Journal of Sensor Science and Technology
Vol. 21, No. 5 (2012) pp. 367-373
http://dx.doi.org/10.5369/JSST.2012.21.5.367
pISSN 1225-5475/eISSN 2093-7563

핵의학 적용을 위한 광섬유 기반의 알파/베타 검출기의 제작 및 특성분석

홍승한[1] · 유욱재[1] · 신상훈[1] · 서정기[1] · 한기택[1] · 전다영[1] · 조승현[2] · 이봉수[1,+]

Fabrication and Characterization of a Fiber-Optic Alpha/Beta Detector for Nuclear Medicine Application

Seunghan Hong[1], Wook Jae Yoo[1], Sang Hun Shin[1], Jeong Ki Seo[1], Ki-Tek Han[1], Dayeong Jeon[1], Seunghyun Cho[2], and Bongsoo Lee[1,+]

Abstract

We fabricated a fiber-optic alpha/beta detector, which is composed of a sensing probe, a plastic optical fiber, a photomultiplier tube, and a multichannel analyzer, to obtain the energy spectra of radioactive isotopes. As inorganic scintillators of a sensing probe, a ZnS(Ag) film was coupled with a CaF_2(Eu) crystal for alpha and beta spectroscopy. In this study, ^{210}Po and ^{90}Sr were used as alpha and beta sources, respectively, and we measured the radiation energy spectra using a fiber-optic alpha/beta detector to identify alpha and beta emitting radionuclides for nuclear medicine application. Also, the variations of energy spectrum were obtained according to the length of plastic optical fiber.

Keywords : Alpha/beta spectroscopy, Optical fiber, ZnS(Ag) film, CaF_2(Eu) crystal, Nuclear medicine

1. 서 론

오늘날 핵의학(nuclear medicine) 분야에서는 방사성동위원소(radioisotope)를 이용하여 인체의 장기 또는 조직의 대사 기능을 영상으로 구현하여 진단하고, 반감기(half-life)가 짧은 방사성핵종(radionuclide)을 이용하여 종양을 치료하기도 한다. 일반적으로 베타선 방출 핵종은 핵의학 진단 장비인 양전자방출단층촬영(positron emission tomography, PET)에 이용되며, 갑상선암의 치료를 위해서 방사성요오드 치료법에 사용되기도 한다[1]. 한편 알파핵종은 베타핵종에 비하여 생산 기술이 매우 어려워 방사면역치료법(radioimmunotherapy)에 활발하게 이용되지 못하였지만 최근 ^{211}At, $^{212/213}$Bi 등 알파입자 방출 방사성핵종을 사용하여 미세 전이암과 백혈병 등 매우 작은 암세포를 치료하기 위한 연구들이 시도되고 있다[2].

앞서 설명한 바와 같이 방사성동위원소의 의학적 이용이 확대됨에 따라 환자 체내에 투여한 방사성동위원소의 분포를 정확하게 측정할 수 있는 진단장치 및 기술 개발이 요구되었고, 이에 따라 다양한 핵의학 장비가 개발되었다. 그러나 상용화된 대부분의 핵의학 진단장치는 넓은 장소를 필요로 하거나 이동이 어려운 단점을 가지고 있어 수술 중에도 환자 체내에 잔존하는 방사성핵종을 실시간으로 검출 할 수 있는 외과수술용 베타/감마 프로브(intraoperative beta/gamma probe)에 관한 연구가 현재 활발하게 수행되고 있다[3-5]. 하지만 기존의 외과수술용 베타/감마 프로브는 섬광체(scintillator)를 광증배관(photomultiplier tube, PMT)에 바로 연결함으로써 강한 전자기장 환경에서 사용이 제한되고, 고주파의 영향을 받으며 계수(counts)만 가능하다는 단점을 가진다.

일반적으로 섬광체, 광섬유(optical fiber) 그리고 광 계측 장비로 구성되는 광섬유 방사선 센서는 부피가 작고 소형이므로 체내 잔여병소의 방사성핵종을 측정하는 핵의학 진단 분야에 있어 유연성, 광 신호의 원거리 전송, 전자기파 및 고주파로부터의 무간섭 등과 같은 장점을 가진다. 하지만 광섬유 기반의 방사선 센서가 가지는 다양한 장점에도 불구하고, 현재 연구 중이거나 기존에 개발된 광섬유 방사선 센서는 섬광체에서 발생되는 섬광빛의 광 강도(light intensity) 또는 광량을 이용하여 방사성핵종의 방사능 및 그 유무

