

논문 99-8-3-02

6MV 소형 x-선 beam 측정에 적합한 검출기의 조건에 관한 연구

유명진, 도시홍*

The study of detector condition proper to the measurement
of 6MV small x-rays beam

Myung Jin Yoo, Sih Hong Doh*

요 약

본 연구의 목적은 beam 지름이 12.5mm에서 40mm 까지의 소형 x-선에 대한 TMR, OAR, TSF를 전리함, 다이오드, 필름 및 TLD 등의 검출기로 측정하여 6MV 소형 x-선 beam 선량 측정에 적합한 검출기를 결정하였다.

가장 작은 beam인 지름 12.5mm beam의 TMR 값을 여러 가지 검출기로 측정한 결과 다이오드와 필름이 가장 우수하였으며 표준 TMR 값에 대한 오차 범위는 2% 이내였다. 그리고 이 다이오드와 필름은 OAR 측정 시 공간 분해능이 뛰어났으며 이 두 검출기의 상대 비교에서 오차는 3% 이내였다. 이에 반해 전리함은 소형 beam의 TMR 및 OAR을 정밀하게 측정하는데 적합하지 않았다.

beam 지름 12.5mm에서 40mm 까지의 beam에 대한 TSF를 다이오드와 TLD로 측정한 결과 그 값은 0.89~0.96 이었다. 그리고 beam 지름이 25mm 보다 크면 0.125cc 전리함 및 markus 전리함으로 측정한 TSF 값은 다이오드 및 TLD로 측정한 TSF 값과 잘 일치하였으며 그 오차 범위는 2% 이내였다.

Abstract

The purpose of this study is to measure such parameters as TMR, OAR, TSF for small beams ranging in size from 12.5mm to 40mm by diode, ionization chamber, film, TLD and to determine proper detectors for the measurement of 6MV small x-ray beams.

Diode and film show good results within 2% error for the TMR measurement of the beam as small as beam with diameter 12.5mm. Diode and film have excellent spatial resolution in the OAR measurement and the comparison between two detectors shows the error within 3%. But TMR and OAR can not be measured accurately by the ionization chambers.

The TSF by diode and TLD records 0.89~0.96 for the beams with diameter 12.5mm 40mm. The TSF determined by 0.125cc ionization chamber and markus ionization chamber for the larger beams than the beams with diameter 25mm agrees within 2% comparing with that of diode and TLD.

1. 서론

고신대학교 의예과 (Dept. of Premedical Science,
Kosin University)

* 부경대학교 물리학과 (Dept. of Physics, Boogyung
National University)

<접수일자 : 1998년 9월 9일>

작고 원형인 방사선 beam은 방사선 수술^{1) 4)}이라고
지칭하는 고도의 정밀한 방사선 치료 기술에 널리 사
용된다. 방사선 beam 가장자리에서 급격한 선량 기울
기를 갖는 선량 분포를 만들어내기 위해서 작은 방사

선 beam을 표적 중심에 맞추어 여러 개의 non-coplanar arc가 조사하여 이루어진다. 따라서 작은 target 체적은 고 선량으로 조사되고 반면에 주위 정상 조직은 상대적으로 미량의 선량을 받게 된다.

선형 가속기에 의한 방사선 수술을 할 때는 각 가속기별로 여러 가지 물리적인 변수가 측정되어져야 한다. 방사선 수술을 위한 물리적 변수들은 큰 면적으로 방사선치료를 하는 일반적인 beam의 특성에 사용되는 변수들과 본질적으로 같다. 즉 TMR(Tissue Maximum Ratio; TMR), TSF(Total Scatter Factors; TSF), OAR(Off-Axis Ratio; OAR) 등이 이에 해당된다. 이런 변수들은 개개의 beam 크기에 대해 조직 등가 물질(혹은 팬텀이라고도 한다)인 물이나 폴리스티렌에서 측정된다.

물리적인 변수들의 측정 방법은 일반적인 방사선 치료에서 사용된 측정 방법과 유사하지만 방사선 수술용 beam의 크기는 지름 10 ~ 40mm 정도로서 대단히 작기 때문에 방사선 검출기는 높은 분해능을 요구한다. 비록 일반적인 방사선 치료 측정에서 받아들여지는 검출기 일지라도 방사선 수술 선량 측정에서는 적합하지 않을 수도 있다.

