

## 고에너지 광자선을 이용한 방사선 치료 시 소조사면에서의 흡수선량평가에 관한 연구

\*한양대학교 공과대학 원자력공학과 방사선해석연구실, †성균관대학교 의과대학  
삼성서울병원 방사선종양학과, ‡경북대학교 전자전기컴퓨터학부

정해선\* · 한영이† · 금오연‡ · 김찬형\*

고에너지 광자선 기반의 소조사면을 이용한 방사선 치료 시, 조사면의 가장자리에서의 급격한 선량 변화, 전자의 비평형 상태, 검출기의 체적 효과 및 검출기와 팬텀 물질과의 불균질성 등으로 인하여 정확한 선량 측정이 어렵다. 따라서 본 연구에서는 선량 측정을 위해 널리 사용되는 전리함, 다이오드 검출기 및 물과 등가인 재질로 이루어져 측정 시 오차 유발 요인이 적은 것으로 알려진 GAFCHROMIC® EBT 필름을 이용하여 팬텀 내 소조사면에서의 흡수선량을 측정하고, 각 검출기들의 특성 및 EBT 필름의 유용성을 평가하였다. 각 검출기는 팬텀 표면으로부터 10 cm 깊이에 장착, 선원과의 거리(SAD)를 100 cm로 하였으며, 6 MV X-선 빔을 6개 조사면(5×5 cm<sup>2</sup>, 2×2 cm<sup>2</sup>, 1.5×1.5 cm<sup>2</sup>, 1×1 cm<sup>2</sup>, 0.7×0.7 cm<sup>2</sup> 및 0.5×0.5 cm<sup>2</sup>)으로 팬텀에 조사하였다. 5×5 cm<sup>2</sup>~1.5×1.5 cm<sup>2</sup> 조사면의 경우, 모든 검출기들의 선량값이 1% 이내로 정확하게 일치하였으나, 1×1 cm<sup>2</sup> 이하 조사면에서는 전리함을 이용한 측정결과가 타 검출기들에 비해 선량값을 매우 낮게 평가하는 것으로 확인되었다. 이는 검출기 체적효과가 매우 큰 오차요인으로 작용한 것으로 예측되어, 이를 제거하기 위해 체적 효과를 보정하는 컨볼루션 이론을 적용하여 측정된 선량값을 보정하였다. 그 결과, 다이오드 검출기의 경우 1×1 cm<sup>2</sup>의 조사면에서는 EBT 필름의 흡수선량보다 약 3%가 높게, 전리함은 약 1% 낮게 측정되었다. 0.5×0.5 cm<sup>2</sup> 조사면에서 다이오드 검출기는 약 1% 높은 값을, 전리함은 7% 낮은 선량값을 나타내었다. 결론적으로 GAFCHROMIC® EBT 필름의 소조사면 선량측정기로서의 유용성을 확인하였으며, 몬테카를로 전산모사를 이용한 추가 검증이 수행될 예정이다.

**중심단어:** 소조사면, 흡수선량, GAFCHROMIC® EBT, 전리함, 다이오드 검출기

### 서 론

최근 방사선종양학 분야에서 널리 이용되는 정위적 방사선 치료는 비교적 작은 조사면을 여러 방향에서 분할 조사하여, 정상조직에는 방사선의 조사량을 최소화하면서 병소에만 국한하여 선량 조사를 극대화한다.<sup>1-3)</sup> 이에 따라, 세기 변조방사선치료(Intensity-modulated Radiation Therapy, IMRT)를 위해 다엽콜리메이터(Multi-leaf Collimator, MLC)가 장착된 선형가속기, 사이버나이프, 그리고 감마나이프 등 정위적 방사선 치료를 위한 장비들의 보급이 확대되고 있다.<sup>4)</sup> 이와 같은 장비들은 공통적으로 병소에만 국소적으로 방사

선을 조사할 수 있는 고정밀도를 목표로 하기 때문에, 통상적으로 소조사면이라고 일컫는 3×3 cm<sup>2</sup> 이하의 다양한 크기의 세분화된 조사면들을 치료 시에 빈번히 이용하게 된다.<sup>5)</sup>

하지만, 소조사면을 이용한 빔 조사는 조사면의 가장자리에서의 급격한 선량 변화, 전자의 비평형상태, 또한 검출기와 팬텀 물질간의 불균질성 등으로 인하여 측정에 있어서 많은 불확도를 초래한다는 연구 결과들이 보고되어왔다.<sup>6-9)</sup> 그럼에도 불구하고, 실제 임상에서는 장비의 취역검사(commissioning)를 위한 선량측정 시 다양한 크기 및 모양, 재질을 가진 여러 종류의 검출기들이 이용되고 있다. 이로 인해 개별 검출기들의 측정 불확도가 상이하게 나타남에 따라 실제 환자 치료 시에 정확한 선량분포 및 모니터유닛(Monitor Unit, MU)의 결정이 매우 어렵다. 따라서 소조사면을 이용하는 방사선 치료의 빔 측정과 정도관리(Quality Assurance, QA) 절차를 성공적으로 수행하기 위해서는 소조사면에서의 선량 측정에 적합한 검출기 선택을

본 연구는 정부 교육과학기술부의 재원으로 한국과학재단 지원을 받아 수행되었음(No. M20706000007-08M0600-00712).

