

베타/감마 동시 측정용 광섬유 이중 검출기의 개발을 위한 기초연구

Feasibility Study on Development of a Fiber-Optic Dual Detector to Measure Beta- and Gamma-rays Simultaneously

홍 승 한* · 신 상 훈* · 심 혁 인* · 김 선 근* · 전 혜 수* · 장 재 석* ·
김 재 석* · 권 구 원* · 장 경 원* · 유 욱 재* · 이 봉 수†

(Seunghan Hong · Sang Hun Shin · Hyeok In Sim · Seon Geun Kim · Hyesu Jeon · Jaeseok Jang ·
Jaeseok Kim · Guwon Kwon · Kyoung Won Jang · Wook Jae Yoo · Bongsoo Lee)

Abstract - A fiber-optic beta/gamma dual detector system with two types of sensing probes was fabricated to detect the beta- and gamma-rays simultaneously. As scintillators of the sensing probe type 1, two different inorganic scintillators, $\text{CaF}_2(\text{Eu})$ and $\text{LYSO}(\text{Ce})$ crystals, were used to obtain the each scintillating efficiency with respect to beta- and gamma-rays and the inherent energy spectra of radioactive isotopes. In the case of the sensing probe type 2, which is composed of two identical inorganic scintillators and a beta shielding material based on the lead, it could discriminate beta- and gamma-rays using a subtraction method. In conclusion, we demonstrated that the proposed fiber-optic beta/gamma dual detector could measure and discriminate beta- and gamma-rays using both energy spectroscopy and subtraction method.

Key Words : Fiber-optic detector, Beta-ray, Gamma-ray, $\text{CaF}_2(\text{Eu})$ crystal, $\text{LYSO}(\text{Ce})$ crystal

1. 서 론

핵의학(nuclear medicine)은 방사성동위원소(radioisotope)에서 방출되는 방사선을 이용하여 인체의 생리적, 병리적 상태를 진단하거나 치료하는 기술로서 의료용 방사성동위원소를 제작할 수 있는 사이클로트론(cyclotron)의 발명 이후 핵의학 분야는 눈부시게 발전해왔다. 오늘날 핵의학은 방사표지화 기술(radiolabeling technique)을 이용하여 방사성동위원소를 방사성의약품(radiopharmaceuticals)의 형태로 변형하여 체내의 대사를 영상화하는 핵의학영상진단법(diagnostic nuclear medicine imaging) 또는 특정 종양세포에 대하여 선택성이 있는 항체에 방사선을 방출하는 방사성동위원소를 표지하여 종양을 영상화하거나 치료하는 방사면역신티그라피(radioimmunoscintigraphy)와 방사면역치료(radioimmunotherapy) 등에 적용된다[1-3].

앞서 설명한 바와 같이 방사성의약품이 질병의 진단과 치료에 이용되기 위해서는 체내에 투여된 방사성의약품이 집적된 이상조직의 분포 및 대사 변화를 측정할 수 있는 핵의학 장비의 발전이 필수적이다. 일반적으로 방사성의약품을 이용한 핵의학 수술 시, 단일광자방출 단층촬영장치

(SPECT, single photon emission computed tomography)와 양전자방출 단층촬영장치(PET, positron emission tomography)를 이용하여 영상을 확인한 뒤 종양 부위를 제거하지만, 체내 장치로부터 종양을 절개한 후에 남게 되는 잔류 종양(remnant tumor)은 외과의(neurosurgeon)들이 모니터를 통해 확인한 영상만으로는 완벽하게 제거할 수 없는 실정이다. 이런 한계성을 극복하기 위하여 수술실 내에서 자유롭게 이동하며, 잔여병소의 유무 또는 크기를 평가할 수 있는 외과수술용 베타/감마 프로브(intraoperative beta/gamma probe)와 같은 소형 의료기기에 대한 개발의 중요성이 대두되고 있으며, 연구가 활발하게 수행되고 있다[4-6]. 하지만 현재 임상에서 사용되는 외과수술용 프로브는 베타선 혹은 감마선의 단일 방사성핵종(radionuclide)에 대해서만 검출이 가능하기 때문에 베타선과 감마선을 동시에 방출하는 방사성의약품을 검출할 경우, 단일 방사성핵종에 대한 정량적 측정이 불가능하다[7],[8]. 이러한 단점으로 인하여 베타선과 감마선을 동시에 계측할 수 있는 베타/감마 프로브가 연구되고 있으나 검출 가능한 방사성핵종의 에너지 대역이 제한적이고, 섬광체(scintillator)에서 발생하는 섬광신호의 광 강도(light intensity) 또는 광량을 이용하여 방사성핵종의 방사능(activity) 및 그 유무만을 판별할 수 있는 것이 대부분이다. 또한 상용화된 외과수술용 프로브는 섬광체와 광증배관(PMT, photomultiplier tube)이 직접 연결되어있는 구조로서 수술실 내의 대형 의료장비에서 발생하는 강한 전자기장과 고주파의 영향에 취약하다는 단점을 가진다.