[1]건국대학교 의료생명대학 의학공학부, 의공학실용기술연구소(School of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University)
322 Danwol-dong, Chungju 380-701, Korea
[2]숭실대학교 공과대학 유기신소재 · 파이버공학과(Department of Organic Materials & Fiber Engineering, College of Engineering, Soongsil University)
369 Sangdoro, Dongjak-gu, Seoul 156-743, Korea
[+]Corresponding author: bslee@kku.ac.kr
(Received : Jul. 23, 2012, Revised : Sep. 10, 2012, Accepted : Sep. 12, 2012)

만을 판별할 수 있는 것이 대부분이다[6].

이에 따라 본 연구에서는 파고분석기(multi-channel analyzer, MCA)를 이용한 방사선의 에너지 분광(energy spectroscopy)을 통해 방사성핵종의 구분이 가능한 광섬유 기반의 알파/베타 검출기의 개발을 위한 기초실험을 수행하였다. 다양한 방사성핵종의 검출 및 구분을 위하여 서로 다른 2개의 무기섬광체(inorganic scintillator)를 이용하여 감지 프로브를 제작하였고, 광섬유의 길이에 따른 광섬유 알파/베타 검출기의 성능을 평가하였다.

2. 연구 방법

본 연구에서는 알파와 베타핵종을 구분하기 위하여 광섬유 알파/베타 검출기의 감지 프로브를 이중 섬광체(dual scintillator) 구조로 제작하였다. 이중 섬광체 구조는 서로 다른 방사성핵종을 분리 검출하기 위하여 2개 이상의 섬광체가 샌드위치 형태로 결합된 구조로서 섬광체의 선택은 혼합 방사선 환경에서 측정 대상이 되는 방사성핵종과의 반응 정도를 기준으로 한다. 본 연구에서는 알파와 베타핵종을 구분, 검출하기 위해 각각의 방사성핵종에 반응성이 뛰어난 2개의 서로 다른 무기섬광체를 사용하였다.

첫 번째로 비정(range)이 짧은 알파선을 검출하기 위하여 ZnS(Ag) 필름(EJ-440, ELJEN Technology)을 사용하였다. ZnS(Ag)는 다결정 분말(powder)로만 이용이 가능하므로 알파입자나 중이온의 검출을 목적으로 제작된 박막(thin film) 형태로 사용이 한정된다. 이는 ZnS(Ag)의 밀도두께가 25 mg/cm^2 이상이 되면 불투명해져 섬광빛(scintillating light)의 전달이 어렵기 때문이다[7]. 따라서 본 연구에서는 폴리에스테르 필름(polyester film)에 3.25 mg/cm^{2}의 밀도를 가지는 ZnS(Ag) 분말을 도포한 ZnS(Ag) 필름을 사용하였다. ZnS(Ag) 분말의 최대 섬광발생 파장은 450 nm이므로 실험에 사용된 PMT의 최대 민감 파장인 450 nm와 동일하여 ZnS(Ag) 필름에서 발생된 섬광빛을 측정하기에 적절하다.

두 번째로 베타선의 검출을 위하여 투명한 CaF_2(Eu) 결정(Saint-Gobain Ceramics & Plastics)을 사용하였다. 낮은 원자번호(Z_{eff}=16)를 가지는 CaF_2(Eu) 결정은 고에너지의 감마선과는 반응성이 낮기 때문에 고에너지 감마선의 에너지 분광에는 부적절하다. 하지만 수 백 keV의 저에너지를 갖는 감마선 또는 하전입자와의 반응에서는 후방산란의 발생량이 적기 때문에 특히 붕괴에너지가 낮은 베타선을 분광하는데 탁월한 성능을 발휘한다[8-10]. 또한 CaF_2(Eu) 결정은 조해성(hygroscopic)이 없기 때문에 광섬유와의 효과적인 결합이 가능하며, CaF_2(Eu) 결정은 PMT의 최대 민감 파장인 450 nm와 유사한 435 nm의 최대 섬광발생 파장을 가진다. Table. 1은 실험에 사용한 무기섬광체인 ZnS(Ag) 필름과 CaF_2(Eu) 결정의 물리적 특성을 보여준다.

