

광섬유 방사선량계를 이용한 선량보강 영역에서의 심부선량 백분율과 피부 선량률 측정

조동현¹ · 장경원¹ · 유욱재¹ · 서정기¹ · 허지연¹ · 이봉수^{1†} · 조영호²

¹건국대학교 의료생명대학 의학공학부, 의공학실용기술연구소
Ⓞ 380-701 충청북도 충주시

²대구가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과
Ⓞ 712-702 경상북도 경산시

(2009년 10월 13일 받음, 2010년 1월 11일 수정본 받음, 2010년 1월 12일 게재 확정)

본 연구에서는 고 에너지 광자선을 조사 할 때, 선량보강 영역에서의 피부 선량률을 측정을 위해 유기 섬광체와 플라스틱 광섬유를 사용한 광섬유 방사선량계를 제작하였다. 광섬유 방사선량계의 센서부에서 발생된 섬광빛은 30 m 길이의 광섬유를 통해 전달되어 광증배관과 진류계로 측정된다. 광섬유 방사선량계로 측정된 선량보강 영역에서의 피부 선량률은 이온 전리함 및 GAFCHROMIC EBT 필름의 측정 결과와 비교 및 분석 하였다.

Measurement of Skin Dose and Percentage Depth Dose in Build-up Region Using a Fiber-optic Dosimeter

Dong Hyun Cho¹, Kyoung Won Jang¹, Wook Jae Yoo¹, Jeong Ki Seo¹, Ji Yeon Heo¹,
Bongsoo Lee^{1†}, and Young-Ho Cho²

¹School of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, Chungju 380-701, Korea

²Department of Radiological Science, College of Health & Medical Science, Catholic University of Daegu, Gyeongsan 712-702, Korea

(Received October 13, 2009; Revised manuscript January 11, 2010; Accepted January 12, 2010)

In this study, we have fabricated a fiber-optic dosimeter using an organic scintillator and a plastic optical fiber. The dosimeter measure skin dose and percentage depth dose in a build-up region for an incident high energy photon beam. The scintillating light generated in the organic sensor probe embedded in a solid water phantom is guided by 30 m plastic optical fiber to a light-measuring device such as a PMT or an electrometer. In addition, using a fiber-optic dosimeter or a GAFCHROMIC EBT film, skin dose and percentage depth dose in the build-up region are measured and compared.

Keywords: Fiber-optic dosimeter, Build-up region, Skin dose

OCIS codes: (060.2370) Fiber optics sensors; (060.2380) Fiber optics sources and detectors; (350.5610) Radiation

I. 서 론

방사선 치료를 위한 고 에너지 X-선은 표면 선량(surface dose)이 낮고, 피부 표면에서부터 최대 선량 깊이까지 선량이 급격하게 증가하는 선량보강(build-up) 영역을 형성시킨다.^[1] 이러한 특징은 방사선 치료 시 피부 보호 효과의 장점이 있는 반면, 피부 표면에 가까이 위치한 종양의 경우, 불충분한 선량 분포를 형성하여 치료에 장애가 될 수 있으므로

신중한 치료 계획이 요구된다.^[2]

사람의 피부는 3개의 주요한 층인 표피층, 진피층, 피하지방층으로 구성되고, 표피층은 다시 각질층, 과립층, 유극층, 기저층으로 나누어진다. 표피층을 이루는 3개의 층들 중, 가장 아래에 위치하는 기저층은 모근을 새로이 생산하는 기능을 수행하고, 방어기능을 유지하는 새로운 세포들을 생산한다.^[3-5] 그러나 이와 같이 중요한 역할을 수행하는 기저층은 다른 주요 층들과 비교해볼 때, 방사선량에 의해 쉽게 손상

†E-mail: bslee@kku.ac.kr

되고, 두께가 얇기 때문에 선량 측정이 매우 어려운 것으로 알려져 있다.^[6]

