

Evaluation of Photoneutron During Radiation Therapy when Using Flattening Filter and Tracking Jaw with High Energy X-ray

Euntae Park,¹ Seongjin Jin,² Cheolwoo Park^{3,*}

¹Department of Radiation Oncology, Busan Paik Hospital, Inje University, Busan, Korea

²Department of Radiation Oncology, Haeundae Paik Hospital, Inje University, Busan, Korea

³Department of Radiological Technology, Dong-Eui Institute of Technology, Busan, Korea

Received: February 11, 2016. Revised: February 25, 2016. Accepted: February 29, 2016.

ABSTRACT

Radiation therapy is usually using linear accelerator and used X-ray energy is also getting higher. Recently linear accelerators has been developed 3F mode and tracking jaw technology and that was applied for patient therapy. This study aims at measuring photoneutrons depending on the use of 3F and tracking jaw system when radiation is irradiated using a linear accelerator. The generation of photoneutrons of 3F system was 70% smaller than 2F system and that of tracking jaw system was 83% higher than static jaw system. Photoneutron value is relatively low. However, it must be minimized for Photoneutron exposure during radiation therapy.

Keyword : Linear accelerator, Flattening filter free, Tracking jaw, Photoneutron

I. INTRODUCTION

방사선치료는 지난 수십년에 걸쳐 의료용 선형가속기(Linac)의 비약적인 발전과, 컴퓨터 시스템의 개발에 힘입어 현재 암 치료에 있어 중요한 부분을 차지하고 있다.^[1] 선형가속기를 이용한 최신 치료방법으로는 정상조직을 보호하고 종양조직에는 이상적인 선량분포를 구현하는 세기변조 방사선치료(IMRT, Intensity Modulated Radiation Therapy)와 영상의 도움으로 더 정확하고 재현성이 탁월한 영상유도 방사선치료(IGRT, Image-Guided Radiation Therapy)가 임상에서 이용되고 있다.

방사선치료의 궁극적인 목표는 정상조직에 불필요한 선량을 최소화하고 치료하고자 하는 종양부위에 선량을 집중시키는 것이며, 이를 위하여 환자와 주어진 상황에 맞게 최적화된 치료계획을 수립하여야 한다.^[2] 오늘날 개발되어지는 선형가속기는 다양화되고 보다 효과적인 치료계획 수립을 위한 기능들이 추가되고 있으며 앞으로 더 진보할 것으로 예상된다. 또한 높은 에너지를

가진 X선(광자선)을 종양의 체내 위치에 맞춰 선택함으로써 임상의 암치료를 효율적으로 적용하고 있다.^[3]

선형가속기에서 발생된 X선은 중심부위가 강한 선량분포를 나타내므로 균등한 선량분포를 얻기 위해 선속평탄 여과판(Flattening Filter, 이하 2F)을 사용하여 왔다.^[4] 하지만 소분할 방사선치료(Hypo-Fractionated Radiotherapy)처럼 1회 처방선량이 수배 증가할수록 출력선량의 감소로 인해 치료시간이 기하급수적으로 길어지는 단점이 유발되었다.^[5] 이러한 단점을 보완하기 위하여 선속평탄 여과판을 사용하지 않는(Flattening Filter Free, 이하 3F) 기능이 장착된 선형가속기가 개발되어 사용되고 있다.

현재 베리안(Varian, USA)사의 최신 의료용 선형가속기는 True Beam STx이며 이전의 선형가속기 모델인 Rapid Arc에 비해 대표적으로 2가지의 기능이 추가되었다. 첫 번째는 3F 모드 기능으로 정위방사선치료(SBRT, Stereotactic Body Radiation Therapy)에 가장 적합한 형태의 빔을 사용할 수 있게 되었다. 또 하나는 기존의

Rapid Arc 선형가속기의 경우에는 jaw가 고정된 형태로 조사하는 방식(static jaw)이었으나 True Beam STx는 조사 중에 조사야에 맞춰 jaw가 움직이는 tracking jaw 기술이 적용되었다. 이 두가지 추가된 기능으로 환자에게 더 최적의 치료계획이 가능해졌다.

