

Feasibility Study for Development of Transit Dosimetry Based Patient Dose Verification System Using the Glass Dosimeter

Seonghoon Jeong*[†], Myonggeun Yoon*, Dong Wook Kim[†],
Weon Kuu Chung[†], Mijoo Chung[†], Sang Hyouon Choi[†]

*Department of Bio-convergence Engineering, Korea University,

[†]Department of Radiation Oncology, Kyung Hee University at Gang Dong,

[‡]Department of Radiation Oncology, Korea Institute of Radiological and Medical Sciences, Seoul, Korea

As radiation therapy is one of three major cancer treatment methods, many cancer patients get radiation therapy. To exposure as much radiation to cancer while normal tissues near tumor get little radiation, medical physicists make a radiotherapy plan treatment and perform quality assurance before patient treatment. Despite these efforts, unintended medical accidents can occur by some errors. In order to solve the problem, patient internal dose reconstruction methods by measuring transit dose are suggested. As feasibility study for development of patient dose verification system, inverse square law, percentage depth dose and scatter factor are used to calculate dose in the water-equivalent homogeneous phantom. As a calibration results of ionization chamber and glass dosimeter to transit radiation, signals of glass dosimeter are 0.824 times at 6 MV and 0.736 times at 10 MV compared to dose measured by ionization chamber. Average scatter factor is 1.4 and Mayneord F factor was used to apply percentage depth dose data. When we verified the algorithm using the water-equivalent homogeneous phantom, maximum error was 1.65%.

Key Words: Radiation therapy, Patient dose, Glass dosimeter, Transit dose

서 론

수술, 항암치료, 방사선치료는 현재 대두되고 있는 암을 치료하는 주된 방법이다. 암의 3대 치료법 중 하나인 방사선치료는 비침습적이기 때문에 치료시 고통이 없으며 입원이 필요하지 않고 외래 치료가 가능하며 1회 치료 시 20~30분 내에 치료가 완료될 수 있다는 장점이 있다. 하지만 방사선은 눈에 보이지 않아 조직에 전달되는 방사선의 양을 확인하기 쉽지 않고 산란되는 특성에 의해 주변 정상조

직에 2차암을 유발할 수 있는 단점이 있다. 방사선치료의 이와 같은 단점을 보완하고 장점을 강화하기 위해 치료 이전에 치료 자세와 같은 자세를 취한 상태에서 CT 영상을 획득하고 이를 이용하여 방사선이 정상조직은 최대한 피해를 주지 않고 가능한 종양에만 에너지를 가할 수 있도록 치료계획을 수립한다. 치료계획을 수립한 후 실제 환자 치료 전 수립된 치료계획이 선형가속기로부터 정확하게 조사되는지 확인하기 위해 방사선종양학과와 의학물리학자가 치료계획에 대한 품질 관리를 실시하여 기계적인 이상 혹은 방사선량의 이상이 없는지 확인하고 환자 치료에 들어가는 경우가 대부분이다.

이와 같은 노력에도 불구하고 선량계측사의 계산 착오, 영상의 좌우의 바뀔, 잘못된 빔데이터가 치료계획시스템에 입력되어 있는 경우 등과 같은 사람에 의한 오류 때문에 치료법이 원하는 방식과 다른 방식으로 환자에게 전달되어 환자에게 방사선이 과도하게 피폭되거나 주변 정상 조직에 많은 양의 방사선이 조사되어 암의 치료에 실패한 것은 물론 다른 조직에서 암이 발생하거나 환자가 사망하는 경우도 발생한 전례가 있다.¹⁻³⁾ 이러한 문제점들은 환자 내부에 방사선 계측장치를 직접 삽입하거나 다른 측정 방법에 의해 환

This work was supported by the Nuclear Safety Research Program (Grant No. 1403019) of the Korea Radiation Safety Foundation, and the Nuclear Safety.

Received 1 December 2015, Revised 18 December 2015, Accepted 19 December 2015

Correspondence: Myonggeun Yoon (radioyon@korea.ac.kr)

Tel: 82-2-3290-5651, Fax: 82-2-921-6434

Co-correspondence: Dong Wook Kim (joocheck@gmail.com)

Tel: 82-2-440-7398, Fax: 82-2-440-7393

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

자 내부의 선량을 계산하여 선량이 얼마나 전달되었는지를 확인하는 방법으로 해결할 수 있는데 사실상 방사선 계측 장치를 인체에 직접 삽입하는 것은 불가능한 일이기 때문에 다른 측정을 통해 환자 내부의 선량을 추정해야 한다. 이를 해결하고자 해외의 연구진들이 전자포탈영상장치 (Electronic Portal Imaging Device, EPID)의 신호값을 선량값으로 변환하여 환자 내부에 계측기를 삽입하는 대신 환자를 투과한 방사선의 분포를 측정하여 환자 내부에서의 선량분포를 역추정하고자 하는 연구를 실시하였다.^{4,8)} 위의 연구 결과 세기변조방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT) 및 입체적 세기변조 방사선치료(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)를 시행할 경우 환자 내부의 선량분포를 계산할 수 있게 되었고 현재 치료 전 선량분포 검증방법으로 투과선량 측정법이 사용되고 있다.⁹⁻¹¹⁾ 하지만 위 연구들은 상대적인 선량분포를 얻을 수 있고 투과방사선에 대한 선질 변화를 고려하지 않아 절대 선량 계산 결과의 신뢰도가 떨어진다.