Table 1. Physical properties of inorganic scintillators

	ZnS(Ag) film	CaF_2(Eu) crystal
Density	3.25 - ZnS(Ag) 36 - polyester film (mg/cm^2)	3.18 (g/cm^3)
Luminescence (nm)	450	435
Decay time (ns)	200	940
Light Output (%)	300 (relative to Anthracene)	50 (relative to NaI(Tl))

Fig. 1은 2종류의 무기섬광체와 광섬유로 구성된 감지 프로브의 구조를 보여준다. 섬광빛의 전송을 위하여 사용된 플라스틱 광섬유는 계단형 굴절율(step-index)을 가지는 다중모드(multimode) 광섬유(CK-120, Mitsubishi Rayon)로서 외경이 3 mm이다. 광섬유의 코어(core)를 구성하는 물질은 폴리메틸메타크릴레이드(polymethyl methacrylate, PMMA)로 굴절율이 1.49이고, 클래딩 부분은 불소중합체(fluorinated polymer)로 구성되어 있으며, 광섬유의 개구수는 0.510이다. 또한 광섬유의 감쇄율은 시준된 650 nm의 빛을 입사시켰을 때, 200 dB/km 이하이다. 베타선원보다 상대적으로 짧은 비정을 가지는 알파선원을 고려하여 ZnS(Ag) 필름이 CaF_2(Eu) 결정 앞에 위치한 구조로 감지 프로브를 제작하였다.

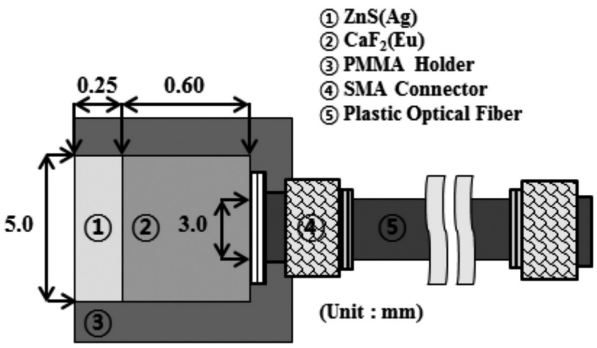

Fig. 1. Structure of a sensing probe using a dual scintillator and a plastic optical fiber.

CaF_2(Eu) 결정은 지름이 5 mm, 두께가 0.6 mm인 디스크 형태이고, 두께의 선정은 실험에 사용된 베타선원 ^{90}Sr의 최대 비정이 CaF_2(Eu) 결정에서 0.56 mm임을 고려하였다. CaF_2(Eu) 결정에서 베타선의 최대 비정인 R_{max} (g/cm^2)는 베타선의 최대 에너지가 E (MeV)일 때, 아래의 식(1)을 이용하여 구할 수 있다.

$$R_{max} = 0.407E^{1.38} \ (0.15 < E < 0.8 \text{ MeV}) \quad (1)$$

^{90}Sr의 전 에너지 영역을 검출하기 위한 CaF_2(Eu) 결정의 두께를 선정하기 위한 방법으로 몬테카를로 모사기법(montecarlo simulation)을 이용하였다. 섬광체의 두께 변화에 따른 베타선의

검출 특성을 전산 모사하였으며, 이 때 전자의 궤적, 방사성동위원소 및 섬광체의 기하학적 형태는 실험조건과 동일하게 설정하였다. CaF_2(Eu) 결정의 두께 선정 시에는 두께가 최대 비정 이상일 경우에 섬광체에서 발생된 섬광빛이 섬광체 내에서 흡수되어 소멸하는 자체흡수(self-absorption)를 고려하여야 한다[11]. 이는 CaF_2(Eu) 결정의 광학적 특성으로 섬광체와 방사선의 상호작용의 결과로 발생되는 섬광빛의 방출 파장대역(최대 파장: 435 nm)과 흡수 파장대역(최대 파장: 400 nm)이 일부 중첩되기 때문이다.

Fig. 2는 ^{90}Sr에서 방출된 베타입자가 CaF_2(Eu) 결정의 내부를 진행할 때 결정의 두께 변화에 따라서 CaF_2(Eu) 결정을 통과한 베타입자의 계수 변화를 나타낸다. 모사결과, ^{90}Sr으로부터 방출된 베타입자의 최대 비정인 0.6 mm 두께 이상에서는 CaF_2(Eu) 결정을 통과한 베타입자의 계수가 현저하게 줄어드는 것을 확인할 수 있다. 식 (1)과 몬테카를로 전산모사 결과를 바탕으로 ^{90}Sr의 전 에너지 영역을 검출하고, 자체흡수를 최소로 하여 최대의 섬광량을 발생하기 위한 CaF_2(Eu) 결정의 두께는 0.6 mm로 최종 선정하였다.