지름 12.5 ~ 40mm의 원형인 6MV x-선의 선량 특성을 Rice등^[5], Serago등^[6]이 보고하였고, Rice 등^[5]과 Kusbsad등^[7]은 소형 beam 측정을 위해 작은 전리함, 다이오드, 필름 그리고 TLD등 여러 가지 검출기 형태를 고려하였다. Bjangard등^[8]은 소형 6MV x-선을 측정하는데 사용된 검출기의 크기에 대해 토의하였는데 그들은 beam 반경보다 상당히 적은 검출기를 소형 beam 측정에 사용하여야 한다는 것을 측정과 Monte Carlo 계산을 통해 보여주었다.

본 연구의 목적은 선형 가속기(Clinac 6/100, Varian)에서 발생하는 6MV 소형 x-선 beam의 물리적 변수인 TMR, OAR, TSF등을 측정할 때 적합한 검출기의 선택에 대한 정보를 얻고, 또한 측정된 결과들을 방사선 수술 시 인체의 선량 분포 예측에 이용하고자 하는데 있다.

TSF는 전리함, 다이오드 및 TLD를 사용하여 비교하였고, TMR 과 OAR은 전리함, 다이오드, 필름을 사용하여 비교하였다. 측정된 변수들은 다른 가속기를 통하여(특히 제조사가 다른) 측정했을 때 똑같은 값을 갖는다고 기대할 수는 없지만, 여기서 보고된 값들은 기대되는 값들의 범위에 대한 예측을 줄 수는 있다.

II. 실험 방법

방사선 수술용 소형 beam collimator (X-knife3, Radionics)의 크기는 지름 12.5mm~40mm 까지 2.5mm 간격으로 12개이다. 모든 측정은 일차적으로 photon collimator를 $6 \times 6 \text{cm}^2$ 로 맞추고 개개의 소형 collimator를 바꾸어가며 TMR, OAR, TSF를 측정하였다.

TMR과 OAR를 측정하기 위한 검출기로는 sensitive diameter 2.5mm인 다이오드(p type Silicon, Scanditronix), 공동 지름 10mm인 0.16cc 평판형 전리함(NACP-02, Scanditronix), 공동 지름 4mm · 공동 길이 10mm인 0.12cc 전리함(RK83-05, Scanditronix) 및 Kodak XV-2 필름을 사용하였다. 다이오드나 전리함은 컴퓨터 시스템(RFA300P, Scanditronix)에 의해 제어된다.

1. TMR

TMR은 방사선이 팬텀 속에 흡수될 때 beam 중심 축과 같은 방향으로 팬텀의 깊이에 따른 선량 분포를 최대 선량을 받는 지점에 비교하여 상대적으로 나타낸 값으로 정의한다^[5-10]. 최대 선량을 받는 깊이는 d_{\max} 로 표기하며 6MV x-선의 경우 d_{\max} 는 팬텀 표면으로부터 1.5cm 아래 지점에 위치한다^[3,5,8,10].

TMR 표준 측정법에 따라 x-선 발생 점에서 검출기까지 거리는 100cm로 한다. 검출기로 다이오드 및 전리함을 사용할 때는 beam 축에 수직으로 검출기를 놓고 컴퓨터로 제어되는 수위 확인 장치 및 물 공급 펌프에 의해 검출기 위쪽으로 물 높이를 더해가며(build up영역—표면에서부터 d_{\max} 지점까지—에서는 물의 양을 소량으로 증가시켰다) 직접 TMR을 측정하였다.

검출기로 필름을 사용할 때는 폴리스티렌 고체 팬텀(필름은 물 속에 넣지 못함)속에 필름을 beam 축과 나란하게 놓고 조사한다. 조사된 필름의 흑화도를 필름 densitometer (FDM300, Scanditronix)로 분석하여 PDD(Percentage Depth Dose; PDD)곡선을 그려낸 후 TMR로 변환시킨다. TMR을 직접 측정하는 방법과 PDD를 측정하여 TMR로 변환시키는 방법 사이에는 오차가 없는 것으로 알려져 있다^[11].

2. OAR

OAR은 방사선이 팬텀에 흡수될 때 beam 중심 축에 대해 수직인 팬텀 평면 내의 선량 분포를 beam

중심 축의 선량에 대해 상대적으로 나타낸 값으로 정의한다^[5-10].

