

15 MV 의료용 선형가속기에서 발생하는 광중성자의 선량 평가 - 3차원입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료의 비교 -

- Study on the Photoneutrons Produced in 15 MV Medical Linear Accelerators : Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and Intensity-Modulated Radiotherapy -

강릉아산병원 방사선종양학과¹⁾, 한서대학교 방사선학과²⁾

양오남^{1,2)} · 임청환²⁾

— 국문초록 —

세기조절방사선치료는 기존의 3차원입체조형방사선치료보다 표적체적에 최적의 선량분포를 구현하면서 주변 정상조직에 들어가는 선량을 최소화할 수 있는 치료기법으로 현재 임상에서 많은 각광을 받고 있다. 특히 2011년 국민건강보험으로 인정되면서 그 이용이 대폭 증가하고 있는 추세이다. 또한 10 MV 이상의 고에너지 광자선에 대한 방사선 치료 이용이 증가하였고, 이러한 광자선은 타겟, 편평화여과기, 콜리메이터, 그리고 다엽콜리메이터와 같은 원자번호가 높은 물질과 광핵반응을 통하여 광중성자가 발생하게 된다. 특히 다엽콜리메이터 기반의 세기조절방사선치료는 MU를 증가시켜, 결국 광핵반응에 의한 광중성자 발생률을 증가시키게 된다. 이에 본 연구에서는 Rando 팬텀을 이용한 자궁경부암의 방사선치료에 있어 3차원입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료 시 발생하는 광중성자의 선량을 정량적으로 평가하였다.

자궁경부암 치료를 위해 Rando 팬텀을 이용하여 3차원입체조형치료계획과 세기조절방사선치료 계획을 수립하였다. 치료실에 Rando 팬텀을 셋업 하였고, 광자극 발광선량계를 복부, 흉부, 경부, 그리고 미간의 표면에 부착한 후 치료계획을 기반으로 15 MV 광자선을 조사시켰다. 측정은 각 측정위치에서 5회 반복 시행하였다.

세기조절방사선치료로부터 측정된 광중성자의 선량을 3차원입체조형방사선치료와 비교했을 때, 복부, 흉부, 경부, 그리고 미간 측정 위치에서 각각 9.0 배, 8.6 배, 8.8 배, 그리고 14 배로 많이 발생함을 확인할 수 있었다. 이는 15 MV 광자선을 이용한 세기조절방사선치료가 조사야 밖에서 상당한 양의 광중성자를 발생시킴을 알 수 있었다.

의료용선형가속기의 물리적인 특성상 광중성자의 발생을 원천적으로 차단하기는 어렵겠지만 의료의 질적인 면이나 암 환자의 삶의 질 향상을 위해서 조사야 외 불필요하게 영향을 받는 정상조직에 대해서는 적절하게 보호할 수 있는 방안이 모색 되어야 하겠다.

중심 단어: 세기조절방사선치료, 광핵반응, 광중성자, 다엽콜리메이터

* 접수일(2012년 10월 30일), 1차 심사일(2012년 11월 13일), 2차 심사일(2012년 12월 4일), 확정일(2012년 12월 11일)

교신저자: 임청환, (356-706) 충남 서산시 해미면 대곡리 360번지
한서대학교 방사선학과
Tel : 041-660-1056 CP : 019-495-4228
E-mail : LCH116@hanseo.ac.kr

I. 서 론

암을 치료하는 방법으로는 크게 외과적 수술, 항암화학요법, 방사선치료, 면역요법, 온열요법, 호르몬요법 등 다

양한 방법이 있으며 이중에서도 방사선치료는 암의 3대 치료법으로 불리울 만큼 암 치료에 있어 중요한 역할을 담당하고 있다. 과거 암 치료에 사용되었던 외 조사 방사선치료 장비로는 코발트장치나 세슘장치가 주를 이루었으나 2000년대에 들어서면서 대부분 고에너지 의료용 선형가속기로 대체되었고, 이 밖에도 토모치료기, 양성자치료기, 사이버나이프의 보급이 활발해져 암 치료에 많은 도움을 주고 있다. 2011년을 기준으로 방사선치료 장비의 국내 가동 기종으로는 선형가속기 134기, 토모치료기 15기, 사이버나이프8기, 양성자치료기 1기 순으로 선형가속기가 주를 이루고 있다¹⁾. 이러한 의료용 선형가속기는 2011년을 기준으로 과거 10년 전에 비해 두 배로 증가하기에 이르렀고, 최근 10년간 암 발생률로 보면 매년 남, 여 평균 10만 명당 3.3%씩 증가하고 있는 추세이며, 통계청 자료에 의하면 남, 여 평균수명을 80세로 가정했을 경우 평균수명까지 생존 시 암 발생확률은 34%로 3명 중 1명꼴인 셈이다. 통계적으로 보아 암 환자는 해가 거듭할수록 증가할 것이며, 암 치료를 위해 사용되는 선형가속기의 보급도 날로 증가할 것으로 예측이 된다.