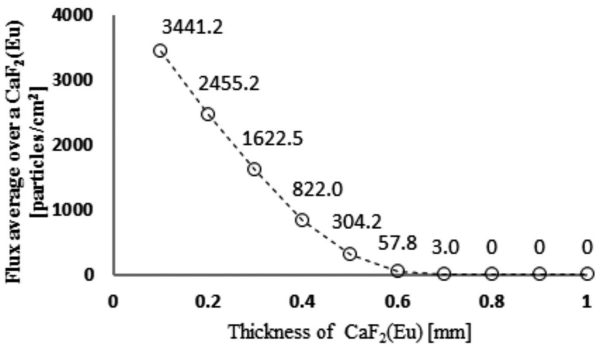

Fig. 2. Flux variation of beta particle emitted from ^{90}Sr according to the thickness of a CaF_2(Eu) crystal.

Fig. 3은 광섬유 알파/베타 검출기를 이용한 실험구성을 보여준다. 광섬유를 통해 전달된 섬광 신호를 계측하기 위한 장비로는 compact side-on PMT 모듈(H9305-03, Hamamatsu Photonics)을 사용하였다. PMT에서 발생된 전류신호를 전압신호로 변환, 증폭하는 전치 증폭기(C7319, Hamamatsu Photonics)를 통과한 후 최종적으로 출력된 전압신호는 MCA(Easy-MCA-8K, Ortec)로 전달되어 분석된다. 본 연구에서는 외부에서 유입되는 빛의 간섭을 차단하기 위해 암실에서 실험을 수행하였고, 알파 및 베타선원의 짧은 비정을 고려하여 방사선원과 감지 프로브를 밀착시킨 후, MCA를 이용하여 180 초 동안 에너지 스펙트럼(energy spectrum)을 검출하였다.

Fig. 4는 실험에 사용된 방사성동위원소의 구조를 보여준다. 실험에 사용된 방사성동위원소는 디스크(disc) 형태로서 방사성핵종의 누출과 오염을 막기 위해 0.1 mm 두께의 플라스틱으로 외부와 차단되어 있으며, 비정이 짧은 ^{210}Po의 경우에는 외부와 뚫려있는 개방형 구조(open window construction)이다.

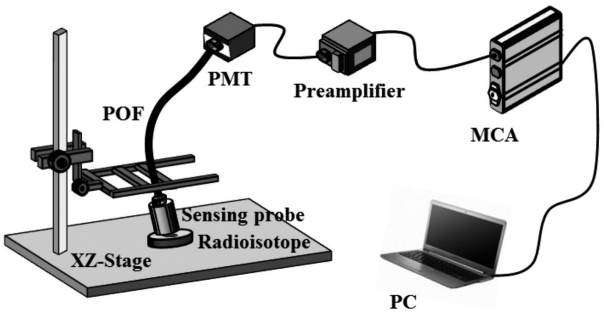

Fig. 3. Experimental setup using a fiber-optic alpha/beta detector.

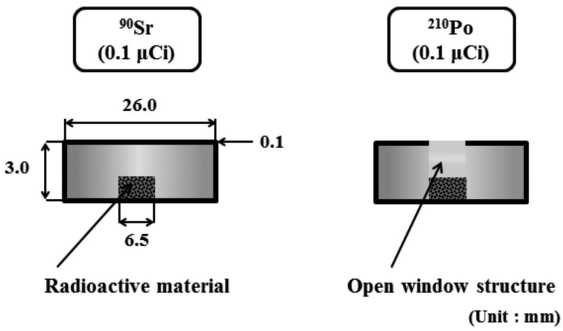

Fig. 4. Structure of two solid-disc type radioisotopes.

3. 결과 및 고찰

Figs. 5와 6은 플라스틱 광섬유를 사용하지 않고, ZnS(Ag) 필름과 CaF_2(Eu) 결정을 PMT의 윈도우(window)에 각각 부착시켜 획득한 에너지 스펙트럼 결과를 나타낸다. 에너지 스펙트럼 상에서 x축은 채널(channel)로서 PMT로 측정된 섬광빛이 증폭단 및 MCA를 거치면서 변환된 전압신호의 상대적 크기 즉, 펄스-높이(pulse-height)를 의미하며, y축은 x축에 할당된 각 채널의 계수값을 나타낸다. Fig. 5는 ZnS(Ag) 필름을 이용하여 측정한 0.1 μCi의 ^{210}Po 에너지 스펙트럼을 보여주며, 이는 139일의 반감기를 가지는 모핵종인 ^{210}Po가 안정한 딸핵종인 ^{206}Pb로 붕괴하면서 방출한 5.41 MeV 알파입자의 방출 에너지 피크이다[12].

