

1차원 광섬유 팬텀선량계를 이용한 치료용 광자선의 피부 및 선량보강영역에서 상대선량 측정

문진수¹ · 장경원¹ · 유옥재¹ · 서정기¹ · 박장연¹ · 조영호² · 이봉수^{1,+}

Measurement of Relative Depth dose of Therapeutic Photon Beam Using One-Dimensional Fiber-Optic Phantom Dosimeter

Jinsoo Moon¹, Kyoung Won Jang¹, Wook Jae Yoo¹, Jeong Ki Seo¹, Jang-Yeon Park¹,
Young-Ho Cho², and Bongsoo Lee^{1,+}

Abstract

In this study, we fabricated a fiber-optic phantom dosimeter by arraying square type of plastic optical fibers in a PMMA phantom for measuring relative depth doses of therapeutic photon beams. To minimize the cross-talk between fiber-optic dosimeters, we selected appropriate septum by measuring leaked scintillating lights according to the various kinds of septa. In addition, we measured percentage depth doses of 6, 15 MV photon beams using a fiber-optic phantom dosimeter.

Keywords : Phantom dosimeter, Percentage depth dose, Photon beam

1. 서 론

방사선 치료를 위한 고 에너지 광자선은 표면 선량(surface dose)이 낮고, 표면에서부터 최대선량 깊이까지 선량이 급격하게 증가하는 선량보강(build-up)영역을 형성시킨다[1]. 고 에너지 광자선 조사 시 매질의 선량보강영역에서 흡수선량 분포는 광자선의 조사야(field size)와 에너지에 따라 차이를 보이며 작은 깊이의 변화에도 매우 급격한 선량 변화를 나타내기 때문에 선량보강 영역에서 흡수선량 분포를 정확하게 측정하기는 매우 어렵다. 선량보강 영역에서 선량 측정에 사용되는 이상적인 선량계는 급격한 선량변화에 대하여 정확한 측정이 가능하고 공간 분해능이 뛰어나며 인체와 유사한 성질을 갖는 작은 부피의 센서부(sensing probe)로 구성되어야 한다[2, 3]. 일반적으로 방사선 흡수선량 측정에 가장 널리 사용되고 있는 이온 전리함(farmer type ionization chamber)의 경우, 표면 선량 및 선량보강영역에서의 선량을 정확히 측정하기에는 부피가 크다는 단점이 있고,

GAFCHROMIC EBT필름은 실시간 측정이 불가능하다는 단점이 있다[4-7]. 이에 따라 최근에는 유기섬광체(organic scintillator)를 사용하여 소형으로 제작할 수 있고, 실시간으로 장거리 측정할 수 있는 광섬유 선량계(fiber-optic dosimeter, FOD)에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다[8-10].

광섬유 선량계는 유기섬광체, 광섬유, 그리고 광 계측장비로 구성된다[11]. 유기섬광체는 부피가 매우 작아 높은 공간 분해능을 가지고, 물과 등가(water-equivalent)인 성질을 가지므로 복잡한 보정작업을 필요로 하지 않으며, 선량율(dose rate)에 대하여 선형적 응답을 갖는다. 광섬유는 보통 유리 혹은 플라스틱 광섬유를 사용한다. 이러한 광섬유는 방사선치료 환경에서 전자기파의 영향을 받지 않으며, 원거리에서 섬광신호 측정이 가능하다는 장점을 갖는다[12-14]. 광 계측장비로는 미약한 빛에도 감도가 우수한 광 증배관(photomultiplier, PMT), 빛에 대한 고속응답을 가지고 감도파장이 넓은 포토다이오드(photodiode), 광 신호를 축적할 수 있고 다채널 측정이 용이한 전하결합소자(charge coupled device, CCD) 등을 주로 사용한다. 위와 같은 광섬유 선량계의 특징을 이용하여 실시간 장거리 측정이 가능하며, 0.25 mm의 높은 분해능을 가질 수 있다. 또한 물과 등가인 PMMA(polymethylmethacrylate)팬텀 내에 여러 개의 광섬유 선량계를 다차원으로 배열함에 따라 한번의 측정만으로도 선량보강영역, 등선량(isodose)분포를 측정할 수 있으며, 선량보강영역과 등선량을 동시에 측정하여, 3차원 선량분포도를 구현 가능한 팬텀 선량계의 제작이 가능하다.