고에너지 의료용 선형가속기는 방사선을 이용한 암 치료에 있어 심부에 발생한 암 치료에 효율성이 뛰어나 방사선을 이용한 암 치료에 있어 중추적인 역할을 하고 있다. 의료용 선형가속기에서는 조사두부는 Target, Ion chamber, Flattening filter, Collimating system, Shield block 등으로 구성이 되어있고, 이들 구성품들은 대부분 원자번호가 높은 납과 텅스텐의 재질로 광핵반응(Photonuclear reaction)에 의한 광중성자(Photoneutrons)가 발생하는 것으로 알려져 있다²⁻⁶⁾.

광핵반응에 의한 중성자 발생의 광자 임계에너지는 텅스텐의 경우 7.41 MeV이며 납의 경우에는 6.74 MeV이다. 임계에너지 이상에서 광핵반응의 발생확률은 서서히 증가하다가 약 10 MeV 이상에서 급격하게 증가하는 경향을 보이며, 약 14 MeV 전·후로 최대를 이루는 것으로 보고했다⁷⁾. 또한 이러한 관심이 고조됨에 따라 최근 많은 연구자들에 의해 꾸준한 연구가 이루어지고 있다.

광핵반응에 의해 발생된 광중성자가 치료실 내 환자에게 미치는 영향에 대해서 연구를 한 바 있다^{8,9)}. 최근 고에너지의 선형가속기의 도입이 증가되고 있을 뿐 아니라 세관에 반입되는 컨테이너 화물의 검색에 사용되는 검색장치에서도 중성자가 발생이 되어 문제가 된 바 있다. 이러한 광중성자는 고유의 특성상 치료실 내 뿐만 아니라 시설 밖 일반구역에도 영향을 미치게 되어 차폐 시설을 설비함에 있어 중요하게 고려되는 사항이며 관계 기관

(KINS)의 엄격한 규제와 관리를 받고 있다. 하지만 치료실 내 방사선치료를 받는 환자에 대해서는 의료의 득이 있다는 이유로 안전관리에 소극적인 것이 현실이다.

의공학과 전자기술의 발달로 방사선치료 장치뿐만 아니라 치료법들도 해가 거듭할수록 날로 발전해 왔으며 그에 대한 영향으로 정상조직의 장애는 최소화 하면서 종양조직에만 선량을 집중할 수 있는 세기조절방사선치료(Intensity-Modulated Radiotherapy: IMRT) 기법이 오래 전 개발이 되었다¹⁰⁻¹⁴⁾. 세기조절방사선치료는 꿈의 방사선치료라 불리울 만큼 우수한 장점을 가지고 있다. 다만 국내에서는 비급여 항목으로 분류되어 고가의 치료비용 때문에 활용도가 많지 않았으나 2011년 7월부터 뇌종양, 두경부암, 전립선암, 척추암, 재발암에 대해 재 치료를 하는 경우를 포함하여 5부위에 대해 국민건강 보험이 적용되면서 그 이용이 급증하기에 이르렀다. (G병원기준 연간 15배 증가). 세기조절방사선치료는 3차원입체조형방사선치료(Three-Dimensional Conformal Radiotherapy: 3DCRT)와는 다르게 방사선이 조사되는 중 조사야 내에서 다엽콜리메이터(Multi-Leaf Collimator: MLC)가 동적으로 구동을 하게 되는데, 이는 광중성자 발생 요인 중 하나이며 또한 알고리즘에 특성상 3차원입체조형치료에 비해 보다 많은 MU가 필요함으로 광중성자의 발생량도 상대적으로 많을 것으로 사료된다.

이에 본 연구에서는 의료용선형가속기(21ix, Varian, USA) 15 MV X선을 이용한 골반부(자궁경부암)에 방사선치료를 함에 있어 세기조절방사선치료와 3차원입체조형치료에서 발생하는 광중성자의 선량을 비교 평가하고자 한다.

II. 연구방법

본 연구를 위해 Rando 팬텀을 셋업 후 전산화단층촬영 모의치료(Computed Tomography Simulation)를 통해 5 mm 두께로 영상을 획득하였다. 획득된 영상은 치료계획시스템(Eclipse ver. 8.6, Varian, USA)에서 치료계획을 위해 사용되었다. 한 명의 방사선종양학과 전문의에 의해 육안적 종양체적(Gross Tumor Volume, GTV), 임상표적체적(Clinical Target Volume, CTV)와 계획용 표적체적(Planning Target Volume, PTV), 그리고 인접 주요 장기의 윤곽을 그렸다. 치료선량은 PTV에 180 cGy씩 25회로 총 4,500 cGy로 처방하였다.

1. 치료계획

세기조절방사선치료는 7문의 조사야를 사용하였고, 각 조사 각도는 210°, 260°, 310°, 0°, 50°, 100°, 그리고 150°로 하였다. 치료계획용 시스템의 sliding조사기법을 이용하여 표적 체적에는 최대한의 선량을 균일하게 조사하면서 주요 정상 조직에 들어가는 선량을 최소화하도록 역방향치료계획(inverse treatment planning)을 실시하였다. 주요 정상 조직에 대한 선량은 문헌에서 정의한 장기견딤선량(organ tolerance dose)^{15,16)} 이하의 선량을 유지하도록 치료계획을 수립하였다.

