

방사선치료실 내의 광중성자 에너지 분포 평가

- Evaluation of Photoneutron Energy Distribution in the Radiotherapy Room -

부산가톨릭대학교 대학원 방사선학과 · 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과¹⁾

박은태 · 고성진¹⁾ · 김정훈¹⁾ · 강세식¹⁾

— 국문초록 —

의료용의 선형가속장치는 방사선치료에 있어서 그 활용도가 가장 높으며, 최근에는 10MV 이상의 고에너지 광자선을 이용한 치료가 보편화되고 있다. 그러나 광핵반응에 의한 광중성자가 생성됨으로써 방사선 방호 측면에서 많은 문제를 야기 시키고 있다. 이에 본 연구는 MCNPX 프로그램을 이용하여 치료실 내의 위치별 중성자의 특성을 분석하였다. 그 결과, 광중성자의 생성 개수도 선원 중심점을 기준으로 거리가 멀어질수록 감소됨을 알 수 있었다. 그리고 10MV에서 20MV로 에너지가 높아짐에 따른 열중성자와 속중성자의 비율은 큰 차이가 없었지만, 선원 중심점으로부터 거리가 이격될수록 열중성자의 비율이 높아지는 현상을 확인할 수 있었다.

중심 단어: 선형가속장치, 광핵반응, 광중성자, MCNPX

I. 서 론

방사선 치료의 궁극적인 목적은 종양에는 이상적인 등선량 곡선을 만들고 정상조직에는 최소한의 선량을 유도 하는 것이다¹⁾. 방사선 치료에 사용되는 의료용 선형가속 장치는 종양에 방사선을 집약시킴으로써 암을 치료하는 방식으로 임상에 널리 사용되고 있다²⁾. 일반적으로 타겟에 가속된 전자를 충돌시켜 제동복사를 일으키는 선형가속장치는 의료시스템에서 유용한 엑스선 선원으로 이용되고 있으며, 지난 10여 년 동안 선형가속기와 컴퓨터 보조 기술의 동반적인 발전과 함께 암치료에 있어서 확고한 자리를 매김하고 있다³⁾. 또한 최근에는 심부에 위치한 종양

의 치료를 더욱 효율적으로 하기위해, 고에너지 광자선이 대두되고 있는 실정이다.

그러나 이로 인해 광핵반응에 의한 광중성자가 생성됨으로써 방사선 방호의 측면에서 많은 문제를 야기 시키고 있다. 광중성자는 광자의 에너지가 타겟, 콜리메이터, 플레이트닝 필터, 다엽 콜리메이터 등에 함유된 물질에 대한 광핵반응의 에너지 한도를 초과할 때 마다 높은 원자 물질의 여기에 의해 만들어진다. 이렇게 생성된 광중성자는 선형가속장치의 헤드 내부뿐만 아니라, 외부로도 방출됨으로써 결국 방사선 치료실 전역에 존재하게 된다^{4,5)}. 또한 중성자는 광자선과 전자선에 비해서 투과력도 강하고, 다중적인 산란현상도 유발되기 때문에 방사선 가중치를 고려한 적극적인 방사선방호가 필요하다⁶⁾.

방사선방호의 우선순위는 치료실내 선량분포를 예측하는 것이다. 이를 위해서는 선량을 만드는 광자선과 광핵반응에 의해 생성되는 광중성자의 물리적 특성 및 선량분포 등을 분석하고 평가하는 것이 중요하다. 국내의 경우 “광자 흡수선량 분포 평가”, “방사선 치료 시 중성자 선량 분포 평가”, “15MV 의료용선형가속기에서 발생하는

* 접수일(2014년 7월 24일), 1차 심사일(2014년 8월 12일), 2차 심사일(2014년 9월 4일), 확정일(2014년 9월 17일)

교신저자: 강세식, (609-757) 부산시 금정구 부곡3동 9번지
부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과
Tel : 051-510-0582, FAX: 051-510-0588
E-mail : sskang@cup.ac.kr

광중성자의 선량평가” 등의 연구가 진행되고 있으나 보다 더 정량적인 연구는 미비한 실정이다^{7,8,9)}. 몬테카를로 방식의 시뮬레이션에는 MCNPX, EGS4, GEANT4 등의 많은 프로그램들이 있지만, 윈도우 운영체제를 사용함으로써 개인용 컴퓨터로 접근이 용이하다는 장점으로, 임상 실무에서 방사선 치료계획의 수립과 검증 등에 MCNPX의 활용이 늘어나고 있다¹⁰⁾.