¹건국대학교 의료생명대학 의공학부, 의공학 실용기술 연구소(School of biomedical Engineering, college of Biomedical & Health Science, Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University)

²대구가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과(Department of Radiological Science, College of Health & Medical Science, Catholic University of Daegu)

⁺Corresponding author: bslee@kku.ac.kr

(Received : Dec. 17, 2010, Revised : Feb. 17, 2010,

Accepted : Feb. 18, 2011)

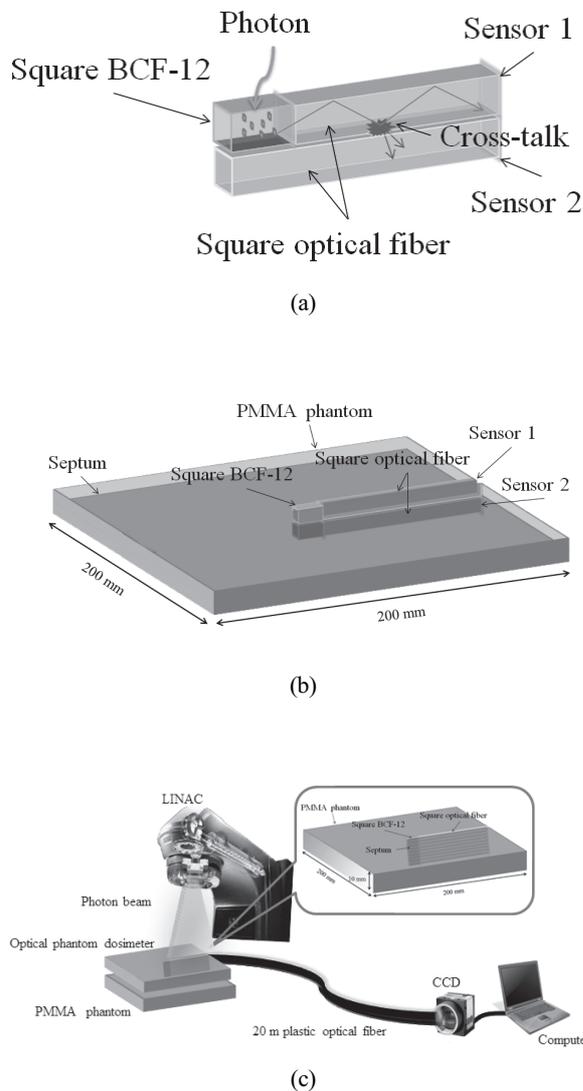


Fig. 1. Structure of sensor probe and experimental setup for optimization of 1-D fiber-optic phantom dosimeter ((a) Configuration of sensor probe for measurement of cross-talk (b) Structure of sensor probe to minimize a cross-talk using septum (c) Experimental setup using 1-D fiber-optic phantom dosimeter.

본 연구에서는 치료용 광자선의 상대선량 계측을 위하여 PMMA 팬텀 내에 광섬유 선량계들을 배열하여 9개의 광섬유 선량계로 구성된 1차원 팬텀선량계를 제작하였다. 상대깊이선량 계측의 최적화를 위해 정방형 유기섬광체를 사용하여 팬텀선량계 내부의 공기층을 최소화한 1 mm의 직경을 가지는 소형 센서부를 제작하였고, 각 센서 사이의 신호 간섭(cross-talk)을 줄이기 위해 격막에 대한 연구를 수행하였다. 마지막으로 선량보강 영역에서의 상대깊이선량을 측정하였고 이온전리함을 이용한 측정결과와 비교하였다.

