

MCNPX를 이용한 방사선 치료실의 광중성자 선량 평가

Evaluation of Photoneutron Dose in Radiotherapy Room Using MCNPX

박은태

인제대학교 부산백병원 방사선종양학과

Eun-Tae Park(linacpet@paik.ac.kr)

요약

현재 방사선치료는 치료효과를 높이기 위해 고에너지 광자선의 사용이 증가하고 있는 추세이다. 일반적으로 6~8 MeV 이상의 고에너지 광자선을 사용하는 경우에는, 광핵반응에 의한 광중성자가 발생됨으로써 방사선 방호의 측면에서 많은 문제를 야기 시킬 수 있다. 이에 본 연구는 MCNPX를 이용하여 방사선 치료실의 광중성자 선량분포를 분석하였다. 그 결과 10 MV와 12 MV 구간에서 급격한 흡수선량의 증가를 보았다. 이를 통해 10 MV를 시작으로 광중성자 플루언스의 급격한 증가가 흡수선량으로 연계됨을 알 수 있었다. 또한 산출된 흡수선량을 바탕으로 등가선량을 환산한 결과는 ICRP 103 권고안의 경우, 낮은 에너지 범위에서 인체의 흡수선량에 대한 2차 광자의 기여를 반영함으로써 ICRP 60 권고안에 비해 낮은 등가선량을 나타냈다.

■ 중심어 : | 방사선치료 | 광핵반응 | MCNPX | 흡수선량 | 등가선량 |

Abstract

Recently, high energy photon radiotherapy is a growing trend for increasing therapy results. Commonly, if you use high energy photons above 6~8 MeV nominal accelerator voltage, It lead the photo-nuclear reaction and the generation of photo-neutron are accompanied and these problematic factors are issued in the view of radiation protection. Therefore, in this study analyzed for dose distribution of photo-neutron in radiotherapy room based on MCNPX. As a result, absorbed dose is increased sharply from 10 MV to 12 MV. It was founded that the rapid increasement of photoneutron fluence was related to the absorbed dose at above 10 MV. Also, in case of the recommendation of ICRP 103, the outcome of an exchanged equivalent dose which based on calculated an absorbed dose, showed lower equivalent dose than ICRP 60 by reflecting the contribution of secondary photon for absorbed dose of human body in the low energy band.

■ keyword : | Radiotherapy | Photo-nuclear Reaction | MCNPX | Absorbed Dose | Equivalent Dose |

1. 서론

1895년 X-ray가 발견된 이후로 방사선치료는 기술적으로 많은 발전을 해 왔으며, 방사선치료의 효험은 유

방암, 전립선암, 직장암 등의 여러 종류의 암에서 임상적인 실험과 높은 수준의 과학적 근거에 의해서 증명되었다. 이런 환자 삶의 질적인 소중함을 이루기 위한 노력은, 지난 몇 십년 동안 선형가속기와 컴퓨터 보조기

접수일자 : 2015년 02월 03일

수정일자 : 2015년 03월 24일

심사완료일 : 2015년 03월 31일

교신저자 : 박은태, e-mail : linacpet@hanmail.net

술에 의해 육성되어 왔다[1].

이에 발맞추어 최근에는 선량분포를 개선하여 치료 효과를 높이며, 정상조직의 손상을 줄일 수 있는 고에너지 광자선을 이용한 치료가 증가하고 있다. 특히 고에너지 광자선은 전방산란을 주로 하므로 측방산란이 적어지고 조사야 이외의 불필요한 조사는 감소되며, 용적선량이 적어서 진신적 부작용과 방사선 숙취현상이 적어지는 장점으로 심재성 병소의 치료에 유용하게 사용되고 있다[2]. 하지만 선형가속기의 물리적 특성상, 고에너지 광자선이 텅스텐(W)과 구리(Cu) 같은 치료기 헤드의 구성 물질과 상호작용하여 광핵반응의 문턱에너지를 넘어서면, 광중성자가 발생하는 부작용이 나타난다[3][4]. 이렇게 생성된 광중성자는 선형가속기의 헤드와 외부로도 방출됨으로써 결국 방사선 치료실 도처에 산란되며 환자에게도 도달한다[5][6]. 중성자는 높은 생물학적 효과비(relative biological effectiveness, RBE)를 가지기 때문에 심지어 적은 중성자 선량도 환자에게 유해할 수 있으며[7], 광자선과 전자선에 비해서 투과력도 강하고, 다중적인 산란현상도 유발되기 때문에 방사선 가중치를 고려한 적극적인 방사선방호가 필요하다[8].

