

A Study on Accuracy and Usefulness of In-vivo Dosimetry in Proton Therapy

Sunyoung Kim^{***}, Jaehyock Choi^{**}, Huisu Won^{*}, Joowan Hong^{*}, Jaehwan Cho^{*},
Sunyeob Lee^{***}, Cheolsoo Park^{***}

Department of International Radiological Science, Hallym University of Graduate Studies^{},
Department of Radiation Oncology, National Cancer Center Hospital^{**},
Department of Radiological Science, Hallym Polytechnic University^{***}*

양성자 치료에서 생체 내 선량측정 검출기(In-vivo dosimetry)의 정확성과 유용성에 관한 연구

김선영^{**}, 최재혁^{**}, 원희수^{*}, 홍주완^{*}, 조재환^{*}, 이선엽^{***}, 박철수^{***}

한림국제대학원대학교 국제방사선학과^{*}, 국립암센터 양성자치료센터^{**}, 한림성심대학교 방사선학과^{***}

Abstract

In this study, the authors attempted to measure the skin dose by irradiating the actual dose on to the TLD(Thermo-Luminescence Dosimeter) and EBT3 Film used as the In-vivo dosimetry after planning the same treatment as the actual patient on a Phantom, because the erythema or dermatitis is frequently occurred on the patients' skin at the time of the proton therapy of medulloblastoma patient receiving the proton therapy. They intended to know whether there is the usefulness for the dosimetry of skin by the comparative analysis of the measured dose values with the treatment planned skin dose.

The CT scan from the Brain to the Pelvis was done by placing a phantom on the CSI(Cranio-spinal irradiation) Set-up position of Medulloblastoma, and the treatment Isocenter point was aligned by using DIPS(Digital Image Positioning System) in the treatment room after planning a proton therapy. The treatment Isocenter point of 5 areas that the proton beam was entered into them, and Markers of 2 areas shown in the Phantom during CT scans, that is, in all 7 points, TLD and EBT3 Film pre-calibrated are alternatively attached, and the proton beam that the treatment was planned, was irradiated by 10 times, respectively. As a result of the comparative analysis of the average value calculated from the result values obtained by the repeated measurement of 10 times with the Skin Dose measured in the treatment planning system, the measured dose values of 6 points, except for one point that the accurate measurement was lacked due to the measurement position with a difficulty showed the distribution of the absolute dose value $\pm 2\%$ in both TLD and EBT Film. In conclusion, in this study, the clinical usefulness of the TLD and EBT3 Film for the Entrance skin dose measurement in the first proton therapy in Korea was confirmed.

Keyword : Proton therapy, In-vivo dosimetry, Thermo-luminescence Dosimeter, EBT3 Film

요 약

본 연구는 양성자 치료를 시행하고 있는 수모세포종 환자의 양성자 치료 시 환자들의 Skin에서 홍반이나 피부염이 발생하는 경우가 빈번하여 Phantom에서 실제 환자와 동일한 치료계획 후 생체 내 선량측정 검출기(In-vivo dosimetry)로 사용되는 열 형광선량계(Thermo-luminescence Dosimeter, TLD)와 EBT3 Film으로 실제선량을 조사 측정한다. 측정된 선량값을 치료계획 된 피부선량과 비교 분석하여 양성자 치료 시 임상적으로 피부선량 측정 사용에 유용성이 있는지 알아보려고 한다.

Phantom을 수모세포종의 전뇌척수치료(Cranio-spinal irradiation, CSI) Set-up position으로 위치하여 Brain에서부터 Pelvis까지 CT촬영하고 양성자 치료계획 후 치료실에서 디지털 영상 포지셔닝 시스템(Digital Imaging Positioning System, DIPS)을 이용하여 정확하게 치료 Isocenter지점을 맞춘다. 양성자 빔이 들어가는 5부위의 치료 Isocenter 지점과 CT촬영 시 Phantom에 표시한 Marker 2부위, 모두 7지점에 미리 교정을 마친 열 형광선량계와 EBT3 Film을 교차해가면서 위치하여 붙이고 치료 계획된 양성자 빔을 각각 10회씩 조사한다. 10회 반복 측정하여 얻은 값을 평균산출하여 치료계획 시스템에서 측정된 Skin Dose와 비교 분석한 결과, 측정위치의 어려움이 있는 정확한 측정이 결여된 한 지점을 제외한 나머지 6지점의 측정 선량값은 열 형광선량계와 EBT3 Film 모두 절대 선량값과 $\pm 2\%$ 이내의 분포를 보였다. 결론적으로, 본 연구에서는 국내 최초의 양성자 치료에서 Entrance skin dose 측정을 위한 In-vivo dosimetry로 열 형광선량계와 EBT3 Film의 임상적인 유용성을 확인하였다.

