

<원저>

방사선치료 시 자세확인시스템이 처방선량에 미치는 영향

- The Effect of Patients Positioning System on the Prescription Dose in Radiation Therapy -

1)건양대학교병원 방사선종양학과·2)건양대학교 방사선학과

김정호¹⁾·배석환²⁾

— 국문초록 —

방사선치료 시 치료계획 선량의 정확한 전달이 중요하다. 뿐만 아니라 정확한 자세 잡이도 필요하다. 하지만 정확한 자세 잡이를 위해서는 자세촬영을 실시하여야 하며 이에 따른 추가적인 방사선 피폭이 발생하게 된다. 이에 자세촬영 주기에 따른 선량분포의 변화를 분석하고자 한다. 팬텀 내 45개 지점에 대해 OSLD를 이용하여 6MV와 10MV 광자선, 그리고 온보드이미지촬영과 콘빔전산화단층촬영에 대한 선량을 측정하였다. 그리고 각 지점에 대한 자세확인촬영이 치료선량에 합산될 경우의 차이값을 비교하였다. 또한 차이값이 미국의학물리협회에서 권고하는 5%를 만족하는 촬영 주기를 제시하고자 하였다. 그 결과 6MV에서는 최소 45.27 cGy에서 최대 98.6 cGy, 10MV에서는 최소 53.34 cGy에서 최대 99.66 cGy, 온보드이미지촬영의 경우 최소 0.19 cGy에서 최대 2.64 cGy, 콘빔전산화단층촬영의 경우 최소 0.54 cGy에서 최대 17.18 cGy가 측정되었다. 치료선량에 대한 자세확인촬영 방사선량의 비율은 2차원 영상의 경우 치료 1회당 최대 3.49%, 3차원 영상의 경우 치료 1회당 최대 22.65%의 오차가 발생된다. 따라서 2차원 영상은 1일 1회, 3차원 영상은 1주 1회까지 허용된다. 향후 추가연구 시 실제 임상적용 시에는 환자자세촬영 종류의 병행에 대한 분리계산이 필요하리라 사료된다.

중심 단어: 콘빔씨티, 온 보드 이미지, 방사선치료, 선량분포, 자세확인 시스템

I. 서 론

방사선치료는 체내 존재하는 고형암을 대상으로 고에너지 방사선을 조사하여 암세포의 사멸을 유도하는 암치료법 중의 하나로 조사된 방사선에 의해 체내에 존재하는 암세포뿐만 아니라 조사범위에 포함되는 정상세포에도 영향을 미치게 된다[1-2]. 정상세포의 방사선 피폭에 의해 발생하는 다양한 부작용을 감소시키기 위해 다양한 치료기법 및 치료기기의 개발이 이루어지고 있다[3]. 가장 대표적이며 일반화된 방법이 세기조절방사선치료로 각 방향에서 다양한 조사범위를 조합하여 방사선 세기의 적절한 분포를 구현하게 된다[4].

세기조절방사선치료는 치료계획용 전산화단층촬영영상을 이용하여 전용 컴퓨터로 결과물을 도출하여야 하며, 결과물에 대한 검증을 위해 별도의 치료계획검증과정을 거치게 된다[5-7]. 그리고 방사선치료 시 치료계획에서 적용된 위치 및 자세를 재현하여 계획한 방사선량이 구현되어져야 한다. 과거에는 방사선 치료 시 적용되어져야 할 위치 및 자세의 재현성 평가를 위해 체표면에 셋업용 선을 표시하는 외삽적 자세잡이를 실시였으며, 이후 보완적인 방법으로 치료용 방사선과 저감도 필름을 이용한 영상 촬영을 실시하여 평가하였다[8-9]. 하지만 저감도 필름을 이용한 평가방법은 치료 종료 후 평가가 가능하며, 일부 표시만을 비교하는 단편적인

