

Evaluation of Dose Distribution of 6 MV X-ray using Optical Dosimetry

Sunghwan Kim

Department of Radiological Science, Cheongju University

Received: November 18, 2019. Revised: December 15 2019. Accepted: December 31, 2019

ABSTRACT

In this paper, we developed optical dosimetry system with a plastic scintillator, a commercial 50 mm, f1.8 lens, and a commercial high-sensitivity CMOS (complementary metal-oxide semiconductor) camera. And, the correction processors of vignetting, geometrical distortion and scaling were established. Using the developed system, we can measured a percent depth dose, a beam profile and a dose linearity for 6 MV medical LINAC (Linear Accelerator). As results, the optically measured percent depth dose was well matched with the measured percent depth dose by ion-chamber within 2% tolerance. And the determined flatness was 2.8%. We concluded that the optical dosimetry system was sufficient for application of absorbed dose monitoring during radiation therapy.

Keywords: Optical Dosimetry, Plastic Scintillator, CMOS Camera, Integral Dose, Percent Depth Dose

I. INTRODUCTION

방사선치료의 목적은 정상조직에 발생할 수 있는 부작용을 최소화 하면서 타겟인 종양의 정확한 치료 부위에 적정 방사선량을 조사함으로써 치료 효과를 극대화하는 것이다. 이때 방사선 조사 부위의 정확한 위치 재현과 흡수선량 평가는 방사선치료의 성과를 좌우하는 매우 중요한 변수이다.^[1] 따라서, 종양에 대한 방사선치료가 시행된 이후 이를 개선하기 위한 지속적인 연구가 수행되고 있다.^[2-5] 특히 과거 2차원 중심의 방사선치료에서 세기변조 방사선치료, 영상유도 방사선치료 등 3차원 자동 방사선치료로 발전하면서 종양조직과 정상조직의 용적선량에 대한 평가의 중요성이 더욱 강조되고 있다. 현재 용적선량 평가는 젤 도시메트리,^[6] 포탈 도시메트리,^[7] 전산화치료계획^[8,9] 등을 이용하고 있지만, 젤 도시메트리는 조사된 방사선 용적선량을 자기공명영상장비로 판독하므로 즉시 측정할 수 없는 단점이 있다. 전산화치료계획은 이론적으로 계산한 결과이기 때문에 실측치와 검증하기에 어려운 단점이 있으며, 포탈 도시메트리는 방사선치

료 시 환자를 투과한 방사선으로 X선 투영 영상을 획득한 후 방사선량을 추정하는 방법으로 직접적인 선량을 측정할 수 없다는 한계가 있다. 광 도시메트리는 실시간으로 용적선량을 평가하기 위하여 비교적 최근에 제안된 방법이다.^[10-12] 광 도시메트리 시스템은 섬광형 방사선센서와 고감도, 저잡음 CCD (Charge-Coupled Device) 카메라를 조합하여 방사선치료 시 발생하는 섬광을 직접 촬영한 후 실시간으로 용적선량을 측정할 수 있는 장치이다.

본 연구에서는 고가인 CCD 카메라 대신 상용 고감도 CMOS 카메라와 인체조직등과 물질인 플라스틱 섬광체를 결합한 광 센서에 대하여 적절한 보정 및 교정 절차를 확립함으로써 가성비가 높은 고에너지 X선 치료방사선용 광 도시메트리 시스템을 구축하고, 방사선치료 시 선량 측정의 활용 가능성을 평가하고자 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 실험장치 셋업

본 연구에서는 방사선센서로 크기가 $200 \times 200 \times 200 \text{ mm}^3$ 인 폴리비닐톨루엔 기반의 플라스틱 섬광

체(Eljin Technology, EJ-200)를 사용하였다. 플라스틱 섬광체는 밀도(1.023 g/cm^3)와 유효원자번호($Z_{\text{eff}} \sim 5.6$)가 인체와 유사한 조직등가물질로 흡수선량분포가 인체와 유사한 특성을 나타낸다. 흡수선량 평가시 최소한 보정으로 인체의 흡수선량을 결정할 수 있다. 플라스틱 섬광체에서 발생하는 미약한 빛을 촬영하기 위하여 상용 고감도 CMOS 카메라(ASI120MM, ZWO Co.)와 초점거리가 50 mm인 일반 상용 카메라 렌즈(Cannon, f1.8)를 사용하였다. 실험에 사용된 ASI224MC CMOS 카메라는 천체사진 촬영용으로 개발된 고감도 카메라로 화소의 크기가 $3.75 \mu\text{m}$ 이며, 화소수가 $1,280 \times 960$ 인 12 bit 카메라이다.^[13] 저 노이즈 시스템을 구현함으로써 촬영시간은 $64 \mu\text{s} \sim 1,000 \text{ s}$ 까지 선택하여 설정할 수 있어서 광량이 적은 어두운 피사체 영상을 장시간 노출로 촬영할 수 있다.