중심단어 : 양성자 치료, 생체 내 선량측정 검출기, 열 형광선량계, EBT3 Film

I. INTRODUCTION

암 환자의 방사선 치료 시 일반적으로 이용되는 고 에너지 광자선은 방사선 빔이 들어가는 부위의 표면 선량이 낮고, 피부 표면에서부터 방사선이 투과될수록 최대 선량 깊이까지 선량이 급격하게 증가하는 선량 보강 (Build-up) 영역을 형성하다가 차츰 선량이 감소하면서 방사선이 인체 모두를 투과한다. 그러나 양성자 치료의 양성자선은 피부표면에서 몸속을 통과하면서 작용하는 암 부위의 앞에 있는 정상 조직에는 적은 선량을 주는 반면 암 조직 부위에서 최고의 에너지인 브래그 피크(Bragg peak)를 형성해서 많은 선량을 주고 바로 소멸하는 특징을 가지며, 암 조직 뒤에 있는 정상 조직은 광자선 방사선 치료 때와 다르게 전혀 투과되지 않으므로 피폭이 없게 된다. 따라서 양성자 치료는 정상조직의 손상을 최소한으로 줄이고 암 부위를 집중적으로 파괴하면서 부작용 또한 줄이며, 치료 효과를 극대화 하는 장점이 크다. 이러한 물리적인 큰 장점은 특히 소아암에서 암을 치료함과 동시에 정상장기의 부작용을 최소화하는 치료방법으로 많이 선택되고 있는 상황이다. 또한 소아암환자는 아직 정상장기들이 성숙되지 않은 상태라서 양성자의 물리적인

큰 장점은 피폭을 줄이고 치료 종결 후 학업, 직장생활, 결혼에 문제가 없는 건강한 성인으로 사회에 복귀되게 하는 입장에서 국내 최초의 양성자치료는 매우 중요한 역할을 하고 있다고 말할 수 있다^[1]. 양성자 치료의 물리적 특성을 이용한 치료 계획 시 일반광자선과 달리 일정한 깊이와 크기를 가진 종양에 여러 개의 브래그 피크를 가진 양성자선이 겹쳐서 종양의 일정 영역 전체를 동일한 최대에너지 영역으로 치료할 수 있는 기술인 양성자 치료깊이(Spread-Out Bragg Peak, SOBP)를 이용한다. 따라서 입사 에너지를 조절하여 환자의 암 조직 깊이에 따라 각각의 브래그 피크가 생기는 위치를 조절하면서 최종선량분포는 치료하려는 영역에 일정하게 집중시킬 수 있게 된다. 즉 종양의 크기에 따른 깊이를 일정한 선량으로 치료할 수 있게 하는 양성자 의 물리적인 특징이다. 양성자 치료의 이런 중요한 사항은 치료 계획 시 작은 오차에도 정상조직에 치명적인 손상을 입힐 수 있으므로 양성자선의 품질관리는 무엇보다도 중요하다고 할 수 있다^[2].

현재 양성자 치료기간 중에 치료 영역의 피부 변화를 관찰 할 수 있으며, 방사선치료에 의한 피부염이나 홍반이 생기는 경우도 있으므로 피부 선량 등의 정확성과 부작용에 대한 심각성이 제대로 평가되고 실제

적인 측정이 요구되는 상황이다. 그러나 양성자 치료 시 실제적으로 측정이 이루어지지 않고 있어서 양성자 치료 전에 치료계획 선량과 전달 선량 사이의 검증 을 위한 전반적으로 수준 높은 정도관리가 필요하다^[3]. 또한 피부 선량 등을 측정하기 위해서는 생체 내 선량측정 검출기(In-vivo dosimetry)인 열 형광선량계 (Thermo-luminescence Dosimeter, TLD), EBT3 Film, 모 스 전계효과 트랜지스터(Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor, MOSFET), 광 자극 발광선량계 (Optically Stimulated luminescence, OSL) 등을 측정조건 에 따라 다양하게 사용하고 있다^[4].

생체 내 선량측정 검출기는 환자의 체내에 침습적 으로 삽입하거나 피부면 위에 위치시켜 측정하는 방 법으로 최근에는 방사선치료 중 실시간으로 방사선량 측정이 가능한 것도 있지만 방사선량학적 오차 및 치 료 장비의 비정상적인 작동이 있을 수 있어서 열 형 광선량계와 EBT3 Film을 많이 사용하여 직접적인 방 사선치료 선량검증에 사용되고 있다.

본 연구에서는 첫째, 생체 내 선량측정 검출기를 통 해 측정을 시행하고 양성자 치료계획 선량값과 비교 하여, 측정에 대한 정확성을 평가하고자 한다. 둘째, 양성자 치료계획 선량값과 생체 내 선량측정 검출기 측정값의 정확한 선량검증을 위해서 양성자 치료 검 출기 Calibration과정 정립과 다른 중요한 사항도 고려 하여, 정확한 측정값과 선량검증과정을 통해 현재 널 리 사용되고 있는 열 형광선량계와 EBT3 필름이 양성 자 생체 내 선량측정 검출기로 임상적인 유용성을 갖 는지 알아보하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHOD

1. 열 형광선량계 Calibration

연구에 사용된 열 형광선량계소자는 TLD-100(LiF:Mg,Ti) 형식의 칩이며 크기는 $0.31 \times 0.31 \times 0.09$ cm이다. 열 형 선량계의 교정을 위해 $30 \times 30 \times 30$ cm³ 규격을 가 진 고체 물 팬텀(Solid-Water Gammex , USA)을 환자치 료용 테이블위에 위치하고 피부에서 종양까지의 치료 깊이 Range 15 cm, 양성자 빔이 들어가면서 평평하게 100% 가까이 선량분포를 하는 양성자 치료깊이

(Spread-Out Bragg Peak, SOBP) 5cm, SOBP의 중간지점 인 피부로부터 12.5 cm의 위치에 열 형광선량계를 위 치한다. 양성자치료깊이의 중간지점은 측정의오차에 도 변화점이 가장 적은 지점으로서 Calibration을 시행 하기에 가장 이상적인 지점이고, 10×10 cm² Field Size 상태에서 일반적인 양성자 Quality Assurance 조건 인 200 MU를 조사한 후 각각의 열 형광선량계 칩의 반응값을 PMT noise와 Test light로 보정을 시행한다. 보정을 한 각각의 열 형광선량계 값을 측정 기준인 100 MU일 때의 값으로 변환하고, 6회 calibration한 측 정값의 평균을 각각의 칩에 대한 기준 방사선량으로 정한다[Fig. 1].

