

# A Study on the Additional Radiation Exposure Dose of kV X-ray Based Image Guided Radiotherapy

Gha-Jung Kim\*

Department of Radiological Science, Far East University

Received: December 04, 2023. Revised: December 13, 2023. Accepted: December 31, 2023.

## ABSTRACT

This study measures the additional dose for each treatment area using kV X-ray based OBI (On-Board Imager) and CBCT (Cone-Beam CT), which have excellent spatial resolution and contrast, and evaluates the adequacy and stability of radiation management aspects of IGRT. The subjects of the experiment were examined with OBI and CBCT attached to a linear accelerator (Clinac IX), and ring-shaped Halcyon CBCT under imaging conditions for each treatment area, and the dose at the center was measured using an ion chamber. OBI single fraction dose was measured as 0.77 mGy in the head area, 3.04 mGy in the chest area, and 7.19 mGy in the pelvic area. The absorbed doses from the two devices, Clinac IX CBCT and Halcyon CBCT, were measured to be similar in the pelvic area, at 70.04 mGy and 70.45 mGy. and in chest CBCT, the Clinac IX absorbed dose (70.05 mGy) was higher than the Halcyon absorbed dose (21.01 mGy). The absorbed dose to the head area was also higher than that of Clinac IX (9.08 mGy) and Halcyon (5.44 mGy). In kV X-ray-based IGRT, additional radiation exposure due to photoelectric absorption may affect the overall volume of the treatment area, and caution is required.

Keywords: Image Guided Radiotherapy, On-Board Imager, Cone-Beam CT, Absorbed Dose, Patient Setup

## I. INTRODUCTION

기하학적 측면과 선량학적 측면에서 표적 종양에 방사선의 정확한 선량 전달은 방사선치료의 성패를 좌우할 수 있는 중요한 요소이다<sup>1,2</sup>. 그러나 종양이나 종양 주위 정상조직의 움직임(Internal Target Volume; ITV), 매 치료 시 환자의 자세 변화(Setup margin) 등에 다양한 요인에 의하여 치료의 오차를 발생시킬 수 있다<sup>3</sup>. 방사선치료 전 기간 중 치료 정확도 및 오차 발생 요인에 대한 검증은 전자 포탈영상장치(Electronic Portal Imaging Device; EPID)와 영상유도방사선치료(Image Guided Radiotherapy; IGRT)의 도입으로 환자 셋업(Set-up) 오차를 최대한 줄일 수 있게 되었다<sup>4,5</sup>.

최근 세기변조방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT)나 입체적 세기조절 회전

치료(Volumetric modulated arc therapy; VMAT)는 치료 범위 내에서 수 mm 간격의 급격한 선량 변화로 정상조직에 대한 장해 발생 확률을 감소시키며 정밀한 치료 선량 전달을 통해 종양을 치료하고 있다. 이러한 복잡하고 정밀한 치료기술들은 치료계획의 재현성과 정확한 환자 셋업이 요구되므로 임상에서는 다양한 영상유도방사선치료 기술들이 적용되고 있다<sup>6</sup>.

영상유도방사선치료는 CT 모의치료 장치(CT Simulation)를 이용한 치료계획이 보편화되면서 디지털 재구성 영상을 이용하여 2차원적 투시 영상과 3차원 영상을 방사선 유도 영상과 융합 과정을 통하여 환자 셋업 오차를 최소화할 수 있게 되었다. 또한 영상유도방사선치료 기술은 종양의 부피, 모양, 정상조직의 체계적인 변화를 모니터링하여 방사선치료를 함으로써 환자의 치료계획 용적

\* Corresponding Author: Gha-Jung Kim

E-mail: gjms1225@hanmail.net

Tel: +82-43-879-3690

(Planning Target Volume; PTV)의 마진(margin)을 크게 감소시키고 종양 제어 확률을 향상시키는데 기여하고 있습니다<sup>17,8)</sup>. 임상에서 사용되고 있는 영상 유도방사선치료는 크게 전리 방사선 기반 시스템과 비전리 방사선 기반 시스템으로 구분된다.