이에 본 연구에서는 MCNPX 프로그램을 이용하여 의료용 선형 가속장치의 헤드와 방사선 치료실을 모사하였다. 이를 바탕으로 광핵반응을 일으킬 수 있는 에너지를 대상으로 광자선과 광중성자의 스펙트럼을 치료실 내 관심 지점을 통해 그 특성을 분석하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 모의 실험

1) 선형가속장치 헤드 구성 및 구성 물질

본 연구를 위하여 모사한 선형가속기 헤드의 구조는 임상에서 사용되고 있는 일반적인 구성과 형태를 기초로 하여 제작하였으며, Fig. 1은 광자선 발생에 대한 치료기 헤드의 모식도이다.

전체적으로 치료기 헤드의 구성 물질로 가장 많이 사용된 것은 텅스텐(W)과 구리(Cu)였다. 이 두 원소의 구성 함량비를 살펴보면, 먼저 텅스텐의 경우 ¹⁸²W 26.62%, ¹⁸³W 14.31%, ¹⁸⁴W 30.64%, ¹⁸⁶W 28.43%로 구성되었다. 다음으로 많이 사용된 구리는 ⁶³Cu 69.15%, ⁶⁵Cu 30.85%로 이루어졌으며, 선형가속장치 헤드의 구성요소와 구성 물질은 Table 1과 같다⁷⁾.

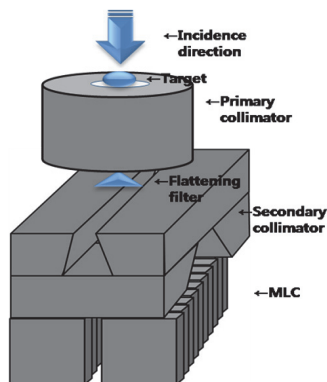


Fig. 1. Schematic representation of the linear accelerator head

Table 1 Materials of each linac head component

Component	Material
Target	Tungsten, Copper
Primary collimator	Tungsten
Flattening filter	Copper
Secondary collimator	Tungsten
Multi-leaf collimator	Tungsten

2) 방사선 치료실 구성 및 벽면 구성 물질

Fig. 2는 본 연구를 진행하기 위해 모사한 방사선 치료실의 평면도이다. 사용허가 되어 사용 중인 임상 치료실을 모델로, 설계명세를 기초로 하여 제작하였다. 방사선 치료실의 차폐를 위한 콘크리트 벽의 구성물질은 다음과 같이 구성하였다. 세부적으로 살펴보면 먼저 수소(¹H)는 0.56%, 산소(¹⁶O)는 50.01%로 그 비율이 가장 높았다. 나트륨(²³Na)은 1.71%, 마그네슘(¹²Mg)은 0.26%, 알루미늄(²⁷Al)은 4.56%, 규소(²⁸Si)가 31.36%로 산소 다음으로 높은 비율을 보였다. 다음으로 황(³²S)이 0.13%, 칼륨(³⁹K)은 1.92%, 칼슘(⁴⁰Ca)은 8.26%로 이루어졌으며, 마지막으로 철(⁵⁴Fe, ⁵⁶Fe, ⁵⁷Fe)이 각각 0.07%, 1.13%, 0.03%로 구성되었다¹¹⁾.

