

소분할 방사선치료 방식에 따른 광중성자 평가

Evaluation of Photoneutron by Hypofractionated Radiotherapy

박은태*, 이득희*, 강세식**

인제대학교 부산백병원 방사선종양학과*, 부산가톨릭대학교 방사선학과**

Eun-Tae Park(linacpet@hanmail.net)*, Deuk-Hee Lee(deckhee@hanmail.net)*,
Se-Sik Kang(sskang@cup.ac.kr)**

요약

소분할 방식을 이용한 방사선치료는 한번에 대신량을 처방하게 된다. 이로 인해 정상조직에도 많은 선량이 조사되는 단점이 있지만 최근에는 IMRT 방식을 적용함으로써 그 한계점을 보완하는 연구가 이어지고 있다. 그러나 이런 치료기술의 발전과 고에너지 광자선을 선호함으로써, 광핵반응에 의한 광중성자가 생성되어 환자에게 부가적인 피폭을 일으키게 된다. 이에 본 연구는 급성 골반 뼈 전이암으로 IMRT 치료기법을 적용하여 소분할치료를 받은 환자의 치료계획을 대상으로, 치료기법 및 분할기법에 따른 선량을 DVH를 이용하여 분석하고 그에 따른 광중성자를 측정하였다. 그 결과, 분할기법에 따른 광중성자의 발생률은 처방선량에 비례하여 차이가 미미한 것으로 나타났다. 그리고 IMRT를 이용한 소분할치료 시 정상조직의 보호효과는 3D CRT에 비해 상대적으로 높게 나타났지만, 광중성자도 증가함으로써 적절한 치료계획의 선택과 최적의 방식을 고려해야 할 것이다.

■ 중심어 : | 소분할치료 | IMRT | 광핵반응 | 광중성자 |

Abstract

Hypofractionated radiotherapy prescribes high dose once. Due to this there's a bad point that patients are exposed much dose in normal organ. But recently the study making up for a limit is continuing. Cause of preference of this kind of development of therapy technic and high-energy photon beam, patients can be exposed to additional radiation. Because photoneutron is created by photonuclear reaction. So, in this study I measured photoneutron and analyzed by DVH amounts of radiation from the treatment plan that was used to acute, metastatic pelvis cancer patients who was treated by hypofractionated radiotherapy applied IMRT. As a result, incidence of photoneutron based on the hypofractionated radiotherapy was not a big difference in proportion to the dose fractionation. Protective effects of normal organ by hypofractionated radiotherapy applying IMRT is relatively high compared to 3D CRT but also photoneutron was in created. So a proper treatment plan and a best therapy should be considered.

■ keyword : | Hypofractionated radiotherapy | IMRT | Photonuclear reaction | Photoneutron |

1. 서 론

최근 우리나라의 암 발생률은 1999년 10만 명당 219.9

명에서 2012년 319.5명으로 연평균 3.5% 증가하였다[1]. 통계적으로 보면 암 환자는 해가 거듭할수록 증가할 것이며 이에 맞서 암을 치료하는 방법도 발전을 거듭하고

접수일자 : 2015년 07월 07일

수정일자 : 2015년 08월 13일

심사완료일 : 2015년 08월 19일

교신저자 : 강세식, e-mail : sskang@cup.ac.kr

있다. 현재 대표적인 3대 암 치료법에는 외과적인 수술과 항암치료 그리고 방사선치료가 있으며 중추적인 역할을 담당하고 있다[2].

방사선치료는 방사선을 이용하여 종양조직에 계획된 처방선량을 정확히 조사함으로써 종양조직을 괴사시키고 인접한 정상조직에는 최소한의 선량을 유도하는 방법이다. 따라서 정상조직의 부작용을 최소화시키기 위해 최적화된 치료방법을 선택하여야한다[3].