그러나 beam의 정형 및 정상조직 차폐를 위해 텅스텐 합금으로 구성된 콜리메이터(Collimator), 선속평탄여과판, 다엽 콜리메이터(MLC, Multi-leaf Collimator) 등의 구성물질과 10 MV 이상의 고 에너지 X선의 사용으로 인해 광핵반응(Photonuclear reaction)이 발생함으로써 불필요한 광중성자(Photoneutron)가 검출되고 있다. 또한 이렇게 발생된 광중성자는 어떤 특정지역에 국한되어 검출되는 것이 아니라 치료실 전역에 걸쳐 존재하게 되며 치료실 주위의 다른 물질과도 반응하여 산란하게 된다.^[6,7] 여기에서 광핵반응은 입사되는 광자가 원자핵에 흡수되어 양성자 및 중성자 또는 알파 입자를 방출하는 것으로 광자에 의해 핵이 변환되는 반응을 말하며, 광핵반응을 통해 발생된 중성자를 광중성자라고 한다.^[7]

위에서 언급한 여러 가지 고밀도의 선형가속기 구성 물질들이 광핵반응을 일으키게 되는 광자 임계에너지(Threshold energy)는 반응하는 원자핵 내의 결합에너지보다 커야 되며, 납(Pb)의 경우는 6.74 MeV, 텅스텐(W)은 7.41 MeV이다. 이 임계 에너지 이상의 광자는 점차 광중성자를 발생시키며 10 MeV 이상에서는 급격히 발생이 증가하고 14 MeV 영역에서는 최대값을 보인다.^[8] 선형가속기 헤드부분의 구성물질은 원자번호가 높은 납과 텅스텐으로 되어 있어 이들의 원자핵과 (γ, n) 반응을 통해 대부분의 광중성자가 발생한다.^[9]

광중성자는 특히 방사선 하중계수(Radiation weighting factor)가 X선보다 큰 고 LET 방사선으로, 인체 내에 조사 되었을 때 이온화 작용을 통해 인체 구성 분자들의 생물학적 장애를 초래하게 된다.^[10] 또한 높은 투과력을 가지고 있기 때문에 방사선치료시설의 외부 차폐 문제와 방사선작업종사자의 안전관리는 무시할 수 없는 부분이며^[11] 미국 의학물리학회(AAPM)에서도 고에너지 X선 주변에서의 중성자 측정에 대한 표준안을 제시하고 주의를 권고하고 있다.^[12]

이에 본 연구는 10 MV 이상 고에너지 X선을 이용하는 방사선치료 시, 3F 모드와 tracking jaw 사용에 의해

발생하는 광중성자를 측정하여, 이전의 방식인 2F mode 및 static Jaw와 비교함으로써 최적의 치료계획 수립을 위한 기초자료로 활용하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

본 연구에 사용된 의료용 선형가속기는 Varian사의 Rapid Arc와 최신 모델인 True Beam STx이다. 중성자 측정에는 Fig. 1과 같이 BF3 비례계수관(Victoreen 190 N, Fluke, USA)을 사용하였다.

Rapid Arc 선형가속기는 6, 15 MV의 X선이 발생되며 True Beam STx는 6, 8, 10, 15 MV의 X선 및 추가적으로 10 MV 3F X선 조사가 가능하다. 두 선형가속기의 차이점은 발생 에너지와 3F mode 기능의 유무 외에도 조사 헤드부에 장착된 MLC에서도 차이를 보인다. Rapid Arc는 0.5 mm와 1 cm 크기의 MLC를 갖추고 있는데 비해, True Beam STx는 0.25 mm와 0.5 mm의 Millennium 120 MLC가 장착되어 있다.

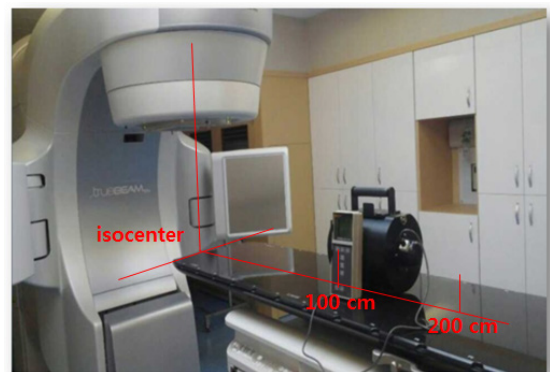


Fig. 1. Measurement of Photoneutron.

Victoreen 190N 측정기는 이동이 가능한 중성자 서베이미터(Survey meter)이며 무게는 9.52 kg이다. 검출기 내부에 24.1 × 21.6 cm의 BF3 비례계수기와 중성자 에너지를 보정하는 물질로 만들어진 디텍터(Detector)가 위치하고 있으며 측정 가능 에너지의 범위는 0.025 eV~15 MeV, 측정 감도는 2000 counts/mRem이다.^[13] 중성자 검출은 range mode와 integrate mode가 있으며 본 실험에서는 integrate mode의 mrem 단위로 결과값을 산정하였다.