고 에너지 X-선 조사 시, 매질의 선량보강 영역에서 흡수 선량 분포는 X-선의 조사야(field size)와 에너지에 따라 차이를 보이고, 작은 깊이의 변화에도 매우 급격한 선량 변화를 나타내므로 이 영역에서 흡수선량 분포를 정확하게 측정하는 것은 매우 어렵다. 또한, 선량보강 영역에서의 흡수선량 분포는 사용된 선량계의 형태와 선량 측정방법에 따라 많은 차이를 보이기 때문에 선량계의 선택 및 측정방법이 대단히 중요시되고 있다. 그러므로 선량보강 영역에서의 선량 측정에 사용할 수 있는 이상적인 선량계는 급격한 선량 변화에 대해 정확한 측정이 가능하도록 높은 공간 분해능을 가져야 하며, 그에 따라 선량계의 센서부(sensing probe)는 작은 부피로 구성되어야 한다.^[7]

일반적으로 방사선 흡수선량 측정에 가장 널리 사용되고 있는 이온 전리함(farmer type ionization chamber)의 경우, 표면 선량을 및 선량보강 영역에서의 선량을 정확히 측정하기에는 선량계의 부피가 크다는 단점이 있다. 또한, GAFCHROMIC[®] EBT 필름은 선량 측정을 할 수 있는 횡수에 한계가 있고, 실시간 측정이 불가능하다는 단점이 있다.^[8-10] 이에 따라 인체에 조사되는 방사선을 복잡한 보정작업 없이 실시간으로 측정하기 위한 새로운 선량계의 개발이 절실히 요구되고 있다.

최근 유기 섬광체(organic scintillator)를 이용한 광섬유 방사선량계(fiber-optic dosimeter, FOD)에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.^[11-13] 광섬유 방사선량계는 섬광체, 광섬유 그리고 광 계측장비로 구성된다.^[14] 광섬유 방사선량계의 센서부는 부피가 매우 작고, 물과 등가인 성질(water-equivalent)을 갖는 유기 섬광체로 구성되어 있으므로 높은 공간분해능을 가지며, 복잡한 보정작업을 필요로 하지 않는다. 그리고 선량률(dose)에 비례하여 발생하는 섬광량 및 에너지에 대한 독립성은 치료용 방사선 선량 계측에 있어서 큰 장점이라고 할 수 있다.^[15] 또한, 광 전달 매체인 광섬유를 사용함으로써 전자기파의 영향을 받지 않고, 실시간으로 선량 계측이 가능하다.^[16-17]

본 연구에서는 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량을 광증배관(photo-multiplier tube, PMT)과 전류계(electrometer)를 사용하여 ExeLINX 프로그램으로 측정하였다. 그리고 광섬유 방사선량계의 섬광량을 측정하여 선량보강 영역에서의 피부 선량률(skin dose)을 측정하였고 이온 전리함 및 GAFCHROMIC[®] EBT 필름을 이용한 측정결과와 비교하였다.

II. 실험방법

본 연구에 사용된 광섬유(SH-4001, Mitsubishi Inc.)는 계단형 굴절율(step-index)을 갖는 멀티모드(multi-mode) 플라스틱 광섬유로서 코어(core)와 클래딩(cladding)의 재질은 각각 폴리메틸 메타아크릴레이트(polymethyl-methacrylate, PMMA)와 불소 중합체(fluorinated polymer)이다. 코어와 클래딩의 굴절율은 각각 1.492, 1.402이고, 개구수(numerical aperture, NA)는 0.510이다. 광섬유의 직경은 1.0 mm이고, 클래딩의 두께

는 0.01 mm이며 자켓(jacket)을 포함한 외경은 2.2 mm이다.

센서부에 사용된 섬광체는 원통형의 유기 섬광체(BCF-20, Saint-Gobain Ceramic & Plastics, Inc.)로서 지름이 1.0 mm, 길이는 10 mm이다. 섬광체에서 발생된 섬광빛은 광증배관(H7546B, Hamamatsu Photonics K.K. Co.)과 전류계(6514 electrometer, Keithley Inc.)를 사용하여 계측하였다. 방사선원으로는 선형 가속기(CLINAC 2100C/D, Varian Medical Systems, Inc.)에서 발생되는 6 MV 에너지의 X-선을 사용하였다.