근래의 방사선치료는 ‘3차원 입체조형방사선치료’(Three Dimensional Conformal Therapy, 3D CRT)에서 ‘세기조절방사선치료’(Intensity Modulated Radiation therapy, IMRT)로 발전되어, 기존의 3차원 입체조형방사선치료보다 정상조직의 장애는 최소화하면서 종양조직에만 선량을 집중할 수 있게 되었다[4-6]. 이러한 세기조절방사선치료 기법에 소분할치료를 적용함으로써 기존의 3차원 입체조형방사선치료를 이용한 소분할치료보다 더욱 치료효과를 개선하였다. 하지만 고 에너지를 적용함으로써 광중성자의 발생이 문제가 되고 있다. 일반적으로 8 MV 이상 광자선을 이용할 경우 광핵반응(Photonuclear reaction)에 의한 광중성자 발생된다[7-11]. 특히 세기조절방사선치료는 높은 기계적 선량 단위(Monitor Unit, MU)와 다엽콜리메이터(Multi Leaf Collimator, MLC)의 상호작용으로 인해 광중성자의 발생확률이 3차원 입체조형방사선치료보다 높아지게 된다[3]. 이러한 광중성자는 환자에게 추가적인 위해뿐만 아니라 주변물질을 방사화시켜, 유도방사선에 의한 작업자의 피폭을 유발시킬 수 있다[12]. 이런 문제에도 불구하고 광중성자의 발생에 관한 연구와 규제는 상대적으로 미비한 실정이다[13].

이에 본 논문에서는 소분할치료 시 치료기법에 따른 선량체적곡선(Dose Volume Histogram, DVH)을 분석하고, 치료기법과 처방선량의 변화에 따른 광중성자를 평가하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 연구재료 및 대상

본원에서 골반부 급성 뼈 전이암으로 인해 세기조절 방사선치료 기법을 적용하여 소분할치료를 받은 환자의 치료계획을 대상으로 하였다. 환자의 영상을 획득하기 위하여 전산화 단층 모의촬영기(SOMATOM Sensation OPEN, Siemens, Germany)를 이용하였으며, 획득한 영상은 전산화치료계획시스템(Eclipse version 10.0, Varian, USA)으로 치료계획을 수립하였다. 광중성자 측정에는 의료용 선형가속기(Clinac ix-S, Varian, USA)와 BF3 중성자 측정기(Victoreen 190N Portable Neutron Survey Meter, Fluke, USA)를 사용하였다 [Table 1]. 계획의 신뢰성과 정확성을 위해 중성자 측정기는 원자력안전법에 의거하여 한국표준과학연구원에 서 검교정을 받은 후에 실험을 수행하였다[14][15].

Table 1. Data Neutron Survey Meter

Specifications of Victoreen 190N	
Typical neutron sensitivity	Nominal 2000 counts /mRem
Gamma sensitivity/rejection	No response in 137Cs radiation in fields up to 500 R/h
Range(Rate)	0 μ Rem/h to 75 Rem/h 0 μ Sv/h to 0.75 Sv/h 0 CPS to 41,660 CPS
Integrate	0 μ Rem to 1000 Rem 0 μ Sv to 10 Sv 0 to 109 counts
Accuracy	10% of theoretical ICRP dose rate

2. 연구방법

2.1 치료계획

전산화 단층 모의촬영기를 통해 2 mm slice로 영상을 획득하여, 이를 바탕으로 ‘육안적 종양체적’(Gross Tumor Volume, GTV)과 ‘임상 표적체적’(Clinical Target Volume, CTV)을 설정하였다. 그리고 정상조직 영역인 방광(Bladder), 직장(Rectum) · 항문(Anus)을 각각 나타냈다[Fig. 1]. 치료계획은 3차원 입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료를 각각 1일 6 Gy씩 총 30 Gy의 선량을 처방하였으며, 처방선량에 따른 광중성자를 비교하기 위해 1일 2 Gy씩 총 30 Gy의 세기조절방사선치료를 계획하였다. 이 때 세기조절방사선치료는 9문의 조사야(0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 200°, 240°,

