유기 섬광체-광섬유 방사선 센서를 이용한 근접 방사선원 Ir-192의 상대 깊이 선량을 측정

신상훈 · 장경원 · 조동현 · 유욱재 · 서정기 · 이봉수 · 문주현* · 김신** · 박병기***†

Measurements of relative depth dose rates for a brachytherapy Ir-192 source using an organic scintillator fiber-optic radiation sensor

Sang Hun Shin, Kyoung Won Jang, Dong Hyun Cho, Wook Jae Yoo, Jeong Ki Seo,
Bongsoo Lee, Joo Hyun Moon*, Sin Kim**, and Byung Gi Park***†

Abstract

In this study, we have fabricated a fiber-optic radiation sensor using an organic scintillator and plastic optical fiber for brachytherapy dosimetry. Also, we have measured relative depth dose rates of Ir-192 source using a fiber-optic sensor and compared them with the results obtained using a conventional EBT film. Cerenkov lights which can be a noise in measuring scintillating light with a fiber-optic sensor are measured and eliminated by using of a background optical fiber. It is expected that a fiber-optic radiation sensor can be used in brachytherapy dosimetry due to its advantages such as a low cost, simple usage and a small volume.

Key Words : organic scintillator, fiber-optic radiation sensor, brachytherapy, relative depth dose rate

1. 서 론

근접방사선 치료(brachytherapy)의 성패여부는 그 특성상 방사선의 질과 양을 관리하는 방사선 품질관리(quality assurance, QA)에 크게 의존하며 품질관리를 위한 가장 중요한 도구로는 방사선 계측기를 꼽을 수 있다. 그러나 현재 보편적으로 치료 방사선 측정 시 사용되고 있는 이온전리함(ion chamber), 다이오드(diode), 필름(film), 그리고 열형광 선량계(thermoluminescence dosimeter, TLD) 등의 방사선 계측기들은 선

형가속기(linear accelerator, LINAC)나 코발트 머신(Co-60 machine)을 이용한 원거리 치료에 사용되는 것으로 근접방사선 치료에는 그 사용이 제한되고 있는 실정이다.

현재 근접방사선 치료 시 사용되는 방사선 계측 방법은 라디오크로믹 필름(radiochromic film)을 사용하여 인체 내부에 방사선원 삽입 시술을 완료한 후, 그 영상을 획득하여 방사선원의 위치 및 선량(dose)을 알아보는 방법으로 실시간 계측이 불가능하고 그로 인해 위치에 오류가 있을 시, 재 시술을 해야 하는 문제점을 가지고 있다^[1,2]. 선량측정 역시 필름의 영상에 의한 불확실성 때문에 정확한 측정이 어렵다. 필름의 영상 획득을 통한 선량 측정방법은 시술이 완료 후 진행되며 환부의 위치에 따라 인체조직 및 뼈에 의해 영향을 받을 수 있으므로 정확한 선량의 측정이 불가능하다. 또한 필름 구성 물질과 인체를 구성하는 성분의 상이성으로 인해 측정 후에 복잡한 교정(correction)을 거쳐야 하므로 선량의 절대값 측정도 불가능하다.

근접방사선 치료는 단시간에 고선량이 조사되기 때문에 선량에 대한 정확한 정보가 필요하며, 공기와

건국대학교 의료생명대학 의공학부, 의공학 실용기술 연구소(School of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University)

*동국대학교 에너지환경대학 에너지환경시스템공학과(Department of Energy & Environment System Engineering, Dongguk University)

**제주대학교 공과대학 에너지공학과, 방사선응용과학연구소(Department of Nuclear & Energy Engineering, Applied Radiological Science Research Institute, Cheju National University)

***순천향대학교 공과대학 에너지환경공학과(Department of Energy & Environment Engineering, Soonchunhyang University)

†Corresponding author: byunggi@sch.ac.kr

(Received : August 29, 2008, Revised : November 7, 2008)

Accepted : November 21, 2008)

PMMA(polymethyl methacrylate) 팬텀(phantom)에서 측정된 선량값 비교를 통해 정확한 선량분포를 알아야 할 필요가 있다. 하지만 현재 근접방사선 치료 시 실시간 선량 측정 및 위치 정보를 확인할 수 있는 방법은 전무한 상태이며, 방사선원을 인체 내부의 치료부위로 삽입시키면서 그 위치 및 선량을 실시간으로 정확하게 알 수 있는 방사선 계측기의 개발이 요구되고 있는 실정이다^[3].

