

다 차원 광섬유 방사선 센서를 이용한 고 에너지 X-ray 선량 분포 측정

조동현¹ · 장경원¹ · 유욱재¹ · 신상훈¹ · Santhosh
Kumar Subramanian² · Muhammad
Nauman Malik² · 이봉수^{1*}

¹건국대학교 의료생명대학 의공학학과,
의공학실용기술연구소,
²제주대학교 공과대학 에너지공학과

*380-701 충북 충주시 단월동
건국대학교 의료생명대학 의공학학과
전화: 043-856-0971,
Fax: 043-851-0620,
E-mail: bslee@kku.ac.kr

Measurements of High Energy X-ray Dose Distributions Using Multi-Dimensional Fiber-Optic Radiation Detectors

Dong Hyun Cho¹, Kyoung Won Jang¹,
Wook Jae Yoo¹, Sang Hun Shin¹,
Santhosh Kumar Subramanian²,
Muhammad Nauman Malik² and Bongsoo
Lee^{1*}

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

²*Department of Nuclear & Energy
Engineering, Cheju National University*

Abstract

In this study, we have fabricated multi-dimensional fiber-optic radiation sensors with organic scintillators, plastic optical fibers and a photodiode array. To measure the X-ray dose distributions of the clinical linear accelerator in the tissue-equivalent medium, we have fabricated polymethylmethacrylate phantoms which have one-dimensional and two-dimensional fiber-optic detector arrays inside. The one-dimensional and two-dimensional dose distributions of high energy X-ray in the phantom are measured using a fiber-optic sensor array.

Key words : radiation sensor, optical fiber, scintillating light, dose distribution

서 론

대상 물질과의 상호작용으로 대상체를 이온화시키는 능력을 지닌 전리 방사선 (ionizing radiation)을 일반적으로 방사선(radiation)이라 말하는데, 그 중에서 생물체와 많은 연관성을 갖는 엑스선과 감마선은 파장이 매우 짧은 전자기파임과 동시에 입자적인 성질을 지니고 있다¹⁾. 엑스선과 감마선은 방사선동위원소에서 방출되는 알파선과 베타선에 비해, 높은 투과력을 지니고 있어서 의료 영역의 악성 종양 치료 및 진단에서 널리 이용되고 있다²⁾. 이와 같은 방사선을 이용한 치료 및 진단 과정에서 정상 조직이나 의료진에 대한 방사선 피폭을 최소화하는 것이 가장 중요하기 때문에 방사선 계측에 대한 정확성 및 신속성이 요구되고 있다. 방사선 치료의 성패여부는 환부에 얼마나 정확한 양의 방사선이 조사되는지에 의해 결정된다. 특히 방사선 치료는 인체를 대상으로 시행되기 때문에 보다 정확한 양의 방사선이 조사되어야 한다. 이와 같은 이유로 외부방사선치료의 경우 선형가속기(linear accelerator, LINAC)를 이용하여 암세포를 제거하는 치료과정을 환자

에게 직접 시행하기에 앞서 고 에너지의 방사선이 환부에 어느 정도 조사되는지를 물이나 플라스틱 재질의 팬텀에 방사선 계측 센서를 삽입하여 방사선 흡수선량을 미리 측정한 후, 환자에게 방사선 치료를 시행하게 된다. 그러므로 치료용 방사선 계측 센서는 방사선 치료에 있어 인체와 유사한 성질을 갖는 물질 (tissue equivalence or water equivalence)일수록 정확도가 높아진다. 일반적으로 방사선 조사량을 측정하기 위해 유기 섬광체(organic scintillator)와 광섬유를 이용하여 광섬유 방사선 센서를 제작한다^{3,4,5)}. 폴리메틸메타크릴레이트(Polymethylmethacrylate [PMMA]) 재질로 이루어진 플라스틱 광섬유는 인간의 연한 피부와 밀도가 같고 원자 번호도 거의 같다⁶⁾. 그 결과 광섬유 방사선 센서는 방사선량계로써 환자에게 조사된 조사량의 측정에 알맞다.