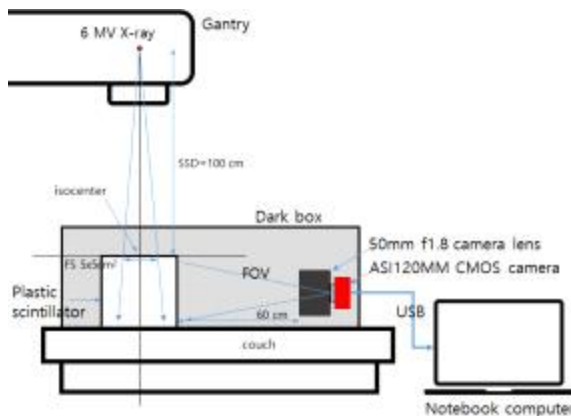


Fig. 1. Block diagram of experimental set up.

Fig. 1은 본 실험에서 구성된 광 도시메트리 시스템의 개략도이다. 외부 빛을 차단하기 하면서도 X선 선량분포에 영향을 최소화 하도록 설계 및 제작된 암 상자(dark box) 내부의 SSD (source surface distance) = 100 cm 지점에 플라스틱 섬광체를 설치하였다. 적절한 FOV (field of view)를 확보하기 위하여 플라스틱 섬광체로부터 빔 입사방향에 대해 수직 방향으로 60 cm 지점에 CMOS 카메라를 설치하였다. 조사야 크기는 $5 \times 5 \text{ cm}^2$, 선량율은 300 MU/min , 선량은 1 MU (Monitor Unit)에서 20 MU까지 변화시키면서 섬광체에서 발생하는 빛을 CMOS 카메라로 촬영하였다. 이때 CMOS 카메라의 촬영 조건은 gain 200, 노출시간 5 s 이었다.

본 연구에서는 6 MV X선 방사선치료용 선형가속기 (Siemens, Oncor)를 사용하였으며, Fig. 2는 방사선 조사시 치료실 내부의 사진으로 카우치 상단, SSD = 100 cm 지점에 설치된 플라스틱 섬광체에 갠트리 각도를 0° 로 고정하고 X-선을 조사하였을 때 플라스틱 섬광체에서 X선의 분포에 따라 섬광이 발생하는 것을 보여주고 있다.

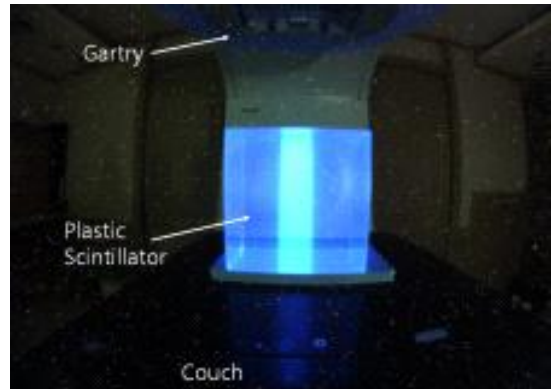


Fig. 2. Photography of experimental set up.

2. 실험장치 셋업

Fig. 3은 CMOS 카메라로 촬영된 영상을 보정하고, 보정된 영상으로부터 방사선량을 평가하는 절차도이다. 촬영된 영상은 플랫폼 영상을 이용하여 비네팅을 보정하고, 기하학적 왜곡 보정하였으며, ImageJ (NIH, ver. 1.50i)를^[14] 사용하여 화소 크기 교정 및 화소값 측정을 하였다. 측정된 화소값으로부터 실험적으로 결정된 선량 교정식을 적용하여 심부선량분포, 빔 프로파일 등의 방사선 선량분포 특성을 평가하였다.

