coarse gain)은 10, 미세이득(fine gain)은 0.85로 하였다. TC-145의 오름시간(rise time)은 40 ns 미만이고, 붕괴시간(decay time)은 약 50 μs이다. 그리고 TC-241은 가우시안에 가까운 단극 신호를 주고, 성형시간은 1 μs이었다.

NIM과 자체 제작한 PCB의 출력펄스를 비교하기 위해 TDS 360 오실로스코프(Tektronix, Inc., Wilsonville, U.S.A)를 사용하였다.

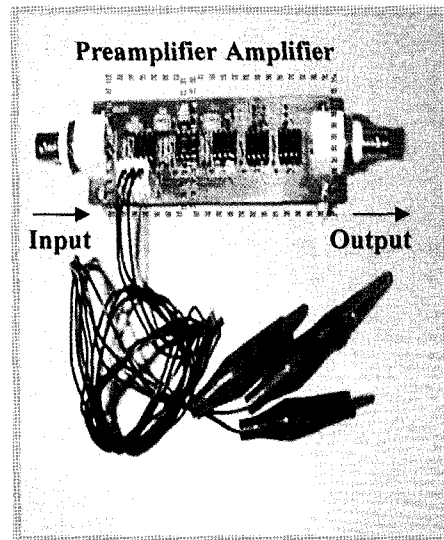
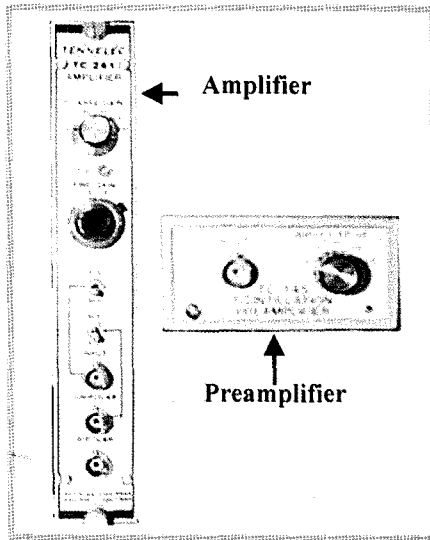


Fig. 4. Commercial and developed Preamplifier and amplifier. (a) Commercial nuclear instrument modules (amplifier, TC-241 (Oxford Instruments Inc., Oak Ridge, U.S.A); preamplifier, TC-145 (Oxford Instruments Inc., Oak Ridge, U.S.A)) were mounted in nuclear instrument modules bin (22.2×48.3×27.3 cm). (b) The developed preamplifier and amplifier were mounted on a developed printed circuit board.

자체 개발한 전단증폭기와 주증폭기의 성능을 평가하기 위해 상용으로 나온 TC-145 전단증폭기와 TC-241 주증폭기를 다중채널분석기(Multichannel analyzer, MCA)와 함께 개인컴퓨터에서 사용할 수 있는 AccuSpec/A (Canberra Industries Inc., Meriden Connecticut, U.S.A)를 이용하여 에너지 스펙트럼을 얻어 비교하였다. 그리고 방사선원은 광붕우리가 140 keV인 Tc-99m 2.96 MBq (80 μ Ci)와 662 keV인 Cs-137 37 kBq (1 μ Ci)를 이용하였다.

에너지 스펙트럼을 얻기 위해서 데이터 획득시간을 250초로 설정하였고, 선원에 대한 에너지 채널을 위해 ADC (Analog to Digital Converter) 입력크기를 4096, 변환이득(conversion gain)을 4096으로 하여 MCA를 이용하여 계수하였다.

