

고감도 형광판을 이용한 실시간 선량측정 가능성 연구

울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과*, 원자력의학원 방사선종양학과†
경기대학교 의학물리학과†

임상욱*[†] · 이병용* · 고영은* · 지영훈[†] · 김종훈*
안승도* · 이상욱* · 신성수* · 권수일[†] · 최은경*

목적: 고감도형광판을 이용하여 2차원적인 선량분포를 실시간으로 얻을 수 있는 quality assurance (QA) 장치의 개발 가능성을 알아보고자 한다.

대상 및 방법: 고감도형광판을 삽입한 직경 25 cm의 물 팬텀을 제작하였으며 여기에 charge-coupled device (CCD) 카메라를 부착하여 방사선조사 시 형광판에서 발생하는 가시광선에 의한 영상을 얻었고 영상이 가지고 있는 세기 정보를 계산하여 픽셀값에 따른 선량분포를 실시간으로 확인하였다. 회전치료 및 세기조절방사선치료를 각각 수행하여 형광판으로부터 얻은 등선량곡선을 치료계획장치에서 계산된 등선량곡선과 비교하였다.

결과: 선량당 빛의 세기의 관계그래프를 이용하여 형광판과 CCD의 감도 보정을 위한 커널(kernel)을 구하였는데 두 개의 에러함수 곱으로 표현할 수 있었다. 회전치료(Arc Therapy)와 intensity modulated radiation therapy (IMRT)에서 형광판으로 측정된 등선량곡선과 치료계획장치에서 계산된 등선량분포 비교에서 고선량에서 최대 8 mm 이내의 오차를 보였다.

결론: 본 연구에서 개발한 2차원 선량계를 이용하여 물팬텀에서 선량과 빛의 세기와의 관계 및 방사선 조사시간과 빛의 양의 관계를 찾을 수가 있었고 세기조절방사선치료 QA를 위한 실시간 평면선량계로서의 사용 가능성을 보였다.

핵심용어: 세기조절방사선치료(IMRT), QA (Quality Assurance), 고감도형광판, 실시간 선량측정

서 론

세기조절방사선치료(intensity modulated radiation therapy; IMRT)는 기존의 방사선 치료에 비해 방사선량을 병변에 집중시키면서 정상장기는 더욱 보호할 수 있는 방사선 치료법으로 알려져 있어서 다양한 임상응용에 관한 연구가 진행 중이다.¹⁻⁴⁾ 세기조절방사선치료는 각 치료 segment가 통상적인 치료 방법보다 최소한 10배에서 20배 이상으로 증가되므로 이로 인해 생길 수 있는 오류의 가능성도 그만큼 커질 수 있다. 모니터단위(monitor unit; MU)가 잘 설계

된 세기조절방사선치료계획의 경우에도 통상의 치료보다 치료시간이 3배 내외로 증가하므로 선량과 관련하여서도 철저한 확인 과정이 필요하다. 세기조절방사선치료는 이와 같은 오류의 발생 가능성이 높으므로, 선량 분포의 최적화 과정이나 이를 이용한 치료과정에서 기존의 치료 방법보다 훨씬 높은 정밀도와 정확도를 요구한다. 그러나 세기조절방사선치료 QA에 대한 연구는 다엽폴리메이터와 치료기, 치료계획장치의 확인과정에 대한 연구에만 집중되어 왔다. 세기조절방사선치료를 임상에 적용하기 위해서는 장비에 대한 QA뿐 아니라 실제 환자를 치료하기 위한 QA과정의 정립이 필요하다.⁵⁻⁷⁾ 일반적으로 세기조절방사선치료의 선량분포는 매우 복잡하고 정상조직 주변으로 급격한 선량 차가 나타난다. 전리함과 같은 1차원적 선량계로는 선량이 완만한 몇 군데의 점 측정만 할 수 있는 한계가 있다.⁸⁾ 시간에 따라 방사선 세기 및 조사면이 변하는 세기조절방사선치료 또는 회전치료와 같은 치료방법에 관한 측정용 통상적으로 필름, 또는 BANG 젤과 같은 선량계로

본 연구는 2003년도 원자력 중장기과제에서 지원을 받아 수행되었음.