기존 외과수술용 프로브의 기본 구조인 섬광체와 광증배관에 광섬유(optical fiber)를 적용하여 광섬유 센서가 가지

* Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea

† Corresponding Author : Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea

E-mail : bslee@kku.ac.kr

Received : September 3, 2013; Accepted : January 28, 2014

는 다양한 장점을 접목할 수 있다. 일반적으로 광섬유 센서는 광 신호의 전송경로로서 광섬유를 사용하므로 신호 전송 시, 전자기파 및 고주파로부터 간섭을 받지 않는다. 이로 인하여 대형 의료장비로부터 유발되는 신호의 노이즈를 줄일 수 있다. 또한 광섬유 센서는 부피가 작고 소형으로 제작이 용이하기 때문에 수술 중 체내에 잔존하는 방사성핵종의 위치를 파악하는데 유리한 이동성 및 높은 공간 분해능을 보유할 수 있다[9-12]. 이에 따라 본 연구에서는 다양한 방사성핵종의 검출 및 구분을 위하여 서로 다른 2개의 무기섬광체(inorganic scintillator)를 이용하여 베타선과 감마선을 동시에 계수(counting)하고 분리 검출을 시도하였으며, 또한 섬광체와 베타선 차폐물질(beta shielding material)을 이용하여 베타선과 감마선을 동시에 검출한 뒤 감법(subtraction method)을 통해 베타선을 분리 검출하였다. 또한 과다분석기(MCA, multichannel analyzer)를 이용한 방사선의 에너지 분광(energy spectroscopy)을 통해 방사성핵종의 구분이 가능한 광섬유 기반의 외과수술용 베타/감마 이중 검출기(dual detector)의 개발을 위한 기초실험을 수행하였다.

2. 본 론

2.1 연구 방법

본 연구에서는 베타선 및 감마선의 동시측정을 위하여 베타선과 감마선에 각각 민감하게 반응하는 무기섬광체 결정(crystal)인 CaF₂(Eu)(europium-doped calcium fluoride)와 LYSO(Ce)(cerium-doped lutetium yttrium orthosilicate)를 이용한 베타/감마 이중 검출기 타입 1 그리고 섬광체와 베타선 차폐물질을 이용한 베타/감마 이중 검출기 타입 2로 나누어 제작하였다. 기본적으로 베타선과 감마선은 각각 하전입자와 전자기파 방사선으로서 물질과의 상호작용에 큰 차이가 있다. 이중 검출기 타입 1을 이용한 베타선과 감마선의 분리 및 검출은 특정 방사선에 대한 섬광체의 섬광효율(scintillating efficiency)의 차이를 이용하였고, 이중 검출기 타입 2의 경우에는 베타선과 감마선의 물질에 대한 비정(range)의 차이를 기반으로 제작되었다.

표 1 CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정의 물리적 특징
Table 1 Physical properties of CaF₂(Eu) and LYSO(Ce) crystals

	CaF ₂ (Eu) crystal	LYSO(Ce) crystal
Density (g/cm ³)	3.18	7.15
Luminescence (nm)	435	420
Decay time (ns)	940	40
Light yield (%) relative to NaI(Tl)	50	85

첫 번째로 베타/감마 이중 검출기에 쓰인 무기섬광체 중 CaF₂(Eu) 결정(Saint-Gobain Ceramics & Plastic)은 베타선을 검출하기 위하여 사용되었고, 이는 CaF₂(Eu) 결정이 낮은 원자번호(Z_{eff} = 16)의 물질이며 고에너지 감마선의 분광에서 낮은 광 분류(photofraction)를 가지는 반면, 수 백 keV의 저에너지를 갖는 감마선 또는 하전입자와는 후방산

란의 발생율이 낮기 때문에 베타선 측정에 탁월한 성능을 발휘하기 때문이다[3]. CaF₂(Eu) 결정의 최대 섬광발생 파장은 435 nm로서 실험에 사용된 450 nm의 최대 민감 파장(peak sensitivity wavelength)을 가지는 광증배관을 이용한 섬광신호의 검출에 효과적이며, CaF₂(Eu) 결정은 수분을 흡수하여 변성되는 조해성(hygroscopic)이 없기 때문에 광섬유를 이용한 방사선 센서의 검출부로 사용하기에 용이한 장점을 지니고 있다.

두 번째로 LYSO(Ce) 결정(Advanced Microwave Technologies Solution)은 베타/감마 이중 검출기의 감마선 검출용 섬광체로 사용되었으며, 이는 높은 원자번호와 밀도를 가진다. 일반적으로 감마선 검출에 사용되는 섬광체로는 NaI(Tl)(thallium-doped sodium iodide), BGO(bismuth germinate) 등이 있으나, LYSO(Ce)는 NaI(Tl)와 대조적으로 조해성이 없어 광섬유와의 접합에 효과적이며, BGO 보다 4배 높은 섬광효율을 가지고 있다[13]. 표 1은 실험에 사용한 무기섬광체인 CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정의 물리적 특성을 보여 준다.