1) 에너지 분해능 측정

에너지 분해능을 구하기 위해서 광붕우리에 대해 가우시안 회귀분석을 적용하였고, 가우시안 함수는 다음과 같다.

$$A_i = A_0 e^{-\frac{(c_i - c_p)^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

A_i 는 채널 c_i 에서의 가우시안 함수값이다. A_0 는 가우시안 붕우리의 높이이고, c_p 는 가우시안 붕우리 중심, σ 는 가우시안 너비이다. FWHM (Full Width at Half Maximum)을 얻는데 사용되는 ΔE_{FWHM} 는 대략 2.36σ 이고, FWTM (Full Width at Tenth Maximum)을 얻는데 사용되는 ΔE_{FWTM} 는 4.29σ 이다.

$$FWHM(\%) = \left(\frac{\Delta E_{FWHM}}{E_\gamma} \right) \times 100\% \quad (2)$$

$$FWTM(\%) = \left(\frac{\Delta E_{FWTM}}{E_\gamma} \right) \times 100\% \quad (3)$$

E_γ 는 광붕우리 에너지(Photopeak energy)이다.

2) 에너지 선형성 측정

자체 제작된 전단증폭기와 주증폭기의 에너지 선형성을 측정하기 위해서, EP-047 검출기를 이용하였고 MCA의 채널 이득을 조정하여 Tc-99m 140 keV의 붕우리를 조정후, Tc-99m의 후방산란 붕우리(Backscatter peak, 90 keV), I-131의 첫 번째 광붕우리(364 keV)와 두 번째 광붕우리(284 keV),

Cs-137 광붕우리(662 keV)의 채널을 측정하였다. 측정된 채널과 에너지들을 이용하여 다음과 같은 채널에 대한 선형방정식으로 나타냈다.

$$Y = C_1 X + C_0 \quad (4)$$

Y는 에너지를 나타내고, X는 채널을 나타낸다. 그리고 C_0 는 에너지 절편을 C_1 는 이득을 나타낸다.

결 과

본 연구에서는 전단증폭기와 주증폭기를 설계한

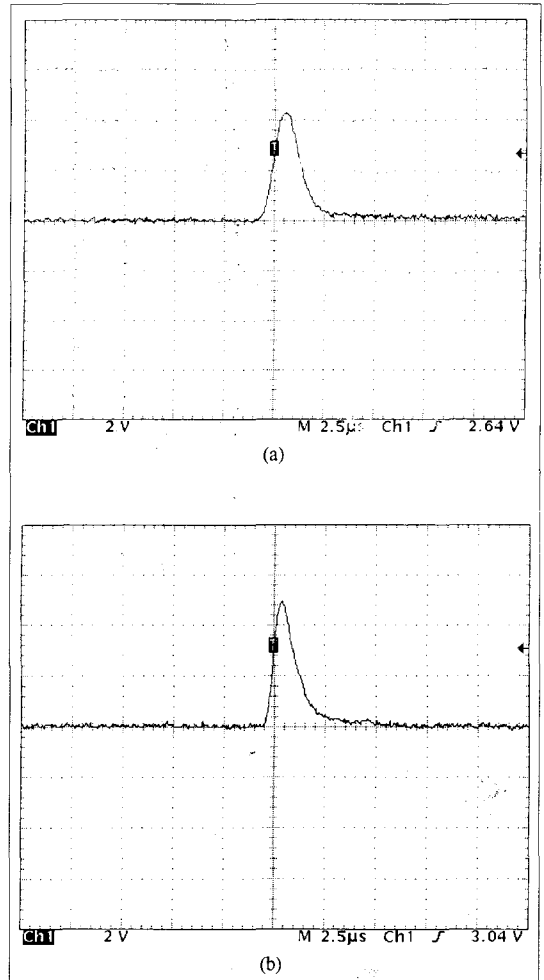


Fig. 5. Signals of amplifier were obtained by commercial nuclear instrument module (a) and printed circuit board (b). Both signals were unipolar and the radiation source used for the study was Cs-137.

