

고 에너지 광자선 계측용 2차원 광섬유 방사선 센서의 제작 및 특성분석

장경원 · 조동현 · 신상훈 · 김형식 · 이정환 · 이봉수[†]

건국대학교 의료생명대학 의학공학부, 의공학 실용기술 연구소
Ⓣ 380-701 충청북도 충주시 단월동 322

김 신

제주대학교 공과대학 에너지공학과
Ⓣ 690-756 제주도 제주시 제주대학교로 66

조효성

연세대학교 보건대학 방사선학과
Ⓣ 220-710 강원도 원주시 234

(2007년 6월 11일 받음, 2007년 8월 20일 수정본 받음)

본 연구에서는 유기 섬광체와 플라스틱 광섬유를 이용하여 치료용 광자선의 계측을 위한 2차원 광섬유 방사선 센서를 제작하였다. 제작된 센서를 사용하여 광자선 조사야(Field size)와 에너지에 따른 선형가속기의 빔 분포도를 2차원적으로 측정하였으며 polymethylmethacrylate(PMMA)팬텀 내에서 깊이에 따른 섬광체의 광량을 측정하여 깊이선량 분포(Percent Depth Dose, PDD) 또한 2차원으로 측정하였다. 본 연구를 통하여 개발된 2차원 광섬유 방사선 센서는 고 분해능, 실시간 측정, 쉬운 보정 등 많은 장점을 가지고 있다.

주제어 : Fiber-optic sensor, Two-dimensional, Scintillator, Photon beam

I. 서 론

현재 시행되고 있는 선량세기변환치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), 근접방사선치료(Brachytherapy)등과 같은 방사선 치료 기술들은 시술의 정확성이 치료의 성패를 좌우한다.^[1] 그러므로 이와 같은 방사선 치료 기술들을 수행하기 위해서는 시험체(phantom)나 환자에게 투입된 선량이 위치나 시간에 따라 매우 급격하게 변화하는 공간 함수적 선량정보를 정확히 감지할 수 있는 방사선 계측기가 요구된다.

일반적으로 치료용 선형가속기의 보정 및 치료계획 시 가장 많이 사용되고 있는 이온 전리함(ion chamber)과 같은 계측장비의 경우, 계측기의 부피 및 구성 재질로 인한 낮은 공간 분해능, 복잡한 보정과정 등의 문제점을 가지고 있고 0차원적 선량정보를 제공함으로써 환부 주변에 피폭되는 선량 분포를 정확하게 계측할 수 없는 단점이 있다.^[2] 물론 물 팬텀에서 한 방향 혹은 여러 방향으로 스캐닝(scanning)하여 1차원 혹은 2차원의 정보를 획득할 수 있으나 시간이 오래 걸리며 실시간으로 정보를 감지할 수 없다.

반면에 유기 섬광체(organic scintillator)를 이용한 광섬유 방사선 센서는 물리적으로 물이나 인체조직과 등가인 물질 특성(water or tissue equivalence)으로 인해 다른 보정작업 없이 선량에 비례하여 발생하는 섬광량을 계측함으로써 선량

측정이 정확하고 용이하다.^[3,4] 그리고 센서부의 부피가 다른 방사선 계측장비에 비해 매우 작기 때문에 하전입자평형(charged particle equilibrium, CPE)이 거의 유지되어 선량 측정 시 하전입자(charged particle)에 의해 발생하는 오류를 최소화시킬 수 있다.^[5] 또한 광섬유 사용으로 인한 유연성, 신호의 장거리전달 능력, 전자기파에 대한 무간섭 등 방사선 계측에 있어 많은 장점^[6]을 가지고 있으며 광섬유 방사선 센서들을 물 혹은 PMMA(polymethylmethacrylate) 팬텀 내에 자유로이 배열하여 1차원 혹은 2차원의 깊이 선량(percent depth dose, PDD)과 표면선량(surface dose) 분포의 계측도 가능하다.