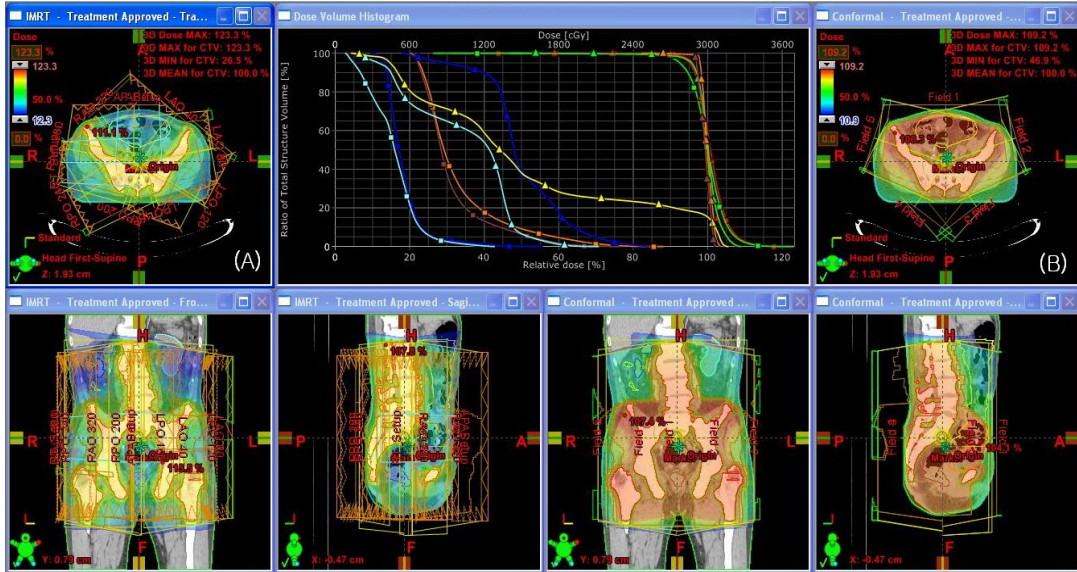


Fig. 1. Comparison between IMRT plan(A) and 3D CRT plan(B)

280°, 320°)를 바탕으로, 치료계획용 시스템의 sliding window 방법을 적용하였다. 그리고 표적 체적에는 최대한의 선량을 균일하게 조사하면서 주요 정상 조직에 들어가는 선량을 최소화하도록 역방향치료계획(Inverse treatment planning)을 사용하였다. 3차원 입체조형방사선치료는 5문의 조사야(0°, 72°, 144°, 216°, 288°)를 바탕으로 처방선량이 균등하게 들어가도록 빔가중(Beam weighting)을 적용하여 치료계획을 수립하였다[Fig. 1].

두 방사선치료계획에서 선량 정규화(Normalization)는 CTV 처방선량에 100%를 포함하도록 하였으며 15 MV의 광자선을 이용하였다.

2.2 DVH 평가

DVH를 이용하여 3차원 입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료의 GTV, CTV에 주어지는 평균선량(Mean dose)과 체적에 따른 선량인 최대체적선량(Volume max dose)와 최대지점선량(Max point dose)을 비교하였으며 정상조직인 방광과 직장·항문의 선량도 같은 방식으로 분석하였다[Fig. 1]. 다음으로 산정된 정상 조직의 내용선량을 R. D. Timmerman의 연구

에서 제시한 정상조직의 내용선량과 비교, 분석하였다 [Table 2][16].