평가였다. 이후 과거의 필름을 이용한 평가방법에 대한 한계를 극복하기 위해 환자의 자세확인 촬영시스템인 전자포탈 이미지장치(Electronic Portal Image Device; EPID), 온보드 이미지장치(On Board Imager; OBI) 등의 다양한 방법들이 개발되었다[10-13]. 특히 온보드 이미지장치에서는 각도별 단순촬영, 전산화단층촬영, 투시영상촬영 등의 다양한 방법이 적용되어 활용도가 높다. 방사선치료 전 촬영 영상을 이용하여 정확한 위치 및 자세 검증을 실시하는 방법을 영상 유도방사선치료라고 하며, 세기변조방사선치료 시 영상유도 방사선치료는 반드시 병행되어야 한다[14-15]. 정확한 위치 및 자세확인을 위해 실시하는 영상촬영은 치료피폭량 이외에 추가적으로 피폭량이 발생하게 된다. 추가 피폭량은 선량분포의 변화를 발생시키게 되며, 종양의 치료효과 및 부작용 발생이 변화하게 된다[16-18]. 기존 선행연구에서는 자세확인 촬영 방법에 따른 흡수선량 및 유효선량에 대한 평가만 실시하였다. 이에 본 연구에서는 자세확인 촬영방법에 따른 치료용 선량분포의 변화에 대해 평가하여 자세확인 촬영방법의 적정성을 판단하고자 하였다. 치료선량 및 자세확인 촬영에 의한 선량을 평가하기 위해 다양한 측정소자를 고려하였으나 방향의존성 및 선량 의존성이 높지만 에너지 의존성이 2% 이내로 가장 낮은 광자극발광선량계를 선택하였다[19-20]. 또한 메가볼트 단층영상촬영(MVCT)의 경우 콘빔 전산화단층촬영(CBCT)보다 최대 1.5배의 선량증가현상을 가지고 있지만 slice thickness에 따른 의존성 및 횡수 제한을 고려하고 있는 반면 콘빔전산화단층촬영 및 온보드이미지촬영 영상의 경우 촬영횡수를 메가볼트 단층영상촬영보다 심각하게 고려하지 않고 있다[21-22]. 따라서 본 연구를 통해 선량분포의 영향에 따른 횡수의 허용기준을 고려하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 대 상

선형가속기는 Clinac-iX(VARIAN, USA)를 이용하였으며, 자세확인촬영은 단순촬영기법과 콘빔전산화단층촬영기법을 대상으로 하였다. 아크릴 팬텀(IBA, USA)을 이용하여 광자극 발광선량계(Landauer, USA)를 이용한 방사선측정을 실시하였다. 방사선의 종류는 선형가속기에서 방출되는 치료용 방사선의 경우에는 고에너지 광자선인 6 MV, 10 MV를 이용하였으며, 자세확인 촬영의 경우에는 단순촬영기법과 콘빔전산화단층촬영기법을 적용하였다. 아크릴 팬텀은 $300 \times 300 \times 20$ cm³

1개, $300 \times 300 \times 10$ cm³ 16개, $300 \times 300 \times 5$ cm³ 2개, $300 \times 300 \times 3$ cm³ 1개, $300 \times 300 \times 2$ cm³ 1개를 이용하였다. 광자극발광선량계(Optically Stimulated Luminescent Dosimeter; OSLD)의 나노소자(microStar, USA) 소자는 크기가 $2 \times 2 \times 1$ cm³ 45개를 이용하여 전용 계측기인 선량 리더기(microStar, USA)로 계측하였다.

2. 방 법

자세확인촬영영상에 의한 치료선량 분포의 변화를 평가하기 위해 치료용 선량과 자세확인촬영의 종류별 선량값을 비율적으로 비교하고자 한다. 선량값 측정을 위한 광자극발광소자는 Fig. 1과 같이 가로 30 cm, 세로 30 cm, 높이 19.5 cm의 팬텀에 대해 5 mm 깊이, 1 cm 깊이, 2 cm 깊이, 3 cm 깊이, 5 cm 깊이, 7 cm 깊이, 9 cm 깊이, 12 cm 깊이, 17 cm 깊이에서 5개씩 위치한다.

치료선량의 측정은 Fig. 2의 First와 같이 갠트리 각도, 콜리메이터 각도 그리고 카우치 각도를 모두 0°로 고정하여 선속의 중심과 팬텀의 중심축을 일치시킨 후 선원 표면간 거리는 100 cm으로 고정한다.