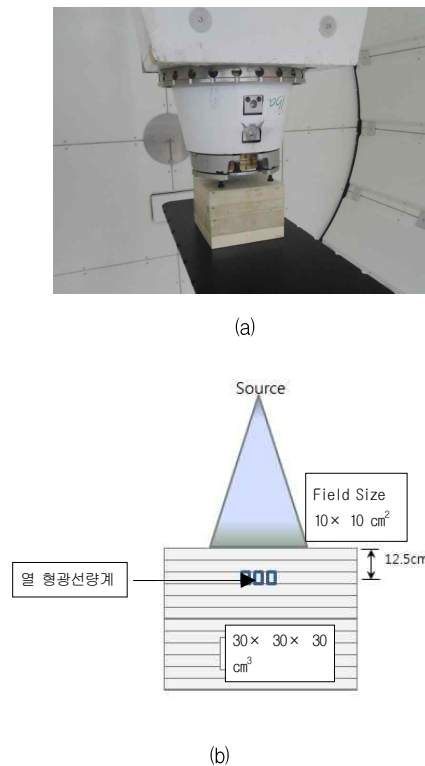


Fig. 1. Measurement Set-up mage at the treatment Proton room (a) and schematic diagram of TLD set-up (b).

2. EBT3 Film Calibration

EBT3 Film을 이용하여 흡수선량을 평가하기 위해 서는 선량-픽셀값 Film Calibration Curve을 우선적으로 얻어서 실측된 값에 보정을 해주는 것이 중요하다.

최근에 발표된 양성자와 광자선의 Film Calibration Curve는(Sorriaux, Jefferson et al, 2013)에 따라 1.5%이 내로 차이가 없다는 것에 근거하여, 병원에서 6 MV 광자선 에서 얻은 Film Calibration Curve를 양성자에서 흡수선량으로 변환하는데 적용하였다^[5].

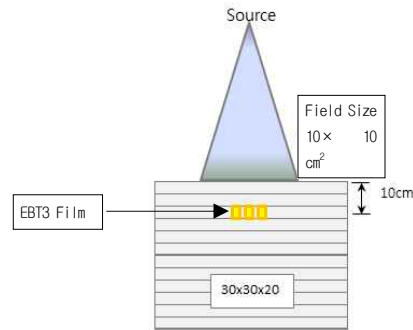
선량범위 0~6 Gy까지 6 MV 광자선을 고체 물 Phantom에 SSD(Source to Surface Distance) 100 cm, Calibration Depth 10 cm, 10 × 10 cm²에 2 × 2 cm² 크기의 Film을 삽입하고, 0.25 Gy 간격으로 24회 조사하였다 [Fig. 2].

조사된 필름의 안정화를 위하여 약 24시간 동안 보관 후 EPSON Expression 1000XL pro 필름스캐너(Epson Co, Japan)를 이용하여 필름의 픽셀값(pixel value, PV)을 48비트의 Red-Green-Blue (RGB) 모드로 스캔하고, EBT 필름은 적색광 영역의 636 nm 파장에서 최대 감도를 나타낸다. 분석 시 영상의 질을 개선시키기 위해 픽셀값 범위가 0부터 65,535를 갖는 16 Bit의 적색광 데이터로 읽어서 저장하였다. 또한 스캔영역에서 각각의 필름 위치에 따른 검출 감도의 불균일성을 최소화하기 위하여, 모든 스캔 과정은 관심영역(Region Of Interest)을 스캐너의 정중앙에 위치시키고, EBT3 필름의 방향성을 최소화하기 위하여 모든 필름은 8인치 원단 EBT3 필름 한쪽 방향인 장변방향(Long Side)으로 스캔하였다.^[6]

저장된 데이터는 필름 분석 프로그램인 RIT-113 Version 5.2 소프트웨어를 이용하여, 백그라운드를 보정한 후 MU를 환산한 선량값과 픽셀값 간의 Calibration curve를 만들어서 양성자 치료 선량측정에 이용한다.



(a)



(b)

Fig. 2. Measurement set-up image at the treatment Proton room (a) and schematic diagram of EBT3 set-up (b).

3. Treatment Planning System (TPS)

양성자 치료계획을 위해 촬영된 팬텀의 CT영상에 양성자 치료계획 Eclipse proton beam planning system (Varian Medical Systems, USA)을 이용하여 치료계획을 시행한다. 양성자 치료계획 시 Brain은 대항 2문조사하고, Spine은 후전방 3문조사로 치료계획을 결정하고, 세부적으로 양성자 수모세포종(Medulloblastoma)치료계획은 임상표적체적(Clinical Target Volume, CTV)에는 뇌척수액(Cerebrospinal Fluid, CSF)을 모두 포함하고 치료부위 영역은 뇌의 두정부에서 전체 척추관을 포함하여 천골 2번째 부분까지로 한다.