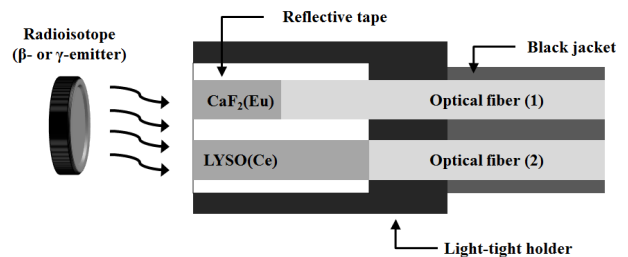


그림 1 CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정을 이용한 베타/감마 감지 프로브 타입 1의 구조

Fig. 1 Structure of a beta/gamma sensing probe (type 1) using CaF₂(Eu) and LYSO(Ce) crystals

그림 1은 CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정을 이용하여 제작한 베타/감마 이중 검출기 타입 1을 구성하는 감지프로브의 구조를 보여주며, 감지프로브 내에 위치한 CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정에서 발생하는 각각의 섬광신호를 통해 베타선과 감마선의 동시 검출이 가능하도록 설계하였다. CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정을 나란히 배열한 뒤, 각각의 섬광체와 광증배관 사이에 10 cm 길이의 섬광신호 전송용 광섬유를 연결한 형태로 감지프로브를 제작하였고, 베타선과 감마선을 동시에 검출한 뒤 각 섬광체에서의 섬광효율을 비교하여 베타선 및 감마선을 구분하는 원리를 기반으로 한다. 섬광체에서 발생한 미약한 섬광신호의 전송을 위해 사용된 광섬유는 계단형 굴절률(step-index)을 가지는 3 mm 직경의 다중모드(multimode) 플라스틱 광섬유(CK-120, Mitsubishi Rayon)로서 코어(core)는 1.49의 굴절률을 가지는 폴리메틸메타크릴레이트(polymethylmethacrylate, PMMA)이고, 클래딩(cladding)은 불소중합체(fluorinated polymer)로 구성되며, 광섬유의 개구수(numerical aperture, NA)는 0.5이다.

실험에 사용된 CaF₂(Eu) 결정은 지름이 5 mm, 두께가 1 mm인 디스크 형태이고, 특히 두께는 실험에 사용된 베타선 원 Tl-204의 최대 에너지의 비정이 CaF₂(Eu) 결정 내에서 0.883 mm임을 고려하여 선정하였으며, 또한 실험에 사용된

감마선원인 Na-22의 비정이 베타선보다 크므로 CaF₂(Eu) 결정의 두께를 얇게 제작하여 감마선과 CaF₂(Eu) 결정과의 방사선 상호작용(radiation interaction)에 의해 이차전자(secondary electron)가 발생할 확률을 낮게 하였다. 아래의 식(1)을 이용하여 CaF₂(Eu) 결정에서 베타선의 최대 에너지가 E_{max} (MeV)일 경우의 비정 R (g/cm²)을 구할 수 있다.

$$R = 0.407(E_{max})^{1.38} (0.15 < E_{max} < 0.8) \quad (1)$$

또한 CaF₂(Eu) 결정의 두께 결정 시, 섬광체에서 발생된 섬광빛이 CaF₂(Eu) 결정의 광학적 특성으로 인하여 CaF₂(Eu) 결정에 흡수되는 자체흡수(self-absorption)를 고려하여야 하며, 이는 결정의 두께가 두꺼워질수록 전송되는 섬광량이 점차 감소하게 되어 광 감쇄(light attenuation)를 유발한다. 최종적으로 CaF₂(Eu) 결정의 두께는 베타선의 최대 에너지와 섬광체의 물리적 특성을 고려하여 1 mm로 선정하였다[14].

본 실험에 사용된 LYSO(Ce) 결정의 형태는 5 mm의 지름을 가지고, 감마선의 에너지를 충분히 흡수할 수 있도록 15 mm의 두께를 가지는 원통형이다. Na-22로부터 방출되는 2개의 511 keV 소멸감마선과 1,275 keV의 감마선을 모두 검출할 수 있는 LYSO(Ce) 결정의 두께 결정 시, 몬테카를로 시뮬레이션 프로그램(MCNPX, Monte Carlo N-particle transport code)을 이용하여 섬광체의 두께 변화에 따라 섬광체 내에서 축적되는 에너지를 전산모사 하였으며, 전산모사에 사용된 방사성동위원소와 섬광체의 물리적 특성 및 기하학적인 구조는 실험과 동일하게 구성하였다.

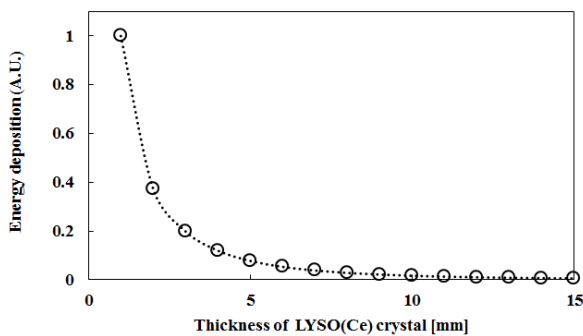


그림 2 LYSO(Ce) 결정의 두께 변화에 따라 결정에 축적되는 Na-22의 감마선 에너지 비율
 Fig. 2 Ratio of energy deposition of the gamma-ray emitted from Na-22 according to the thickness of LYSO(Ce) crystal

그림 2는 Na-22에서 방출된 감마선이 LYSO(Ce) 결정 내부를 진행할 때 결정의 두께 변화에 따라 LYSO(Ce) 결정에 축적되는 감마선의 에너지 변화를 보여주며, 두께가 두꺼워질수록 결정 내에 축적되는 감마선의 에너지양이 적어지고 10 mm 이상에서 부터는 축적된 에너지양이 0에 가까운 것을 확인할 수 있다. 본 연구에서는 몬테카를로 전산모사의 결과를 기준으로 Na-22의 감마선 에너지를 충분히 흡수할 수 있는 15 mm의 두께를 갖는 LYSO(Ce) 결정을 이

용하여 실험을 수행하였다.