그리고 조사범위는 20×20 cm²하여 100 MU(Monitor Unit)를 조사한다. 방사선치료는 일반적으로 고에너지와 저 에너지를 구분하여 사용하므로 에너지는 6 MV 광자선과 10 MV 광자선으로 구분하여 조사한다. 조사 후 각 소자는 리더기에서 520 nm의 자극광을 조사 후 420nm의 방출광을 평가하여 표현된 선량값을 기록한다. 자세확인촬영의 선량값 평가를 위해서는 치료선량 측정과 동일한 조건에서 자세확인촬영용 방사선을 조사하여 리더기에서 표현된 값을 적용한다. 자세확인촬영의 종류는 온보드이미지촬영과 콘빔전산화단층촬영으로 구분한다. 온보드이미지촬영의 경우 측면(Lateral beam)의 경우 270° 방향에서 105 kVp, 160 mAs의 조건을 적용하며, 전면(Anterior beam)의 경우 0° 방향에서 75 kVp, 20 mAs의 조건을 적용한다. 온보드이미지촬영은 Fig. 2의 Second evaluation과 같이 측면과 전면 2개의 영상을 조합하여 평가하므로 각 1회씩 조사하여 합산된 값을 이용한다. 콘빔전산화단층촬영의 경우 Fig. 2의 Third와 같이 182°에서 178°까지 80 kVp, 20 mAs의 조건으로 회전하면서 조사를 실시하여 선량값을 측정한다. 이때 조사조건은 Table 1과 같다.

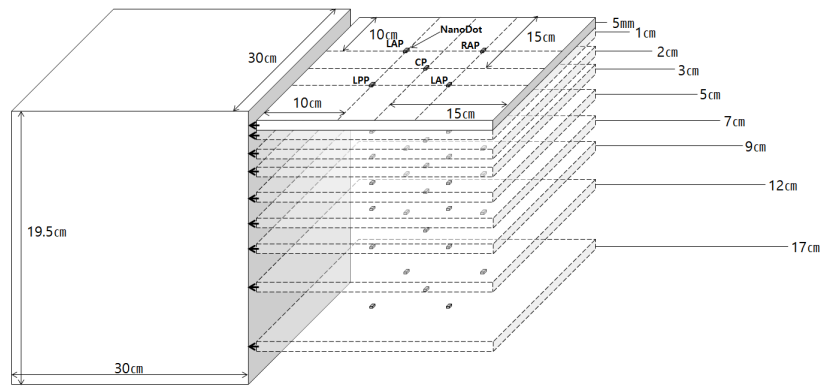


Fig. 1 Acrylic Phantom Constructure and NanoDot position naming

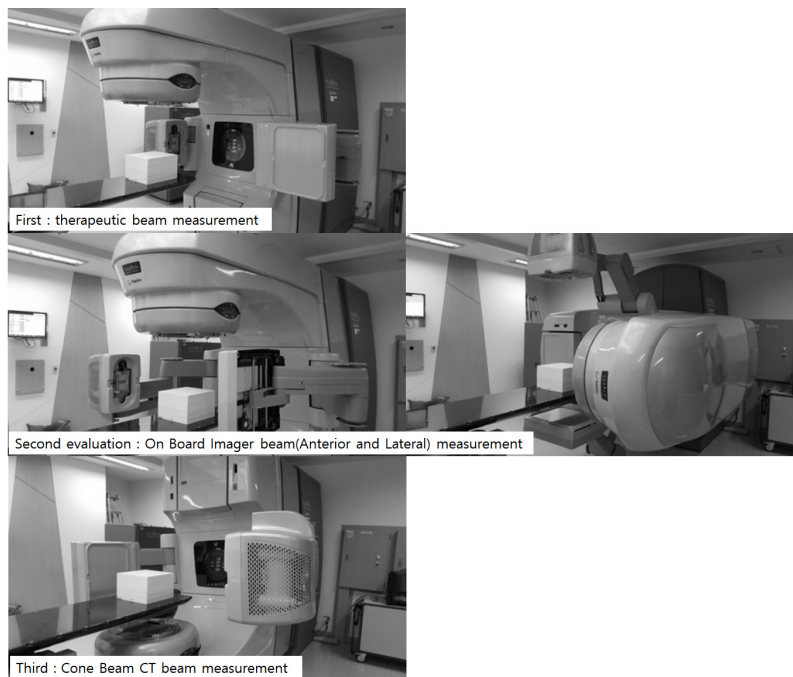


Fig. 2 Procedure of evaluation

Table 1 Condition of Irradiation

Classification		Energy	Dose
Therapeutic Beam	Low	6 MV	100 MU
	High	10 MV	100 MU
OBI Beam	Lateral	105 kVp	160 mAs
	Anterior	75 kVp	20 mAs
CBCT Beam		80 kVp	20 mAs