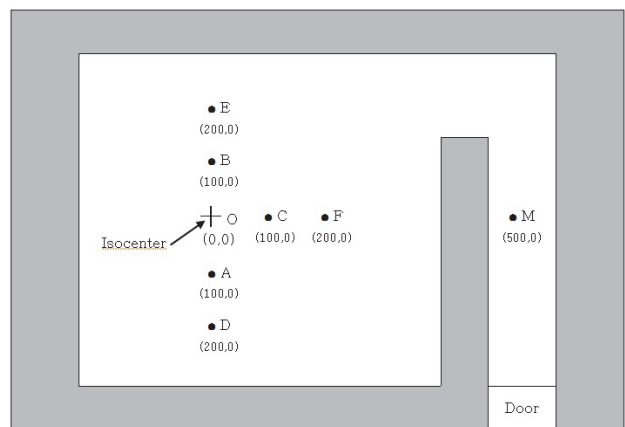


Fig. 2. Simplified schematic of a conventional bunker design

2. 실험 방법

1) 치료실 관심(측정) 지점 선정

앞서 언급한 방법으로 치료실 헤드와 방사선 치료실을

모사하였다. 이후 방사선 치료실내의 광자와 중성자의 물리적인 특성을 파악하고자, 치료실내에 8 point의 관심 지역을 지정하였다. 먼저 선원을 기준으로 축 선원 거리 (Source to Axis Distance; SAD)가 100 cm인 isocenter 를 'O' point(좌표 0, 0)로 설정하였다. 이후 isocenter를 기준으로 우측으로 100 cm 떨어진 지점을 'A' point(좌표 100, 0)로, 좌측으로 100 cm 떨어진 지점으로 'B' point(좌표 -100, 0), 전방으로 100 cm 떨어진 지점을 'C' point(좌표 0, 100)로 설정하였다. 마찬가지로 isocenter로부터 우측, 좌측, 전방으로 200 cm 떨어진 지점을 각각 'D', 'E', 'F' point로 지정하였으며, 끝으로 isocenter로부터 전방으로 500 cm의 미로형 내 maze 지점에도 'M' point(좌표 0, 500)를 설정하였다.

2) 스펙트럼 분석

본 연구에서 MCNPX 코드를 이용한 몬테카를로 시뮬레이션은 isocenter에서 광자의 스펙트럼과 광중성자의 스펙트럼 그리고 치료실내 관심영역의 스펙트럼을 평가하기 위해 사용되었다. MCNPX 프로그램의 출력연산자인 Tally Specification cards는 F1, F2, F4, F5, F6, F7, F8 총 7개로서 그 중 F5 tally의 경우 원하는 지점에 가상의 구형 디텍터를 만들어 면적(cm^2)당 입사한 입자의 개수를 표현하는 tally이다. 본 연구에서는 에너지대별로 입자수가 어떻게 형성되는지를 판단하기 위해 사용하였으며, 이를 통해 단위시간당 단위면적을 통과한 입자 개수인 flux를 산정하였다.