본 연구에서는 의료용 선형가속기 (CLINAC)로부터 고 에너지 X-ray 선량 분포도를 1, 2 차원으로 측정하기 위해 유기 섬광체와 일반광섬유를 이용해서 방사선 센서를 제작하고 PMMA 팬텀에 배열하여 25채널의 2차원 광섬유 방사선 센서를 제작, 포토다이오드로 측정하였다. 유기 섬광체를 이용하여 제작된 광섬유 방사선 센서는 타 센서들에 비해 인체와 가장 유사한 성질을 가지고 있으며 유연성, 제작의 용이성, 연결 및 표면처리와 같은 사용의 편리성, 전자기장으로부터 간섭을 받지 않는 등 많은 장점을 가지고 있다^{7,8)}.

실험재료 및 방법

본 연구에 사용된 광섬유는 Mitsubishi에서 제작한 멀티모드 플라스틱 광섬유(CK-40)로서 외각의 지름이 1 mm, 클래딩(cladding)의 두께는 0.02 mm이다. 광섬유의 코어(core) 부분은 PMMA 재질로 굴절률은 1.49이고 클래딩 부분은 fluoropolymer로서 굴절률은 1.402이며, 광섬유의 개구수(numerical aperture)는 식1과 같다.

$$NA = \sqrt{n_{core}^2 - n_{cladding}^2} = \sqrt{1.49^2 - 1.402^2} = 0.504 \tag{1}$$

여기서, n_{core} 와 $n_{cladding}$ 은 각각 코어와 클래딩의 굴절률을 나타내며, 개구수가 높은 광섬유는 더 많은 빛을 전달할 수 있다.

유기 섬광체는 Saint-Gobain Crystals에서 제조한 BCF-20을 사용하였다. BCF-20은 최대 방출 파장이 492 nm인 녹색 빛을 방출하며, 2.7 nsec의 감소 시간을 가지고 있다.

Fig. 1은 실험에 사용된 2차원 센서 배열을 보여주고 있다. 두께가 6 mm인 PMMA 팬텀에 깊이 1 cm, 센서의 간격은 2 cm로 센서 팁이 들어갈 구멍을 뚫은 후 제작한 센서 팁을 넣어 2차원 센서 배열을 만들었다. 센서 팁은 직경 1mm, 길이 1 mm인 유기 섬광체와 직경 1 mm, 길이 10 m인 플라스틱 광섬유 면을 연마하여 결합, 부착하여 제작하였고, 섬광체 센서부에서 발생하는 빛이 외부로 손실되는 것을 막아 전달 효율을 높이기 위해 섬광체 앞부분에 반사페인트 (TiO₂)를 도포하였다.

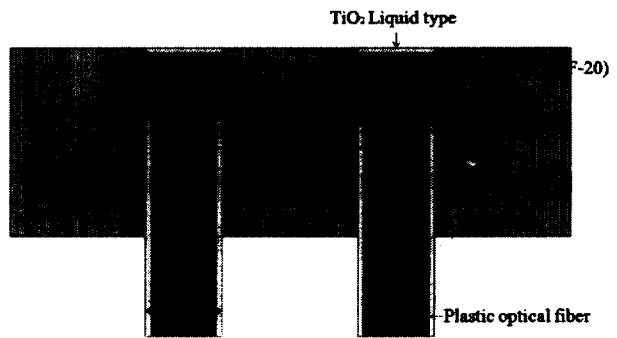


Figure 1. Fiber-Optic radiation sensor array using an organic scintillator and plastic optical fiber.

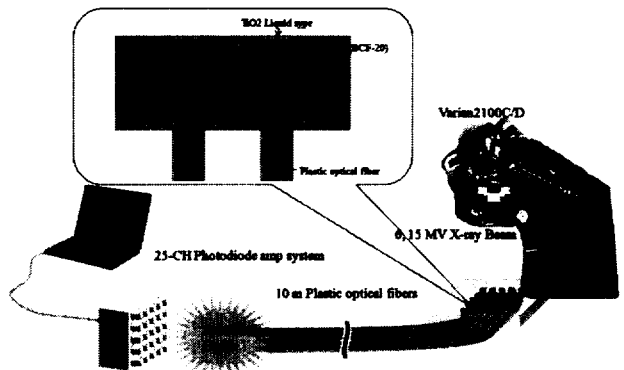


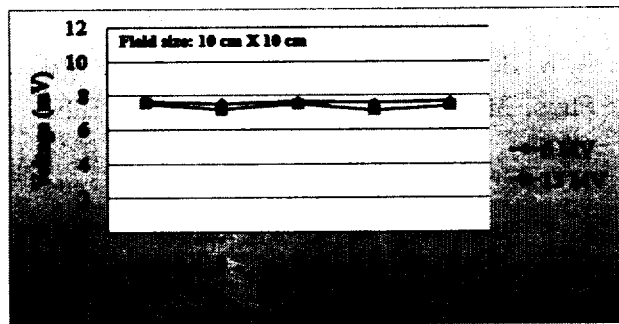
Figure 2. Experimental setup.