III. 결 과

고에너지와 저에너지용 치료선량과 자세확인촬영의 방법 별 측정선량 값은 Table 2와 같이 고에너지의 경우 5 mm 깊

이에서 평균 66.86 cGy ± 0.052915로 저에너지 5 mm 깊이 에서 평균 84,558 cGy ± 0.058907에 비해 적은 선량값을 나타내었으며, 30 mm 깊이부터는 고에너지의 경우 평균 98.918 cGy ± 0.060166로 저에너지에서 평균 94.474 cGy

Table 2 Dose value of therapeutic beam and patient position beam

[cGy]

Depth	Point	Value			
		Low therapeutic	High therapeutic	OBI	CBCT
5 mm	CP	84.64	66.94	2.33	15.14
	LAP	84.49	66.80	2.32	15.13
	RAP	84.52	66.84	2.33	15.14
	LPP	84.55	66.88	2.31	15.14
	RPP	84.59	66.84	2.33	15.14
10 mm	CP	98.00	88.42	2.64	17.18
	LAP	97.98	88.39	2.63	17.17
	RAP	97.92	88.34	2.64	17.18
	LPP	97.89	88.36	2.62	17.16
	RPP	97.94	88.34	2.63	17.16
20 mm	CP	98.60	99.66	2.47	15.87
	LAP	98.56	99.54	2.46	15.85
	RAP	98.59	99.59	2.44	15.87
	LPP	98.54	99.54	2.47	15.86
	RPP	98.57	99.57	2.46	15.86
30 mm	CP	94.55	98.96	2.14	13.22
	LAP	94.48	98.94	2.13	13.20
	RAP	94.41	98.98	2.13	13.21
	LPP	94.46	98.87	2.11	13.22
	RPP	94.47	98.84	2.14	13.22
50 mm	CP	86.12	91.60	1.56	8.98
	LAP	86.07	91.52	1.58	8.97
	RAP	86.04	91.56	1.55	8.98
	LPP	86.07	91.49	1.56	8.96
	RPP	86.09	91.47	1.56	8.97
70 mm	CP	77.91	83.97	1.12	6.20
	LAP	77.88	83.89	1.11	6.20
	RAP	77.82	83.91	1.10	6.19
	LPP	77.90	83.92	1.13	6.20
	RPP	77.84	83.88	1.12	6.20
90 mm	CP	70.37	77.02	0.79	4.82
	LAP	70.36	76.96	0.77	4.82
	RAP	70.34	76.94	0.79	4.81
	LPP	70.35	76.99	0.79	4.81
	RPP	70.33	76.94	0.78	4.81
120 mm	CP	59.74	67.24	0.48	2.31
	LAP	59.61	67.19	0.47	2.30
	RAP	59.64	67.17	0.47	2.30
	LPP	59.62	67.20	0.47	2.28
	RPP	59.66	67.21	0.49	2.30
170 mm	CP	45.33	53.42	0.20	0.55
	LAP	45.29	53.39	0.20	0.54
	RAP	45.28	53.34	0.19	0.55
	LPP	45.31	53.36	0.20	0.55
	RPP	45.27	53.37	0.20	0.56