Table 2. Maximum permissible dose of normal tissue

Serial Tissue	[Unit : Gy]	
	Volume max dose	Max point dose
Bladder	18.3	38
Rectum Anus	25	38

2.3 광증성자 측정

치료계획에 따른 광증성자를 비교하기 위해 3차원 입체조형방사선치료(6 Gy/day)와 세기조절방사선치료(6 Gy/day)를 대상으로 하였으며, 측정은 중성자계측기를 이용하여 회전중심축에서 실시하였다. 이후 처방선량에 따른 차이를 비교하기 위해 6 Gy/day와 2 Gy/day로 계획되어진 세기조절방사선치료를 대상으로 동일하게 측정하여 비교, 분석하였다. 이 때 변동계수가 0.5% 이하로 유지될 수 있게 각각 10회씩 측정하였으며, 평균(Mean)값과 표준편차(Standard Deviation, SD)를 산출하여 평가하였다.

III. 실험결과

1. 3차원 입체조형방사선치료(6 Gy/day)와 세기 조절방사선치료(6 Gy/day)에 대한 DVH 평가

1.1 종양조직의 흡수선량 평가

① GTV의 흡수선량

3차원 입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료의 평균선량은 각각 30.03 Gy(100.1%)와 30.30 Gy(101.0%)로 나타났다. 최대체적선량은 각각 25.84 Gy(86.15%)와 27.03 Gy(90.10%)로 나타났으며, 최대지점선량은 각각 32.32 Gy(107.7%)와 34.20 Gy(114.0%)로 세기조절방사선치료가 전체적으로 높은 결과를 보였다[Table 3].

② CTV의 흡수선량

3차원 입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료의 평균선량은 각각 30.00 Gy(100.0%)와 30.00 Gy(100.0%)로 나타났다. 최대체적선량은 각각 23.91 Gy(79.69%)와 25.32 Gy(84.39%)로 나타났으며, 최대지점선량은 각각 32.30 Gy(107.7%)와 34.06 Gy(113.5%)로 세기조절방사선치료가 조금 높은 것으로 나타났다[Table 3].

1.2 정상조직의 흡수선량 평가

① 방광의 흡수선량

방광을 대상으로 한 3차원 입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료의 평균선량은 각각 29.97 Gy(99.99%)와

9.90 Gy(33.00%)로 3차원 입체조형방사선치료가 약 3.0배 높게 나타났다. 최대체적선량의 경우 각각 28.24 Gy(94.13%)와 6.20 Gy(20.66%)로 3차원 입체조형치료가 약 4.6배 높았으며, 최대지점선량의 경우 각각 30.95 Gy(103.2%), 22.46 Gy(74.88%)로 3차원 입체조형방사선치료가 약 1.5배 높은 것으로 나타났다[Table 3].

② 직장 · 항문의 흡수선량

직장과 항문을 대상으로 한 3차원 입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료의 평균선량은 각각 29.79 Gy(99.30%)와 9.33 Gy(31.10%)로 3차원 입체조형방사선치료가 약 3.2배 높게 나타났다. 최대체적선량의 경우 각각 29.01 Gy(96.71%)와 6.29 Gy(20.98%)로 3차원 입체조형방사선치료가 약 4.6배 높았으며, 최대지점선량의 경우 각각 30.57 Gy(101.9%), 19.73 Gy(65.75%)로 3차원 입체조형방사선치료가 약 1.5배 높은 것으로 나타났다[Table 3].

2. 중성자 계측기를 이용한 광중성자 측정

2.1 치료기법에 따른 광중성자 측정

① 3차원 입체조형방사선치료(6 Gy/day) 대상 광중성자

5문조사의 3차원 입체조형방사선치료는 총 604 MU의 선량이 조사되었으며 그에 따른 광중성자는 총 $132.3 \pm 0.5416 \mu\text{Gy}$ 로 측정되었다. 이를 MU 당으로 환산하면 $0.2190 \pm 0.000897 \mu\text{Gy}/\text{Mu}$ 이다[Table 4].

