대한방사선종양학회지 2003;21(4):322 ~ 329

측정기에 따른 고에너지 X-선의 표면 선량 및 최대 선량 지점 고찰

연세대학교 원주의과대학 방사선종양학교실*, 기초과학교실[†] 원광대학교 의과대학 방사선종양학교실[‡]

이용하*·박경란*·이종영*·이익재*·박영우[†]·이강규[‡]

목 적: 고에너지 X-선의 표면선량과 선량보강(build-up) 영역에서의 선량 분포는 일반적으로 방사선 계측에 사용되는 전리함측정기로는 정확한 선량분포를 얻기가 매우 어렵다. 본 연구는 고에너지 X-선 선량계측에 보편적으로 사용되고 있는 여러 측정기를 이용하여 팬톰 표면에서의 흡수선량과 최대 선량 지점(d_{max})을 측정하여 측정기 사이의 정확성을 비교 분석하고, 각 치료 기관에서 보편적으로 사용되는 측정기 중 표면 선량 측정에 적절한 측정장치를 제안하고 그 유용성을 제시하고자 한다.

대상 및 방법: 본 실험에서는 6 MV와 15 MV X-선에 대해 조사면이 10×10 cm^2, SSD=100 cm에서 TLD, 팀블형 전리함(thimble type ion chamber), 다이오드 검출기, 다이아몬드 검출기와 Markus 평행판 전리함 등을 이용하여 심부선량백분율(percent depth dose: PDD)을 측정하여, 표면 선량(surface dose)과 최대 선량 지점(d_{max})을 비교 분석하고, 또한 TLD 측정 시와 동일 조건으로 Monte Carlo 계산을 실행하여 TLD의 측정 결과와 비교하였다.

결 과: 6 MV와 15 MV X-선에 대해 Markus 평행판 전리함을 이용하여 측정한 표면선량은 각각 29.31%와 23.36%으로 측정되었으며, TLD는 37.17%와 24.01%, 다이아몬드 검출기는 34.78%와 24.06%, 다이오드 검출기는 38.18%와 27.8%, 팀블형 전리함은 47.92%와 36.01% 였으며, Monte Carlo 계산에 의한 표면 선량 값은 6 MV X-선에 대해 TLD 측정 시와 동일한 조건으로 팬톰 내에 가상적인 TLD를 삽입한 경우 36.22%로 실제 측정값 37.17%와 유사하였다. 최대선량지점의 깊이는 모든 측정기에서 6 MV X-선에 대하여 14 ~ 16 mm, 15 MV X-선에서는 27 ~ 29 mm 사이의 측정기에 따라 작은 차이를 보였다.

결 론: 표면 선량의 경우에는 측정기에 따라 현저한 차이를 보였으며 Markus 평행판 전리함이 사용된 측정기 중 가장 정확한 결과를 보였고, 팀블형 전리함의 경우 다른 측정기에 비해 약 10% 이상 높은 선량을 보여 피부 표면에 가까이 위치한 종양에 대한 방사선치료계획 시에는 임상에서 가장 보편적으로 사용되고 있는 팀블형 전리함의 선량 값을 그대로 사용하기에는 많은 오류가 발생하므로 가능한 표면 선량 측정에 적절한 측정기를 선택하여 사용하거나 측정기 특성을 고려한 보정이 필요할 것으로 생각된다. 최대 선량 지점(d_{max})의 결과는 모든 측정기에서 비슷한 결과를 나타내고 있어 본 실험에서 사용한 모든 측정기는 그 특성에 상관없이 최대 선량 지점 측정에 사용이 가능함을 알 수 있었다.

핵심용어: 표면 선량, 최대 선량 지점

서 론

방사선 치료를 위한 고에너지 X-선은 표면 선량이 낮고, 최대 선량 지점까지의 선량이 급격하게 증가하는 선량보강(buildup) 영역을 형성하며,[1)] 이러한 흡수선량 분포 특징은 방사선 치료 시 피부 보호 효과(skin sparing effect)의 장점을 제공하는 반면, 피부종양, 연부육종, 유방암, 두경부 임파절 등과 같이 피부 표면에 가까이 위치한 종양의 경우 불충분한 선량 분포를 형성하여 치료에 장애가 될 수 있으므로 신중한 치료 계획이 요구되고 필요에 따라 볼루스를 이용하기도 한다.[2)]

고에너지 X-선으로 조사 시 매질의 선량보강 영역에서 흡수선량 분포는 X-선의 종류와 에너지에 따라 현저한 차이를 보이며 작은 깊이 변화에도 매우 급진적인 선량 변화를 나타내기 때문에 이 영역에서 흡수선량 분포를 정확하게 측정하기가 매우 힘들며, 또한 이 영역에서 흡수선량 분포는 사용된 측정기의 형태와 선량 측정방법에 따라 많

본 연구는 1996년 연세대 학술연구비의 지원으로 시행됨.
이 논문은 2003년 3월 9일 접수하여 2003년 10월 22일 채택되었음.
책임저자: 박경란, 연세대학교 원주의과대학 방사선종양학교실
Tel: 033)741-1510, Fax: 033)745-0547
E-mail: krpark@wonju.yonsei.ac.kr

