

감마선 분포 측정을 위한 섬광필름 기반의 감마 영상 검출기 제작 및 성능평가

신상훈¹ · 유욱재¹ · 장경원¹ · 조승현² · 이봉수^{1,+}

Fabrication and Performance Evaluation of a Scintillating Film-based Gamma Imaging Detector to Measure Gamma-ray Distribution

Sang Hun Shin¹, Wook Jae Yoo¹, Kyoung Won Jang¹, Seunghyun Cho², and Bongsoo Lee¹⁺

Abstract

As a feasibility study on development of a gamma imaging probe, we developed a scintillating film-based gamma imaging detector that can obtain scintillation images with information of gamma-ray distribution. The scintillating film-based gamma imaging detector was composed of a sensing probe, an image intensifier, and a beam profiler. To detect and transmit scintillation image, the sensing probe was fabricated by coupling a scintillating film, a fiber-optic image conduit, and a fiber-optic taper, consecutively. First, the optical images of USAF 1951 resolution target were obtained and then, modulation transfer function values were calculated to test the image quality of the sensing probe. Second, we measured the scintillation images according to the activity of the ¹³⁷Cs and the distance between the surface of ¹³⁷Cs and the distal-end of sensing probe. Finally, the intensities of scintillating light as functions of the activity and the distance were evaluated from the region of interest in the scintillation image. From the results of this study, it is expected that a fiber-optic gamma imaging detector can be developed to detect gamma-rays emitted from radiopharmaceuticals during radioimmunoguided surgery.

Keywords: Cerenkov radiation, Fiber-optic sensor, Gamma ray, Ir-192 isotope, Simulated spent fuel assembly

1. 서 론

핵의학(nuclear medicine)은 인체 내에 주입된 방사성의약품(radiopharmaceutical)으로부터 발생하는 방사선을 측정 한 뒤, 영상으로 구현하여 환자의 생리적, 병리적 상태를 진단하거나 치료하는 의학 분야이다. 최근 핵의학 영상 진단과 치료분야에 있어 지속적인 연구를 통한 기반지식의 구축으로 방사성의약품을 이용하여 종양을 촬영하는 기술인 방사면역신티그라피(radioimmunoscintigraphy, RIS)와 종양을 제거하는 기술인 방사

면역지침수술(radioimmunoguided surgery, RIGS)이 크게 발전하였다. 이러한 기술은 종양에 대한 항체에 방사성동위원소(radioisotope)를 표지(labeling)하여 종양을 영상화하는 기술로서 종양에만 특이적으로 집적된 방사성의약품에서 방출되는 감마선(gamma-ray)의 검출을 목적으로 한다. 이는 적절한 종양 표식자를 이용하여 위암 및 대장암 치료에 있어 표준수술로 이용되는 절개 및 항암약물치료의 낮은 치료성적으로 인한 한계성을 극복할 수 있는 중요한 기술로 각광받고 있다[1,2].

앞서 서술한 바와 같이 방사성의약품을 이용한 종양의 진단과 치료를 위해서는 방사성의약품의 분포와 위치에 대한 정보를 획득하기 위한 핵의학 영상 진단 장비가 필수적이다. 현재 RIGS 수술 시, 종양에 축적된 방사성의약품에서 발생하는 감마선을 검출하기 위하여 감마 프로브(gamma probe)가 사용되고 있으며, 이는 기존의 핵의학 진단 장비인 감마 카메라(gamma camera), 양전자 방출 단층촬영장치(positron emission tomography, PET), 단일광자방출 전산화 단층촬영장치(single-photon emission computed tomography, SPECT) 등에 비해 수술실 내에서 자유롭게 이동 가능하며, 실시간으로 잔류 종양(remnant tumor)의 유무 또는 크기를 평가할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 하지만 상용화된 영상용(imaging) 감마 프로브는 섬광체(scintillator)와 광 계측기, 신호 처리부 등으로 구성되며 검출기부분의 물리적 영향으로 인하여 낮은 공간분해능(spatial resolution)을 가지

¹ 건국대학교 의료생명대학 의공학부, BK21 플러스 의공학실용기술 연구소 (School of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, BK21 Plus Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University)