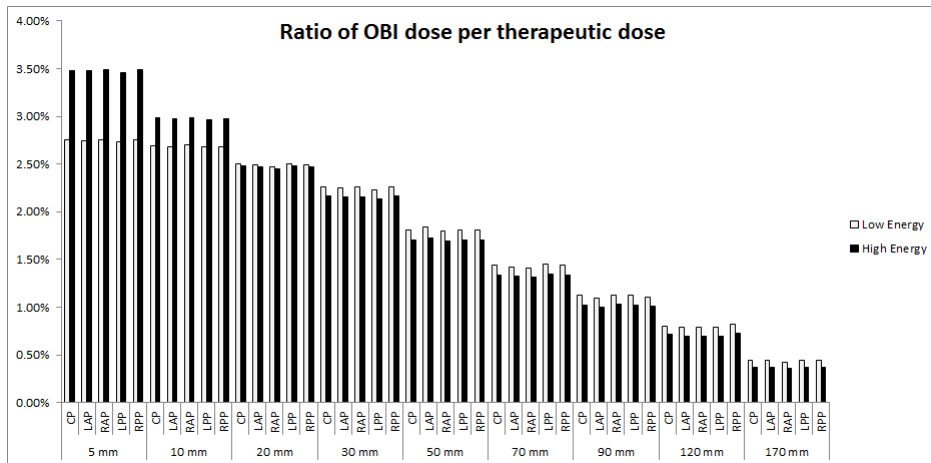


Fig. 3 Ratio of OBI dose per therapeutic dose

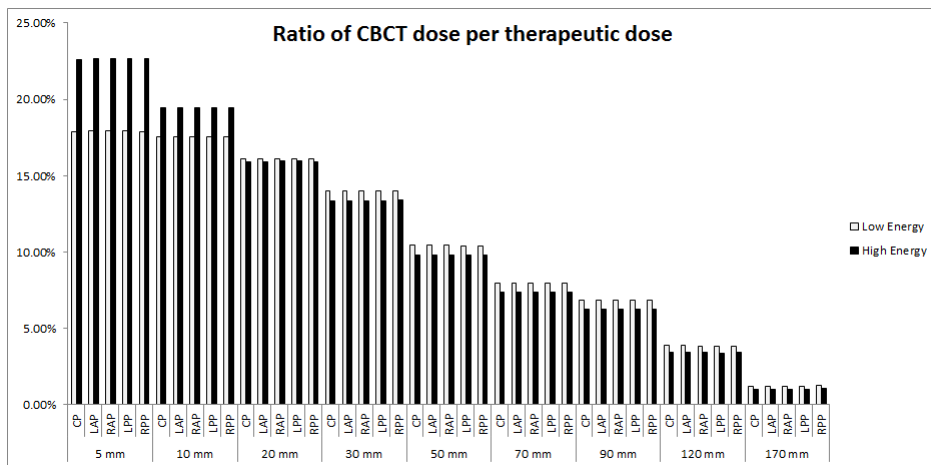


Fig. 4 Ratio of CBCT dose per therapeutic dose

± 0.050299로 높은 선량값을 나타내었다. 또한 온보드이미지촬영의 최대 2.64 cGy에 비해 콘빔전산화단층촬영의 최대 17.18 cGy이 높은 선량값을 나타내었다. 치료선량값 대비 자세확인촬영 방법별 선량값의 비율은 온보드이미지촬영의 경우 Fig. 3와 같이 6MV에서 5 mm 깊이에서 2.74%, 170 mm 깊이에서 0.44%가 나왔으며, 10MV에서 5 mm 깊이에서 3.47%, 170 mm 깊이에서 0.37%가 나왔다. 콘빔전산화단층촬영의 경우 Fig. 4와 같이 6MV에서 5 mm 깊이에서 17.9%, 170 mm 깊이에서 1.21%가 나왔으며, 10MV에서 5 mm 깊이에서 22.64%, 170 mm 깊이에서 1.03%가 나왔다. 깊이에 따른 비율값은 온보드이미지촬영의 경우 저에너지 광자선에 비해 고에너지 광자선이 5 mm 깊이에서 +0.73%, 10 mm 깊이에서 +2.9%만큼 높았으며, 20 mm 깊이에서는 -0.03%, 30 mm 깊이에서는 -0.1%, 50 mm 깊이에서는 -0.11%, 70 mm 깊이에서는 -0.1%, 90 mm 깊이에서는 -0.1%, 120 mm 깊이에서는 -0.09%, 170 mm 깊이에서는 -0.07%만큼 낮았다. 콘빔

전산화단층촬영의 경우도 마찬가지로 고에너지 광자선이 5 mm 깊이에서 +4.74%, 10 mm 깊이에서 +1.9%만큼 높았으며, 20 mm 깊이에서는 -0.16%, 30 mm 깊이에서는 -0.63%, 50 mm 깊이에서는 -0.62%, 70 mm 깊이에서는 -0.57%, 90 mm 깊이에서는 -0.59%, 120 mm 깊이에서는 -0.43%, 170 mm 깊이에서는 -0.18%만큼 낮았다.