은 차이를 보이고 있기 때문에 방사선 흡수선량 측정기의 선택 및 측정 방법이 대단히 중요시되고 있다. 그러므로 이 영역에서의 선량 측정에 사용되는 이상적인 측정기는 급진적인 선량 변화에 대한 신호(signal)를 받아들일 수 있는 공간 분해능이 뛰어난 작은 규격의 측정기를 사용하는 것을 원칙으로 하고 있다.[3]

일반적으로 임상에서 방사선 흡수선량 측정에 가장 널리 사용되고 있는 팀블형 전리함(thimble type ion chamber)의 경우 표면 선량 및 선량보강 영역에서의 선량을 정확히 측정하기에는 측정 장치의 크기가 크다는 단점이 있다. 이러한 측정상의 문제를 해결하기 위하여 선량보강 영역에서의 흡수선량 측정을 위해서는 두 전극 사이의 간극을 조절하면서 선량을 측정하는 외삽형 전리함(extrapolation ion chamber)을 사용하는 것이 가장 이상적이다.[3] 그러나 이 측정기는 장치와 측정 과정의 복잡성으로 인하여 각 치료 기관에서 일반적으로 사용할 수 없으며, 측정 장치의 구조상 표면 선량의 측정에는 유용하지만 선량보강 영역 전체의 선량 분포 측정은 부적절한 장치이다. 그러므로 선량보강 영역에서 흡수선량 분포의 측정은 두 전극이 고정되어 있고 측정기의 구조가 외삽형 전리함에 비해 비교적 간단한 평행판 전리함(parallel-plate ion chamber)이 보편적으로 사용되고 있다. 그러나 평행판 전리함으로 측정한 결과는 전리함의 측면 벽으로부터 발생되는 산란전자로 인해 야기되는 부정확성에 대한 논란이 제기되고 있고,[4,5] 표면 영역에서 과잉반응(over-response)이 나타나는 것을 지적하고 있다. 이 현상은 저에너지에서 더욱 크게 나타나며, Co-60 경우 매질의 표면 영역에서 과잉반응(over-response) 정도가 9%에서 20%까지 이른다고 보고되고 있다.[6]

표면과 선량보강 영역에서의 흡수선량 분포를 비교적 정확하게 측정할 수 있는 방법으로 열형광선량계(thermoluminescene dosimetry: TLD)를 이용한 외삽 방법이 사용되고 있다.[7~9] TLD는 구성 성분 면에서 유효원자 번호가 8.63으로 인체조직과 비슷하고, 작은 규격으로 다양한 형태(rod, chip, powder)의 TLD를 만들 수 있으므로 선량보강 영역에서의 흡수선량을 측정하는 데 적합한 측정 방법으로 알려져 있다. 또한, TLD는 크기가 작고 환자의 표면 선량 등을 측정하는 데 용이하여 생체 내 선량측정에 적절한 측정 방법으로 이용되고 있으나 TLD 취급과정에서 각각의 교정과정, annealing 및 취급상 파손 문제 등 많은 주의를 요구하고 있다. 다이오드 검출기는 작은 크기의 감응용적을 갖고 있고 높은 공간 분해능을 가지고 있으며 방사선에 대한 반응감도(sensitivity)가 좋은 측정 장비이다. 그러나 저에너지(100 keV 이하)에서 광전효과의 증가로 인한 과잉반응을 보이고, 온도와 방사선의 에너지에 대한 의존도가 높고, 장기적인 방사선 조사에 의해 반응감도가 손상을 받기 때문에 절대 선량 측정 장비로는 사용하기에 적절하지 않으나 견고하며 사용이 용이한 장점을 가지고 있어 생체 내 선량측정에 유용하게 사용된다. 다이아몬드 검출기는 인체 조직과 유사한 유효원자번호(Z=6)로 구성되어 있으며, 에너지 의존성과 방향성이 일정하고, 공간 분해능이 우수하여 소조사면의 선량측정에 많이 사용되고 있다.

본 연구에서는 고에너지 X-선에 대한 표면 선량과 최대 선량 지점을 측정하는 데 있어서 치료 기관에서 보편적으로 사용하는 TLD, 팀블형 전리함, 다이오드 검출기, 다이아몬드 검출기, Markus 평행판 전리함을 사용하여 6 MV와 15 MV X-선에 대해 표면 선량과 최대 선량 지점을측정하여 선량 측정기 사이의 유용성을 다른 연구 결과 즉, 외삽형 이온 전리함 또는 외삽형 TLD 측정 결과와 비교 분석하여 표면 선량 측정에 가장 유용한 측정기를 제안하고자 한다.

대상 및 방법

1. 팬톰

TLD로 흡수선량을 측정하기 위하여 고형 물 팬톰(solid waterphantom) (Victoreen, 74-600 ~ 603, USA)을 사용하였고, 밀도가 1.03 g/cm^3, 전자 밀도가 3.34×10^{20} kg^{-1}으로 방사선 효과에 대하여 물과 비교하였을 때 입사되는 방사선의 에너지에 따라 다소 차이가 있지만 1% 이내로 유사하다.[10] 고체 물 팬톰을 30×30 cm^2 규격의 다양한 두께(1 mm ~ 10 mm)를 준비하여 깊이 변화를 1 mm 단위로 증가시킬 수 있도록 하였다. 또한 TLD 측정을 위하여 측정하고자하는 위치에 TLD chip을 정확하게 장치할 수 있도록 표면에 TLD-100 chip의 규격과 동일한 3.15×3.15×0.89 mm^3 크기의 홈을 파서 TLD의 표면이 팬톰의 표면과 일치하도록 TLD chip holder를 제작하여(Fig. 1) TLD chip이 팬톰 속에 완전히 잠기도록 하였다. 그 이유는 선량보강 영역에 대한 흡수선량 분포를 측정할 때 TLD-100 chip이 팬톰 속에 완전히 잠기지 않는 경우 팬톰을 쌓을 때 공기층(airgap)이 형성되어 선량보강 영역까지의 전자 평형에 영향을 줄 수 있으므로 공기층에 대한오차를최소화하기위한 것이다.[11,12]