본 연구진은 위의 연구와 유사하게 투과방사선을 이용하여 환자 내부 선량을 검증하는 시스템을 개발하였다. 다만 위의 연구와의 차이점은 투과방사선의 측정시 2차원 분포를 측정하지 않고 방사선 빔의 중심축 상에 있는 투과방사선만을 고려하여 투과방사선에 대한 선질 교정을 보다 정확하게 실시하였다. 이 이유는 2차원 분포를 측정하게 되면 측정하는 지점별로 선질에 대한 교정을 실시하여야 하고 이는 매우 복잡한 과정을 거쳐야하기 때문이다. 한 지점

에 대한 측정을 유리선량계를 이용함으로써 측정을 보다 간편하게 할 수 있고 규제를 위한 선량계의 조건인 규제 기관 및 평가 기관의 운반이 용이하도록 하여 환자선량을 규제하는 기관에서 각 병원의 방사선치료에 대한 규제를 강화할 수 있도록 시스템을 개발하였다.

재료 및 방법

1. 실험의 개요

Fig. 1(a)에 본 실험의 개요도를 나타내었다. 본 연구의 최종 목표는 Fig. 1에서 나타난 것과 같이 선형가속기(21iX Linear Accelerator, Varian Medical Systems, Inc. Palo Alto, CA, USA)를 이용한 방사선치료시 투과선량(Transit dose)을 측정하여 팬텀 중심부의 선량을 계산하는 것이다. 팬텀 중심부의 선량을 계산하기 위한 과정으로 팬텀 하부선량(Bottom dose)을 계산하는데 이를 위해 투과선량을 측정하여 거리역자승법칙(Inverse square law)을 적용한다. 이 결과에 투과선량 측정점의 산란선의 양(T_s)과 팬텀 하부선량 계산점의 산란선의 양(K_s)의 비율인 scatter factor를 적용하면 팬텀의 하부선량을 계산할 수 있다. 두 산란선의 비율인 scatter factor는 아래와 같은 공식에 의해 얻어진다.¹²⁾

$$\text{Bottom dose} = d_{max} \cdot e^{-\mu(d-d_m)} \cdot \frac{(f+d_m)^2}{(f+d)^2} \cdot K_s \quad (1)$$

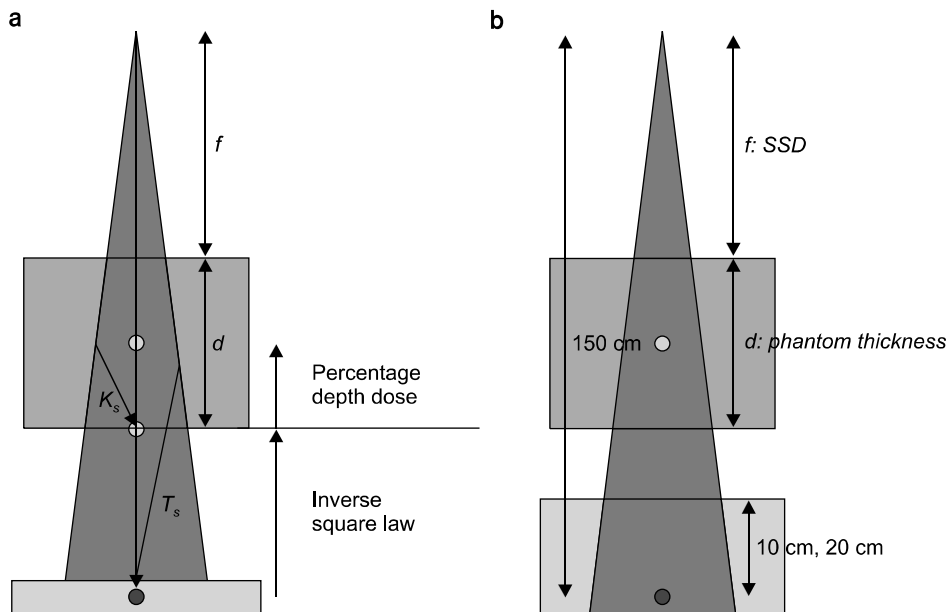


Fig. 1. (a) The outline of experimental setting for dose calculation in the homogeneous phantom using the transit dose and (b) beam quality correction method of ionization chamber using IAEA TRS-398. Each K_s , T_s , f and d represent an amount of scattered dose to the bottom point, an amount of scattered dose to the transit dose measurement point, source to surface distance (SSD) and phantom thickness. Phantom dose can be calculated by measured transit dose multiplied by inverse square law factor and percentage depth dose data.

$$\text{Transit dose} = d_{max} \cdot e^{-\mu(d-d_m)} \cdot \frac{(f+d_m)^2}{150^2} \cdot T_s \quad (2)$$

$$\text{Bottom dose} = \text{Transit dose} \cdot \frac{150^2}{(f+d)^2} \cdot \frac{K_s}{T_s} \quad (3)$$

f는 SSD (표면선원거리, Surface-Source Distance), d는 팬텀의 두께를 나타낸다. 공식 (1)과 공식 (2)는 Fig. 1(a)의 개도도에 나타나 있는 것처럼 팬텀 하부선량과 투과선량을 계산하는 공식이고 공식 (3)은 공식 (1)에 공식 (2)를 나누어준 값으로 팬텀 하부선량은 투과선량에 거리역자승법칙과 scatter factor를 곱해준다. 계산된 하부선량에 PDD (심부선량백분율, Percentage Depth Dose) 비율에 Mayneord F factor를 적용한 결과를 대입하여 팬텀의 중심선량을 계산한다.¹²⁾