물리적 모델은 중성자 스펙트럼의 초창기 연구에서부

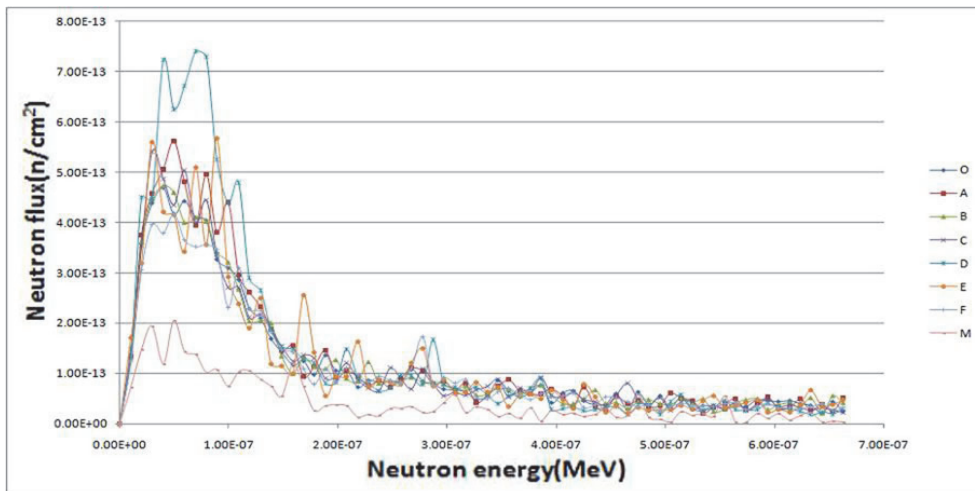


Fig. 3. 10MV thermal neutron energy spectra calculated with MCNPX

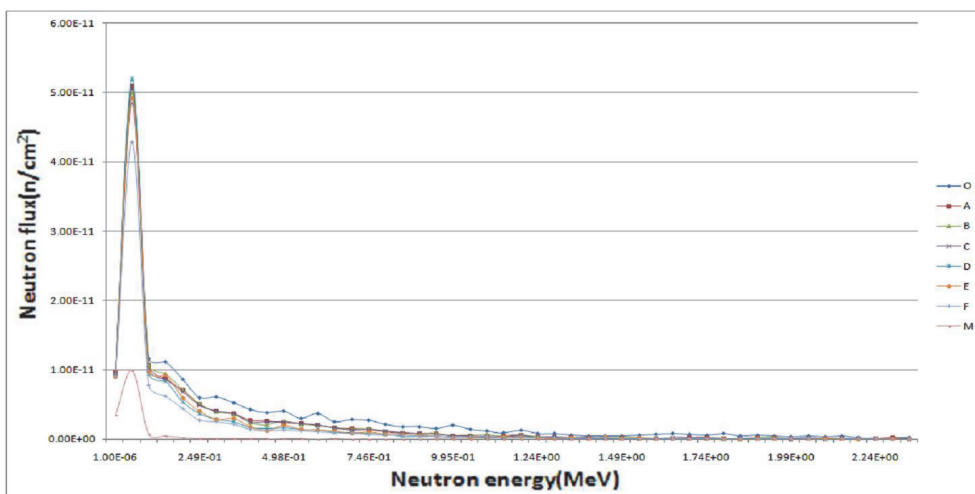


Fig. 4. 10MV fast neutron energy spectra calculated with MCNPX

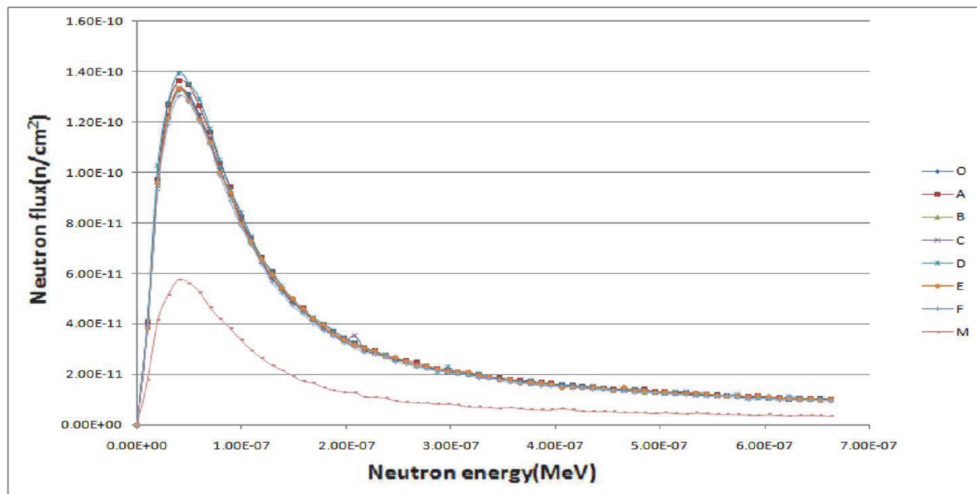


Fig. 5. 20MV thermal neutron energy spectra calculated with MCNPX

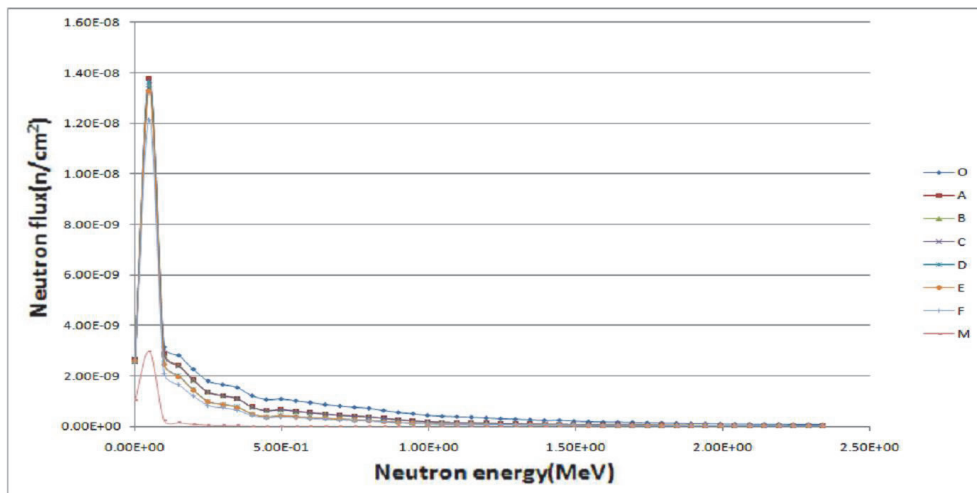


Fig. 6. 20MV fast neutron energy spectra calculated with MCNPX

터 사용되었는데, NCRP Report(No.79)에서는 단지 중성자의 발생만을 고려하였다¹²⁾. 하지만 중성자는 선형가속장치 헤드부분의 구성 물질과 상호작용을 통해 이동을 하고, 가벼운 원자핵들에 의해 산란된다. 이 과정을 계산하는 것은 매우 어렵기 때문에, 몬테카를로 방식의 MCNPX는 중성자의 스펙트럼에 대한 정보를 얻는데 유용하게 사용되었다.