그러나 현재 임상에서 사용되는 의료용 선형가속기는 전자 가속 원리와 광자 발생 메카니즘으로 인해 광중성자의 생성을 근본적으로 차단시킬 수는 없으며, 또한 암 치료에 직접 사용되는 광자선과 전자선에 비해, 광중성자의 연구와 관리는 미흡한 것이 사실이다. 이에 본 연구는 방사선 치료실 환경에서 광중성자의 선량적 특성을 평가함으로써, 의도치 않게 받게 되는 환자의 피폭선량과 선형가속기 및 방사선 치료실의 차폐 관련 연구에 기초자료를 제시하고자 한다. 본문에서는 몬테카를로 방식의 MCNPX를 사용하여 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24 MV에 의해 생성된 광중성자의 치료실내 위치별 선량분포를 산출하였으며, ICRP 60과 103 권고의 방사선 가중치를 적용하여 등가선량을 비교 분석하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1.1 선형가속기 헤드 구성

[그림 1]은 광자선 발생에 대한 선형가속기 헤드의 모식도이다. 본 연구를 위해 임상에서 상용되고 있는 선형가속기의 구성과 형태를 바탕으로 전산모사하였다.

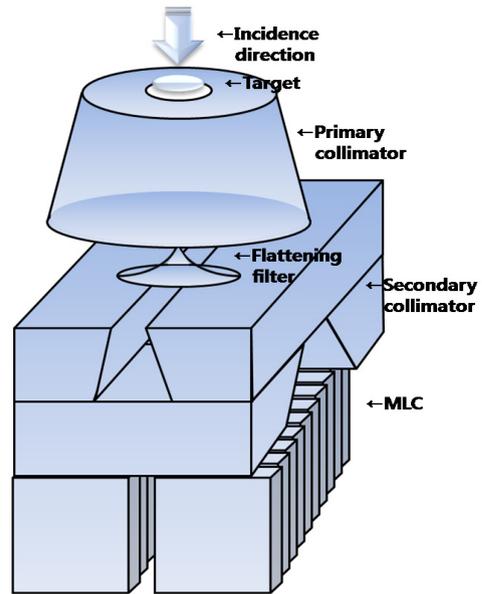


그림 1. Schematic representation of the linear accelerator head

타깃은 텅스텐과 구리의 합금으로 먼저, 텅스텐의 함량비는 ^{182}W 26.62%, ^{183}W 14.31%, ^{184}W 30.64%, ^{186}W 28.43%이며, 구성 밀도는 19.4 g/cm^3 이다. 구리의 함량비는 ^{63}Cu 69.15%, ^{65}Cu 30.85%, 밀도는 8.94 g/cm^3 로 구성하였다. 이후 일차 조준기는 텅스텐, 평탄 여과판은 구리, 2차 조준기와 다엽 조준기(MLC)는 텅스텐으로 구성하였으며, 사용된 텅스텐과 구리의 재질은 타깃에서 사용된 비율과 같다.