다이아몬드 검출기와 Markus 전리함은 TLD 측정에 사

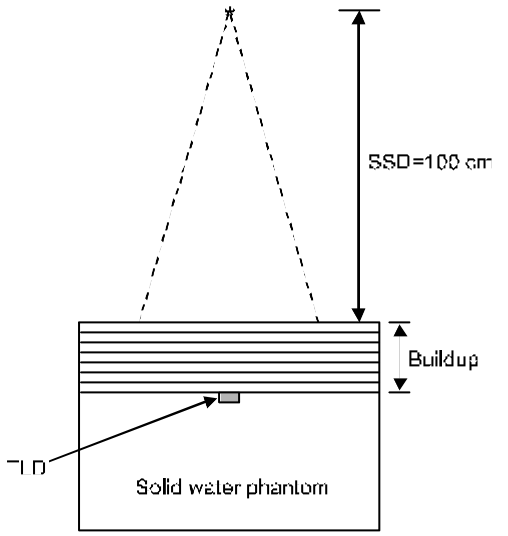

Fig. 1. Schematic diagram of solid water phantom for setupwith the TLD-100chip.

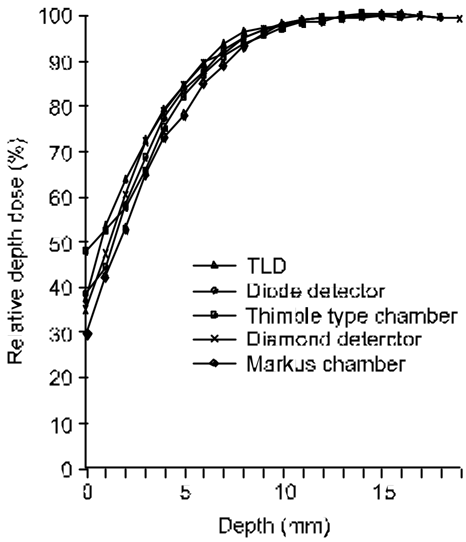

Fig. 2. Relative depth dose for6MVX-rayat10×10cm^2, SSD=100 cm.

용된 팬톰과 같이 고형 물 팬텀을 사용하여 측정하였으며, 팀블형 전리함과 다이오드 검출기는 Multidata dosimetry system (Multidata사, USA)의 물 팬톰(water phantom)을 사용하였다.

2. 열형광 선량계

TLD chip의 밀도는 2.675 g/cm^{3}이고, 전자 밀도가 2.786×10^{26} kg^{-1}인 데 반해 물은 전자 밀도가 3.343×10^{26} kg^{-1}이므로 TLD는 물보다 2.2배의 단위 부피당 전자 수를 갖고 있기 때문에고에너지의 X-선과 TLD가 상호작용 할 때 Compton 효과의 발생 확률이 물보다 높게 되어 여러 개의 TLD가 인접하여 있을 경우 인접 TLD에서 발생한 Compton 산란 전자가 인접해 있는 TLD에 영향을 주어 흡수선량 측정에 오차가 발생할 수 있기 때문에 본 실험에서는 여러개의 TLD를 동시에 설치하는 것을 지양하고 측정시마다 TLD를 깊이에 따라 매번 독립적으로 1개씩 설치하였다. 그리고 TLD를 팬톰에 설치할 때 발생하는 공기층(air gap)을 줄이기 위하여 TLD 삽입을 위한 홈을 파서 설치하였다.

본 실험에서 사용된 TLD는 LiF에 Mg과 Ti을 혼합하여 결정체로 만든 것으로 크기가 3.15×3.15×0.89 mm^{3}인 Harshaw TLD-100 chip (Harshaw사, USA)을 사용하였다.

TLD는 방사선 조사 전(pre-irradiation) 400°C에서 2시간, 80°C에서 2시간 동안 TLD annealing oven (PTW-TLDO사, Germany)에서 annealing을 실행하였으며, 방사선 조사 후(post-irradiation)에 잡음 신호를 제거하기 위하여 pre-read annealing은 100°C로 10분 실시하였다.[13] 조사된 TLD의 선량 결과를 측정하기 위하여 TLD 판독기는 HARSHAW-4000 (Harshaw사, USA)을 사용하였다.