이 논문은 2003년 11월 7일 접수하여 2004년 2월 20일 채택되었음.

책임저자: 이병용, 울산의대 서울아산병원 방사선종양학과
Tel: 02)3010-4433, Fax: 02)486-7258
E-mail: yiby@amc.seoul.kr

측정을 하고 있으나 시간이 많이 소요되는 문제점이 있다.⁹⁻¹²⁾ Electronic portal imaging device (EPID) 또는 다이오드 배열을 이용하여 개별적인 segment에 대한 선량 또는 투과선량을 측정하여 이를 중첩시키는 방법으로 복잡한 선량분포측정을 수행하는 방법이 보고된 바 있다. 그러나 이 방법들은 선량분포를 충분한 해상도를 갖고 판독하는데 한계가 있어서 실용적인 응용에 문제가 있었다.^{13,14)} Li 등¹⁵⁾은 물팬텀 속의 형광판을 이용하여 카메라로 촬영을 하여 2차원적인 등선량 곡선을 몬테칼로 계산과 비교한 바가 있었으나 선량분석이 실시간으로 이루어지지는 않았다. 본 연구에서는 물팬텀 내의 고감도 형광판을 이용하여 회전치료 및 세기조절방사선치료 시 팬텀 내에서 2차원적인 선량분포를 실시간 측정 가능성을 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

환자의 복부 및 목의 치료를 모사하기 위한 두께 5 mm, 직경 25 cm의 아크릴 원통형 팬텀을 제작하였고, 팬텀 내에 직경 18 cm의 고감도형광판(LANEX fast screen, Kodak, 미국)을 Fig. 1과 같이 위치시키고 물을 채웠다. 형광판과 마주보는 팬텀의 외부에는 CCD 카메라(charge-coupled device camera, Saerim, 한국)를 부착하여 방사선조사 시 형광판에 나타나는 가시광선을 촬영할 수 있도록 설계하였다. 또한 동시에 전리함을 이용하여 팬텀 내의 어떤 한 점에서의 절대선량을 측정할 수 있도록 고안하였다. 팬텀에 부착된 카메라에 영상보드(FusionMPEG board, Dvico, 한국)를 연결하여 수집된 영상은 실시간으로 컴퓨터에 전달하도록 하였다. 전달된 영상은 IDL5.6 (Reaserch systems, 미국) 언어로 본 연구를 위해 개발한 분석용 소프트웨어를 이용하여 단위선량당 빛의 세기, 방사선조사시간과 누적된 빛의 양의 관계, 재현성 등을 관찰하였다.

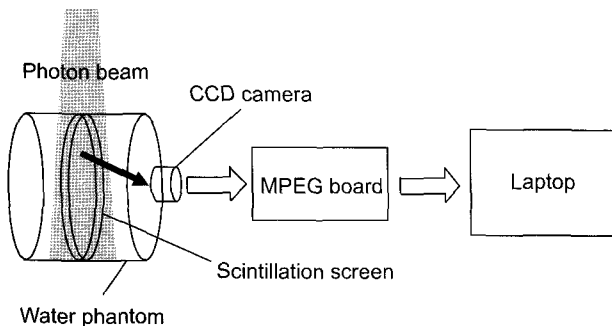


Fig. 1. Schematic diagram of the scintillator based real time 2-dimensional dosimetry system.