1.2 방사선 치료실 구성

[그림 2]는 본 연구를 위해 전산모사한 방사선 치료실의 평면도이다. 설계명세를 기초로 사용허가 되어 사용 중인 임상 치료실을 바탕으로 제작하였다. [표 1]은 방사선 치료실의 차폐를 위한 콘크리트 벽의 구성물성이며, 콘크리트의 밀도는 2.26 g/cm^3 로서 방사선 치료실 전체에 포괄적으로 적용하였다.

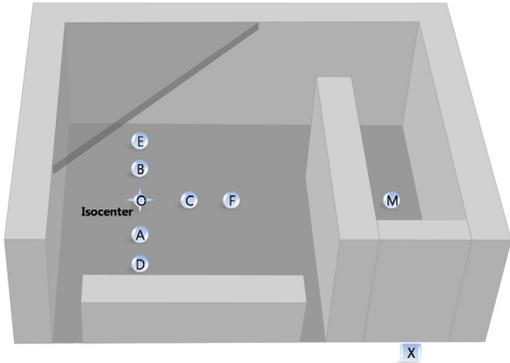


그림 2. Simplified schematic of a conventional therapy room design

표 1. Structure materials and abundance of concrete

Atomic symbol	Mass number	Abundance
H	1	0.56%
O	16	50.01%
Na	23	1.71%
Mg	12	0.26%
Al	27	4.56%
Si	14	31.36%
S	16	0.13%
K	19	1.92%
Ca	20	8.26%
Fe	54	0.07%
Fe	56	1.13%
Fe	57	0.03%

2. 연구 방법

2.1 치료실내 관측지점 설정

광자선 에너지의 증가에 따른 광중성자의 구역별 선량분포를 산출하기 위해 치료실 내에 9개의 관심 point를 설정하였다. 먼저 선원을 기준으로 선원-축 거리 (source to axis distance)가 100 cm인 isocenter를 'O' point로 설정한 후, O point를 기준으로 우측으로 100 cm 이격된 지점을 'A' point, 좌측으로 100 cm 이격된 지점을 'B' point, 전방으로 100 cm 이격된 지점을 'C' point로 설정하였다. 다음으로 isocenter로부터 우측, 좌측, 전방으로 200 cm 떨어진 지점을 각각 'D', 'E', 'F' point로 지정하였으며, isocenter로부터 전방으로 500 cm의 미로형 내 maze 지점에도 'M' point를 설정하였으며, 치료실 문 밖에 'X' point를 추가하여 실험을 진행하였다[그림 2].

표 2. Neutron weighting factor according to the ICRP 60

Range of energy	Weighting factor
< 10 keV	5
10 keV ~ 100 keV	10
100 keV ~ 2 MeV	20
2 MeV ~ 20 MeV	10
> 20 MeV	5

표 3. Neutron weighting factor according to the ICRP 103

Range of energy	Weighting factor
< 1 MeV	$2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_0)]^{2/6}}$
1 MeV~50 MeV	$5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_0)]^{2/6}}$
> 50 MeV	$2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_0)]^{2/6}}$

2.2 MCNPX를 이용한 흡수선량 및 등가선량 산출

중성자는 선형가속기 구성 물질과 상호작용을 통해 이동을 하고, 가벼운 원자핵들에 의해 산란됨으로 그 과정을 계산하는 것은 매우 어렵기 때문에, 방사선 입자와 물질과의 상호작용 과정들은 확률적으로 밖에 예측할 수 없다. 그러므로 방사선 분야에서 직접적인 계측의 한계가 있는 경우에 MCNPX를 사용하여 방사선의 물리적 과정을 통계적 계산법으로 전산모사하는 방법이 자주 이용되어 왔다[9][10].