Table 3. Absorbed dose of tumor and normal tissues of IMRT and 3D CRT

Region	Therapeutic technique	Mean Dose		Volume Max Dose		Max Point Dose		
		Gy	%	Gy	%	Gy	%	
Tumor	GTV	3DRT	30.03	100.1	25.84	86.15	32.32	107.7
		IMRT	30.30	101.0	27.03	90.10	34.20	114.0
	CTV	3DRT	30.00	100.0	23.91	79.69	32.30	107.7
		IMRT	30.00	100.0	25.32	84.39	34.06	113.5
Normal Tissue	Bladder	3DRT	29.97	99.99	28.24	94.13	30.95	103.2
		IMRT	9.900	33.00	6.198	20.66	22.46	74.88
	Rectum · anus	3DRT	29.79	99.30	29.01	96.71	30.57	101.9
		IMRT	9.330	31.10	6.294	20.98	19.73	65.75

Table 4. Monitor Unit, Photoneutron dose and rate according to therapeutic technique

		3DRT(6 Gy/day)	IMRT(2 Gy/day)	IMRT(6 Gy/day)
MU/day		604	2240	6720
1회	광중성자량(μ Gy)	132.3	503.2	1523
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2190	0.2246	0.2266
2회	광중성자량(μ Gy)	132.7	502.9	1524
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2197	0.2245	0.2268
3회	광중성자량(μ Gy)	132.6	503	1526
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2195	0.2246	0.2271
4회	광중성자량(μ Gy)	131.7	503.1	1522
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2180	0.2246	0.2265
5회	광중성자량(μ Gy)	132.0	503.3	1523
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2185	0.2247	0.2266
6회	광중성자량(μ Gy)	133.1	502.8	1521
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2204	0.2245	0.2263
7회	광중성자량(μ Gy)	131.3	502.9	1524
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2174	0.2245	0.2268
8회	광중성자량(μ Gy)	132.8	502.8	1523
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2199	0.2245	0.2266
9회	광중성자량(μ Gy)	132.1	502.9	1521
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2187	0.2245	0.2263
10회	광중성자량(μ Gy)	132.4	503.1	1523
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2192	0.2246	0.2266
Means \pm S.D	광중성자량(μ Gy)	132.3 \pm 0.5416	503 \pm 0.1700	1523 \pm 1.4907
	광중성자 발생비율 (μ Gy/MU)	0.2190 \pm 0.000897	0.2246 \pm 0.000076	0.2266 \pm 0.000222

S.D : Standard Deviation

② 세기조절방사선치료(2 Gy/day) 대상 광중성자
9문조사의 세기조절방사선치료는 총 2240 MU의 선
량이 조사되었으며 그에 따른 광중성자는 총 503 \pm
0.1700 μ Gy로 측정되었다. 이를 MU 당으로 환산하면
0.2246 \pm 0.000076 μ Gy/Mu이다[Table 4].

③ 세기조절방사선치료(6 Gy/day) 대상 광중성자
9문조사의 세기조절방사선치료는 총 6720 MU의 선
량이 조사되었으며 그에 따른 광중성자는 총 1523 \pm
1.4907 μ Gy로 측정되었다. 이를 MU 당으로 환산하면
0.2266 \pm 0.000222 μ Gy/Mu이다[Table 4].

2.2 치료기법과 계획에 따른 광중성자 분석

① 3차원 입체조형방사선치료(6 Gy/day)와 세기조절
방사선치료(6 Gy/day)의 광중성자 비교

소분할치료 시 치료기법에 따른 광중성자를 비교하
면 3차원 입체조형방사선치료는 132.3 \pm 0.5416 μ Gy,
세기조절방사선치료는 1523 \pm 1.4907 μ Gy로서 약 11.5
배 더 높게 나타났다. 그리고 각각의 MU 값은 3차원 입
체조형방사선치료는 604 MU, 세기조절방사선치료는
6720 MU로서 세기조절방사선치료가 약 11.1배 높은 것
으로 평가되었다. 이를 MU 당으로 환산하면 각각
0.2190 \pm 0.000897 μ Gy/Mu, 0.2266 \pm 0.000222 μ Gy/Mu
로 나타났다[Table 4].