실험을 위한 치료계획(RTP, Radiation Treatment Plan)

ing system)에는 Varian Eclipse(Ver 11.0, USA) 시스템을 이용하였다. 전립선 부위에 가상의 200cc 병소를 설정하여 동일한 PTV(Planning Target Volume)로 DVO (Dose Volume Opimizer.11) 선량계산 알고리즘을 적용하였다. 이후 True Beam에서 10 MV 2F, 3F mode를 이용한 IMRT 치료계획과, 각각의 선형가속기에 대해 15 MV static jaw와 tracking jaw를 이용한 치료계획을 수립하였다. 치료계획 시 선량 설정은 RTOG 0415 프로토콜을 기준으로 1회 조사 시 180 cGy로 설정하여 아래 측정 3), 4)에 적용하였다.^[14] 광중성자 측정은 아래와 같이 시행하였다.

1) 치료계획에 따른 조사문수 및 콜리메이터 각도와 Beam의 방향은 동일하나 선형가속기의 특성에 따른 MU(Monitor Unit)값의 차이가 나타나게 됨으로 field size 10 cm × 10 cm, MLC full open의 조건으로 각 장비별 15 MV 에너지로 100 MU를 조사하여 중성자 값을 측정하였다. 이때 측정위치는 Fig. 1과 같이 SAD(Source axis distance) 100 cm 지점인 isocenter로부터 테이블 방향으로 100 cm 이격된 지점에서 시행하였다.

2) 중성자 측정 시 주변 물질과 산란하는 특성으로 직선상의 측정이 아닌 공간적인 측정이 필요함으로^[15] 본 연구에서는 True Beam STx 10 MV 에너지로 100 MU를 2F 모드, 3F 모드 각각에 대하여 SAD 100 cm 지점의 isocenter로부터 각각 100, 200 cm 지점으로 이격시킨 후, field size를 1 × 1, 10 × 10, 20 × 20, 30 × 30, 40 cm × 40 cm로 설정하여 광중성자를 측정하였다.

3) 2F 모드, 3F 모드 각각에 대하여 True Beam STx를 이용하여 SAD(Source axis distance) 100 cm, field size 10 cm × 10 cm, MLC full open의 조건으로 10 MV X선을 조사하여 광중성자를 측정하였다.

4) Rapid Arc의 static jaw 모드와 True Beam STx의 tracking jaw 모드 각각에 대하여 SAD 100 cm 지점의 isocenter로부터 100cm 이격시켜서, field size 10 cm × 10 cm, MLC full open의 조건으로 15 MV X선을 조사하여 광중성자를 측정하였다.

III. RESULT

Table 1은 15 MV 에너지로 100 MU를 조사하여 isocenter로부터 100 cm 위치에서 5회 반복 측정한 광중성자 결과 값이다. Rapid Arc는 3.8 ± 0.07 mrem이고 True

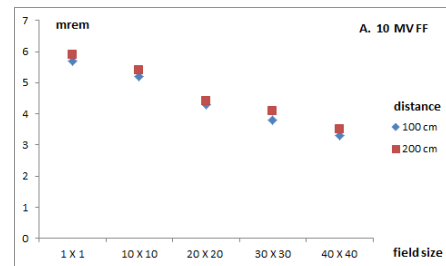
Beam STx는 3.5 ± 0.07 mrem으로 큰 차이를 나타내지 않았다. 장비에 따른 광중성자의 값은 같은 선량에 따라 경향성에는 큰 차이가 없는 것으로 나타났다.

Table 1. Result of Photoneutron measurement at distance 100 cm. [Unit: mrem]

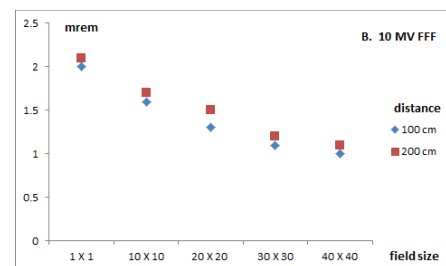
	1	2	3	4	5	mean
Rapid arc 15 MV	3.8	3.9	3.7	3.8	3.8	3.8 ± 0.07
True beam 15 MV	3.5	3.4	3.5	3.5	3.6	3.5 ± 0.07

Fig. 2는 True Beam STx의 isocenter로부터 100 cm, 200 cm 위치에서 Field Size를 다르게 하여 10 MV X선을 조사하여 얻은 결과 값이다.