후(Fig. 1, 2) 폭이 4 cm, 길이 12 cm인 PCB로 제작하였다. 이것은 상용으로 나온 진단증폭기와 주증폭

기 부피에 비해 소형이며 자체 제작한 진단증폭기와 주증폭기이다(Fig. 4). 진단증폭기의 적분시간상수

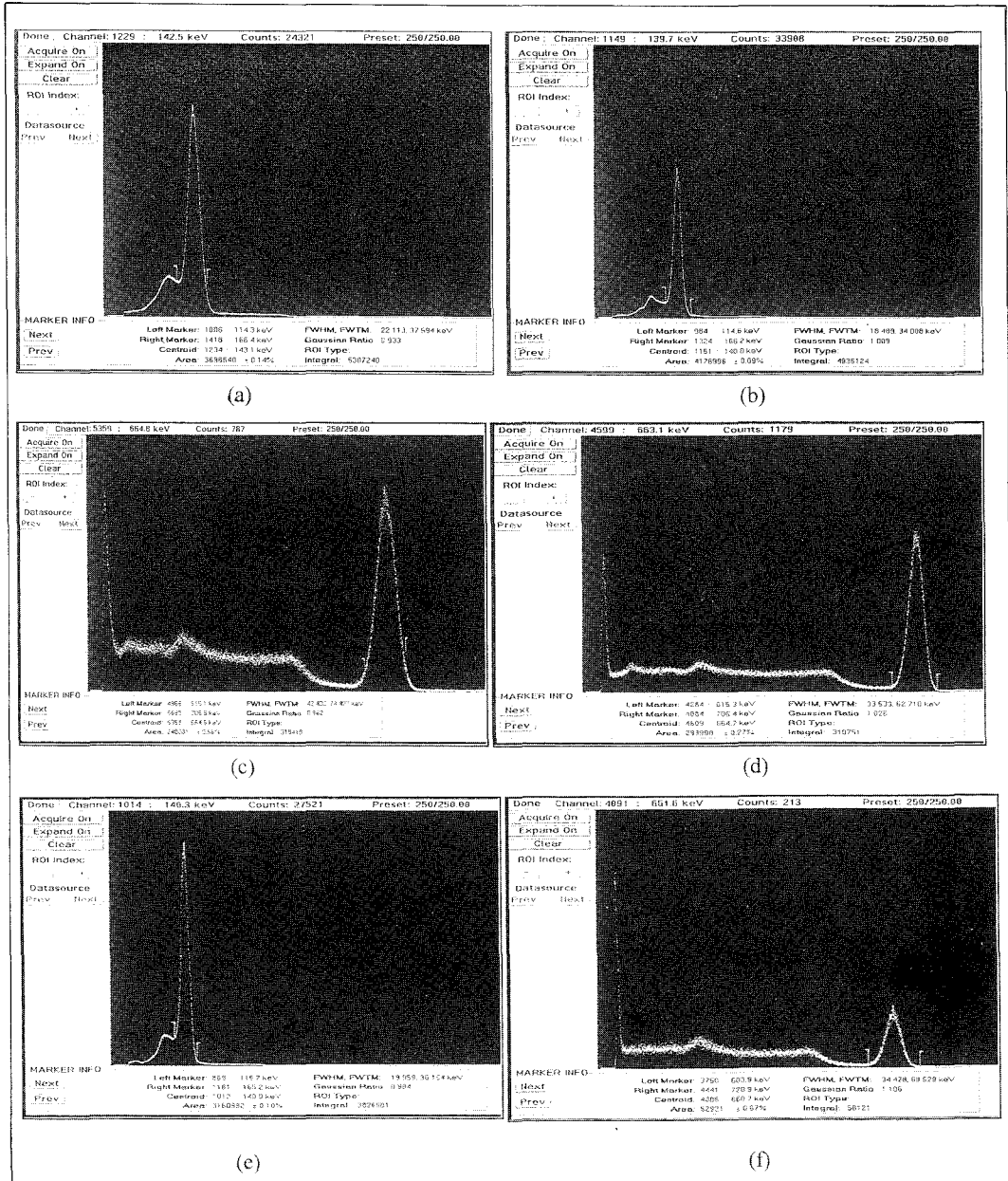


Fig. 6. Energy spectra of EP-047 (Bicron Saint-Gobain/Norton Industrial Ceramics Co., Ohio, U.S.A) and R1535 (Hamamatsu Photonics K.K., Electron Tube Center, Shizuoka-ken, Japan) detector obtained with nuclear instrument modules (NIMs) and developed printed circuit board (PCB). (a) Tc-99m energy spectrum obtained by EP-047 detector with NIMs, (b) Tc-99m energy spectrum obtained by EP-047 with PCB, (c) Cs-137 energy spectrum obtained by EP-047 with NIMs, (d) Cs-137 energy spectrum obtained by EP-047 with PCB, (e) Tc-99m energy spectrum obtained by R1535 with PCB, (f) Cs-137 energy spectrum obtained by R1535 with PCB.

Table 1. Results of Energy Resolution for NIM* and Developed PCB[†]

Instrument	Detector	Energy resolution (FWHM [‡])		Energy resolution (FWTM [§])		Photopeak counts	
		Tc-99m (%)	Cs-137 (%)	Tc-99m (%)	Cs-137 (%)	Tc-99m	Cs-137