3차원입체조형치료에 있어서는 4문의 조사야(180°, 270°, 0°, 그리고 90°)를 사용하였고, 표적 체적에 선량을 균일하게 하고 주요 정상 조직의 장기견딤선량을 유지하기 위해 약간의 빔 가중(beam weighting)을 사용하여 치료계획을 수립하였다.

두 방사선치료계획에서 선량 정규화(normalization)는 처방선량(prescription dose)에 최소 PTV의 95% 이상을 포함하도록 하였다. 치료계획에 사용된 에너지는 15 MV 광자선을 이용하였다(Fig. 1).

2. 선량인자(dosimetry parameters) 분석

누적선량체적히스토그램(cumulative dose-volume histogram, DVH)를 사용하여 PTV와 손상위험장기에 대하여

선량인자를 분석하였다. PTV에 사용된 선량인자는 $V_{97\%}$ (처방선량의 97% 이상을 받는 PTV의 부피 백분율)와 $V_{95\%}$, homogeneity index (HI), conformity index (CI)를 사용하였다. CI와 HI 지수의 정의는 다음과 같다.

$$HI = \frac{D_{5\%}}{D_{95\%}} \quad CI = \frac{V_{RI}}{TV}$$

여기서 $D_{5\%}$ 와 $D_{95\%}$ 는 누적선량체적히스토그램에서 PTV의 5%와 95%에 대응하는 각각의 선량, V_{RI} 는 처방선량의 등선량에 대한 부피, TV는 표적 체적(PTV의 부피)를 의미한다. 손상위험장기의 경우에는 대퇴골두(femoral head)는 V_{40} (40 Gy 이상을 받는 손상위험장기의 부피 백분율), V_{30} , V_{20} , D_{mean} 을 사용하였고, 직장과 방광은 V_{45} , V_{40} , V_{30} , D_{mean} 등을 사용하여 분석하였다. 또한 총 모니터단위(MU) 역시 비교 분석하였다.

3. 광 자극 발광선량계를 이용한 광중성자 선량 측정

광중성자 계측에는 CR-39, Bubble Dosimeter, TLD등이 전통적으로 널리 사용이 되고 있으나 본 연구에 사용된 광자극 발광선량계(Optically Stimulated Luminescence Dosimeter; OSLD)를 사용하였으며 측정원리는 방사선에

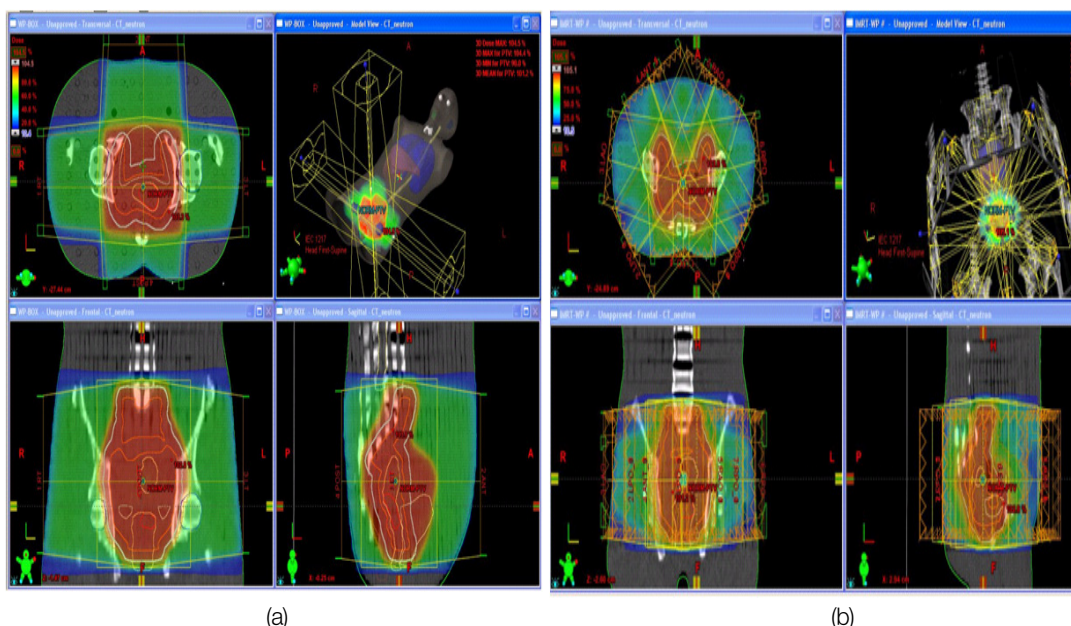


Fig. 1. The comparison of treatment plans of three-dimensional radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy. (a) 3DCRT Plan (b) IMRT Plan.