Eclipse Plan장비에서 Brain Field의 에너지는 198 MeV, 양성자 치료깊이(Spread-Out Bragg Peak, SOBP)는 16 cm, Spine Field는 163 MeV 에너지와 양성자 치료깊이 5 cm, 양성자 치료기의 끝부분 Compensator와 팬텀의 피부간의 거리 공간인 Air-gap은 뇌의 좌측과 우측 조사면은 16 cm, 경추 9.3 cm, 흉추 5.9 cm, 요추 5.3 cm으로 거리를 가까이 해서 양성자 빔에 의한 확산(Divergence)을 최대한 줄이고 Brain에는 계획체적용적(Planning Target Volume, PTV)에는 평균선량 13 Gy Spine에는 12.7 Gy, Daily dose는 1.8 Gy, 전체선량은 37.8 Gy를 처방한다.

실제 환자의 치료계획과 동일하게 치료계획을 하여 양성자 치료 장치와 Phantom간의 물리적인 충돌을 방지하고 광자선에 의한 치료에 비해 빔의 확산을 줄이

고 선량분포가 양성자빔에 의한 이상적인 치료계획을 시행하여 Phantom에 의한 치료계획으로 실제 환자의 Skin Dose를 예측할 수 있다 [Fig. 3].

또한 디지털 영상 포지셔닝 시스템(Digital imaging positioning system, DIPS)을 통해서 각각의 치료계획 Isocenter 지점을 맞추고 그림과 같이 표시한 피부표면에 열 형광선량계와 EBT3 Film을 붙이고 각각 측정을 시행한다 [Fig. 4].

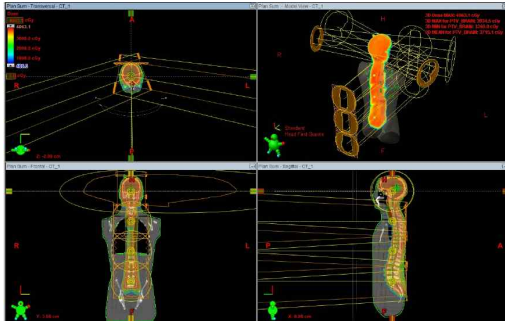
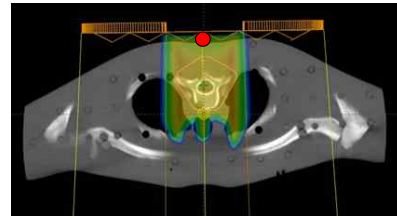
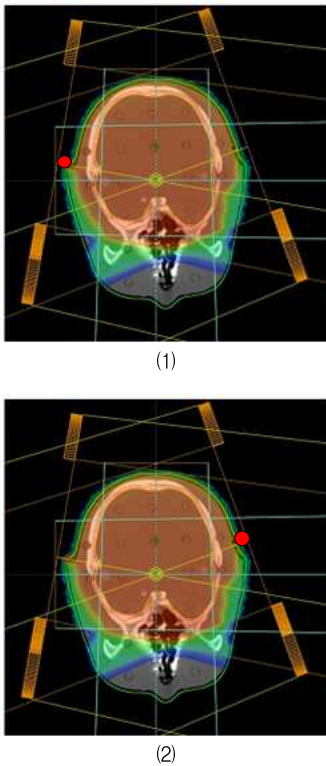
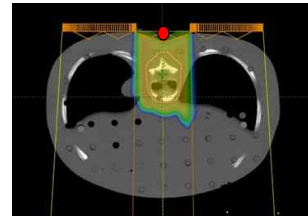


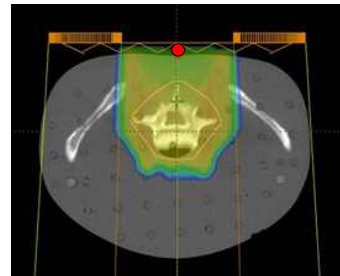
Fig. 3. Calculated skin dose distribution from TPS using an inhomogeneous phantom with Eclipse proton beam planning system.



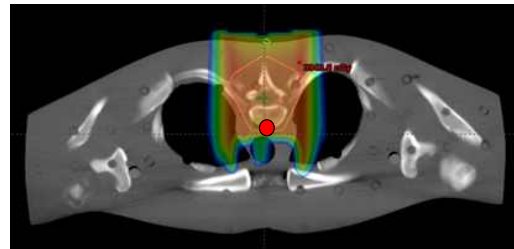
(3)



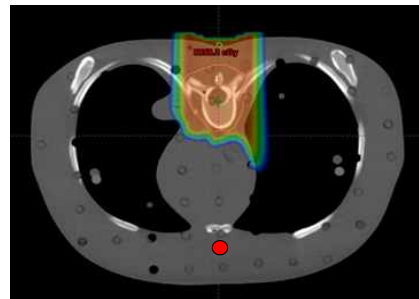
(4)



(5)



(6)



(7)

Fig. 4. Skin dose distribution in the measuring point. (1: Lt Brain Isocenter, 2: Rt Brain Isocenter, 3: C-spine Isocenter, 4: T-spine Isocenter, 5: L-spine Isocenter, 6: C-spine Marker, 7: T-spine Marker)

4. The Phantom study

앤더슨 랜도 팬텀(The Phantom Laboratory Inc, USA)에 CT를 촬영하기 전에 더욱 정확한 Plan선량과 측정선량간의 절대값을 비교하기 위해 Phantom 2지점에 Marker를 붙인다.