그림 3은 2개의 동일한 섬광체와 베타선 차폐물질을 이용한 베타/감마 이중 검출기 타입 2를 구성하는 감지프로브의 구조를 보여준다. 이는 베타/감마선 측정용 섬광체와 베타선 차폐물질을 섬광체의 전면부에 접합한 감마선 측정용 섬광체를 배열하여 베타선과 감마선을 동시에 검출한 뒤 감법을 통해 베타선을 분리 검출하는 원리를 기반으로 하며, 섬광체로는 그림 1에서 제시한 무기섬광체와 동일한 크기의 CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정을 사용하였다. 베타선 차폐물질로는 납(Pb, lead)을 사용하였고, 764 keV의 최대 에너지를 가지는 Tl-204 베타선원을 차폐하기 위하여 식 (1) 및 몬테카를로 전산모사의 결과를 바탕으로 납의 두께는 0.248 mm로 결정하였다.

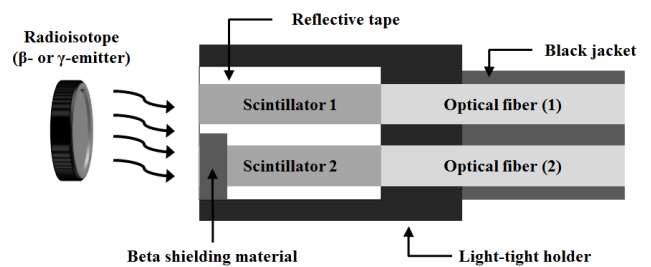


그림 3 섬광체와 베타선 차폐물질을 이용한 베타/감마 감지프로브 타입 2의 구조
 Fig. 3 Structure of a beta/gamma sensing probe (type 2) using two scintillators and a beta shielding material

그림 4는 방사성 동위원소와 베타/감마 이중 검출기 시스템을 이용한 전체 실험구성을 나타낸다. 베타선과 감마선에 의해 감지프로브 내에 위치한 각각의 섬광체에서 발생된 섬광신호는 광섬유를 통해 광증배관(H10721-01, Hamamatsu Photonics)으로 전송된다. 광증배관에서 발생한 전류신호는 증폭기(C7319, Hamamatsu Photonics)로 인하여 전압신호로 변환 및 증폭되고, 신호수집장치(DAQ, data acquisition board: NI USB-6259, National Instrument)를 통해 컴퓨터로 전송되어 출력 및 저장된다. 신호수집장치를 이용한 실시간 섬광신호의 측정뿐만 아니라 측정되는 방사선이 가지는 고유의 에너지 스펙트럼(inherent energy spectrum)을 분석하기 위하여 정형증폭기(shaping amplifier, 572A, ORTEC®) 및 파고분석기(EASY-MCA-8k, ORTEC®)를 이용하여 방사선 각각의 에너지 스펙트럼을 획득하였다. 실험에 사용된 베타선 방출 방사성동위원소는 Tl-204로서 0.77 μCi의 방사능을 가지고, 최대 에너지가 764 keV인 하전입자를 방출한다. 또한 감마선 방출 방사성동위원소로 사용된 Na-22는 0.35 μCi의 방사능을 가지며, 511 keV와 1,275 keV의 단일 에너지를 방출한다. 첫 번째로 신호수집장치를 통해 획득된 전압신호의 경우, 섬광효율의 분석 및 감법을 통한 베타선 및 감마선의 분리에 적용되었다. 두 번째로 파고분석기의 경우, 각각의 방사선원에서 방출되는 방사선의 고유 에너지 스펙트럼을 이용한 베타선 및 감마선을 구별에 사용되었다.

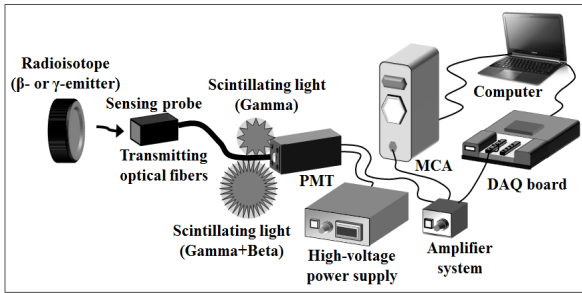


그림 4 베타/감마 이중 검출기를 이용한 전체 실험구성
 Fig. 4 Experimental setup using a fiber-optical beta/ gamma dual detector

2.2 결과 및 고찰

CaF₂(Eu)와 LYSO(Ce) 결정을 이용한 베타/감마 이중 검출기 타입 1을 이용하여 베타선 및 감마선에 대해 감지프로브 내에 위치한 CaF₂(Eu)와 LYSO(Ce) 결정 각각의 검출효율을 동일한 상황에서 측정된 뒤 비교하였다.