IV. 고찰

방사선치료 시 의료용 방사선 이외에 추가조사를 실시하는 것이 자세확인 촬영이다. 하지만 이러한 자세확인 촬영 역시 방사선으로 환자의 피폭선량에 포함이 되며, 방사선치료선량에 영향을 주어 효과의 영향을 주게 된다. 자세확인 촬영에 의한 방사선량이 방사선치료선량에 미치는 영향을 평가하기 위해 6 MV 광자선과 10 MV 광자선에 대해 단

$$Exposure\ period(day^{-1}) = \frac{100(cGy) \times 5(\%)}{Daily\ dose(cGy/day) \times 2.76(\%)} \quad \text{식(1)}$$

$$Exposure\ period(day^{-1}) = \frac{100(cGy) \times 5(\%)}{Daily\ dose(cGy/day) \times 3.49(\%)} \quad \text{식(2)}$$

$$Exposure\ period(week^{-1}) = \frac{100(cGy) \times 5(\%) \times 0.2(week/day)}{Daily\ dose(cGy/day) \times \{17.91(\%) + (2.76(\%) \times OBI\ time)\}} \quad \text{식(3)}$$

$$Exposure\ period(week^{-1}) = \frac{100(cGy) \times 5(\%) \times 0.2(week/day)}{Daily\ dose(cGy/day) \times \{22.65(\%) + (3.49(\%) \times OBI\ time)\}} \quad \text{식(4)}$$

순촬영기법과 콘빔전산화단층촬영기법을 실시하여 피폭선량의 변화량을 광자극발광선량계를 이용하여 평가하였다. 자세확인 촬영의 방사선량에 관한 선행연구에서는 인체가 받는 유효선량 및 흡수선량의 절대값만을 평가하였지만 kV 단위의 X선이 미치는 영향은 크지 않았다. 하지만 자세확인 촬영에 의한 방사선 단독으로만 피폭되는 것이 아니라 치료선량에 합산되는 것으로 치료선량 분포에 대한 변화를 판단할 필요성이 있다. 즉, 국제방사선방호위원회 Publication 112에서 권고하고 있는 목적 외 방사선 피폭에 대한 선량적 측면 뿐만 아니라 미국의학물리협회 TG-142에서 권고하고 있는 치료선량 분포의 오차에 관한 기준을 적용한 비교가 필요한 것이다. 따라서 TG-142에서 권고하고 있는 선량분포의 오차한계인 5%를 적용하여 치료선량 대비 치료선량과 자세확인촬영의 방사선량 합산값의 차이가 5%를 넘는지 확인하게 되었다. 선량측정에 이용되는 광자극발광선량계의 특성 중 에너지 의존성의 경우 다른 검출기에 비해 비교적 높은 편이지만 $\pm 2\%$ 이내로 결과에 유의한 영향을 주지 않을 것으로 판단하였다[19]. 그리고 선행가속기마다 선량분포의 근소한 차이가 발생하므로 이를 보정할 필요성이 없다. 따라서 저에너지와 고에너지의 선량변환은 실시하지 않았다. 연구 결과에 따르면 온보드이미지촬영의 경우 6 MV 광자선에서 최소 0.42%에서 최대 2.76%의 선량증가가 발생되며, 10 MV 광자선에서 최소 0.36 %에서 최대 3.49%의 선량증가가 발생하였다. 콘빔전산화단층촬영기법의 경우에는 6 MV 광자선에서 최소 1.19%에서 최대 17.91 %의 선량증가가 나타났으며, 10 MV 광자선의 경우에는 최소 1.01 %에서 최대 22.65 %의 선량증가가 나타났다. 온보드이미지 촬영의 경우 TG-142에서 권고하고 있는 5% 이내의 차이를 보였으며, 콘빔전산화단층촬영의 경우 5%를 초과하는 경우도 발생하였다. 따라서 온보드이미지촬영 및 콘빔전산화단층촬영 시 TG-142에서 권고하고 있는 5% 이내의 차이를 유지하기 위해서 치료 1회당 허용 촬영횟수 기준을 제시할 필요성이 있다. 각 지점별 최대 차이값을 적용하여 허용 촬