본 연구에서는 유기섬광체와 플라스틱 광섬유를 이용하여 0차원의 광섬유 방사선 센서들을 제작하였고 제작된 센서들을 PMMA(polymethylmethacrylate)재질의 팬텀에 2차원적으로 배열하였다. 그리고 치료용 고에너지 광자선(photon beam)에 대한 2차원 광섬유 센서의 특성을 알아보기 위해서 각 센서에서 발생된 섬광량을 계측하여 조사야(field size)에 따른 광자선의 2차원 분포도를 측정하였고, 깊이와 에너지에 따른 각 센서들의 섬광량을 계측하여 광자선의 2차원 PDD도 측정하였다.

II. 실험 재료 및 방법

본 연구에 사용된 광섬유 방사선 센서는 그림 1과 같이 유

[†] E-mail: bslee@kku.ac.kr

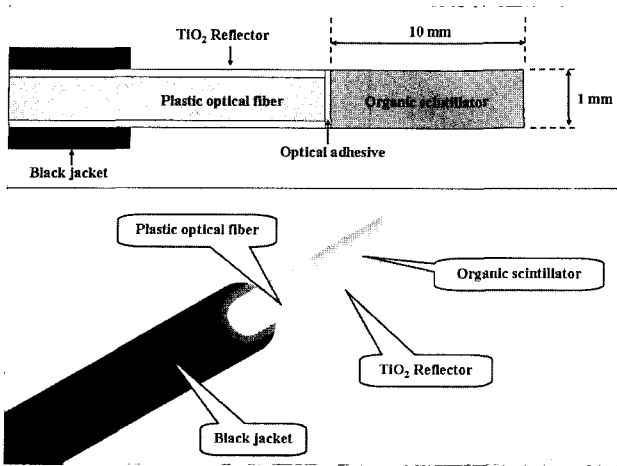


그림 1. 유기섬광체와 플라스틱 광섬유를 사용하여 제작한 광섬유 방사선 센서.

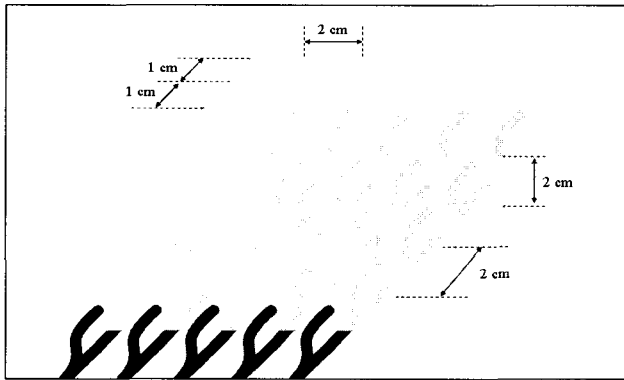


그림 2. PMMA 팬텀을 이용한 2차원 광섬유 방사선 센서의 구성.

기 섬광체와 플라스틱 광섬유를 광학 접착제(DP100-Plus, 3M)를 사용하여 결합, 제작되며 유기 섬광체에서 발생되어 외부로 손실되는 섬광빛을 최소화하기 위해 액체상태의 반사체(TiO₂)로 섬광체 주위를 도포하여 주었다. 반사체는 섬광체에 도포 후 고체 상태를 유지하게 된다. 제작에 사용된 광섬유(CK-40, Mitsubishi Inc.)는 멀티모드형 플라스틱 광섬유이고 외곽의 지름은 1 mm, 클래딩(cladding)의 두께는 0.02 mm이다. 코어(core)부분의 굴절률은 1.49이며 클래딩의 굴절률은 1.402로써, 이 광섬유의 개구수(numerical aperture)는 0.504가 된다. 본 광섬유 센서의 센서부는 상용 중에 있는 지름이 1 mm, 길이가 10 mm인 원통형태의 유기섬광체(organic scintillator, BCF-20, Bicon)를 사용하였으며 본 섬광체는 492 nm의 최대방출파장을 가진다. PMMA 팬텀은 2 cm의 간격으로 표면으로부터 1 cm 깊이에 구멍을 뚫어 총 5개를 제작하였으며 그림 2와 같이 2차원 광섬유 방사선 센서를 제작하였다.