268 Chungwon-daero, Chungju, 380-701, Korea

² 숭실대학교 공과대학 유기신소재 파이버공학과 (Department of Organic Materials & Fiber Engineering, College of Engineering, Soongsil University) 369 Sangdo-ro, Dongjak-gu, Seoul, 156-743, Korea

⁺ Corresponding author: bslee@kku.ac.kr

(Received : April 3, 2015, Revised: June 5, 2015, Accepted : June 5, 2015)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

고, 영상 구현을 위해 긴 데이터 획득시간을 필요로 한다. 또한 계수용(counting) 감마 프로브와는 달리 광 계측기기 외에 영상 구현을 위한 위치검출회로(position encoding circuit)를 포함한 전자장비가 부수적으로 필요로 하기 때문에 전체 검출 시스템의 부피가 크다. 따라서 기존의 영상용 감마 프로브가 가지는 단점을 보완하는 새로운 영상용 감마 프로브의 개발이 필요한 실정이다[3-5].

본 연구에서는 소형화가 가능하고, 실시간 영상획득이 가능한 새로운 유형의 영상용 감마 프로브를 개발하기 위하여 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기를 제작하였으며, 이는 감마선을 검출하여 평면영상을 구현하기 위해 기존의 섬광체만을 사용한 섬광검출 방식에 광섬유(optical fiber)를 접목시킨 것이다. 일반적으로 광섬유를 이용한 방사선 검출기는 섬광체, 광섬유 그리고 광 계측기기로 구성된다[6-8]. 광섬유는 섬광체에서 발생된 섬광신호(scintillation signal)를 광 계측기기로 전달하는 역할을 하며 온도, 압력, 고주파 및 전자기파에 의한 영향을 받지 않으면서 원거리에 광 신호를 전송할 수 있다는 장점을 가진다. 광섬유 방사선 검출기의 광 계측기기로 광증배관(photomultiplier tube, PMT)이 주로 사용되나, 본 연구에서는 영상 획득에 용이한 전하결합소자(charge-coupled device, CCD) 기반의 빔 프로파일러(beam profiler)를 광 계측기기로 사용하였다. 기존의 광섬유를 이용한 방사선 검출기의 광 계측 및 처리부는 PMT로부터 출력된 미약한 세기의 전기신호를 증폭하기 위하여 증폭기(amplifier)를 사용한다. 이와 달리 본 연구에서는 광 계측기기로 사용된 CCD 빔 프로파일러와 광섬유 사이에, 섬광영상(scintillation image)을 증폭시키기 위하여 영상증배관(image intensifier)을 이용하였다. 위와 같은 구성으로 제작된 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기(gamma imaging detector)는 영상의 전송이 가능한 광섬유 다발을 사용하므로 감마선을 방출하는 방사성핵종(radionuclide)의 실시간 영상 검출이 가능하며, 미약한 영상신호를 영상증배관을 통해 증폭시키기 때문에 높은 공간분해능 및 계수 효율(counting efficiency)을 가질 수 있다.

본 연구에서는 감마선 방출 핵종에 대한 섬광영상의 획득이 가능한 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기의 제작을 위한 기초실험을 수행하였다. 먼저 섬광영상을 획득하기 위하여 섬광필름(scintillating film)에 광섬유 다발(coherent fiber bundle)로 제작된 광섬유 영상 도관(fiber-optic image conduit) 및 광섬유 테이퍼(fiber-optic taper)를 결합하여 감지 프로브(sensing probe)를 제작하였다. 다음으로 감지 프로브에 적용된 광섬유 영상 도관과 테이퍼의 영상분해능(image resolution)을 분석하였으며 마지막으로 방사능(activity)의 변화, 선원과 감지 프로브 사이의 거리에 따른 광섬유 감마선 영상 검출기의 성능을 평가하였다.

2. 연구 방법

감마선 방출 핵종의 영상화를 위하여 제작된 섬광필름 기반

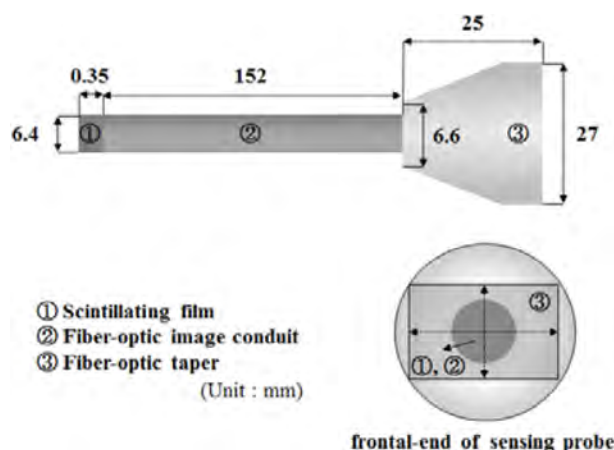


Fig. 1. Structure of the sensing probe of a fiber-optic gamma image detector.

