

## 광섬유 방사선량계를 이용한 Co-60 방사선원으로부터 조사되는 상대선량측정

장경원 · 조동현 · 유욱재 · 서정기 · 허지연 · 이봉수<sup>†</sup> · 신상훈\* · 박병기\*\* · 김 신\*\*\*

### Measurement of relative dose irradiated from a Co-60 source using a scintillating fiber-optic dosimeter

Kyoung Won Jang, Dong Hyun Cho, Wook Jae Yoo, Jeong Ki Seo, Ji Yeon Heo, Bongsoo Lee<sup>†</sup>, Sang Hun Shin\*, Byung Gi Park\*\*, and Sin Kim\*\*\*

#### Abstract

In this study, we have fabricated a scintillating fiber-optic dosimeter for a radiotherapy dosimetry. And  $\gamma$ -rays generated by a Co-60 are measured using a scintillating fiber-optic dosimeter and percent depth dose curves are obtained according to the different depths of solid water phantoms. Also, Cerenkov radiations generated by primary or secondary electrons are measured at different depths of water phantom using a background optical fiber.

**Key Words :** dosimeter, Co-60, organic scintillator, optical fiber

#### 1. 서 론

치료용 방사선 계획에 있어 방사선량계는 세밀한 계측을 위해 높은 공간분해능(spatial resolution)을 가져야 하고 정확한 측정을 위해 센서부(sensing probe)는 인체를 구성하는 조직과 등가인(tissue-equivalent or water-equivalent) 재질로 구성되어야 한다<sup>[1-3]</sup>. 현재 시행중인 양성자 치료(proton therapy) 및 치료용 선형가속기를 이용한 세기조절 방사선 치료(intensity modulated radiation therapy) 등과 같은 기술들은 정상조직에 방사선 조사를 최소화하고 암 조직에 정확한 양의 방사선을 조사하기 위하여 개발된 기술들이다. 그러므로 현재 방사선 치료기의 선량보정 및 치료계획 시 사용하고 있는 기준

선량계 보다 정확하고 세밀하게 선량 및 선량분포를 측정할 수 있는 방사선량계의 개발이 요구되고 있는 실정이다. 또한 근접 방사선 치료 (brachy therapy) 및 Co-60 을 이용한 방사선 치료에서의 선량분포는 물 팬텀 (water phantom) 깊이에 따라 매우 급격한 선량분포를 가지므로 고 분해능의 방사선량계가 더욱 요구된다. Co-60 방사선원에서 발생하는 감마선의 경우, 10×10 cm<sup>2</sup> 조사야, 80 cm 방사선원-표면간거리(source-surface distance)에서 5 mm의 최대선량깊이를 가지므로 일반적으로 사용되는 이온전리함 등을 이용하여 0 mm~5 mm의 빌드-업(build-up) 구간을 계측하기에는 그 공간분해능 때문에 다소 어려움이 있다.

유기섬광체(organic scintillator), 광섬유(optical fiber) 그리고 광 계측 장비(light measuring device)로 구성된 광섬유 방사선량계는 치료용 방사선 계획에 있어 많은 장점을 가지고 있다<sup>[4-6]</sup>. 광섬유 방사선량계의 센서부는 부피가 매우 작고 물과 등가인 성질을 갖는 유기섬광체로 구성되어 있어서 높은 공간분해능을 가지고 복잡한 보정작업을 필요로 하지 않는다. 그리고 선량을 (dose rate)에 따른 선형적 응답 및 에너지에 대한 독립성은 치료용 방사선 계획에 있어 큰 장점으로 작용한다<sup>[7]</sup>. 특히 선량을 및 흡수선량에 비례하여 발생하는

건국대학교 의료생명대학 의공학과(School of Biomedical Engineering, Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University)

\*한국원자력의학원 방사선의학연구소(Radiological & Medical Sciences Research Center, Korea Institute of Radiological & Medical Sciences)

\*\*순천향대학교 에너지환경공학과(Department of Energy & Environmental Engineering, Soonchunhyang University)

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

<sup>†</sup>Corresponding author : bslee@kku.ac.kr

(Received : October 21, 2009, Revised : December 29, 2009)

Accepted : January 14, 2010)

섬광량은 별다른 보정 없이 상대선량 측정을 가능하게 한다. 또한 광 전달 매체인 광섬유를 사용함으로써 온도, 압력 및 전자기파의 영향을 받지 않으며 실시간으로 선량 계측이 가능하다.

