

영상유도 방사선 치료(IGRT)에 따른 정상 조직의 추가 피폭에 대한 연구

A Study on the Additional Absorbed Dose of Normal Tissues by Image Guided Radiation Therapy(IGRT)

김가중*, 류준민**, 최준구*, 홍동희*
극동대학교 방사선학과*, 단국대학교병원 방사선종양학과**

Gha-Jung Kim(gjms1225@hanmail.net)*, Jun-Min Ryu(jiokmac@hanmail.net)**,
Jun-Gu Choi(rslaser@hanmail.net)*, Dong-Hee Hong(hansound2@hanmail.net)*

요약

최근 방사선 치료 분야에서는 다양한 영상유도 방사선 치료(IGRT) 장치들을 이용한 환자 셋업으로 고도의 정밀성이 보장된 치료가 가능해 졌다. 그러나 환자의 정상 조직에 받는 추가 선량 또한 더불어 증가되고 있다. 이에 본 연구에서는 영상유도 방사선 치료 장치 중 OBI, CBCT, ExacTrac를 이용한 환자 셋업에 주변 정상 조직에 받는 피폭선량을 측정하였다. 결과 팬텀 중심부의 선량이 CBCT의 경우 두부 12.57 mGy, 흉부 20.82 mGy, 복부 82.93 mGy, 골반부위 52.70 mGy로 측정되었으며 OBI는 0.76 ~ 8.58 mGy, ExacTrac의 경우 0.14 ~ 0.63 mGy로 CBCT의 피폭선량이 다른 장비에 비해 월등히 높게 나타나는 것을 알 수 있었다. 표면 선량의 경우에서도 CBCT가 다른 장비에 비해 높게 나타났으나 입사 피부표면 선량(Entrance skin dose)의 경우 OBI도 CBCT의 피폭선량과 거의 비슷한 흡수선량이 측정 되었다.

■ 중심어 : | 영상유도 방사선 치료 | OBI | CBCT | ExacTrac |

Abstract

The recent radiation therapy field can provide treatment which guarantees a high degree of accuracy, due to patient set-up using various image guided radiation therapy(IGRT) instruments. But the additional absorbed dose to patient's normal tissues is increasing. Therefore, this study measured the absorbed dose to surrounding normal tissues which is caused by patient set-up using OBI, CBCT, ExacTrac, among various IGRT instruments. The absorbed dose to the head, the chest, the abdomen, and the pelvis from CBCT was 12.57 mGy, 20.82 mGy, 82.93 mGy, and 52.70 mGy, respectively. Also, the absorbed dose from OBI and ExacTrac ranged from 0.76 to 8.58 mGy and from 0.14 to 0.63 mGy, respectively. As a result, CBCT's absorbed dose was far higher than other instruments. CBCT's surface dose was far higher than others, too, but OBI's entrance skin dose was almost the same as CBCT's

■ keyword : | Image Guided Radiation Therapy(IGRT) | OBI | CBCT | ExacTrac |

I. 서론

방사선 치료에 있어서 환자 셋업의 정확성은 치료의 성패를 좌우할 수 있는 중요한 요소 중 하나이다. 이러한 환자 셋업의 과정은 미리 설계한 치료계획대로 방사선 선량을 중앙에 집중 조사 할 수 있으며 정상 조직의 장해를 최소화하기 위하여 정밀도를 요한다. 기존의 환자 셋업은 모의 치료를 통하여 중앙조직과 정상 조직의 위치를 파악하여 치료 범위를 결정하고, 중앙의 전면과 측면의 환자 피부표면에 표시를 하여 매 치료 시 레이저를 통하여 환자의 자세와 위치를 결정하였다. 그러나 이러한 피부 표시를 이용한 셋업의 경우 피부의 움직임과 자세 재현성의 부정확성으로 방사선 치료 오차를 증가시키는 결과를 초래하였다. 최근 컴퓨터 단층 촬영을 이용한 치료계획(CT-Simulation) [1]과 방사선 치료 기술의 발전과 더불어 다양한 영상 유도 방사선 치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT) 기법들이 소개되어 사용 중에 있다. 주로 선형가속장치에 부착된 전자포탈영상장치(EPID), OBI(On Board Imager), CBCT(Cone beam CT)를 이용하거나 사이버나이프, 노발리스의 ExacTrac 엑스선, 토모세라피 MVCT(Mega voltage CT)등과 같은 특수 장비를 이용한 환자 셋업으로 고도의 정밀성이 보장된 치료가 가능해 졌다[2-6].