의 감마선 영상 검출기는 감지 프로브, 영상증배관 및 CCD 빔 프로파일러로 구성되어 있다. 감지 프로브는 섬광필름, 광섬유 영상 도관 및 광섬유 테이퍼로 제작되었으며, 섬광필름은 감마선과의 상호작용 후, 흡수된 감마선의 에너지 일부를 섬광영상신호로 변환하며, 광섬유 영상 도관과 광섬유 테이퍼는 섬광필름에서 발생된 섬광영상신호를 영상증배관으로 전송 및 확대하는 역할을 각각 수행한다.

Fig. 1은 감지 프로브의 구조를 보여준다. 사용된 섬광필름(LANEX Fast Screens, Kodak)은 0.35 mm 두께의 Gd₂O₂S:Tb(terbium-activated gadolinium oxysulfide)을 0.036 mm의 투명한 박막(thin film)에 코팅한 형태로 최대 섬광방출파장은 545 nm이다. 섬광필름의 섬광물질은 얇은 두께로 도포되어 있기 때문에 시준기(collimator)가 없는 시스템 하에서 발생하는 반음영(penumbra)을 최소화 시킬 수 있는 장점이 있다.

섬광영상신호의 전송을 위하여 사용된 광섬유 영상 도관(#38-307, Edmund Optics)은 직경이 100 μm인 3,012개의 유리 광섬유를 하나의 광섬유 다발로 제작한 것이다. 광섬유 영상 도관은 의료용 내시경에서 사용되는 영상 가이드(image guide)가 빛에 의해 포착된 신체 내부의 영상을 외부로 전달하는 하는데, 이를 섬광영상의 검출에 접목한 것이다. 광섬유 영상 도관에 사용된 개별 광섬유는 계단형의 굴절율(step index)을 가지며, 코어(core)와 클래딩(cladding)의 굴절율(refractive index)은 각각 1.58, 1.49 이고, 개구수(numerical aperture, NA)는 0.53이다. 또한 광섬유 영상 도관을 이루는 개별 광섬유의 집적율(packing fraction, PF)은 100%로서 우수한 집광 효율(light collection efficiency)을 가지고, 5 lp/mm의 영상분해능을 갖는다.

광섬유 테이퍼(#55-141, Edmund Optics)는 입사면과 출력면의 면적이 서로 다른 광섬유 다발로서, 입사된 이미지를 확대 혹은 축소하여 투과시킨다. 본 연구에 사용된 광섬유 테이퍼의 입사면과 출력면의 면적비(area ratio)는 1 : 2.27이며, 이와 동일한 수치의 비율로 이미지를 투과한다. 광섬유 영상 도관에 접

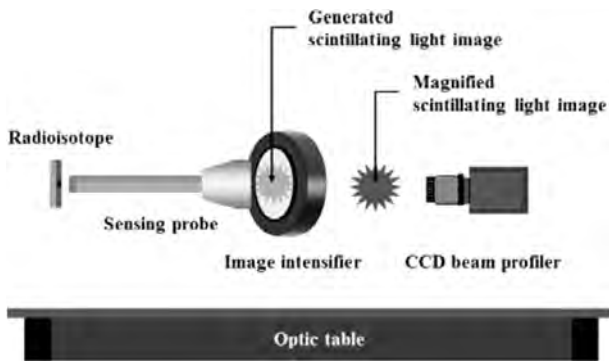


Fig. 2. Experimental setup using a fiber-optic gamma image detector.

합된 테이퍼의 말단(distal end)은 면적이 작은 면이기 때문에 최종적으로 면적이 큰 면인 전단(proximal end)으로 전달된 섬광 영상신호는 섬광필름에서 발생된 섬광영상에 비해 2.27배 확대된 영상이다. 또한 광섬유 테이퍼의 개구수는 1이며, 102 lp/mm의 영상분해능을 가진다.