Phantom을 Computed Tomography (LightSpeed, GE)에서 소아암의 전뇌척수치료(Cranio-spinal irradiation, CSI) Set-up position으로 위치하고, Brain부터 Pelvis까지 촬영하여 실제 양성자 치료실에서 동일한 위치를 재현하기 위해 전체 Set up에 대해 Laser line을 표시한다. 촬영된 CT image로 Eclipse Proton Plan을 시행한 후 Plan Data를 Proton 치료실로 보낸다. 치료실에서 Phantom을 CT촬영 시와 동일하게 Set-up 후, 디지털 영상 포지셔닝 시스템(Digital Imaging Positioning System, DIPS)을 이용하여 정확한 치료 Isocenter지점을 맞춘다. CT 촬영 시 미리 표시한 Marker 2부위와 치료계획의 중앙중심 Center 5부위에 열 형광선량계와 EBT3 Film을 gap이 생기지 않게 교차 하면서 모두 붙이고 양성자(Proteus 235, IBA, Belgium)Beam을 치료계획된 선량으로 조사한다. 열 형광선량계와 EBT3 Film의 측정오차를 감안하여 통계상의 오차를 줄이기 위해 각각 10회 반복 측정하여 평균값을 얻어 결과값을 산출하고 각각의 선량계에서 측정된 값을 치료계획 시스템(Eclipse, Varian, USA)에서 측정된 Skin Dose와 비교 분석하였다[Fig. 5].



(a)



(b)

Fig. 5. (a) The Anderson Rando phantom Cranio-spinal irradiation Set up, (b) TLD and EBT3 film pieces.

III. RESULT

1. 열 형광선량계 Calibration

양성자빔의 Calibration을 시행한 결과 아래와 같이 결과값이 나왔다. 36개의 열 형광선량계칩을 2회 측정하여 각각 PMT Gain과 Daily Output을 보정한 Calibration 값을 나타내었으며 각각의 값은 매 측정 시 열 형광선량계 측정값을 교정하는데 사용하였다. 열 형광선량계교정상수 평균값은 $0.715 \pm 0.04 \text{ Gy/nC}$ 을 나타낸다. [Table 1]

Table 1. TLD Calibration factor and calibration values

열 형광선 량계	TL Response (Gy) (1회)	TL Response (Gy) (2회)	PMTGain 보정 (1회)	PMTGain 보정 (2회)	N=2
					Output 보정후 Average
PMT noise	0.0921 nC	0.0641 nC			
Test light	160.6 nC	158.2 nC			
1	1.576	1.545	1.570	1.563	0.652
2	1.586	1.584	1.580	1.602	0.662
3	1.686	1.608	1.680	1.626	0.688
4	1.71	1.636	1.704	1.655	0.699
5	1.781	1.776	1.774	1.796	0.743
6	1.821	1.835	1.814	1.856	0.764
7	1.816	1.72	1.809	1.740	0.738
8	1.693	1.66	1.687	1.679	0.700
9	1.785	1.729	1.778	1.749	0.734
10	1.849	1.798	1.842	1.818	0.762
11	1.713	1.619	1.707	1.637	0.696
12	1.79	1.688	1.783	1.707	0.726
13	1.583	1.562	1.577	1.580	0.657
14	1.702	1.67	1.696	1.689	0.704
15	1.662	1.678	1.656	1.697	0.698
16	1.788	1.741	1.781	1.761	0.737

17	1.697	1.669	1.691	1.678	0.701
18	1.979	1.873	1.972	1.894	0.804
19	1.64	1.621	1.634	1.639	0.681
20	1.805	1.84	1.798	1.861	0.761
PMT noise	0.0469 nC	0.0577 nC			
Test light	158.9 nC	157.1 nC			
21	1.871	1.764	1.884	1.797	0.766
22	1.857	1.784	1.870	1.817	0.767
23	1.902	1.889	1.915	1.924	0.799
24	1.953	1.915	1.967	1.950	0.815
25	1.666	1.688	1.678	1.719	0.707
26	1.889	1.828	1.902	1.862	0.783
27	1.718	1.706	1.730	1.737	0.721
28	1.723	1.657	1.735	1.688	0.712
29	1.819	1.8	1.832	1.833	0.763
30	1.856	1.771	1.869	1.804	0.764
31	1.698	1.684	1.710	1.715	0.713
32	1.871	1.829	1.884	1.863	0.780
33	1.837	1.764	1.850	1.797	0.759
34	1.769	1.718	1.781	1.750	0.735
35	1.874	1.854	1.887	1.888	0.786
36	1.893	1.831	1.906	1.865	0.785

2. EBT3 Film Calibration

6MV 광자선을 이용하여 SSD(Source to Surface Distance) 100 cm, Calibration Depth 10cm, 10×10 cm²에 2×2 cm² Size의 Film을 삽입하고, 0.25 Gy간격으로 24회 조사하여 다음과 같은 Film Calibration Curve Graph를 갖는다.