2. 투과방사선의 선질 교정 및 유리선량계 교정

물체를 투과한 방사선은 물체와 반응하기 때문에 최초의 선원에서 나오는 방사선과 다른 에너지 분포를 보인다. 따라서 투과방사선의 선량을 측정하기 위해서는 이온함(iba Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany)의 투과방사선에 대한 선질 교정이 필요하다. 이온함의 투과방사선에 대한 선질 교정을 하기 위해 IAEA (국제원자력기구, International Atomic Energy Agency)의 TRS-398 프로토콜을 참고하였다.¹³⁾ 이 프로토콜의 모든 항목 측정은 선원으로부터 100 cm 거리에 위치해있는 축교점을 기준으로 실시되기 때문에 투과방사선에 대한 선질 교정을 하기 위해서 Fig. 1(b)와 같이 기준을 투과방사선의 측정 지점인 선원으로부터 150 cm 거리로 지정하여 측정하였다. 보정 항목으로는 투과력보정인수(Beam quality correction), 극성보정(Polarity correction), 재결합보정(Recombination effect correction), 온도·기압보정이 있다. 이온함의 보정을 완료한 후 선원으로부터 거리 150 cm 지점에서 물등가물질의 빌드업 1.5 cm를 적용한 후 물등가물질 팬텀의 두께에 따른 필드 크기 및 모니터 단위(Monitor Unit, MU)에 대한 효과를 측정하였다.

환자선량 규제를 위해 사용되는 유리선량계(Radio-Photoluminescence Glass Dosimeters; GD-302M, Asahi Techno Glass Co., Tokyo, Japan)도 선원으로부터 거리 150 cm 지점에 위치하여 이온함과 같은 1.5 cm 빌드업을 적용하여 팬텀의 두께에 따른 필드 크기 및 모니터 단위에 대한 신호값 비율을 측정하였다. 이를 이온함의 결과와 비교하여 유리선량계의 신호값을 선량값으로 교정하였다.

3. Scatter factor의 측정

투과선량으로부터 팬텀 하부선량을 계산하기 위해서는 거리역자승법칙과 scatter factor가 필요하다. 거리역자승법칙은 선원으로부터 팬텀 하부까지의 거리와 선원으로부터 투과선량 측정지점까지의 거리의 자승 비율로 $\frac{150^2}{(f+d)^2}$ 과 같다. 공식 (3)에 의하면 scatter factor는 아래의 공식에 의해 계산할 수 있다.

$$\text{Scatter factor} = \frac{\text{Bottom dose}}{\text{Transit dose}} \cdot \frac{(f+d)^2}{150^2} \quad (4)$$

따라서 본 연구에서는 필드 크기별로 팬텀 하부선량과 150 cm 지점에서의 투과선량을 측정하여 거리역자승법칙 결과와 곱하여 scatter factor를 구하였다.

4. Mayneord F factor의 측정

본 연구에서 제시한 팬텀 하부선량을 이용한 팬텀 내부선량을 계산하는 방법으로 PDD를 이용하는 방법을 이용하기 위해선 SSD 변화에 따른 PDD 보정을 해줄 필요성이 있다.

$$F = \left(\frac{f_2+d_m}{f_1+d_m}\right)^2 \cdot \left(\frac{f_1+d}{f_2+d}\right)^2 \quad (5)$$

공식 (5)는 Mayneord F factor의 공식이다. f_1 은 기준 SSD, f_2 는 변경된 SSD, d_m 은 팬텀 표면으로부터 최대선량이 측정되는 지점까지의 거리, d는 표면으로부터 계산하고자 하는 지점의 깊이를 나타낸다. 기존에 보유중인 PDD 데이터에 Mayneord F factor를 계산하여 곱해주면 새로운 PDD를 얻을 수 있다.

Mayneord F factor는 저에너지, 매우 큰 필드 사이즈, 매우 큰 SSD 변화, 매우 깊은 측정 깊이의 조건에서는 큰 오차를 발생시킨다.¹²⁾ 따라서 본 연구에서는 오차를 파악하기 위해 10 cm, 20 cm, 30 cm 물등가 팬텀에 필드 크기 10 cm×10 cm, 200 MU의 방사선을 조사하여 최대선량, 중심선량, 하부선량을 측정하여 PDD를 실측하고 공식 (5)의 계산 결과와 비교하여 오차를 파악하였다.

5. 비대칭 조건에서의 측정

위의 측정들은 Fig. 1에서와 같이 축교점에 대하여 팬텀

이 상하로 대칭되는 조건에서의 측정결과이다. 하지만 실제 환자 치료시 환자의 중심이 축교점에 있지 않고 중심에 대하여 비대칭적인 거리에 위치해 있는 경우가 대부분이기 때문에 이를 보정해줄 방법이 필요하다. 보정하기 위해 10 cm, 20 cm, 30 cm 팬텀을 이용하여 각각 중심으로부터 2 cm, 5 cm, 7 cm 간격으로 팬텀의 중심을 옮기며 상대적인 선량 비율을 측정하였다. 조사하는 방사선의 조건은 6 MV, 10 MV 에너지의 광자이며, 필드 크기는 4 cm×4 cm, 10 cm×10 cm, 20 cm×20 cm이다.

6. 알고리즘의 검증

본 연구 결과를 검증하기 위해 10 cm, 20 cm, 30 cm 팬텀을 빔의 경로에 위치시켜놓고 10 cm×10 cm 필드 크기에 6 MV 광자를 200 MU만큼의 양을 조사시켰다. 투과방사선을 선원으로부터 150 cm 거리에서 측정하고 위의 알고리즘으로 팬텀 중심의 선량을 계산한 값과 팬텀 중심에서 유리선량계로 측정한 값을 비교 검증하였다.