1. 영상처리

다엽콜리메이터(multileaf collimator;MLC)가 부착된 선형 가속기(Clinac 21EX, Varian, 미국)로부터 발생되는 6 MV의 광자선을 팬텀 속의 형광판에 조사시켰다. 이 원통형팬텀 내의 가상의 병소에 치료계획 대로 회전치료와 세기조절 방사선치료를 각각 수행하였다. 회전치료는 회전중심에 직경 2 cm의 공동이 생기도록 ($X_1=6$ cm, $X_2=-1$ cm)×10 cm 되는 비대칭 조사면을 만들어 갠트리를 반시계방향으로 150°~210°, 총 300°를 회전하도록 고안하였고, 세기조절방사선치료는 갠트리가 움직이지 않는 고정갠트리 세기조절 방사선치료 방식으로 5분 조사하였다. 이 때 가상의 병소의 중심인 회전중심(isocenter)은 형광판의 평면상에 위치하게 된다. CCD 카메라에서 획득한 동영상은 영상보드를 통하여 컴퓨터로 전달되고 상대적 선량분석을 위하여 본 연구에서 제작한 분석용 소프트웨어를 이용하여 영상의 픽셀값은 선량에 비례하도록 보정하였다. 영상의 크기는 352 pixel×240 pixel 였으며 초당 프레임 수는 29.97이었고 각 픽셀의 크기는 0.56 mm×0.56 mm였다.

2. 선량보정

배경선량(background dose)을 측정하기 위하여 방사선을 조사하지 않은 상태에서 치료 시 걸리는 방사선조사시간과 동일한 시간 동안 영상을 수집하였다.¹⁵⁾ 물 속에서 빛의 산란에 의한 영상에 나타나는 흐림효과(blurring effect) 보정은 본 연구에서는 실시간 선량측정을 목적으로 계산시간을 최소화하기 위하여 생략하였다. 형광판의 선량률에 대한 빛의 세기의 선형성을 알아보기 위해 6 MV 에너지의 광자선 10 cm×10 cm의 조사면으로 100 MU/min, 200 MU/min, 300 MU/min, 400 MU/min, 500 MU/min, 600 MU/min의 선량률로 각각 조사를 하여 형광판의 같은 지점에서 빛의 세기를 측정하여 선량률에 따른 형광판에 나타나는 빛의 세기에 대한 그래프를 구하였다. 선량보정을 위하여 각각의 프레임에 선량보정 kernel을 deconvolution하는 방법으로 선량을 보정하였고 빔을 전달하는 시간 동안의 모든 프레임을 중첩시켰다. 중첩된 영상의 픽셀은 선량에 비례하는 픽셀 값을 갖기 때문에 상대적 선량분석을 할 수 있었다.

3. 분석

분석용 소프트웨어를 이용하여 형광판으로 측정된 영상을 선량보정 후에 모두 중첩을 시켰고 깊이당 선량곡선 및 등선량곡선을 그렸다. 전리함을 이용하여 측정된 깊이당

선량 곡선을 형광판으로 측정된 깊이당 선량 곡선과 비교를 하였으며 회전치료와 세기조절방사선치료는 치료계획장치(Helax 5.5, Nucletron, The Netherlands)에서 계산된 등선량곡선과 형광판으로 측정된 선량보정을 거친 등선량곡선과 비교하였다.

결 과

본 연구에서는 배경선량의 흑화도가 0으로 측정되었다. 선량률에 따른 형광판에서 나타나는 빛의 세기의 그래프가 식 (1)에서 가우시안 함수의 적분형인 두 에리함수(error function; Erf)의 곱으로 표현된 곡선을 따르는 것을 관찰하였다(Fig. 2). 선량률 반응에 따라 보정된 픽셀 값 V 는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$V = V_0 \otimes K, \tag{1}$$

$$K = Erf_1 \times Erf_2,$$

$$= \frac{1}{0.137\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-\frac{(r-0.157)^2}{0.037}} dr \times \frac{1}{0.043\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-\frac{(r-0.030)^2}{0.003}} dr$$

단, V_0 는 초기 픽셀 값, V 는 보정된 픽셀 값, K 는 커널, Erf 는 에리함수, r 은 변수이다. 이것은 형광판의 감도와 카메라의 CCD의 감도에 따른 것으로 생각된다. 선량보정 kernel을 원래 영상에 deconvolution하여 얻은 영상의 흑화