NIM*	EP-047	14.6	7.58	26.85	11.24	24321	787
	R1535	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Developed PCB [†]	EP-047	12.92	5.01	24.45	9.47	33908	1179
	R1535	13.75	5.19	25.80	10.50	27521	213

*, nuclear instrument module; [†], printed circuit board; [‡], full width at half maximum; [§], full width at tenth maximum

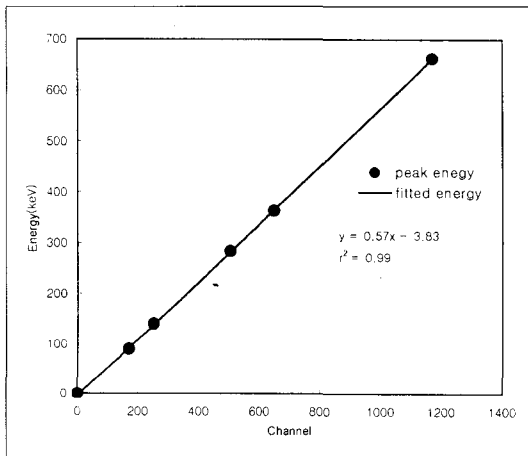


Fig. 7. The graph showed excellent linearity between the peak energy and number of channels.

는 20 ns이며, 주증폭기의 미분시간상수와 적분시간 상수는 각각 10 ns와 20 ns이었다.

Fig. 5는 NIM과 PCB의 주증폭기에서 나온 단극 펄스(unipolar pulse)를 오실로스코프에서 측정한 것을 보여준다. NIM에서 나온 신호는 가우시안 모양에 가까운 펄스모양을 보이고 있었으며, PCB는 약간의 후미(tail) 펄스를 가지고 있는 것을 볼 수 있었다.

1. 성능평가

자체 개발한 PCB를 NaI (Tl) 섬광체가 부착된 EP-047 검출기에 연결하여 얻어낸 Cs-137과 Tc-99m 에너지 스펙트럼은 상용 NIM을 연결하여 얻은 에너지 스펙트럼 모양과 일치하였으며, 자체 개발한

PCB와 NIM 모두 광봉우리의 위치가 이동되지 않고 안정적이었다. 그러나, NaI (Tl) 섬광체가 부착된 R1535 검출기를 상용 NIM에 연결하였을 때 Cs-137의 에너지 스펙트럼의 광봉우리 위치가 변화되었다. 또한 NIM 사용시 Tc-99m의 스펙트럼도 쉽게 얻을 수가 없었던 반면에, 자체 제작 PCB는 EP-047을 연결하였을 때와 마찬가지로 쉽게 두 방사선원의 에너지 스펙트럼을 볼 수 있었으며, 광봉우리 위치 이동은 전혀 없었다(Fig. 6).