② 세기조절방사선치료(2 Gy/day)와 세기조절방사
선치료(6 Gy/day)의 광중성자 비교

처방선량에 따른 광중성자를 비교하면 세기조절방사
선치료(2 Gy/day)는 503 \pm 0.1700 μ Gy, 대선량 세기조
절방사선치료(6 Gy/day)는 1523 \pm 1.4907 μ Gy로 약

3.0배 높은 수치를 보였다. 다음으로 각각의 MU 수치는 세기조절방사선치료(2 Gy/day)는 2240 MU, 대선량 세기조절방사선치료(6 Gy/day)는 6720 MU로 나타나며 3배 높은 결과를 보였다. 이를 MU 당으로 환산하면 각각 $0.2246 \pm 0.000076 \mu\text{Gy}/\text{Mu}$, $0.2266 \pm 0.000222 \mu\text{Gy}/\text{Mu}$ 로 나타났다[Table 4].

IV. 고 찰

본 연구에서는 임상에서 상용되는 소분할치료방식의 세기조절방사선치료와 3차원 입체조형방사선치료의 DVH를 비교하고, 치료기법과 처방선량에 따른 광증성자를 평가하였다.

먼저 DVH를 비교한 결과에서 종양조직의 흡수선량은 두 치료기법 모두 처방선량인 30 Gy에 근사한 결과를 보였다. 그리고 정상조직인 방광과 직장·항문의 경우 3차원 입체조형방사선치료 방식의 최대체적선량이 각각 28.24 Gy와 29.01 Gy로 나타났으며, 최대지점선량은 각각 30.95 Gy와 30.57 Gy로 나타났다. 이 결과 값을 R. D. Timmerman이 제시한 정상조직의 내용선량과 비교하였을 때 최대체적선량은 내용선량을 초과하였으며 최대지점선량은 초과하지 않은 것으로 나타났다[16]. 반면에 세기조절방사선치료 방식의 최대체적선량은 각각 6.20 Gy와 6.29 Gy로 나타났으며, 최대지점선량은 각각 22.46 Gy와 19.73 Gy를 보이며 R. D. Timmerman이 제시한 정상조직의 내용선량을 모두 만족하였다. 결과적으로 세기조절방사선치료가 소분할치료 시 정상조직의 보호효과가 더 높다는 것을 알 수 있었으며, 이 결과는 세기조절방사선치료가 3차원 입체조형치료보다 치료 효율이 더 높다는 기존 선행 연구와 같은 경향성을 보인 것이다[17-19].

치료기법에 따른 광증성자의 평가에서는 세기조절방사선치료가 3차원 입체조형방사선치료보다 약 11.5배 높은 광증성자량을 보였다. 이에 비해 10 MV를 이용하여 치료기법에 따른 광증성자를 분석한 박병석 등의 연구에서는 평균 1.40배를 나타냈다[3]. 박병석 등의 연구에서는 본 연구보다 낮은 에너지인 10 MV를 대상으로

실험하였으며 또한 sliding window 방식보다 적은 MU가 요구되어지는 step-and-shoot 방식의 치료계획을 사용함으로써 광증성자량의 차이를 보인 것으로 사료된다. 한편 본 논문과 같은 15 MV를 대상으로 한 양오남 등의 논문에서는 치료기법에 따른 광증성자가 약 8.6배에서 14배까지의 차이를 나타내며 본 논문과 유사한 경향을 보였다[20]. 결과적으로 세기조절방사선치료 방식에서 사용하는 고 에너지와 MLC 그리고 높은 조사선량의 영향으로 인해 3차원 입체조형치료보다 많은 광증성자가 발생되고 있음을 알 수 있었다.