전리 방사선 기반 영상유도방사선치료는 kV X선 에너지를 이용한 OBI, CBCT, ExacTrac와 MV X선 에너지를 이용한 EPID, Fan-Beam MVCT 등이 있으며, 비전리 방사선 기반 영상유도방사선치료는 초음파 유도, 자기공명영상(MRI) 유도, 표면 유도 방사선치료가 시행되고 있다. 비전리 방사선 기반 영상유도방사선치료 기술의 최대 장점은 방사선 피폭을 최소화시켜 줄 수 있으며, 실시간 영상획득을 통하여 종양이나 관심영역(ROI)의 움직임을 파악할 수 있다. 그러나 임상에서는 영상 유도 이미지의 공간 해상력과 대조도가 우수한 kV X선 에너지를 이용한 영상유도방사선치료 기법이 가장 많이 선호되고 있다. 특히 선형가속장치에 장착된 kV X선을 이용한 OBI (On Board Imager;OBI)와 CBCT (Cone Beam CT)가 대표적이다<sup>9)</sup>.

OBI 시스템(Varian, Palo Alto, CA)은 전면 및 측면의 직교 2차원 평면 영상을 획득하여 인체의 해부학적 구조나 이식된 기준 마커와 일치시켜 환자 셋업과 오차를 최소화한다. 해부학적 기준 영상은 CT 모의치료를 이용한 디지털 재구성 영상의 뼈대 표시를 기반으로 2D-2D 매칭이 시행된다<sup>12,9)</sup>.

CBCT (Varian, Palo Alto, CA)는 동일한 kV X선 콘 빔으로 200°, 360° 영상을 획득하여 CT 모의치료의 치료계획 영상과 횡단면, 시상면, 관상면의 3D-3D 매칭을 통하여 환자 셋업이 시행된다. CBCT는 디지털 재구성 영상과 뼈대 표시 기반뿐만 아니라 연부조직 매칭도 가능한 장점이 있으며, 환자 셋업에 대한 오차를 Translation (vertical, longitudinal, lateral) 및 Rotation (roll, yaw, pitch)의 6개 방향에서 치료대(Couch) 보정도 가능하다<sup>12,10)</sup>.

Yi et al.<sup>11)</sup>은 28명의 환자를 대상으로 일별 kV 영상과 주별 MV 영상의 654개 직교 포털 영상과 X선 영상 간의 설정 차이를 분석하였다. 그 결과 일일 kV OBI 적용 시 오차를 5.6 mm에서 1 mm로 감소시켰으며 주간(Weekly) 전자포털영상(EPID)이

필요하지 않다는 결론을 내렸다.

Bujold et al.<sup>16)</sup>은 CBCT 영상유도방사선치료를 이용한 환자 셋업은 치료계획의 기하학적 불확실성을 감소시켜 치료계획용적 마진(PTV margin)을 1 ~ 2 mm 줄여 줄 수 있을 것으로 기대하였다. 이렇듯 영상유도방사선치료 분야에서 kV X선 평면 및 체적 기반의 OBI, CBCT는 임상에서 매우 보편적이며 급격히 증가되고 있는 추세이다. 그러나 전리 방사선 기반 영상유도방사선치료의 경우 매 분할 횟수 당 추가 피폭선량의 문제가 발생한다. 특히 골반부의 CBCT 경우 2 ~ 3 cGy 방사선량이 추가적으로 전달된 되고 있다<sup>12)</sup>. 이에 본 연구를 임상에서 가장 많이 사용되는 kV X선 기반 OBI와 CBCT를 이용하여 치료 부위별 추가 선량을 측정하여 영상유도방사선치료의 방사선 관리 측면의 적정성을 평가하고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

본 연구는 kV X선 기반 영상유도방사선치료 장치(IGRT) 중 임상에서 가장 많이 사용되고 있는 선형가속장치 OBI(On Board Imager;OBI) 시스템 (Clinac IX, Varian, Palo Alto, CA)과 CBCT(Cone Beam CT)을 이용하였으며, 또한 링 모양의 Halcyon 2.0 선형가속장치(Varian, Palo Alto, CA)의 CBCT를 이용하여 치료 부위별 영상유도방사선치료 장치의 촬영 조건에 따른 추가 선량을 비교하고자 한다. Fig. 1-(a)는 OBI 전면 선량 측정과 (b) 선량 측정에 이용된 Unfors RaySafe XI 이온 챔버 (Unfors, Sweden)를 동중심점(Isocenter) 설치하였다.