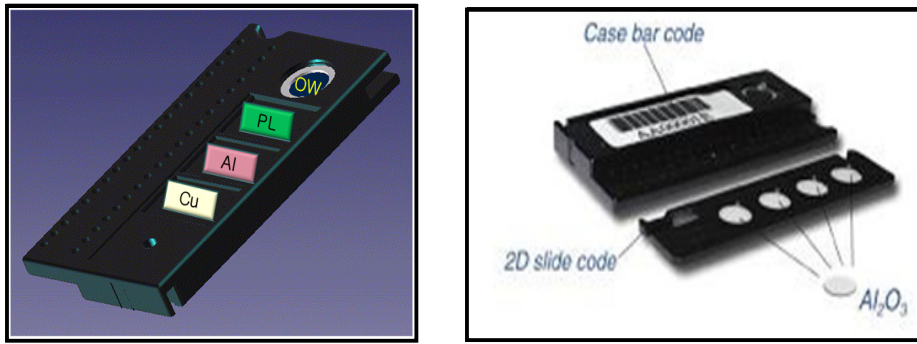


Fig. 2. structure of Optically Stimulated Luminescence Dosimeter.

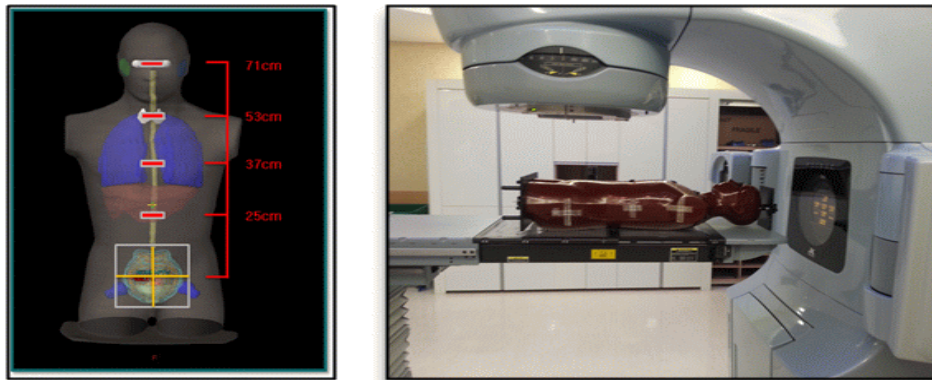


Fig. 3. Positions of Optically Stimulated Luminescence Dosimeter on out-of-field measurements, Rando phantom set-up for radiation therapy of cervical cancer.

노출된 크리스탈에 트랩 된 위치로부터 형광중심까지 전하를 이동시키기 위하여 특정파장을 가진 빛을 가하고 여기에 반응하여 나오는 또 다른 빛을 카운트하는 원리이고 형광의 양은 방사선량과 광자극의 양에 비례해서 증가한다. 중성자 계측을 위해서 $Al_2O_3:C$ 에 6Li CO_3 를 코팅하여 제작이 되어있고 중성자 반응은 중성자가 6Li 에 흡수되고 tritium (3H) 과 alpha (4He)를 발생하여 이들이 $Al_2O_3:C$ 에서 영향을 줌으로서 나타나며 ${}^6Li + {}^1n_0 = {}^4He_2$ (2.05 MeV) + 3H (2.75 MeV)의 반응식을 가지고 구조는 다음의 그림과 같다 (Fig. 2).

특히 광자극 발광형광체는 물리적인 충격이나 열, 습기, 화학적 반응 등 환경적인 요소에 대한 의존성이 양호하고 잠상퇴행이 적으며 0.01 mSv의 저 선량영역까지 측정이 가능한 선량계이다. 또한 재현성 ± 0.0150 , 선형성 5 Sv까지 1 ± 0.1 에 모두 분포하며 0.1 mSv~1 SV까지 1 ± 0.06 으로 우수함을 보여준다.

광중성자 계측을 위해 인체팬텀을 치료실에 셋업 후 조

사야 중심을 기준으로 거리 25 cm(복부), 37 cm(흉부), 53 cm(경부), 71 cm(미간)의 체표면 위치에 광중성자 계측을 위한 광자극 발광선량계를 각각 위치하였고 치료계획을 기반으로 정해진 각도에서 방사선을 조사하였다. 실험은 3차원입체조형치료, 세기조절방사선치료 각각 5회씩 반복하였다. 수집된 광중성자의 평가에는 Landauer ZPA 710 Auto200을 이용하였다(Fig. 3).

III. 결 과

1. 삼차원입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료계획에 대한 선량인자

PTV에서 세기조절방사선치료에 대한 $V_{100\%}$, $V_{97\%}$, 그리고 $V_{95\%}$ 는 각각 94.5%, 99.1%, 그리고 99.8%이었고, 삼차원입체조형방사선치료는 각각 94.4%, 99.9%, 그리고 100.0%이었다(Table 1).

Table 1. The summary of all investigated dosimetric parameters.