Acquisition of Images by using CMOS camera
Correction of Vignetting using Flat image
Correction of Geometrical Distortion
Calibration of Pixel Size
Analysis of Calibrated Images
Dosimetric Data (PDD, profile, absorbed dose)

Fig. 3. Processor of optical dosimetry.

비네팅은 Fig. 4에서 보는 바와 같이 카메라로 촬영된 영상이 중심에서 주변으로 벗어날수록 어둡게 나타나는 현상이다.^[12] 이는 카메라 렌즈가 원형인데 비하여 카메라의 수광 센서가 평면 사각형이며, 렌즈부터 CMOS 센서 전면의 거리에 비하여 CMOS 센서 주변부의 거리가 멀어짐에 따라 광량이 감소하기 때문에 발생한다. $\cos^4(\theta)$ 모델은 카메라에서 발생하는 비네팅을 가장 잘 설명하는 모델로 (i, j) 위치에서의 비네팅은 Eq. (1)식으로 주어진다.^[12]

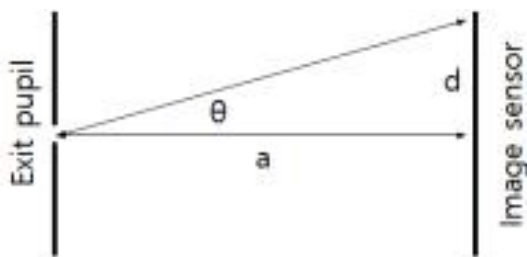


Fig. 4. Concept of $\cos^4(\theta)$ vignetting model.^[12]

$$V_{i,j} = \cos^4(\theta_{i,j}) = \frac{a^4}{(a^2 + d_{i,j}^2)^2} \quad (1)$$

- $V_{i,j}$: (i, j) 화소 위치에서의 비네팅
- a : 렌즈 초점에서 영상센서 간의 거리
- b : 영상센서 중심에서 벗어난 거리

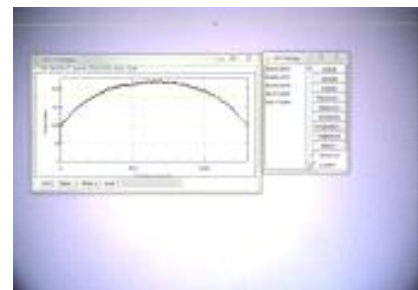
이론식을 이용한 산술적 비네팅 보정을 통해 오차를 보정할 수 있지만, 플랫폼 영상을 촬영하여 실험적으로 비네팅을 보정하는 것이 보다 더 실용적인 방법이다. 플랫폼 영상은 균일한 밝기의 피사체를 카메라로 촬영한 영상으로서, 플랫폼 영상에서 파악된 비네팅 특성으로부터 실제 촬영된 영상의 비네팅을 보정할 수 있다.

Fig. 5는 Gain = 200에서 CMOS 카메라로 촬영한 플랫폼 영상으로서 네 모서리에 비네팅이 발생하여 모서리의 화소값이 중심 화소의 화소값에 비하여 30% 이상 감소하였다. Fig. 6은 Fig. 5에서 촬영된 플랫폼 영상을 사용하여 비네팅을 보정한 결과이다. Fig. 6(a)는 비네팅을 보정하기 전의 영상과 가로축 방향 화소값의 프로파일이며, Fig. 6(b)는 비네팅을 보정한 후의 동일 축의 프로파일 데이터이다. Fig. 6(b)에서 보는 바와 같이 플랫폼 영상을 이용하여 비

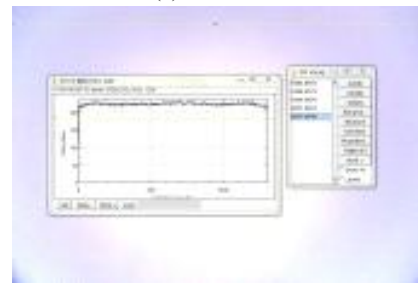
네팅이 효과적으로 제거되었다.



Fig. 5. Flat image of ASI224MC CMOS camera with 50 mm f1.8 lens (Gain = 200).



(a) before



(b) after

Fig. 6. Profiles of pixel value (a) before and (b) after vignetting correction.