각각의 섬광체에서 발생된 광신호는 25개의 포토다이오드로 이루어진 포토다이오드(S1336-18BK, Hamamatsu) 어레이를 제작하여 측정하였다. 본 포토다이오드의 측정가능 파장

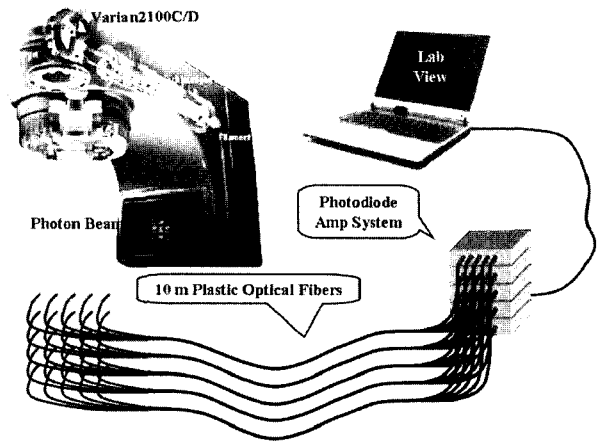


그림 3. 실험 구성.

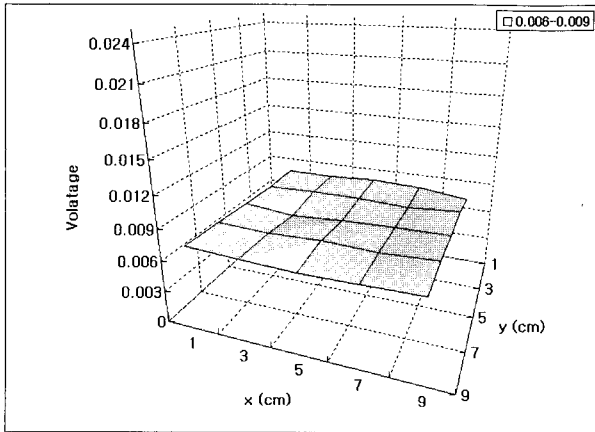
은 320 nm에서 1100 nm까지 가능하며 960 nm에서 최대값을 가진다. 또한 섬광체에서 발생하는 섬광빛은 약 0.4~0.5 nW의 값을 갖는 미세한 빛이므로 포토다이오드 어레이의 각 단마다 별도로 증폭기를 제작하여 포토다이오드에서 발생하는 전기신호를 증폭하였다.

광자선 선원으로는 의료용 선형가속기(Clinac 2100CD, Varian)에서 발생하는 5 cm × 5 cm, 10 cm × 10 cm 조사야의 6, 15 MV 에너지를 가지는 광자선을 사용하였다.

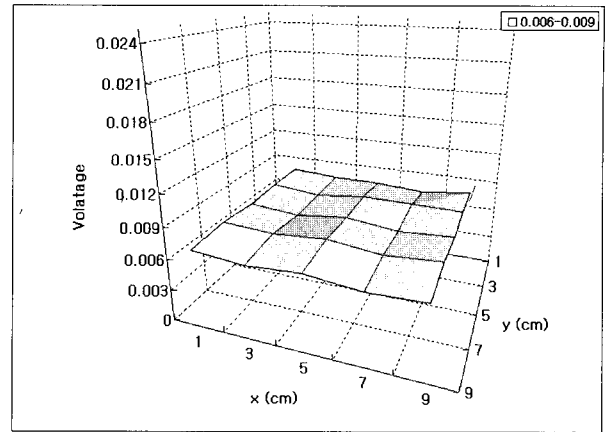
그림 3은 치료용 고 에너지 광자선에 의해 섬광체에서 발생하는 빛을 2차원 광섬유센서를 이용하여 측정하기 위한 실험 구성도이다. PMMA 팬텀 내부에 배열된 2차원 광섬유 방사선 센서에 고 에너지 광자선을 조사하게 되면 각 센서부에서 발생된 섬광빛은 10 m 광섬유를 통하여 25채널 포토다이오드-증폭기 시스템에 전달된다. 여기서 광신호는 전압으로 변환되며 LabVIEW 프로그램에 의해서 컴퓨터에 저장 및 실시간으로 측정된다.