이러한 특수 방사선 치료의 기술들은 치료의 정확성은 향상되었으나 환자가 받는 추가 선량의 증가와 더불어 방사선 장해도 증가되고 있다[7]. 이에 본 연구에서는 다양한 영상유도 방사선 치료기술의 적용으로 인한 환자의 추가 피폭선량의 측정을 통하여 방사선 관리 측면에서 ALARA(As Low As Reasonably Achievable) 원칙에 입각한 선량의 적정성과 치료의 정확성을 보장할 수 있는 프로토콜을 제시하고자 한다.

II. 연구 대상 및 방법

현재 임상에서 사용되고 있는 영상유도 방사선 치료 장치인 OBI(On Board Imager, Clinac ix, Varian, USA)와 CBCT(Cone Beam CT, Clinac ix, Varian,

USA), ExacTrac(Novalis Tx, BrainLAB, Germany)을 이용한 환자 셋업과 치료부위 확인 촬영 시 추가피폭을 측정하였다[8-12]. 영상유도 방사선 치료 시 환자가 받을 수 있는 피폭선량은 인체 모형 팬텀(Rando phantom, Salem, NY, USA)으로 대신하여 측정하였으며, 선량의 평가는 형광 유리 선량계 (luminescence glass dosimeter)를 이용하였다. 본 실험에 사용된 형광 유리 선량계의 X, Y선 측정 선량 범위는 $1 \mu\text{Gy} \sim 10 \text{Gy}$ 로 재현성은 $100\mu\text{Gy}$ 에서 $\pm 2\%$ 이다[Fig. 2].

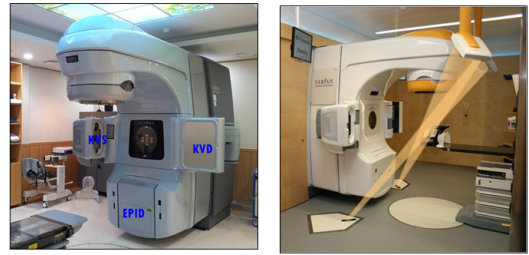


Fig. 1. Image-guided radiation therapy devices (Lt ; Varian OBI, CBCT, Rt ; Novalis ExacTrac)



Fig. 2. Photoluminescence Dosimeter and Rando Phantom used to measure absorbed dose

측정은 머리, 가슴, 복부, 골반 등 네 부위로 설정하여 기존의 일반적인 영상유도방사선 치료 시 부위별 영상 획득 조건[Table 1]으로 설정하였다. 열형광 선량계의 부착은 네 부위별 팬텀의 심부의 중앙부(center)와 OBI에서 입사점인 앞뒤방향(AP), 우측방향(Rt)과 좌측방

향(Lt)의 표면, 추가적으로 ExacTrac에서는 입사점인 우측뒤사방향(RPO), 좌측뒤사방향(LPO)의 표면에 위치 시켜 실제 환자 치료 방법과 동일한 조건으로 조사하였다. 측정의 정확도를 높이기 위해 같은 측정 방법으로 5회 측정하여 결과 값을 분석하였다[Fig. 3]. 또한 영상유도 방사선 치료 장비의 경우 촬영 조건이나 촬영 방법의 차이로 각각의 표면선량의 기준치에 차이가 발생할 수 있어 부위별 심부 중심에서의 흡수선량을 통계 프로그램(SAS ver 9.3)을 이용하여 비교하였다.