이전 연구에서 타깃을 통과한 후 생성된 광자의 스펙트럼을 획득한 후, 광핵 반응이 나타나지 않은 6 MV를 제외한 8 MV~24 MV 영역에서 생성된 중성자의 flux와 에너지 스펙트럼 분포를, 치료실내 관심영역 8개 point에서 측정하였다[11]. 본 실험에서는 F8 tally를 사용하여 관심지점에서 중성자에 의해 받은 에너지를 MeV 단위로 나타내었다. 이 결과를 바탕으로 흡수선량을 환산하여 분석하였으며, 중성자의 에너지 스펙트럼을 토대로 ICRP 60과 ICRP 103의 권고사항에 명시되어 있는 중성자의 방사선 가중치를 적용하여[표 2][표 3], 개별 등가선량을 비교하였다.

III. 결과

[표 4]는 실험대상의 광자 에너지에 대한, 광중성자의

위치별 흡수선량과 등가선량을 산출한 결과이다. 중성자에 대한 흡수선량과 등가선량을 전자선 한 개를 타기에 충돌시켰을 때 발생한 양으로 나타내기 위하여 Gy/e, Sv/e로 표기하였다. 전체적으로 흡수선량이 가장 높게 관측된 지점은 선원 중심점의 O point, 가장 낮게 관측된 지점은 maze에 위치한 M point로 나타났으며, 치료실 문 밖에 위치한 X point의 경우에는 흡수선량이 산출되지 않았다. 등가선량은 모든 결과값에서 ICRP 60의 등가선량이 ICRP 103의 선량보다 아주 근소한 차이를 보이며 높게 나타났다[표 4]. 대표적으로 24 MV의 열중성자와 속중성자 스펙트럼 결과 그래프를 [그림 3]과 [그림 4]에 나타냈다.

IV. 고찰

흡수선량에서 눈에 띄는 특징은 10 MV와 12 MV에 대한 광중성자의 위치별 흡수선량을 산정한 결과로서 O point 흡수선량의 예를 들면, 10 MV에서 7.65E-26 Gy/e, 12 MV에서는 6.44E-22 Gy/e를 보인 것이다[표 4]. 이와 같이 전반적으로 급격한 흡수선량의 증가를 보이는 구간은 10 MV에서 12 MV 영역이었다. 이 결과는 maze 내의 M point를 제외한 모든 지점에서 동일한 경향성을 보였다. 이것은 표적 핵종에 따라 차이는 있지만 광핵반응의 문턱에너지는 6~8 MeV이며, 임계에너지 이상에서 광핵반응의 발생확률은 서서히 증가하다

표 4. Results of neutron absorbed dose and equivalent dose

8 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)		10 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)		12 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)	
		ICRP 60	ICRP 103			ICRP 60	ICRP 103			ICRP 60	ICRP 103
O	1.17E-26	1.82E-25	1.41E-25	O	7.65E-26	1.17E-24	9.91E-25	O	6.44E-22	9.87E-21	8.36E-21
A	1.07E-32	3.11E-32	2.33E-32	A	1.05E-31	1.37E-30	1.10E-30	A	2.10E-22	3.00E-21	2.38E-21
B	2.21E-33	1.51E-31	1.10E-31	B	9.83E-32	1.47E-30	1.18E-30	B	2.16E-22	2.92E-21	2.32E-21
C	1.03E-32	1.46E-31	1.08E-31	C	7.94E-24	1.11E-22	8.89E-23	C	3.18E-22	4.44E-21	3.53E-21
D	7.78E-33	1.04E-31	7.20E-32	D	7.14E-32	9.09E-31	7.00E-31	D	2.03E-22	1.50E-21	1.15E-21
E	7.89E-33	1.03E-31	7.31E-32	E	6.96E-32	9.54E-31	7.39E-31	E	1.16E-22	2.64E-21	2.03E-21
F	5.84E-33	7.60E-32	5.34E-32	F	6.69E-32	8.65E-31	6.68E-31	F	8.70E-23	1.12E-21	8.56E-22
M	2.93E-34	2.93E-33	2.01E-33	M	3.26E-33	3.18E-32	2.15E-32	M	1.39E-32	1.37E-31	9.34E-32
X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00	X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00	X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00