TLD 측정의 정확성을 위하여 모든 TLD-100 chip에 일련번호를 설정하여 각각의 TLD 측정값에 대하여 교정(calibration)을 시행하였다. 교정 방법은 각각의 TLD chip들은 동일 조건하에서 100 cGy를 조사하여 TLD 판독기로 측정값을 얻었고 동일한 조건의 실험을 모든 chip에 대해 5회씩 실시하여 반응도에 안정성이 유지하는 TLD chip들만 선택하여 교정하였으며, 이러한 과정을 거쳐 안정적인 반응도를 갖는 TLD를 사용함으로써 본 실험에서 매회 측정된 TLD의 재현성 오차는 0.4% 미만이었다. 실험은 TLD chip이 삽입된 팬톰 위에 선량보강 팬톰을 1 mm씩 증가시키면서 방사선을 조사하여 최대 선량 지점까지 측정하였으며 모든측정은같은위치에서 3회를 실시하여평균값을 취하였다.

3. 팀블형 전리함(Thimble type ion chamber)

본 실험에 사용된 팀블형 전리함(PTW-233643, PTW사, Germany)은 감응 용적(sensitive volume)이 0.125 cm^{3}이며, 외경 7 mm, 내경 5.5 mm, 챔버 벽 물질은 아크릴 재질로 써 두께가 0.75 mm이고, 측정 시 측정기의 유효 측정점은 0.6r로 설정하여 측정하였다. 측정에 사용된 선량측정계는

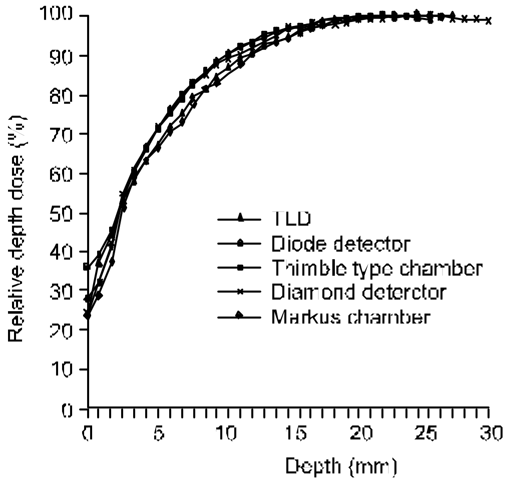

Fig. 3. Relative depth dose for 15 MV X-ray at 10×10 cm^2, SSD=100 cm.

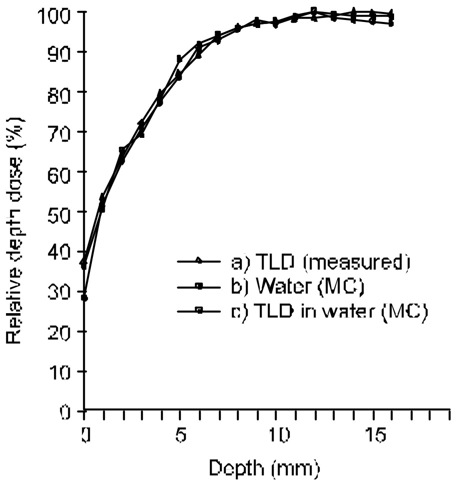

Fig.4. Comparedwith Monte Carlo simulationandmeasuredTLD data.a)measured dataofTLDb)MCforpurewaterphantomand c)MCforimaginaryTLDinsertedinthewaterphantomsurface.

물 팬톰과 함께 구성된 Multidata dosimetry system (Multidata사, USA)을 사용하여 심부선량백분율(percent depth dose: PDD)을 측정하였다.

4. 다이오드 검출기

감응 용적이 0.25 mm^3, 외경이 6 mm인 p-type silicon detector (Victoreen 30-496, Victoreen사, USA)를 물 팬톰 내에 수평으로 설치하여 팀블형 전리함의 경우와 동일한 방법으로 심부선량백분율(PDD)을 측정하였다.

5. 다이아몬드 검출기

다이아몬드 검출기(PTW 60003, PTW사, Germany)는 감응 용적이 1.9 mm^3이고 외경이 7.3 mm인 플라스틱 용기로 싸여져 있으며, 감응 매질인 다이아몬드는 용기의 전면으로부터 1 mm 밑이 위치하여 있다. 주어진 바이어스 전압은 100 V이며, Unidos Electrometer (PTW사, Germany)를 사용하였으며, 팬톰은 고형 물 팬톰을 사용하였다.

6. Markus 평행판 전리함

Markus 평행판 전리함(PTW23343, PTW사, Germany)은 감응 용적이 0.05 cm^3이며, 수집전극의 크기는 직경이 5.4 mm, 수집전극간 간격은 2 mm이다. Victoreen Electrometer (Victoreen Model 500, Victoreen사. USA)를 사용하고 팬톰은 고형 물 팬톰을 사용하였다.

7. Monte Carlo 계산

EGS4 코드를 사용하여 Monte Carlo 계산을 시행하였으며, 주어진 계산 조건은 측정기로써 실제 실험에 사용한 TLD와 동일한 재질과 규격을 적용하고, 사용된 선형가속기에 대한 정보가 제공된 dosxyz를 사용하여 수행하였다. 계산의 반복횟수는 160,000,000번이며, voxel size는 TLD-100 chip의 규격을 기준으로 하여 3×3×1 mm^3로 설정하여 물 팬톰의 표면 내에 TLD chip이 삽입된 경우를가상한 조건으로 계산하였다.