이 논문은 2009년 10월 26일 접수하여 2009년 11월 17일 채택되었음.

책임저자 : 한영이, (135-710) 서울시 강남구 일원동 50

삼성서울병원 방사선종양학과

Tel: 02)3410-2605, Fax: 02)3410-2619

E-mail: youngyih@skku.edu

위한 지침이 마련되어야 한다.

그러므로 본 연구에서는 임상에서 가장 널리 이용되는 전리함 및 다이오드 검출기와, 유효 체적이 매우 적고 팬텀 물질과 등가한 특성으로 이루어져 소조사면 선량 측정 시 오차 유발 요인이 매우 적은 것으로 알려진 GAFCHROMIC<sup>®</sup> External Beam Therapy (EBT) 필름(ISP, International Specialty Products, Wayne, NJ, USA)<sup>10,11)</sup>을 이용하여 팬텀 내 소조사면에서의 흡수선량을 측정하고 각 검출기들의 특성 및 유용성을 평가하였다.

### 대상 및 방법

#### 1. 흡수선량 측정

본 연구를 수행하기 위해 인체와 유사한 물리적 특성을 갖도록 밀도, 조성성분, 유효원자번호, 그리고 감쇄계수 등을 고려하여 폴리스티렌 고체 팬텀(밀도  $\rho = 1.05 \text{ g/cm}^3$ , 유효원자번호  $Z_{\text{eff}} = 6.00$ )을 제작하였다.<sup>12)</sup> Fig. 1에 나타낸 바와 같이 팬텀 내부에 공동 체적  $0.03 \text{ cm}^3$ 인 전리함(P

31015, PTW-Feiburg, Germany)과 다이오드 검출기(SFD, Scanditronix Wellhofer, Germany)의 모양에 맞게 장착할 수 있는 홀을 만들어 공기 틈을 최소화하였으며, 측정에 사용된 검출기들의 특성은 Table 1에 예시하였다. 가속기 빔의 출력인자(output factor) 측정을 위해 선원과 검출기 간의 거리(Source Axis Distance, SAD) 100 cm, 팬텀 표면으로부터 10 cm 깊이에 검출기를 삽입하였다. 또한 Varian 선형가속기(Clinac 6EX, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA)를 이용하여 조(Jaw) 콜리메이터를  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ,  $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$ ,  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $0.7 \times 0.7 \text{ cm}^2$  및  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ 로 열어, 6개 소조사면을 대상으로 6 MV X-선 빔을 각각 100 MU씩 조사하였다.

측정 후, 사용된 두 검출기의 출력인자를 기반으로 흡수선량을 계산하였다. 전리함의 흡수선량 계산은 미국의학물리학회(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)의 TG-51 프로토콜을 기반으로 수행하였고, 고체 팬텀에 대한 흡수선량(DsQ)은 다음과 같이 수정된 형태로 표현할 수 있다.<sup>13,14)</sup>

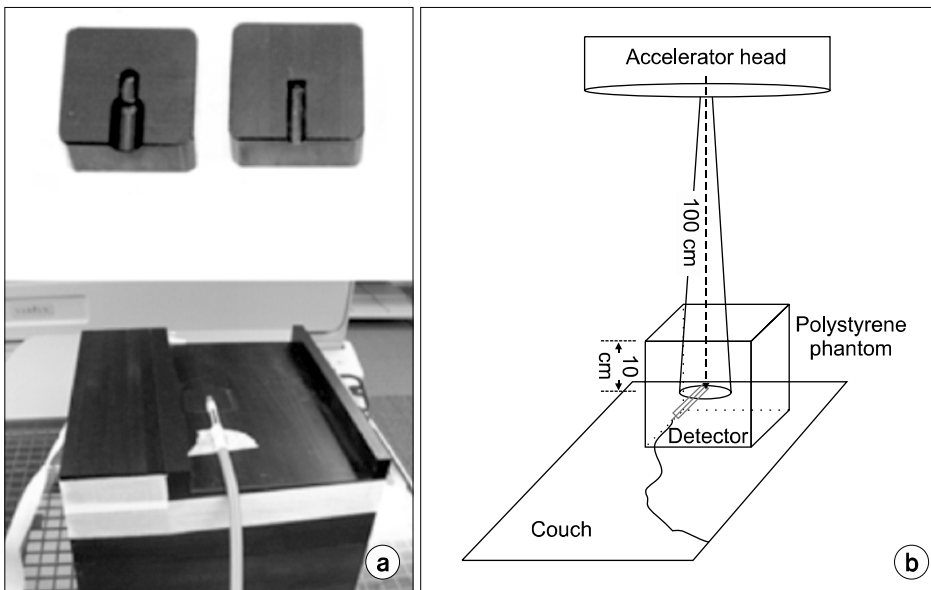


Fig. 1. (a) The dosimeter holders fitted the each shape of the ion chamber and the diode detector (b) diagram of beam measurements in a solid phantom with a 6 MV X-ray from a linear accelerator.

Table 1. Specifications of the detectors used for the measurements of absorbed dose.