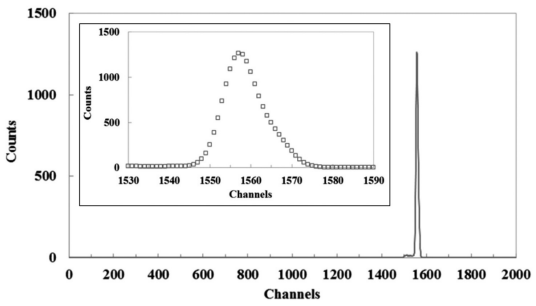

Fig. 5. Measured energy spectrum for ^{210}Po using a ZnS(Ag) film without a plastic optical fiber.

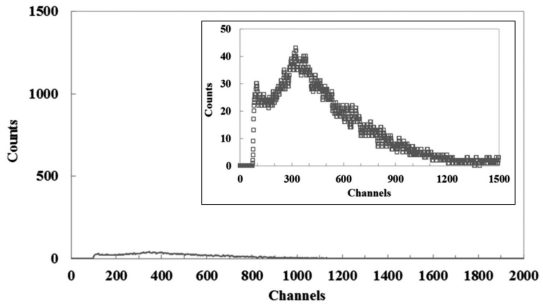

Fig. 6. Measured energy spectrum for ^{90}Sr using a $CaF_2(Eu)$ crystal without a plastic optical fiber.

Fig. 6은 0.6 mm 두께의 $CaF_2(Eu)$ 결정을 이용하여 측정한 ^{90}Sr의 에너지 스펙트럼을 보여준다. ^{90}Sr은 28.8년의 반감기를 가지고 546 keV의 베타입자를 방출한 뒤, 자핵종 ^{90}Y가 되고, ^{90}Y는 64시간의 반감기를 가지고 2,273 keV의 베타입자를 방출한 다음 안정한 ^{90}Zr가 된다. 0.1 μCi의 방사능을 가지고, 546 keV의 베타선을 방출하는 ^{90}Sr의 에너지 스펙트럼은 감마선의 에너지 스펙트럼과 다르게 전 에너지 피크(full-energy peak)인 광전 피크(photopeak)가 나타나지 않는다. 이는 실험에 사용된 베타선원인 ^{90}Sr이 546 keV의 끝점 에너지(end-point energy)까지 연속된 붕괴 에너지를 가지기 때문이다. 이 때 방출되는 베타입자의 계수는 최대 에너지 546 keV의 1/3인 182 keV 영역에서 최대값을 가지고, ^{90}Y에 의해 방출되는 2,273 keV까지 서서히 감소된다[13]. Figs. 5와 6은 광섬유를 사용하지 않고 측정한 알파 및 베타핵종의 에너지 스펙트럼으로서 광섬유가 적용된 경우의 에너지 스펙트럼은 Figs. 5와 6을 기준으로 분석하였다.