방사선원의 선량측정을 위한 계측기 중에 유기 섬광체(organic scintillator)를 이용한 방사선 센서는 고분해능, 초소형, 원거리 계측 및 전자기파의 비간섭 등의 장점을 가지며, 인체조직과 거의 유사한 물리적 특성을 가지므로 센서와 조직의 구성물의 상이성으로 인한 복잡한 보정과정 없이 필요 없고, 제작이 용이하다는 장점을 가진다^[4,5]. 특히 유기 섬광체에서 발생하는 섬광량은 선량율에 비례하여 발생되므로 별도의 보정작업 없이 상대 선량을 구할 수 있다. 또한 플라스틱 광섬유의 유연성으로 인해 근접 방사선 치료 시, 카테터(catheter)와 함께 인체 내에서 사용이 가능하다^[6].

본 연구는 근접방사선 치료 시, 실시간 선량측정을 위한 연구로서 플라스틱 광섬유(plastic optical fiber)와 유기 섬광체를 사용하여 방사선 센서를 제작하였다^[7]. 그리고 이리듐(Ir-192) 방사선원 및 포토다이오드 증폭기 시스템에 대한 최적의 유기 섬광체 선택을 위해 4 종류의 유기 섬광체를 사용하여 동일한 조건에서 각각의 섬광량을 측정하였다. 또한 유기 섬광체의 섬광량 측정에 있어서 방해요소인 체렌코프 빛(Cerenkov light)을 기준 광섬유(background optical fiber)를 사용하여 측정하였고, 감법(subtraction method)을 이용하여 제거하였다. PMMA 팬텀의 깊이로 따른 유기 섬광체의 섬광량을 계측하여 방사선원의 상대 깊이 선량율(relative depth dose rate)을 측정하였으며 현재 임상적으로 사용되고 있는 EBT(external beam therapy) 필름과 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 선량율을 비교하여 정확성을 검증하였다.

2. 배경이론

일반적으로 근접방사선 치료에서는 점 선원(point source)보다 선 선원을 많이 사용하는데 선원으로부터 치료부위까지의 거리가 멀고, 선 선원(linear source) 자체의 길이가 짧을 경우에는 점 선원과 같이 생각할 수 있으나 일반적인 근접조사는 짧은 거리에 선량을 조사하기 때문에 점 선원으로 볼 수 없다. 따라서 선 선원의 경우, 선량율은 거리역자승에 의해서 계산한 것보다 낮고 특히, 선원에 가까울수록 차이가 크게 나타난다. 이는 선원의 말단 부위에서 방출된 감마선의 거리가 더 멀고 사방향의 여과(filtration)가 일어나기 때문이다^[8].

물질 내에서 선 선원의 중앙으로부터 일정한 거리(r)를 갖는 한 점 $P(x,y)$ 에서의 선량율(dI)은 다음 식 (1)으로 구할 수 있다^[9].

$$dI(x,y) = \frac{A}{L} \cdot \Gamma \cdot dx \cdot \frac{1}{r^2} \cdot e^{-\mu' \cdot t \cdot \sec \theta} \quad (1)$$

여기서, A : 방사능, Γ : 선량율 상수, μ' : 여과두께에 대한 유효 감약계수, L : 선원의 유효길이, t : 여과두께, θ : 측정지점과 선선원의 중앙이 이루는 각도

3. 실험방법

실험에 사용된 직경 1 mm의 플라스틱 광섬유(SH-4001, Mitsubishi Inc.)는 코어(core)의 굴절률이 1.49, 클래딩(cladding)의 굴절률은 1.402 그리고 개구수(numerical aperture, NA)는 0.5인 멀티모드 광섬유로서, 이리듐(Ir-192)에서 발생하는 감마선에 의해 실험자가 피폭되지 않도록 충분한 안전거리를 확보하기 위해 11 m 길이의 광섬유를 사용하였다.