III. 결 과

처음 단계로 Target을 통과한 후 생성된 광자의 스펙트럼을 획득한 후, 광자 에너지 10MV와 20MV에서 생성된 광중성자의 에너지 스펙트럼을 앞서 언급한 8개 point

에서 측정하였다. 측정된 지점에서 사용된 가상의 검출기는 반지름이 10cm인 구를 선택했다. 본 연구에서는 10MV와 20MV의 수치적인 비교와 중성자의 에너지 특성을 고려하여 0eV에서 1eV까지 구간을 100개로 나누어 열중성자의 에너지 스펙트럼을 측정하였고, 1eV에서 10MeV까지 200구간으로 나누어 속중성자의 에너지 스펙트럼을 분리하여 측정하였다. 그리고 오차의 범위를 3% 이하로 하여, 실험에 대한 신뢰도를 확보하기 위해 10^8 번 반복 실험하였다. Field size는 임상에서 '세기변조 방사선 치료(IMRT)' 시에 자주 사용되는 크기로서, SSD (Source to Skin Distance) 100cm인 지점에서 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 크기로 설정하였다. 이후 10, 20 MV의 열중성자와 속중성자의 치료실내 위치별 스펙트럼을 산출하고, 평균에너지와 검출된 광자 및 중성자의 개수를 추출하였으며, 이 가운데 속

중성자와 열중성자의 비율 변화 및 특성 등을 순차적으로 분석하였다.

먼저 몬테카를로 계산에 의한 10MV와 20MV의 point 별 스펙트럼 분포는 Fig. 3-6과 같이 나타났다. 모든 스펙트럼 표에서 가장 높은 지점이 O point로 나타났으며, 가장 낮은 지점에 형성되어있는 그래프가 maze 내의 M point이며, 그 이외의 지점은 미세한 값의 차이로 인해 결과가 분별력 있게 나타나지 않았다. 다음으로 10 MV와 20MV의 열중성자와 속중성자의 평균에너지는 Table 2, 3의 결과를 보였다. 끝으로 관측지점 별 초당 중성자 생성 개수 및 속중성자와 열중성자의 비율 등의 결과는

Table 4와 같다.

1. 10 MV STUDY

먼저 10MV부터 살펴보면, isocenter 지점인 O point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.254 eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.411MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $1.62E-10$ 개를 보였는데, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 5.9%, 속중성자의 비율은 약 94.1%로 나타났다.

Isocenter에서 우측으로 100cm 지점인 A point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.243eV, 속중성자의 평균

Table 2 10MV neutron spectra average energy

	Thermal (eV)	Fast (MeV)
O	0,254	0,411
A	0,243	0,264
B	0,253	0,263
C	0,244	0,266
D	0,206	0,203
E	0,247	0,215
F	0,257	0,207
M	0,246	0,085

Table 3 20MV neutron spectra average energy

	Thermal (eV)	Fast (MeV)
O	0,256	0,517
A	0,256	0,302
B	0,257	0,302
C	0,255	0,304
D	0,255	0,233
E	0,258	0,234
F	0,255	0,234
M	0,240	0,094

Table 4 Results of photon and neutron flux

Energy	Number of photons	Dosimeter position	Number of neutrons			Neutron ratio (%)
			Thermal	Fast	Total	
10MV	2,08E-03	O	9,51E-12	1,52E-10	1,62E-10	0,0000077901
		A	9,62E-12	1,16E-10	1,25E-10	0,0000060365
		B	9,34E-12	1,15E-10	1,24E-10	0,0000059898
		C	9,45E-12	1,12E-10	1,21E-10	0,0000058256
		D	9,25E-12	9,94E-11	1,09E-10	0,0000052275
		E	8,97E-12	1,00E-10	1,09E-10	0,0000052506
		F	8,92E-12	8,16E-11	9,06E-11	0,0000043580
		M	3,46E-12	1,20E-11	1,55E-11	0,0000007462
20MV	2,49E-03	O	2,57E-09	4,37E-08	4,63E-08	0,0018628721
		A	2,63E-09	3,21E-08	3,48E-08	0,0013994681
		B	2,57E-09	3,18E-08	3,43E-08	0,0013813119
		C	2,56E-09	3,15E-08	3,41E-08	0,0013709569
		D	2,65E-09	2,66E-08	2,93E-08	0,0011779642
		E	2,59E-09	2,61E-08	2,87E-08	0,0011544521
		F	2,52E-09	2,31E-08	2,56E-08	0,0010317710
		M	1,02E-09	3,70E-09	4,72E-09	0,0001897536