Fig. 2는 실험장치의 구성도를 보여주고 있다. 10 m 길이의 플라스틱 광섬유를 이용하여 유기 섬

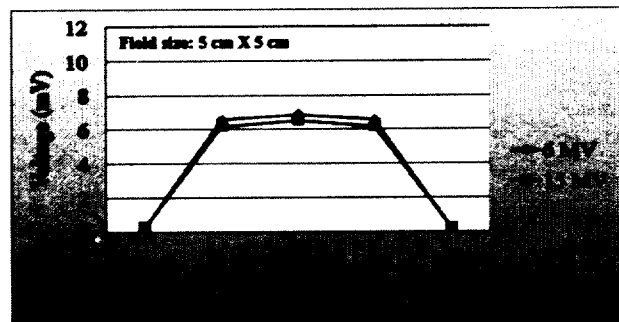
광채에서 발생한 빛을 Hamamatsu사의 포토다이오드(S1336-18BK)로 전달하여 증폭하였다. LINAC은 국립암센터의 Varian Clinac 2100CD으로 6, 15 MV X-ray를 조사야 5 cm × 5 cm, 10 cm × 10 cm으로 조사하였다.

결과 및 고찰

본 실험결과들은 광섬유 방사선 센서에서 발생된 섬광 빛을 포토다이오드-증폭기 시스템을 거쳐 증폭한 후, 60Hz notch filter를 사용하여 60Hz 전원 노이즈를 제거한 결과들이다.



(a)

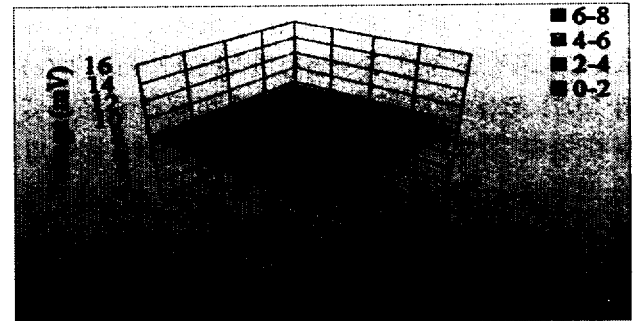


(b)

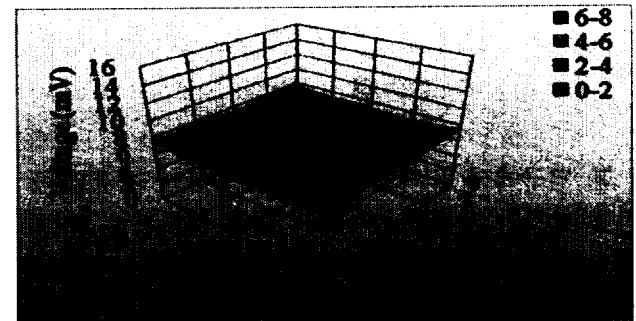
Figure 3. Measurements of scintillating lights with different field size of 6 and 15 MV X-ray beams using a 1D fiber-optic detector and a photodiode-amplifiers array system.

Fig. 3은 1차원 센서 배열에서 X-ray의 에너지가 6, 15 MV 일 때 조사야를 5 cm × 5 cm, 10 cm × 10 cm로 바꾸며 측정한 선량 분포도 결과이다. Fig. 3 (a)는 조사야가 10 cm × 10 cm로 센서 팁에서 5개를 모두 조사하였다. 그 결과 모든 센서 팁에서 8V 근접한 출력이 나왔다. Fig. 3 (b)는 조사야가 5 cm × 5 cm로 센서 팁 5개중 가운데 3개를 조사하였다. 그

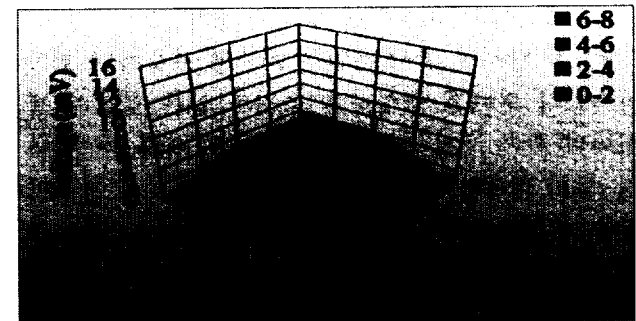
결과 조사야에 들어간 3개의 센서 팁에서는 6V에 근접한 출력이 나오고 조사야 범위 밖의 센서 2개는 출력이 없음을 알 수 있다.