OAR 표준 측정법에 따라 x-선 발생 점에서 팬텀 표면까지 거리를 100cm로 한다. 검출기로 다이오드 및 전리함을 사용할 때는 beam 입사 방향에 수직인 평면의 연장선상(beam 조사 범위의 바깥쪽)에 검출기를 위치시킨 후 반대편 끝으로 검출기를 수평으로 이동시키며 OAR을 측정하였다.

검출기로 필름을 사용할 때는 폴리스티렌 고체 팬텀 사이에 필름을 넣고 방사선 beam에 수직으로 놓이게 한 후 조사한다. 조사된 필름을 필름 densitometer로 분석하여 OAR을 얻었다.

3. TSF

TSF는 조사선량은 동일하지만 조사 면적을 변화시킬 때 팬텀 속의 흡수 점에서의 선량의 변화를 기준 조사 면적에 대한 임의의 조사 면적일 때 선량변화를 상대적으로 나타낸 것으로^[5, 10], 본 연구에서는 기준 조사면적 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 일 때 d_{\max} 점에서의 흡수 선량에 대해 각각의 원형 beam으로 바꾸었을 때 d_{\max} 점에서의 흡수선량을 상대적으로 나타낸 것이다.

TSF 표준 측정법에 따라 x-선 발생 점에서 검출기까지 거리를 100cm로 하고 폴리스티렌 고체 팬텀 속의 d_{\max} 지점에 검출기를 놓고 측정하였다. 측정값을 비교하기 위해 이미 언급한 다이오드, 0.055cc Markus 전리함(23343, PTW), 0.125cc 전리함(31002, PTW), 0.6cc 전리함(2505/3A, NE) 및 $3.1\text{mm} \times 3.1\text{mm} \times 0.6\text{mm}$ LiF TLD (600H, Harshaw)를 사용하였다. TLD 600H는 annealing 과정이 필요 없이 손쉽게 사용할 수 있는 특성을 갖고 있다.

전위계로는, Markus 및 0.125cc 전리함 용 전위계(Unidos, PTW), 0.6cc 전리함 용 전위계(Ionex 2500/3, NE)를 사용하였다.

TLD 분석을 위해 판독기(TLD5500, Harshaw)를 사용하였는데 이 판독기는 50개의 TLD소자를 한꺼번에 판독할 수 있는 자동형이다. TLD 분석 방법은 우선 판독기를 교정하여 판독기 교정 상수를 구하였고, TLD소자를 50개 선택하여 각각 소자의 교정 상수를 구하여 소자 교정 상수 값의 오차가 2% 이내에 존재하는 것 중에서 36개의 소자를 선택하여 실제 TSF 실험에 사용하였다. TLD로 구한 TSF 값은 판독기 및 TLD소자의 교정 상수를 모두 고려하여 얻은 값이다.

III. 결과 및 고찰

그림 1은 다이오드, 전리함, 필름으로 측정된 지름 12.5mm beam의 TMR을 물 팬텀 표면에서부터 20cm 깊이까지 측정된 것이다. 12개의 원형 beam 각각에 대해 TMR 측정을 하였지만 거의 모두 유사한 특성을 나타내어 이 중 가장 작은 beam인 지름 12.5mm beam만 제시하였다.

6MV x-선의 표준 TMR 값은 표면에서는 약 0.35 ± 0.05 를 기록한 후 build-up 영역에서 급속히 증가하여 1cm 깊이에서 0.93 ± 0.05 를 나타내고 1.5cm 깊이에서 최대값 1을 기록한 다음 깊이가 더 증가하면 TMR 값은 서서히 감소하는 양상을 나타내는 것으로 알려져 있다^[5,6,8].

본 연구에서 다이오드나 필름으로 측정된 TMR 값은 표준 TMR 값과 잘 일치하였다.