도는 Fig. 2와 같이 선량에 선형적으로 비례하였다. 따라서 상대적 선량분석이 가능하다. Fig. 3A는 회전치료 시 형광판을 이용하여 얻은 영상인데 방사선이 조사되는 시간 동안의 모든 프레임이 중첩된 영상이다. Fig. 3B는 Fig. 3A의 중첩된 영상에서 픽셀값을 이용하여 상대적 등선량곡선을 소프트웨어를 이용하여 나타낸 것인데 점선은 치료계획장치에서 계산된 값이며, 실선은 형광판으로 측정된 등선량

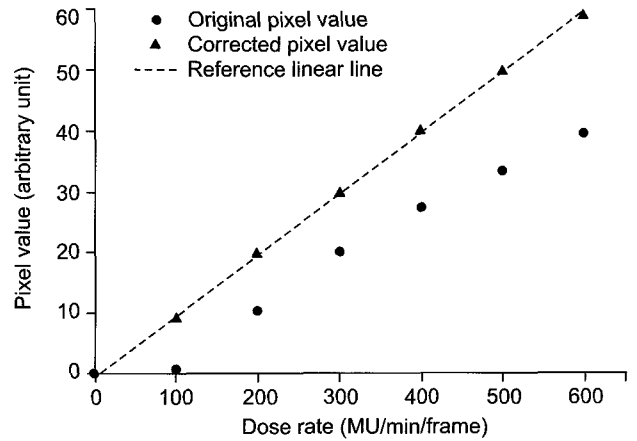


Fig. 2. Pixel value to dose conversion. Conversion function could be expressed as a form of a multiple of two error functions.

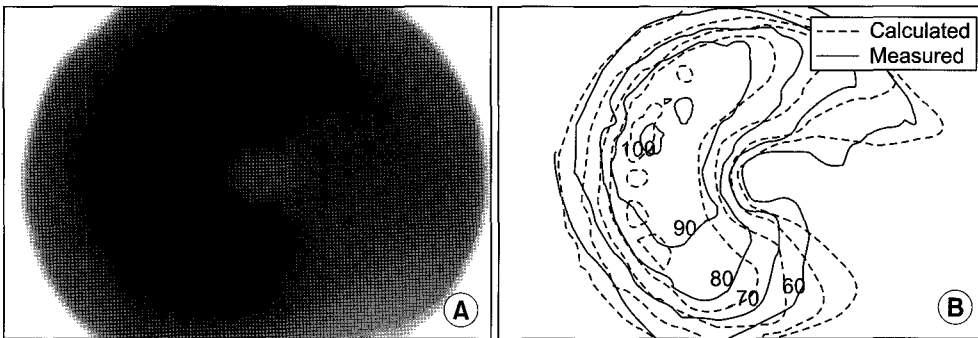


Fig. 3. (A) Image obtained from the scintillation screen during an arc therapy, (B) Comparison of the isodose curves for the arc therapy. Dotted lines represent the calculation and solid lines are for the measurement.

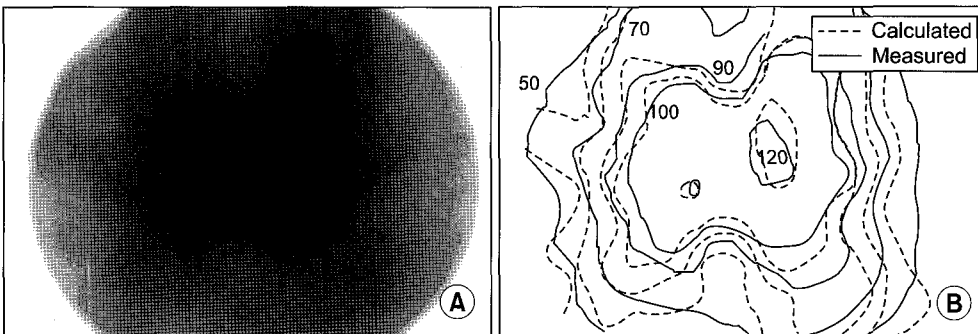


Fig. 4. (A) Image obtained from the scintillation screen during an IMRT, (B) Comparison of the isodose curves for the IMRT. Dotted lines represent the calculation and solid lines are for the measurement.