Fig. 7은 CMOS 카메라의 기하학적 왜곡 모델이다.^[12] Fig. 7에서 'x'는 이미지 중심이고, 화살표의 방향 및 크기는 각 화소 위치에서의 왜곡 방향과 상대적인 왜곡의 크기를 나타내고 있으며, 이 모델을 이용하여 이론적으로 기하학적 왜곡을 보정할 수 있다. 본 연구에서는 보다 실용적인 방법으로서 포토샵(Adobe Photoshop CS6, ver 13.0 x64)의 렌즈 왜곡 보정 필터를 사용하였다. 가로, 세로 일정 간격의 정방형 방안을 광 도시메트리 시스템으로 촬영한 후 원본 영상과 촬영된 왜곡 영상을 비교하여 기하학적 보정인자를 결정하였다.

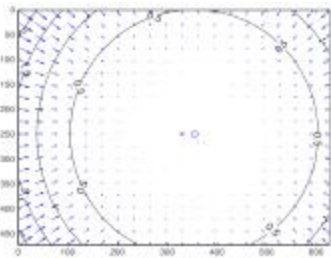
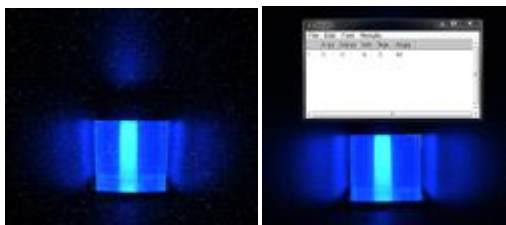


Fig. 7. The lens distortion model of the CMOS camera.^[12]

Fig. 8(a)는 기하학적 보정을 수행하기 전과 Fig. 8(b)는 기하학적 보정을 수행한 후 촬영된 섬광체 영상이다. 광각 카메라 렌즈의 왜곡에 의해 발생한 배럴 모양의 기하학적 왜곡이 잘 보정되었음을 확인할 수 있었다.



(a) before (b) after

Fig. 8. Photographies (a) before and (b) after correction of geometrical distortion.

촬영 영상의 크기를 실제 크기로 환산하기 위한 화소 크기의 교정인자는 0.92 pixel/mm 이었다.

III. RESULT

1. 심부선량백분율과 빔 프로파일

Fig. 9는 의료용 선형가속기 (Simens Oncor) 6 MV X선을 이용하여 선원에서 플라스틱 팬텀의 표면까지 거리 SSD = 100 cm로 고정한 후 조사야의 크기를 5 × 5 cm², 선량을 300 MU/min.로 10 MU를 조사하면서 광 도시메트리 시스템으로 영상을 촬영한 후 비네팅과 기하학적 왜곡을 보정하고, 픽셀 크기를 교정한 사진이다. 화상 카메라의 개인은 200, 노출시간 5 s로 설정한 후 촬영하였으며, 고에너지 X선의 전형적인 선량분포를 보여주고 있다.

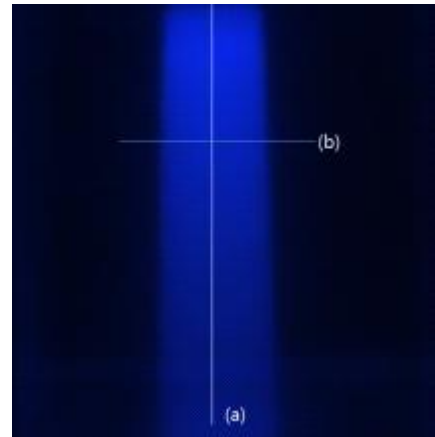


Fig. 9. Photography of scintillation light excited by 6 MV X-ray.

Fig. 10(a)는 촬영된 Fig. 9의 영상에서 깊이 방향(a 방향)으로 화소값을 측정, 선량교정한 후 최대선량에 대하여 규격화한 심부선량백분율 (PDD; Percent Depth Dose) 곡선과 교정용 이온 챔버를 사용하여 측정된 심부선량백분율곡선^[15]을 비교한 것이다. 심부선량백분율은 방사선이 입사한 방향에 대하여 깊이에 따른 흡수선량을 최대 흡수선량으로 규격화한 값으로서 방사선치료 시 인체의 정상조직 및 종양조직의 선량분포를 계산하는 중요한 기준 데이터이다. Fig. 10(a)에서 보는 바와 같이 6 MV X선의 빌드 업 깊이인 1.5 cm까지는 이온챔버로 측정된 PDD 곡선과 광 도시메트리로 측정된 PDD 곡선의 오차가 상당히 많이 나타나고 있지만, 빌드 업 이후 깊이에서는 실험 범위에서는 두 값들의 차이가 2% 이내의 오차를 보여주고 있다. 이 결과로 볼 때 광 도시메트리 시스템으로 표면선량의 측정하는 것은 부적합 것으로 판단되지만, 대부분 종양 치료가 빌드 업보다 깊은 심부에서 이루어지는 것을 감안하면 심부 깊이에서 선량 평가에 충분한 활용 가능한 것으로 사료된다.