측정에 앞서 보일 샤를의 법칙에 따라 온도, 습도에 따른 이온 챔버의 측정값을 Eq. (1)과 같이 보정을 진행하였다.

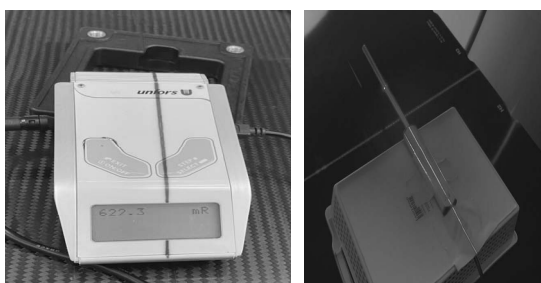
$$X_2 = X_1 \cdot \frac{T(273.15) + T_1}{T(273.15) + T_0} \cdot \frac{P_0(760\text{mmHg})}{P_1(760\text{mmHg})} \quad (1)$$

Fig. 2-(a)는 Clinac IX CBCT 장치의 동중심점(Isocenter)과 (b) Halcyon 링 모양의 CBCT 중심점에 이온 챔버를 위치하여 각각 장비별 영상획득 조건에 따라 치료 부위별 조사선량을 측정하였다. 치료

부위는 머리, 흉부, 골반부로 나누어 임상 적용 영상 획득 기준 조건으로 설정하였다.



(a) OBI AP irradiation at isocenter



(b) Unfors XI detector and ion chamber

Fig. 1. Measurement of OBI radiation dose using an ion chamber.

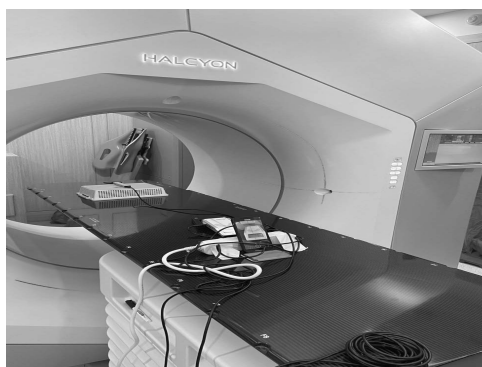
kV X선 기반 영상유도 방사선치료장치인 OBI의 영상획득 조건은 임상에서 부위별 적용 조건을 사용하였으며, Table 1과 같이 머리 부위 전면 100 kVp, 200 mA, 20 ms, 측면 70 kVp, 200 mA, 25 ms, 흉부는 전면 75 kVp, 200 mA, 25 ms, 측면 95 kVp, 200 mA, 200 ms, 골반 부위는 전면 75 kVp, 200 mA, 50 ms, 측면 105 kVp, 200 mA, 400 ms로 설정하여 중심부 선량을 각각 부위별 5회씩 측정하였다.

Table 1. OBI imaging acquisition conditions for each treatment area

Device	Region	direction	kVp	mA	ms
Clinac IX OBI	Head	AP	100	200	40
		Lat	70	200	25
	Chest	AP	75	200	25
		Lat	95	200	200
	Pelvis	AP	75	200	50
		Lat	105	200	400



(a) Clinac IX CBCT



(b) Halcyon CBCT

Fig. 2. Measurement of exposure dose at the central point of CBCT using an ion chamber.

CBCT 영상유도방사선치료 장치의 영상획득 조건은 Table 2와 같이 Clinac IX CBCT에서 머리 부위 100 kVp, 20 mA, 20 ms, 흉부는 125 kVp, 80 mA, 13 ms, 골반 부위는 125 kVp, 80 mA, 13 ms로 설정하였다. Halcyon CBCT는 머리 부위 100 kVp, 8.4 mA, 흉부는 125 kVp, 9.8 mA, 골반 부위는 125 kVp, 30 mA로 부위별 임상 적용 조건을 적용하여 중심부의 조사선량을 5회씩 측정하였다.