14 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)		16 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)		18 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)	
		ICRP 60	ICRP 103			ICRP 60	ICRP 103			ICRP 60	ICRP 103
O	2.57E-21	3.98E-20	3.40E-20	O	9.20E-21	1.43E-19	1.22E-19	O	1.45E-20	2.26E-19	1.94E-19
A	1.71E-21	1.28E-20	1.02E-20	A	4.45E-21	4.79E-20	3.85E-20	A	8.05E-21	1.66E-19	1.34E-19
B	9.10E-22	2.40E-20	1.92E-20	B	3.41E-21	6.27E-20	5.05E-20	B	1.18E-20	1.14E-19	9.15E-20
C	1.58E-21	2.22E-20	1.78E-20	C	4.00E-21	5.63E-20	4.53E-20	C	1.27E-20	1.79E-19	1.44E-19
D	1.07E-21	1.02E-20	7.86E-21	D	2.55E-21	3.83E-20	2.97E-20	D	6.67E-21	5.99E-20	4.65E-20
E	7.79E-22	1.41E-20	1.09E-20	E	2.92E-21	3.36E-20	2.61E-20	E	4.56E-21	8.77E-20	6.81E-20
F	9.12E-22	1.18E-20	9.10E-21	F	2.27E-21	2.94E-20	2.28E-20	F	4.43E-21	5.75E-20	4.46E-20
M	2.21E-24	2.20E-23	1.50E-23	M	8.09E-23	8.03E-22	5.48E-22	M	8.94E-23	8.92E-22	6.10E-22
X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00	X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00	X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00

20 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)		22 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)		24 MV	Absorbed dose(Gy/e)	Equivalent dose(Sv/e)	
		ICRP 60	ICRP 103			ICRP 60	ICRP 103			ICRP 60	ICRP 103
O	2.53E-20	3.94E-19	3.38E-19	O	3.87E-20	6.03E-19	5.18E-19	O	7.86E-20	1.22E-18	1.05E-18
A	1.73E-20	1.98E-19	1.59E-19	A	2.03E-20	3.24E-19	2.61E-19	A	2.41E-20	3.41E-19	2.75E-19
B	1.40E-20	2.44E-19	1.96E-19	B	2.30E-20	2.87E-19	2.32E-19	B	2.42E-20	3.40E-19	2.74E-19
C	1.43E-20	2.01E-19	1.63E-19	C	2.51E-20	3.54E-19	2.86E-19	C	3.36E-20	4.75E-19	3.84E-19
D	8.57E-21	1.01E-19	7.82E-20	D	1.17E-20	1.70E-19	1.33E-19	D	1.51E-20	2.31E-19	1.80E-19
E	7.66E-21	1.13E-19	8.77E-20	E	1.30E-20	1.55E-19	1.20E-19	E	1.76E-20	1.99E-19	1.55E-19
F	8.53E-21	1.11E-19	8.60E-20	F	1.08E-20	1.41E-19	1.09E-19	F	1.22E-20	1.58E-19	1.23E-19
M	1.96E-22	1.95E-21	1.33E-21	M	1.73E-22	1.73E-21	1.18E-21	M	4.20E-22	4.19E-21	2.87E-21
X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00	X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00	X	0.00E-00	0.00E-00	0.00E-00