Fig. 2는 섬광필름 기반의 광섬유 감마선 영상 검출기를 이용하여 방사성동위원소의 영상 검출을 위한 전체 실험구성을 나타낸다. 섬광필름에서 발생된 섬광영상신호는 광섬유 영상 도관 및 광섬유 테이퍼로 전송된 뒤, 영상증배관(BV 2583 BZ-V, Proxivision)의 입사창(input window)으로 입사된다. 미약한 광강도(optical intensity)를 가지는 섬광영상신호를 증폭하는 영상증배관의 작동원리는 PMT와 유사하다. 입사하는 빛은 영상증배관의 음극(cathode)에서 광전효과(photoelectric effect)를 통해 전자(electron)를 발생시키고, 발생한 전자는 고전압을 이용한 마이크로채널 플레이트(microchannel plate)에 의하여 가속된 뒤, 형광면(phosphor screen)에 투사되어 최종적으로 광 강도가 증배된 가시광선 영역의 광 신호를 발생시키는 원리이다. 본 연구에서 사용된 영상증배관은 최대 3.3×10^6 W/W의 분광 이득(spectral gain)을 가지며, $Gd_2O_3:S:T$ 를 형광물질로 사용하여 545 nm에서 최대 파장을 발생한다. 또한 입사창과 출력창의 물질은 일반 유리가 아닌 광섬유 다발을 사용하여 유리보다 40%의 높은 수광 효율(light guiding efficiency)을 가지며, 28 lp/mm의 영상분해능을 가진다.

영상증배관에 의해 광 강도가 증폭된 섬광영상을 실시간으로 측정하기 위한 광 계측기기로는 CCD 빔 프로파일러(BeamOb 2/3, Duma Optronics)를 사용하였다. 초당 25 Hz의 프레임률(frame rate)로 동영상 측정이 가능하며, 셔터속도(shutter speed) 및 민감도(sensitivity)의 설정은 전용 프로그램을 이용하여 변경 가능하다. 영상증배관과 CCD 빔 프로파일러를 이용함으로써 기존의 핵의학에서 사용되는 위치검출회로를 생략할 수 있으며, 낮은 구동 전압으로 영상신호의 획득이 가능하다.

감마선원으로 실험에 사용된 방사성동위원소는 662 keV의 단일 에너지를 방출하는 ^{137}Cs 를 사용하였으며, 밀봉된 디스크(disc)의 구조를 가진다.

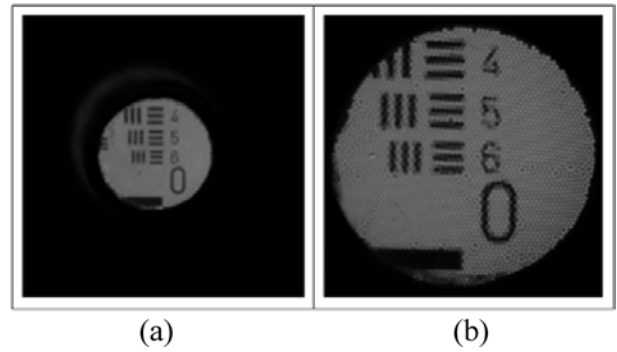


Fig. 3. Two optical images of USAF 1951 resolution target obtained by using; (a) a fiber-optic image conduit and (b) a fiber-optic taper coupled to a fiber-optic image conduit.

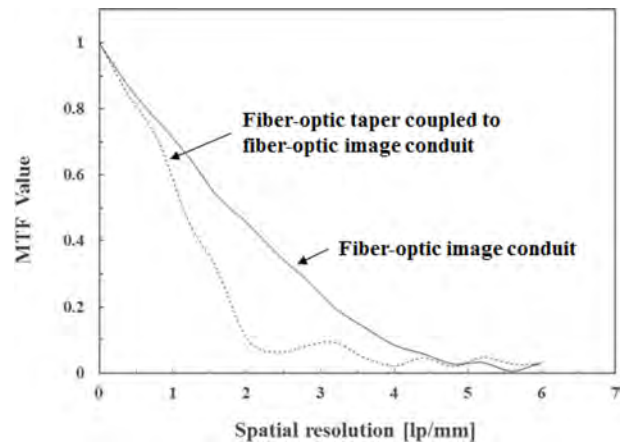


Fig. 4. Two MTF curves obtained by using a fiber-optic image conduit and a fiber-optic taper coupled to a fiber-optic image conduit.