8. X-선 조사 방법

실험에 사용된 고에너지 방사선은 Varian CL1800 (Varian, USA)의 15 MV와 6 MV X-선을 사용하였으며 실험에 사용된 조사면의 크기는 10×10 cm^2, 조사거리는 SSD=100 cm으로 모두 동일 조건으로 방사선을 조사하였다.

결 과

6 MV X-선에 대한 표면 선량은 Markus 평행판 전리함 29.31%, 다이아몬드 검출기 34.78%, TLD 37.17%, 다이오드 검출기 38.13%, 팀블형 전리함 47.92%의 순으로 Markus 평행판 전리함이 가장 낮은 선량으로 측정되었고, 그 다음으로 다이아몬드 검출기가 낮은 선량을 보였고, TLD와 다이오드 검출기에서는 약 1% 범위에서 유사한 결과를 보였으며, 팀블형 전리함은 다른 측정기에 비해 9.8% 이상의 높

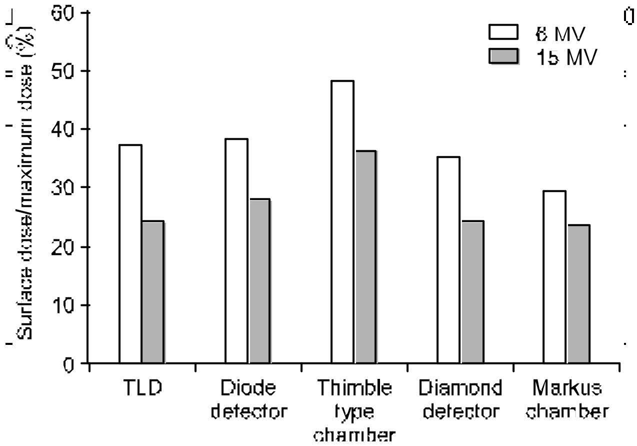

Fig. 5. Surface dose for 6 MV and 15 MV X-ray at 10×10 cm², SSD=100 cm.

은 선량으로 측정되었다. 15 MV X-선의 표면 선량은 Markus 평행판 전리함 23.36%, TLD 24.01%, 다이아몬드 검출기 24.06%, 다이오드 검출기 27.8%, 팀블형 전리함은 36.01%로, 역시 Markus 평행판 전리함이 가장 낮은 선량으로 측정되었고, TLD와 다이아몬드 검출기는 거의 비슷한 결과를 보였다. 다음으로 다이오드 검출기가 앞의 측정기들에 비해 약 4% 높은 선량을 보였고, 팀블형 전리함에서는 36.01%로 다른 측정기에 비해 8.2% 이상의 높은 표면 선량을 보였다(Table 1, Fig. 5).

본 실험에서 TLD를 이용하여 측정한 표면 선량의 정확도를 검증하기 위하여 측정 시와 동일한 조건으로 Monte Carlo 계산을 시행하여 표면 선량을 계산하였다. 6 MV X-선에 대하여 본 연구의 측정 조건과 동일하게 물 팬톰 표면 내에 TLD chip을 삽입한조건으로 하여 계산된 표면 선량은 36.22%로 본 실험에서 TLD chip으로 측정한 결과(37.17%)와 유사하였다. 이 때 Monte Carlo 계산에 의한 통

Table2. Depth of Maximum Dose (d_{max}) for 6 MV and 15 MV X-ray at 10×10 cm², SSD=100 cm

	6 MV	15MV
TLD	14 mm	27 mm
Diode detector	15 mm	28 mm
Thimble type ion chamber	15 mm	28 mm
Diamond detector	16 mm	29 mm
Markus parallel plate ion chamber	14 mm	29 mm

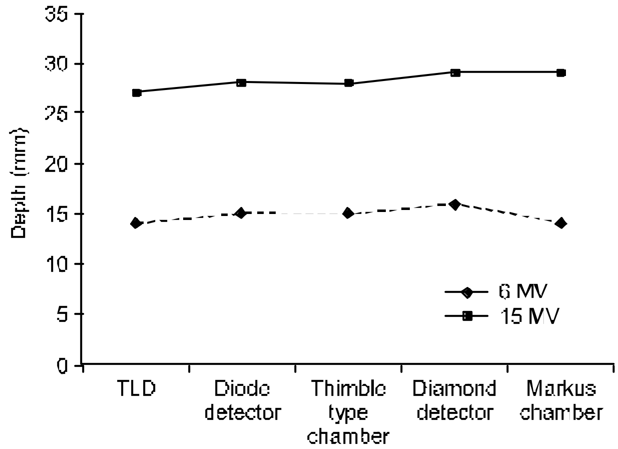

Fig. 6. Dose maximum depth for 6 MV and 15 MV X-ray at 10×10 cm², SSD=100 cm.

계오차는 깊이 축에 따라 변화하지만 약 3% 이내의 값을 갖고 있었으며, 제시된 Monte Carlo 계산 결과는 통계오차를 고려할 때 소수 이하의 자리수에는유효성이 없으나 여기서는 계산 결과를 그대로 기술하였다.

최대 선량 지점은 6 MV X-선에 대해 Markus 평행판 전리함 14 mm, TLD 14 mm, 팀블형 전리함과 다이오드검출기에서 15 mm, 다이아몬드 검출기는 16 mm로 모든 측정기에서 14 ~ 16 mm 사이로 2 mm의 차이를 보였다. 15 MV X-선의 최대 선량 지점은 TLD 27 mm, 팀블형 전리함과 다이오드 검출기에서 28 mm, 다이아몬드 측정기 29 mm, Markus 평행판 전리함 29 mm로 모든 측정기에서 27 ~ 29 mm로 2 mm의 차이를 보였다(Table 2, Fig. 6).