III. 실험결과

그림 1은 선량보강 영역의 심부선량 백분율과 피부 선량률을 측정하기 위한 실험장치 구성을 보여준다. 일반적으로 심부선량 백분율은 솔리드 워터 팬텀(solid-water phantom)이나 워터 팬텀(water phantom)에 이온 전리함(PTW 30006, Radiation Products Design, Inc.)을 넣고, 표면에서부터 이온 전리함까지의 깊이를 증가시키면서 측정한다. 선형가속기의 방사선원-표면 간 거리(source to surface distance, SSD)는 방사선원으로부터 솔리드 워터 팬텀 표면까지의 거리를 말하며, 본 실험에서는 선형가속기의 교정조건인 100 cm로 고정하였다. 조사야는 10 cm × 10 cm로 하였고, 모니터선량단위(monitor unit)는 25, 50 MU을 사용하였다.

그림 2는 실험에 사용된 광섬유 방사선량계의 재현성을 보여주고 있다. 광섬유 방사선량계의 재현성 실험은 10번 반복 측정하였고 측정 결과는 오차범위 3% 이내이다.

그림 3은 선형가속기의 모니터선량단위와 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량과의 관계를 보여주고 있다. 선형가속기의 모니터선량단위는 빔이 조사될 때 조정제어기의 모니터에 나타나는 선량계의 지시값으로 빔의 조사 시간에 의해 결정되고, 축적된 조사량을 나타낸다. 본 실험에서는 선형가속기의 모니터 선량단위를 100 MU에서부터 500 MU까

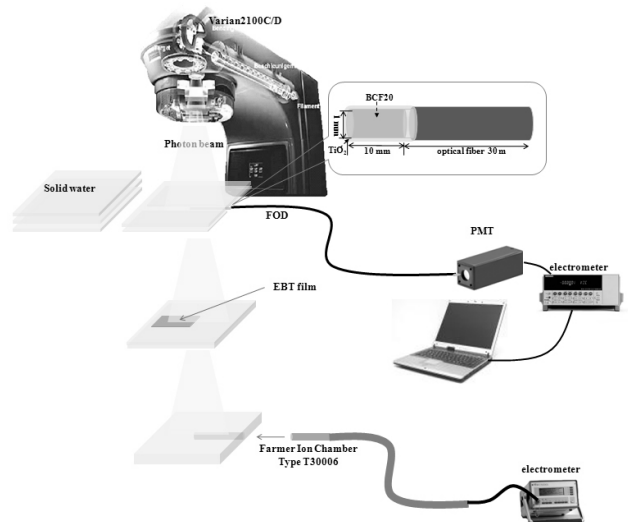


FIG. 1. Experimental setup for measuring skin dose and percentage depth dose in build-up region.

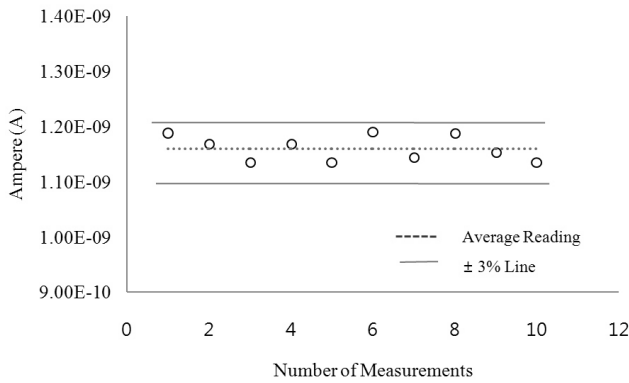


FIG. 2. Reproducibility of a FOD outputs with 6 MV photon beams.

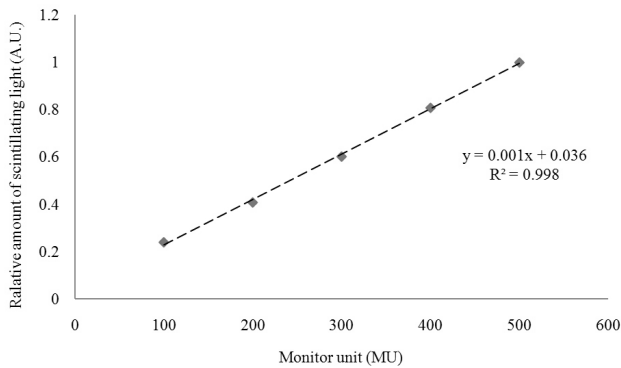


FIG. 3. Measurements of scintillating lights according to the variations of the monitor unit.