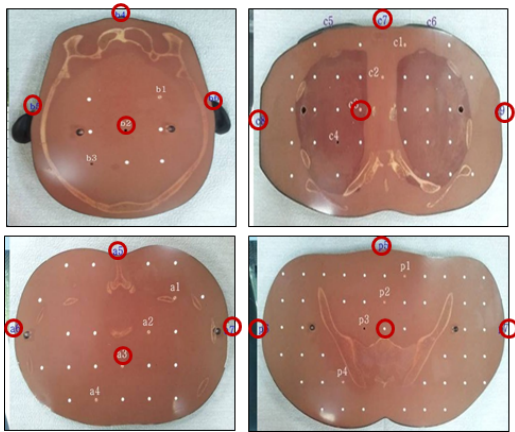


Fig. 3. PLD insert location for each site using the Rando Phantom

각 측정 부위에서의 촬영 조건은 두부 OBI 경우 정면 (anterior) 0° 촬영 시 100 kVp, 200 mA, 40 ms 조건이었으며, 측면(lateral) 270°촬영 시에는 70 kVp, 200 mA, 25 ms 촬영 조건으로 검사하였다. CBCT의 경우에는 100 kVp, 20 mA, 20 ms 촬영조건, ExacTrac 치료부위 확인 촬영의 경우 RPO/LPO 45° 모두 100 kVp, 80 mA, 80 ms의 촬영 조건으로 조사하였으며 4개의 형광유리선량계의 부착 지점에서 피폭선량을 측정하였다.

흉부의 영상유도 방사선 치료 촬영 조건은 OBI 경우 정면에서 75 kVp, 200 mA, 25 ms 조건이었으며, 측면에서 95 kVp, 200 mA, 200 ms 촬영 조건으로 검사하였다. CBCT의 경우에는 110 kVp, 20 mA, 20 ms 촬영조건, ExacTrac 촬영의 경우 120 kVp, 160 mA, 160 ms의 촬영 조건으로 조사하였으며 4개의 형광유리선량계

의 부착 지점에서 피폭선량을 측정하였다.

복부의 영상 유도 방사선 치료 촬영 조건은 OBI 경우 정면에서 75 kVp, 200 mA, 50 ms 조건이었으며, 측면에서 105 kVp, 200 mA, 400 ms 촬영 조건으로 검사하였다. CBCT의 경우에는 125 kVp, 80mA 13 ms 촬영조건, ExacTrac 촬영의 경우 120 kVp, 160 mA, 160 ms의 촬영 조건으로 조사하였으며 4개의 형광유리선량계의 부착 지점에서 피폭선량을 측정하였다.

골반부위의 영상 유도 방사선 치료 촬영 조건은 OBI 경우 정면에서 75 kVp, 200 mA, 50 ms 조건이었으며, 측면에서 105 kVp, 200 mA, 400 ms 촬영 조건으로 검사하였다. CBCT의 경우에는 125 kVp, 80 mA, 13 ms 촬영조건, ExacTrac 촬영의 경우 120 kVp, 160 mA, 160 ms의 촬영 조건으로 조사하였으며 4개의 형광유리선량계의 부착 지점에서 피폭선량을 측정하였다[Table 1].

Table 1. Image acquisition parameters for Image-guided radiation therapy devices

Region	Device	direction	kVp	mA	ms
Brain	OBI	AP	100	200	40
		Lateral	70	200	25
	CBCT	-	100	20	20
Chest	ExacTrac	RPO/LPO	100	80	80
	OBI	AP	75	200	25
		Lateral	95	200	200
CBCT	-	110	20	20	
Abdomen	ExacTrac	RPO/LPO	120	160	160
	OBI	AP	75	200	50
		Lateral	105	200	400
CBCT	-	125	80	13	
Pelvis	ExacTrac	RPO/LPO	120	160	160
	OBI	AP	75	200	50
		Lateral	105	200	400
CBCT	-	125	80	13	

III. 연구 결과

두부의 흡수선량의 측정 결과 OBI에서는 입사점인 앞쪽 표면과, 우측 표면에서 4.01, 3.65 mGy로 측정되었으며, CBCT의 경우 앞쪽과 측면 표면 선량은 9.63 ~ 17.38 mGy로 다른 영상유도 방사선 치료 장비들 보다 높게 나타났다. ExacTrac의 경우 입사점 표면 선량은

0.36(RPO), 0.29(LPO) mGy로 다른 장비들 보다 상대적으로 적은 피폭선량이 측정되었다[Table 2].