본 연구에서는 유기섬광체와 광섬유를 이용하여 치료 방사선 계측용 광섬유 방사선량계를 제작하였고 치료용 Co-60 방사선원을 이용하여 상대선량을 측정하였다. 계측 효율이 높은 유기섬광체 선택을 위해 Co-60 방사선원에 대한 네 종류의 유기섬광체에서 발생하는 섬광량을 측정하여 최적의 유기섬광체를 선별하였고 선별된 섬광체를 이용하여 센서를 제작하였다. 그리고 조사야(field size)에 따라 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량을 측정하였고 물 팬텀(water phantom)의 깊이에 따라 발생하는 섬광량을 측정하여 심부 선량분포율(PDD: percent depth dose)을 측정하였다. 또한 Co-60의 감마선에 의해 광섬유 및 팬텀에서 1차 혹은 2차적으로 발생하는 전자와 광섬유와의 직접적인 작용으로 발생하는 체렌코프 빛(Cerenkov light)을 측정하였다. 이러한 체렌코프 빛은 섬광체의 섬광량 계측에 있어 방해요소로 작용하게 되므로 모든 실험결과에서 감법(subtraction method)을 이용하여 제거하였다<sup>8)</sup>.

## 2. 실험 재료 및 방법

본 연구에서 사용된 섬광체는 원자번호가 낮은 물질로 구성된 유기섬광체(BCF-10, BCF-20, BCF-12 and BCF-60, Saint-Gobain)로서 BCF-10과 BCF-20의 경우 최대방출파장(wavelength peak)이 각각 432 nm, 492 nm이며 감쇄시간(decay time)은 2.7 nsec로 매우 짧다. BCF-12는 435 nm의 최대방출파장을 가지며 3.2 nsec의 감쇄시간을 갖는다. 세 유기섬광체들은 모두 1 MeV의 에너지를 갖는 하전입자에 대하여 약  $8.0 \times 10^3$ 개의 광자를 방출한다. BCF-60의 경우 최대 방출파장이 530 nm로서 네 가지 유기섬광체 중에서 가장 길며 감쇄시간은 7 nsec, 1 MeV 하전입자당 방출되는 광자는 약  $7.1 \times 10^3$ 개이다. 유기섬광체들은 모두 원통형으로 직경은 1 mm이며 길이는 1 mm ~ 16 mm를 사용하였다.

실험에 사용된 광섬유(SH4001, Mitsubishi)는 계단형의 굴절률(step index)을 갖는 플라스틱 멀티모드 광섬유로서 직경은 1 mm이며 클래딩(cladding)의 두께는 0.01 mm이다. 코어(core)와 클래딩의 굴절률(refractive index)은 각각 1.492, 1.402이고 개구수(NA: numerical aperture)는 0.510이다. 광섬유의 개구수는 코어와 클래딩의 굴절률(각각  $n_{core}$ ,  $n_{cladding}$ )에 의해 결정되며 수식 (1)을 이용하여 구할 수 있다.

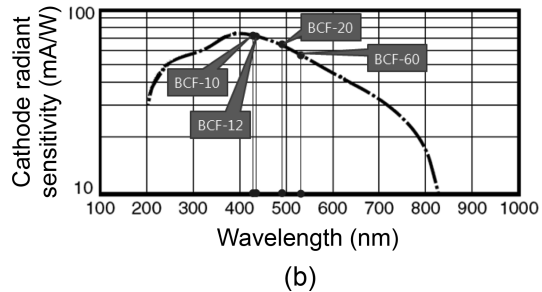
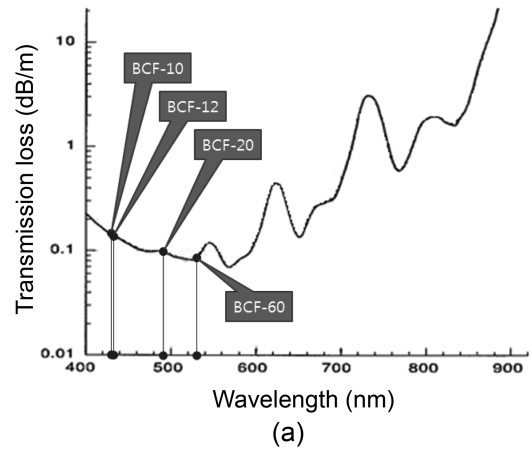