지 100 MU씩 증가시키면서 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량을 측정하였다. 모니터선량단위가 높아짐에 따라 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량이 선형적으로 증가함을 알 수 있다. 그림 3에서의 추세선식은 $y=0.001x+0.0036$ 이고, 측정된 섬광량에 대한 추세선식의 정확도는 99.8%이다.

그림 4는 선형가속기의 선량률에 따른 광섬유 방사선량계의 섬광량을 측정한 결과이다. 선형가속기의 선량률을 100 cGy/min부터 500 cGy/min까지 100 cGy/min 씩 증가시키면서 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량을 측정하였다. 선량률이 높아짐에 따라 광섬유 방사선량계에서 발생하는 섬광량이 선형적으로 증가함을 알 수 있다. 그림 4에서의 추세선식은 $y=0.002x-0.042$ 이고, 측정된 섬광량에 대한 추세선식의 정확도는 99.5%로 실험에 사용된 광섬유 방사선량계의 선량률 의존성은 매우 적은 것을 확인할 수 있다. 선량률 의존성이 낮으면 선형가속기의 방사선량과 광섬유 방사선량계의 섬광량 사이에 비례관계가 성립하기 때문에 방사선 계측기로 사용하기에 용이하다.^[14]

그림 5는 선형가속기의 조사야가 10 cm × 10 cm 그리고 모니터선량단위를 25, 50 MU로 조사할 때, 광섬유 방사선량계와 이온 전리함을 사용하여 계측한 선량보강 영역에서의 심부선량 백분율과 피부 선량률을 보여준다. 고 에너지 X-선을 환자에게 조사할 때, 조사선의 에너지와 조사야, 환부의

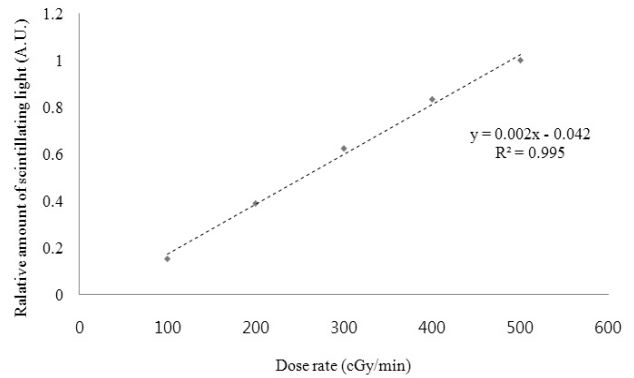
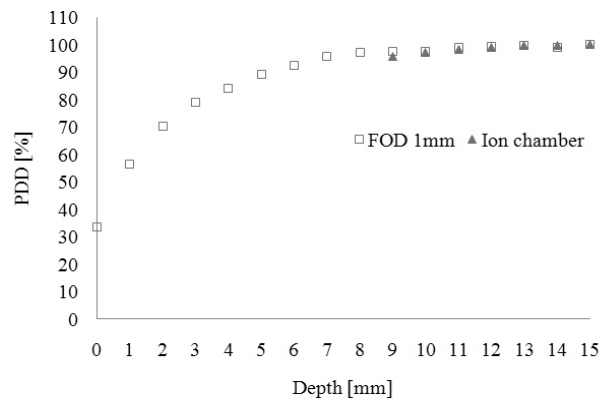
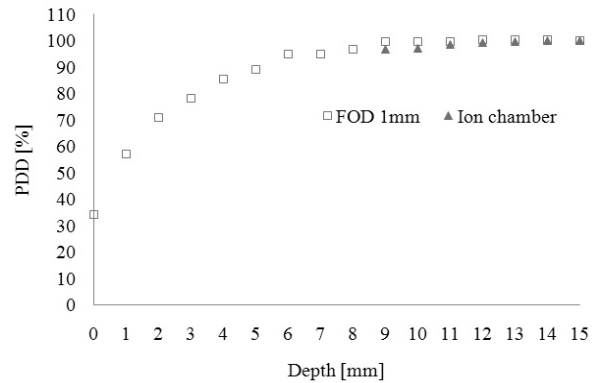


FIG. 4. Dependence of a FOD on the dose.