흉부의 흡수선량의 측정 결과는 OBI에서 입사점인 우측 표면의 흡수선량이 22.03 mGy로 가장 높게 측정되었고, CBCT의 경우 앞쪽 표면 선량이 28.26 mGy로 가장 높게 측정되었으며, 흉부에서도 마찬가지로 다른 영상유도 방사선 치료 장비들 보다 CBCT가 높게 나타났다. ExacTrac의 경우 입사점 표면 선량은 1.84(RPO), 1.42(LPO) mGy로 다른 장비들 보다 상대적으로 적은 피폭선량이 측정되었다[Table 3].

복부의 흡수선량의 측정 결과도 흉부에서의 측정 결과와 같은 패턴을 보였으나 OBI에서 입사점인 우측 표면의 흡수선량이 24.41 mGy로 가장 높게 측정되었고, CBCT의 경우 앞쪽 표면 선량이 89.16 mGy로 가장 높게 측정되었으며, 복부에서도 마찬가지로 다른 영상 유도 방사선 치료 장비들 보다 CBCT의 흡수선량이 높게 나타났다. ExacTrac의 경우 입사점 표면 선량은 1.97(RPO), 1.56(LPO) mGy로 다른 장비들 보다 상대적으로 적은 피폭선량이 측정되었다[Table 4].

골반부위의 흡수선량의 측정 결과도 CBCT의 흡수선량이 다른 영상유도 방사선 치료 장비들 보다 높게 나타났다. OBI에서 우측 표면 입사점의 흡수선량이 60.95 mGy로 상대적으로 높게 측정되었고, CBCT의 경우 앞쪽 표면 선량이 80.76 mGy로 가장 높게 측정되었으며, ExacTrac의 경우 입사점 표면 선량은 1.97(RPO), 1.56(LPO) mGy로 다른장비들 보다 상대적으로 적은 피폭선량이 측정되었다[Table 5].

각각의 영상유도 방사선 치료 장비의 경우 촬영 조건이나 촬영 방법의 차이로 각각의 표면선량의 기준치에 차이가 발생할 수 있어 부위별 심부 중심에서의 흡수선량을 비모수검정법(Kruskal-Wallis test)을 이용하여 통계적 유의성을 비교하였다. 결과 CBCT의 경우 두부 12.57 mGy(p<0.0018), 흉부 20.82 mGy (p<0.0018), 복부 82.93 mGy (p<0.0019), 골반부위 52.70 mGy (p<0.0019)로 측정되었으며 OBI는 0.76 ~ 8.58 mGy, ExacTrac의 경우 0.14 ~ 0.63 mGy로 CBCT의 피폭선량이 다른 장비에 비해 월등히 높게 나타나는 것을 알 수 있었다[Table 6].

Table 6. Compare the center of the absorbed dose per each site.

Region	Device	Average	SD	p-value
Brain	OBI	0.76	0.00	0.0018
	CBCT	12.57	0.03	
	ExacTrac	0.14	0.00	
Chest	OBI	2.99	0.00	0.0018
	CBCT	21.82	0.02	
	ExacTrac	0.54	0.00	
Abdomen	OBI	8.58	0.01	0.0019
	CBCT	82.93	0.06	
	ExacTrac	0.63	0.00	
Pelvis	OBI	2.33	0.00	0.0019
	CBCT	52.70	0.05	
	ExacTrac	0.51	0.00	