3. 결과 및 고찰

섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기를 이용하여 감마선의 분포를 나타내는 섬광영상을 획득하기 위해 앞서, 광섬유 영상 도관과 광섬유 테이퍼만으로 구성된, 즉 섬광필름을 제외한 감지 프로브를 이용하여 광학영상(optical image)을 촬영하였고, 공간분해능을 평가하였다.

Fig. 3(a)는 광섬유 영상 도관만을 사용하여 USAF분해능 타겟(USAF 1951 resolution target, Thorlabs)을 촬영한 광학영상을 보여주고, Fig. 3(b)는 광섬유 영상 도관에 광섬유 테이퍼를 결합하여 획득한 광학영상을 보여준다. Fig. 3의 각 영상 중앙에서 3.584 cycle/mm의 공간 주파수(spatial frequency)를 가지는 그룹 1-6의 막대 패턴(bar pattern)을 명확히 확인할 수 있다. 또한 광섬유 테이퍼의 면적이 작은 면에 광섬유 영상 도관을 결합시켰으므로 Fig. 3(b)에 나타난 격자의 너비가 Fig. 3(a)에 비해 2.27배 확대된 것을 확인할 수 있다. Fig. 3의 광학영상을 토대로 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기의 감지 프로브는 섬

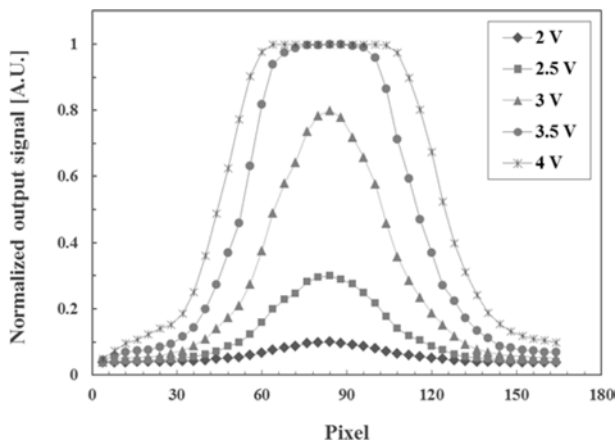


Fig. 5. Comparison of the output signals according to the control voltage supplied on the image intensifier.

광필름에서 생성된 섬광영상을 2.27배 확대하여 영상증배관으로 전송할 것으로 예상할 수 있다.

Fig. 4는 광섬유 영상 도관과 광섬유 테이퍼의 공간분해능을 변조전달함수(modulation transfer function, MTF)를 이용하여 평가한 결과를 보여준다. MTF는 광학시스템의 공간분해능 응답, 즉 해상력을 평가하는 대표적인 파라미터의 하나로서, 입력 정현파를 촬영한 뒤 출력 정현파와의 비율을 구하고 공간 주파수에 대한 진폭을 평가한 것이다[9,10]. 일반적으로 MTF의 평가는 MTF 수치가 0.1인 곡선이 교차하는 점의 공간 주파수 값을 그 시스템의 영상분해능이라 판단한다[11]. 광학영상을 분석한 결과, Fig. 4에 나타난 바와 같이 광섬유 영상 도관의 실질적인 분해능은 4 lp/mm인 것을 확인할 수 있다. 이러한 실험결과는 영상 도관이 가지는 5 lp/mm의 고유한 분해능을 만족하지 못하지만, 이는 MTF가 광학기기를 포함하는 전체 광학 시스템의 종합적인 성능에 의해 결정되는 파라미터이기 때문인 것으로 판단된다. 일반적으로 광섬유를 이용하여 획득한 영상의 공간분해능은 광섬유 다발을 이루는 개별 광섬유의 지름, 개구수 및 길이 등에 의존한다. Fig. 4에서 광섬유 영상 도관에 광섬유 테이퍼를 결합한 경우의 MTF 수치가 영상 도관만을 사용하였을 때의 MTF 수치 보다 낮으며, 영상분해능이 2 lp/mm인 것을 확인할 수 있다. 이는 광섬유 영상 도관과 광섬유 테이퍼의 결합으로 발생된 인접 광섬유들간의 간섭현상(cross-talk) 및 누설 광(leaky ray) 등의 영향으로 MTF 수치가 낮아진 것으로 사료된다.