EP-047 검출기와 연결한 NIM에서 얻은 각 방사선원들의 에너지 분해능은 Tc-99m (140 keV)이 14.6%, Cs-137 (662 keV)이 7.58%이었다. 그리고 EP-047과 연결한 자체제작 PCB에서 얻은 각 방사선원들의 에너지 분해능은 Tc-99m (140 keV)이 12.92%, Cs-137 (662 keV)이 5.01%이었다. 또한 R1535 검출기와 연결한 자체제작 PCB에서 얻은 각 방사선원들의 에너지 분해능은 Tc-99m (140 keV)이 13.75%, Cs-137 (662 keV)이 5.19%이었다. NIM을 이용한 것보다 자체제작 PCB를 이용시 에너지 분해능이 우수한 것을 볼 수 있었다(Table 1).

제작된 전단증폭기와 주증폭기의 에너지 선형성을 측정하기 위해서 EP-047 검출기를 이용하였다. 이용한 에너지는 Tc-99m 광봉우리(140 keV)와 후방산란 봉우리(90 keV), I-131 첫 번째 광봉우리(364 keV)와 두 번째 광봉우리(294 keV), Cs-137 광봉우리(662 keV)를 측정하였다.

자체 제작된 PCB는 핵의학에서 주로 사용하는 에너지 영역 즉, 90~662 keV 범위 안에서 에너지 교정을 하였다. 대부분의 상용 NIM과 같이 약간의

이득 조정이 필요하지만, 에너지 선형성이 우수하게 나타났다($r^2=0.99$)(Fig. 7).

고 찰

본 연구에서 자체 설계한 진단증폭기와 주증폭기는 폭이 4 cm, 길이 12 cm인 PCB에 제작되었다. 자체제작 PCB는 전하민감형 진단증폭기와 CR-RC 성형을 할 수 있는 주증폭기로 이루어져 있다. 진단증폭기와 주증폭기는 일반적으로 연산증폭기(Operational Amplifier, OPamp) 칩을 이용하여 제작할 수 있는데, 핵의학 기기에서 사용되는 연산증폭기는 핵의학 검출기에서 나오는 펄스가 작고 쉽게 잡음이 발생할 수 있기 때문에 낮은 잡음 특성을 가지는 것을 선택할 필요성이 있다. 연산증폭기의 잡음의 영향은 주파수에 따라 잡음의 차이가 발생하기 때문에 V/\sqrt{Hz} 로 표시하는데, 본 연구에서 사용한 연산증폭기의 잡음특성은 $18nV/\sqrt{Hz}$ (nV/\sqrt{Hz} : 연산증폭기의 잡음표시 단위)로써 좋은 특성을 보여주었다.

자체제작 PCB 성능을 비교하기 위해 사용된 NIM은 NaI (TI) 섬광체가 부착된 EP-047 검출기와 연결하였을 때 Tc-99m과 Cs-137의 안정된 에너지 스펙트럼을 보여주었으나, NaI (TI) 섬광체가 부착된 R1535 검출기를 연결하여 사용시 MCA 상에서 Tc-99m 에너지 스펙트럼을 측정하기가 매우 어려웠으며 Cs-137의 에너지 스펙트럼은 광봉우리가 계속 이동하는 특성을 보여주었다. 그러나, R1535 검출기와 상용 NIM을 이용하여 얻은 에너지 스펙트럼이 불안정한 것에 대해 정확한 원인을 알 수는 없었다.