에너지는 약 0.264MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $1.25E-10$ 개를 보였는데, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 7.7%, 속중성자의 비율은 약 92.3%를 차지했다. 다음 좌측으로 100cm 지점인 B point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.253eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.263 MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $1.24E-10$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 7.5%, 속중성자의 비율은 약 92.5%를 차지했다. 전방으로 100cm 지점인 C point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.244eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.266MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $1.21E-10$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 7.8%, 속중성자의 비율은 약 92.2%로 나타났다.

Isocenter에서 우측으로 200cm 지점인 D point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.206eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.203MeV로 산출 되었다. 초당 중성자수는 $1.09E-10$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 8.5%, 속중성자의 비율은 약 91.5%를 차지했다. 다음으로 좌측 200cm 지점인 E point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.247eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.215 MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $1.09E-10$ 개를 보였는데, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 8.2%, 속중성자의 비율은 약 91.8%를 차지했다. 전방으로 200 cm 지점인 F point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.257eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.207MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $9.06E-11$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 9.9%, 속중성자의 비율은 약 90.1%였다.

Isocenter에서 전방으로 500 cm 지점인 maze 내에 위치한 M point의 열중성자 평균에너지는 약 0.246 eV로 가장 낮게 산출되었으며, 속중성자의 평균에너지도 약 0.085 MeV로 가장 낮은 값을 보였다. 초당 중성자수는 $1.55E-11$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 22.3%, 속중성자의 비율은 약 77.7%를 차지했다.

2. 20MV STUDY

20MV의 경우 O point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.256 eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.517MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $4.63E-8$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 5.6%, 속중성자의 비율은 약 94.4%로 나타났다.

A point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.256eV, 속중성자는 약 0.302MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $3.48E-08$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자의 비율은

약 7.6%, 속중성자의 비율은 약 92.4%를 차지했다. 다음 B point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.257eV로 산출되었으며, 속중성자의 평균에너지는 약 0.302MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $3.43E-08$ 개를 보였으며, 이 중 열중성자의 비율은 약 7.5%, 속중성자의 비율은 약 92.5%를 차지했다. C point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.255eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.304MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $3.41E-08$ 개를 보였으며, 이 값에서 열중성자의 비율은 약 7.5%, 속중성자의 비율은 약 92.5%였다.

D point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.255eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.233MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $2.93E-08$ 개를 보였으며, 이 중 열중성자의 비율은 약 9.1%, 속중성자의 비율은 약 90.9%를 차지했다. 다음으로 E point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.258eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.234MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $2.87E-08$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자의 비율은 약 9.0%, 속중성자는 약 91.0%를 차지했다. F point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.255eV, 속중성자는 약 0.234MeV로 나타났다. 초당 중성자수는 $2.56E-08$ 개였으며, 여기서 열중성자는 약 9.8%, 속중성자는 약 90.2%의 비율을 보였다.

마지막으로 M point에서 열중성자의 평균에너지는 약 0.240eV, 속중성자의 평균에너지는 약 0.094MeV로서 관심 영역 중 가장 낮은 값을 나타냈다. 초당 중성자수는 $4.72E-09$ 개를 보였으며, 이 가운데 열중성자는 약 21.5%, 속중성자는 약 78.5%를 보였다.

IV. 고 찰

본 연구결과를 토대로 먼저 10MV 열중성자의 평균에너지를 살펴보면, isocenter인 O point의 평균에너지가 약 0.254eV, 가장 먼 지점인 maze내 M point의 평균에너지가 약 0.246eV 값을 보이면서 평균에너지에서는 큰 변화를 나타내지는 않았다(Table 2). 하지만 C와 D point 보다 가장 먼 M point의 평균에너지가 미세하게 적은 값을 보였다. 이것은 저에너지 영역의 열중성자이기 때문에 평균에너지의 변동이 컸던 것으로 사료된다. 20MV 열 중성자의 평균에너지 결과값도 10MV와 유사하게 O point에서 약 0.256eV, M point에서 약 0.240eV를 보이며 유의한 차이를 보이지는 않았다(Table 3).