Detector	Materials	Dimension
Ion Chamber (PTW 31015)	Wall: 0.57 mm PMMA, 0.09 mm Graphite	Sensitive volume: $0.03 \text{ cm}^3$ , Radius: 1.45 mm, Length: 5 mm
Diode (SFD)	High doped p-type silicon chips	Active volume: 0.06 mm, Diameter of active area: 0.6 mm
Film (GAFCHROMIC <sup>®</sup> EBT)	Near tissue equivalent (effective atomic number: 6.98)	$8" \times 10"$ ( $20.32 \times 25.4 \text{ cm}$ )

$$D_s^Q = M_s^Q N_{D,w}^{Co} k_Q \left[ \frac{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{air}^s P_{Q,s}}{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{air}^w P_{Q,w}} \right] \quad (1)$$

$M_s^Q$ : 온도와 압력이 보정된 전리함의 출력값  
 $N_{D,w}^{Co}$ :  $^{60}\text{Co}$  빔에 대한 물흡수선량 교정 인자

$k_Q$ : 빔 선질 변환 인자

$\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{air}^s$  and  $\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{air}^w$ : 공기에 대한 고체 및 물 팬텀의 평균제한충돌저지능비(average restricted collision stopping power ratio)

$P_{Q,s}$  and  $P_{Q,w}$ : MV 빔의 선질 Q로 고체 및 물 팬텀 내에서 측정할 경우 전리함 대한 모든 교란보정인자

물에 대한 고체 물질에서의 흡수선량은 (1) 식의 공기에 대한 평균제한충돌저지능비(=0.9787)로 보정하며, 팬텀 내 전리함의 교란에 대한 영향은  $P_{Q,s}$ 와  $P_{Q,w}$ 의 비(=1.0144)를 이용하여 보정하였다. 이 때, 적용된 인자들은 모든 조사면에 대하여 일정하다는 가정을 기반으로 하였다.

또한, 다이오드 검출기의 경우  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  조사면에 대한 전리함의 상대적인 선량 비를 측정하여 교정 인자(cross-calibration factor)를 얻어 흡수선량을 측정하였다.

한편, GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT 필름은 필름 특성상 유효 체적을 무시할 수 있을 만큼 적고 팬텀 물질과 등가한 물질로 이루어져 있을 뿐 아니라, 현상 과정이 없어 현상 시 발생하는 오차도 없으므로, 측정 및 분석 시 오차를 유발하는 요인이 적다.<sup>10,11)</sup> 따라서, 측정 및 계산을 통해 얻은 전리함과 다이오드 검출기의 흡수선량 값을 같은 기준조건에서 빔을 조사한 EBT 필름의 흡수선량을 기준으로 하여 결과 값을 분석하였다.

## 2. 전리함의 체적 효과 보정

전리함의 측정은 기본적으로 하전입자평형(charged particle equilibrium, CPE) 상태를 전제로 한다. 그러나 전리함의 체적이 입사하는 빔의 크기에 비해 상대적으로 큰 소조사면에서는 이러한 평형 상태가 성립되지 않으며, 공간상에서 선량을 평균하여(volume averaging effect) 정확한 선량 측정이 불가능하다. 이에 따라 더욱 정확한 선량을 도출하기 위해서는 전리함의 체적으로 인하여 나타나는 불확도를 제거해주어야 한다.

따라서 검출기의 체적이 프로파일의 공간 분포에 미치는 영향을 보완하기 위해 MATLAB<sup>™</sup> (The Math Works, Inc., Natwick, MA, USA)을 이용하여 컨볼루션(convolution) 이론

을 적용한 커널(kernel)을 수학적으로 계산하였다. 측정된 빔 프로파일과 실제 빔 프로파일의 관계가 다음과 같이 수학적으로 표현이 가능하다.<sup>15,16)</sup>

$$F(x) = \int_{-\infty}^{\infty} P(a)K(x-a)da \quad (5)$$

위 식에서  $P(a)$ 는 전리함의 체적효과가 보정된 빔 프로파일,  $F(x)$ 는 체적효과가 포함된 측정된 프로파일,  $K(x)$ 는 검출기의 커널을 나타낸다.

제작된 고체 팬텀의 밀도를 보정한 깊이 10.5 cm의 물팬텀에서 비대칭조사면(half-beam)의 경계면을 기준으로 하여 연속적 이동 기능을 이용하여 측정한 후, 0.1 mm 간격으로 얻어진 횡단면(x축)과 종단면(y축) 방향의 프로파일 데이터를 다음의 오차함수를 포함한 식에 대하여 피팅하였다.

$$F(x) = 0.5 \left\{ \operatorname{erf} \left[ \frac{\sqrt{\pi} (L-2x)}{2\sigma_m} \right] + \operatorname{erf} \left[ \frac{\sqrt{\pi} (L+2x)}{2\sigma_m} \right] \right\} + c \quad (6)$$

이 때,  $L$ 은 조사면의 폭을 나타내며,  $\sigma(\sigma_m, \sigma_k, \sigma_r)$ 는 피팅 파라미터,  $c$ 는 빔 프로파일의 큐(queue) 파라미터이다. 또한 오차함수(Error Function)의 미분형은 가우시안 함수이며, 전리함이 보유한 커널 또한 가우시안 분포를 따르므로,<sup>15)</sup> 오차함수로 피팅된 측정 빔 프로파일의 미분형을 적용하여 전리함의 커널을 구할 수 있다. 따라서 식 (6)의 미분형을 가우시안 커널 식 (7)에 피팅하고 분석함으로써 커널을 계산하였다.