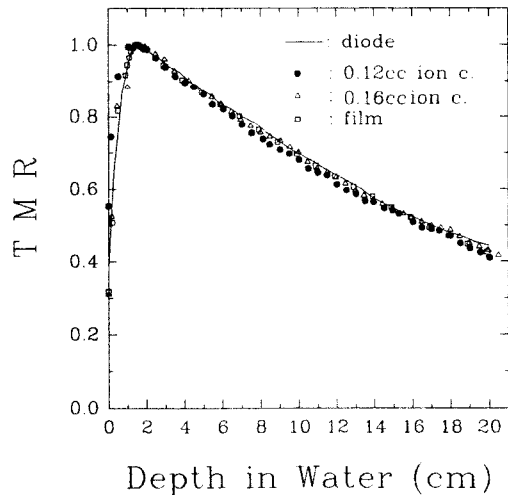


그림 1. 다이오드, 0.16cc 평판 전리함, 0.12cc 원통 전리함, 필름에 의한 지름 12.5mm beam의 TMR 측정

Fig. 1. TMR measurement of a 12.5mm diameter beam with diode, 0.16cc parallel-plate ionization chamber, 0.12cc thimble type ionization chamber and film.

build-up 영역 내에서는 0.12cc 전리함으로 측정된 TMR 값은 다이오드나 필름, 0.16cc 전리함으로 측정된 값에 비해 많게는 20% 이상의 차이를 나타냈다. 일반적으로 전리함은 공동의 부피가 적으면 분해능이

좋은 결과로 인식되는데 0.12cc 전리함은 공동의 부피가 0.16cc 전리함보다 작은데도 오히려 0.16cc 전리함 보다 build-up 영역 내에서 좋지 않은 결과를 나타낸 이유는 beam 방향에 대한 전리함의 기하학적 구조 형태에 원인이 있는 것 같다. 즉, 0.16cc 전리함은 공동의 지름은 10mm 이지만 공동의 길이는 2mm 밖에 되지 않는 평판형으로 공동의 원 평면이 beam 방향에 수직으로 놓여 beam 방향과 같은 물질 속의 깊이에 대한 분해능은 공동 길이에 해당되는 2mm이고, 반면 0.12cc 전리함은 공동 지름이 4mm 이고 공동의 길이가 10mm인 원통형으로 beam 방향과 원통의 지름 면이 나란하게 놓이므로 (beam 방향에 대해 원통이 길게 누워있는 형태) 물질 속의 깊이에 대한 분해능은 공동 지름에 해당되는 4mm이기 때문에 0.12cc 전리함이 0.16cc 전리함 보다 build-up 영역 내에서 더 나쁜 분해능을 갖게 되는 것으로 사료된다.

build-up 영역 이상의 깊이에서는 다이오드, 0.16cc 평판형 전리함 및 필름 등, 세 종류의 검출기로 측정된 값 사이에는 3% 이내의 차이를 나타내고 있다.

이상의 결과로 0.12cc 전리함으로는 작은 beam의 TMR을 측정하기에는 불가능한 것으로 여겨지며, 0.16cc 전리함으로 build-up 영역을 측정할 때는 세심한 주의가 필요한 것으로 사료된다.

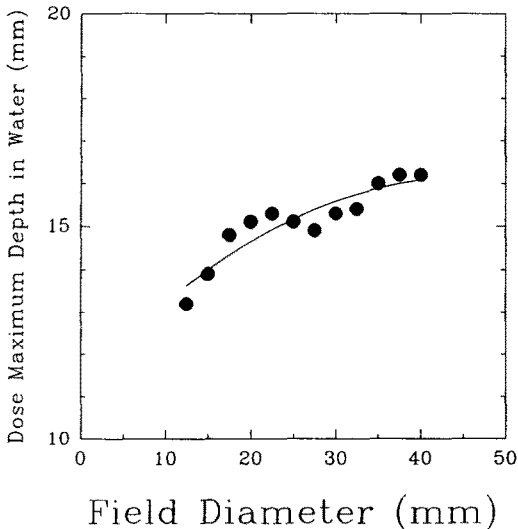


그림 2. 조사야 지름별 최대 TMR 깊이

Fig. 2. Depth of maximum TMR as a function of field diameter.

그림 2는 beam 크기 변화에 대한 d_{max} 변화를 나타낸 것이다. d_{max} 를 나타내는 깊이는 beam 지름에 비례하여 증가하였는데, beam 지름이 12.5mm에서 40mm로 증가하면 d_{max} 는 13.5mm에서 16mm로 증가하였다.