구분		IMRT	3DCRT
PTV	V ₁₀₀ (%)	94.5	94.4
	V ₉₇ (%)	99.1	99.9
	V ₉₅ (%)	99.8	100.0
	CI	0.98	1.25
	HI	1.07	1.05
Rectum	Dmean (Gy)	37.6	44.3
	V ₄₅ (%)	64.2	85.5
	V ₄₀ (%)	76.6	91.1
	V ₃₀ (%)	88.1	93.7
Bladder	Dmean (Gy)	40.2	46.0
	V ₄₅ (%)	59.3	95.0
	V ₄₀ (%)	75.0	99.9
	V ₃₀ (%)	94.9	100.0
Femoral head (left)	Dmean (Gy)	25.0	28.9
	V ₄₀ (%)	3.9	10.1
	V ₃₀ (%)	20.3	20.4
	V ₂₀ (%)	78.5	100.0
Femoral head (right)	Dmean (Gy)	25.9	29.7
	V ₄₀ (%)	2.7	15.8
	V ₃₀ (%)	24.7	27.1
	V ₂₀ (%)	71.9	99.4
MU		1801	201

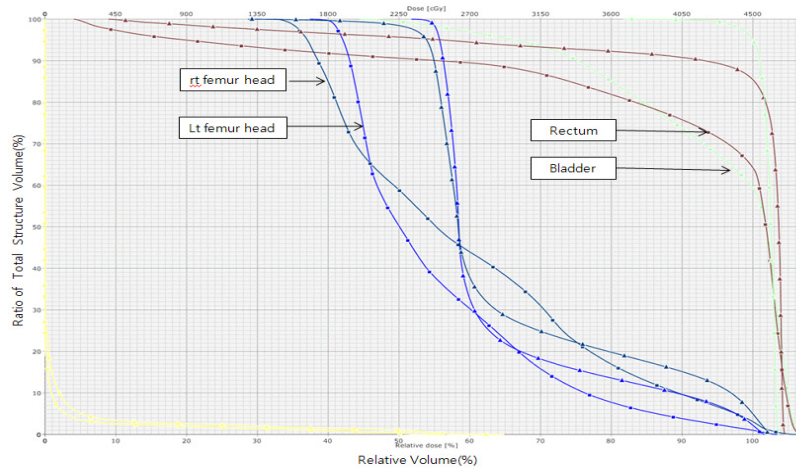


Fig. 4. The comparison of dose-volume histograms (DVHs) for organ at risks in 3DCRT and IMRT technique. Triangle: 3DCRT; Square: IMRT.

두 치료 방법에서 각 선량인자 별 차이는 1.0% 이내로 큰 차이가 없었다. CI와 HI에서 세기조절방사선치료는 각각 0.98과 1.07, 3차원입체조형방사선치료는 각각 1.25와

1.05이었다. HI는 두 치료 방법에서 큰 차이는 없었지만 CI에서 세기조절방사선치료가 삼차원입체조형방사선치료 PTV에 대한 선량 coverage가 더 양호했다.

Table 2. Equivalent neutron doses measured by Optically Stimulated Luminescence,

Dosimeter for 3DCRT

	Equivalent neutron dose (mSv)					Mean±SD
	1	2	3	4	5	
Abdomen	0.55	0.52	0.57	0.56	0.51	0.54±0.01
Chest	0.47	0.48	0.52	0.48	0.43	0.48±0.01
Head and neck	0.45	0.40	0.42	0.46	0.41	0.43±0.01
Eyes	0.32	0.22	0.25	0.35	0.21	0.27±0.01

Table 3. Equivalent neutron doses measured by Optically Stimulated Luminescence,

Dosimeter for IMRT

	Equivalent neutron dose (mSv)					Mean±SD
	1	2	3	4	5	
Abdomen	5.31	4.38	4.79	4.54	5.21	4.85±0.08
Chest	3.85	4.33	4.41	4.32	3.79	4.14±0.06
Head and neck	3.79	3.97	3.81	3.75	3.72	3.80±0.02
Eyes	3.91	3.59	3.84	3.79	3.82	3.79±0.02

직장과 방광에 대하여 평가된 모든 선량인자에서 세기 조절방사선치료가 3차원입체조형방사선치료보다 선량 감소 효과가 있었다(Fig. 4).

직장과 방광에 들어가는 평균 선량(Dmean)에서 세기 조절방사선치료가 3차원입체조형방사선치료보다 각각 13.0%와 15.0%의 선량 감소를 보였고, 직장과 방광의 V₄₅Gy에서 각각 최대 24.9%와 37.6%의 선량 감소를 보였다.

좌우 대퇴골부의 경우에서도 평가된 선량인자 모두 세기 조절방사선치료에서 선량 감소 효과를 보였다. 평균 선량에서 두 치료 방법에 대한 큰 차이는 없었지만, 특히 좌측과 우측의 대퇴골부의 V₄₀Gy에서 세기 조절방사선치료가 각각 61.8%와 82.6%의 상당한 선량 감소를 보였고, 저 선량이라 할 수 있는 V₂₀Gy에서도 각각 21.5%와 27.7%의 선량 감소를 보였다.