$$K(x) = \frac{a}{\sqrt{2\pi} \sigma_k} \exp[-(x+b)^2/2\sigma_k^2] \quad (7)$$

식 (6)과 (7)에서 각각 계산된  $\sigma_m$  및  $\sigma_k$ 로부터 실제 빔 프로파일을 구성하는 인자  $\sigma_r$ 는 식 (8)과 같이 계산되었다.

$$\sigma_r^2 = \sigma_m^2 - \sigma_k^2 \quad (8)$$

한편, 식 (5)에서처럼  $F(x)$ 의 역푸리에변환을 통해 계산되는  $P(a)$ 는 다른  $\sigma$  값을 취함으로써 식 (6)의  $F(x)$ 와 같은 형태의 식으로 표현될 수 있다. 즉,  $\sigma_r$ 의 값을 식 (6)의  $\sigma_m$ 에 대입함으로써  $F(x)$ 와 같은 형태의 식으로 표현되는 실제 빔 프로파일  $P(x)$ 를 계산하였다.

이상과 같이 얻어진 실제의 프로파일  $P(x)$ 와 측정 프로파일  $F(x)$ 의 3차원 체적의 비율로부터 발생된 선량의 손실을 측정하였다. 빔의 횡단면과 종단면의 프로파일에 대한 정보를 가지고 있다면, 3차원 프로파일의 평균값을 수

학적으로 계산 가능하다.<sup>17)</sup> 빔의 횡단면의 프로파일에 대한 함수를  $h(x)$ 라 하고, 종단면의 프로파일에 대한 함수를  $v(y)$ 라고 하면, 3차원 프로파일( $g(x, y)$ )은 두 함수의 곱의 형태로 표현될 수 있다. 이 때, a, b는 횡단면 및 종단면 방향에서 검출기 면적의 1/2에 해당하는 값이며, n과 m은 각각 a, b를 임의의 간격으로 나눈 값이다.

$$g(x,y) = \frac{\sum_{-a}^a h(x) \cdot \sum_{-b}^b v(y)}{n \cdot m} \quad (8)$$

이에 따라, 본 연구에서는 횡단면  $v(y)$ 와 종단면  $h(x)$ 의 각각의 방향에 대한 전리함의 커널을 계산하고 적용하였다. 측정된 전리함 및 실제 전리함의 3차원 빔 프로파일은 식 (8)에 따라 평균값의 비율을 계산 후,  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  이하의 선량 값에 적용해 줌으로써, 소조사면에서 전리함의 체적으로 인한 선량평균 효과를 보정하였다.

### 3. 필름 측정

GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT 필름을 이용하여 흡수선량을 평가하기 위해서는 선량-픽셀값 교정곡선을 우선적으로 얻는 것이 필수적이다. 이를 위하여 선원과 고체 물탱크(Solid-Water, Gammex, Middleton, WI, USA) 표면과의 거리(Source Surface Distance, SSD) 100 cm, 팬텀 표면으로부터 깊이 5 cm에 필름을 장착시킨 후,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 의 조사면에 대하여 10, 20, 40, 70, 90, 120, 140, 160, 190, 210, 240, 260, 320, 380, 440 및 500 MU를 각각의 필름에 대해 조사하였다.

이에 앞서, 필름의 교정 조건에서 단위 MU에 대한 선량 확인을 위하여 TG-51 측정 프로토콜에 따라 SSD 100 cm,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 의 조사면에 100 MU를 조사하여 PTW 31015 전리함으로 출력을 측정하였다. 이 때, 기준이 되는 물의 최대 흡수선량점( $d_{max}$ )에서 1 MU 당 cGy/nC의 값을 계산하였다. 기준 조건에서의 계산된 값을 이용하여 본 연구에서의 필름 측정 조건에 대한 선량값을 알기 위하여, 전리함을 물의 5 cm 깊이에 위치시킨 후  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 의 조사면을 열어 100 MU를 조사하였다. 이로부터 기준점에서의 cGy/nC 값에 5 cm 깊이에서 측정한 nC 값을 곱하여 필름의 교정을 위한 100 MU 당 선량을 결정함에 따라, 필름에 조사된 16 단계의 MU에 대응되는 선량값을 결정하였다.

조사된 필름은 약 24시간 후 평판형(Flat-Bed) 필름스캐너(Expression 1680 pro, EPSON, Japan)를 사용하여 48 비트의 red-green-blue (RGB) 모드로 스캔하였다. 스캔영역에서 위치에 따른 검출 감도의 불균일성을 최소화하기 위하

여,<sup>18)</sup> 모든 스캔 과정은 관심영역(region of interest, ROI)을 스캐너의 정중앙에 위치시켜 이루어졌다. EBT 필름은 적색광 영역의 636 nm 파장에서 최대 감도를 나타내므로, 분석 시 영상의 질을 개선시키기 위해 픽셀값의 범위가 0부터 65535를 갖는 16 bit의 적색광 데이터로 저장하였다.<sup>19)</sup> 저장된 데이터는 필름 분석 프로그램인 FILMQA<sup>™</sup> (3cognition LLC, Great Neck, NY) 소프트웨어를 이용하여, 백그라운드를 보정한 후 MU를 환산한 선량값과 픽셀값 간의 교정 곡선을 4차 다항식으로 피팅하여 얻었다. EBT 필름 교정곡선과 분석 전 보관 상태에 대한 오차를 최소화하기 위하여 교정용 필름은 같은 배치(batch)의 필름을 사용하였으며, 실험용 필름은 같은 실험에서 조사 하여 측정용 필름과 함께 보관하였다.