자체 제작 PCB에 대해 2"×2" NaI (TI) 섬광체가 부착된 EP-047 검출기가 1"×1" NaI (TI) 섬광체가 부착된 R1535 검출기의 에너지분해능이 좋은 이유는 섬광체 크기에 따른 영향에 대해 보고 되어 온 것처럼,¹⁰⁾ 1"×1" NaI (TI)보다 2"×2" NaI (TI)가 두께뿐만 아니라 크기도 커지기 때문에 감마선과 섬광체의 상호작용 하에 발생하는 광전자의 수가 증가되고 이에 따라 광봉우리의 계수가 증가되어 분해능이 좋아진다고 분석된다.

진단증폭기의 설계는 펄스들의 겹침을 고려하여

설계되어야 한다. 이러한 펄스 겹침은 펄스의 너비를 최소화하는 것에 의해서 줄여 줄 수 있다. 본 연구에서 제작된 진단증폭기는 펄스의 너비를 줄이는 것으로 이러한 제한점을 최소화시키려고 하였다. 그러나, 일반적으로 핵의학 검출기의 진단증폭기의 적분시간상수는 20~200 μ sec으로 되어있고, 최근 문헌에 의하면 120~200 ns의 적분시간상수가 NaI (TI)을 이용한 핵의학 기기에 좋은 에너지 분해능과 공간분해능을 준다고 보고되고 있으며,⁸⁾ 1~2 μ s의 적분시간상수를 쓰는 것도 적지 않다. 본 연구에서 시간상수를 20 ns로 설계 제작한 진단증폭기는 NaI (TI)를 부착하여 상용 NIM과 에너지 스펙트럼에 대해 비교한 결과, 상용 NIM보다 좋은 에너지 분해능을 보여주고 있다. 그러나, 진단증폭기의 시간상수에 따른 에너지 분해능과 공간분해능의 변화에 대해 앞으로 더 연구되어야 할 분야이다. 주증폭기는 가우시안(CR-(RC)⁴⁾ 또는 삼각모양에 가까운 성형을 하는 주증폭기들이 상업적으로 많이 이용되고 있으며, 신호 대 잡음비가 CR-RC 보다 더 좋다고 보고되고 있으므로,¹¹⁾ 이에 대한 연구와 펄스 겹침을 유발할 수 있는 후미펄스의 보정에 대한 연구도 계속 수행되어야 할 것으로 사료된다.

자체제작 PCB는 EP-047과 R1535에서 모두에서 안정된 에너지 스펙트럼과 좋은 에너지 분해능, 그리고 선형성을 보여주어 현재 개발 중인 소형 계수형 또는 영상용 감마프로브에 유용하게 사용될 수 있을 것으로 사료된다. 펄스신호의 성형과 시간상수에 대한 최적화 연구를 계속한다면 앞으로 국내개발 가능성이 높은 방사선계측기기, 소형 및 일반 감마 카메라, SPECT, 그리고 PET과 같은 핵의학계측 및 영상기기의 국산화개발에 도움을 줄 수 있을 것으로 기대된다.

요 약

목적: 핵의학장비를 구성하는 신호처리단의 진단증폭기와 주증폭기는 방사선의 에너지 정보를 주는 펄스를 분석하는 데 중요한 부분이다. 이러한 신호처리부분들은 대부분 크기가 표준화된 상용의 Nuclear Instrument Module (NIM)을 사용한다. 그러나, NIM