영횟수를 고려한 기준은 식(1)부터 식(4)까지와 같다. 이때 6 MV 광자선 치료 시 온보드이미지촬영의 경우에는 식(1)과 같으며, 10 MV 광자선 치료의 경우에는 식(2)와 같다. 또한 6 MV 광자선 치료 시 온보드이미지촬영과 콘빔전산화단층촬영기법을 복합적으로 적용할 경우에는 식(3)과 같으며, 10 MV 광자선 치료의 경우에는 식(4)와 같다.

V. 결 론

자세확인 촬영에 의한 환자의 피폭선량은 확률적 영향에서만 고려되어질 정도로 매우 적다. 하지만 본 연구에 따른 자세확인 촬영에 의한 치료선량분포의 변화를 고려한다면 매우 의미있는 값을 나타내었다. 미국의학물리협회 TG-142에서 권고하고 있는 방사선치료 선량분포의 오차에 관한 기준인 5%를 적용한 결과 온보드이미지촬영의 경우 치료 1회당 최대 2회 이내로 촬영을 실시하여야 하며, 콘빔전산화단층촬영의 경우에는 치료 5회 당 최대 1회 이내로 촬영을 실시하여야 한다. 또한 온보드이미지촬영과 콘빔전산화단층촬영을 병행할 경우에는 허용 횟수가 더욱 감소될 수 있으므로 본 연구에서 제시한 관계식을 적용하여야 할 것이다. 하지만 이러한 기준은 자세확인촬영의 제한으로 인해 자세의 재현성이 저하된다면 선량분포의 오차가 더욱 차이가 날 수 있으므로 촬영 주기와 자세의 오차정도를 비교하여 적용할 필요성이 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] E. S. Jang, S. M. Beak, S. J. Ko, et al., A Study for Advanced Radiation Therapy. J of Korean Radiothera Tech, 2008; 20(2):115-122.