두 치료 방법의 치료계획은 PTV에 대해서는 비슷하거나 선량 coverage 면에서 세기 조절방사선치료가 더 좋은 결과를 보였다. 주요 장기에 들어가는 선량에서 세기 조절방사선치료가 특히 직장, 방광, 그리고 좌우 대퇴골부에 들어가는 고 선량을 상당히 줄 일 수 있었다. 좌우 대퇴골부에 들어가는 평균 선량은 세기 조절방사선치료가 3차원 입체조형방사선치료 보다 선량 감소는 있었지만 그 차이가 크지 않았으며, 반면에 직장과 방광에 들어가는 평균 선량은 평균 14.0% 선량 감소 효과를 보였다. 세기 조절방사선치료 계획에서 표적 체적에 대한 최적의 선량분포 확

득과 주요 장기에 대한 선량 감소가 있는 반면에, 총 치료를 위해 사용된 MU는 약 9 배 정도 많은 결과를 보였다.

2. 광자극 발광선량계를 이용한 광중성자 선량 측정

3차원입체조형치료에서 발생된 광중성자의 평균 선량은 복부에서 0.54 mSv, 흉부에서 0.48 mSv, 경부에서 0.4 mSv, 그리고 미간에서는 0.27 mSv로 수집되었고 네 부위 모두 ±0.1%의 편차를 보였다.

세기 조절방사선치료에서 발생된 광중성자의 평균 선량은 복부에서 4.85 mSv, 흉부 4.14 mSv, 경부 3.80 mSv, 미간에서 3.79 mSv로 수집되었고, 편차는 복부에서 ±0.08 mSv, 흉부 ±0.06 mSv, 경부 ±0.02 mSv, 미간에서 ±0.02 mSv의 편차를 보였다(Table2), (Table3).

3차원입체조형치료와 세기 조절방사선치료 시 광중성자의 발생 차는 IMRT가 3DCRT에 비해 복부에서 9 배, 흉부에서 8.6 배, 경부에서 8.8 배, 그리고 미간에서 14 배로 최소 8.5 배에서 최대 14 배로 많이 발생함을 확인할 수 있었다. 또한 3DCRT와 IMRT 모두 조사야 중심에서 거리가 멀어질수록 광중성자의 발생량도 비례적으로 감소함을 확인할 수 있었다(Fig. 5).

IV. 고찰 및 결론

해가 거듭할수록 암 환자의 증가와 더불어 방사선치료

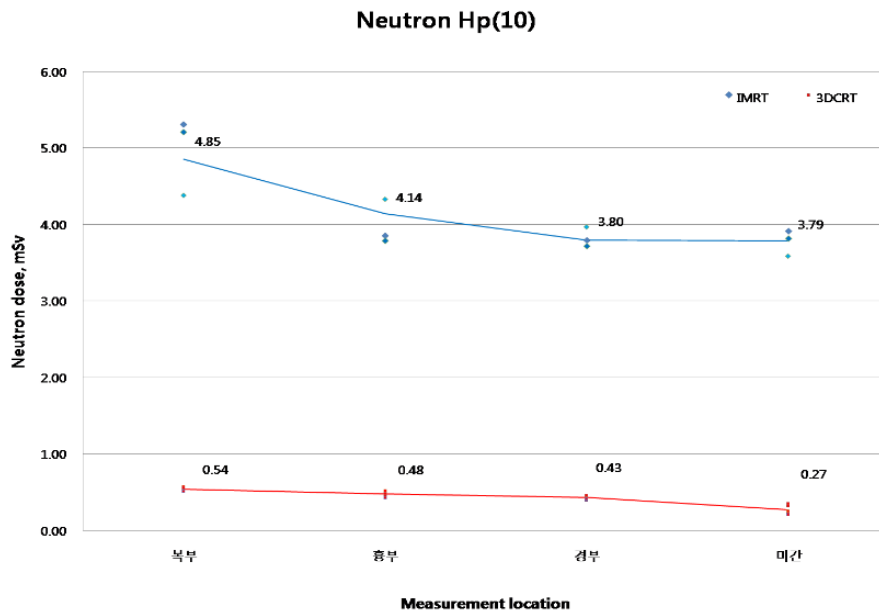


Fig. 5. Equivalent neutron dose measured by Optically Stimulated Luminescence Dosimeter on out-of-field for 3DCRT and IMRT.