III. 실험 결과

그림 4의 (a)와 (b)는 PMMA 팬텀의 1 cm 깊이에서 각 센서들의 간격이 2 cm인 2차원 광섬유 방사선 센서에 10 cm × 10 cm의 조사야를 가지는 6, 15 MV의 광자선을 조사하였을 때 발생하는 섬광량을 측정한 것이다. 조사야 내부에 모든 센서가 위치하고 있기 때문에 각 0차원 센서에서는 위치와 상관없이 거의 일정한 섬광량이 측정되었다. 이는 선형가속기에서 발생하는 광자선의 분포가 10 cm × 10 cm의 조사야에서 거의 일정함을 나타낸다. 에너지에 따라 2차원 센서에서 계속된 섬광량을 살펴보면 15 MV의 광자선에 대한 2차원 광섬유 방사선 센서의 섬광량은 6 MV일 때 보다 약간 작은 값이 계속되었다. 이는 15 MV의 광자선이 물을 기준으로 약 3 cm 깊이에서 가장 많은 흡수율을 보이며 6 MV의 광자선은 약 1.5 cm 깊이에서 가장 많은 흡수율을 보이기 때문이다. 그러므로 물과 비슷한 성질을 가지는 PMMA의 1 cm 깊

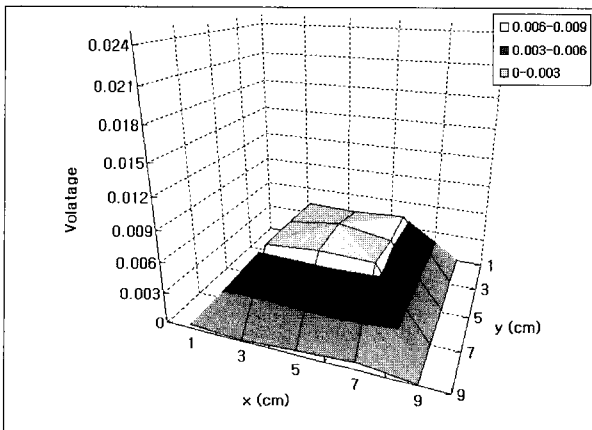


(a) 6 MV

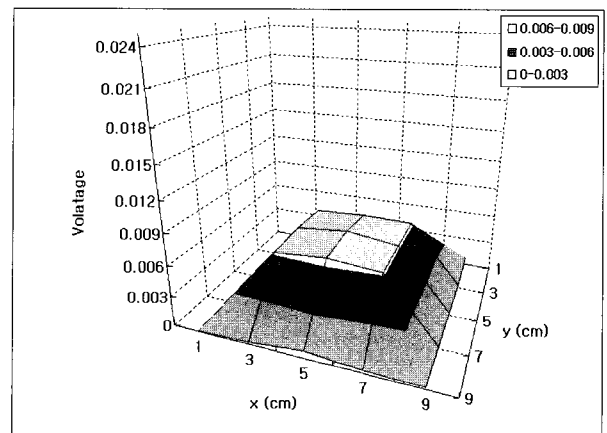


(b) 15 MV

그림 4. 2차원 광섬유 센서를 이용한 표면 흡수선량 분포도 측정(조사야 10 cm × 10 cm, 광자선 에너지 6, 15 MV).



(a) 6 MV



(b) 15 MV

그림 5. 2차원 광섬유 센서를 이용한 표면 흡수선량 분포도 측정(조사야 5 cm × 5 cm, 광자선 에너지 6, 15 MV).

이에서는 6 MV의 흡수율이 15 MV의 그것보다 큰 값을 가지게 되며 그에 따라 각각의 광섬유 방사선 센서에서는 광자선의 에너지가 15 MV일 때 보다 6 MV일 때 더 많은 섬광량이 계측 된다.

그림 5의 (a), (b)는 각 센서들의 간격이 2 cm인 2차원 광섬유 방사선 센서에 5 cm × 5 cm의 조사야를 가지는 6, 15 MV 에너지의 광자선을 조사하였을 때 발생하는 섬광량을 측정된 결과를 보여 주고 있다. 조사야 내부에 위치한 센서들에서만 그림 2의 결과들과 거의 동일한 값들이 측정되었다.