한편, EBT를 이용한 출력인자의 측정은 전리함과 다이오드 검출기의 모든 조사조건과 동일하게 유지하면서 검출기 위치에 EBT 필름을 장착하여 각각 3회씩 측정하였다. 이 때, 6 MV X-선을 이용하여 EBT 필름의 흑화도를 선량으로 전환시키는 경우, 약 2 Gy 이하의 선량으로 조사 시 정확성이 낮아진다는 연구결과를 고려하여,<sup>20)</sup> 본 실험에서는 이러한 조건을 만족할 수 있도록 MU를 선량으로 환산할 때 각 조사면에 대한 흡수선량이 최소 2 Gy가 넘도록 530 MU를 조사하여 흡수선량을 측정하였다. 필름의 분석 후 전리함과 다이오드 검출기의 측정값과 비교하기 위하여, 분석한 값을 다른 검출기와 같은 조건인 100 MU 조사 조건으로 환산하였다.

## 결 과

### 1. 전리함의 체적효과 보정

전리함의 체적으로 인한 영향을 제거하기 위해 가우시안 분포의 컨볼루션 커널을 수학적으로 계산하였다. 사용된 전리함의 커널은 반치폭(full width at half maximum, FWHM)이 반경 및 길이 방향으로 각각 1.2114 mm, 1.1042 mm인 것으로 확인되었다.  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  조사면에 대하여 전리함의 체적 효과가 보정되기 전의 횡단면 및 종단면의 프로파일과, 보정 후 커널을 이용하여 디컨볼루션(deconvolution)된 실제 빔 프로파일을 필름으로 측정된 프로파일과 비교하여 Fig. 2에 나타내었다. 그 결과  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  조사면에서는 9.89%,  $0.7 \times 0.7 \text{ cm}^2$  및  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  조사면에 대해서는 각각 16.23%, 59.30% 체적으로 인한 손실 선량을 보정하였다(Table 2). 이 때, 전리함 및 다이오드는 반복적인 실험에 따른 표준편차가 0.01% 이내로 무시할 만하며, EBT 필름

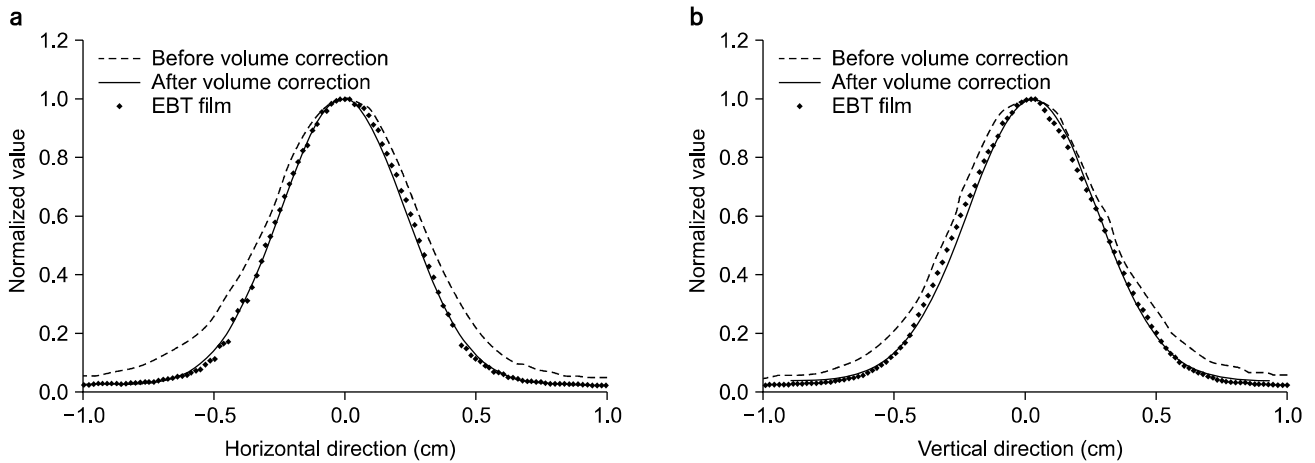


Fig. 2. Profiles measured with an ion chamber for 0.5×0.5 cm<sup>2</sup> beamlet were compared with those with EBT films ((a) Horizontal direction profiles, (b) Vertical direction profiles).

Table 2. Absorbed dose at the 10 cm depth of polystyrene phantom located 100 cm (SAD) from 6 MV X-ray linear accelerator. Absorbed doses were measured by an ionization chamber, a diode detector and EBT films when 100 MU is irradiated.

Detectors	Field Size (cm <sup>2</sup> )					
	0.5×0.5	0.7×0.7	1×1	1.5×1.5	2×2	5×5
Ion Chamber	17.79	35.54	47.21	58.40	61.99	70.69
Ion Chamberc	28.34	41.31	51.68	—	—	—
Diode	30.86	42.67	53.63	58.79	61.93	70.94
EBT Film*	30.60 (0.42)	41.28 (0.38)	52.20 (0.85)	58.45 (0.32)	61.92 (0.31)	70.86

c: The value after volume correction.