곡선이다. 최대 선량에서 100%로 규격화하였다. 등선량곡선을 비교하면 정량적으로는 모든 등선량곡선에 걸쳐 측정치와 계산치가 일치하지 않으나 정성적으로 볼 때 전체적인 모양이 비슷함을 알 수 있었다. Fig. 4A는 마찬가지로 세기조절방사선치료 시 획득한 영상이며 Fig. 4B는 치료계획장치와 형광판에서 측정된 등선량곡선과 비교를 나타낸 것이다. 점선은 치료계획장치에서 계산된 값이고 실선은 형광판으로 측정된 곡선이다. 고선량부위에서는 저선량부위에 비하여 잘 일치하는 경향을 보였으며 최대 8 mm 이내의 차이를 보였다.

고안 및 결론

Li 등의 연구¹⁵⁾에서는 형광판으로부터 10 bit 흑백영상을 이용하여 한 픽셀의 흑화도가 1024단계였으며 선형성을 보정을 위하여 최소 자승법으로 fitting을 이용하였고 물속에서의 가시광선의 산란에 의한 영상의 흐림(blurring) 효과를 없애주기 위하여 이 중 가우시안의 반복(iteration)의 방법을 사용한 바 있다. 본 연구에서는 8 bit 영상처리 프로그램 사용하여 256단계의 흑화도를 사용하였으며 선형성 보정을 위하여 앞에서 언급한 이중 에러함수를 이용하였다. 256단계의 에너지 분해능은 정량적 선량측정을 하기에는 적절치 않았으나 정성적 측정은 가능하였다. 모든 프레임 중첩시킨 각 픽셀당 흑화도는 빔 조사시간에 비례하였고 배경선량 이상의 빛의 세기에서는 우수한 성능을 보였다. 본 연구는 실시간 선량분석의 가능성을 보이기 위한 목적으로 계산시간을 최소화하기 위해 가시광선산란과 형광판에서 렌즈와의 거리차에 의한 흐림 효과는 고려하지 않았다.

Dead time은 Li 등의 연구¹⁵⁾에서 double exposure 기법¹⁴⁾으로 측정을 하였으며 최대 1.9 ± 2.2 ms로 무시할 만큼 작았으며 본 연구에서는 정성적인 실시간 선량측정을 위해서 이를 무시하였다.

회전치료나 세기조절방사선치료와 같은 시간에 따라 수시로 선량과 빔의 방향이 변하는 치료의 실시간 선량분석이 이루어지기 위해서는 먼저 고감도 형광판의 잔상이 없어야 하며 공간분해능과 감도가 우수해야 하고 형광판에 나타나는 동영상을 즉시 컴퓨터로 영상처리가 이루어져야 한다. 본 연구에서 사용한 고감도 형광판은 선량측정을 하는데 우수한 공간분해능을 보였으며 잔상으로 인한 문제는 없었다. 실용적인 응용을 위해서는 물속에 가시광선의 산란에 의한 흐림효과의 효율적인 제거가 필요하며 배경선량과 같은 저선량률에 의한 약한 빛의 세기도 측정 가능

한 10 bit 이상의 영상처리와 빠른 영상처리 알고리즘의 보완이 필요하다 하겠다.