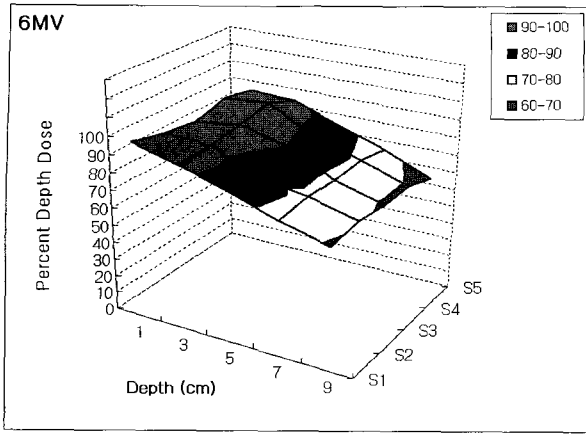
그림 6(a)는 플라스틱 팬텀을 사용하여 조사야 20 cm × 20 cm, 에너지 6 MV 광자선의 PDD를 2차원센서를 이용하여 측정된 결과이다. S1, 2, 3, 4, 5는 첫 번째 열부터 다섯 번째 열까지를 나타낸다. 6 MV 광자선의 경우 물 또는 그와 등가인 물질 약 1.5 cm 깊이에서 최대로 흡수되기 때문에 아래 결과를 살펴보면 약 1.5 cm에서 최대 섬광량이 계측되었고 나머지 깊이에서는 측정값이 점점 감소하는 것을 알 수 있다. 그림 6(b)는 그림 6(a)의 결과를 각 깊이 대해 평균

을 내어 나타낸 그림이다. 각 깊이에서의 평균값이 이론값과 거의 일치하는 것을 알 수 있다.^[7]

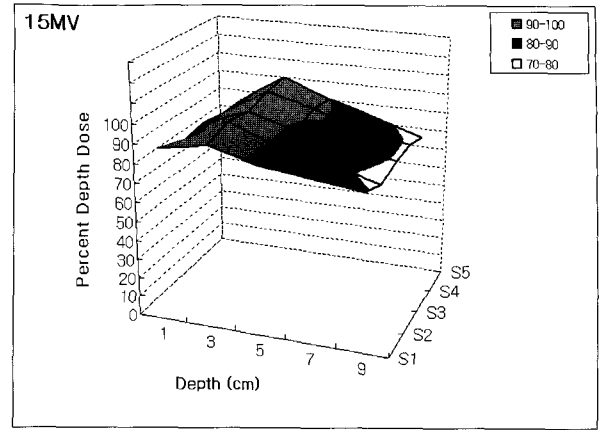
그림 7(a)는 위와 동일한 조건에서 15MV 광자선의 PDD 측정 결과를 2차원으로 보여주고 있다. 그림을 보면 알 수 있듯이 약 3 cm 깊이에서 최대 흡수선량이 측정됨을 알 수 있다. 그림 7(b)는 그림 7(a)의 결과에 대하여 각 깊이 별로 평균한 값들을 이용한 PDD 그래프로서 15 MV 광자선의 이론적 PDD 곡선과 거의 일치함을 알 수 있다.^[7]

IV. 결 론

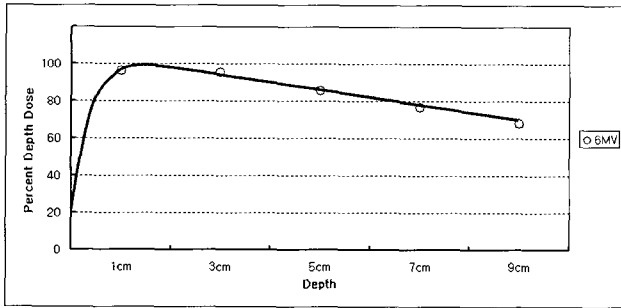
광섬유 방사선 센서는 고 분해능, 유연성 및 전자기장의 간섭을 받지 않는 등 많은 장점들을 가지고 있으므로 방사선 치료용 전자선 및 광자선의 계측 및 교정용으로 개발 가능하다. 본 연구에서는 유기섬광체를 사용하여 2차원 광섬유 방사선 센서를 제작하였고, 6, 15 MV 광자선의 조사야에 따른 범의 분포도와 PMMA의 깊이에 따른 PDD를 측정하였다.