팬텀내의 산란 성분만의 영향으로 인해, beam 지름이 클수록 팬텀 표면으로부터 산란된 전자들이 beam 밖으로 빠져나갈 확률은 점차 줄어들고 아래쪽으로 향하는 전자들이 많게 되므로 d_{max} 도 증가한다^[6]. 본 연구에서의 d_{max} 변화는 Serago등^[6]이 측정한 결과와 비슷하였다. 또한 d_{max} 의 이동을 Dutreix등^[9]이 20MV 소형 x-ray beam에 대해 보고하였는데, 소형 beam에서는 beam 가장자리 부근에서 발생된 전자들이 beam 내로 다시 산란 되지 않는, 즉 측방에서 beam 내로 후방 산란 되는 분율의 기여가 거의 없기 때문에 전자 평행이 깨어져 d_{max} 의 이동이 일어난다고 하였다.

방사선 수술용 beam 보다 훨씬 큰 조사 면적을 사용하는 일반적인 방사선 치료에서는 조사 면적이 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 에서 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 로 증가할수록 d_{max} 는 서서히 감소하는데 그것은 flattening filter와 collimator, 공기에 의해 산란된 전자들이 x-선에 섞여 나오므로 d_{max} 를 감소시키는 요인이 되기 때문이다^[10].

OAR은 beam 지름 12.5mm에서 40mm까지 측정하였으나 이 중에서 대표적으로 지름 20mm beam의 OAR을 그림 3 및 4에 나타내었다.

작고 원형인 beam의 OAR 특성은 beam 가장자리에서 선량의 기울기 형태가 수직에 가깝도록 급속히 변한다는 것이다^[3,5,6,8]. 이런 소형 beam의 OAR 특성을 가장 잘 측정할 수 있는 검출기는 그림 3 및 4에서 보는 것처럼 다이오드와 필름임을 알 수 있다.

그림 3의 다이오드와 0.16cc 평판형 전리함 및 0.12cc 전리함으로 측정된 OAR에서 다이오드와 전리함 사이의 측정값은 최대 20% 이상의 차이를 보였다.

특히 0.16cc 평판형 전리함은 beam 가장자리에서 가장 분해능이 좋지 않은 완만한 선량 기울기를 보였는데, 그 이유는 0.16cc 전리함은 공동 지름이 10mm인 원 평면이 beam 방향에 수직으로 놓이므로 beam 방향에 대해 수직인 평면 내에서의 공간 분해능은 10mm로 아주 나쁘기 때문이다.

그림 4의 다이오드와 필름으로 측정된 OAR 비교에서는 두 검출기가 3% 이내의 차이로 잘 일치하였다.

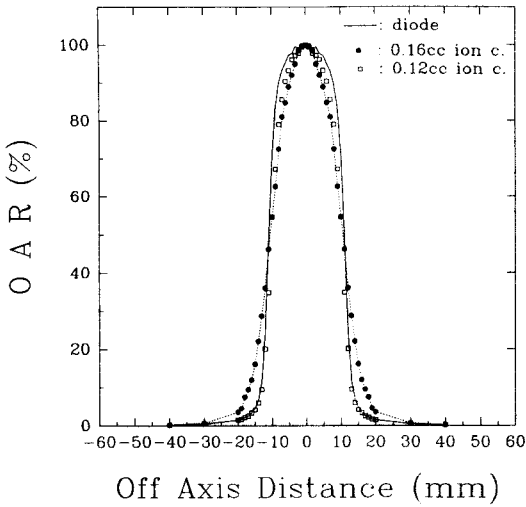


그림 3. 물 속 1.5cm 깊이에서 다이오드와 전리함으로 측정된 지름 20mm beam의 OAR

Fig. 3. OAR of 20mm diameter beam measured with diode and ionization chambers in 1.5cm depth of water.

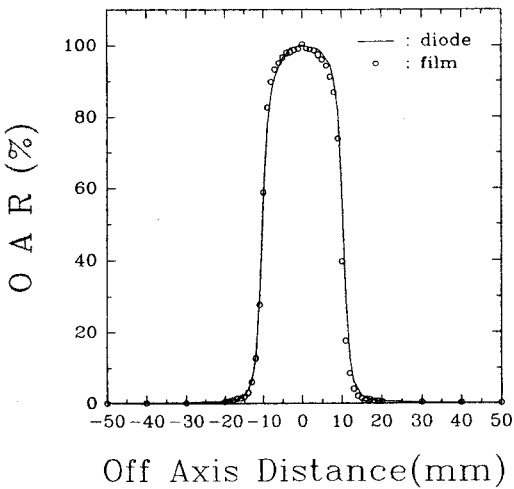


그림 4. 물 속 1.5cm 깊이에서 다이오드와 필름으로 측정된 지름 20mm beam의 OAR

Fig. 4. OAR of 20mm diameter beam measured with diode and film in 1.5cm depth of water.