다음으로 속중성자의 평균에너지를 살펴보면 먼저

10MV의 경우, O point에서 약 0.411MeV, M point에서 약 0.085 MeV의 평균에너지를 보이며 열중성자에 비해 현저하게 평균에너지가 감소됨을 알 수가 있었다(Table 2). 20MV에서는 그 차이가 더욱 뚜렷하게 나타남으로서, O point에서는 약 0.517MeV, M point에서는 약 0.094MeV의 평균에너지 값을 보였다(Table 3). 결과적으로 중성자의 평균에너지는 선원으로부터 멀어질수록 감소하지만, 열중성자에서는 그 변화가 미미하며, 속중성자에서는 감소폭이 크게 나타나고 있었다.

다음 isocenter를 기준으로 거리에 따른 열중성자와 속중성자의 비율 변화를 보았다. 10MV O point에서 열중성자와 속중성자의 비율은 약 5.9% : 94.1%로 나타났는데, 이 비율은 거리가 멀어질수록 열중성자의 비율이 상대적으로 높아지다가 M point에서는 22.3% : 77.7%로 나타났다(Table 4). 열중성자가 약 4배 정도의 증가율을 보인 것이다. 이것은 20MV에서도 유의하게 나왔는데, O point에서 열중성자와 속중성자의 비율이 5.6% : 94.5%에서 M point에서는 21.5% : 78.5%를 보였다. 결국 10 MV에서 20 MV로 에너지 증가에 따른 열중성자와 속중성자의 비율변화는 미미하였지만, 선원에서 거리가 멀어질수록 열중성자의 비율이 현저하게 높아진다는 것을 알 수 있었다. 이처럼 거리가 멀어지면서 열중성자와 속중성자의 비율의 변화가 나타난 것은, 중성자가 치료실내 차폐 벽과의 산란으로 인하여 속도가 감소된 것으로 사료되며, 열중성자 보다는 속중성자에서 산란이 많이 일어나는 것으로 해석된다.

다음으로 본 실험을 통해 초당 검출된 광자수와 중성자수를 살펴보았다(Table 4). 먼저 isocenter에서 검출된 광자수를 보면 10MV에서는 약 $2.08E-03$ 개, 20MV에서는 $2.49E-03$ 개로 큰 차이를 보이지 않았지만, 이에 비례한 중성자 개수를 비교해보면, 10MV isocenter에서 $1.62E-10$ 개, 20MV isocenter에서는 $4.63E-08$ 개를 보이며 증가폭이 약 286배의 차이를 보였다. 이는 광핵반응에 의한 광중성자의 생성이 10MV를 시작으로 큰 폭으로 증가되며, 중성자의 개수도 isocenter를 기준으로 거리가 멀어질수록 감소된다는 기존의 연구결과에 부합되는 내용이다¹³⁾.

여기서 특징적인 것은 isocenter를 기준으로 좌, 우 100cm와 200cm의 경우 동일한 감소율을 보이며 중성자 개수가 줄어든 것에 반해, 전방 100cm와 200cm의 경우에는 좌우의 감소율에 비해서 중성자 개수가 더 줄어들었다는 것이다. 이것은 전방에 비해 좌, 우 point가 치료실 벽면에 더 가까이 위치함으로써, 치료실 벽면과의 후방산란에 따른 영향으로 사료된다. 전체적인 연구결과로서,

에너지가 높을수록 발생하는 중성자가 많아진다는 사실과, 광자선이 일정하게 조사되어도 이에 따른 중성자의 발생은 균등하지 않다는 선행 연구의 결과를 확인할 수 있었다⁸⁾.

한편 실제 임상에서 가장 많이 사용되고 있는 IMRT를 시행함에 있어서, 그에 따른 MU(monitor unit)의 증가와 함께 기본적으로 MLC를 병용함으로써 광중성자의 영향이 훨씬 높다는 연구가 양오남 등(2012)에 의해 보고된 바 있다⁹⁾. 이처럼 광핵반응에 수반하여 발생된 광중성자가 방사선 치료환자에게 미치는 영향에 대해서, 선량적인 측면에서의 연구들이 광중성자의 물리적 특성을 기반으로 지속적으로 이루어져야 할 것이다.

V. 결 론

본 연구는 몬테카를로 방법을 사용하여 중성자의 선량 평가를 위한 기초자료로 활용하기 위해, 10MV와 20MV를 대상으로 방사선 치료실에 관심영역을 설정하여 광핵반응에 의한 광중성자의 생성과 특성을 분석하였다.