\* Number in the parentheses are standard deviations. Standard deviation of ionization chamber and diode data are negligibly small.

의 경우 9회 측정을 반복함으로써 평균값 및 표준편차를 계산한 결과, 각 조사면에 따른 표준편차는 0.31~0.85%의 크기를 보였다.

## 2. 흡수선량 비교 및 평가

전리함 및 다이오드 검출기, GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT 필름을 이용한 소조사면에서의 흡수선량을 계산하였다. 5×5 cm<sup>2</sup> 값을 기준으로 하여 5×5 cm<sup>2</sup>부터 0.5×0.5 cm<sup>2</sup>까지 6개의 조사면에서의 상대적인 출력인자 값을 나타내었으며, 전리함의 경우 체적효과를 보정한 것과 함께 대비하여 제시하였다(Fig. 3). 1.5×1.5 cm<sup>2</sup> 조사면에서의 흡수선량이 전리함은 58.4 cGy, 다이오드 검출기는 58.79 cGy, EBT 필름은 58.45 cGy로 계산됨에 따라 1.5×1.5 cm<sup>2</sup> 이상의 조사면에서는 모두 1% 이내에서 선량값이 일치하고 있음이 확인되었다.

한편, EBT 필름을 기준으로 다른 계측기들의 출력인자

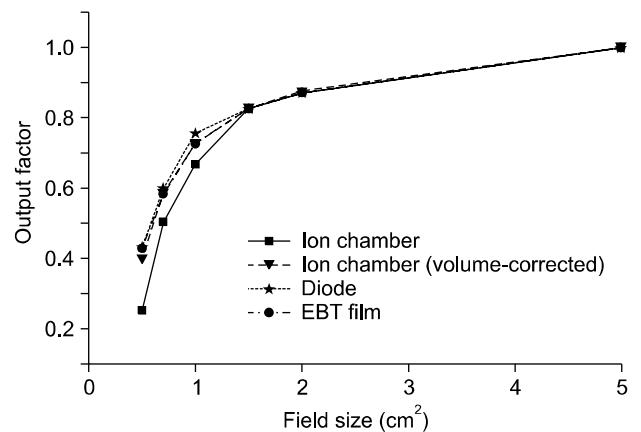


Fig. 3. Output factors were measured by using an ionization chamber, a diode, and an EBT film. Data were normalized to the dose for 5×5 cm<sup>2</sup> field size.

의 차이를 비교한 결과, 5×5 cm<sup>2</sup>의 조사면에 대한 출력인자는 세 검출기 모두 1.5×1.5 cm<sup>2</sup>까지의 조사면에서는 모두 상호 잘 일치하였으나, 1×1 cm<sup>2</sup> 이하의 조사면에서 다이오드 검출기의 경우 최대 3.36% 차이를 나타내었으며, 전리함은 보정 전 최대 41%의 차이가 확인되었다(Fig. 3). 그러나 체적효과를 보정한 이후의 전리함은 0.5×0.5 cm<sup>2</sup>의 조사면에서는 약 7%의 차이를 보였으나, 1×1 cm<sup>2</sup> 및 0.7×0.7 cm<sup>2</sup>의 조사면에서는 EBT 필름과 1% 이내로 일치하였다.

### 고찰 및 결론

본 연구에서는 고에너지 광자선 기반의 소조사면을 이용한 방사선 치료 시 성공적인 장비의 취역 검사 및 정도관리 절차를 수행하기 위하여, 전리함과 다이오드 검출기 및 GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT 필름을 이용하여 흡수선량을 측정하여, 각 검출기들의 특성을 분석하고 유용성을 평가하였다.

결과적으로, 사용한 세 종류의 검출기는 사용한 6 MV X-선에 대하여 1.5×1.5 cm<sup>2</sup>의 조사면까지는 일치하였으나, 1×1 cm<sup>2</sup> 이하의 조사면에서 검출기의 결과값의 차이가 두드러지게 나타났다. 전리함의 경우 소조사면 선량 계산 시 체적의 평균효과에 따른 불확도를 제거하기 위하여 컨볼루션 이론을 적용한 결과, 1×1 cm<sup>2</sup> 및 0.7×0.7 cm<sup>2</sup>의 조사면에서는 참값에 가까울 것이라고 예상되는 EBT 필름과 1% 이내에서 일치하였다. 그러나 지극히 작은 0.5×0.5 cm<sup>2</sup>의 조사면에서는 체적에 의한 공간상의 선량 평균효과를 보정한 후에도 EBT 필름과 다이오드 검출기에 비하여 약 7% 적은 선량값이 측정되었다. 이는 체적으로 인한 선량의 평균 효과 외에도 조사면에 대비하여 전리함 내의 공기 체적 비율이 상대적으로 커짐으로 인한 측방의 전자비평형(lateral electronic disequilibrium)현상이 증가하지만, 전리함교정상수와 산란인자의 변화가 이를 정확하게 반영하지 못하는 것이 원인으로 분석된다. 이러한 현상은 전리함의 공간상 선량 평균 효과를 외삽법으로 완전히 제거한 Laub 등<sup>17)</sup>의 연구에서도 보고되고 있다.