Fig. 1. Transmission loss of an optical fiber and sensitivity of a PMT as a function of the wavelength peaks of organic scintillators (a) transmission loss of an optical fiber, (b) sensitivity of a PMT.

$$NA = \sqrt{n_{core}^2 - n_{cladding}^2} \quad (1)$$

또한 본 연구에서 사용한 광섬유의 감쇄율(attenuation rate)은 Fig. 1(a)와 같으며 유기섬광체 BCF-10, 12, 20, 60의 최대방출파장에 대해 각각 0.13, 0.12, 0.10, 0.09 dB/m의 감쇄율을 갖는다.

유기섬광체와 광섬유의 양 끝 단은 여러 종류의 폴리싱 패드(polishing pad)를 이용하여 연마하였으며 광학용 에폭시(DP-100 plus, 3M)를 사용하여 광섬유와 유기섬광체를 결합하였다. 섬광량 계측을 위한 광 검출 장치로는 광증배관(PMT: photomultiplier tube)을 사용하였다. 광 검출장치로는 포토다이오드 및 전하결합소자(CCD)도 활용될 수 있으나, 민감도가 뛰어나고 유기섬광체의 파장에 더욱 민감한 광증배관을 선택하였다. 본 연구에서 사용된 광증배관(H7732-10, hamamatsu photonics)의 측정 파장의 범위는 200 nm ~ 900 nm이고 400 nm에서 최대 민감도를 가지며 연구에 사용된 유기섬광체 BCF-10, 12, 20, 60의 최대방출파장에 대

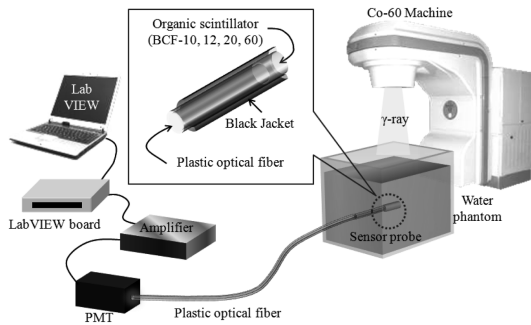


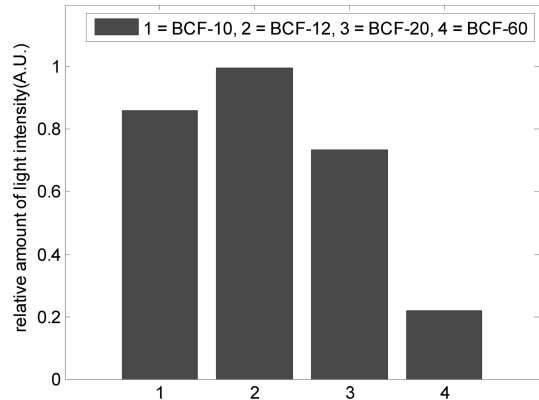
Fig. 2. Experimental setup using a Co-60 source.

해 Fig. 1(b)와 같이 각각 71 mA/W, 70 mA/W, 63 mA/W, 56 mA/W의 민감도를 갖는다. 또한 본 광증배관의 암전류(dark current)는 보통 3 nA, 최대 50 nA이다. 광증배관의 이와 같은 암전류는 물 팬텀 내의 최대 선량 지점에서 발생하는 유기섬광체의 섬광량에 대해 각각 0.1%, 1.1%의 값을 갖는다.