2. 실험 재료 및 방법

본 연구에서 제작된 팬텀선량계는 유기섬광체, 광섬유, 격막 그리고 PMMA 팬텀으로 구성된다. 유기섬광체는 원자번호가 낮은 물질로 구성된 직경이 1 mm인 정방형 유기섬광체(BCF-12, Saint-Gobain Ceramic & Plastics, Inc.)로 435 nm의 최대 방출 파장을 가지고, 3.2 nsec의 감쇠시간을 갖는다. 또한 1 MeV의 에너지를 갖는 하전입자에 대하여 약 8,000개의 광자를 방출한다. 이러한 유기섬광체들의 수명은 1.0 kGy로 보고 되고 있다. 광섬유(BCF-98, Saint-Gobain Ceramic & Plastics, Inc.)는 직경이 1 mm인 정방형 광섬유이다. 광섬유의 코어(core)와 클래딩(cladding)은 각각 폴리스티렌(Polystyren)과 아크릴(Acrylic)로 이루어져 있으며, 굴절률은 각각 1.60, 1.49이다.

광섬유 팬텀선량계로부터 발생된 빛의 신호를 광계측장비까지 전달하기 위해 사용된 광섬유(SH-4001, Mitsubishi Inc.)는 직경이 1 mm이며 계단형 굴절율(step-index)을 갖는 플라스틱 멀티 모드(multi-mode) 광섬유이다. 광섬유의 코어(core)와 클래딩(cladding)은 각각 PMMA와 불소 중합체(fluorinated polymer)로 이루어져 있으며, 굴절율은 각각 1.492, 1.402이다. 광섬유의 개구수(numerical aperture, NA)는 0.510이며, 감쇄율은 650 nm 파장의 빛에서 약 0.20 dB/m 이하이다. 광 검출장치로는 다채널 광신호 측정이 용이한 CCD(EO-5012c, IDS)를 사용하였다. 또한 광자선은 의료용 선형가속기(CLINAC 2100C/D, Varian)에서 발생하는 6, 15 MV 에너지의 광자선을 이용하였다.

본 연구에서 제작된 팬텀선량계는 유기섬광체, 광섬유, 격막 그리고 PMMA 팬텀으로 구성된다. 유기섬광체는 원자번호가 낮은 물질로 구성된 직경이 1 mm인 정방형 유기섬광체(BCF-12, Saint-Gobain Ceramic & Plastics, Inc.)로 435 nm의 최대 방출 파장을 가지고, 3.2 nsec의 감쇠시간을 갖는다. 또한 1 MeV의 에너지를 갖는 하전입자에 대하여 약 8,000개의 광자를 방출한다. 이러한 유기섬광체들의 수명은 1.0 kGy로 보고 되고 있다. 광섬유(BCF-98, Saint-Gobain Ceramic & Plastics, Inc.)는 직경이 1 mm인 정방형 광섬유이다. 광섬유의 코어(core)와 클래딩(cladding)은 각각 폴리스티렌(Polystyren)과 아크릴(Acrylic)로 이루어져 있으며, 굴절률은 각각 1.60, 1.49이다.

광섬유 팬텀선량계로부터 발생된 빛의 신호를 광계측장비까지 전달하기 위해 사용된 광섬유(SH-4001, Mitsubishi Inc.)는 직경이 1 mm이며 계단형 굴절율(step-index)을 갖는 플라스틱 멀티 모드(multi-mode) 광섬유이다. 광섬유의 코어(core)와 클래딩(cladding)은 각각 PMMA와 불소 중합체(fluorinated polymer)로 이루어져 있으며, 굴절율은 각각 1.492, 1.402이다. 광섬유의 개구수(numerical aperture, NA)는 0.510이며, 감쇄율은 650nm 파장의 빛에서 약 0.20dB/m 이하이다. 광 검출장치로는 다채널 광신호 측정이 용이한 CCD(EO-5012c, IDS)를 사용하였

다. 또한 광자선은 의료용 선형가속기(CLINAC 2100C/D, Varian)에서 발생하는 6, 15 MV 에너지의 광자선을 이용하였다.