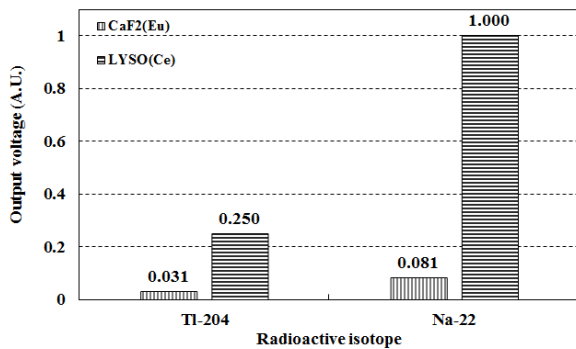


그림 5 CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정 기반의 베타/ 감마 이중 검출기의 출력 전압신호 비교
 Fig. 5 Comparison of the output voltage signals of the beta/gamma dual detector using CaF₂(Eu) and LYSO(Ce) crystals

그림 5는 신호수집장치를 통해 측정된 베타/감마 이중 검출기 타입 1의 출력 전압신호를 보여준다. 베타선 보다는 감마선 조사 시, 출력전압이 높은 것을 확인할 수 있으며, 섬광효율이 CaF₂(Eu) 결정 보다는 LYSO(Ce) 결정이 더 높은 것을 알 수 있다. 하지만 감마선에 대한 베타선의 측정비(beta/gamma measuring ratio)는 CaF₂(Eu) 결정이 12.4%로 8.1%의 LYSO(Ce) 결정에 비해 더 높으므로 CaF₂(Eu) 결정의 경우, 감마선보다는 베타선의 측정에 더 적합하다고 할 수 있다. 실험을 수행한 결과, CaF₂(Eu)와 LYSO(Ce) 결정을 이용한 베타/감마 이중 검출기 타입 1의 실시간 출력 전압의 펄스높이로 베타선 및 감마선의 유무를 판단할 수 있다. 따라서 감지프로브를 이용하여 잔류 암의 위치를 파악할 수 있지만 CaF₂(Eu)와 LYSO(Ce) 결정 각각의 섬광효율 및 감마선에 대한 베타선의 측정비를 이용하여 서로 다른 2종류의 방사선을 구분하기는 어려운 것으로 판단된다. 따라서 본 연구에서는 과교분석기를 이용하여 에너지 스펙

트럼을 추가로 측정하였다.

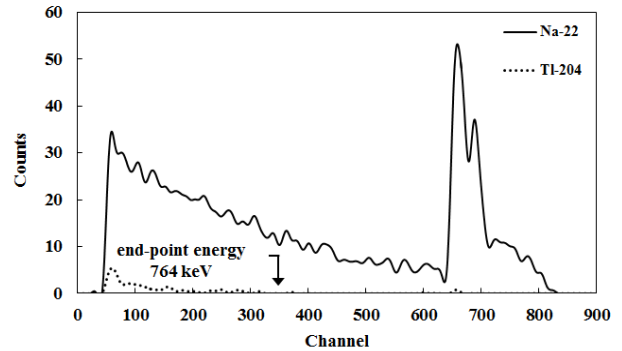


그림 6 베타/감마 이중 검출기의 CaF₂(Eu) 결정으로 측정된 에너지 스펙트럼의 비교

Fig. 6 Comparison of the energy spectra of the beta/gamma dual detector using CaF₂(Eu) crystal

그림 6은 베타/감마 이중검출기 타입 1의 감지프로브 내에 위치한 CaF₂(Eu) 결정으로 측정된 에너지 스펙트럼을 보여준다. 에너지 스펙트럼 상에서 x축의 채널(channel)은 측정된 섬광신호가 증폭시스템 및 과교분석기를 거치면서 변환된 전압신호의 크기를 나타내며, 이는 광증배관으로 입사하는 방사선 에너지를 의미한다. 또한 y축은 x축의 각 채널에 대한 계수값(counts)을 의미한다[3]. 그림에서 스펙트럼의 왼쪽부분은 에너지 분광 시, 불감시간(dead time)에 따른 측정 손실을 최소화하기 위하여 전용프로그램에서 저 채널, 즉 펄스의 높이가 낮은 부분인 노이즈를 제거한 것을 나타낸다. CaF₂(Eu) 결정으로 측정된 에너지 스펙트럼의 경우, 채널 값이 40에서 800에 해당하는 에너지 분포를 나타내었으나, Na-22 감마선원이 가지는 고유의 전 에너지 피크(full-energy peak)인 광전피크(photopeak)가 정확하게 측정되지 않았다. 또한 LYSO(Ce) 결정을 이용한 Na-22의 에너지 스펙트럼과 비교하여 계수율(counting rate)이 낮은 것을 확인할 수 있다. 하지만 베타선원 Tl-204의 경우, 끝점 에너지(end-point energy)인 764 keV까지의 연속된 붕괴에너지를 가지는 베타 에너지 스펙트럼이 측정되고, 감마선과 베타선의 계수차이가 명확하므로 에너지 스펙트럼을 이용하여