다음으로 처방선량에 따른 광증성자를 분석한 결과를 살펴보면, 6 Gy(6720 MU)가 처방된 소분할치료와 2 Gy(2240 MU)가 처방된 단순분할치료의 광증성자 발생량은 처방선량에 비례하게 나타났으며, MU당 광증성자 발생비율도 그 차이가 미미한 것으로 분석되었다. 한편 L. Donadille 등의 연구에서는 약 300 MU의 선량을 조사한 이후에 회전증심축의 주변 선량당량은 0.5~5 $\mu\text{Sv}/\text{h}$, 수천 MU를 조사한 이후에는 수~수백 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ 를 나타내며 큰 차이를 보였다. 또한 광증성자가 생성되어 소멸될 때 까지 소요되는 시간도 수천 MU를 조사하였을 때 현저하게 증가하는 것으로 보고하였다[21]. 따라서 소분할 방식을 이용한 방사선치료 시에는 고 에너지로 많은 MU가 조사되므로 조사 종료 후 일정 시간을 두고 치료실 내로 들어가는 것이 광증성자에 의한 추가적인 피폭을 줄일 수 있는 방안이 될 수 있을 것이며 이와 관련한 추후 연구가 필요할 것이다.

V. 결 론

고 에너지 소분할치료 시 세기조절방사선치료와 3차원 입체조형방사선치료 방식의 DVH를 비교한 결과 치료효과는 세기조절방사선치료가 더 우수한 것으로 평가되었으며, 광증성자량은 세기조절방사선치료 방식에서 더 많이 측정되었다. 방사선 치료실 내에서 생성된 광증성자는 환자에게 불필요한 피폭으로 연계 될 수 있으므로 치료계획 선택 시 최적의 방식을 고려해야 할 것이다. 다음으로 소분할치료와 단순분할치료의 MU

당 발생비용은 유의한 차이를 보이지 않았다. 하지만 분할치료 방식에 의해 조사선량이 증가함으로써 발생되는 위험을 간과해서는 안 될 것이다. 따라서 위치에 따른 광중성량 분석 및 소멸시간 등의 추가적인 연구를 통해 안전관리 지침과 기준을 마련함으로써 환자 및 종사자의 삶의 질 향상에 기여하여야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] National Cancer Information Center(www.cancer.go.kr), 2014.
- [2] J. S. Lee and J. N. Kim, "Efficient Data Acquisition Technique for Clinical Application of Multileaf Collimator," J. of Contents Association, Vol.8, No.11, pp.182-188, 2008.
- [3] B. S. Park, J. H. Ahn, D. Y. Kwon, J. M. Seo, and K. W. Song, "The Effect of Photoneutron Dose in High Energy Radiotherapy," The journal of the korean society for radiotherapeutic technology, Vol.25, No.1, pp.9-14, 2013.
- [4] L. J. Verhey, "Comparison of three-dimensional conformal radiation therapy and intensity modulated radiation therapy systems," Semin Radiat Oncol, Vol.9, No.1, pp.78-98, 1999.
- [5] S. H. Benedict, R. M. Cardinale, Q. Wu, R. D. Zwicker, W. C. Broadus, and R. Mohan, "Intensity-modulated stereotatic radiosurgery using dynamic micro-multileaf collimation," Int. J Radiat Oncol Biol Phys, Vol.50, No.3, pp.751-758, 2001.
- [6] G. Budgell, "Intensity modulated radiotherapy (IMRT) and introduction," Radiography, Vol.8, No.4, pp.241-249, 2000.
- [7] S. S. Kang, I. H. Go, G. J. Kim, S. H. Kim, and Y. S. Kim, *Radiation Therapeutics 3rd edition*, Cheong-gu munhwasa, 2014.
- [8] J. S. Levinger and H. A. Bethe, "Neutron yield from the nuclear photon effect," Phys Rev, Vol.9, No.1, pp.221-222, 1989.
- [9] F. D'Errico, R. Nath, G. Silvano, and L. Tana, "In vivo neutron dosimetry during high-energy Bremsstrahlung radiotherapy," Int J radiation Oncology Biol Phys, Vol.9, No.41, pp.1185-1192, 1998.
- [10] E. J. Hall and C. Wu, "Radiation-induced second cancers the impact of 3D-CRT and IMRT," Int J radiation Oncology Biol Phys, Vol.6, No.56, pp.83-88, 2003.
- [11] S. F. Kry, M. Salehpour, D. S. Followill, M. Stovall, D. A. Kuban, R. A. White, and I. I. Rosen, "Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and shoot intensity-modulated radiation therapy," Int J Radiation Oncology Biol Phys, Vol.4, No.62, pp.1204-1216, 2005.
- [12] D. S. Kim, J. M. Kim, H. S. Lee, R. S. Lim, and Y. H. Kim, "A Study on the Neutron in Radiation Treatment System and Related Facility," The journal of the korean society for radiotherapeutic technology, Vol.17, No.2, pp.141-145, 2005.
- [13] 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.
- [14] Nuclear Safety and Security Commission, Nuclear Safety Act, 2014.
- [15] N. J. Ji and S. M. Ahn, "Comparative study on Measured Radiation by Neutron Surveyimeters in a Cyclotron Room," J. of Contents Association, Vol.15, No.1, pp.331-337, 2015.
- [16] R. D. Timmerman, "An overview of hypofractionation and introduction to this issue