IV. 결론 및 고찰

본 연구는 형광유리선량계를 이용하여 임상에서 적용되고 있는 유도 방사선 치료 장치인 OBI, CBCT, ExacTrac 의 영상 촬영 시 환자에게 피폭되는 흡수선량을 팬텀을 통하여 측정하였다. 각각의 영상 유도 장치 중 CBCT의 피폭선량이 크게 나타났으며 특히 OBI와 비교하여 각 부위별 심부 중심 흡수선량이 7.29(흉부) ~ 22.62(골반부)배의 차이를 보였다. ExacTrac과의 비교 심부 중심 흡수선량의 또한 경우 40.41(흉부) ~ 132.05(복부)배의 차이를 보였다[Table 6]. 각 치료 부위별 영상 유도방사선 치료 시 추가 피폭의 경우 CBCT의 경우 복부의 흡수선량이 가장 높게 나타났으며, 다음으로 골반부위, 흉부, 두부의 순이었다. OBI와 ExacTrac의 경우 심부 중심 흡수선량은 CBCT와 같이 복부의 추가피폭이 가장 높게 나타났으나 다음으로 흉부, 골반, 두부의 흡수선량의 높게 나타난 결과를 얻을 수 있었다. 그러나 OBI의 경우 전면 촬영 영상과 측면 촬영 영상을 통하여 각각의 2차원 영상을 이용하여 3차원적 좌표를 수정하는 방법으로 심부 중심의 흡수선량은 CBCT에 비해 현저히 낮지만 촬영 시 입사점인 전면과 우측 측면의 표면선량의 경우 크게 나타나는 것을 알 수 있었다. 특히 골반부위의 OBI장치를 이용한 전면

과 우측 입사 피부표면 선량(Entrance skin dose)의 경우 33.45와 60.95 mGy로 CBCT와 차이가 거의 없는 결과를 얻을 수 있었다.

방사선방호위원회(ICRP)에서는 방사선이 조직에 반응을 일으키는 영향을 결정론적 영향과 방사선 유발 암과 유전질환에는 확률론적 영향이라는 용어를 사용하고 있다. 연간 피폭 선량이 100 mSv이상의 경우 결정론적 영향이 나타날 수 있는 문턱선량을 초과하는 상황에서는 거의 모든 여건에서 방호의 조치가 수행이 되어야 하며, 연간 100 mSv미만인 방사선의 경우 소위 문턱값이 없는 선형모델(linear-non-threshold;LNT)로 방사선피폭으로부터 위험을 관리하는 것이 최선의 접근 방법이라고 권고하고 있다[13]. 또한 ICRP는 암 위험의 명목확률계수로 전체 인구에 대해 5.5×10^{-2} /Sv, 성인 종사자에 대해서 4.1×10^{-2} /Sv를 제안하였다. 이는 암 환자의 생존율이 높아지는 치료 상황에서 영상유도장치를 이용한 추가 피폭은 치료의 처방선량에 비해 현저히 낮으나 확률적 영향인 2차 암 발생률이나 유전적 영향 등의 만발계 반응이 존재할 수 있음을 의미한다 [14][15]. 결론적으로 영상유도 방사선 치료는 보다 정밀한 환자 셋업을 통하여 종양에 최적의 선량 전달을 시행할 수 있는 현대 방사선 치료의 필수 장치이나 이로 인한 추가 피폭에 대한 측정과 피폭 관리 또한 반드시 필요할 것으로 사료된다. 본 연구에서는 대표적 영상유도장치인 OBI, CBCT, ExacTrac에 대하여 기본 촬영 조건하에서 피폭선량을 측정하였다. 추후 연구에서는 다양한 촬영 조건과 장치별 피폭선량 측정 및 각 방사선 치료 기관에서의 촬영 조건의 편차를 파악하여 비교함으로써 추가 피폭의 감소시키며 최적의 방사선 치료가 가능한 프로토콜을 제시하고자 한다.