Fig. 5는 영상증배관에 인가되는 전압에 따라 변하는 출력신호의 가로축 분포를 보여준다. 영상증배관의 분광 이득(spectral gain)은 영상증배관에 인가되는 제어전압(control voltage)으로 조절이 가능하다. 이는 ^{137}Cs 감마선원으로부터 방출되는 감마선의 분포를 나타내는 섬광영상신호의 미약한 광 강도를 영상증배관으로 증배함에 있어 적절한 증폭도로 최적의 섬광영상을 획득하기 위함이다. 제어전압을 선정하는 과정은 광섬유 감마선 영상 검출기를 이용하여 5 μCi 의 ^{137}Cs 를 검출할 경우를 기준으

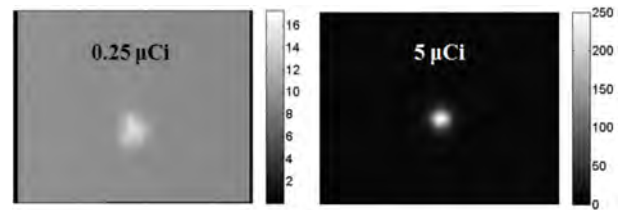


Fig. 6. Scintillation images in accordance with different activities of ^{137}Cs .

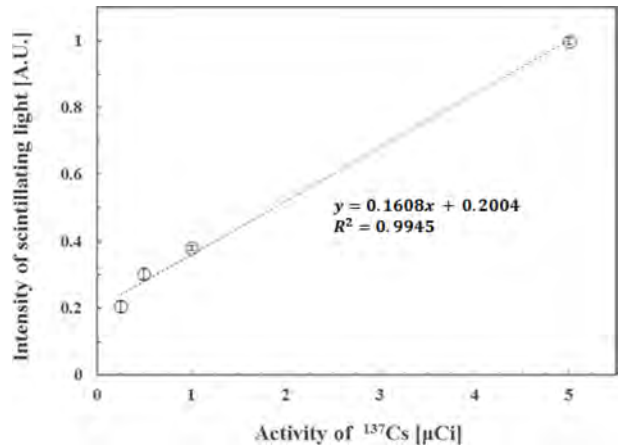


Fig. 7. Intensity variation of the scintillating light according to the activity of ^{137}Cs .

로 하였다. Fig. 5에서 2, 2.5, 3, 3.5, 4 V의 제어전압에 따라 발생하는 출력신호의 가로축 분포는 각각 52, 48, 44, 68, 84 픽셀(pixel)의 반치폭(full width at half maximum, FWHM)을 가지며, 3.5 V 이상의 전압이 인가될 경우에는 출력 섬광영상신호의 광 강도가 포화(saturation)되는 것을 확인할 수 있다. 따라서 3 V의 제어전압이 인가될 경우, 공간분해능이 가장 우수하며, 출력 섬광영상신호의 광 강도가 포화되지 않은 것을 알 수 있다. 이후의 실험에서는 영상증배관에 인가되는 제어전압을 3 V로 고정하여 실험을 수행하였다.

Fig. 6은 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기를 이용하여 측정된 ^{137}Cs 의 방사능에 따른 섬광영상을 보여주며, 5 μCi 이하의 낮은 방사능을 가지는 감마선원으로부터 방출되는 감마선의 분포를 영상으로 획득 가능함을 확인할 수 있다. 위의 섬광영상에서 방사능에 따라 다소 상이한 ^{137}Cs 의 감마선 분포를 볼 수 있으며, 이는 디스크 형태의 감마선원을 제작할 때, 단위 질량당 일정한 방사능을 가지는 방사성물질을 에폭시(epoxy)와 교반하여 용기에 고정시키는데, 이 과정에서 방사성물질이 획일적으로 용기에 배치되지 못하였기 때문이다.