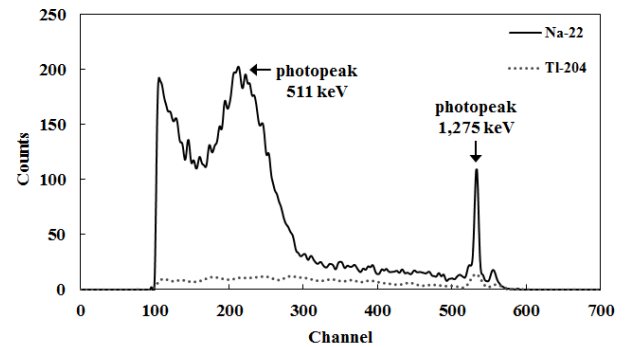


그림 7 베타/감마 이중 검출기의 LYSO(Ce) 결정으로 측정된 에너지 스펙트럼의 비교

Fig. 7 Comparison of the energy spectra of the beta/gamma dual detector using LYSO(Ce) crystal

베타선과 감마선의 구별이 가능한 것을 확인할 수 있다.

그림 7은 베타/감마 이중검출기 타입 1의 LYSO(Ce) 결정으로 측정된 에너지 스펙트럼을 나타낸다. LYSO(Ce) 결정으로 측정된 감마 에너지 스펙트럼에서는 Na-22 감마선의 피크 에너지인 511 keV와 1,275 keV에 해당하는 광전피크가 정확하게 측정되므로 베타선과 감마선의 구분뿐만 아니라 감마선의 종류 역시 확인할 수 있다[15].

그림 8은 섬광체와 베타선 차폐물질을 이용한 베타/감마 이중 검출기 타입 2로 획득한 출력 전압신호를 나타낸다. 0.248 mm 두께의 납을 베타선 차폐물질로 사용하였으며, 차폐물질의 유무에 따른 베타선 및 감마선 각각의 검출효율을 분석 및 비교하였다. 납에 의하여 베타선 또는 감마선이 감쇄되어 베타/감마 이중 검출기의 출력이 낮아지는 것을 볼 수 있으며, 베타선의 경우 대부분 차폐되어 출력전압이 0에 가까운 것을 확인할 수 있다. 위의 결과를 통해 Na-22로부터 방출되는 511 keV와 1,275 keV의 광전피크 에너지를 가지는 감마선의 조사 시, 납에 의한 차폐율은 평균 12.4%이지만 Tl-204로부터 방출되는 764 keV의 끝점 에너지를 가지는 베타선은 10% 미만만이 투과되고, 90.84% 이상은 차폐되는 것을 확인할 수 있다.

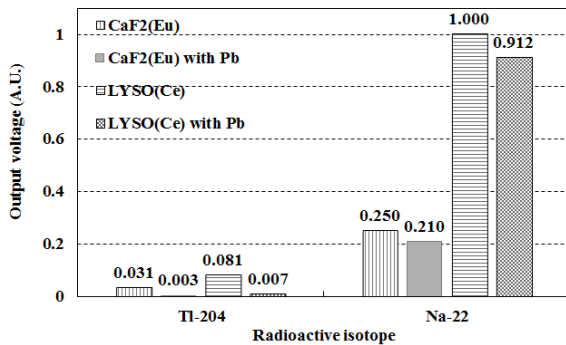


그림 8 섬광체와 차폐물질을 이용한 베타/감마 이중 검출기의 출력 전압신호 비교

Fig. 8 Comparison of the output voltage signals of the beta/gamma dual detector using scintillators and a beta shielding material

그림 9는 베타선 차폐물질의 유무에 따른 Tl-204 베타선원의 에너지 스펙트럼의 변화를 나타내며, Tl-204 베타선원이 가지는 764 keV의 끝점 에너지까지 연속된 붕괴 에너지 분포가 측정된 것을 볼 수 있다. 또한 CaF₂(Eu) 결정의 끝부분에 베타선 차폐물질로 납이 사용되었을 때 베타선이 투과되지 못하는 것을 볼 수 있으며, 이는 주변 노이즈 (background noise)와 측정된 계수가 유사한 것을 알 수 있다. 따라서 90% 이상의 베타선이 납에 의해 투과되지 못하고 차폐되는 것을 확인할 수 있다.

그림 10은 베타선 차폐물질의 유무에 따른 Na-22 감마선원의 에너지 스펙트럼의 변화를 보여주며, LYSO(Ce) 결정의 끝부분을 납으로 차폐하였을 경우, 감마선의 광전피크의 평균 계수값이 줄어들지만 90.14%로 유지되는 것을 알 수 있다. Na-22 감마선원의 측정 시에는 Na-22에서 방출되는 감마선 피크 에너지인 511 keV와 1,275 keV에 해당하는 광전피크