Francescon 등<sup>21)</sup>은 사이버나이프에 대하여 몬테카를로 전산모사를 수행하여 1×1 cm<sup>2</sup> 이하의 소조사면의 경우에는 측정된 총산란인자(total scatter factor)를 보정해 주어야만 하는 것을 보였으며, 전리함인 경우 보정상수가 1보다 작으므로 보정 전에는 적은 값이 측정될 것임을 예시하고 있다.

다이오드 검출기 사용 시 EBT 필름에 비교하여 큰 값의 출력인자가 측정되었으며, 이러한 현상은 사이버나이프의 출력인자를 측정하는 연구에서도 관찰된다.<sup>22,23)</sup> Wilcox 등<sup>22)</sup>

은 사이버나이프의 15 mm 지름 보다 작은 콘의 조사면에서 다이오드 검출기로 측정된 출력인자가 일괄적으로 1~3% 정도 큰 현상을 보고하고 있으며, Araki 등<sup>23)</sup>은 다이오드 검출기로 측정된 출력인자가 1 cm 이하의 조사면에서 몬테카를로 계산 값보다 큰 것을 보고하고 있다.

이러한 현상의 원인은 다이오드 검출기의 실리콘성분으로 인한 팬텀물질과의 비등가적 효과가 소조사면에서 증폭되기 때문이다. 즉, 실리콘의 높은 밀도(2.3290 g/cm<sup>3</sup>)와 높은 원자번호(Z=14)로 인하여 소조사면에서 형성되는 측방비평형 현상(lateral disequilibrium)이 감소되기 때문이다.

이에 반해 EBT 필름을 구성하고 있는 원소는 H (39.7%), C (42.3%), O (16.2%), N (1.1%), Li (0.3%) 및 Cl (0.3%)이며, 이에 따른 유효원자번호(Z<sub>eff</sub>)는 6.98로서<sup>24)</sup> 사용된 폴리스티렌팬텀(Z<sub>eff</sub> =6)과 매우 흡사하여 실제 흡수선량에 가장 근접하게 평가할 것으로 판단된다. 또한 사용된 전리함에 비교할 때 체적으로 인한 선량의 왜곡이 없고, 공기 또는 실리콘과 같이 물과 비등가 물질로 인한 교정인자들을 소조사면의 값으로 다시 수정 할 필요가 없다는 측면에서, 소조사면 흡수선량 측정에 따른 불확도를 최소화할 수 있다. 그러나 이와 같이 필름을 이용한 정확한 측정 및 분석은, GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT 필름의 특성을 고려한 선량 분석 프로토콜 정립이 전제가 되어야 함은 물론이다.

본 연구를 토대로 전리함을 이용하면 체적 효과를 보정하여 정확한 데이터를 얻을 수 있지만, 커널을 위한 측정 시 데이터 측정 간격을 매우 조밀하게 설정하고 x와 y의 각 방향에 대하여 측정해야하며, 계산 과정이 매우 복잡할 뿐 아니라 지극히 작은 조사면(0.5×0.5 cm<sup>2</sup>)의 경우 보정의 한계가 있음을 확인하였다. 따라서 소조사면 흡수선량 측정 시 전리함 및 다이오드 검출기보다 EBT 필름을 이용하는 것이 측정 및 흡수선량 계산 과정이 간편할 뿐 아니라, 결과적인 면에서도 유익하다고 생각된다. 결과적으로, 본 연구에서는 임상에서의 고에너지 광자선을 이용한 소조사면 흡수선량 측정 시 EBT 필름의 이용 가능성을 확인하였으며, 향후 연구에서는 몬테카를로 전산모사를 통한 총산란인자의 영향을 보완하여 본 실험에 대한 추가적인 검증을 수행할 것이다.

### 참 고 문 헌

1. Khan FM: The physics of Radiation Therapy. 2nd ed, Williams & Wilkins, Baltimore, MD(1994), pp. 481-506
2. Capote R, Sánchez-Doblado F, Leal A, Lagares JI, Arráns R, Hartmann: An EGSnrc Monte Carlo study of the

- microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets *Med Phys* 31(9):2416-2422 (2004)
3. Han Y, Shin EH, Lim C, et al: Dosimetry in an IMRT phantom designed for a remote monitoring program. *Med Phys* 35(6):2519-2527 (2008)
  4. Cho CB, Park HG, Joo WI, Chough CK, Lee KJ, Rha HK: Stereotactic Radiosurgery with the Cyberknife for Pituitary Adenomas. *J Korean Neurosurgery Soc* 45:157-163 (2009)
  5. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A: Small field: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys* 35(1):206-215 (2008)
  6. Bjärngård BE, Tsai JS, Rice RK: Doses on the central axes of narrow 6-MV x-ray beams. *Med Phys* 17:794-799 (1990)
  7. Martens C, Wagter CDe, Neve W: The value of the pinpoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Phys Med Biol* 45:2519-2530 (2000)
  8. Saitoh H, Fujisaki T, Sakai R, Kunieda E: Dose distribution of narrow beam irradiation for small lung tumor. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 53:1380-1387 (2002)
  9. Westermarck M, Arndt J, Nilsson B, Brahme A: Comparative dosimetry in narrow high-energy beams. *Phys Med Biol* 45:685-702 (2000)
  10. Sankar A, Ayyangar KM, Nehru M, et al: Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT Film for Intensity-modulated Radiation Therapy Dose Distribution Verification. *Medical Dosimetry* 31(4):273-282 (2006)
  11. Sankar A, Goplakrishna Kurup PG, Murali V, Ayyangar KM, Mothilal Nehru R, Velmurugan J: Evaluation of gafchromic EBT film for intensity modulated radiation therapy dose distribution verification. *Med Phy* 31(2):78-82 (2006)
  12. Jeong Hae Sun, Han Youngyih, Kum O Yeon, Kim Chan Hyeong: Development of a Multi-layer Solid Phantom for Intensity-Modulated Radiation Therapy. *Transactions of the Korean Nuclear Society Autumn Meeting, 2008, PyeongChang*, pp. 605-606
  13. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 26(9):1847-1870 (1999)
  14. Seuntfens J, Olivares M, Evans M, Podgorsak E: Absorbed dose to water reference dosimetry using solid phantoms in the context of absorbed-dose protocols. *Med Phys* 32(9):2945-2953 (2005)
  15. Garcia-Vicente F, Delgado JM, Peraza C: Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector. *Med Phys* 25(2):341-347 (1998)
  16. Garcia-Vicente F, Delgado JM, Rodriguez C: Exact analytical solution of the convolution integral equation for a general profile fitting function and Gaussian detector kernel. *Phys Med Biol* 45:645-650 (2000)
  17. Laub WU, Wong T: The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys* 30(3):341-347 (2003)
  18. Jeong Hae Sun, Han Youngyih, Kum Oyeon, Kim Chan Hyeong: New Pixel-based Algorithm to Correct Non-uniform Response of Radiochromic Film Scanner. *Transactions of the Korean Nuclear Society Autumn Meeting, 2009, Jeju*, pp. 871-872
  19. Wilcox E, Daskalov G, Nedialkova L: Comparison of the Epson Expression 1680 flatbed and the Vidar VXR-16 Dosimetry PROT film scanners for use in IMRT dosimetry using Gafchromic and radiographic film. *Med. Phys.* 34(1):41-48 (2006)
  20. Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S: Accurate dosimetry with Gafchromic™ EBT film of a 6 MV photon beam in water: What level is achievable? *Med Phys* 35(2):704-716 (2008)
  21. Francescon P, Cora S, Cavedon C: Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. *Med Phys* 35(2):504-513 (2008)
  22. Wilcox EE, Daskalov GM: Evaluation of GAFCHROMIC® EBT film for CyberKnife® dosimetry. *Med Phys* 34(6):1967-1974 (2007)
  23. Araki F: Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system. *Med Phys* 33(8):2955-2963 (2006)
  24. Fuss M, Sturtewagen E, Wagter CD, Georg D: Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol* 52:4211-4225 (2007)

## Study on the Small Fields Dosimetry for High Energy Photon-based Radiation Therapy

Hae Sun Jeong\*, Youngyih Han<sup>†</sup>, Oyeon Kum<sup>‡</sup>, Chan Hyeong Kim\*

\*Radiation Interactions and Dosimetry Lab, Department of Nuclear Engineering, Hanyang University, Seoul, <sup>†</sup>Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, <sup>‡</sup>School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University, Daegu, Korea

In case of radiation treatment using small field high-energy photon beams, an accurate dosimetry is a challenging task because of dosimetrically unfavorable phenomena such as dramatic changes of the dose at the field boundaries, dis-equilibrium of the electrons, and non-uniformity between the detector and the phantom materials. In this study, the absorbed dose in the phantom was measured by using an ion chamber and a diode detector widely used in clinics. GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT films composed of water equivalent materials was also evaluated as a small field detector and compared with ionchamber and diode detectors. The output factors at 10 cm depth of a solid phantom located 100 cm from the 6 MV linear accelerator (Varian, 6 EX) source were measured for 6 field sizes (5×5 cm<sup>2</sup>, 2×2 cm<sup>2</sup>, 1.5×1.5 cm<sup>2</sup>, 1×1 cm<sup>2</sup>, 0.7×0.7 cm<sup>2</sup> and 0.5×0.5 cm<sup>2</sup>). As a result, from 5×5 cm<sup>2</sup> to 1.5×1.5 cm<sup>2</sup> field sizes, absorbed doses from three detectors were accurately identified within 1%. Whereas, the ion chamber underestimated dose compared to other detectors in the field sizes less than 1×1 cm<sup>2</sup>. In order to correct the observed underestimation, a convolution method was employed to eliminate the volume averaging effect of an ion chamber. Finally, in 1×1 cm<sup>2</sup> field the absorbed dose with a diode detector was about 3% higher than that with the EBT film while the dose with the ion chamber after volume correction was 1% lower. For 0.5×0.5 cm<sup>2</sup> field, the dose with the diode detector was 1% larger than that with the EBT film while dose with volume corrected ionization chamber was 7% lower. In conclusion, the possibility of GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT film as an small field dosimeter was tested and further investigation will be proceed using Monte Carlo simulation.

**Key Words:** Small field, Absorbed dose, GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT, Ion chamber, Diode detector