은 이동형 감마프로브에 사용하기에는 너무 부피가 커서 부적합한 편이다. 이를 위해 본 연구는 이동형 감마프로브에 적합한 소형화된 진단증폭기와 주증폭기를 자체 제작하여 성능평가를 하였다. **대상 및 방법:** 본 연구에서 제작된 진단증폭기는 전하민감형 진단증폭기였으며, 주증폭기는 capacitor resistor-resistor capacitor (CR-RC) 회로를 이용하여 제작되었다. 제작 후 성능평가를 위해 2"×2" NaI (TI) 섬광체가 부착된 EP-047 (Bicron Saint-Gobain/Norton Industrial Ceramics Co., Ohio, U.S.A) 검출기와 1"×1" NaI (TI) 섬광체가 부착된 R1535 (Hamamatsu Photonics K.K., Electron Tube Center, Shizuoka-ken, Japan) 검출기를 다중채널분석기인 AccuSpec/A (Canberra Industries Inc., Meriden Connecticut, U.S.A)를 이용 에너지 스펙트럼을 얻었다. NIM은 TC145 (Oxford Instruments Inc., Oak Ridge, U.S.A)와 TC241 (Oxford Instruments Inc., Oak Ridge, U.S.A)을 이용하였다. 에너지 스펙트럼은 37 kBq (1 μ Ci) Cs-137과 2.96 MBq (80 μ Ci) Tc-99m의 방사선원을 이용하여 250초씩 얻었다. **결과:** 자체 제작한 진단증폭기와 주증폭기를 EP-047 검출기와 연결하여 얻은 Tc-99m (140 keV)과 Cs-137 (662 keV)의 에너지 분해능은 각각 12.92%, 5.01%이었으며, R1535 검출기를 연결하여 얻은 Tc-99m과 Cs-137의 에너지 분해능은 각각 13.75%, 5.19%이었다. 그리고 NIM을 EP-047 검출기와 연결하여 얻은 Tc-99m과 Cs-137의 에너지 분해능은 14.6%, 7.58%이었으나, R1535 검출기를 연결하여 얻은 Cs-137 에너지 스펙트럼은 광봉우리 위치가 변화되어 안정되지 못하였고, Tc-99m의 에너지 스펙트럼은 쉽게 얻을 수 없었다. **결론:** 본 연구에서 자체 제작한 진단증폭기와 주증폭기는 광증배관의 종류에 관계없이 우수한 성능을 보여주었다. 결론적으로, 본 연구에서 제작한 진단증폭기와 주증폭기는 소형화된 계수용 감마프로브와 영상용 감마프로브에 활용하는데 유용할 것이라고 사료된다.

감사의 글

본 연구에 사용할 수 있도록 Bicron EP-047 검출기를 제공해주신 원자력병원 방사선안전관리실 김장휘 선생님과 좋은 논문이 될 수 있도록 심사를 위해 수고해 주신 심사위원님께 감사드립니다.

참고 문헌

- 1) Knoll GF. *Radiation detection and measurement*. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1989. p. 555-651.
- 2) Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 2nd ed. New York: Grune & Stratton; 1987. p. 84-114.
- 3) Harbert J. *Textbook of nuclear medicine*. 2nd. ed. Philadelphia: LEA & FEBIGER; 1984. p. 33-45.
- 4) Weisenberger AG, Bradley EL, Majewsky 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) Levin CS, Hoffman EJ, Tornai MP, MacDonald LR. PSPMT and photodiode designs of a small scintillation camera for imaging malignant breast tumors. *IEEE Trans Nucl Sci* 1997;44:1513-20.
- 6) Kim JH, Choi Y, Kwon HS, Kim HJ, Kim SE, Coe YS, et al. Development of a small gamma camera using NaI (TI)-position sensitive photomultiplier tube for breast image. *Korean J Nucl Med* 1998;32:365-73.
- 7) 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.
- 8) Freifelder R, Karp JS, Wear JA, Locker, Newcomer FM, Surti S, et al. Comparison of multi-Pole shaping and delay line clipping pre-amplifiers for position sensitive NaI (TI) detectors. *IEEE Trans Nucl Sci* 1998;45:1138-43.
- 9) Siegel S, Silverman RW, Shao Y, Cherry SR. Simple charge division readouts for imaging scintillator arrays using a multi-channel PMT. *IEEE Trans Nucl Sci* 1996;43:1634-41.

10) Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 2nd ed. New York: Grune & Stratton; 1987. p. 229-30.

11) Knoll GF. *Radiation detection and measurement*. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1989. p. 584-651.