유기 섬광체는 지름이 1 mm, 길이가 10 mm인 원통형의 유기 섬광체(BCF-10, 12, 20, 60, Saint Gobain)를 사용하였고, 섬광체 각각의 특성은 표 1과 같다.

광 계측 장비로 사용된 포토다이오드(S1336-18BK, Hamamatsu Photonics) 증폭기 시스템의 계측 파장범

표 1. 4가지 유기 섬광체들의 물리적 특성

Table 1. Physical Properties of Four Kinds of Organic Scintillators

Organic scintillator	Emission Color	Emission Peak [nm]	Decay Time [ns]	1/e Length [m]	# of Photons per MeV
BCF-10	Blue	432	2.7	2.2	~8000
BCF-12	Blue	435	3.2	2.7	~8000
BCF-20	Green	492	2.7	>3.5	~8000
BCF-60	Green	530	7	3.5	~7100

그림 1. 광섬유 방사선 센서의 센서부

Fig. 1. Schematic diagram of a fiber-optic radiation sensor tip with an organic scintillator.

그림 2. 실험 구성도

Fig. 2. Experimental setup.

위는 320 nm~1100 nm이며 최대 검출 파장대는 960 nm이다. 방사선원으로는 근접 방사선 치료에 사용하는 8.415 Ci의 이리듐 방사선원을 사용하였다. 이리듐 방사선원은 74.2일의 반감기를 가지고 최대 0.6 MeV, 평균 0.37 MeV 에너지의 감마선을 방출한다.

실험에 사용된 EBT 필름(GAFCHROMIC EBT[®] film, International Specialty Products)은 흡수선량을 측정하기 위한 필름으로 선량측정 범위는 1 cGy에서 800 Gy이다. 필름의 구조는 두께 97 μm , 밀도 1.35 g/cm³의 투명한 폴리에스테르층이 감광층을 덮고 있으며, 두께

17 μm 의 감광층은 양면으로 6 μm 의 표면층을 감싸고 있다.

그림 1은 방사선 센서의 센서부를 보여주고 있다. 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 센서부는 다양한 폴리싱 패드(LFG-series, Thorlabs)로 접합면을 연마한 유기 섬광체와 플라스틱 광섬유를 광학 접착제(DP100-Plus, 3M)를 사용하여 결합하고 원통형태의 PMMA 커넥터를 이용하여 고정, 제작된다. 또한 유기 섬광체에서 발생되어 외부로 손실되는 섬광빛(scintillating light)을 최소화하기 위해 액체상태의 반사체

그림 3. (a) PMMA 팬텀 내에서의 광섬유 센서와 카테터의 위치, (b) PMMA 팬텀 내에서의 EBT 필름과 카테터의 위치

Fig. 3. (a) Locations of a fiber-optic sensor and a catheter in PMMA phantom, (b) Locations of EBT films and a catheter in PMMA phantom.

(TiO₂)로 섬광체 주위를 도포하여 주었고, 광차폐 테이프(black shielding tape)를 사용하여 외부 가시광의 간섭을 최소화하였다^[10].

그림 2는 이리듐 방사선원을 이용한 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 섬광량 측정 실험 구성도를 나타내고 있다. 이리듐 방사선원으로부터 유기 섬광체로 감마선이 조사되었을 때 섬광체에서 발생하는 가시광 파장의 섬광빛은 11 m 길이의 플라스틱 광섬유를 통하여 전반사의 원리에 의해 포토다이오드 증폭기 시스템으로 전송된다. 포토다이오드 증폭기 시스템은 광신호를 전기적인 신호로 변환시키고, 변환된 전기신호는 LabVIEW를 통하여 컴퓨터에 저장된다.

그림 3의 a와 b는 PMMA 팬텀 내에서 카테터와 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 위치, 그리고 카테터와 EBT 필름의 위치를 보여준다. 센서와 필름의 중앙에 이리듐 방사선원을 정확히 위치시키기 위해 치료시 사용되는 카테터를 직접 제작한 PMMA 팬텀에 삽입한 후, 그 위에 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서와 EBT 필름을 고정시켜 실험하였다.