결 과

1. 투과방사선의 선질 교정 및 유리선량계 교정

Table 1에 투과방사선에 대한 이온함의 교정 결과값을 나타내었다. 투과방사선의 결과와 기존 TRS-398 결과를 비교해보면 다른 보정 인자들은 큰 차이가 없지만 투과방사선의 투과력보정인수가 기존 TRS-398의 투과력보정인수보다 낮은 것을 확인할 수 있다. 같은 에너지에서 팬텀의 두께가 두꺼워질수록 투과력보정인수가 낮아지는 것으로 나타났다. 모든 보정을 적용한 이온함을 이용하여 필드 크기

변화 및 모니터 단위 변화에 따른 투과방사선량을 측정된 결과를 Fig. 2에 제시하였다. 필드 크기 및 모니터 단위가 증가할수록 투과방사선의 양이 증가하는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 2에 제시한 교정된 이온함의 결과와 같은 조건으로 유리선량계를 이용하여 측정을 실시한 후 측정된 값을 이온함에서 측정된 결과에 맞추어 선량값으로 교정해주는 작업을 실시하였다. 그 결과를 Fig. 3에 제시하였으며 유리선량계의 신호값은 측정되어야 할 신호값에 비해 평균적으로 6 MV 광자에 대해 0.824, 10 MV 광자에 대해 0.736배 정도로 측정되는 것을 확인하였다. 따라서 유리선량계로 투과방사선량을 측정할 때 신호값을 이 비율만큼 보정하여 선량값으로 변환하였다.

2. Scatter factor의 측정

Fig. 4에 6 MV 에너지와 10 MV 에너지에 대한 scatter factor 측정값을 나타내었다. 두 에너지 영역에서 모두 필드 크기가 커질수록 scatter factor 또한 증가하다가 일정한 지점 이후에 점차 감소하는 모습을 보인다. 6 MV 에너지에 대해서는 팬텀 두께가 10 cm일 때 필드 크기 12 cm×12 cm에서 약 1.336, 팬텀 두께가 20 cm, 30 cm일 때 필드 크기 15 cm×15 cm에서 각각 1.404, 1.413으로 최대값을 나타낸다. 10 MV 에너지에 대해서는 모든 팬텀 두께에 대해서 필드 크기 6 cm×6 cm에서 약 1.403, 1.434, 1.437로 최대값을 나타내었다.

3. Mayneord F factor의 측정

기존에 보유하고 있는 SSD 100 cm에 대한 PDD 데이터

Table 1. The comparison of ionization chamber correction between transit dose result and original TRS-398 result.

Condition	Correction factor	Radiation energy and phantom thickness					
		6 MV			10 MV		
		10 cm	20 cm	30 cm	10 cm	20 cm	30 cm
Transit radiation	Ndw	4.813	4.813	4.813	4.813	4.813	4.813
	Beam quality factor	0.991	0.989	0.988	0.980	0.975	0.977
	Polarization correction	1.000	0.999	1.001	1.000	1.000	1.001
	Recombination correction	1.000	1.002	1.003	1.001	1.002	1.003
	Temperature · Pressure Correction	1.027	1.027	1.027	1.027	1.027	1.027
Original TRS-398	Ndw		4.813			4.813	
	Beam quality factor		0.996			0.985	
	Polarization correction		1.000			1.001	
	Recombination correction		1.004			1.002	
	Temperature · Pressure Correction		1.027			1.027	