Table 2. CBCT image acquisition conditions for each treatment area

Device	Region	kVp	mA	ms	Pulse mA	Pulse ms	mAs (Default)
Clinac IX CBCT	Head	100	20	20	-	-	-
	Chest	125	80	13	-	-	-
	Pelvis	125	80	13	-	-	-
Halcyon CBCT	Head	100	8.40	-	30	10	139
	Chest	125	9.80	-	35	10	301
	Pelvis	125	30	-	80	15	1,074

### III. RESULT

본 연구는 kV X선 기반 영상유도방사선치료 장치인 OBI와 CBCT를 이용한 환자 셋업 시 치료 부위별 환자가 받는 추가 선량을 동중심점에서 측정하였다. 측정 결과 Table 3과 같이 직교 2차원 평면 영상을 획득하는 OBI 시스템에서는 머리 부위에 임상 영상획득 조건으로 조사한 결과 전면에서 평균 65.87±0.19 mR, 측면에서 21.98±0.13 mR으로 전

면에서 높은 촬영 조건으로 측면보다 3배나 많은 선량이 측정되었다. 흉부에서는 전면에서 평균 23.13±0.14 mR, 측면에서 323.68±0.65 mR이 측정되었다. 측면 영상획득 조건에서 14배의 차이를 보였다. 골반 부위의 측정 선량은 전면에서 평균 43.31±0.19 mR, 측면에서 776.97±0.44 mR로 측면 영상획득 조건에서 18배 많은 선량이 측정되었다. 선량 측정 결과도 촬영 조건이 가장 높은 골반 부위 측면 영상획득 시 가장 높게 나타났다.

Table 3. Measurement of exposure dose to AP and lateral sides using OBI for each treatment area

trial	Measurement exposure dose from OBI (mR)					
	Head		Chest		Pelvis	
	AP	Lat.	AP	Lat.	AP	Lat.
1	65.60	22.15	23.22	322.45	43.18	776.24
2	65.89	22.11	22.96	323.70	43.09	777.10
3	65.71	21.80	23.34	323.82	43.62	776.98
4	66.12	21.96	23.11	324.17	43.43	776.91
5	66.01	21.89	23.03	324.24	43.21	777.60
Average	65.87	21.98	23.13	323.68	43.31	776.97
SD	0.19	0.13	0.14	0.65	0.19	0.44

Table 4. Measurement of exposure dose for each area using CBCT

trial	Measurement exposure dose from OBI (mR)					
	Head		Chest		Pelvis	
	Clinac IX	Halcyon	Clinac IX	Halcyon	Clinac IX	Halcyon
1	1,037	618	7,997	2,401	7,989	8,038
2	1,035	622	7,995	2,393	8,001	8,044
3	1,031	624	7,998	2,397	7,992	8,043
4	1,038	621	8,003	2,404	7,997	8,038
5	1,039	620	7,991	2,398	7,998	8,048
Average	1,036	621	7,997	2,399	7,995	8,042
SD	2.83	2.03	3.92	3.72	4.32	3.82

kV X선 기반 영상유도방사선치료장치인 CBCT의 치료 부위별 환자가 받는 추가 선량은 Table 4와 같다. 측정 결과, Clinac IX CBCT에서는 머리 부위는 평균 1,036±2.83 mR, 흉부 평균 7,997±2.03 mR, 골반 부위 평균 7,995±4.32 mR로 측정되었다. 영상획득 촬영 조건이 높은 흉부나 골반 부위는 머리 부위보다 7.7배 높은 선량이 측정되었다. 링 모양의 Halcyon CBCT는 머리 부위는 평균 621±2.03

mR, 흉부는 평균 2,399±3.72 mR, 골반 부위는 평균 8,042±3.82 mR로 골반 부위의 영상획득 조건에서 가장 많은 조사선량이 측정되었다. 두 CBCT 측정 결과를 비교하면 골반 부위에서는 차이가 나지 않았으나, 흉부에서는 3.3배, 머리 부위에서는 1.7배로 Clinac IX CBCT의 조사선량이 크게 나타났다.