그림 5는 작은 원형 beam에 대해 다양한 검출기로 측정된 TSF이다.

전반적으로 전리함 들에 의한 TSF 값은 다른 검출기에 비해 낮은 측정치를 나타냈으며, 특히 beam 지름이

작을수록, 전리함의 부피가 클수록, 측정치는 급격히 감소하였다. 그것은 물질 속의 한 점에서 소형 beam의 TSF를 측정하기에는 전리함 들의 부피가 너무 크기 때문이다. 그러나 지름 25mm 보다 더 큰 beam에서 TSF는 0.6cc 전리함을 제외한 모든 검출기에 대해 2% 내에서 일치하였다.

다이오드 및 TLD에 의한 TSF는 beam 지름 12.5mm~40mm 까지 2% 이내의 오차로 일치하고 있다. 본 연구에서 다이오드와 TLD로 측정된 TSF 값이 Rice등^[5], Serago등^[6]이 측정된 TSF와 거의 일치하였다.

그림 5에서 다이오드 및 TLD로 측정된 TSF를 기준으로 삼으면 다른 검출기로 TSF를 정확하게 측정할 수 있는 beam 지름의 하한선을 대략적으로 정할 수 있을 것 같다. 즉 markus 전리함으로 TSF를 정확하게 측정할 수 있는 가장 적은 beam 지름은 약 25mm이며, 0.125cc 원통형 전리함은 20mm 이나, 0.6cc 전리함은 지름 40mm beam에 대해서도 TSF를 정확하게 측정하지 못한다는 것을 알 수 있다.

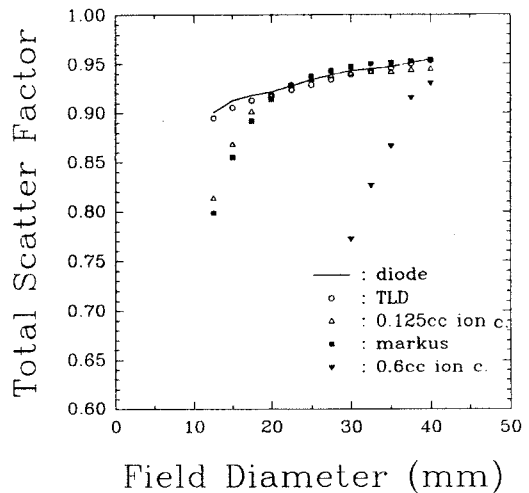


그림 5. 다이오드, 전리함, TLD로 측정된 원형 조사야에 대한 TSF

Fig. 5. TSF for circular fields measured with diode, ionization chambers and TLD.

TMR 과 OAR 측정에서 다이오드와 필름은 거의 동일한 결과를 나타내었고, TSF 측정에서 다이오드와 TLD는 거의 일치하는 결과를 나타내었다.

이 실험을 통해서 작고 원형인 beam 측정에 사용되어질 검출기는 일반적인 큰 조사 면적을 측정할 때 사용하는 검출기와는 달라야 한다는 것을 알 수 있었으며, 표준 선량 교정에 사용하는 0.6cc Farmer형 전리함이나 물질 속 선량 분포 측정에 널리 사용하는 원통형 미소 체적 전리함도 소형 beam 측정에는 부적합한 것으로 사료된다. 어떤 전리함 들은 소형 beam의 지름보다 초과하는 크기를 갖고 있고 전리함 보다 더 큰 크기를 갖는 소형 beam에서조차도 beam 측면으로 빠져나가는 산란선의 기여도가 beam 내로 들어오는 성분보다 더 크기 때문에 lateral 전자 평형은 형성되지 않아 전리함의 감도를 떨어뜨린다^[6]. 이런 이유로 인해 전리함은 소형 beam 측정에 적합치 못한 것 같다.

따라서 작고 원형인 beam의 물리적인 변수들을 측정하기 위한 검출기로서는 다이오드, TLD 및 필름이 적합할 것이고, 특히 필름은 OAR과 같은 변수를 측정할 때는 우수한 공간 분해능과 매우 편리한 수단임이 입증되었다.