Fig. 7은 ^{137}Cs 의 방사능에 따라 측정된 섬광영상의 광 강도변화를 보여준다. 위의 결과는 Fig. 6에서 제시한 섬광영상에서 관심영역(region of interest, ROI)을 지정한 후, ROI 내에서 ^{137}Cs 에 의해 발생하는 섬광빛의 광 강도를 분석하여 도출하였다. 실험결과, 선원의 방사능과 발생하는 섬광빛의 광 강도는 선원관

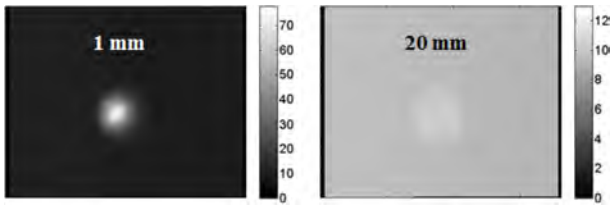


Fig. 8. Two scintillation images obtained by using the fiber-optic gamma imaging detector when the distances between the surface of ¹³⁷Cs and the distal-end of sensing probe are 1 mm and 20 mm, respectively.

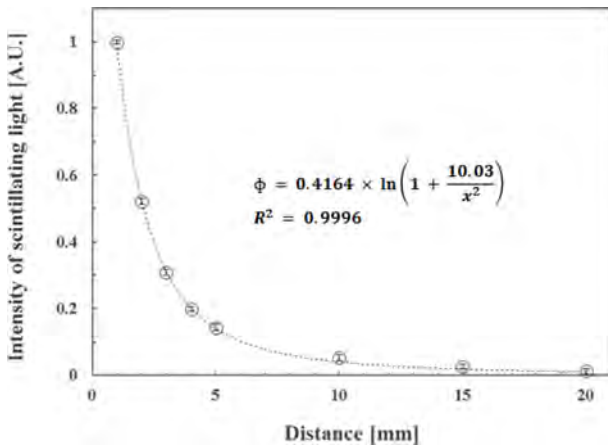


Fig. 9. Intensity variation of the scintillating light according to the distance between the surface of ¹³⁷Cs and the distal-end of sensing probe.

계를 가지며, 추세선(fitting line)의 결정계수(coefficient of determination, R²)는 0.9945임을 알 수 있다. 이를 통하여 본 연구에서 제작한 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기는 5 μCi 이하의 낮은 방사능을 가지는 감마선원을 검출하는데 있어서 계수 및 영상화가 가능함을 확인할 수 있다.

Fig. 8은 5 μCi의 방사능을 가지는 ¹³⁷Cs과 감지 프로브 사이의 거리가 서로 다를 때 측정된 섬광영상을 보여준다. 감지 프로브의 끝단과 ¹³⁷Cs의 표면 사이의 거리가 0 mm일 때 획득한 Fig. 6의 섬광영상과는 다르게 1 mm와 20 mm떨어진 거리에서는 섬광영상의 산란도가 증가되었다. 또한 공기 중에서 감약된 감마선에 의해 섬광영상의 ROI 내 섬광빛의 광 강도가 각각 38.67%, 0.47%로 감소되었다. 본 연구에서 제작한 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기를 사용할 경우, 감마선원을 20 mm 떨어진 거리에서도 영상화가 가능함을 알 수 있다.

Fig. 9는 5 μCi의 방사능을 가지는 ¹³⁷Cs과 감지 프로브 사이의 거리 변화에 따른 섬광빛의 광 강도 변화를 보여주며, 선원으로부터 20 mm떨어진 곳에서 획득한 섬광영상의 광 강도는 거리가 1 mm일 때의 1.19%로 크게 감소함을 확인할 수 있다. 디스크 형태의 방사선원에 대하여 거리 x에 따른 선량 ϕ은 아래의 식(1)을 이용하여 구할 수 있다[12].

$$\phi = \frac{S}{4} \times \ln\left(1 + \frac{r^2}{x^2}\right) \quad (1)$$

위의 식에서 r은 디스크 형태인 방사선원의 반지름을 의미한다. S는 선원의 세기를 나타내는 상수이며, 추세선은 S/4를 변수로 지정한 후 획득한 것이다. 이 때, 추세선의 결과로부터 획득한 r값은 실제 디스크 형태인 선원의 반지름과 동일한 3.16 mm이다.

4. 결 론

본 연구에서는 감마선 방출 핵종의 섬광영상을 측정하기 위하여 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기를 제작하였고, 성능을 평가하였다. 제작된 광섬유 감마선 영상 검출기는 섬광필름, 광섬유 영상 도관, 광섬유 테이퍼의 결합으로 제작된 감지 프로브, 영상증배관 및 CCD 빔 프로파일러로 구성되었다.