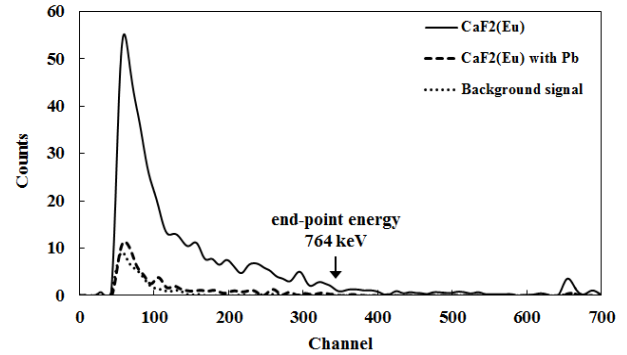


그림 9 베타선 차폐물질의 유무에 따른 Tl-204 베타선원의 에너지 스펙트럼 변화

Fig. 9 Variation of the energy spectrum for Tl-204 when a CaF₂(Eu) crystal and a beta shielding material are used

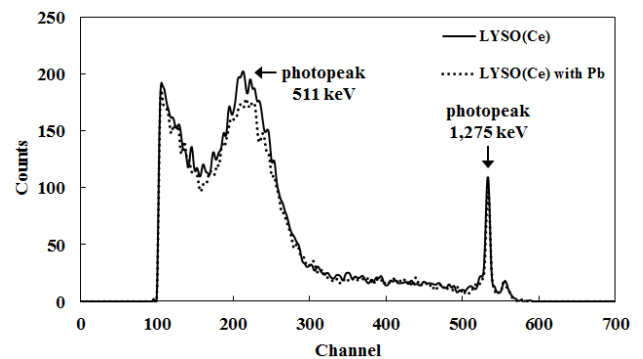


그림 10 베타선 차폐물질의 유무에 따른 Na-22 감마선원의 에너지 스펙트럼 변화

Fig. 10 Variation of the energy spectra for Na-22 when a LYSO(Ce) crystal and a beta shielding material are used

의 채널이 차폐물질 없는 경우인 그림 7과 동일하게 검출되는 것을 확인할 수 있다. 실험결과, 본 연구에서 개발한 베타/감마 이중 검출기 시스템은 출력전압의 감법을 통한 베타/감마 분리 검출방법과 에너지 스펙트럼의 측정을 통한 베타/감마 분석법, 즉 2가지 방법을 통해 베타선과 감마선을 분리할 수 있다는 것을 확인하였다.

3. 결 론

본 연구에서는 섬광체와 베타선 차폐물질을 이용하여 2종류의 베타/감마 이중 검출기를 제작하였고, 검출기의 성능을 평가하기 위하여 Tl-204 베타선원과 Na-22 감마선원을 사용하였다. 베타선 및 감마선에 대한 베타/감마 이중 검출기의 성능은 실시간 출력전압의 펄스높이와 에너지 스펙트럼을 기준으로 평가하였다. 첫 번째로 CaF₂(Eu)과 LYSO(Ce) 결정 기반의 베타/감마 이중 검출기 타입 1의 경우, 섬광효율 및 감마선에 대한 베타선의 측정비를 비교함으로써 베타선과 감마선의 유무만을 구분할 수 있지만, 측정된 Tl-204와 Na-22의 에너지 스펙트럼을 통해서도 베타선과 감마선

의 구분뿐만 아니라 감마선의 핵종 또한 확인할 수 있다. 두 번째로 섬광체와 베타선 차폐물질을 이용한 베타/감마 이중 검출기 타입 2로 획득한 출력전압의 경우, 감법을 통하여 베타선과 감마선을 구분할 수 있고, 차폐물질의 유무에 따른 에너지 스펙트럼의 비교를 통해 2종류의 방사선을 구분할 수 있으며 감마선의 핵종을 확인할 수 있다.

본 연구에서 개발한 광섬유 기반의 베타/감마 이중 검출기는 광섬유를 기존의 외과수술용 프로브에 적용함으로써 수술실 내의 대형 의료장비에서 발생하는 전자기파와 고주파의 영향을 받지 않으며, 핵의학 시술 중 체내의 잔여병소의 분포 및 투여된 방사성의약품의 핵종 구분을 정량적으로 수행할 수 있을 것으로 사료된다. 앞으로 더 수행해야 할 연구방향은 위치민감형 광증배관(position sensitive PMT, PS-PMT)을 사용하여 방사성동위원소로부터 방출되는 베타선 및 감마선을 실시간 동시측정 및 영상화 할 수 있는 초소형 광섬유 베타/감마 영상 프로브를 개발하는 것이다.

감사의 글

본 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. 2013056283).

본 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 원자력연구사업임 (No. 2013004348, No. 2013050171).

References

[1] J. S. Ryu, J. C. Kim, C. N. Kim, G. Gong, and H. K. Lee, "Radioimmunosintigraphy using ^{99m}Tc-anti-CEA F(ab')₂ fragment in rectal cancer and a pilot study for radioimmunoguided surgery", Nucl. Med. Mol. Imaging, Vol. 34, No. 3, pp. 243-251, 2000.

[2] S. Kim, S. K. Zeon, and Y. S. Kim, "Use of mammary lymphoscintigraphy and intraoperative radioguided gamma probe in sentinel lymph node biopsy of breast cancer, Nucl. Med. Mol. Imaging, Vol. 34, No. 6, pp. 478-486, 2000.