고안 및 결론

고에너지 X-선의 표면 선량은 조사야의 크기와 X-선의

에너지에 따라 많은 차이를 보이며, 또한 매질 내에서 X-선과 물질의 상호 작용으로 생성된 이차 전자와 더불어 방사선 선원과 표면 사이의 공기에 의해 생성된 이차 전자, X-선 경로 상에 놓여진 collimator, tray, 차폐체(shielding block) 등 산란물질에 의해 발생된 오염 전자(electron contamination)의 영향을 받게 된다.[1,4,14~19]

방사선 치료 시 피부 조직의 표피 영역은 ICRU, ICRP에 의하면 0.07 mm의 깊이로 정의 하고있어[20,21] 이 영역에서 선량 측정을 위해서는 이론적으로 0.07 mm 이하의 크기의 측정기가 사용되어야 하겠고, 두 수집전극 사이의 간격을 가능한 근접하게 줄일 수 있는 외삽형 전리함이 가장 이상적 측정장치로 사용되고 있다.

Manson 등[3]이 외삽형 전리함을 이용하여 8 MV와 15 MV X-선에서 10×10 cm 조사야에 대해 표면 선량률을 각각 18%와 17%로 보고하였고, Butson 등[22]은 미세한 감응용적(1×200×200 µm)을 갖는 MOSFET (metal oxide semiconductor field effect transistor)를 이용하여 6 MV에서 16%의 표면 선량을 보고하였다. Kron과 Elliot 등[12]은 6 MV X-선에 대하여 0.14 mm 두께의 extra-thin TLD chip으로 TLD 외삽형 측정 방법을 사용하여 6 MV X-선에서 표면 선량률 16.3%로 보고하여 외삽형 전리함이나 MOSFET와 동일한 결과를 보고하였으며, 또한 최근에 Lin 등[23]은 ultra-thin TLD film (GR-200F, surface area 5×5 mm, nominal thickness 5 $mgcm^{-2}$)으로 6 MV, 10MV, 15 MV X-선에 대해 10×10 cm 조사야에서 각각 16.1%, 14.03%, 10.59%의 아주 낮은 표면 선량 결과를 보고하였다.

이와 같이 정밀한 측정기를 사용하였을 때 6 MV X-선의 표면 선량은 16%, 15 MV X-선에서 10.6%로 보고되고 있으나 본 연구의 측정 결과는 6MV X-선에서 가장 낮은 선량을 보인 Markus 평행판 전리함에서도 29.31%로 높은 결과를 보였으며, 팀블형 전리함에서는 47.92%로 다른 측정기에 비해 약 10% 이상의 높은 선량으로 측정되었다. 15 MV X-선의 표면 선량에서도 역시 Markus 평행판 전리함에서 23.36%로 가장 낮은 선량값을 보였고 팀블형 전리함은 36.01%로 다른 측정 장치에 비해 8% 정도의 높은 표면 선량을 보였다. 따라서 본 연구에서 사용한 측정기 중 Markus 평행판 전리함의 경우 표면 선량이 6 MV, 15 MV X-선에 대해 각각 29.31%, 23.36%로 나타나 본 실험에서 측정한 결과 중에서 가장 양호한 표면 선량 결과를 보이고 있으나 Gerbi[6]가 지적한 바와 같이 표면 영역에서 다소 비정상적으로 증가된 분포를 보이고 있고(Fig. 2, 3), 이것은 평행판 전리함이 표면 영역에서 산란 X-선, 오염 전자 등 저에너지 선속에 민감하게 과잉 반응을 하였기 때문이라 생각된다. 그러므로 평행판 전리함의 경우 표면 영역의 과잉 반응에 대한 보정 방법이 고려되어야 할 것이다. 팀블형 전리함은 표면 선량을 측정하는 데 있어서 가장 부정확한 결과를 보이고 있으며 이것은 팀블형전리함은 표면 선량을 측정하기에 부적절한 구조적 조건으로 인한 것이며, 그러므로 피부 표면에 가까이 위치한 종양에 대한 방사선 치료 계획 시에는 임상에서 통상적으로 사용되고 있는 팀블형 전리함의 선량 값을 그대로 사용하기보다 정확한 측정기로 측정한 선량값으로 보정이 필요할 것으로 생각한다.