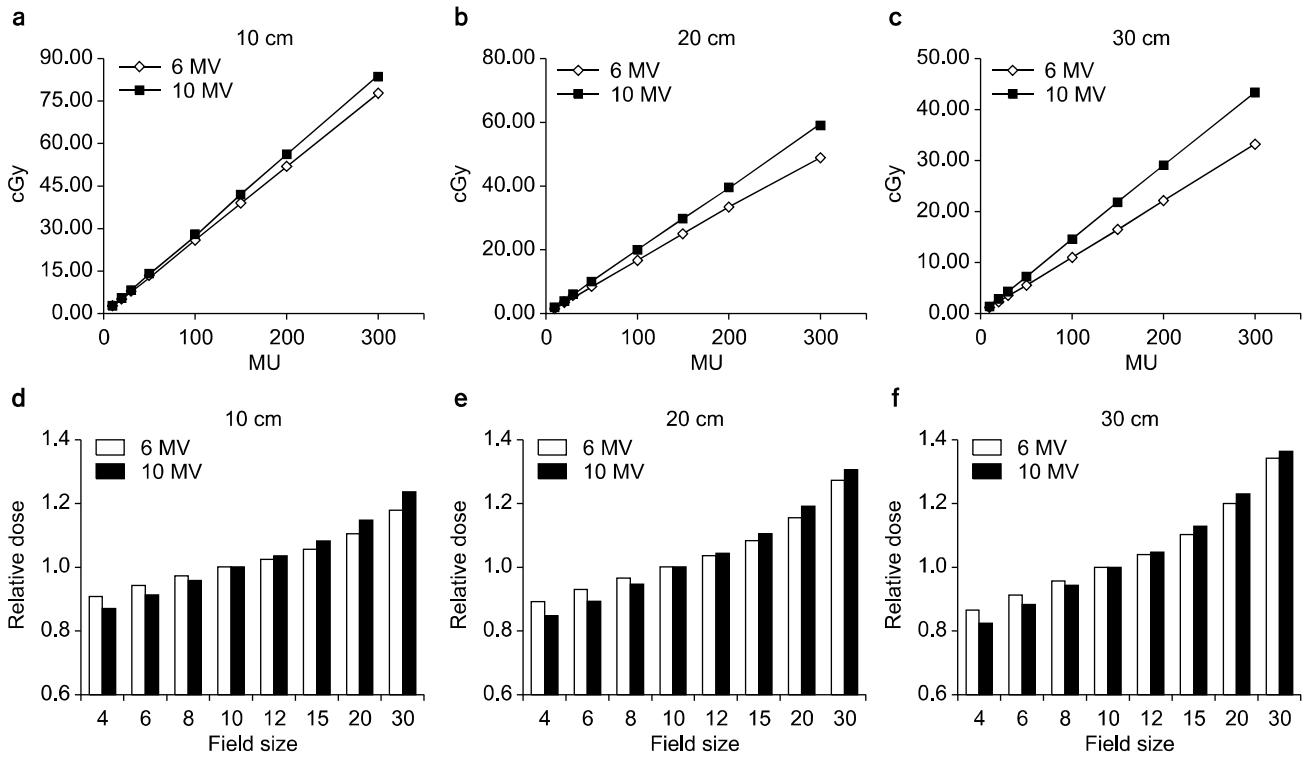


Fig. 2. Measurement of transit radiation dose according to variation of radiation energy, field size and monitor unit using the correction completed ionization chamber to transit radiation. (a) MU dependency at 10 cm phantom (b) MU dependency at 20 cm phantom (c) MU dependency at 30 cm phantom (d) Field size dependency at 10 cm (e) Field size dependency at 20 cm (f) Field size dependency at 30 cm.

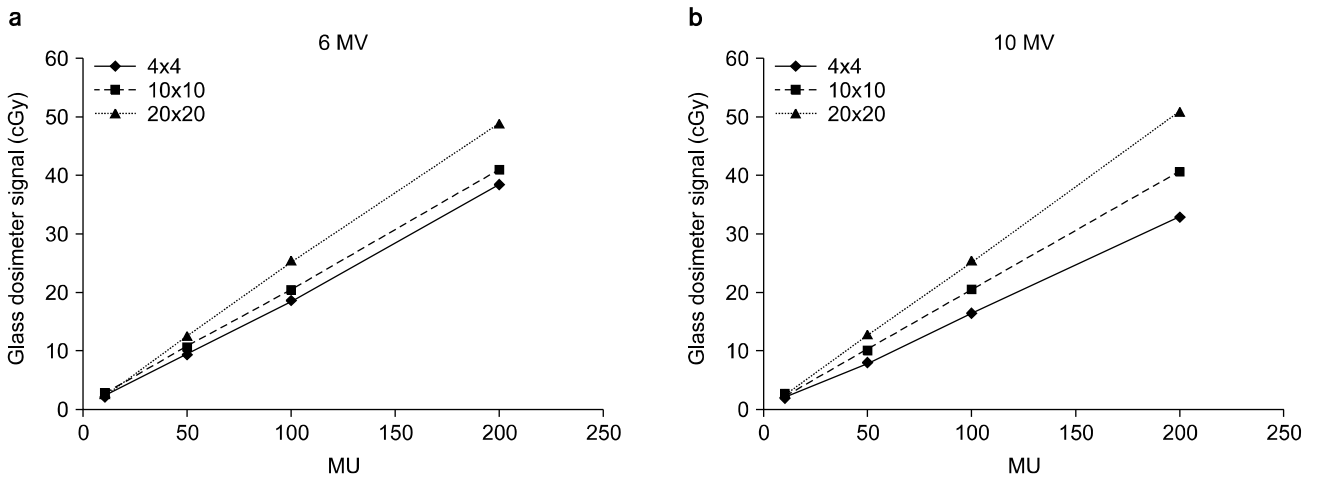


Fig. 3. (a) 6 MV transit dose measurement results and (b) 10 MV transit dose measurement results measured by glass dosimeter of field size 4 cm×4 cm (◆), 10 cm×10 cm (■), 20 cm×20 cm (▲).

를 각기 다른 SSD에 대하여 적용하기 위해 Mayneord F factor를 이용하지만 측정 깊이가 깊어질수록 Mayneord F factor에 오차가 생기기 위해 이에 대한 보정을 실시하기

위해 몇가지 경우에 대한 PDD를 실측 결과를 Table 2에 나타내었다. 측정 깊이가 20 cm보다 얇은 10 cm 중심부와 하부, 20 cm 중심부, 30 cm 중심부에서는 오차가 최대 1.63%

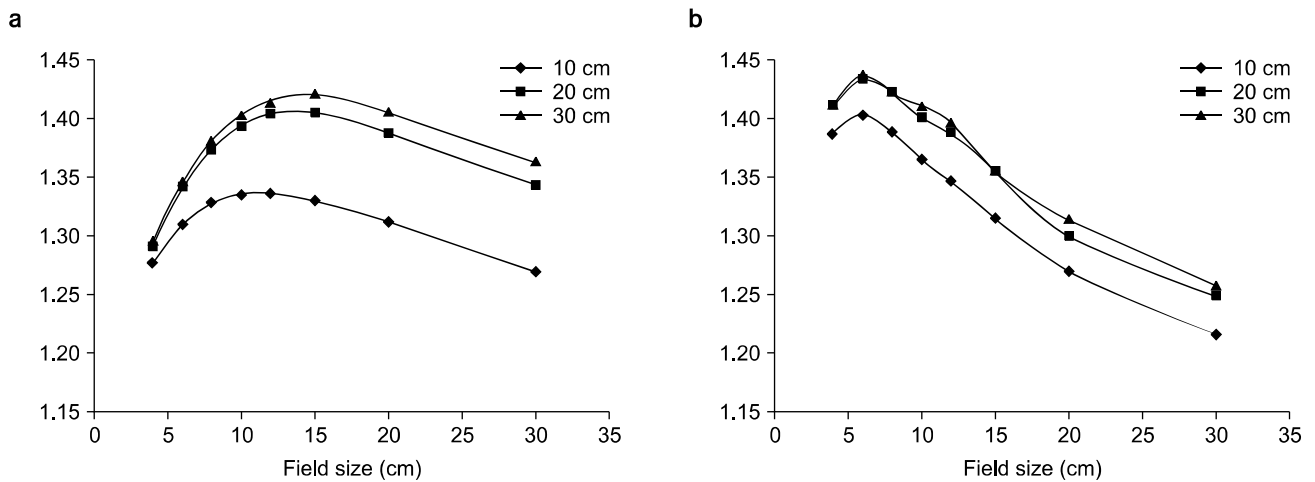


Fig. 4. Scatter factor measurement results of (a) 6 MV photon energy and (b) 10 MV photon energy when phantom thicknesses are 10 cm (◆), 20 cm (■), 30 cm (▲).