Fig. 10(b)는 촬영된 Fig. 9의 영상의 깊이 5 cm 지점에서 가로방향(b 방향)으로 측정된 선량값의 빔 프로파일로서 90% 조사야에 대하여 2.8%의 평탄도를 확인하였다. 방사선치료에 있어서 종양 내 흡수선량을 균일하게 분포하기 위하여 빔 프로파일의 평탄도는 3% 이내로 유지하도록 권고하고 있다.^[15] 이것은 종양 내 선량분포가 불균질하게 되면, 선량이 집중되는 영역(hot spot)에 인접한 정상

조직에서 과다 피폭으로 인한 부작용이 발생할 수 있고, 선량이 부족한 영역(cold spot)에서는 치료 후 재발할 우려가 있기 때문이다.

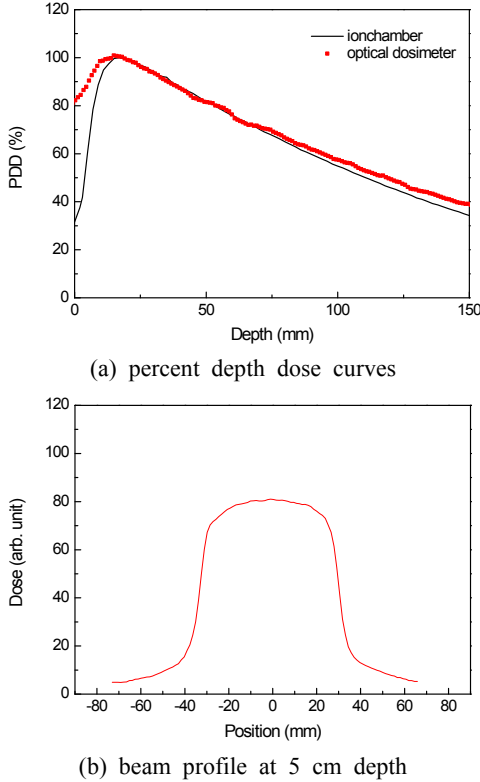


Fig. 10. Percent depth dose curves and beam profile of 6 MV x-ray by using optical dosimetric method compare with real data.

2. 선량의존성

Fig. 11은 의료용 선형가속기 6MV X선을 이용하여 선원에서 플라스틱 팬텀의 표면까지 거리를 100 cm로 고정한 후 조사야 크기를 5 × 5 cm²로 고정하고, 선량은 1 ~ 20 MU 까지 변화하면서 빌드 업 깊이(depth = 1.5 cm)에서 측정된 화소값과 선량의 상관 관계를 보여준다. 빌드 업 지점은 의료용 선형가속기의 선량교정점으로 통상 빌드 업 깊이에서 1 MU = 1 cGy로 교정하여 사용하고 있다.^[14] 흡수선량에 따른 광 도시메트리 시스템의 출력(화소값)은 선량에 대하여 로그함수로 나타났으며, 오리진 프로그램(OriginLab Co., v8.0724)을 이용하여 로그함수 피팅으로 다음과 같이 선량 대 화소값의 교정식을 Eq. (2)로 결정하였다.

$$\ln(D) = \frac{x}{36.5} - 2.30 \quad (2)$$

D : 흡수선량
x : 화소값

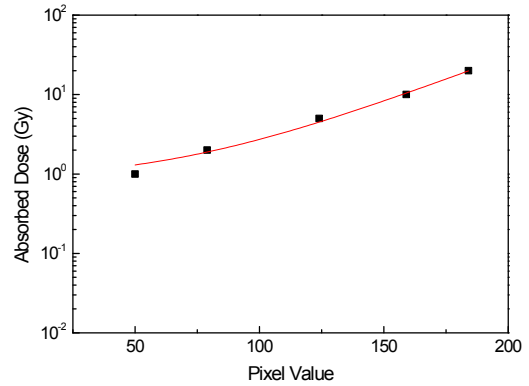


Fig. 11. Dose dependence curves of photographed photometric pixel values.