4. 실험결과

그림 4는 이리듐 방사선원의 감마선이 4가지 유기 섬광체에 조사되었을 때 포토다이오드 증폭기 시스템

그림 4. 이리듐 방사선원에 의해 4가지 유기 섬광체에서 발생하는 섬광량 측정

Fig. 4. Measurements of scintillating light signals using four kinds of organic scintillators irradiated by an Ir-192 source.

의 출력값을 도식화한 것이다. 이리듐 방사선원의 감마선에 의해 유기 섬광체에서 방출되는 섬광빛은 매우 미세하므로 이리듐의 감마선에 대하여 섬광효율이 가장 좋은 유기 섬광체의 선별이 필요하고 유기 섬광체의 방출파장과 계측 시스템과의 적합성을 고려하여 최종적으로 시스템의 출력값이 가장 큰 유기 섬광체를 선택하여야 한다. 실험결과, 유기 섬광체 BCF-12를 이용하였을 경우, BCF-10, BCF-20, BCF-60 유기 섬광체를 이용하였을 때보다 상대적으로 많은 출력값이 측정되었다. 이후의 실험에서는 4가지 섬광체 중 출력값이 가장 큰 유기 섬광체 BCF-12를 사용하여 실험을 진행하였다.

그림 5는 이리듐 선원의 감마선이 조사되었을 때 PMMA 팬텀의 깊이에 따라 플라스틱 광섬유에서 발생하는 체렌코프 빛의 세기와 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 총 광량에 대한 체렌코프 빛의 비율을 보여주고 있다. 일반적으로 체렌코프 빛은 하전입자(charged particle)가 어떠한 매질 내에서 빛보다 빠른 속도로 진행할 때 발생된다^[11]. 감마선에 의해서 발생하는 체렌코프 빛은 감마선과 물질과의 상호작용으로 인해 생성되는 300 keV 이상의 1차 혹은 2차 전자에 의해 발생된다^[12]. 플라스틱 광섬유에서 발생하는 체렌코프 빛은 유기 섬광체가 위치하고 있는 측정지점 외부에서 발생되므로 총 출력값에서 기준 광섬유를 사용하여 체렌코프 빛만을 별도로 측정한 후, 감법을 이용해 제거하여야 한다^[11].

그림 5-(a)를 살펴보면 PMMA 팬텀의 깊이가 증가함에 따라 체렌코프 빛의 세기가 거듭제곱 추세를 따라 감소하는 것을 확인할 수 있다. PMMA 팬텀의 깊이가 증가함에 따라 선량율은 감소하게 되므로

(a)

(b)

그림 5. (a) PMMA 팬텀의 깊이에 따라 플라스틱 광섬유에서 발생하는 체렌코프 빛의 세기, (b) 광섬유 방사선 센서로 측정된 총 섬광량에 대한 체렌코프 빛의 비율

Fig. 5. (a) Measurements of Cerenkov light using background optical fiber according to the depths of PMMA phantom, (b) The ratio of Cerenkov lights in the total scintillating lights measured using a fiber-optic radiation sensor.

PMMA 팬텀 및 플라스틱 광섬유에서 발생하는 1차 혹은 2차 전자도 감소하게 되고 체렌코프 빛의 세기 역시 감소한다. 그러나 그림 5-(b)와 같이 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 총 광량에 대한 체렌코프 빛의 비율은 PMMA 팬텀의 깊이가 증가함에 따라 높게 나타난다. 일반적으로 광섬유에서 발생하는 체렌코프 빛은 감마선 혹은 전자선이 조사되는 광섬유의 길이에 비례하여 증가한다^[13]. PMMA 팬텀의 깊이가 증가함에 따라 감마선이 조사되는 범위는 유기 섬광체의 경우 10 mm로 일정하지만 광섬유의 경우에는 더욱 광범위해지므로 광섬유에서 발생하는 체렌코프 광량의 비율은 더욱 증가하게 된다. 이후의 유기 섬광체-광섬유 센서를 이용한 상대깊이선량율에 대한 결과는 감법을 사용하여 체렌코프 빛을 제거한 결과이다.

(a)

(b)

그림 6. (a) 광섬유 방사선 센서와 EBT 필름의 PMMA 팬텀의 깊이에 따른 상대깊이선량율 측정, (b) 광섬유 방사선 센서와 EBT 필름의 상대깊이선량율 차이

Fig. 6. (a) Measurements of relative depth dose rates using fiber-optic radiation sensor and EBT films according to the depths of PMMA phantom, (b) Differences of relative depth dose rates between fiber-optic radiation sensor and EBT film.