TLD를 이용하여 표면 선량을 측정한 결과로는 Kron[12]과 Lin 등[23]이 얇은 TLD 필름을 사용하여 아주 작은 표면 선량을 보고하였으나 본 연구에서는 0.89 mm 두께의 TLD-100을 사용하여 6 MV와 15 MV X-선의 표면 흡수선량이 각각 37.17%와 24.01%로 측정되었는데 이러한 차이는 두께가 얇은 TLD를 사용한 경우 방사선 조사시 TLD 자체에서 발생되는 전자평형의 불균형 및 팬톰과 TLD 사이의 밀도 차이 등을 최소화 할 수 있어 정확한 표면 선량 측정이 가능하였기 때문으로 생각한다. 그러므로 TLD를 사용하여 표면 선량을 측정할 경우 TLD chip을 가능한 얇은 것을 사용하여야 정확한 표면 선량을 측정할 수 있을 것으로 생각한다. 다이오드 검출기의 결과는 TLD 결과와 비슷한 측정값을 나타내고 있으며, 측정기의 감응 용적을 둘러싸고 있는 매질의 선량보강 역할로 인하여 보고된 표면 선량보다 높은 결과를 보이는 것으로 생각한다. 또한 다이아몬드 검출기는 작은 감응 용적을 가지고 있지만 다이오드 검출기와 마찬가지로 감응 용적을 둘러싼 주위 매질에 대하여 민감하게 반응하여 다소 높은 선량률을 보이고 있다. 본 연구의 TLD 측정값의 정확도를 검증하기 위하여 Monte Carlo 계산을 시행한 결과 6 MV X-선에서 순수한 물 팬톰의 경우(28.22%)와 TLD-100 chip을 팬톰 표면 내에 삽입한 조건(36.22%) 사이에 약 8%의 차이를 보였고, TLD-100 chip을 삽입한 조건으로 계산 결과의 표면 선량(36.22%)은 실제 TLD 측정으로 얻은 결과(37.17%)와 비슷한 결과 값을 보이고 있다(Fig. 4).

최대 선량 깊이에대하여 Arid 등[24]은 6 MV와 15 MV X-선에 대하여 각각 15 mm와 29 mm를 보고하고 있으며, Sixel 등[25]은 평행판 전리함을 사용하여 6 MV에서 13.7 mm를 보고하고 있다. 본 실험에서 얻은 최대 선량 지점은 사용된 모든 측정기에서 6 MV X-선에서 14~16 mm 사이, 15 MV X-선에서는 27~29 mm 사이로 2 mm의 차이로 비

슷한 결과를 얻었으나 측정기 사이의 차이는 본 실험에서 사용된 고체 물 팬톰을 사용할 때 선량보강층의 증가를 1 mm 단위로 증가시켰기 때문에 정밀한 깊이 측정에 제한된 요인을 가지고 있어 이로 인하여 차이가 발생된 것으로 생각되며, 또한 팀블형 전리함의 경우는 전리함 내의 유효 측정점 위치의 정확성에 영향을 받고 있기 때문이다. 그러나 이 결과는 모든 측정기가 방사선 조사시 매질 내에서 전자 평형이 형성되는 지점에서는 안정적 반응을 보이고 있는 영역에서 이루어지고 있으므로 깊이 차이 범위에서는 선량값의 변화가 크지 않았다.

결론적으로 대부분의 방사선치료 기관에서 일반적으로 많이 사용되고 있는 측정기들을 이용하여 표면 선량과 최대 선량 지점을 단일 기관에서 동시에 일괄 비교 분석하였으며, 측정한 결과로서 표면 선량의 경우에는 측정기에 따라 현저한 차이를 보였으며, 그중 Markus 평행판 전리함이 외삽형 이온 전리함이나 얇은 TLD과 같은 정밀 측정기의 결과에 가장 근접한 결과를 보이고 있었다. 그러나 평행판 전리함을 사용하여 표면 영역에서의 선량 측정 시에는 특별히 표면 영역에서 나타나는 과잉반응에 대하여 정확하게 분석하고 이에 상응하는 보정 방법을 고려하여야 될 것으로 생각한다. 그러나 통상적으로 사용하는 측정기 사이에는 가장 유용한 측정기임을 본 실험의 결과에서 알 수 있었다. 선량 측정에 가장 보편적으로 사용되는 팀블형 전리함의 경우 다른 측정기에 비해 약 10% 이상 높은 선량을 보여 피부 표면에 가까이 위치한 종양에 대한 방사선치료 계획 시 팀블형 전리함의 선량값을 직접 사용하는 것은 표면 선량에 많은 오차를 발생시킬 수 있으므로 이에 대하여 정확한 측정기로 측정된 선량값을 적용하여야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Khan FM. Treatment Planning III, In:William M, Passano III, eds. The physics of radiation therpy, 2nd ed., Maryland, Williams & Wilkims, 1994:323-332
2. DuboisD,BiceW,BradfordB,etal. Moldabletissueequivalent bolus for high-energy photon and electron therapy. Med Phys 1996;23(9):1547-1549
3. Manson DJ, Velkey DE, Purdy JA, Oliver GD. Measurement of surface dose using build-up curve obtained with extrapolation chamber. Radiology 1975;115:473-474
4. VelkleyDE,MansonDJ,PurdyJA,OliverGD. Buildup region of megavoltage photon radiation source. Med Phys 1975;2:14-19
5. NilsonB,Montelius A. Fluenceperturbation in photon beams under non-equilibrium condition. Med Phys 1986;13: 191-195
6. Gerbi BJ, Khan FM. Measurement of dose in the build up region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers. Med Phys 1990;17:17-26
7. Pedersen K, Andersen TD, Olsen DR, et al. Sensitivity and stability of LiF thermoluminescence dosimeters. Med Dosim 1995;20(4):263-267
8. KronT,ButsonM,HuntF,etal. TLD extrapolation for skin dose determination in vivo. Radiotherpy and Oncology 1996;41:119-123
9. Ferguson S, Ostwald P, Kron T, Denham J. Verification of surfacedoseonPatientundergoinglowtomediumenergy X-ray therapy. Medical dosimetry 1995;20(3):161-165
10. Tello VM, Tailor RC, Hanson WF. How water equivalent are water-equivalent solid materials for output calibration of photon and electron beams? Med Phys 1995;22(7):1177-1189
11. Kron T, MetcalfeP,WongT. Thermoluminescencedosimetryof therapeutic x-rays with Lif ribbonsandrods.PhysMedBiol 1993;38:833-845
12. Kron T, ElliotA,WongT,ShowellG,ClubbB,MetcalfeP. X-ray surface dose measurement using TLD extrapolation. Med Phys 1993;20(3):703-711
13. Yu C, Luxton G. TLD dose measurement: A simplified accuratetechniqueforthedoserangfrom0.5cGyto1000 cGy. Med Phys 1999;26(6):1010-1016
14. Khan FM, Moore VC, Levitt SH. Effect of various atomic number absorbers on skin dose for 10-MeV X-rays. Radiology 1973;109:209
15. VahcYW,ParkKR,LeeYH,etal.Improvementof X-ray beam quality for treating cancerusingdoublefocuselectric field strings. Rad Oncol Invest 1999;7:382-389
16. DingGX.Energyspectra,angularspread,fluenceprofile and dose distribution of6and18MVphotonbeams:resultsof Monte Carlo simulations for Varian 2100EX accelerator. Phys Med Biol 2002;47:1025-1046
17. MalatarasG,KappasC,LovelockDMJ.AMonteCarloapproach to electron contamination sources in the Saturne-25 and -41. Phys Med Biol 2001;46:2435-2446
18. Vahc YW, Park KR, Kwon OH, et al. The measurements of energy and distribution of scattered electronintherapeutic X-ray beam. Kor J Med Phys 2002;13:25-32
19. Yang KM, Suh HS. Surface and percent depth doses for multileaf collimator conjunction with conventional block. Kor J Med Phys 2002;13:62-68
20. ICRP.1990recommendationoftheinternationalcommission on radiological protection. ICRP publication 60, Oxford, 1991: 149-153
21. ICRU. Determination of dose equivalents resulting from external radiation source. ICRUReport 39, Bethesda,1985