IV. DISCUSSION

방사선치료 시 정확한 선량분포는 방사선치료의 성과를 결정하는 중요한 요인으로 정확한 광 도시메트리는 섬광형 방사선센서에 고선량의 방사선이 입사하였을 때 발생하는 가시광선을 고감도 카메라로 촬영하여 방사선량을 모니터링 하는 방법으로서 방사선 선량분포를 실시간으로 측정할 수 있으며, 용적선량 모니터링이 가능한 장점이 있어서 많은 연구가 수행되고 있다. Glaser 등은 물 팬텀에서 발생하는 체렌코프 빛을 이용하여 세기변조 방사선치료 등 3차원 방사선치료 선량 실시간 모니터링용 광 도시메트리 시스템을 구현하였고,^[11] Robertson 등은 액체 섬광체와 CCD 카메라를 이용하여, 광학적인 보정을 통해 위치 오차 2 mm 이내 범위에서 2% 이내의 선량 모니터링용 시스템을 개발하였으며,^[12] Archambault 등은 플라스틱 섬광체와 CCD 카메라를 이용하여 양성자 빔의 실시간 모니터링을 구축하였다.^[10] 일반적으로 섬광체에서 발생하는 광량이 매우 적기 때문에 이들의 연구에서는 고감도, 저잡음 CCD 카메라를 사용하였다.

본 연구에서는 상용으로 판매되고 있는 일반 카메라용 렌즈와 고가의 CCD에 비하여 저렴한 상용 CMOS 카메라를 이용하여 광 도시메트리 시스템을 구축하였다. 빌드업 영역에서는 플라스틱 섬광체의

표면이 거울 역할을 하기 때문에 발생한 반사로 인하여 실제 심부선량백분율에 비하여 큰 오차를 나타내었지만, 빌드업 이후 심부에서는 실제값과 비교하여 2% 이내의 재현성 있는 결과를 얻었다. 그리고, 빔 프로파일 또한 2.8%의 결과를 얻었다. 측정된 방사선치료의 정도관리에서 흡수선량과 평탄도의 허용오차가 각각 3%임^[15]을 감안할 때, 본 연구에서 개발된 CMOS 카메라 기반 광 도시메트리 시스템이 충분히 선량 모니터링용으로 가능성을 확인할 수 있었다. 하지만 CMOS 카메라는 CCD 카메라에 비하여 열잡음이 크고, 센서의 크기가 작아서 넓은 면적의 방사선치료나 저선량 방사선 선량 모니터링에는 한계가 있어서 이에 대한 추가적인 보완이 요구된다.

V. CONCLUSION

폴리비닐 톨루엔 기반의 플라스틱 섬광체와 상용 고감도 CMOS 카메라를 이용하여 광 도시메트리 시스템을 구축하였다. 구축된 시스템으로 의료용 선형가속기의 6 MV 빔에 대하여 심부선량백분율을 평가한 결과 표면선량 측정에 적용은 불가하지만, 빌드업 깊이 이상에서 2% 이내의 일치도를 보임에 따라 방사선치료 선량 모니터링용 광 도시메트리 시스템으로서 충분한 활용 가능성을 확인하였다.

Acknowledgement

본 논문은 2018-2019년도에 청주대학교에서 지원한 학술연구조성비(특별연구과제)에 의해 연구되었음.

Reference

[1] D. Okumus, S. Sarihan, S. Gozcu, D. Sigirli, "The relationship between dosimetric factors, side effects, and survival in patients with non-small cell lung cancer treated with definitive radiotherapy", *Medical Dosimetry*, Vol. 42, No. 3, pp. 169-176, 2017.

[2] M. Mazonakis, J. Damilakis, "Estimation and reduction of the radiation dose to the fetus from external-beam radiotherapy", *Physica Medica*, Vol. 43,

pp. 148-152, 2017.