물론 이번 실험에서 하지 못한, 필름에 의한 TSF 측정, TLD에 의한 OAR 및 TMR 측정도 수행되어야 작고 원형인 beam 측정용 검출기에 대한 완전한 정보가 제공 될 것으로 생각되지만 본 연구의 결과들은 방사선 수술용 planning을 하기 위한 물리적 자료로 이용되어질 수 있고, 또한 작고 원형인 beam 측정 시 검출기의 선택의 중요성을 제공한다. 그러나 본 연구의 결과가 다른 종류의 가속기 및 beam 지름 10mm 이하의 beam에 대해서는 다르게 나타날 수도 있다는 것을 밝혀둔다.

IV. 결론

beam 지름 12.5mm에서 40mm까지의 6MV 소형 x-선 beam에 대한 TMR, OAR, TSF 값을 다이오드, 필름, 전리함 및 TLD로 측정한 결과, TMR 및 OAR 측정에 적합한 검출기는 다이오드와 필름이었으며, TMR 측정 시 표준 TMR 값에 대한 오차는 2% 이내였고, OAR 측정 시 다이오드와 필름의 상대오차는 3% 이내였다. 특히 필름은 OAR을 대단히 빠르게 측정 판별할 수 있었으며 사용하기에 편리한 검출기였다. TSF 측정에 적합한 검출기는 다이오드와 TLD 이었으며 측정된 TSF 값은 0.89~0.96 이었다.

본 실험에 사용한 5개 전리함의 크기가 소형 beam

지름 보다 작지만 TMR, OAR 및 TSF를 정밀하게 측정할 수 없었던 이유는 전리함 공동의 경계면에서 전자평형이 형성되는데 충분한 beam 공간이 확보되지 않기 때문인 것으로 생각된다.

본 연구를 통하여 소형 x-선 beam의 물리적 변수 측정에 적합한 검출기의 선택 기준을 얻을 수 있었고, 측정된 TMR, OAR 및 TSF 값을 방사선 수술의 선량 분포 예측에 이용할 수 있었다.

참고 문헌

- [1]. F. Colombo, A. Benedetti and F. Pozza, "External stereotactic irradiation by linear accelerator", *Neurosurgery*, Vol. 16, pp. 154-160, 1988.
- [2]. G. H. Hartmann, W. Schlegew, V. Strum, B. Kober, O. Pastyr and W. j. Lorens, "Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 11, pp. 1185-1192, 1985.
- [3]. W. Lutz, K. R. Winston and N. Maleki, "A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 14, pp.373-381, 1988.
- [4]. E. B. Podgorsak, A. Olivier, M. Pla, P. Y. Lefebvre and J. Hazel, "Dynamic stereotactic radiosurgery", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 14, pp.115-125, 1988.
- [5]. R. K. Rice, J. L. Hansen, G. K. Svensson and R. L. Siddon, "Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays", *Phys. Med. Biol.*, Vol. 32, pp. 1087-1099, 1987.
- [6]. C. F. Serago, P. V. Houdek, G. H. Hartmann, D. S. Saini, M. E. Serago and A. Kaydee, "Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24MV x-ray beams for radiosurgery", *Phys. Med. Biol.*, Vol. 37, pp.1943-1956, 1992.
- [7]. S. S. Kubsad, T. R. Mackie and M. A. Gehring, "Monte Carlo and convolution dosimetry for stereotactic radiosurgery", *Int. J. Radiat. Oncol.*

- Biol. Phys., Vol. 19, pp. 1027-1035, 1990.
- [8]. B. E. Bjarngard, J. S. Tsai and R. K. Rice, "Doses on the central axis of narrow 6MV X-ray beams", Med. Phys., Vol. 17, pp. 794-799, 1990.
- [9]. J. Dutreix, A. Dutreix and M. Tubiana, "Electronic equilibrium and transition stages", Phys. Med. Biol., Vol. 10, pp. 77-190, 1965.
- [10]. K. E. Sixel and E. B. Podgorsak, "Buildup region and depth dose maximum of megavoltage x-ray beams", Med. Phys., Vol. 21, pp. 411-416, 1994.
- [11]. F. M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, Williams & Wilkins, Maryland, pp. 210-212, 1994

著 者 紹 介

유 명 진

『센서학회지 제7권 제5호』 논문98-7-5-03 pp.313 참조
현재 고신대학교 의예과 조교수

도 시 흥

『센서학회지 제3권 제2호』 논문94-3-2-02, pp.11 참조
현재 부경대학교 자연과학대학 물리학과 교수