그 결과 중성자의 평균에너지는 선원으로부터 멀어질수록 감소하지만, 열중성자에서는 그 변화가 미미하였으며, 속중성자에서는 상대적으로 감소폭이 크게 나타났다. 또한 광중성자의 생성 개수도 선원 중심점을 기준으로 거리가 멀어질수록 감소되었으며, 10MV에서 20MV로 에너지가 높아짐에 따른 열중성자와 속중성자의 비율은 큰 차이가 없었지만, 선원 중심점으로부터 거리가 멀어질수록 열중성자의 비율이 높아지는 현상을 확인할 수 있었다.

의료용 선형가속장치에서 발생하는 광중성자는 광자선과 전자선에 비해서 투과력도 강하며 다중적인 산란현상도 유발됨으로, 방사선 가중치를 반영한 적극적인 관리와 함께 선량평가를 통한 이차적인 환자피폭의 영향을 반드시 고려하여야 할 것이다.

참고문헌

1. Kang SS, Go IH, Kim GJ et al. : Radiation Therapeutics: 3rd edition, Cheong-gu munhwa-sa, Korea, 2014
2. Huh S J : Future Aspects of Radiation Oncology in Korea, Radiation Oncology Journal, 24(4), 211-216, 2006

3. Thariat J., Hannoun-Levi J.M., Sun Myint A., Vuong T., Gérard J.P. : Past, present, and future of radiotherapy for the benefit of patients, *Nature Reviews Clinical Oncology*, 10(1), 52-60, 2012
4. F. M. KHAN : *The Physics Of Radiation Therapy 4/E*, Lippincott Williams & Wilkins, 2009
5. W.L. Huang , Q.F. Li , Y.Z. Lin : Calculation of photoneutrons produced in the targets of electron linear accelerators radiography and radiotherapy applications, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 229(3), 339-347, 2005
6. ICRP : *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 103, 2007
7. Kang SK, Ahn SH, Kim CY : A Study on Photon Dose Calculation in 6 MV Linear Accelerator Based on Monte Carlo Method, *Journal of Radiological Science and Technology*, 34(1), 43-50, 2011
8. Park CS, Lim CH, Jung HR, Shin SS : A Study on the Neutron Dose Distribution in Case of 10 MV X-rays Radiotherapy, *Journal of Radiological Science and Technology*, 31(4), 415-427, 2008
9. Yang ON, Lim CH : Study on the Photoneutrons Produced in 15 MV Medical Linear Accelerators (Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and Intensity-Modulated Radiotherapy), *Journal of Radiological Science and Technology*, 35(4), 335-343, 2012
10. Lee JO, Jeong DH, Kang JK : Neutron Generation from a 24 MV Medical Linac, *Korean J Med Phys.*, 16(2), 97-103, 2005
11. K. R. Kase, W. R. Nelson, A. Fasso et al. : Measurements of Accelerator Produced Leakage Neutron and Photon Transmission through Concrete, *Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, CA 94309*, 2002
12. Kjeld J. Olsen : Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators (NCRP Report No. 79), *Med. Phys.*, 13(6), 968-970, 1986
13. S. Zabihinpoor, M. Hasheminia : Calculation of Neutron Contamination from Medical Linear Accelerator in Treatment Room, *Adv. Studies Theor. Phys.*, 5(9), 421-428, 2011

• Abstract

Evaluation of Photoneutron Energy Distribution in the Radiotherapy Room

Euntae Park · Seongjin Ko¹⁾ · Junghoon Kim¹⁾ · Sesik Kang¹⁾

Dept. of Radiologic Science, Graduate School of Catholic University of Pusan

¹⁾*Dept. of Radiologic Science, College of Health Sciences, Catholic University of Pusan*

Medical linear accelerator is widely used in radiation treatment field, and high energy photons, above 10 MV nominal accelerator voltage, are commonly utilized for the radiation treatment. However, these high energy photons lead the photo-nuclear reaction and the generation of photo-neutrons are accompanied. Thus, these problematic factors are issued in the view of radiation protection. Therefore, linear accelerator and radiation treatment room are simulated from MCNPX program in this study. The measurement points of interest are selected and analyzed, and the resulting effects derived from the properties of photo-neutron are evaluated. Therefore, we realized that the number of generating photo-neutrons was decreased by depending on the distance from the source. No matter what the nominal energy is set, the rates thermal neutrons to fast neutrons are marginal. It is founded that the amount of the thermal neutrons were decreased by depending on the distance from the source.

Key Words : Medical linear accelerator, Photonuclear reaction, Photoneutron, MCNPX