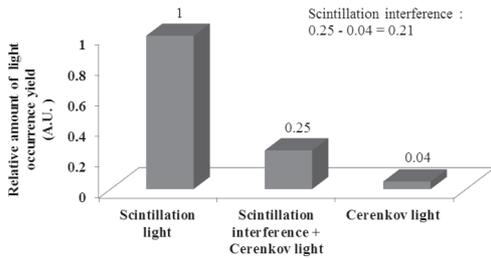


Fig. 2. Measurement of cross-talk between sensor probes.

Fig. 1(a)는 1차원 팬텀선량계 제작 시, 센서 사이의 발생하는 간섭 신호를 측정하기 위한 센서부 구성을 보여준다. 간섭 신호를 측정하기 위해서 섬광체와 광섬유로 구성된 센서 1과 광섬유만을 사용한 센서 2를 Fig. 1(a)와 같이 포개어 놓고 광자선을 조사하여 두 센서에서 발생하는 신호를 측정하였다. Fig. 1(b)는 간섭 신호 최소화 연구를 위해 센서 사이에 격막을 사용하여 제작한 센서부의 구성을 보여준다. 각 센서에서 발생하는 간섭 신호를 최소화하기 위해서 검정색 PVC(Polyvinyl chloride)필름과 TiO₂(Titanium dioxide) 반사체를 격막으로 사용하였고, 각각에 대하여 센서 사이의 신호 간섭을 비교 측정하였다. Fig. 1(c)는 1차원 광섬유 팬텀선량계를 이용한 실험 구성도를 보여주고 있다. 제작된 1차원 광섬유 팬텀선량계는 유기섬광체와 광섬유로 이루어진 9개의 센서를 신호 간섭 최소화 연구를 통해 선정된 격막과 함께 PMMA 팬텀 내에 1차원으로 배열하여 구성된다. 이 때 유기섬광체와 광섬유의 접합부는 여러 종류의 폴리싱패드를 이용하여 연마하였으며, 광학용 에폭시를 사용하여 결합하였다.

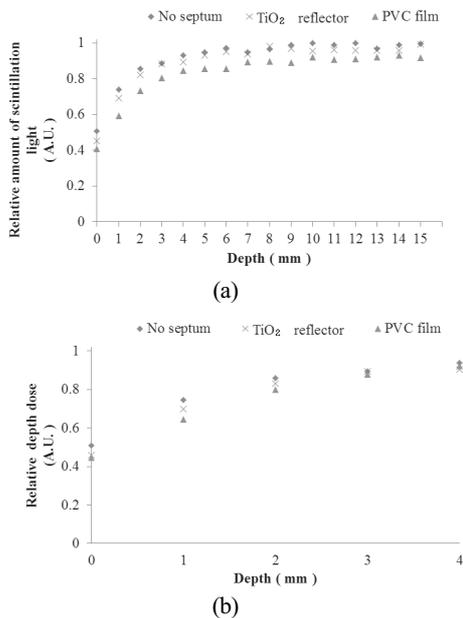


Fig. 3. Measurement of scintillation light and relative depth dose according to the various kind of septa ((a) Relative amount of scintillation light (b) relative depth dose).

3. 실험 결과

Fig. 2는 Fig. 1(a)의 각 센서에서 발생하는 광량을 측정한 결과이다. 본 실험에서는 센서 사이의 신호 간섭 유무를 측정하기 위해서 섬광체에서 발생하는 섬광량을 측정하였고, 섬광체의 섬광빛에 의해 광섬유에서 발생하는 간섭 신호를 측정하였다. 또한 광자선이 조사되었을 때 광섬유 자체에서 발생하는 체렌코프(Cerenkov) 광량을 측정하여 각각의 측정결과에서 감법을 이용해 제거하였다. 일반적으로 체렌코프 광량은 하전입자가 어떠한 매질 속에서 빛보다 빠른 속도로 움직일 때 발생하는 빛으로 광섬유 선량계에서 발생하는 섬광량을 계측하는데 방해 요소로 작용하게 된다[15-16]. 섬광체와 광섬유로 구성된 센서 (Fig. 1(a)의 센서 1)에서 발생하는 섬광량을 1이라고 할 때, 센서 2에서 0.25의 광량이 측정되었다. 그리고 광자선에 의해 광섬유자체에서 발생하는 체렌코프 광량은 0.04로 측정되었다. 센서 2에서 발생된 광량(0.25)에서 체렌코프 광량(0.04)을 제외하면 섬광체에 의해 발생하는 간섭 신호를 측정할 수 있으며, 계산 결과는 0.21이다