(a) 25 MU



(b) 50 MU

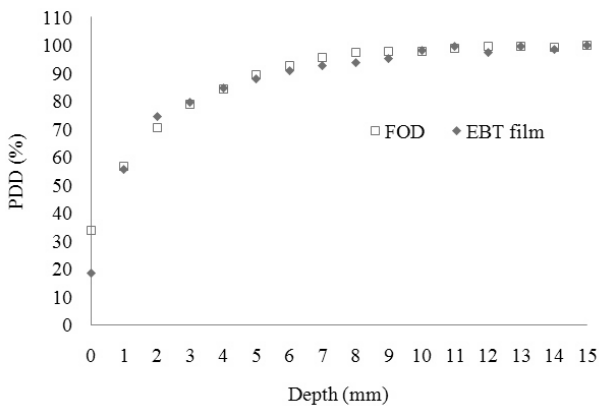
FIG. 5. Measurements of skin dose and percentage depth dose in build-up region using a FOD and an ion chamber.

깊이, 방사선원으로부터의 거리 그리고 빔 조준 장비 등에 의해서 심부선량 백분율은 변하게 된다. 고 에너지 X-선의 심부선량 백분율은 선속 중심축 상 기준 깊이인 최대흡수선량 깊이(d_{max})에서 흡수되는 선량($D_{d_{max}}$)과 심부선량을 계측한 깊이(d)에서의 흡수선량(D_d)의 비로 나타내고, 그 관계식은 식 (1)과 같다.^[18]

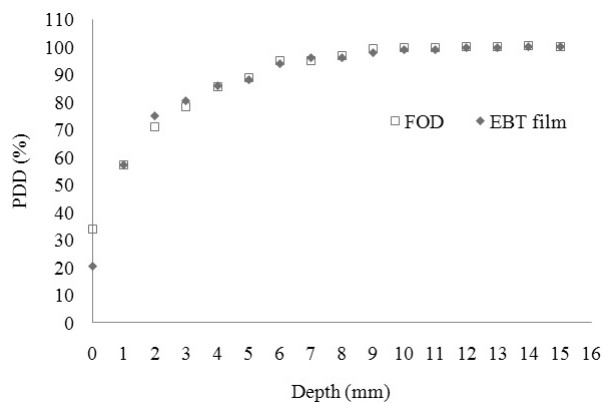
$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \times 100 \quad (1)$$

직경이 10 mm인 이온 전리함은 두께 20 mm의 솔리드 워터 팬텀에 넣고 측정하기 때문에 깊이 0 mm에서의 피부 선량 계측이 불가능하며, 선량보강 영역에서의 계측이 제한적이다. 그러므로 광섬유 방사선량계를 이용하여 깊이 0 mm에서부터 6 MV X-선의 최대 선량 깊이인 15 mm까지 1 mm 간격으로 심부선량을 측정하였다. 광섬유 방사선량계의 피부 선량률은 모니터선량단위가 25 MU 일 때 37.1%, 50 MU 일 때 35.7%인 것을 알 수 있다. 이온 전리함은 깊이 9 mm부터 측정이 가능하며, 이온 전리함과 광섬유 방사선량계의 심부선량 백분율은 매우 유사함을 알 수 있다.

그림 6은 그림 5의 실험 조건과 같이 X-선을 조사하였을 때, 광섬유 방사선량계와 EBT 필름을 사용하여 계측한 선량보강 영역에서의 심부선량 백분율과 피부 선량률을 보여준다. 모니터선량단위가 25 MU 일 때, EBT 필름의 피부 선량률은 18.27%, 광섬유 방사선량계의 피부 선량률은 35.3%이며, 50 MU 일 때 EBT 필름의 피부 선량률은 20.4%이고 광섬유 방사선량계의 피부 선량률은 35.7%이다. 피부 선량률을 제외한 선량보강 영역에서 광섬유 방사선량계와 EBT 필름의 심부선량 백분율은 비슷한 결과를 보였다. 광섬유 방사선량계는 지름이 1 mm, 길이가 1 cm로 지름이 0.21 mm인



(a) 25 MU



(b) 50 MU

FIG. 6. Measurements of skin dose and percentage depth dose in build-up region using a FOD and a EBT film.