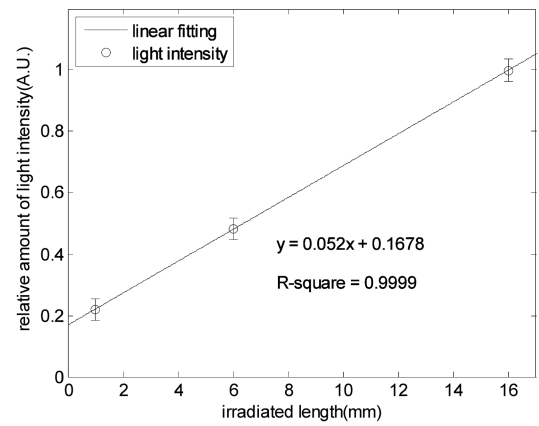
Fig. 2는 치료용 Co-60 방사선원을 이용한 실험 구성을 보여주고 있다. Co-60 방사선원의 감마선이 센서부에 조사되면 센서부에서 발생된 섬광빛은 20 m 광섬유를 통하여 광증배관-증폭기 시스템에 전달된다. 여기서 광신호는 최종적으로 전압으로 변환되며 LabVIEW 프로그램에 의해서 컴퓨터로 저장 및 디스플레이 된다.

### 3. 실험 결과

Fig. 3은 공기 중에서 실험한 결과로서 유기섬광체의 종류 및 길이에 따른 섬광량 측정 결과를 보여주고 있다. 먼저 Fig 3(a)는 Co-60 방사선 치료기의 10×10 cm<sup>2</sup> 조사야에서 유기섬광체의 종류에 따른 섬광량을 측정한 결과이다. BCF-10, BCF-20, BCF-12는 위에서 언급했듯이 특성상 1 MeV의 에너지를 갖는 하전입자에 대하여 약 8.0×10<sup>3</sup>개의 광자를 방출하므로 같은 입사선 에너지에 대해 같은 양의 섬광량을 방출해야 한다. 그러나 실험결과를 살펴보면 BCF-12의 섬광량이 가장 큰 것을 확인할 수 있다. 그 이유로는 첫째, Co-60에서 발생하는 감마선에 대해 섬광체들의 섬광효율이 상이하기 때문이며, 둘째로는 광증배관의 특성에 의한 것으로 계측과장이 가시광선 영역일 경우 짧은 파장에서 더욱 민감하게 반응하기 때문이다. BCF-12의 경우 최대방출과장이 짧아 광증배관에서 더욱 민감하게 계측되었고 최대방출과장이 비슷한 BCF-10과 비교하였을 때 Co-60에서 발생하는 감마선에 대하여 섬광효율이 높다는 것을 알 수 있다. 이후의 실험에서는 본 실험구



(a)



(b)

Fig. 3. Measurements of scintillating light according to different kinds and lengths of organic scintillators ((a) scintillating lights according to different kinds of organic scintillators, (b) scintillating lights according to different lengths of BCF-12).

성에서 계측효율이 가장 높은 BCF-12를 이용하여 실험을 진행하였다.

Fig. 3(b)는 유기섬광체의 길이에 따른 섬광량 측정 결과를 보여주고 있다. 유기섬광체의 길이가 1 mm~16 mm까지 길어질수록 섬광체에서 발생하는 섬광량이 선형적으로 증가하는 것을 확인할 수 있다. 일반적으로 유기섬광체의 길이가 길어지면 섬광량 증가로 인한 계측효율은 증가하나 공간분해능이 감소하게 되며 그에 따라 조사영역의 선량 분포에 대한 의존성이 커지게 된다. 또한 센서부의 방향 및 입사선의 각도에 따른 방향성이 커지게 된다. 본 연구에서는 공간분해능을 향상시키고 방향에 대한 의존성을 최소화하기 위해 유기섬광체의 직경(1 mm)과 같은 길이로 센서부를 제작하였다.

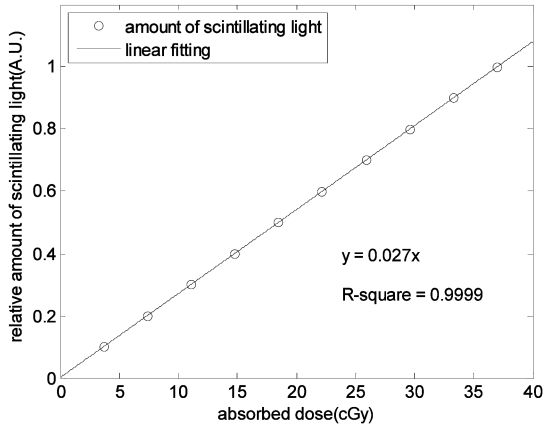


Fig. 4. Measurement of scintillating lights amount in a fiber-optic dosimeter according to absorbed doses.