기법 및 방사선치료 장비들도 눈부신 발전이 이루어지고 있다. 과거의 방사선치료는 암을 제어하는데 주목적을 두고 시행했다면 현재는 어떤 방법으로 정상조직을 효율적으로 보호하면서 암을 제어할 것인지에 초점을 두고 있으며, 그 일환으로 고에너지 장비들의 개발과 로봇치료기, 토모치료기, 양성자치료기 등의 특수한 치료기 들이 개발은 물론, 3차원입체조형치료, 세기조절방사선치료, 영상유도방사선치료, 호흡동조방사선치료 등의 특수치료법들도 개발되어 암 치료에 많은 도움을 주고 있다. 특히 세기조절방사선치료는 방사선치료의 효율적인 면에서 우수한 것은 분명하지만 MU가 상대적으로 증가하게 되고, 광중성자 발생에 직접적인 영향을 주는 다엽콜리메타를 기반으로 하기 때문에 광중성자의 양도 많을 것으로 사료되어 3차원입체조형치료 시 발생하는 광중성자의 양과 세기조절방사선치료 시 발생하는 광중성자의 양을 비교평가 하고자 했다. 먼저 치료계획에 있어서 종양에 1.8 Gy 처방 결과 3차원입체조형치료의 경우 201 MU, 세기조절방사선치료에 있어서는 1,801 MU 로 약 9배가량 많음을 알 수 있다. 조사 결과 3차원입체조형치료 시 방생된 광중성자의 양은 복부 0.54 mSv, 흉부 0.48 mSv, 경부 0.43 mSv, 그리고 미간의 위치에서 0.27 mSv로 나타났으며, 세기조절방사선치료에서는 복부 4.85 mSv, 흉부 4.14 mSv, 경부 3.81 mSv, 그리고 미간의 위치에서 3.79 mSv로 나타났다.

본 연구에서 평가하고자 했던 세기조절방사선치료와 3

차원입체조형치료에서 발생된 광중성자의 차는 세기조절방사선치료가 3차원입체조형치료에 비해 복부에서 9 배, 흉부에서 8.6 배, 경부에서 8.8 배, 그리고 미간에서 14 배로 최소 8.5 배에서 최대 14 배로 많이 발생함을 확인할 수 있었다. 또한 두 경우 모두 조사야 중심에서 멀어질수록 광중성자의 양도 비례적으로 감소함을 확인할 수 있었다. 이는 세기조절방사선치료 계획의 알고리즘에 따른 MU증가와 더불어 광중성자 발생 요인으로 작용하는 동적콜리메타의 영향으로 생각된다²⁾. 종양제어에 필요한 선량은 크게 각 부위별로 진전도 및 여러 가지 인자에 따라 달라지겠지만 기본적으로 자궁암에 있어서는 하루 종양선량을 180 cGy, 총 선량은 약 6,000 cGy를 조사한다. 본 연구에서는 180 cGy 1회 조사로 인해 수집된 광중성자의 양으로 극히 미량일 수 있겠지만 약 30회의 전 치료기간에 조사되는 총 선량으로 본다면 결코 무시할만한 선량은 아닐 것이다. 발암 위험률과 피부방사선 선량과의 관계는 현재 명확하지 않으나 일반적으로 암을 발생시키려면 급성조사로 10 Gy 이상의 선량이 필요하며, 전구 증상인 방사선피부염이 심할수록 그 확률이 높아지게 된다¹⁷⁾. ICRP 32[환자의 의료피폭]에서는 피부에 대한 낮은 조직가중치나 상대적으로 낮은 선량을 받는 많은 다른 조직 때문에 신체 일부 피폭은 해당 유효선량이 작은 경우에도 국부조직에 상당한 등가선량을 초래할 수 있다고 보고한 바 있다. 또한 중성자선은 고유의 특성상 투과력이 강해 치료

시 설과 종사자 및 일반인에 대해서는 관계 기관의 엄격한 규제와 관리가 이루어지고 있지만 환자는 의료의 득이 크다는 이유로 안전관리에 소극적인 것이 현실이다. 세기 조절방사선치료는 암 치료에 있어 탁월한 치료법임에는 틀림이 없지만 본 연구에서 입증된 바와 같이 불필요한 광중성자가 일반적인 방사선치료에 비해 상대적으로 많이 발생한다.

결론적으로 의료용 선형가속기의 물리적인 특성상 광중성자의 발생을 원천적으로 차단하기는 어렵겠지만 조사야 외에 불필요하게 영향을 받는 정상조직에 대해서는 적절하게 보호할 수 있는 방안이 모색 되어야 하겠고, 보다 적극적인 연구와 지속적인 관심이 필요하겠다. 나아가서는 각 조직에 흡수되는 광중성자의 양과 그에 따른 생물학적 영향에 대한 평가가 이루어져야 할 것이며, 방사선치료를 받는 환자에 대한 별도의 안전관리 지침과 기준 마련을 통한 암 환자의 삶의 질이 향상될 수 있기를 기대해 본다.