10 MV 2F 모드의 결과를 보면 3F보다 전체적으로 더 많은 광중성자가 검출되고 있음을 알 수 있다. 세부적으로 조사야가 커질수록 광중성자는 선형적으로 감소하는 경향성을 보였으며, 100 cm 거리에 비해 200 cm 거리에서 중성자가 더 많이 검출되었다. 3F의 결과는 선속평탄 여과판을 사용하지 않음으로 인해 2F 모드에 비해 더 적은양의 광중성자가 계측되었으며, 조사야 크기 증가에 따라 감소하고, 거리 200 cm에서 광중성자의 검출값이 더 크게 나타났다.



(a) Results of 2F mode



(b) Results of 3F mode

Fig. 2. Illustration of Comparison photoneutron of 10 MV 2F and 3F mode. (field size and distance)

위 결과를 바탕으로 isocenter에서 100 cm 이격된 지점에서 field size 10 cm × 10 cm으로 설정하여 2F, 3F 모드와 static jaw, tracking jaw 사용 시 각각 5회 반복하여 광중성자를 측정하였으며 결과는 Table 2와 같다. 10 MV 조사 시 2F 와 3F 모드에서 측정한 광중성자 값은 47.32 ± 0.16 mrem, 15.1 ± 0.27 mrem으로 2F가 약 32 mrem 높은 결과를 보였다. 15 MV X선을 조사하여 static jaw 모드와 tracking jaw 모드에서 각각 5회 측정한 광중성자 값은 90.82 ± 0.24 mrem, 165.5 ± 0.5 mrem의 결과를 나타내었다. Static jaw에 비해 tracking jaw의 광중성자 발생이 약 75 mrem 높게 나타났다.

종합적으로 Fig. 3과 같이 선속평탄 여과판이 빔(Beam) 선속에 위치하게 되면 고에너지 X선과의 광핵반응이 일어나는 확률이 높아짐에 따라 3F 모드에 비하여 2F 모드 사용 시 광중성자의 발생이 증가함을 알 수 있었으며, 방사선치료 시 tracking jaw 모드를 사용함으로써 콜리메이터의 움직임에 의한 광중성자의 생성이 증가하게 됨을 확인 하였다.

Table 2. Result of Photoneutron measurement at 100 cm from isocenter. (2F and 3F mode, Static Jaw and Tracking Jaw system) [Unit: mrem]

	1	2	3	4	5	mean
10 MV 2F	47.1	47.5	47.4	47.2	47.4	47.32 ± 0.16
10 MV 3F	14.8	15.4	14.7	15.1	15.1	15.02 ± 0.27
15 MV S Jaw	90.5	91.0	90.8	90.7	91.1	90.82 ± 0.24
15 MV T Jaw	165	166	165.5	166	165	165.5 ± 0.5

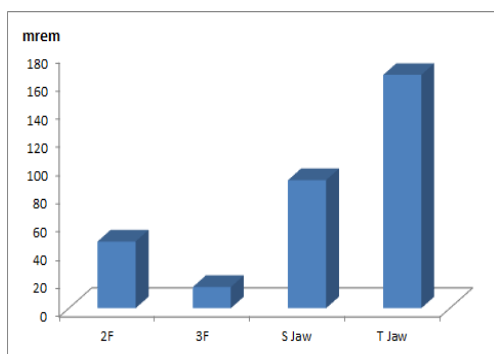


Fig. 3. Comparison of photoneutron measurement. (2F and 3F mode, Static Jaw and Tracking Jaw system).

IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

정상조직을 최대한 보호하고 종양을 괴사시키는 방사선 치료의 목표를 효율적으로 달성하기 위하여 다양한 장비와 기능이 개발되고 있다. 현재 방사선 치료용 선형가속기는 종양의 형태, 위치에 따라 에너지를 선택하여 치료계획을 수립하고 시행할 수 있으며 1980년대 3차원 입체조형치료(3D Conformal Radiotherapy)로부터 현재 IMRT, VMAT(Volumetric Modulated Arc Therapy), IGRT로 발전되어가고 있다.