Table 2. The comparison between real measurement results at the center and bottom of 10 cm, 20 cm, 30 cm phantom and calculation results using the Mayneord F factor.

Phantom thickness	Measurement point	Measured dose (cGy)	Maximum dose (cGy)	Measured PDD	Mayneord F factor	PDD data	Calculated PDD	Difference (%)
10 cm	Center	188.0	218.3	0.861	0.997	0.855	0.852	1.09
	Bottom	142.1	218.3	0.651	0.992	0.661	0.656	-0.73
20 cm	Center	157.8	243.2	0.649	0.983	0.661	0.650	-0.19
	Bottom	86.8	243.2	0.357	0.967	0.380	0.368	-2.93
30 cm	Center	129.3	272.7	0.474	0.960	0.502	0.482	-1.63
	Bottom	52.7	272.7	0.193	0.928	0.219	0.203	-4.99

로 비교적 낮은 편이었지만 20 cm 하부와 30 cm 하부와 같은 비교적 깊은 깊이에서는 오차가 3% 이상 발생하는 것을 확인하였다. 위와 같은 데이터를 참고하여 알고리즘을 이용하여 팬텀 내부의 선량을 계산할 때 Mayneord F factor 자체가 발생하는 오차를 교정하였다.

4. 비대칭 조건에서의 측정

팬텀의 중심이 축교점과 일치하지 않고 수직으로 위치 변경이 있을 경우 이에 대한 선량 변화를 보정해주기 위해 축교점으로부터 팬텀이 비대칭적으로 위치한 경우에 대한 선량 변화를 Fig. 5와 같이 측정하였다. 팬텀 중심의 위치가 축교점으로부터 아래에 있을 경우 음(-)의 방향으로 나타내고 위에 있을 경우 양(+)의 방향으로 나타내었을 때 팬텀 중심의 위치에 다른 선량 변화를 나타냈으며 모든 결과는 팬텀의 중심과 축교이 일치하는 경우의 결과를 100%로 표준화하여 상대적인 평가를 실시하였다. 모든 경우에

서 팬텀의 중심이 축교점보다 더 많이 아래쪽에 위치할수록 상대적인 선량이 증가하는 것으로 나타났고 팬텀의 중심이 축교점보다 더 많이 위쪽에 위치할수록 상대적인 선량이 감소하는 것으로 나타났다. 필드 크기가 커질수록 비대칭적인 위치에 대한 영향을 더 많이 받는 것으로 나타났지만 10 MV의 경우 10 cm×10 cm 필드 크기 이상에서는 큰 차이가 없는 것으로 나타났다.

5. 알고리즘의 검증

균질한 팬텀을 투과한 치료용 방사선을 유리선량계를 이용하여 선원으로부터 150 cm 거리에서 측정하고 위의 보정들을 이용하여 팬텀 중심의 선량을 계산한 결과를 유리선량계로 해당 위치에서 측정한 선량을 비교한 결과를 Table 3에 나타내었다. Table 3의 9열에서 확인할 수 있는 것처럼 팬텀 내부에서 각 경우별로 오차가 최대 1.65%로 균질한 팬텀 내부에서 알고리즘이 정확하게 수립되었다는