그림 6-(a)는 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서와 EBT 필름의 PMMA 팬텀의 깊이에 따른 상대깊이선량율 측정결과로 EBT 필름과 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 측정결과들이 PMMA 팬텀의 깊이에 따라 거듭제곱함수의 추세로 감소하는 것을 확인할 수 있다. PMMA 팬텀 내에서 센서가 선원의 중앙에 위치할 때 선량율은 거리의 제곱과 PMMA 팬텀의 여과두께에 대한 감약계수에 따라 감소하게 된다^[9]. 앞서 배경이론에서 언급했듯이 선 선원의 경우, PMMA 팬텀의 깊이에 따른 선량율은 거리역자승보다 덜 감소하며 결과의 추세선 수식의 지수 절댓값이 2보다 작게 계산되었다. 그림 6-(b)는 동일한 측정지점에서 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서와 EBT 필름의 상대깊이선량율 차이를 보여주고 있다. 일반적으로 EBT 필름은 $\pm 3\%$

의 오차를 가지고 있다^[14]. 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서와 EBT 필름과의 상대깊이선량율 차이는 $\pm 2\%$ 로 측정되었고 평균 1.2%의 차이가 발생하였다.

5. 결 론

본 연구는 근접방사선 치료 시 인체 내에 삽입되는 방사선원의 실시간 위치판별 및 환부주변에 피폭되는 선량의 정확한 측정을 위한 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 개발을 최종목표로 하고 있다. 본 연구에서는 유기 섬광체를 이용하여 방사선 센서부를 제작하였고, 방사선원으로부터 방출된 감마선에 의해 유기 섬광체에서 발생하는 섬광빛을 플라스틱 광섬유로 전송하여 포토다이오드 증폭기 시스템을 이용하여 측정하였다. 그리고 기준 광섬유에서 발생하는 체렌코프 빛을 측정하여 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서에서 발생하는 체렌코프 빛을 감법을 이용하여 제거하였다. 또한 PMMA 펜텀의 깊이에 따른 상대깊이선량율을 측정하여 EBT 필름의 결과와 비교, 분석하였다.

상대깊이선량율 측정결과, 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서는 EBT 필름과 $\pm 2\%$ 의 차이를 보였고, 선량율이 선 선원의 특성에 따라 거둬제곱보다 덜 감소하는 것을 확인하였다.

유기 섬광체를 이용한 플라스틱 광섬유 방사선 센서는 기존의 방사선 센서에 비해 제작비용이 저렴하고 사용방법이 간단하며, 부피 또한 줄일 수 있어 근접방사선 치료 시 실시간 선량 측정을 위한 측면에서 우수할 것으로 기대된다. 또한 원거리 계측이 가능하며, 플라스틱 광섬유의 재질적 장점인 유연성과 무독성(non-toxic)으로 인체 내부에서의 사용이 용이하다.

앞으로 더 수행해야 할 연구는 방사선 센서 제작에 있어서 소형화 및 분해능을 높이고 유기 섬광체와 플라스틱 광섬유 사이의 결합효율을 증대시켜 전체적인 광검출효율을 높이는 것이다. 또한 라디오크로믹 필름, CT와 같은 근접방사선 치료 시 사용되는 다른 계측기와 비교하여 유기 섬광체-광섬유 방사선 센서의 장점을 더욱 부각시킬 수 있는 연구를 진행할 것이다.

감사의 글

이 논문은 2008년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2008-01604).