- [3] K. Shirai, K. Fukata, A. Adachi, J. Saitoh, T. Nakano, "Dose-volume histogram analysis of brain stem necrosis in head and neck tumors treated using carbon-ion radiotherapy", *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 125, No. 1, pp. 36-40, 2017.
- [4] G. Lee, R. Dinniwell, FF. Liu, A. Fyles, K. Han, et al., "Building a New Model of Care for Rapid Breast Radiotherapy Treatment Planning: Evaluation of the Advanced Practice Radiation Therapist in Cavity Delineation", *Clinical Oncology*, Vol. 28, Iss. 12, pp. 184-191, 2016.
- [5] S.S. Kang, S.J. Noh, B.J. Jung, C.C. Noh, J.K. Park, "The Evaluation and Fabrication of Photoconductor Sensor for Quality Assurance of Radiation Therapy Devices", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 10, No. 8, pp. 565-569, 2016.
- [6] M.A. da Silveira, J.F. Pavoni, C.E.G. Salmon, O. Baffa, "Tridimensional dosimetry for prostate IMRT treatments using MAGIC-f gel by MRI", *Radiation Measurements*, Vol. 71, pp. 369-373, 2014.
- [7] A. Mans, P. Remeijer, I. Olaciregui-Ruiz, M. Wendling, J.C. Stroom, "3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry", *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 94, Iss. 2, pp. 181-187, 2010.
- [8] E. Bijl, R. Oers, I. Olaciregui-Ruiz, A. Mans, "Comparison of gamma- and DVH-based in vivo dosimetric plan evaluation for pelvic VMAT treatments", *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 125, Iss. 3, pp. 405-410, 2017.
- [9] R. Yaparalvi, D. Fontenla, S. Tyerech, L. Boselli, J. Beitler, "Parotid Gland Tumors: A Comparison of Postoperative Radiotherapy Techniques Using Three Dimensional (3D) Dose Distributions and Dose-Volume Histograms (DVHs)", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 40, Iss. 1, pp. 43-49, 1998.
- [10] L. Archambault, T.M. Briere, F. Pönisch, L. Beaulieu, S. Beddar, "Toward a Real-Time In Vivo Dosimetry System Using Plastic Scintillation Detectors", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 78, Iss. 1, pp. 280-287, 2010.

- [11] A.K. Glaser, J.M. Andreozzi, S.C. Davis, R. Zhang, B.W. Pogue, et al. "Video-rate optical dosimetry and dynamic visualization of IMRT and VMAT treatment plans in water using Cherenkov radiation", *Medical Physics*, Vol. 41, No. 6, pp. 14-24, 2014.
- [12] D. Robertson, C. Hui, L. Archambault, R. Mohan, S. Beddar, "Optical artefact characterization and correction in volumetric scintillation dosimetry", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 59, No. 1, pp. 23-42, 2014.
- [13] Suzhou ZWO Co., LTD. Specification of ASI120MC-S CMOS camera. Available from: <https://astronomy-imaging-camera.com/product/asi120mc-s>
- [14] National Institutes of Health, Image Processing Analysis in JaVa, Available from: <https://imagej.nih.gov/ij/>
- [15] R. Peter, P. Almond, B.M. J. Biggs, W. Coursey, M. F. Hanson, et. al., "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams", *Medical Physics*, Vol.26, Iss.9, pp.1847-1870, Sep. 1999.

광 도시메트리시스템을 이용한 치료용 6 MV X선 선량분포 평가

김성환

청주대학교 방사선학과

요 약

플라스틱 섬광체와 상용 50 mm, f1.8 렌즈 및 고감도 CMOS 카메라를 사용하여 방사선치료 시 흡수선량을 측정할 수 있는 광 도시메트리 시스템을 구축하였다. 아울러 촬영된 방사선 분포 영상에 대한 비네팅 보정, 기하학적 왜곡 보정, 스케일 보정을 통하여 화소값으로 선량을 교정하는 절차를 확립하였다. 개발된 광 도시메트리 시스템을 6 MV 의료용 선형가속기에 대하여 선량 특성 평가를 수행한 결과, 심부선량백분율은 이온챔버로 측정한 결과에 비하여 빌드 업 깊이 이상에서는 오차 범위 2% 이내로 일치하였으며, 90% 조사야에 대하여 2.8%의 평탄도가 측정됨에 따라 방사선치료선량 측정 시스템으로서의 충분한 활용가능성을 확인하였다.

중심단어: 광 도시메트리, 플라스틱섬광체, 화상카메라, 용적선량, 심부선량백분율

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	김성환	청주대학교 방사선학과	부교수