본 연구에서 개발한 2차원 선량계를 이용하여 세기조절 방사선치료 QA를 위한 물팬텀 내에서의 정성적인 실시간 선량측정을 할 수 있었다. 추후 물 속에서의 가시광선산란에 의한 영상의 흐림효과 제거와 영상처리 알고리즘의 보완연구를 수행한다면 세기조절방사선치료 QA를 위한 정량적 실시간 선량분석이 가능할 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Cho BC, Pack SW, Oh DH, Bae H. Quality assurance for intensity modulated radiation therapy. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2001;19:275-286
2. Ling CC, Burman C, Chui S, et al. Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1996;35:721-730
3. Bortfeld T, Boyer AL, Schlegel W, Kahler DL, Walden TJ. Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994;30:899-908
4. Chui CS, LoSasso T, Spirou S. Dose calculation for photon beam with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimations. Med Phys 1994;21:1237-1244
5. Yoon SM, Yi BY, Choi EK, Kim JH, Ahn SD, Lee SW. Quality assurance of patients for intensity modulated radiation therapy. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2002;20:81-90
6. Wang X, Spirou S, LoSasso T, Chui J, Stein CS, Mahan R. Dosimetric verification of intensity-modulated fields. Med Phys 1996;23:317-327
7. Boyer AL, Yu CX. Intensity-modulated radiation therapy with dynamic multileaf collimators. Semin Radiat Oncol 1999;9:48-59
8. Low DA, Gerber RL, Sasa Mutic, James A Purdy. Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1998;40:1231-1235
9. Paliwal B, Tome W, Richardson S, Makckie TR. A spiral phantom for IMRT and tomography treatment delivery verification. Med Phys 2000;27:2503-2507
10. Low DA, Dempsey JF, Venkatesan R, et al. Evaluation of polymer gels and MRI as a 3-D dosimeter for intensity-modulated radiation therapy. Med Phys 1999;26:1542-1551
11. Vergote K, Deene YD, Claus F, et al. Application of monomer/polymer gel dosimetry to study the effects of tissue inhomogeneities on intensity-modulated radiation therapy (IMRT) dose distributions. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2001;49:1451-1460
12. Ibbott GS, Maryanski MJ, Eastman P, et al. Three-dimensional visualization and measurement of conformal

- dose distributions using magnetic resonance imaging of bang polymer gel dosimeters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38:1097-1103
13. Chang J, Mageras GS, Chui CS, Ling CC, Lutz W. Relative profile and dose verification of intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:231-240
14. Zhu TC, Ding L, Liu CR, Palta JR, Simon WE, Shi J. Performance evaluation of a diode array for enhanced dynamic wedge dosimetry. *Med Phys* 1997;24:1173-1190
15. Li JS, Boyer AL, Ma CM. Verification of IMRT dose distributions using a water beam imaging system. *Med Phys* 2001;28:2466-2474

Abstract

Feasibility Study of the Real-Time IMRT Dosimetry Using a Scintillation Screen

Sang Wook Lim, M.S.*[†], Byong Yong Yi, Ph.D.*, Young Eun Ko, M.S.*, Young Hoon Ji, M.S.[†]
Jong Hoon Kim, M.D.*, Seung Do Ahn, M.D.*, Sang Wook Lee, M.D.*, Seong Soo Shin, M.D.*
Soo-Il Kwon, Ph.D.[‡] and Eun Kyoung Choi, M.D.*

*Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, College of Medicine, University of Ulsan, Seoul

[†]Department of Radiation Oncology, Korea Institute of Radiological & Medical Sciences Medicine,

[‡]Department of Medical Physics, Kyonggi University, Suwon, Korea

Purpose: To study the feasibility of verifying real-time 2-D dose distribution measurement system with the scintillation screen for the quality assurance.

Materials and Methods: The water phantom consisted of a scintillation screen (LANEX fast screen, Kodak, USA) that was axially located in the middle of an acrylic cylinder with a diameter of 25 cm. The charge-coupled device (CCD) camera was attached to the phantom in order to capture the visible light from the scintillation screen. To observe the dose distribution in real time, the intensity of the light from the scintillator was converted to a dosage. The isodose contours of the calculations from RTP and those of the measurements using the scintillation screen were compared for the arc therapy and the intensity modulated radiation therapy (IMRT).

Results: The kernel, expressed as a multiplication of two error functions, was obtained in order to correct the sensitivity of the CCD of the camera and the scintillation screen. When comparing the calculated isodose and measured isodose, a discrepancy of less than 8 mm in the high dose region was observed.

Conclusion: Using the 2-D dosimetry system, the relationship between the light and the dosage could be found, and real-time verification of the dose distribution was feasible.

Key Words: IMRT (intensity modulated radiation therapy), QA (quality assurance), Scintillation screen, Real time dosimetry