참고 문헌

- [1] K. H. Beck, J. Drees, K. Goldmann, I. M. Gregor, and M. Heintz, "A multichannel dosimeter based on scintillating fibers for medical application", *Nucl. Instru. and Meth. in Phys. Res.*, vol. 454, no. 1, pp. 147-151, 2000.
- [2] C. Dilcher, R. Chan, B. L. Justus, P. Falkenstein, A. L. Huston, and R. Waksman, "Dose mapping porcine coronary arteries using an optical fiber dosimeter", *Cardiovascular Revascularization Medicine*, vol. 6, no. 4, pp. 163-169, 2005.
- [3] T. Nakano, N. Suchowerska, M. M. Bilek, D. R. McKenzie, N. Ng, and T. Kron, "High dose-rate brachytherapy source localization: positional resolution using a diamond detector", *Phys. Med. Biol.*, vol. 48, no. 14, pp. 2133-2146, 2003.
- [4] B. Lee, W. Y. Choi, and J. K. Walker, "Polymer-polymer miscibility study for plastic gradient index optical fiber", *Polymer Eng. and Sci.*, vol. 40, no. 9, pp. 1996-1999, 2000.
- [5] 황영목, 조동현, 이봉수, 조효성, 김신, "무기 섬광체를 이용한 플라스틱 광섬유 방사선 센서부 제작 및 특성평가", *센서학회지*, 제14권, 제4호, pp. 244-249, 2005.
- [6] J. Lambert, D. R. McKenzie, S. Law, J. Elsey, and N. Suchowerska, "A plastic scintillation dosimeter for high dose rate brachytherapy", *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, pp. 5505-5516, 2006.
- [7] A. S. Beddar, T. R. Mackie, and F. H. Attix, "Water equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry. Properties and measurements", *Phys. Med. Biol.*, vol. 37, no. 10, pp. 1901-1913, 1992.
- [8] 강세식 외 19명, 방사선 치료학, 도서출판 대학서림, pp. 348-350, 2001.
- [9] Khan. Faiz M., *The Physics of Radiation Therapy*, 2nd ed., Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, USA, pp. 434, 1994.
- [10] C. Mori, et al., "Measurement of neutron and γ -ray intensity distributions with an optical fiber-scintillator detector", *Nucl. Inst. and Meth. in Phys. Res.*, vol. 422, pp. 129-132, 1999.
- [11] 장경원, 조동현, 정순철, 전재훈, 이봉수, 김 신, 조효성, 박성용, 신동호, "고에너지 전자선 측정을 위한 광섬유 방사선 센서에서의 체렌코프 빛 측정 및 분석", *센서학회지*, 제15권, 제3호, pp. 186-191, 2006.
- [12] A. S. Kirov, Z. Piao, S. Devic, et al., "An estimate of the perturbing effect of cerenkov radiation to the signal from a liquid scintillator volume irradiated by

a megavoltage photon beam”, *Proc. of the 22nd Annual EMBS International Conf.*, pp. 3148-3151, Chicago, USA, 2000.

- [13] Frelin et al., “Spectral discrimination of Derenkov radiation in scintillating dosimeters”, *Med. Phys.*,

vol. 32, no. 9, pp. 3000-3006, 2005.

- [14] 강세식, 고성진, 장은성, “Gafchromic EBT 필름을 이용한 선량분포의 평가”, *방사선기술과학*, vol. 30, no. 2, pp. 139-145, 2007.

신 상 훈

- 2007년 2월 건국대학교 의학공학부 의용 전자전공 학사(공학사)
- 2007년 3월~현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사과정

장 경 원

- 2005년 2월 건국대학교 의학공학부 의용 전자전공 학사(공학사)
- 2007년 2월 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사(공학석사)
- 2007년 3월~현재 건국대학교 일반대학원 의학공학부 박사과정
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학

조 동 현

- 센서학회지 제17권, 제2호 pp. 19 참조

유 옥 재

- 2006년 2월 건국대학교 의학공학부 의용 전자전공 학사(공학사)
- 2008년 2월 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사(공학석사)
- 2008년 3월~현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 박사과정
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학

서 정 기

- 2008년 2월 건국대학교 의학공학부 의용 전자전공 학사(공학사)
- 2008년 3월~현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사과정
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학

이 봉 수

- 센서학회지 제16권, 제5호 pp. 331 참조

문 주 현

- 1990년 2월 서울대학교 원자핵공학과 학사(공학사)
- 1992년 2월 서울대학교 원자핵공학과 석사(공학석사)
- 1996년 2월 서울대학교 원자핵공학과 박사(공학박사)
- 2007년 11월~현재 동국대학교 에너지환경시스템학부 교수

김 신

- 센서학회지 제14권, 제4호 pp. 249 참조

박 병 기

- 센서학회지 제17권, 제2호 pp. 19 참조