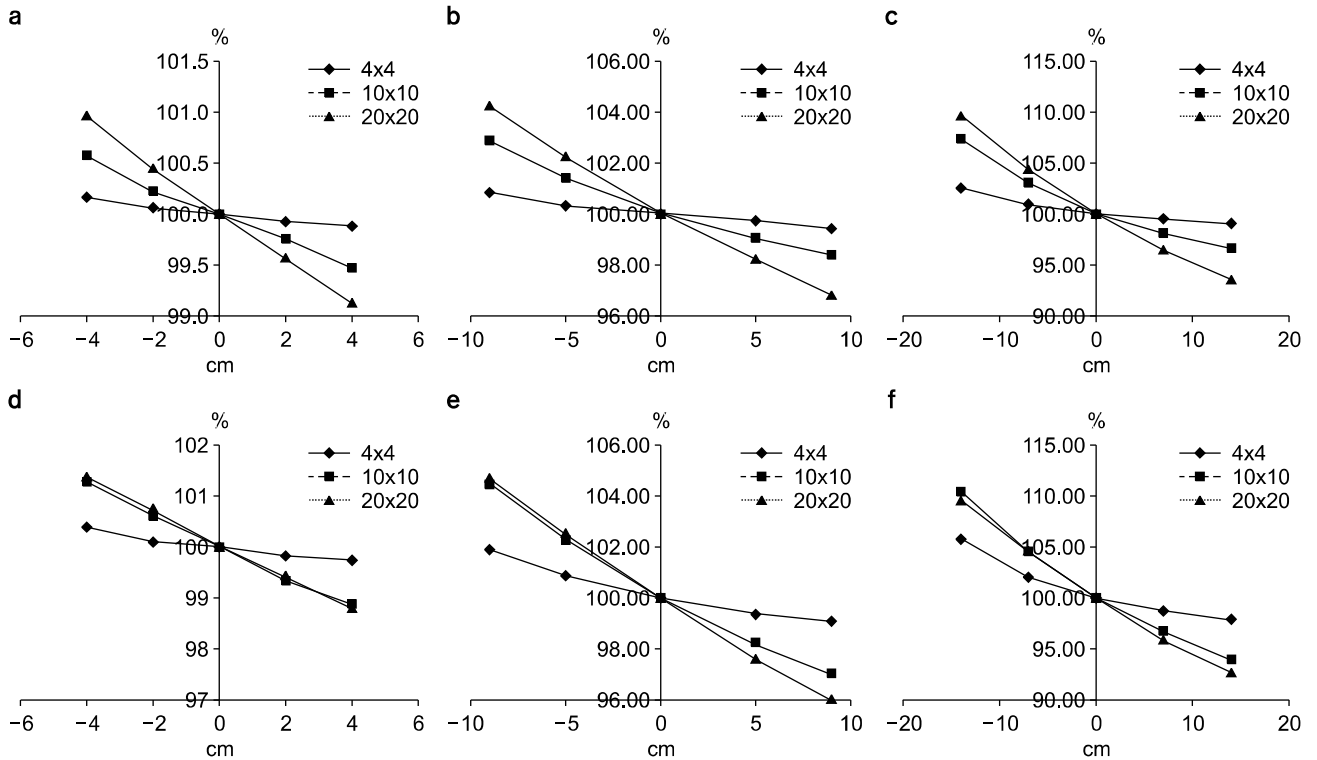


Fig. 5. Dose variation due to positional change of phantom center to isocenter. Relative dose change when the phantom center is above the isocenter (positive side of horizontal axis), below the isocenter (negative side of horizontal axis) and on the isocenter (0). The results of (a) 6 MV 10 cm, (b) 6 MV 20 cm, (c) 6 MV 30 cm, (d) 10 MV 10 cm, (e) 10 MV 20 cm, (f) 10 MV 30 cm when field sizes are 4 cm×4 cm (◆), 10 cm×10 cm (■), 20 cm×20 cm (▲).

Table 3. Measurement result of transit radiation and comparison of calculation results using the 6 MV photon.

Phantom thickness	Transit dose (cGy)	Inverse square law factor	Scatter factor	Bottom PDD	Center PDD	Calculated dose (cGy)	Measured dose (cGy)	Difference (%)
10 cm	52.16	2.041	1.335	0.651	0.861	187.95	186.94	0.54
20 cm	33.58	1.860	1.394	0.357	0.649	158.24	156.62	1.03
30 cm	22.16	1.701	1.403	0.193	0.474	129.91	132.09	-1.65

것을 확인할 수 있다.

결론

본 연구는 유리선량계를 이용하여 환자를 투과한 방사선의 양을 측정 후 이를 이용하여 환자 내부의 선량을 평가하기 위한 알고리즘을 개발하기 위한 선행 연구로써 이 연구를 통해 균질한 팬텀을 통과한 방사선의 양으로 팬텀 내부의 선량을 계산하는 알고리즘이 개발되었다. 선형가속기 갠트리 내부에서 가속된 전자가 타겟과 충돌하여 발생하는 광자선은 넓은 분포의 에너지 스펙트럼을 가지는데

이 광자선이 물질을 만나게 되면 비교적 낮은 에너지를 갖는 광자는 물질과의 반응할 확률이 높아 물질을 통과한 방사선의 에너지 분포는 최초의 선원에서 발생한 에너지 분포보다 높은 에너지의 비율이 많게 된다. 이러한 방사선의 특성 때문에 본 연구진은 투과방사선에 대한 선질을 파악하기 위해 TRS-398의 이온함 보정 방법을 따와 선질을 측정하였으며 투과력보정인수가 에너지가 커질수록, 팬텀의 두께가 두꺼워질수록 작아지는 것을 확인함으로써 이 효과에 대한 선질 변화를 보정할 수 있었다.

투과방사선을 측정하는 데에 있어서 산란선의 효과는 무시할 수 없을 정도로 크다. 팬텀 하부와 투과방사선 측정부

의 선량값을 이용하여 투과방사선 측정에 대한 산란선의 영향력을 측정하였다. 이를 본 연구에서는 scatter factor라고 명명하였으며 공식 (1)~공식 (4)로부터 유도되었다. 산란선에 의한 효과는 투과방사선의 측정지점과 측정지점에서 빌드업이 달라지면 따라서 달라지기 때문에 본 연구에서는 선원으로부터 150 cm지점 위에 물등가물질 1.5 cm 빌드업에 대한 조건에서만 모든 측정을 실시하였다. 그 결과가 Fig. 4에 잘 나타나 있으며 scatter factor는 평균적으로 1.38정도의 값을 가지지만 필드 크기와 초기 방사선 에너지의 영향을 받는 것으로 나타났다. 비대칭 조건에서의 측정 결과에서도 산란선의 영향을 확인할 수 있다. 팬텀의 중심이 축교점보다 아래에 위치할 경우의 투과선량이 팬텀의 중심이 축교점보다 위에 위치할 경우의 투과선량보다 높게 측정되는 것을 확인할 수 있다. 팬텀의 중심이 축교점보다 아래에 위치하게 되면 방사선의 경로에서 물질과 반응할 수 있는 부피가 커지기 때문에 산란선이 더 많이 발생되어 팬텀 두께가 같더라도 투과방사선이 더 많이 측정된다.