Fig. 3은 광자선을 조사하였을 때 PVC 필름과 TiO₂ 반사체를 격막으로 사용한 경우, 그리고 격막이 없는 경우에서의 광량을 솔리드 워터 팬텀(solid water phantom)의 깊이에 따라 측정한 결과이다. Fig. 3(a)의 결과를 통하여 격막을 사용하지 않은 센서부에서 발생하는 광량이 가장 큰 것을 확인 할 수 있으며, PVC 필름을 사용한 센서부에서 가장 적은 것을 확인할 수 있다. 이는 격막이 없는 센서부에서 간섭이 가장 크고, PVC 필름을 격막으로 사용했을 경우 간섭이 가장 적은 것을 의미한다.

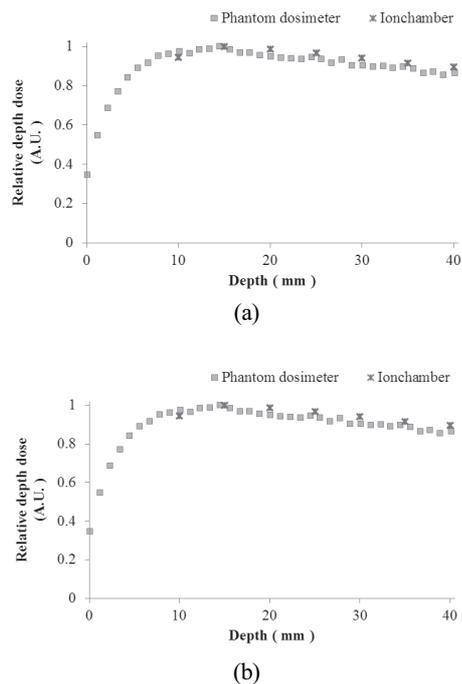


Fig. 4. Measurement of skin dose and percentage depth dose in build-up region using 1-D fiber-optic phantom dosimeter and ionization chamber ((a) 6 MV (b) 15 MV).

Fig. 3(b)는 Fig. 3(a)의 결과를 격막에 따른 피부 및 선량 보강 영역에서의 상대깊이선량으로 표현한 결과이다. 상대깊이선량은 선속 중심축 상 기준 깊이인 최대흡수선량 깊이에서 흡수되는 선량과 상대선량을 계측 한 깊이에서의 흡수선량의 비로 나타낸다. 결과를 살펴보면 피부영역(0 mm)에서 격막으로 PVC 필름을 사용했을 때 상대선량이 가장 낮게 측정 되는 것을 확인할 수 있다. 일반적으로 광자선의 경우, 선량보강영역에서의 상대선량은 피부 영역에서 가장 작은 값을 가지고 최대선량지점까지 급격히 증가하게 된다[1]. 그러므로 간섭이 적을수록 피부선량값은 더욱 작은 값을 갖게 된다. 또한 PVC 필름을 사용한 결과가 선량보강영역에서 가장 큰 기울기를 가지는데 이것 역시 간섭이 가장 적은 것을 의미한다. 본 실험을 통하여 팬텀선량계의 격막은 PVC 필름으로 선정하였다.