[3] S. H. Hong, W. J. Yoo, S. H. Shin, J. K. Seo, K.-T. Han, D. Jeon, S. Cho, and B. Lee, "Fabrication and characterization of a fiber-optic alpha/beta detector for nuclear medicine application", J. Sensor Sci. & Tech., Vol. 21, No. 5, pp. 367-373, 2012.

[4] S. K. Yu, K. M. MA, K. N. Wong, J. Leung, and L. C. Leung, "Intraoperative gamma probe for sentinel node localisation evaluation study", J. HK. Coll. Radiol., Vol.8, No. 1, pp. 40-48, 2005.

[5] J. Menefee, C. F. Swinehart, and E. W. O'Dell, "Calcium fluoride as an X-ray and charged particle detector", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 13, No. 1, pp. 720-724, 1966.

[6] M. P. Tornai, E. J. Hoffman, L. R. MacDonald, and C. S. Levin, "Characterization of fluor concentration and geometry in organic scintillators for in situ beta imaging", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 43, No. 6, pp. 3342-3347, 1996.

[7] M. P. Tornai, C. S. Levin, L. R. MacDonald, C. H. Holdsworth, and E. J. Hoffman, "A miniature phoswich detector for gamma-ray localization and beta imaging", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 45, No. 3, pp. 1166-1173, 1998.

[8] C. S. Levin, M. P. Tornai, L. R. MacDonald, and E. J. Hoffman, "Annihilation γ ray background characterization and rejection for a small beta camera used for tumor localization during surgery", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 44, No. 3, pp. 1120-1126, 1997.

[9] K. W. Jang, W. J. Yoo, S. H. Shin, D. Shin, and B. Lee, "Fiber-optic Cerenkov radiation sensor for proton therapy dosimetry", Opt. Express, Vol. 20, No. 13, pp. 13907-13914, 2012.

[10] A. S. Beddar, T. J. Kinsella, A. Ikhlef, and C. H. Sibata, "A miniature 'scintillator-fiber-optic-PMT' detector system for the dosimetry of small fields in stereotactic radiosurgery", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 48, No. 3, pp. 924-928, 2001.

[11] W. J. Yoo, K. W. Jang, J. K. Seo, J. Y. Heo, J. S. Moon, J.Y. Park, and B. Lee, "Development of respiration sensors using plastic optical fiber for respiratory monitoring inside MRI system", J. Opt. Soc. Korea, Vol. 14, No. 3, pp. 235-239, 2010.

[12] B. Lee, D. H. Cho, G.R. Tack, S.C. Chung, J. H. Yi, J. H. Jun, S. Son, and S. Cho, "Feasibility study of development of plastic optical fiber temperature sensor using thermosensitive clouding material" Jpn. J. Appl. Phys., Vol. 45, No. 5A, pp. 4234-4236, 2006.

[13] K.T. Han, W. J. Yoo, S. H. Shin, D. Jeon, S. Cho, B. G. Park, and B. Lee, "Development of fiber-optic radiation sensor using LYSO scintillator for gamma-ray spectroscopy", J. Sensor Sci. & Tech., Vol. 21, No. 4, pp. 287-292, 2012.

[14] Glenn. F. Knoll, Radiation detection and measurement, New York, USA, John Wiley & Sons pp. 231-242, 1999.

[15] M. Nakhostina, Y. Kikuchib, K. Ishiib, S. Matsuyamab, and H. Yamazak, "Use of commercial operational amplifiers in a low cost multi-channel preamplifier system", Radiat. Phys. Chem., Vol. 85, pp. 18-22, 2013.

저 자 소 개



홍 승 한 (洪 承 漢)

2013년 2월 건국대학교 의공학부(공학사), 2013년 3월 ~ 현재 건국대학교 일
반대학원 의학과 석사과정



신 상 훈 (辛 尙 勳)

2007년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사), 2009년 2월 건국대학교 일반대학원 의학공학과(공학석사), 2012년 3월 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 박사과정



권 구 원 (權 九 原)

2010년 3월 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 학사과정



심 혁 인 (沈 赫 仁)

2013년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사), 2013년 3월 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사과정



장 경 원 (張 岡 源)

2005년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사), 2007년 2월 건국대학교 일반대학원 의학공학과(공학석사), 2011년 8월 건국대학교 일반대학원 의학공학과(공학박사), 2013년 3월 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 조교수



김 선 근 (金 宣 根)

2013년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사), 2013년 3월 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사과정



유 욱 재 (兪 昱 在)

2006년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사), 2008년 2월 건국대학교 일반대학원 의학공학과(공학석사), 2012년 8월 건국대학교 일반대학원 의학공학과(공학박사), 2013년 3월 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 조교수



전 혜 수 (田 惠 受)

2010년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사)



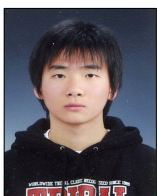
이 봉 수 (李 奉 洙)

1989년 2월 서울대학교 원자핵공학과(공학사), 1991년 2월 서울대학교 원자핵공학과(공학석사), 1999년 8월 University of Florida(공학박사), 2001년 3월 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 교수



장 재 석 (張 材 錫)

2007년 3월 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 학사과정



김 재 석 (金 載 錫)

2008년 3월 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 학사과정