유리선량계의 투과방사선에 대한 측정 결과 6 MV 방사선에 대해서 신호값이 선량값보다 0.824배, 10 MV 방사선에 대해서 0.736배 정도로 나타났는데 투과 방사선이 아닌 팬텀 내부에서의 선량에 대한 유리선량계의 교정값이 약 0.88정도인 것에 비해 낮게 측정되었다. 이는 상대적인 에너지가 커질수록 방사선의 직진성이 강해져 투과방사선 측정지점으로 산란되는 방사선의 양이 더 적어지기 때문인 것으로 예상된다. 교정된 유리선량계로 측정된 투과방사선의 선질 보정, scatter factor 보정, Mayneord F factor 보정 및 거리 역자승법칙, PDD 적용을 통해 계산된 팬텀 내부의 선량이 최대 오차 1.65%로 높은 정확도로 팬텀 내부의 선량을 계산해낼 수 있는 가능성을 확인하였다. 이 논문에서 제시된 알고리즘에 불균질 영역에 대한 보정 및 입체적 세기 변조 방사선치료 등의 복잡한 방법의 치료에 대한 연구가 추가적으로 진행된다면 현재 개발된 알고리즘이 앞으로 실제 환자 치료에 있어서 투과방사선 측정을 통해 환자 내부의 선량을 검증할 수 있는 도구로써 사용될 것으로 전망하고 있다.

References

1. Hall EJ, Wu CS: Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 56(1):83-88 (2003)
2. Kim S, Min BJ, Yoon M, et al: Secondary radiation doses of intensity-modulated radiotherapy and proton beam therapy in patients with lung and liver cancer. *Radiotherapy and oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* 98(3):335-339 (2011)
3. Kim D, Sung J, Lee H, et al: Estimation of Secondary Scattered Dose from Intensity-modulated Radiotherapy for Liver Cancer Cases, *Progress in Medical Physics* 24(4): 295-302
4. Boellaard R, Essers M, Van Herk M, Mijnheer BJ: New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 41(2):465-474 (1998)
5. Kasper LP, Marco K, Sandra Q, Andries GV, Ben JM Heijmen: Transit dosimetry with an electronic portal imaging device(EPID) for 115 prostate cancer patients. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 45(5):1297-1303 (1999)
6. Rascal F, Philippe B, Lucie B, Alejandro M: In vivo dose verification from back projection of a transit dose measurement on the central axis of photon beams. *Physica Medica* 27(1):1-10 (2011)
7. S Nijsten, W Elmpt, M Jacobs, et al: A global calibration model for a-Si EPIDs used for transit dosimetry. *Medical Physics* 34(10):3872-3884 (2007)
8. R Bogaerts, AV Esch, Rita Reymen, D Huyskens: A method to estimate the transit dose on the beam axis for verification of dose delivery with portal images. *Radiotherapy and Oncology* 54(1):39-46 (2000)
9. Cilla S, Meluccio D, Fidanzio A, et al: Initial clinical experience with Epid-based in-vivo dosimetry for VMAT treatments of head-and-neck tumors. *Physica Medica* (2015)
10. BJ Mijnheer, P Gonzalez, IO Ruiz, et al: Overview of 3-year experience with large-scale electronic portal imaging device-based 3-dimensional transit dosimetry. *Practical Radiation Oncology* 5(6):679-687 (2015)
11. LCGG Persoon, M Podesta, L Hoffmann, et al: Is integrated transit planar portal dosimetry able to detect geometric changes in lung cancer patients treated with volumetric modulated arc therapy? *Acta Oncologica* 54(9):1501-1507 (2015)
12. Khan FM: *The Physics of Radiation Therapy*. 3rd ed, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2003), pp. 158-177
13. IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. International Atomic Energy Agency (2000)

유리선량계를 이용한 투과선량 기반 환자선량 평가 시스템 개발을 위한 가능성 연구

*고려대학교 바이오융합공학과, †강동경희대학교병원 방사선종양학과, ‡한국방사선의학연구소 방사선종양학과

정성훈*[†] · 윤명근* · 김동욱[†] · 정원규[†] · 정미주[†] · 최상현[‡]

방사선치료는 수술, 항암치료와 함께 암의 3대 치료방법으로써 많은 암환자들이 방사선치료를 받게 된다. 최대한 많은 방사선을 암에 집중시키고 최대한 적은 방사선을 주변 정상 조직에 가해주기 위해 치료 전 치료계획을 철저히 세우고 품질 관리를 시행하지만 방사선치료가 잘못 시행되어 의도치 않은 방사선이 환자에게 전달되는 의료사고가 발생하기도 한다. 이를 해결하기 위해 환자 내부의 선량을 검증하기 위한 방법을 투과선량 측정을 통한 환자 내부선량의 역추정 방법이 제시되고 있다. 본 연구에서 제시한 투과선량을 이용한 환자선량 계산 방법을 거리역자승법칙, 심부선량백분율, scatter factor를 이용한 방법으로 실제 환자 선량 평가 가능성에 대해 균질한 물등가 팬텀을 이용한 연구이다. 투과선량에 대한 이온함과 유리선량계의 교정 결과 유리선량계의 신호값이 이온함으로 측정한 선량값에 비해 6 MV에서 0.824, 10 MV에서 0.736배인 것으로 나타났고 scatter factor는 평균적으로 1.4정도인 것으로 확인되었다. 심부선량백분율 데이터를 사용하기 위해 Mayneord F factor를 적용하였으며 위의 정보들을 이용하여 균질한 팬텀에서 알고리즘을 검증한 결과 최대 오차 약 1.65%로 계산이 정확하게 실시됨을 확인하였다.

중심단어: 방사선치료, 환자선량, 유리선량계, 투과선량