kV X선 기반 영상유도방사선치료장치인 OBI와 CBCT를 이용한 환자 셋업 시 치료 부위별 환자가

받는 흡수선량은 Table 5와 같다. OBI 영상획득 시 머리 부위 정면에서 평균  $0.58 \pm 0.02$  mGy, 측면에서  $0.19 \pm 0.01$  mGy, 흉부 정면의 흡수선량은 평균  $0.20 \pm 0.01$  mGy, 측면에서  $2.84 \pm 0.03$  mGy, 골반부위 정면에서 평균  $0.38 \pm 0.01$  mGy, 측면에서  $6.81 \pm 0.01$  mGy로 머리 부위를 제외한 흉부, 골반 부위 측면 영상획득 시 피폭선량이 크게 나타났다. CBCT 영상획득 시 흡수선량은 머리 부위에서 Clinac IX CBCT 장치는 평균  $9.08 \pm 0.02$  mGy, Halcyon CBCT 장치에서는 평균  $5.44 \pm 0.02$  mGy의 흡수선량이 측정되었으며, 흉부에서 Clinac IX CBCT 장치는 평균  $70.05 \pm 0.03$  mGy, Halcyon CBCT 장치에서는 평균  $21.01 \pm 0.03$  mGy, 골반 부위에서 Clinac IX CBCT 장치는 평균  $70.04 \pm 0.04$  mGy, Halcyon CBCT 장치에서는 평균  $70.45 \pm 0.03$  mGy로 머리와 흉부의 흡수선량은 Clinac IX CBCT 장치에서 높게 측정되었으며, 골반 부위의 흡수선량은 비슷한 피폭선량이 측정되었다.

Table 5. Measurement of absorbed dose by treatment area and IGRT device

Device		Absorption dose from treatment site (mGy)		
		Head	Chest	Pelvis
OBI	AP	$0.58 \pm 0.02$	$0.20 \pm 0.01$	$0.38 \pm 0.01$
	Lat	$0.19 \pm 0.01$	$2.84 \pm 0.03$	$6.81 \pm 0.02$
CBCT	Clinac IX	$9.08 \pm 0.02$	$70.05 \pm 0.03$	$70.04 \pm 0.04$
	Halcyon	$5.44 \pm 0.02$	$21.01 \pm 0.03$	$70.45 \pm 0.03$

#### IV. DISCUSSION

kV X선 기반 영상유도 방사선치료 기술은 복잡한 세기변조방사선치료나(IMRT), 체적변조회전 방사선치료(VMAT)등 체부 방사선치료 기술에 기학학적, 선량학적 측면에서 인체의 해부학적 구조를 비교하여 정확한 선량을 전달하고 있다. 높은 공간 해상도와 대조도 영상을 획득할 수 있어 최근 방사선치료 기술에 반드시 필요한 치료 기술이다. 그러나 영상유도방사선치료 시 kV X선 촬영으로 인한 추가 선량은 임상에서 종종 무시되고 있다. 다양한 CBCT에 대해 분할 당 5(3~6) cGy의 선량을 예상할 수 있고, 이는 기존 치료 선량의 약 3% 차지하고 있다. 33회 분할 치료를 위해서는 일일 CBCT는 치

료계획용적(PTV)와 정상 장기를 포함한 전체 CBCT 스캔량에 약 1.8 Gy의 추가 선량이 발생하고 있고 한다<sup>[13]</sup>. 정확한 선량 전달을 위해 CT를 반복적으로 획득하면 훨씬 더 높은 선량이 예상되며, 더욱이 추가 선량이 치료 범위에 국한된 것이 아니라 CBCT 전체 CT 체적 영상(14~26 cm)으로 정상 조직의 장애 발생 확률이 높아진다는 것이다. Wen et al.<sup>[14]</sup>은 골반에 대한 흥미로운 비대칭 선량 계측을 보고하였다. CBCT당 오른쪽 엉덩이는 6~7 cGy를 받고 왼쪽 엉덩이는 10~11 cGy를 받으며, 이러한 비대칭성은 kV 선원이 항상 왼쪽 측면에서 시작하여 왼쪽 측면에서 끝나기 때문이다. 갠트리 회전은 끝 부분에서 훨씬 느려지지만 선량률은 일정하게 유지되며 왼쪽 측면(시작 및 끝)에서 10도 스캔이 겹침의 원인을 지적하였다. 이 연구에서는 본 연구와 동일한 Varian CBCT를 사용했으며 총 1,320 mAs(660개의 투영, 투영당 2 mAs, 125 kV)를 사용하여 많은 용량의 정상 체적에 피폭선량이 전달되고 있다.