Fig. 7은 전송용 광섬유를 이용하여 방사성핵종의 원거리 측정을 수행하기 위한 기초실험의 일환으로 감지 프로브에 10 cm 길이의 플라스틱 광섬유를 결합하여 획득한 에너지 스펙트럼을 나타낸다. 광섬유 유무에 따른 에너지 스펙트럼 상의 변화는 본 연구에서 사용한 플라스틱 광섬유가 광섬유를 통과하는 펄스 파형이 각기 다른 전파 모드(propagation mode)를 가짐으로써 출력단에 도착하는 각 모드의 시간 차이에 의해 펄스 파형이 퍼지는 현상인 모드분산(modal dispersion)을 유발하기 때문이다. 모드분산은 다중모드, 계단형 굴절율을 가진 광섬유에서 발생하고, 코어의 직경과 광섬유의 길이에 비례하여 발생된다. 본 실험에서는 미약한 섬광빛의 수광효율을 극대화하기 위하여 2.9 mm 직경의 코어를 가지는 플라스틱 광섬유를 사용하였으며, 현재 상용화된 광섬유들 중에서 1 mm 이상의 직경을 가지는 광섬유는 다중모드 및 계단형 굴절율을 가지므로 광섬유를 통해 전송되는 섬광빛은 모드분산의 영향을 받는다. Fig. 7a는 10 cm의 플라스틱 광섬유를 이용하여 측정한 알파핵종의 에너지 스펙트럼을 보여준다. 섬광신호의 전송을 위하여 광섬유를 사용할 경우, 광섬유 내에서 광신호의 전송손실로 인하여 5.41 MeV 알파입자의 방출 에너지 피크의 높이가 낮아지며, 모드분산으로 인하여 반치폭(full width at half maximum, FWHM)이 넓어지는 것을 확인할 수 있다. Fig. 7b는 10 cm의 플라스틱 광섬유를 이용하여 측정한 베타핵종의 에너지 스펙트럼이며, 스펙트럼의 변화 원인은 Fig. 7a의 경우와 동일하다. 베타핵종의 스펙트럼의 경우, 가우시안 분포(gausian distribution) 형태의 피크를 가지는 알파핵종과는 다르게 스펙트럼이 급격하게 왼쪽으로 이동하는 것을 확인할 수 있으며, 이는 베타핵종의 스펙트럼이 끝점 에너지까지 연속된 분포를 가지기 때문이다. 일반적으로 빛의 에너지는 파장과 반비례하고, 섬광빛의 파장범위 내에서 짧은 파장은 긴 파장보다 플라스틱 광섬유 내에서 전송률이 낮다. 따라서 광섬유의 파장별 전송률(spectral transmission rate)의 차이로 인하여 에너지 스펙트럼이 이동하는 것을 Fig. 7에서 확인할 수 있다.

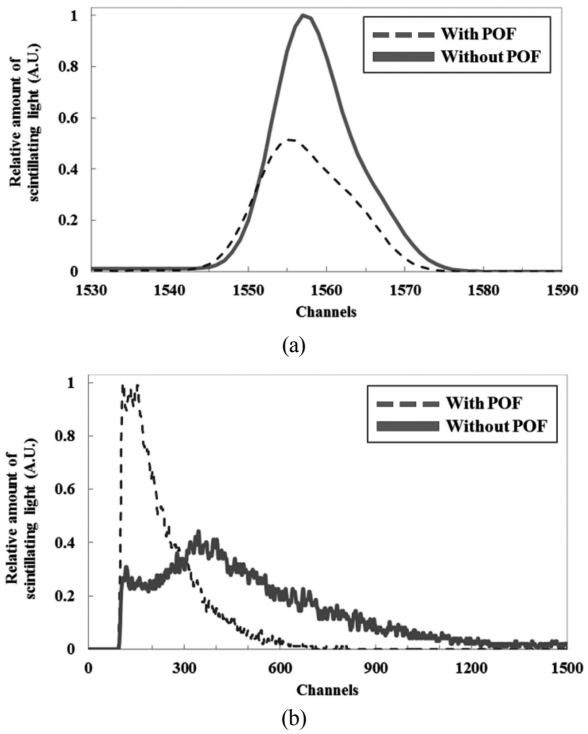

Fig. 7. Variation of energy spectra for (a) ^{210}Po and (b) ^{90}Sr when a plastic optical fiber with length of 10 cm is used.

단일 섬광체만으로는 구분 가능한 방사성핵종의 수가 한정적이므로 보다 넓은 측정 대상군을 확보하기 위하여 이후의 실험에서는 이중 섬광체 구조의 감지 프로브를 사용하였으며, 방사성핵종의 원거리 검출을 위하여 플라스틱 광섬유를 감지 프로브에 결합하였다. Fig. 8 에서는 방사성핵종의 원거리 계측을 위하여 감지 프로브와 3 가지 길이의 플라스틱 광섬유(10 cm, 300 cm, 500 cm)를 이용하여 측정한 에너지 스펙트럼을 나타내며, 광섬유의 길이 증가에 따른 에너지 스펙트럼의 변화를 확인 할 수 있다. 광섬유의 길이에 따른 스펙트럼의 변화 원인은 광섬유를 통과하는 섬광빛이 산란, 흡수, 분산 등의 요인들에 의해 감쇄되기 때문이다. 일반적으로 광섬유 내에서 광신호의 전송손실은 각 광섬유의 고유한 성질이며, 실험