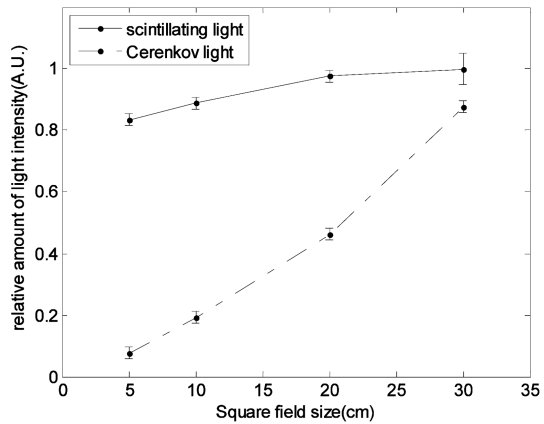
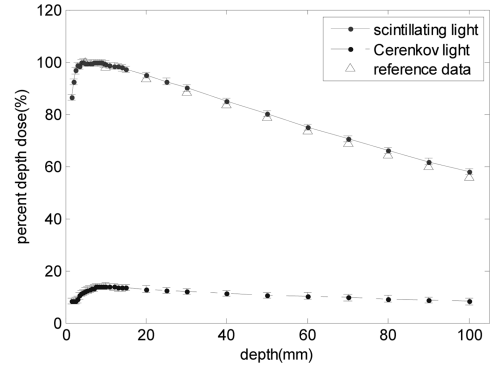


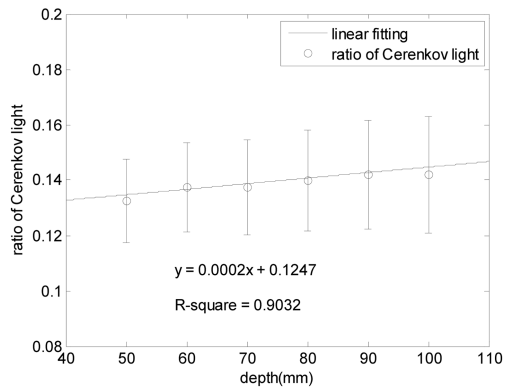
Fig. 5. Measurements of scintillating and Cerenkov lights generated from a scintillating fiber-optic dosimeter according to irradiation field sizes.

Fig. 4는 Co-60 방사선원-표면간거리가 80 cm, 조사야가 10×10 cm<sup>2</sup> 일 때, 물 팬텀 5 mm 깊이에서 흡수선량에 따른 광섬유 방사선량계의 섬광량 측정 결과를 보여주고 있다. 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량이 흡수선량에 정확히 비례하여 발생하는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 5는 조사야에 따라 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량 및 체렌코프 빛 측정 결과를 보여주고 있다. 유기섬광체에서 발생하는 섬광량 측정결과(그림에서 scintillating light)를 살펴보면 조사야가 커질수록 섬광량이 증가하는 것을 알 수 있다. 이는 조사야 증가에 따른 팬텀 및 콜리메이터(collimator)에서 발생하는 산란이 증가하는데 기인한다<sup>9)</sup>. 조사야의 증가에 따라 광섬유에서 발생하는 체렌코프 광량 역시 증가하게 되는데 그 첫 번째 이유는 유기섬광체의 섬광량 증가 이



(a)



(b)

Fig. 6. Measurements of PDD and Cerenkov light according to depths of water phantom((a) PDD and Cerenkov light, (b) Ratio of Cerenkov/scintillating light according to water depths).

유와 같이 산란에 의한 영향이고, 두 번째 이유는 조사 영역이 넓어짐에 따라 조사 영역에 포함되는 광섬유의 길이가 늘어나기 때문이다. 일반적으로 광섬유에서 발생하는 체렌코프 광량은 광섬유의 조사 길이에 비례하여 증가하게 된다<sup>11)</sup>. 그러므로 체렌코프 빛의 증가율이 섬광체의 섬광량 증가율보다 커지게 된다. 조사야에 따른 상대적 섬광량과 체렌코프 광량의 평균 표준편차 (standard deviation)는 각각  $2.7 \times 10^{-2}$ ,  $1.9 \times 10^{-2}$ 로 측정 값 사이의 오차를 나타낸다.