본 연구에서도 Fig. 3에서와 같이 kV X선 기반 OBI에서 일회 분할 당 골반 부위 정면 및 측면 영상획득을 위해 0.38 mGy, 6.81 mGy의 추가 선량이 피폭되며, 흉부에서는 0.24 mGy, 2.84 mGy, 머리부위에서는 0.58 mGy, 0.19 mGy가 추가 피폭되는 것을 확인할 수 있었다. 33회 분할 치료에 모두 OBI를 적용한다면 골반 부위에 약 240 mGy의 추가 선량이 피폭될 것이다.

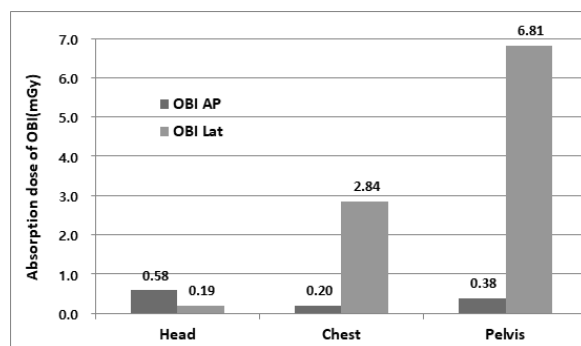


Fig. 3. Absorbed dose measurements of OBI by treatment area.

kV X선 기반 Clinac IX CBCT와 Halcyon CBCT의 일회 분할 체적 영상획득으로 Fig. 4와 같이 골

반 부위에서는 두 장치 모두 70.04 mGy, 70.45 mGy로 Wen et al.<sup>[14]</sup> 등 연구와 비슷한 값의 피폭선량이 측정되었다. 흉부 CBCT에서는 Clinac IX CBCT 흡수선량(70.05 mGy)이 Halcyon CBCT 흡수선량(21.01 mGy)보다 높게 나타났다. 머리 부위에서도 Clinac IX CBCT 흡수선량(9.08 mGy) Halcyon CBCT의 흡수선량(5.44 mGy)보다 높게 나타났다. 33회 분할 CBCT를 적용한다면 골반 부위에서 2,300 mGy의 추가 선량이 피폭될 것이다.

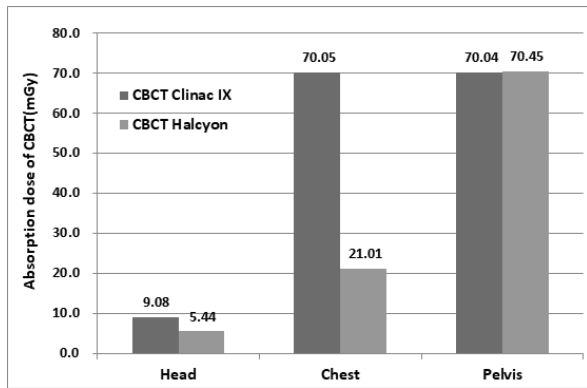


Fig. 4. Absorbed dose measurements from Clinac IX CBCT and Halcyon CBCT by treatment area.

kV X선 기반 영상유도방사선치료 기술은 복잡하고 정밀한 방사선치료 분야에서 환자의 셋업의 정확성을 보장하고 오차를 최소화하며, 치료계획 용적(PTV)에 정확한 선량을 전달하기 위해 중요한 역할을 하고 있다. 그러나 추가적인 피폭 선량은 정상조직의 장해 발생 확률을 증가시킬 수 있어 주의가 필요하다. 또한 영상유도방사선치료의 적용 횟수나 기간, 촬영 조건이 임상 병원마다 달라 기준이 될 수 있는 프로토콜이 필요하며, 영상유도 촬영에 따른 흡수선량이 전체 치료 선량에 포함되어야 하는지에 대한 임상적 논의가 필요할 것이다.