- [2] R. G. Dale, The application of the linear quadratic dose effect equation to fractionated and protracted radiotherapy. *British Journal of Radiology*. 1985; 58(1): 515-528.
- [3] P. K. Kartha, A. Chung-Bin, T. Wachtor, et al., Accuracy in radiotherapy treatment. *International Journal of Radiation Oncology*Biolog* Physics*. 1977; 2(7):797-799.
- [4] B. Thomas, "IMRT: a review and preview.", *Physics in medicine and biology*. 2006; 51(13):363.
- [5] M. Stasi, S. Bresciani, A. Miranti, et al., Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: a correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram. *Medical physics*. 2012; 39(12):7626-7634.
- [6] B. Warkentin, S. Steciw, S. Rathee, et al., Dosimetric IMRT verification with a flat-panel EPID. *Medical physics*. 2003;30(12):3143-3155.
- [7] M. Partridge, M. Ebert, & B. M. Hesse, IMRT verification by three-dimensional dose reconstruction from portal beam measurements. *Medical physics*. 2002;29(8) 1847-1858.
- [8] R. C. Gilson, M. P. Catherine, & T. G. Robert., Bullous Pseudomonas skin infection and bacteremia caused by tattoo ink used in radiation therapy. *JAAD Case Reports*. 2015;4:222-224.
- [9] Y. C. Ahn, S. G. Ju, D. Y. Kim, et al., Design and development of new collimator cones for fractionated stereotactic radiation therapy in Samsung Medical Center. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 1999;44(2):435-438.
- [10] Hammoud, R., Michigan, B., On-board imaging system: implementation and quality assurance procedures. In Lecture presented at the 49th AAPM Annual Meeting. 2016; 1-120.
- [11] B. Sorcini, A. Tilikidis, Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform). *Cancer/Radiation Therapy*. 2006;10(5):252-257.
- [12] C. Huntzinger, P. Munro, S. Johnson, et al., Dynamic targeting image-guided radiotherapy. *Medical Dosimetry*. 2006;31(2):113-125.
- [13] B. J. M. Heijmen, K. L. Pasma, M. Kroonwijk, et al., Portal dose measurement in radiotherapy using an electronic portal imaging device (EPID). *Physics in medicine and biology*. 1995;40(11):1943.
- [14] K. R. Britton, Y. Takai, M. Mitsuya, et al., Evaluation of inter- and intrafraction organ motion during intensity modulated radiation therapy (IMRT) for localized prostate cancer measured by a newly developed on-board image-guided system. *Radiation medicine*. 2005;23(1):14-24.
- [15] T. Bortfeld, K. Jokivarsi, M. Goitein, et al., Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: statistical analysis and simulation. *Physics in medicine and biology*. 2002;47(13):2203.
- [16] W. Y. Song, S. Kamath, S. Ozawa, et al., A dose comparison study between XVI® and OBI® CBCT systems. *Medical physics*. 2008;35(2):480-486.
- [17] Å. Palm, E. Nilsson, & L. Herrnsdorf, Absorbed dose and dose rate using the Varian OBI 1,3 and 1,4 CBCT system. *Journal of applied clinical medical physics*. 2010;11(1):229-240.
- [18] D. W. Kim, W. K. Chung, M. Yoon, et al., Imaging doses and secondary cancer risk from kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Health physics*. 2013;104(5):499-503.
- [19] H. S. Kim, A study on the direction and energy dependency of personal exposure dosimeter for medical x-ray irradiation. Ph.D. thesis, Chosun University, 2013.
- [20] J. M. Kim, S. D. Cheon, G. M. Beak, et al., Characteristic Evaluation of Optically Stimulated Luminescent Dosimeter (OSLD) for Dosimetry. *Journal of Korean Society for Radiation Therapy*. 2010; 22(2):123-129.
- [21] B. R. Yoon, M. L. Hong, J. H. Ahn, et al., Compare to Evaluate the Imaging dose of MVCT and CBCT. *Journal of Korean Society for Radiation Therapy*. 2014;26(1): 83-89.
- [22] B. K. Lee, S. M. Kang, Extra Dose Measurement of Differential Slice Thickness of MVCT Image with Helical Tomotherapy. *Journal of the Korean Society of Radiology*. 2013;7(2):145-149.

•Abstract

The Effect of Patients Positioning System on the Prescription Dose in Radiation Therapy

Jeong-Ho Kim¹⁾·Seok-Hwan Bae²⁾

¹⁾*Department of Radiation Oncology, Konyang University Hospital*

²⁾*Department of Radiological Science, Konyang University*

Planning dose must be delivered accurately for radiation therapy. Also, It must be needed accurately setup. However, patient positioning images were need for accuracy setup. Then patient positioning images is followed by additional exposure to radiation. For 45 points in the phantom, we measured the doses for 6 MV and 10 MV photon beams, OBI(On Board Imager) and CBCT(Conebeam Computed Tomography) using OSLD(Optically Stimulated Luminescent Dosimeter). We compared the differences in the cases where posture confirmation imaging at each point was added to the treatment dose. Also, we tried to propose a photography cycle that satisfies the 5% recommended by AAPM(The American Association of Physicists in Medicine). As a result, a maximum of 98,6 cGy was obtained at a minimum of 45,27 cGy at the 6 MV, a maximum of 99,66 cGy at a minimum of 53,34 cGy at the 10 MV, a maximum of 2,64 cGy at the minimum of 0,19 cGy for the OBI and a maximum of 17,18 cGy at the minimum of 0,54 cGy for the CBCT, The ratio of the radiation dose to the treatment dose is 3,49% in the case of 2D imaging and the maximum is 22,65% in the case of 3D imaging. Therefore, tolerance of 2D image is 1 exposure per day, and 3D image is 1 exposure per week. And it is need to calculation of separate in the parallelism at additional study.

Key Words : Cone-Beam CT, On Board Image, Radiation Therapy, Dose Distribution, Positioning Check System