이 그래프로 얻은 OD(Optical Density)값과 선량관계식은

$$y = y_0 + A_e^{-x/t}$$

y : Dose, x : Optical density 같이 주어지고,

y_0 Value : -65.802, Standard Error : 3.687

A_e Value : +3442.821, Standard Error : 57.563

t Value : +11442.850, Standard Error : 140.310

이 감광곡선을 이용하여 RIT 프로그램에서 선량값으로 변환하였다[Fig. 6].

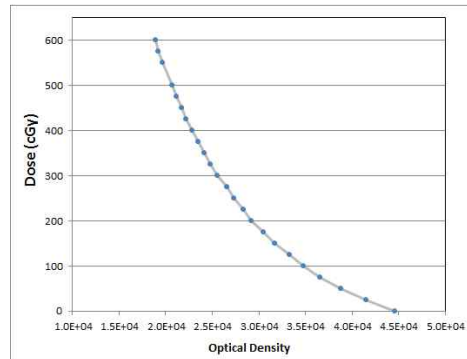


Fig. 6. Calibration curve for EBT3 Film.

3. Treatment planning system (TPS)

치료계획을 시행한 5지점의 치료방향 Isocenter지점 절대선량값은 측정부위의 굴곡이 심한부분은 point dose의 측정위치 변화가 조금 달라지면 치료계획의 절대값의 차이가 많이 발생한다. 이러한 차이값의 오류를 줄이기 위해서 측정점의 상하좌우 2 mm 이동 지점의 선량값을 각각 읽은 평균값을 절대선량값으로 하였다[Table 2].

Table 2. 2mm top and bottom right and left movement of the point of measurement point dose values as the average value of the absolute dose

측정부위	Sup.2mm	Inf.2mm	Lt.2mm	Rt.2mm	평균
Lt Brain Isocenter	1.793	1.801	1.790	1.804	1.797 ± 0.006
Rt Brain Isocenter	1.745	1.752	1.753	1.746	1.749 ± 0.003
C-Spine Isocenter	1.600	1.603	1.604	1.605	1.603 ± 0.002
T-spine Isocenter	1.671	1.675	1.677	1.677	1.675 ± 0.002
L-spine Isocenter	1.506	1.505	1.513	1.512	1.509 ± 0.004
C-Spine Marker	1.604	1.604	1.602	1.606	1.604 ± 0.001
T-Spine Marker	1.814	1.815	1.818	1.817	1.816 ± 0.002

4. The Phantom study

앤더슨 랜도 Phantom을 이용한 양성자 치료 Skin dose 측정의 결과는 Table3 에 요약되어있다. 이 표에서 각 측정지점은 실제 치료시 동일한 Isocenter 5부위

의 10회 측정 평균 값을 나타낸다. Phantom 피부선량의 각 측정 부위별로 평균선량은 TPS를 이용한 선량 계산Table1에서 순서대로 1.797, 1.749, 1.603, 1.604, 1.675, 1.816, 1.509 Gy 였다. 계산된 선량에 대하여 측정 결과 열 형광선량계는 -5.4%, +0.8%, -1.5%, -1.3%, -1.5%, -0.9%, +0.8%, EBT3 Film은 -4.8%, -0.6%, +0.5%, +1.8%, + 1.5%, -0.4%, +0.2% 의 선량 측정값의 증감을 보였다. 또한 이 결과값 에서 상대표준편차가 2.12%인 열 형광선량계에 비하여 상대적으로 1.58%인 EBT3 Film이 10회 측정 시 상대적으로 분포 변화가 작은 결과값을 보였다. [Table 3].

Table 3. Comparison of Skin Dose Measurement Using the Thermo-luminescence Dosimeter (TLDs) and 7 EBT3 Film with the Planned Dose from the Treatment Planning System (TPS).

측정위치 (Position)	Planned dose (Gy)	N=10 Measurd dose(10회)	
		열 형광선량계 (Gy)	EBT3 Film (Gy)
Lt Brain Isocenter	1.797 ± 0.006	1.705 ± 0.051	1.715 ± 0.046
Rt Brain Isocenter	1.749 ± 0.003	1.764 ± 0.023	1.738 ± 0.026
C-Spine Isocenter	1.603 ± 0.002	1.580 ± 0.023	1.612 ± 0.019
T-Spine Isocenter	1.675 ± 0.002	1.654 ± 0.034	1.706 ± 0.030
L-Spine Isocenter	1.509 ± 0.004	1.545 ± 0.044	1.593 ± 0.013
C-Spine Marker	1.604 ± 0.001	1.589 ± 0.01	1.588 ± 0.007
T-Spine Marker	1.816 ± 0.002	1.831 ± 0.026	1.820 ± 0.013

아래 그림은 TPS에서 계산된 선량과 열 형광선량계 및 EBT3 Film으로 측정된 선량값 들을 그래프로 비교하였다[Fig. 7].