## V. CONCLUSION

kV X선 기반 영상유도방사선치료 기술은 안정성과 적절성이 적절히 고려한 경우에만 방사선치료에 매우 유용한 치료 기술이다. 본 연구를 통해 OBI 직교 2차원 평면 영상 획득 시 일회 분할 피폭선량이 머리 부위 0.77 mGy, 흉부 3.04 mGy, 골반 부위 7.19 mGy로 측정되었다. 이는 치료 부위별 조

직 두께 차이에 따른 촬영 조건(kVp, mAs)의 증가로 피폭선량도 증가되는 것을 알 수 있다. 3차원 영상 유도방사선치료를 위한 CBCT에 대한 피폭선량은 Clinac IX CBCT와 Halcyon CBCT의 두 장비의 피폭선량을 비교 측정하였다. 두 장비의 피폭선량은 골반 부위를 제외한 흉부, 머리부위에 피폭선량이 Clinac IX CBCT에서 높게 측정되었다. Clinac IX CBCT에서 일회 분할 피폭선량은 머리부위 9.08 mGy, 흉부 70.05 mGy, 골반 부위 70.04 mGy로 총 분할 횟수에 적용한다면 치료계획에 영향을 줄 수 있는 추가 선량이 피폭될 것이다. kV X선 기반 영상유도 방사선치료 기술로 환자 셋업의 정확성을 확보하고 치료계획용적 마진의 감소로 종양에 정확한 선량 전달과 종양 주위 정상조직에 대한 장해 확률을 최소화할 수 있다. 그러나 저에너지 X선에 의한 광전흡수에 의한 추가 피폭선량은 치료부위 전체 체적에 영향을 줄 수 있으며 주의가 필요하다. 이에 kV X선 기반 영상유도방사선치료 기술의 적용 시 ALARA (As Low As Reasonably Achievable) 원칙에 따른 방사선 관리 측면과 치료의 정확성 보장을 위한 프로토콜이 절실하다.

## Acknowledgement

본 연구는 2023년도 극동대학교 교내연구비 지원에 의하여 수행되었다(FEU2023R16).

## Reference

- [1] B. Y. Yi, "Practical Considerations in Preparing an Institutional Procedure of Image Guided Radiation Therapy", *Progress in Medical Physics*, Vol. 24, No. 4, pp. 205-212, 2013. <http://dx.doi.org/10.14316/pmp.2013.24.4.205>
- [2] J. P. Bissonnette, P. A. Balter, L. Dong, K. M. Langen, D. M. Lovelock, M. Miften, D. J. Moseley, J. Pouliot, J. J. Sonke, S. Yoo "Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179", *Medical Physics*, Vol. 39, No. 4, pp. 1946-1963, 2012. <https://doi.org/10.1118/1.3690466>
- [3] J. O. Bak, S. H. Park, S. W. Park, "A Study on the Availability of the On-Board Imager (OBI) and