EBT 필름보다 지름이 약 5배 크기 때문에 선량계 주변에서 생성된 2차전자의 영향으로 높은 피부선량률이 측정 되었다. 정확한 피부선량 측정을 위해 정확한 측정위치와 부피가 작은 광섬유 방사선량계의 제작이 필요하다.

IV. 결 론

본 연구에서는 고 에너지 X-선을 사용하여 방사선 치료를 할 때, 작은 깊이의 변화에도 매우 급격한 선량 변화를 나타내어 정확한 측정이 매우 어려운 선량보강 영역에서 심부선량 백분율과 피부 선량률을 측정하기 위해서 광섬유 방사선량계를 제작하였다. 또한, 광섬유 방사선량계를 이용하여 피부 선량률 및 선량보강 영역의 깊이에 따른 심부선량 백분율을 측정한 뒤, 이온 전리함 및 EBT 필름을 사용하여 얻은 결과와 비교하였다.

실험 결과, 본 연구에서 제작한 광섬유 방사선량계는 재현성이 뛰어나며 모니터선량단위 및 선량률에 대해서 선형성을 보였다. 조사야를 10 cm × 10 cm하고, 6 MV의 고에너지 X-선의 모니터선량단위를 25, 50 MU로 조사하였을 때, 광섬유 방사선량계는 이온 전리함으로 측정하지 못하는 피부 선량률 및 보강영역의 선량 또한 측정 가능하였다. EBT 필름의 측정 결과와 비교 시, 비슷한 보강영역 선량을 얻을 수 있었으며, EBT 필름보다 다소 높은 피부 선량률이 계측되었다. 이온 전리함 및 EBT 필름은 구성 물질과 특성 때문에 실시간 측정이 불가능 하다. 그러나 연구에 사용된 광섬유 방사선량계는 구성 물질이 물과 등가인 성질을 가지기 때문에 복잡한 보정작업 없이 실시간으로 선량률 측정이 가능하다.

앞으로의 연구 방향은 센서팁의 직경을 0.5 mm로 제작하여 공간분해능을 높이고, 다양한 에너지와 조사야에 대한 실험을 수행한 뒤, 기존의 선량계를 사용하여 얻은 결과와 비교, 분석하는 것이다.

감사의 글

이 논문은 2009년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 20090078227).

References

1. F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 2nd ed. (Williams & Wilkins, Maryland, USA, 1984) pp. 323-332.
2. D. Dubois, W. Bice, B. Braddord, T. Schneid, and R. Engelmeier, "Moldable tissue equivalent bolus for high-energy photon and electron therapy," *Med. Phys.* **23**, 1547-1549 (1996).
3. J. W. Hopewell, "Biological effects of irradiation on skin and recommended dose limits," *Radiat. Prot. Dosim.* **39**, 11-24 (1991).
4. ICRP Publication 60, 1990 recommendations of the international commission on radiological protection, 1991.

5. ICRU Report 39, determination of dose equivalent resulting from external radiation sources, international commission on radiation units and measurements, Bethesda, 1985.
6. T. Kron, A. Elliot, T. Wong, G. Showell, B. Clubb, and P. Metcalfe, "X-ray surface dose measurement using TLD extrapolation," *Med. Phys.* **20**, 703-711 (1993).
7. 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* **115**, 473-474 (1975).
8. B. M. Rogina and B. Vojnovic, "Application of optical fiber sensors for radiation dosimetry," *Radiat. Meas.* **26**, 599-602 (1996).
9. 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.* **24**, 1235-1239 (1997).
10. 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* **24**, 29-33 (2008).
11. 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* **5**, 466-469 (2008).
12. 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* **5**, 477-480 (2008).
13. D. Letoumeau, J. Pouliot, and R. Toy, "Miniature scintillating detector for small field radiation therapy," *Med. Phys.* **26**, 2555-2561 (1999).
14. 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.* **48**, 924-928 (2001).
15. 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.* **34**, 1583-1592 (2007).
16. A. S. Beddar, "Plastic scintillation dosimetry and its application to radiotherapy," *Radiat. Meas.* **41**, S124-S133 (2007).
17. 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.* **16**, 33-38 (2007).
18. W. R. Hendee, G. S. Ibbott, and E. G. Hendee, *Radiation Therapy Physics*, 3rd ed. (John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, USA, 2005), p. 130.