Fig. 6(a)는 방사선원-표면간거리가 80 cm, 10×10 cm<sup>2</sup> 조사야에서 물 팬텀 깊이에 따른 Co-60 방사선원의 심부선량백분율 및 체렌코프 광량 측정 결과를 보여주고 있다. Co-60의 최대 선량 깊이인 0.5 cm 부근에서 최대 선량이 측정되었으며 0.5 cm 이후로 급격히 감소되는 것을 확인할 수 있다. 물 팬텀 깊이에 따른 체렌코프 광량 역시 섬광량과 같은 경향으로 발생되었고 깊이가 깊어질수록 점차 감소되었다. 이온전리함을 이용

한 심부선량백분율의 결과<sup>[10]</sup>와의 평균 오차율은 1.5 % 를 보였으며 깊이에 따른 섬광량과 체렌코프 광량의 평균 표준편차는 모두 1.2로 계산되었다.

Fig. 6(b)는 물 팬텀 깊이에 따른 체렌코프 광량/섬광량 비율 측정 결과를 보여주고 있다. 본 연구에서 유기 섬광체의 길이는 1 mm로 고정되어 있으므로 유기섬광체에서 발생하는 섬광량은 조사영역 내 중앙 한 지점의 결과를 나타내지만 체렌코프 광량은 물 팬텀 깊이에 따라 증가되는 조사영역 전체에 영향을 받는다. 그러므로 깊이에 따라 조사영역이 넓어지게 되면 유기섬광체에서 발생하는 섬광량에 대한 상대적 체렌코프 광량의 비율은 증가하게 된다.

#### 4. 결 론

방사선 치료 기술이 발달하면서 방사선량계 역시 지속적으로 발달되어 왔다. 특히 공간분해능이 높고 계측 효율이 높은 방사선량계가 계속적으로 개발되고 있다. 그 중 광섬유 방사선량계는 물과 등가인 재질로 인해 치료용 방사선 계측에 가장 적합한 특성을 지니고 있으며 온도, 압력, 전자기파 등으로부터 영향을 받지 않는 등 많은 장점을 가지고 있다.

본 연구에서는 유기섬광체와 광섬유를 이용하여 치료 방사선 계측용 광섬유 방사선량계를 제작하였고 치료용 Co-60 방사선원을 이용하여 조사야 및 물 팬텀 깊이에 따른 상대선량을 측정하였다. 심부선량백분율 측정결과 이온전리함과 평균 1.5%의 오차율을 보였으며 표준편차는 1.2로 측정값 사이의 변동이 매우 작은 것을 확인할 수 있었다. 또한 Co-60의 감마선에 의해 광섬유 및 팬텀에서 2차적으로 발생하는 전자와 광섬유와의 직접적인 작용으로 발생하는 체렌코프 빛을 조사야 및 물 팬텀 깊이에 따라 측정하였다. 조사야의 증가에 따라 체렌코프 광량 역시 증가하였으며 물 팬텀의 깊이가 깊어짐에 따라 섬광체의 섬광량에 대한 체렌코프 광량의 비율 역시 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 체렌코프 빛은 섬광체에서 발생하는 섬광량 계측에 있어 방해요소로 작용하게 되므로 모든 실험 결과에서 감법을 이용하여 제거하였다. 앞으로의 연구 방향은 타 계측장비와 비교 실험을 통하여 측정결과를 비교할 계획이다. 특히 조사영역의 경계면에서 반음영(penumbra) 측정을 통하여 타 계측장비와 공간분해능 비교실험을 수행할 것이다. 계속적인 연구를 통하여 개발될 광섬유 방사선량계는 보다 정확하고 경제적으로 치료용 방사선 계측에 사용될 것으로 기대된다.