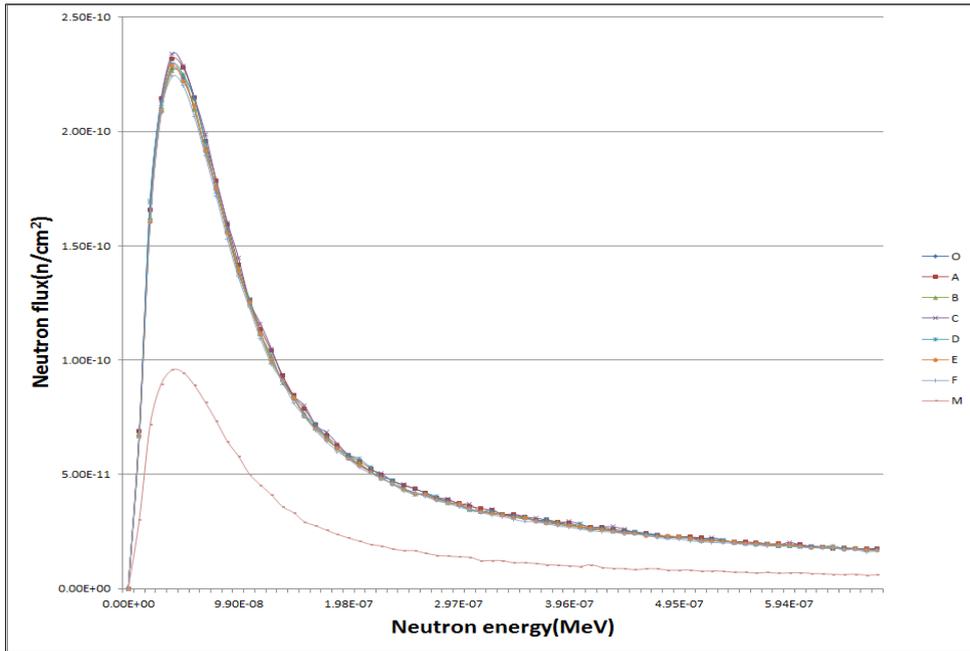


그림 3. 24 MV thermal neutron energy spectra calculated with MCNPX

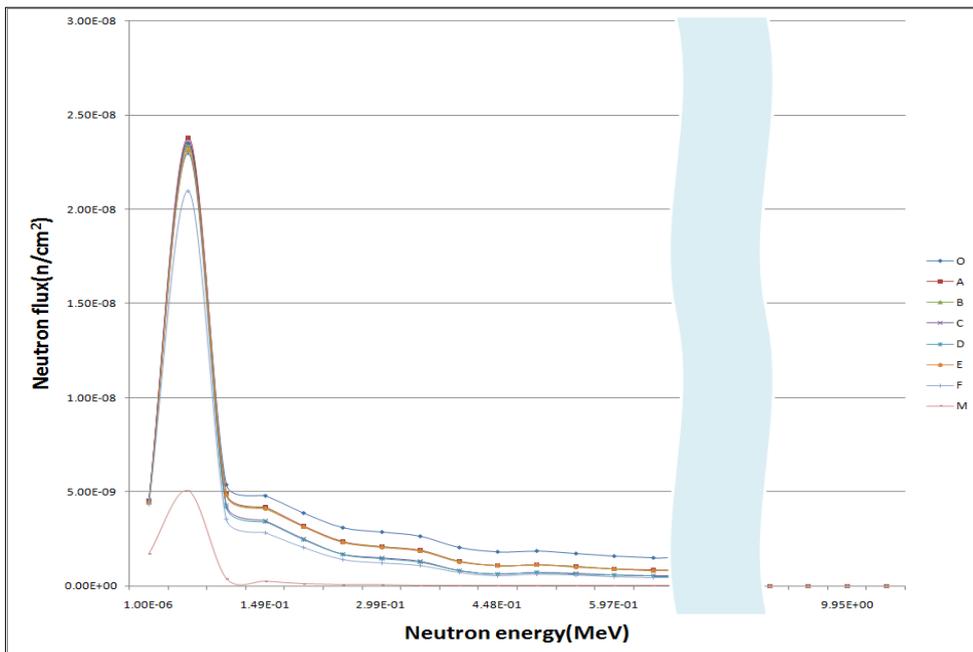


그림 4. 24 MV fast neutron energy spectra calculated with MCNPX

가 약 10 MeV 이상에서 급격히 증가하는 경향을 보인다는 선행연구에 상응하는 결과이다[12][13]. 그러므로 10 MV를 시작으로 광중성자의 급격한 증가가 흡수선량으로 연계된 것으로 해석할 수 있다. 다만 M point의 경우는 14 MV에서 급격한 증가를 나타냈는데, isocenter와 거리상 가장 이격되어 있음으로 인해 동일한 경향성을 보이지 않은 것으로 사료된다.