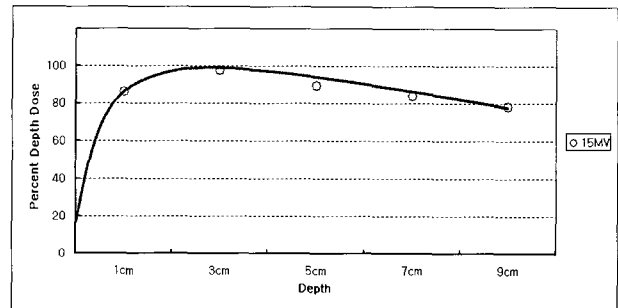
(a) 2차원 PDD 측정



(a) 2차원 PDD 측정



(b) 각 깊이별 평균값



(b) 각 깊이별 평균값

그림 6. 2차원 광섬유 센서를 이용한 깊이에 따른 선량분포도 (PDD) 측정(조사야 20 cm × 20 cm, 광자선 에너지 6MV).

그림 7. 2차원 광섬유 센서를 이용한 깊이에 따른 선량분포도 (PDD) 측정(조사야 20 cm × 20 cm, 광자선 에너지 15MV).

실험결과 조사야에 따른 빔 분포도가 정확히 계측되었으며 깊이에 따른 PDD 역시 기존 이론값들과 동일함을 알 수 있었다. 앞으로의 연구는 본 연구에서 제작한 2차원 광섬유 방사선 센서의 간격들을 더욱 좁게 하여 분해능을 향상시키는 것이다. 본 연구를 통하여 개발 가능한 2차원 광섬유 방사선 센서는 치료용 고 에너지 광자선을 보다 정확하고 효율적으로 측정하는데 사용될 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부 원자력기초공동연구소사업(BAERI)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

참고문헌

[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, no. 9, pp. 3000-3006, 2005.
 [2] T. Aoyama, S. Koyama, M. Tsuzaka, H. Maekoshi, "A depth-dose measuring device using a multichannel scintillating

fiber array for electron beam therapy," *Med. Phys.*, vol. 24, no. 8, pp. 117-1239, 1997.
 [3] A. S. Beddar, T. R. Mackie, and F. H. Attix "Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry I," *Phys. Med. Biol.*, vol. 37, no. 10, pp. 1883-1900, 1992.
 [4] A. S. Beddar, T. R. Mackie, and F. H. Attix "Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry II," *Phys. Med. Biol.*, vol. 37, no. 10, pp. 1901-1913, 1992.
 [5] 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 radio-surgery," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 48, no. 3, pp. 924-928, 2001.
 [6] 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.
 [7] Faiz M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy - Second Edition* (Williams & Wilkins, Baltimore, USA, 1994), pp. 176-199.

Fabrication and Characterization of Two-dimensional Fiber-optic Radiation Sensor for High Energy Photon Beam Therapy Dosimetry

Kyoung Won Jang, Dong Hyun Cho, Sang Hun Shin, Hyung Shik Kim,
Jeong Han Yi, and Bongsoo Lee[†]

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

[†]*E-mail: bslee@kku.ac.kr*

Sin Kim

Department of Nuclear and Energy Engineering, College of Engineering, Cheju National University, Cheju 690-756, Korea

Hyosung Cho

Department of Radiation Science, Institute of Health Science, Yonsei University, Gangwon 220-710, Korea

(Received June 11, 2007, Revised manuscript August 20, 2007)

In this study, a two-dimensional fiber-optic radiation sensor has been developed using water-equivalent organic scintillators for photon beam therapy dosimetry. Two-dimensional photon beam distributions and percent depth doses(PDD) are measured according to the energies and field sizes of the photon beam. This sensor has many advantages such as high resolution, real-time measurement and ease of calibration over conventional radiation measurement devices.

OCIS code : 060.2370, 060.2380, 170.3890, 340.7480, 350.5610.