참고 문헌

- [1] G. Karangelis and N. Zamboglou, "CT based virtual simulation for external beam radiation therapy," International Congress and Exhibition, Vol.1230, pp.465-470, 2001.
- [2] D. Verellen, M. D. Ridder, and G. Storme, "A (short) history of image-guided radiotherapy," *Radiother Oncol*, Vol.86, pp.4-13, 2008.
- [3] L. A. Dawson and D. A. Jaffray, "Advances in image-guided radiation therapy," *J Clin Oncol*, Vol.25, pp.938-946, 2007.
- [4] J. Michalski, J. A. Purdy, L. Gaspar, L. Souhami, M. Ballow, and J. Bradley, "Radiation Therapy Oncology Group. Research Plan 2002-2006. Image-Guided Radiation Therapy Committee," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.51, pp.60-65, 2001.
- [5] T. Gupta and C. Anand Narayan, "Image-guided radiation therapy: Physician's perspectives," *J Med Phys*, Vol.37, No.4, pp.174-182, 2012.
- [6] C. Amies, A. Bani-hashemi, J. C. Celi, G. Grousset, F. Ghelmansarai, D. Hristov, D. Lane, M. Mitschke, A. Singh, H. Shukla, and J. Stein, "A multiplatform approach to image guided radiation therapy(IGRT)," *Med Dosim*, Vol.31, pp.12-19, 2006.
- [7] M. J. Murphy, J. Balter, S. Balter, J. A. Bencome, I. J. Das, S. B. Jiang, C. M. Ma, G. H. Olivera, R. F. Rodebaugh, K. J. Ruchala, H. Shirato, and F. F. Yin, "The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75," *Med Phys*, Vol.34, pp.4041-4063, 2007.
- [8] C. Walter, J. Boda-Heggemann, H. Wertz, I. Loeb, A. Rahn, F. Lohr, and F. Wenz, "Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kVp portal images vs. cone-beam CT," *Radiother Oncol*, Vol.85, pp.418-423, 2007.
- [9] M. K. Islam, T. G. Purdie, and B. D. Norrlinger, H. Alasti, D. J. Moseley, M. B. Sharpe, J. H. Siewerdsen, and D. A. Jaffray, "Patient dose from kilovoltage cone beam computed

tomography imaging in radiation therapy,” Med Phys, Vol.33, pp.1573-82, 2006.

- [10] H. Yan, F. F. Yin, and J. H. Kim, “A phantom study on the positioning accuracy of the Novalis Body system,” Med Phys, Vol.30, No.12, pp.3052-3060, 2003.
- [11] J. Rahimian, J. C. Chen, A. A. Rao, M. R. Girvigian, M. J. Miller, and H. E. Greathouse, “Geometrical accuracy of the Novalis stereotactic radiosurgery system for trigeminal,” neuralgia, J Neurosurg, Vol.3, pp.351-355, 2004.
- [12] Hui Yan, Liwei Zhang, and Fang-Fang Yin, “A Phantom Study on Target Localization Accuracy Using Cone-Beam Computed Tomography,” Clin Med Oncol, Vol.2, pp.501-510, 2008.
- [13] NCRP, “Evaluation of the Linear-Non threshold Dose-Response Model for Ionizing Radiation,” 2001.
- [14] ICRP 35, “Low dose extrapolation of radiation-related cancer risk. ICRP Publication 99,” ICRP, Vol.35, No.4, 2005.
- [15] ICRP103, “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection,” 2007.

저 자 소 개

김 가 중(Gha-Jung Kim)

정회원



- 2006년 8월 : 고려대학교 의학물리학과(이학석사)
 - 2010년 8월 : 전북대학교 방사선 과학기술학과(이학박사)
 - 2000년 2월 ~ 2010년 2월 : 건양대학교병원 방사선종양학과
 - 2010년 3월 ~ 현재 : 극동대학교 방사선학과 교수
- <관심분야> : 방사선 물리, 방사선종양학, 방사선 계획

류 준 민(Jun-Min Ryu)

정회원



- 2014년 2월 : 극동대학교 보건과학 대학원 방사선학과(보건학석사)
- 1996년 6월 ~ 현재 : 단국대학교병원 방사선종양학과 재직중

<관심분야> : 방사선종양학, 방사선물리

최 준 구(Jun-Gu Choi)

정회원



- 2006년 : 단국대학교 대학원 의학레이저(이학석사)
- 2008년 : 단국대학교 대학원 의학레이저(이학박사)
- 1996년 ~ 2005년 : 단국대학교병원 영상의학과

- 2005년 ~ 2008년 : 건국대학교병원 영상의학과
- 2008년 ~ 현재 : 극동대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선 의료영상, 의료영상정보, 방사선 생물학, 의학레이저

홍 동 희(Dong-Hee Hong)

정회원



- 2003년 2월 : 한서대학교 방사선학과 (보건학사)
- 2005년 8월 : 한서대학교 건강증진대학원 (보건학석사)
- 2014년 2월 : 한서대학교 일반대학원(보건학박사)

- 2011년 9월 ~ 2014년 2월 : 서남대학교 방사선학과 교수

- 2014년 2월 ~ 현재 : 극동대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 보건학, 유행영상학