그리고 치료실 문밖의 X point에서는 흡수선량이 0 값을 보였다. MCNPX를 사용한 본 연구에서는 X point의 흡수선량이 나타나지 않았지만, 실제 임상 치료실에서는 수동문 또는 자동문을 사용하고 있으며, 개폐를 위해 치료실 바닥과의 틈이 있을 수 밖에 없는 구조이다. 그러므로 몬테카를로 방식으로 전산모사한 것과 중성자 계측기를 사용한 실측은, 그 결과값이 상이할 것으로 사료되며 추후 연구가 필요할 것이다. 추가적으로 방사선 치료실의 미로형 출입구에서의 중성자 에너지 스펙트럼은, 치료실 문 뒤에서의 중성자 선량률이 최소가 되도록 산출하기 위해, 문에서의 최적의 중성자 방호에 대한 연구에 현실적으로 적용될 수 있다. 즉 치료실 문의 방호에 있어서 층(door layer)의 최적의 배열 그리고 두께와 구조물질 관련 연구에 중요한 기준이 될 수 있을 것이다[14].

다음으로 측정된 흡수선량을 대상으로 ICRP 60과 ICRP 103의 권고에 맞춰 등가선량을 산정한 결과는 ICRP 60의 등가선량이 높게 나타났다[표 4]. 이 결과값을 세부적으로 분석하면, ICRP 60에 주어진 데이터와 비교해 ICRP 103의 가장 중요한 변경 내용은 낮은 에너지 범위에서 인체의 흡수선량에 대한 2차 광자의 크기 때문에 가중치 값(weighting factor, w_R)이 감소했고, 100 MeV를 초과하는 중성자 에너지에서도 가중치 값이 감소했다는 것이다. 이런 권고의 변화에 부합하여 등가선량의 산출값이 차이를 보인 것으로 사료된다. 물론 ICRP 103에서 중성자 방사선 가중치 계산에 사용되는 연속함수는 적용이 복잡하다. 이들 함수는 10 단위 이상의 중성자 에너지 범위에 대해 중성자 가중치를 나타내도록 경험적 접근으로 선택된 것이다. 그러나 중성자 선량, 선량률 및 생물학적 중점에 따라 실제로는 광범위한 RBE 값을 보이는 생물학적 데이터를 이

한 상세한 함수가 정밀하게 반영한다고 오해하면 안 될 것이다[8][15].

또한 광자선의 경우 방사선 가중치가 1인 반면 중성자는 에너지에 따라 적용되는 가중치가 다르며, 등가선량으로 환산할 경우 크기는 약 20배 차이가 발생할 수 있다[표 2][표 3]. 그러므로 적은 중성자 선량도 가중치를 고려한 세밀한 접근이 필요할 것이며, 중성자에 대한 환자의 피폭과 시술자에 대한 방사선 방호가 더욱 중요하게 이루어져야 할 것이다.

IV. 결론

치료실 내 위치별 흡수선량과 등가선량을 산정한 결과는 선원중심점이 가장 높은 흡수선량을 나타냈으며, 특히 maze를 제외한 모든 관심영역의 10 MV와 12 MV 구간에서 급격한 흡수선량의 증가를 보였다. 이것은 일반적인 중성자의 fluence와 flux의 실험결과에 상응한 결과로서 10 MV를 시작으로 광중성자의 급격한 증가가 흡수선량으로 연계됨을 알 수 있었다. 다음 ICRP 103 권고안의 경우, 낮은 에너지 범위에서 인체의 흡수선량에 대한 2차 광자의 크기 때문에 방사선 가중치 값이 감소함으로써 ICRP 60의 등가선량이 더 높게 나타났다.