에 사용된 플라스틱 광섬유의 감쇄율은 200 dB/km 이하이다. 또한 광섬유가 길어짐에 따라 모드분산 역시 증가하므로 이에 따라 스펙트럼의 반치폭이 넓어지게 된다. Fig. 8a에서는 3 가지 길이의 광섬유 사용에 따른 알파핵종의 에너지 스펙트럼의 변화를 볼 수 있으며, Fig. 7a의 광섬유 유무에 따른 변화와 유사하게 광섬유가 길어질수록 측정된 알파입자의 방출 에너지 피크가 낮아지는 것을 알 수 있다. Fig. 8b는 광섬유의 길이에 따른 베타핵종의 에너지 스펙트럼 변화를 나타내며, 광섬유가 길어질수록 짧은 파장을 가지는 고에너지 대역의 섬광빛의 계수가 감소하고 긴 파장을 가지는 저에너지 대역의 섬광빛의 계수는 증가하는 tradeoff 관계를 확인할 수 있다. 결과적으로 광섬유를 통하여 섬광빛이 PMT로 전달될 경우, 광섬유가 길어질수록 섬광체에서 발생된 섬광빛의 광량이 감쇄되고, 넓은 대역의 에너지 스펙트럼을 가지는 방사성핵종일 경우에는 채널의 변화가 발생하는 것을 확인할 수 있다.

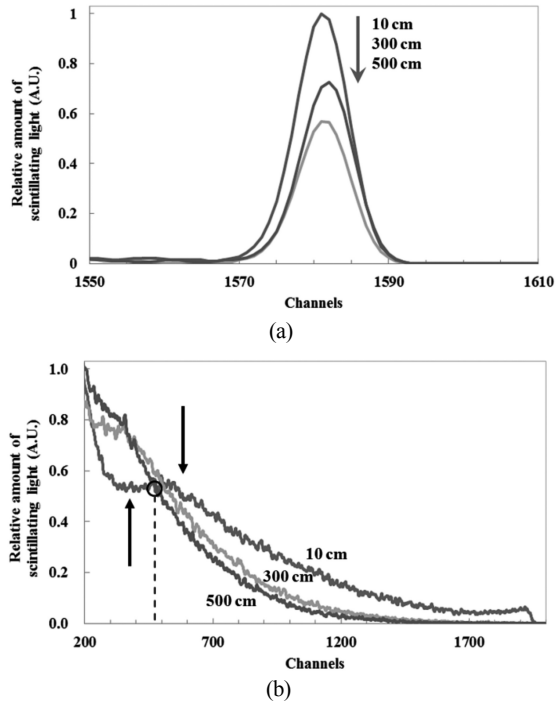

Fig. 8. Variation of energy spectra for (a) ^{210}Po and (b) ^{90}Sr according to the length of plastic optical fiber.

4. 결론

본 연구에서는 무기섬광체인 ZnS(Ag) 필름과 CaF_2(Eu) 결정의 조합으로 이루어진 감지 프로브와 플라스틱 광섬유를 이용하여 알파 및 베타 검출용 광섬유 방사선 센서를 개발하였다. 몬테카를로 모사기법을 이용하여 베타입자를 효율적으로 측정할 수 있는 CaF_2(Eu) 결정의 두께를 결정하였고, 이를 기반으로 제작된 광섬유 알파/베타 검출기를 이용하여 ^{210}Po 알파선원과 ^{90}Sr 베타선원의 에너지 스펙트럼을 측정 및 분석하여 검출 정도를 평가하였다. ZnS(Ag) 필름과 CaF_2(Eu) 결정을 이용하여 방사선을 측정한 실험결과, ^{210}Po와 ^{90}Sr의 핵종 구별이 가능함을 확인하였다. 또한 섬광신호의 전송경로가 되는 광섬유의 사용 유무와 길이 변화에 따라 광섬유를 통해 전달되는 섬광빛의 모드 분산 및 감쇄 현상으로 인하여 에너지 스펙트럼의 채널 및 섬광빛의 계수가 변하는 것을 확인하였다.

본 연구에서 개발한 광섬유 알파/베타 검출기는 신호의 원거리 전송이 가능하므로, 핵의학 시술 중 환자 체내에 잔존하는 방사성동위원소의 분포를 실시간으로 측정하는데 사용될 수 있을 것으로 기대된다. 하지만 알파 및 베타핵종은 짧은 비정을 가지므로 환자 체내에 투여된 방사성핵종의 검출 시 감지프로브가 환부에 최대한 근접해야하는 단점을 가지고 있어 임상 적용을 위한 실용화 단계에서는 검출기의 민감도 향상과 핵종의 판별을 위한 하드웨어 및 소프트웨어 상의 보완이 요구된다. 광섬유 알파/베타 검출기에서의 섬광체 선택은 알파와 베타핵종에 대하여 검출 효율이 높은 섬광체의 특성에 기초한 것이므로 앞으로의 연구 계획은 감마선과의 반응성이 뛰어난 섬광체를 조합하여 알파, 베타 및 감마선을 동시에 검출하는 것이다.