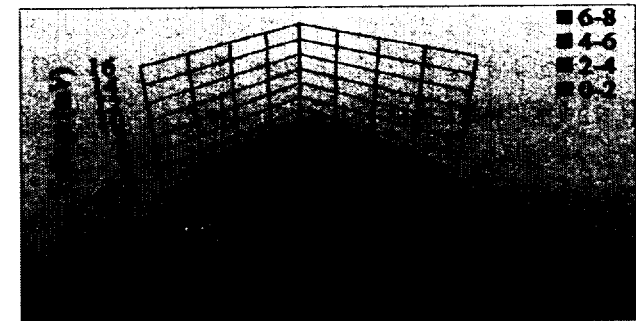
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 4. Measurements of scintillating lights with different field size of 6 and 15 MV X-ray beams using a 2D fiber-optic detector and a photodiode-amplifiers array system.

Fig. 4는 전자선의 조사야가 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ 일 때 에너지가 6, 15 MV의 2차원 선량 분포도를 보여준다. Fig. 4 (a)와 (b)는 조사야가 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 일 때 6, 15 MV의 에너지에 대한 결과로 모든 센서 팁이 조사야 범위 안에 포함되므로 (a), (b) 모두 일정한 출력전압이 나온다. Fig. 4 (c)와 (d)는 조사야가 $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ 이기 때문에 조사야 범위 안에 25개의 센서 팁 중 가운데 9개의 센서 팁만 포함된다. 그 결과 조사야 범위 안에 들어간 9개의 센서 팁에서만 일정한 출력전압이 나오고 포함되지 않는 주위 센서 팁에서는 출력전압이 없다는 것을 알 수 있다.

결 론

본 연구에서 유기 섬광체를 이용하여 제작된 광섬유 방사선 센서는 X-ray의 선량 분포도를 1차원 및 2차원으로 측정하기 위해 PMMA 팬텀을 이용한 센서 배열을 제작하였고, 선형 가속기의 조사야를 변화 시키며, X-ray 에너지 별로 1, 2차원의 선량 분포도를 포토다이오드를 통해 측정하였다.

광섬유 방사선 센서 배열은 기존에 사용하던 계측 장비보다 인체를 구성하는 조직과 같은 성질의 센서이며 짧은 측정 시간, 저렴한 제조 가격, 쉬운 보정 등의 많은 이점을 가지고 있다. 앞으로의 연구 방향은 광섬유 센서 배열과 포토다이오드를 이용해 전자선과 X-ray의 선량 분포도뿐만 아니라 PDD (percentage depth dose)를 측정하는 것이다.

감사의 글 : 본 연구는 과학기술부 원자력기초공동연구소사업(BAERI)의 지원에 의하여 이루어진 것임. (M2-0376-03-0002)

참 고 문 헌

1. 최종학, 임한영, 이준일 외 6명, “의료방사선 생물학”, 신평출판사, (2004), pp 19-20
2. 강세식 외 19명, “방사선 치료학”, 도서출판 대학서림, (2001), pp. 339-340
3. T. Aoyama, S. Koyama, and H. Maekoshi : VI International Conference on Medical Physics (1999) p. 117-122
4. A. S. Beddar, T. J. Kinsella, A. Ikhlef, and C. H. Sibata, IEEE Transactions on Nuclear Science. Vol 48 (2001) p. 924
5. B. Lee, W. Y. Choi, and J. K. Walker: Polymer Eng. and Sci., Vol. 40 (2000), p. 1996-1999
6. D. Letourneau, J. Pouliot, and R. Roy: Med. Phys. Vol. 26 (1999), p. 2555-2561
7. A. S. Beddar, T. R. Mackie, and F. H. Attix: Phys. Med. Biol. Vol. 37 (1992) p. 1883-1900
8. A. S. Beddar, T. R. Mackie, and F. H. Attix: Phys. Med. Biol. Vol. 37 (1992) p. 1901-1913