본 연구에서 나타난 결과와 같이 선형가속기에서 중성자의 발생은 에너지가 높아질수록 비례하여 증가하고 있음을 알 수 있었으며, 치료실 전역에 걸쳐 중성자의 영향이 나타나고 있다는 것도 확인할 수 있었다. 서론에서 언급한 것처럼 고에너지 광자선의 이점 때문에, 선형가속기를 이용한 방사선치료는 갈수록 고에너지화, 고선량화 됨으로써 광중성자의 생성이 증가되고 있는 현실이다. 그러므로 광중성자가 환자에게 미치는 영향에 대한 지속적인 연구가 필요할 것이다.

참고 문헌

- [1] J. Thariat, J. M. Hannoun-Levi, A. Sun Myint, T. Vuong, and J. P. Gérard, "Past, present, and

- future of radiotherapy for the benefit of patients,” *Nature Reviews Clinical Oncology*, Vol.10, No.1, pp.52-60, 2012.
- [2] S. S. Kang, I. H. Go, G. J. Kim, S. J. Lee, Y. S. Ji, and J. U. Choi, *Radiation Therapeutics 3rd edition*, Cheong-gu munhwasa, 2014.
- [3] S. Zabihinpoor and M. Hasheminia, “Calculation of Neutron Contamination from Medical Linear Accelerator in Treatment Room,” *Adv. Studies Theor. Phys.*, Vol.5, No.9, pp.421-428, 2011.
- [4] NCRP, *Neutron Contamination from Medical Electron Accelerator(NCRP Report No. 79)*, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland, 1984.
- [5] F. M. KHAN, *The Physics Of Radiation Therapy 4/E*, Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- [6] W. L. Huang, Q. F. Li, and Y. Z. Lin, “Calculation of photoneutrons produced in the targets of electron linear accelerators radiography and radiotherapy applications,” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Raesearch B*, Vol.229, No.3, pp.339-347, 2005.
- [7] Y. S. Park, H. T. KIM, S. J. Ko, and S. S. Lee, *Radiobiology 2nd edition*, Jeongmungak, 2012.
- [8] ICRP, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 103, 2007.
- [9] E. T. Park, D. Y. Lee, S. J. Ko, J. H. Kim, and 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.
- [10] J. S. Lee, “Dose Evaluation Using Mathematical Simulation of Radiation Exposure Body in Mammography System,” *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol.8, No.4, pp.155-161, 2014.
- [11] E. T. Park, S. J. Ko, J. H. Kim, and S. S. Kang, “Evaluation of Photoneutron Energy Distribution in the Radiotherapy Room,” *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol.37, No.3, pp.223-231, 2014.
- [12] T. Rauscher and F. K. Thielemann, “Predicted cross-sections for photon induces particle emission,” *Atomic Data and Nuclear Data Tables*, Vol.88, pp.1-74, 2004.
- [13] S. S. Dietrich and B. L. Berman, “Atlas of photoneutron cross sections obtained with monoenergetic photons,” *Atom. Data. Nuc. Data. Tab.*, Vol.38, pp.199-338, 1988.
- [14] H. S. Kim, *New Empirical Formula for Neutron Dose Level at the Maze of Medical Linear Accelerator Facilities*, Nuclear Engineering in Hanyang University, 2007.
- [15] ICRP, 1991b., *The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 60, 1991.

저 자 소 개

박 은 태(Eun-Tae Park)

정회원



- 2012년 2월 : 부산가톨릭대학교 방사선학과(이학석사)
- 2015년 2월 : 부산가톨릭대학교 방사선학과(이학박사)
- 2000년 5월 ~ 현재 : 인제대학교 부산백병원 방사선종양학과

<관심분야> : 방사선치료선량 및 측정