현재의 치료계획은 조사야 내에서 방사선이 조사되는 동안 MLC가 역동적으로 움직임으로서 의료진이 원하는 최적의 치료계획을 수립하게 해준다. 또한 선형가속기의 고에너지 X선은 높은 심부선량률과 낮은 표면선량률을 가지는 특성 때문에 심부의 종양 치료에 많은 강점을 가진다.^[4,6] 그러나 10 MV 이상의 X선 사용 시 선형가속기 헤드부분의 구성품과 광핵반응으로 인한 광중성자를 방출하게 되는 문제점을 가지고 있으며^[16,17] 역동적인 MLC의 움직임은 광중성자의 발생을 증가시키는 원인으로 작용하게 된다.^[18,19]

Xiao 등의 연구에 의하면 3F 모드의 중성자 발생이 2F에 대비하여 대략 70 ~ 80% 이하로 낮게 나타난다고 보고하였다.^[20] 3F 모드의 X선 선속은 선속평탄 여과판을 지나치지 않으므로 광핵반응이 2F 모드에 비하여 작게 발생되며 본 연구에서도 중성자의 검출이 약 70% 낮게 나타나는 결과를 보였다. 따라서 3F 모드가 아닌 일반적인 2F 모드를 사용할 경우 환자에게 최적의 MU 값을 가지도록 치료 계획이 수립되어야 하며, 최종적으로 환자에게 가장 적합한 빔의 형태를 적용시켜야 할 것이다. 특히 전립선 암의 경우 가능하다면 MU 값이 비교적 높은 IMRT 치료계획보다 VMAT 치료계획이 불필요한 중성자 검출을 최소화하는 부분에 있어서 더 효과적이라고 판단되며, IMRT 치료계획의 조사문수 결정 시에도 광중성자의 증감에 대해 고려해야 할 것이다.^[17]

Tracking jaw 모드 사용에 따른 광중성자 결과는 기존의 static jaw 모드에 비하여 약 83% 높게 나타났다. Tracking jaw 사용 시 MLC 사이에서 누설되는 X선을 감소시킬 수 있는 장점이 있지만, jaw의 움직임으로 인하여 X선과의 광핵반응을 일으키는 확률이 높아짐

로써 더 많은 광중성자가 발생되고 있었다. 검출되는 광중성자의 선량은 처방선량에 비해 매우 미미하지만 분할조사를 시행하는 방사선 치료의 특성 상, 수회에서 수십 회 정도의 치료가 시행되므로 이로 인한 광중성자의 적산선량도 고려하여 최적의 jaw모드를 선택해야 할 것이다.

중성자의 불필요한 피폭을 최소화하기 위해서는 고에너지 X선, 선속평탄 여과판, tracking jaw, 소분할 방식 등등의 최초 치료계획 수립 시 중성자 계측기를 이용한 실측이 요구되며, 이를 통한 데이터의 수집 및 분석이야말로 임상에서 실천 가능한 방법일 것이다. 더불어 광중성자의 확률적 영향에 대한 지속적인 연구와 관심이 필요하다고 판단된다.