먼저 감지 프로브의 영상분해능을 평가하기 위하여 섬광필름을 제외한 감지 프로브로 광학영상을 획득하였고, MTF를 도출하였다. 실험결과, 광섬유 영상 도관에 광섬유 테이퍼를 결합한 경우의 영상분해능이 광섬유 영상 도관만을 사용하였을 때의 영상분해능보다는 낮았으나, 인접한 0.25 mm크기의 물체까지는 구분 가능한 것으로 평가되었으며, 광섬유 테이퍼를 사용함으로써 2.27배 확대된 영상을 획득할 수 있었다.

섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기를 이용하여 ¹³⁷Cs의 섬광영상을 획득한 결과, 0.25 μCi의 방사능까지 실시간 영상 획득이 가능하였으며, 방사능에 따라 선형적인 응답을 가지는 것을 확인하였다. 또한 섬광필름 기반의 감마선 영상 검출기를 이용하여 ¹³⁷Cs 감마선원으로부터 거리에 따른 섬광영상을 측정할 결과, 1 mm에서 20 mm까지의 거리에 위치한 선원을 구분할 수 있었으며, 분석된 섬광빛의 광 강도는 선원으로부터 거리에 따른 선량과 일치하였다.

앞으로의 연구 방향은 섬광필름과 광섬유 영상 도관을 섬광체 다발(scintillator bundle)과 영상 가이드(image guide)로 각각 교체하여 영상분해능과 유연성이 뛰어난 초소형 감마선 영상 검출기를 개발하는 것이다.

감사의 글

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Science, ICT and future Planning (No. 2014002620 and No. 2013R1A1A1061647) and this work was supported by the Nuclear Safety Research Program through the Korea Radiation Safety Foundation (KORSAFe) and

the Nuclear Safety and Security Commission (NSSC), Republic of Korea (Grant No. 1403017-0114-SB110).

REFERENCES

- [1] J. C. Kim, S. A. Roh, H. C. Kim, K. H. Koo, Y. K. Cho, C. S. Yu, Y. M. Kwon, and J. S. Kim, "Coexpression of carcinoembryonic antigen and E-cadherin in colorectal adenocarcinoma with liver metastasis", *J. Gastrointest. Surg.*, Vol. 7, No. 7, pp. 917-938, 2003.
- [2] J. C. Kim, H. K. Hong, S. A. Roh, K. H. Koo, I. H. Ka, H. Nanmkung, K. H. Lee, J. H. Ryu, C. S. Yu, S. J. Oh, J. S. Ryu, J. S. Kim, and H. C. Kim, "Efficient targeting of gastric cancer cells using radiolabeled anti-carcinoembryonic antigen-specific T84.66 fragments in experimental radio-immunoguided surgery", *Anticancer Res.*, Vol. 24, No. 2, pp. 663-670, 2004.
- [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. Nuc.l 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. Wahl, "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. 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.
- [7] 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.
- [8] K. W. Jang, D. H. Cho, W. J. Yoo, J. K. Seo, J. Y. Heo, S. H. Shin, B. G. Park, S. Kim, and B. Lee, "Measurement of relative dose irradiated from a Co-60 source using a scintillating fiber-optic dosimeter", *J. Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 19, No. 1, pp. 52-57, 2010.
- [9] B. Lee, "Measurement of spatial resolution in fiber-optic image guide", *Opt. Soc. Korea.*, Vol. 5, No. 2, pp. 33-36, 2010.
- [10] J.-M. Kim, H.-W. Jung, J.-W. Min, and E.-K. Im, "Correction method of slit modulation transfer function on digital medical imaging system", *J. Radiol. Sci. Tech.*, Vol. 29, No. 3, pp. 133-139, 2006.
- [11] G.-S. Che, W.-S. Chang, and J. Oh, "A study on the MTF graphics using simpson approximation", *J. Korea Navig. Inst.*, Vol. 16, No. 2, pp. 401-408, 2012.
- [12] K. W. Jang, D. H. Cho, W. J. Yoo, and B. Lee, "Fabrication and characterization of a fiber-optic radiation sensor for detection of tritium", *Korean J. Opt. Photon.*, Vol. 20, No. 4, pp. 201-206, 2009.