감사의 글

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20110028022, and No. 2012029724).

REFERENCES

[1] S. J. Choi, Y. D. Hong, and S. Y. Lee, “Therapeutic radionuclides” *Nucl. Med. Mol. Imaging*, Vol. 40, No. 2, pp. 58-65, 2006.

[2] K. S. Chun, “Alpha-emitting radioisotopes production for radioimmunotherapy”, *Nucl Med Mol Imaging*, Vol. 41, No. 1, pp. 1-8, 2007.

[3] I. Sarikaya, A. Sarikaya, and R. C. Reba, “Gamma probes and their use in tumor detection in colorectal cancer”, *Int Semin Surg Oncol*, Vol. 5, 2008.

[4] R. Garcia-Parra, N. Clinthorne, L. Wang, M. Picchio, and M. Piert, “Performance of beta- and high-energy gamma probes for the detection of cancer tissue in experimental surgical resection beds”, *Ann Nucl Med*, Vol. 25, No. 7, pp. 486-493, 2011.

[5] R. R. Raylman, S. J. Fisher, R. S. Brown, S. P. Ethier, and R. L. WahI, “Fluorine-18-fluorodeoxyglucose-guided breast cancer surgery with a positron-sensitive

probe: Validation in preclinical studies", *J Nucl Med*, Vol. 36, No. 10, pp. 1869-1874, 1995.

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

[7] G. H. Kim, C. H. Park, K. W. Lee, C. H. Jung, and B. K. Seo. "Phoswich detector for simultaneous measuring alpha/beta particles", *J. of the Korean Radioactive Wast Society*, Vol. 6, No. 2, pp. 111-117, 2008.

[8] M. R. Mayhugh, A. C. Lucas, and B. K. Utts, "Low background beta counting with CaF_2(Eu)in a phoswich configuration", *IEEE Trans. Nucl. Sci*., Vol. 25, No. 1, pp. 569-571, 1978.

[9] 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.

[10] T. L. White and W. H. Miller, "A triple-crystal phoswich detector with digital pulse shape discrimination for alpha/beta/gamma spectroscopy", *Nucl. Instrum. Phys. Res. A*., Vol. 442, No. 1-3, pp. 144-147, 1999.

[11] M. Globus, B. Grinyov, and J. K. Kim, *Inorgarnic Scintillators for Modern and Tranditional Applications*, National Academy of Sciences of Ukraine, Kharkiv, Ukraine, pp. 307-309, 2005.

[12] V. Kannan, M. A. R. Iyengar, and R. Ramesh, "Dose estimates to the public from ^{210}Po ingestion via dietary sources at Kalpakkam (India)", *Appl. Radiat. Isot*., Vol. 54, No. 4, pp. 663-674, 2001.

[13] G. F. Knoll, *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons, New York, USA, pp. 3-4, 1999.

홍 승 한 (Seunghan Hong)

• 2007년 3월 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 학사과정

유 욱 재 (Wook Jae Yoo)

• 2006년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사)
• 2008년 2월 건국대학교 일반대학원 의학공학과(공학석사)
• 2012년 8월 건국대학교 일반대학원 의학공학과(공학박사)
• 2012년 9월 ~ 현재 건국대학교 의공학실용기술연구소 Post-Doc. 연구원

신 상 훈 (Sang Hun Shin)

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

서 정 기 (Jeong Ki Seo)

• 2008년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사)
• 2010년 2월 건국대학교 일반대학원 의학공학과(공학석사)
• 2010년 3월 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 박사과정

한 기 택 (Ki-Tek Han)

- 2011년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사)
- 2011년 3월 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사과정

전 다 영 (Dayeong Jeon)

- 2012년 2월 건국대학교 의학공학부(공학사)
- 2012년 3월 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사과정

조 승 현 (Seunghyun Cho)

- 1989년 2월 서울대학교 섬유공학과(공학사)
- 1991년 2월 서울대학교 섬유공학과(공학석사)
- 2002년 8월 University of Florida(공학박사)
- 2010년 3월 ~ 현재 숭실대학교 유기신소재 · 파이버공학과 조교수

이 봉 수 (Bongsoo Lee)

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