#### 감사의 글

이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 시행하는 한국과학재단의 연구지원프로그램으로 지원받았습니다. (연구과제 관리코드: 20090078227)

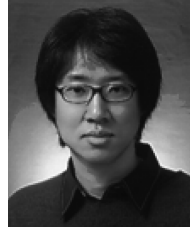
#### 참고 문헌

- [1] A-M. Frelin, J-M. Fontbonne, G. Ban, J. Colin, and M. Labalme, "Spectral discrimination of Cerenkov radiation in scintillating dosimeters", *Med. Phys.*, vol. 32, pp. 3000-3006, 2005.
- [2] T. O. White, "Scintillating fibers", *Nucl. Instrum. Phys. Res. A.*, vol. 273, pp. 820-825, 1988.
- [3] A. S. Beddar, "Plastic scintillation dosimetry and its application to radiotherapy", *Radi. Meas.*, vol. 41, pp. S124-S133, 2007.
- [4] A. S. Beddar, T. J. Kinsella, A. Ikhlef, and C. H. Sibata, "A miniature 'Scintillator-Fiberoptic-PMT' detector system for the dosimetry of small fields in stereotactic radiosurgery", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 48, pp. 924-928, 2001.
- [5] S. H. Shin, K. W. Jang, D. H. Cho, W. J. Yoo, J. K. Seo, B. Lee, J. H. Moon, S. Kim, and B. G. Park, "Measurements of relative depth dose rates for a brachytherapy Ir-192 source using an organic scintillator fiber-optic radiation sensor", *J. Kor. Sensors. Soc.*, vol. 17, pp. 462-469, 2008.
- [6] D. H. Cho, K. W. Jang, W. J. Yoo, B. Lee, H. S. Cho and S. Kim, "Fabrication and performance evaluation of one-dimensional fiber-optic radiation sensor for X-ray profile irradiated by clinical linear accelerator", *J. Kor. Sensors. Soc.*, vol. 16, no. 1, pp. 33-38, 2007.
- [7] L. Archambault, A. S. Beddar, L. Gingras, F. Lacroix, R. Roy, and L. Beaulieu, "Water-equivalent dosimeter array for small-field external beam radiotherapy", *Med. Phys.*, vol. 34, pp.1583-1592, 2007.
- [8] B. Lee, D. H. Cho, K. W. Jang, S. C. Chung, J. W. Lee, S. Kim, and H. Cho, "Measurements and characterizations of Cerenkov light in fiber-optic radiation sensor irradiated by high energy electron beam", *Jpn. J. App. Phys.*, vol. 45, pp. 7980-7982, 2006.
- [9] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy - 2nd ed.*, Baltimore, Williams & Wilkins, pp. 182-185, 1994.
- [10] W. R. Hendee, G. S. Ibbott, and E. G. Hendee, *Radiation Therapy Physics - 3rd ed.*, New Jersey, Jhon Wiley & Sons, p.135, 2005.



**장 경 원**

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



**조 동 현**

- 2002년 2월 건국대학교 의학공학부 의용 전자전공 학사(공학사)
- 2004년 2월 건국대학교 일반대학원 의학 공학과 석사(공학석사)
- 2004년 3월~현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 박사과정
- 주관심분야: 의광학, 의료영상, 의료방사선공학



**유 욱 재**

- 2006년 2월 건국대학교 의학공학부 의용 전자전공 학사(공학사)
- 2008년 2월 건국대학교 일반대학원 의학 공학과 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



**허 지 연**

- 2009년 2월 건국대학교 의학공학부 의용 전자전공 학사(공학사)
- 2009년 3월~현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사과정
- 주관심분야: 의광학, 의료영상, 의료방사선공학

**이 봉 수**

- 센서학회지 제16권, 제5호, pp. 331 참조



**신 상 훈**

- 2007년 2월 건국대학교 의학공학부 의용 전자전공 학사(공학사)
- 2009년 2월 건국대학교 일반대학원 의학 공학과 석사(공학석사)
- 2009년 3월~현재 한국원자력연구원 방사선의학연구소 연구원
- 주관심분야: 의광학, 의료영상, 의료방사선공학

**박 병 기**

- 센서학회지 제17권, 제2호, pp. 19 참조

**김 신**

- 센서학회지 제14권, 제4호, pp. 249 참조