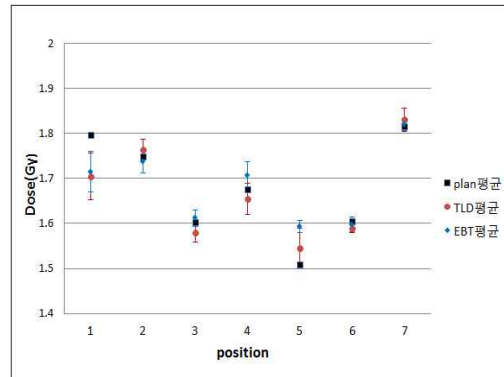


Fig. 7. Comparison of Skin-dose values of Plan and TLDs and EBT3 films for seven positions on the Measurement points. (1:Lt Brain Isocenter, 2:Rt Brain Isocenter, 3:C-spine Isocenter, 4: T-spine Isocenter, 5:L-spine Isocenter, 6: C-spine Marker, 7: T-spine Marker)

IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

방사선 치료 시 치료영역에 피부염이나 홍반등이 많이 발생하는 곳의 피부선량을 측정하기 위해서 생체 내 선량측정 검출기(In-vivo dosimetry)를 많이 사용하고 있다. 생체 내 선량 측정기로는 측정조건과 상황에 따라 다양한 선량계가 사용되고 있지만 최근에는 실시간으로 방사선량을 측정할 수 있는 선량계가 많이 사용되고 있지만, 방사선량학적 오차 및 치료 장비의 비정상적인 작동이 발생하는 경우가 많아서 열 형광선량계(Thermo-luminescence Dosimeter, TLD)와 EBT3 Film을 많이 사용하여 직접적인 방사선치료 선량검증을 시행하고 있다. 본 연구를 통해서 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

첫째, 측정결과 열 형광선량계로 측정한 값은 양성자 치료계획 선량값에 비해 최소 + 0.8 %, 최대 - 5.4 % 나타내었고, EBT3 Film으로 측정한 값은 최소 + 0.2 %, 최대 - 4.8 % 측정값을 보였다. 대부분의 측정지점은 피부면의 굴곡이 적은 경우 열 형광선량계와 EBT3 Film의 측정값은 양성자치료계획 선량값과 ± 2 % 이내의 결과값을 보여 정확성을 확인할 수 있었다.

그러나, 측정과정 중에 중요한 사항은 (Jeong-Eun Rah, 2013)등의 연구에서 굴곡이 있는 부위를 치료 하는 경우, 여러 인접조사 영역에 의하여 균일한 선량

분포가 나타나지 않을 수 있고, 빗면 조사에 의한 표면 선량 계산의 정확성이 제대로 평가되지 않아 계산한 선량과 선량 측정 결과가 다르게 나타날 수 있다고 하였다. 본 논문의 측정결과 Lt Brain 경우 Isocenter가 귀 부분에 위치하여 굴곡이 심하고 생체 내 선량측정 검출기를 붙이는 정확성 또한 어려웠으며 측정검출기와 피부간의 공간이 발생하여 Back Scatter가 부족하였다. 그 결과 - 6 % 측정값이 나와 피부선량 검증 및 보정에 관한 정량적 분석에 어려운 점으로 작용하였다⁷⁾.

둘째, CT 촬영 시 미리 표시한 2부위 marker부분은 Plan상에서 정확한 절대 선량값을 읽을 수 있었고, 다른 치료지점에 비해 측정 시 치료 Center의 위치확인 Set-up 오차도 줄어들어 차이값이 $\pm 1\%$ 이내를 나타내었다. 10회 측정결과 열 형광선량계와 EBT3 필름은 임상에서 제시되는 $\pm 3\%$ 를 벗어나는 한 지점을 제외한 나머지 6지점에서 치료계획 선량값에 근접한 결과값을 보였다. 따라서 굴곡이 심한 부분에 있어서는 절대선량을 측정하기 위한 다른 생체 내 선량 측정기 개발이 필요하며, 또한 상대표준편차가 2.12 % 인 열 형광선량계에 비하여 상대적으로 1.58 % 인 EBT3 Film이 상대적으로 분포 변화가 작은 결과값을 보여 측정 편리성과 정확성 측면에서 선택 시 고려된다.

셋째, 생체 내 선량 검출기를 사용할 경우 항상 Calibration 과정을 시행하게 되는데, 광자선을 이용한 Calibration 과정은 많은 논문과 측정을 통해 정립이 되었지만, 양성자 치료에서는 양성자선의 물리적인 특성인 양성자 치료깊이(Spread-Out Bragg Peak, SOBP)에서 측정기 Calibration 과정이 이루어져야 하고 정확성 또한 기대할 수 있다는 것을 알 수 있었다.

넷째, 생체 내 선량 측정기로 열 형광선량계는 감도가 높고, 광범위한 (1mR-105R) 선량측정이 가능하며 잠상퇴행현상(Fading effect)이 적다는 장점이 있다. 그러나 칩 형태의 방향의존성(Angular dependence)으로 인하여 만약 환자가 굴곡이 심한 신체 부위에 적용할 경우 측정 오차가 커질 수 있으며 교정 및 판독의 단계가 복잡하고 시간이 많이 소요되는 단점이 있다. 반면 EBT3 Film은 선량계 자체의 유연성이 있어서 굴곡이 있는 표면에 잘 밀착시킬 수 있으며 조직등가(Tissue equivalent)물질로 인해 피부의 흡수선량 측정이

용이하다. 또한 기존의 방사선사진필름(Radiographic film)인 X-Omat나 EDR 필름이 가지는 암실에서 현상 과정 등이 생략되어, 사용하는데 시간이 절약되고 열 형광선량계에 비해 교정 및 판독의 단계가 단순하고 시간이 절약되는 편의성 때문에 선택이 많을 것으로 보인다.