참고문헌

1. 대한방사선치료학회 장비통계, 2011
2. Gudowska, A. Brahme, P. Andreo, W. Gudowski, J. Kierkegaard: "Calculation of absorbed dose and biological effectiveness from photonuclear reactions in a bremsstrahlung beam of end point 50MeV", *Phys. Med. Biol.*, 44, 2099-2125, 1999
3. Eric J. Hall, Stewart G. Martin, Howard Amols, Tom K. Hei: "Phothoneutrons form Medical linear accelerators - Radiobiological measurements and risk estimates", *Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 33(1), 225-230, 1995
4. 김대섭, 김유현 등: 방사선치료 장치 및 관련시설에서의 산란중성자에 관한 연구. *대한방사선치료학회지*, 17(2), 141~145, 2005
5. 의료용 선형가속기에서 생성되는 광중성자에 의한 선량평가: 정제호 학위논문집 1~56
6. 이정옥 등: 24MV 의료용 선형가속기의 중성자 발생에 관한 연구 *의학물리*: 16(2), 97~103, 2005
7. Rauscher T, Thielemann FK: Predicted cross-sections for photon-induced particle emission *Atomic Data Nuclear Data Tables* 88, 1-81, 2004
8. H. Ing, W. R. Nelson, R. A. Shore: "Unwanted photon and neutron radiation resulting from collimated photon beams interacting with the body of radiotherapy patients", *Med Phys*, 9, 27-33, 1982
9. R. Nath, E. R. Epp, J. S. Langhlin, W. P. Swanson, V. P. Bond: "Neutrons from high-energy X-ray medical accelerators : Anestimate of risk to the radiotherapy patient", *Med. Phys.*, 11, 231-241, 1984
10. L.J. Verhey: Comparison of three-dimensional conformal radiation therapy and intensity modulated radiation therapy systems, *Semin Radiat Oncol*, 9(1), 78-98, 1999
11. S. H. Benedict, R. M. Cardinale, Q. Wu, R. D. Zwicker, W. C. Broaddus, and R. Mohan: Intensity-modulated stereotactic radiosurgery using dynamic micro-multileaf collimation, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 50(3), 751-758, 2001
12. R. G. J. Wiggeraad, A. L. Petoukhova, L. Versluis, and J. P. C. van Santvoort: Stereotactic radiotherapy of intracranial tumors: A comparison of intensity-modulated radiotherapy and dynamic conformal arc, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 74(4), 1018-1026, 2009
13. G. Budgell: "Intensity modulated radiotherapy (IMRT) an introduction", *Radiography*, 8, 241-249, 2000
14. Ludlum E, Akazawa C, Xia P: IMRT plans can be simplified using one step optimization. *Med Phys*. 33, 2111, 2006
15. Burman C, Jutcher GJ, Emami B, Goitein M: Fitting normal tissue tolerance data to analytic function, *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, 21, 123-135, 1991
16. Emami B, Lyman J, Brown A, et al: Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation, *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, 21, 109-122, 1991
17. 박철수, 임청환, 정홍량 등: 10 MV X선 방사선 치료 시 중성자 선량 분포에 관한 연구 *대한방사선기술학회지: 방사선기술과학*, 31(4), 415-417, 2008

•Abstract

Study on the Photoneutrons Produced in 15 MV Medical Linear Accelerators :
Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and
Intensity-Modulated Radiotherapy

Oh-Nam Yang^{1,2)} · Cheong-Hwan Lim²⁾

¹⁾*Dept. of Radiation Oncology, Gangneung Asan Hosptal*

²⁾*Dept. of Radiological Science, Hanseo University*

Intensity-modulated radiotherapy(IMRT) have the ability to provide better dose conformity and sparing of critical normal tissues than three-dimensional radiotherapy(3DCRT). Especially, with the benefit of health insurance in 2011, its use now increasingly in many modern radiotherapy departments. Also the use of linear accelerator with high-energy photon beams over 10 MV is increasing. As is well known, these linacs have the capacity to produce photonueutrons due to photonuclear reactions in materials with a large atomic number such as the target, flattening filters, collimators, and multi-leaf collimators(MLC). MLC-based IMRT treatments increase the monitor units and the probability of production of photoneutrons from photon-induced nuclear reactions. The purpose of this study is to quantitatively evaluate the dose of photoneutrons produced from 3DCRT and IMRT technique for Rando phantom in cervical cancer. We performed the treatment plans with 3DCRT and IMRT technique using Rando phantom for treatment of cervical cancer. An Rando phantom placed on the couch in the supine position was irradiated using 15 MV photon beams. Optically stimulated luminescence dosimeters(OSLD) were attached to 4 different locations (abdomen, chest, head and neck, eyes) and from center of field size and measured 5 times each of locations. Measured neutron dose from IMRT technique increased by 9.0, 8.6, 8.8, and 14 times than 3DCRT technique for abdomen, chest, head and neck, and eyes, respectively. When using IMRT with 15 MV photonbeams, the photoneutrons contributed a significant portion on out-of-field. It is difficult to prevent high energy photon beams to produce the phtoneutrons due to physical properties, if necessary, It is difficult to prevent high energy photon beams to produce the phtoneutrons due to physical properties, if necessary, it is need to provide the additional safe shielding on a linear accelerator and should therefore reduce the out-of-field dose.

Key Words : IMRT, photonuclear reaction, photoneutrons, MLC