- Cone-Beam CT CBCT) in the Verification of Patient Set-up", *Journal of the Korean Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, Vol. 26, No. 2, pp. 1118-125, 2008.  
<http://dx.doi.org/10.3857/JKSTRO.2008.26.2.118>
- [4] J. O. Bak, K. K. Jeong, K. C. Keum, S. W. Park, "On-line image guided radiation therapy using Cone-Beam CT (CBCT)", *Journal of the Korean Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, Vol. 24, No. 4, pp. 294-299, 2006.
- [5] M. V. Herk, "Errors and margins in radiotherapy", *Seminars in Radiation Oncology*, Vol. 14, No. 1, pp. 52-64, 2004.  
<https://doi.org/10.1053/j.semradonc.2003.10.003>
- [6] A. Bujold, T. Craig, D. Jaffray, L. A. Dawson, "Image-Guided Radiotherapy: Has It Influenced Patient Outcomes?", *Seminars in Radiation Oncology*, Vol. 22, No. 1, pp. 50-61, 2012.  
<https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2011.09.001>
- [7] K. Srinivasan, M. Mohammadi, J. Shepherd, "Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A review", *Polish Journal of Radiology*, Vol. 79, pp. 181-193, 2014. <http://dx.doi.org/10.12659/PJR.890745>
- [8] M. Posiewnik, T. Piotrowski, "A review of cone-beam CT applications for adaptive radiotherapy of prostate cancer", *Physica Medica*, Vol. 59, pp. 13-21, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.02.014>
- [9] J. D. L. Santos, R. Popple, N. Agazaryan, J. E. Bayouth, J. P. Bissonnette, M. K. Bucci, S. Dieterich, L. Dong, K. M. Forster, D. Indelicato, K. Langen, J. Lehmann, N. Mayr, I. Parsai, W. Salter, M. Tomblyn, W. T. C. Yuh, I. J. Chetty, "Image guided radiation therapy (IGRT) technologies for radiation therapy localization and delivery", *International journal of radiation oncology, biology, physics*, Vol. 87, No. 1, pp. 33-45, 2013.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2013.02.021>
- [10] R. J. Stewart, T. J. Dredge, A. Langenegger, C. Wongse, C. Karolis, L. D. Oliver, "Lead Shielding for Electron Beams from 6-18 MeV", *Australasian Radiology*, Vol. 27, No. 1, pp. 73-78, 1983.  
<http://dx.doi.org/10.1111/j.1440-1673.1983.tb02346.x>
- [11] J. Boda-Heggemann, F. Lohr, F. Wenz, M. Flentje, M. Guckenberger, "kV Cone-Beam CT-Based IGRT:A Clinical Review", *Strahlentherapie und Onkologie*, Vol. 187, No. 5, pp. 248-291, 2011.  
<http://dx.doi.org/10.1007/s00066-011-2236-4>
- [12] B. Yi, F. Lerma, M. Suntharalingam, "Is Weekly Megavoltage Image Verification Necessary after Daily kV Image Guidance?", *International journal of radiation oncology, biology, physics*, Vol. 72, No. 1, pp. 571-572, 2009.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.06.153>
- [13] M. J. Murphy, J. Balter, S. Balter, J. A. BenComo, I. J. Das, S. B. Jiang, C. M. Ma, G. H. Olivera, R. F. Rodebaugh, K. J. Ruchala, H. Shirato, F. F. Yin, "The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75", *Medical Physics*, Vol. 34, No. 10, pp. 4041-4063, 2007.  
<http://dx.doi.org/10.1118/1.2775667>
- [14] G. X. Ding, C. W. Coffey, "Radiation dose from kilovoltage cone beam computed tomography in an image-guided radiotherapy procedure", *International journal of radiation oncology, biology, physics*, Vol. 73, No. 2, pp. 610-617, 2009.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.10.006>
- [15] N. Wen, H. Guan, R. Hammoud, D. Pradhan, T. Nurushev, S. Li, B. Movsas, "Dose delivered from Varian's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 52, No. 8, pp. 2267-2276, 2007.  
<http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/52/8/015>

## kV X선 기반 영상유도방사선치료의 추가 피폭선량에 관한 연구

김가중\*

극동대학교 방사선학과

### 요 약

본 연구는 공간 해상력과 대조도가 우수한 kV X선 기반 OBI (On-Board Imager)와 CBCT (Cone-Beam CT)를 이용한 치료 부위별 추가 선량을 측정하고 영상유도방사선치료의 방사선 관리 측면의 적절성과 안정성을 평가하고자 한다. 실험 대상은 선형가속장치(Clinac IX)에 부착된 OBI와 CBCT, 링 모양의 Halcyon CBCT를 치료 부위별 방사선 촬영 조건으로 조사하여 동중심의 선량을 이온 챔버로 측정하였다. OBI의 1회 분할 피폭선량은 머리 부위 0.77 mGy, 흉부 3.04 mGy, 골반 부위 7.19 mGy로 측정되었다. Clinac IX CBCT와 Halcyon CBCT 두 장비의 피폭선량은 골반 부위에서는 두 장치의 피폭선량이 70.04 mGy, 70.45 mGy로 비슷하게 측정되었다. 흉부 CBCT에서는 Clinac IX 흡수선량(70.05 mGy)이 Halcyon 흡수선량(21.01 mGy)보다 높게 나타났다. 머리 부위에서도 Clinac IX 흡수선량(9.08 mGy) Halcyon의 흡수선량(5.44 mGy)보다 높게 나타났다. kV X선 기반 영상유도방사선치료는 광전흡수에 의한 추가 피폭선량이 치료 부위 전체 체적에 영향을 줄 수 있으며 주의가 필요하다.

중심단어: 영상유도방사선치료, OBI, 콘빔 CT, 흡수선량, 환자 위치잡이

### 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	김가중	극동대학교 방사선학과	부교수