Fig. 4는 선정된 격막을 이용하여 제작된 1차원 광섬유 팬텀선량계에 광자선을 조사하였을 때 에너지에 따른 상대깊이선량 측정결과를 보여주고 있다. 본 실험에서 광자선의 에너지는 6, 15 MV이다. Fig. 4(a)는 깊이 15 mm에서 최대선량 깊이를 가지는 6 MV 광자선을 이용하여 PMMA 팬텀을 10 mm 간격으로 증가시키면서 측정된 결과이다. 9개의 센서를 가지는 1차원 광섬유 팬텀선량계를 이용하여 6 MV 광자선의 상대깊이선량을 측정한 결과, 최대선량 깊이인 15 mm에서 최대값을 가지는 것을 확인할 수 있으며, 이온전리함의 결과와 거의 유사한 추세를 갖는 것을 확인할 수 있다. 팬텀선량계를 사용하여 계측한 상대깊이선량은 이온전리함을 사용하여 5 mm 간격으로 측정한 값과 약 2.07 %의 차이를 보였다. Fig. 4(b)는 15 MV 광자선에 대한 팬텀선량계의 상대깊이선량 측정결과를 보여주고 있다. 15 MV 광자선의 최대선량 깊이인 30 mm 부근에서 최대값을 갖는 것을 확인할 수 있으며 이온전리함의 측정결과로 약 0.95 %의 차이를 보였다.

4. 결 론

방사선 치료를 위한 고 에너지 광자선은 표면선량이 낮고, 피부 표면에서부터 최대선량 깊이까지 선량이 급격하게 증가하는 선량보강 영역을 형성시키므로 신중한 치료 계획이 필요하다. 그러므로 본 연구에서는 정방형 유기 섬광체를 사용하여 센서 사이에 존재하는 공기층을 최소화하여 공기에 의한 선량변화가 적은 고분해능의 1차원 광섬유 팬텀선량계를 제작하였다. 팬텀선량계를 이용하여 6, 15 MV 광자선의 선량보강 영역에서 측정된 상대깊이선량은 이온 전리함의 측정결과와 같이 각각의 최대선량 깊이에서 최대 값을 갖는 것을 확인하였다. 이온전리함의 경우, 0 ~ 10 mm 구간은 이온전리함의 부피로 인해 측정할 수 없었고, 10 mm 이후의 구간에서는 1차원 광섬유 팬텀선량계의 상대깊이선량 측정결과와 이온전리함의 결과가 거의 일치 하는 것을 확인하였다.

앞으로의 연구 방향은 현재 사용중인 EBT필름과 비교실험을

통하여 10 mm 이전 구간에서 1차원 광섬유 팬텀선량계의 특성을 평가할 계획이다. 계속적인 연구를 통하여 개발될 광섬유 팬텀선량계는 보다 정확하고 경제적으로 치료용 방사선 계측에 사용 될 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행되었습니다.(2010-0012915)

REFERENCES

- [1] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy, 2nd ed*, Williams & Wilkins, Maryland, USA, pp. 323-332, 1984.
- [2] D. J. Manson, D. E. Velkey, J. A. Purdy, and G. D. Oliver, "Measurement of surface dose using build-up curve obtained with extrapolation chamber," *Radiology*, vol. 115, pp. 473-474, 1975.
- [3] K. W. Jang, D. H. Cho, W. J. Yoo, J. K. Seo, J. Y. Heo, B. Lee, S. H. Shin, B. G. Park, and S. Kim, "Measurement of relative dose irradiated from a Co-60 source using a scintillating fiber-optic dosimeter," *J. Kor. Sensors. Soc.*, vol. 19, pp. 52-57, 2010.
- [4] B. M. Rogina and B. Vojnovic, "Application of optical fiber sensors for radiation dosimetry," *Radiat. Meas.*, vol. 26, pp. 599-602, 1996.
- [5] T. Aoyama, S. Koyama, M. Tsuzaka, and H. Maekoshi, "A depth-dose measuring device using a multichannel scintillating fiber array for electron beam therapy," *Med. Phys.*, vol. 24, pp. 1235-1239, 1997.
- [6] M. J. Butson, T. Cheung, P. K. N. Yu, S. Pridc, and M. Bailey, "Measurement of radiotherapy superficial x-ray dose under eye shields with radiochromic film," *Phys. Medica.*, vol. 24, pp. 29-33, 2008.
- [7] D. H. Cho, K. W. Jang, W. J. Yoo, J. K. Seo, J. Y. Heo, B. Lee, Y. H. Cho, J. H. Moon and B. G. Park, "Measurements and comparisons of PDDs using ion chamber and fiber-optic dosimeter irradiated by high energy photon beam," *J. Kor. Sensors. Soc.*, vol. 18, pp. 173-178, 2009.
- [8] K. W. Jang, D. H. Cho, W. J. Yoo, S. H. Shin, H. S. Kim, S. C. Chung, B. Lee, H. Cho, and S. Kim, "Development of two-dimensional fiber-optic radiation sensor for high