of seminars in radiation oncology,” Semin. Radiat. Oncol, Vol.18, No.4, pp.215-222, 2008.

- [17] Y. J. Kim, J. S. Lee, S. I. Hong, and H. J. Ko, “A Comparison between Three Dimensional Radiation Therapy and Intensity Modulated Radiation Therapy on Prostate Cancer,” J. Korean. Soc. Radio, Vol.7, No.6, pp.409-414, 2013.
- [18] J. N. Song, Y. J. Kim, and S. I. Hong, “The Usability Analysis of 3D-CRT, IMRT, Tomotherapy Radiation Therapy on Nasopharyngeal Cancer,” Journal of the Korean Society of Radiology, Vol.6, No.5, pp.365-371, 2012.
- [19] G. Y. Chai, Y. K. Lim, K. M. Kang, B. G. Jeong, I. B. Ha, K. B. Park, J. M. Jung, and D. W. Kim, “Comparison of Three- and Four-dimensional Robotic Radiotherapy Treatment Plans for Lung Cancers,” The Journal of the Korean society for therapeutic radiology and oncology, Vol.28, No.4, pp.238-248, 2010.
- [20] O. N. Yang and C. H. Lim, “Study on the Photoneutrons Produced in 15 MV Medical Linear Accelerators,” Journal of radiological science and technology, Vol.35, No.4, pp.335-342, 2012.
- [21] L. donadille, F. Trompier, and Irobbes et al, “Radiation protection of workers associated with secondary neutrons produced by medical linear accelerators,” Radiation Measurements, Vol.43, No.2-6, pp.939-943, 2008.

저 자 소 개

박 은 태(Eun-Tae Park)

정회원



- 2015년 2월 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과(의학박사)
- 2000년 5월 ~ 현재 : 인제대학교 부산백병원 방사선종양학과

<관심분야> : 방사선치료선량 및 측정

이 득 희(Deuk-Hee Lee)

준회원



- 2015년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 방사선학과(석사과정)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 인제대학교 부산백병원 방사선종양학과

<관심분야> : 방사선치료선량 및 측정

강 세 식(Se-Sik Kang)

정회원



- 1991년 2월 : 원광대학교 농화학과(농학박사)
- 1982년 3월 ~ 1994년 8월 : 원광보건대학 방사선과 교수
- 1997년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선

학과 교수

<관심분야> : 방사선치료학, 방사선기기학