위의 피부선량 측정결과와 측정과정의 중요성, 선량계의 장단점을 분석한 결과, 본 연구에서는 국내최초 양성자 치료에서 피부선량 측정을 위한 생체 내 선량계로 열형광 선량계와 EBT3 Film의 선량값의 정확성을 확인할 수 있었고, 양성자 치료 시 피부선량 검증의 사용에 있어 임상적인 유용성 또한 확인할 수 있었다.

Reference

- [1] JooYoung Kim "Proton therapy of brain tumors in children", J., Korean Med. Assoc. 55.5, pp. 454-462, 2012.
- [2] Vatnitsky, Stanislav M., "Radiochromic film dosimetry for clinical proton beams", Applied radiation and isotopes 48.5, pp. 643-651, 1997.
- [3] Seongsu Shin, et al., "A Study on the Skin Dose Measurement of Glass Dosimeter Use During Rectal Cancer 3field Technic and Cervical Cancer 4field Technic Radiation Therapy" Radiation Science and Technology, pp. 157-163, 2011.
- [4] Incheol Im, et al. "Optical stimulation luminescence dosimeters (OLSDs) radiation therapy to the patient's skin using a rectal dose measurements", Journal of Radiation Protection 36.2, pp. 86-93, 2011.
- [5] Sorriaux, Jefferson, et al. "Evaluation of Gafchromic[®] EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams", Physica Medica 29.6 pp. 599-606, 2013.
- [6] Eujung Hwang et al. "Total body skin electron beam therapy (TSET) was used in the film dosimetry EBT2." Medical Physics, 21.1 pp. 60-69, 2010.
- [7] JeongEun Rah, Dongho Shin b, Jeonghoon Park "Dosimetric verification of treatment planning system superficial dose calculations for proton beam", Radiation Measurements 55, pp. 60-63, 2013.
- [8] Weaver R.D., Gerbi B.J., Dusenbery K.E., "Evaluation of dose variation during total skin electron irradiation using variation thermoluminescent dosimeters", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys 33, pp. 475-478
- [9] Park. S. A., et al., "Dose verification of proton beam therapy

- using the Gafchromic EBT film.", *Radiation Measurements* 46.8 pp. 717-721, 2011.
- [10] Butson, Martin J., et al. "Energy response of the new EBT2 radiochromic film to x-ray radiation." *Radiation Measurements* 45.7, pp. 836-839, 2010.
- [11] Dreindl, Ralf, Dietmar Georg, Markus Stock. "Radiochromic film dosimetry: Considerations on precision and accuracy for EBT2 and EBT3 type films", *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 2013.
- [12] Butson, Martin J., et al. "Radiochromic film for medical radiation dosimetry." *Materials Science and Engineering: R: Reports* 41.3, pp. 61-120, 2003.
- [13] Fiorini, F., et al. "Under-response correction for EBT3 films in the presence of proton spread out Bragg peaks." *Physica Medica*, 2014.
- [14] Bilski, P., et al. "Thermoluminescence efficiency of LiF: Mg, Cu, P (MCP-N) detectors to photons, beta-electrons, alpha particles and thermal neutrons." *Radiation protection dosimetry* 55.1 pp. 31-38, 1994.
- [15] Martišíková, M., et al. "Use of Gafchromic[®] EBT films in heavy ion therapy." *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 591.1, pp. 171-173, 2008.
- [16] Devic, S., et al. "Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications." *Medical physics* 33.4, pp. 1116-1124, 2006.
- [17] Zullo, John R., et al. "LiF TLD-100 as a dosimeter in high energy proton beam therapy—can it yield accurate results?." *Medical Dosimetry* 35.1, pp. 63-66, 2010.
- [18] Su, Fan-Chi, Chengyu Shi, and Niko Papanikolaou. "Clinical application of GAFCHROMIC[®] EBT film for *in vivo* dose measurements of total body irradiation radiotherapy." *Applied Radiation and Isotopes* 66.3, pp. 389-394, 2008.
- [19] Hsi, Wen C., et al. "Image-guided method for TLD-based *in vivo* rectal dose verification with endorectal balloon in proton therapy for prostate cancer." *Medical physics* 40.5, 051715, 2013.
- [20] Fuss M, Sturtewagen E, De Wagter C, Georg D: Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol* 52, pp. 4211-4225, 2007.
- [21] Bufacchi, A., et al. "*In vivo* EBT radiochromic film dosimetry of electron beam for Total Skin Electron Therapy (TSET)." *Physica Medica* 23.2, pp. 67-72, 2007.
- [22] Choi, Joon Yong, et al. "Development of a Thermoplastic Oral Compensator for Improving Dose Uniformity in Radiation Therapy for Head and Neck Cancer." *Progress in Medical Physics* 23.4, pp. 269-278, 2012.
- [23] Şadel, M., et al. "Relative thermoluminescent efficiency of LiF detectors for proton radiation: Batch variability and energy dependence." *Radiation Measurements* 56, pp. 205-208, 2013.
- [24] Soares, Christopher G. "Radiochromic film dosimetry." *Radiation measurements* 41, S100-S116, 2006.
- [25] Dempsey, James F., et al. "Validation of a precision radiochromic film dosimetry system for quantitative two-dimensional imaging of acute exposure dose distributions." *Medical physics* 27.10, pp. 2462-2475, 2000.