- energy photon beam therapy dosimetry” *J. Nucl. Sci. Technol. Supplement.*, vol. 5, pp. 466–469, 2008.
- [9] D. H. Cho, K. W. Jang, W. J. Yoo, S. C. Chung, G. R. Tack, G. M. Eom, B. Lee, H. Cho, and S. Kim, “Performance evaluation of one-dimensional fiber-optic radiation sensor for measuring high energy electron beam using a charge-coupled device” *J. Nucl. Sci. Technol. Supplement.*, vol. 5, pp. 477–480, 2008.
- [10] D. Letoumeau, J. Pouliot, and R. Toy, “Miniature scintillating detector for small field radiation therapy” *Med. Phys.*, vol. 26, pp. 2555–2561, 1999.
- [11] 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, pp. 924–928, 2001.
- [12] 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.
- [13] A. S. Beddar, “Plastic scintillation dosimetry and its application to radiotherapy,” *Radiat. Meas.*, vol. 41, pp. S124–S133, 2007.
- [14] 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, pp. 33–38, 2007.
- [15] V.B. Asgekar and G. Dattoli, “Theory of Cerenkov free electron lasers: An analytical treatment of saturation” *Opt. Commun.*, vol. 255, pp. 309–313, 2005.
- [16] M. Takiue, Y. Yoshizawa, and H. Fujii, “Cerenkov counting of low-energy beta-emitters using a new ceramic with high refractive index” *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 61, pp. 1335–1337, 2004.



문진수(Jinsoo Moon)

- 2010.2 건국대학교 의학공학부 의용전자전공 (공학사)
- 2010.3 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 석사과정
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학



장경원(Kyoung Won Jang)

- 2005.2 건국대학교 의학공학부 의용전자전공 (공학사)
- 2007.2 건국대학교 일반대학원 의학공학과 (공학석사)
- 2007.3 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학부 박사과정
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학



유욱재(Wook Jae Yoo)

- 2006.2 건국대학교 의학공학부 의용전자전공 (공학사)
- 2008.2 건국대학교 일반대학원 의학공학과 (공학석사)
- 2008.3 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 박사과정
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학



서정기(Jeong Ki Seo)

- 2008.2 건국대학교 의학공학부 의용전자전공 (공학사)
- 2008.3 건국대학교 일반대학원 의학공학과 (공학석사)
- 2010.3 ~ 현재 건국대학교 일반대학원 의학공학과 박사과정
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학

박 장 연(Jang-Yeon Park)

- 1995.8 서울대학교 원자핵공학과 (공학사)
- 2006.5 Ph.D. in the graduate program of Biophysical Sciences and Medical Physics, University of Minnesota
- 2008.5 Postdoctoral Associate, Center for Magnetic Resonance Research, University of Minnesota
- 2010.2: Research Assistant Professor, Center for Magnetic Resonance Research, University of Minnesota
- 2010.3 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 조교수
- 주관심분야: 의료영상, 의용방사선공학

조 영 호(Young-ho Cho)

[센서학회지 제 18권, 제 2호] pp. 173 참조

이 봉 수(Bongsoo Lee)

[센서학회지 제 16권, 제 5호] pp. 331 참조