Reference

- [1] J. Thariat, J. M. Hannoun-Levi, M. A. Sun, T. Voon g, J. P. Gerard, "Past, present, and future of radiotherapy for the benefit of patients," *Nature Reviews Clinical Oncology*, Vol. 10, No. 1, pp. 52-60, 2012.
- [2] F. Bryant, "Prostate cancer and radiation therapy," *Radiation Therapist* Vol. 21. No. 1, pp. 29-32. 2012.
- [3] E. T. Park, D. Y. Lee, S. J. Ko, J. H. Kim, S. S. Kang, "A Study on Photon Spectrum in Medical Linear Accelerator Based on MCNPX," *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 8, No. 5, pp. 249-254, 2014.
- [4] S. S. Kang, I. H. Go, G. J. Kim, S. H. Kim, Y. S. Kim, Y. J. Kim, *Radiation Therapeutics*, third edition, Chung-ku munhwasa, Korea, 2014.
- [5] E. T. Park, D. H. Lee, S. S. Kang, "Evaluation of Photoneutron by Hypofractionated Radiotherapy," *Journal of The Korea Contents association*, Vol. 15, No. 12, pp. 347-354, 2015.
- [6] J. O. Lee, D. H. Jeong, J. K. Kang, "Neutron Generation from a 24 MV Medical Linac," *Korean Society of Medical Physics*, Vol. 16, No. 2, pp. 97-103, 2005.
- [7] F. M. KHAN, "The Physics of Radiation Therapy 4/E," *Williams & Wilkins*. 2009.
- [8] K. J. Olsen, "Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators (NCRP Report No.79)," *Med. Physics*, Vol. 13, No. 6, pp. 968-970, 1986.
- [9] W. L. Huang, Q. F. Li, Y. Z. Lin, "Calculation of photoneutrons produced in the targets of electron linear accelerators radiography and radiotherapy application," *Nuclear Instruments and Method in Physics Research B*, Vol. 229, No. 3, pp. 339-347, 2005.
- [10] W. G. Albert, R. A. Hollnagel, "Radiation weighting factor and quality factor neutrons," *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 46, No. 4, pp. 291-293, 1993.
- [11] C. S. Park, S. S. Shin, C. H. Lim, H. R. Jung, "A Study on the Neutron Dose Distribution in Case of 10 MV X-ray Radiotherapy," *Korean society of radiological science*, Vol. 31, No. 4, pp. 415-417, 2008.
- [12] American Association of Physicists in Medicine, "Neutron measurement around high energy X-ray radiotherapy machine," *AAPM*, No.19. 1986.
- [13] FLUKE, "Victoreen 190N Portable Neutron Survey Meter Operators Manual," 2005.
- [14] NRG Oncology RTOG 0415 "A phase III randomized study of hypofractionated 3D-CRT/IMRT versus conventionally fractionated 3D-CRT/IMRT in patients with prostate cancer," pp. 9-15, 2014.
- [15] D. S. Kim, J. M. Kim, H. S. Lee, R. S. Lim, Y. H. Kim, "A Study on the Neutron in Radiation Treatment System and Related Facility," *The Journal Of The Korean Society for Radiation Therapy*, Vol. 17, No. 2, pp. 141-145, 2005.
- [16] J. S. Levinger, H. A. Bethe, "Neutron yield from the nuclear photoeffect," *Phy Rev*, Vol. 85, No. 4, pp. 221-222, 1952.
- [17] F. D. Errico, R. Nath, G. Silvano, L. Tana, "In vivo neutron dosimetry during high-energy Bremsstrahlung radiotherapy," *International journal of Radiation Oncology Biol Phys*, Vol. 41, No. 5, pp. 1185-1192, 1998.
- [18] J. A. Lee, S. Y. Son, J. W. Min, K. W. Choi, S. R. Na, H. W. Jeong, "Neutron dosimetry depending on the number of portals for prostate cancer IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy)," *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol. 15, No. 6, pp. 3734-3740, 2014.
- [19] O. N. Yang, C. H. Lim, "Study on the Photoneutrons Produced in 15 MV Medical Linear Accelerators (Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and Intensity-Modulated Radiotherapy)," *Journal of the Korean Society of Medical Physics*, Vol. 16, No. 2, pp. 97-103, 2005.

al of Radiological Science and Technology, Vol. 35,
No. 4, pp. 335-343, 2012.

- [20] Y. Xiao, S. F. Kry, R. Popple, E. Yorke, N. Papanicolaou, S. Statakis, P. Xia, S. Huq, J. Bayouth, J. Galvin, F. F. Yin, "Flattening filter-free accelerators : a report from the AAPM Therapy emerging technology assessment work group," J of applied clinical Medical physics, Vol. 16, No. 3, pp. 12-29, 2015.

고 에너지 X선 방사선치료 시 Flattening Filter와 Tracking Jaw 사용에 따른 광증성자 발생 평가

박은태,¹ 진성진,² 박철우^{3,*}

¹부산백병원 방사선종양학과

²해운대백병원 방사선종양학과

³동의과학대학교 방사선과

요약

방사선치료는 의료용 선형가속기를 이용하는 방식이 가장 많이 적용되고 있으며 사용되는 광자선도 고에너지화 되고 있다. 최근에 도입되는 선형가속기에는 선속평탄 여과판을 사용하지 않는 3F 방식과 조사중에 조사야에 맞춰 jaw가 움직이는 tracking jaw 기술이 적용되어 임상에 보급되고 있다. 이에 본 연구는 선형가속기를 이용한 고에너지 X선 조사 시 선속평탄 여과판 사용 유무에 따른 광증성자 발생과, tracking jaw 사용에 따른 광증성자 발생을 측정하여 비교분석하였다. 그 결과 3F 방식이 선속평탄 여과판의 적용에 비하여 광증성자의 검출이 약 70% 낮게 나타났으며, tracking jaw 방식은 static jaw에 비하여 약 83% 높게 광증성자가 발생하는 것으로 나타났다.

중심단어: 선형가속기, 선속평탄 여과판, Tracking jaw, 광증성자