22. Butson MJ, Rozenfeld A, Mathur JN, Carolan M, Wong TPY, MetcalfePE. A newradiotherapysurfacedosedetector:The MOSFET. Med Phys 1996;23:655-658
23. Lin JP, Chu TC, Lin SY, Liu MT. Skin dose measurement by using ultra-thin TLDs. Applide Radiation and Isotopes 2001;55:383-391
24. AridEGA, BurnsJE, DayMJ, etal. Centralaxisdepthdosedata for use in radiotherapy. British J Radioloy 1996; supplement 25:90-98
25. Sixel KE, Podgorsak EB. Buildup region and depth of dose maximum of megavoltage x-ray beams. Med Phys 1994; 21(3):411-416

Abstract

Consideration of Surface Dose and Depth of Maximum Dose Using Various Detectors for High Energy X-rays

Yong Ha Lee, Ph.D.*, Kyung Ran Park, M.D, Ph.D.*, Jong Young Lee, M.D.*, Ik Jae Lee, M.D.*, Young Woo Vahc, Ph.D.† and Kang Kyoo Lee, M.D.‡

Departments of *Radiation Oncology and †Basic Science, Yonsei University Wonju College of Medicine
‡ Department of Radiation Oncology, Wonkwang University College of Medicine

Purpose: It is difficult to exactly determine the surface dose and the dose distribution in buildup region ofhigh energy X-rays by using the conventional ion chamber. The aim of this study is to evaluate the accuracy of widely used dosimetry systems to measure the surface dose and the depth of maximum dose (d_{max}).
Materials and Methods: We measured the percent depth dose (PDD) from the surface to the d_{max} in either a water phantom or in a solid water phantom using TLD-100 chips, thimble type ion chamber, diode detector, diamond detector and Markus parallel plate ion chamber for 6 MV and 15 MV X-rays, 10×10 cm^2, at SSD=100 cm. We analysed the surface dose and the d_{max}. In order to verify the accuracy of the TLD data, we executed the Monte Carlo simulation for 6 MV X-ray beams.
Results: The surface doses in 6 MV and 15MVX-rayswere29.31% and 23.36% forMarkus parallel plate ion chamber, 37.17% and 24.01% for TLD, 34.87% and 24.06% for diamond detector, 38.13% and 27.8% for diode detector, and 47.92% and 36.01% for thimble type ion chamber, respectively. In Monte Carlo simulation for 6 MV X-rays, the surface dose was 36.22%, which is similar to the 37.17% of the TLD measurement data. The d_{max} in 6 MV and 15 MV X-rays was 14～16 mm and 27～29 mm, respectively. There was no significant difference in the d_{max} among the detectors.
Conclusion: Therewasaremarkable difference in the surface dose among the detectors. TheMarkus parallel plate chamber showed the most accurate result. The surface dose of the thimble ion chamber was 10% higher than that of other detectors. We suggest that the correction should be made when the surface dose of the thimble ion chamber is used for the treatment planning for the superficial tumors. All the detectors used in our study showed no difference in the d_{max}.

Key Words: Surface dose, Depth of maximum dose (d_{max})