Journal of Radiation Industry 14(4) : 373~379(2020)

용적세기조절회전방사선치료(VMAT) 시 피부선량 감소를 위한 Jaw Tracking기법의 유용성 평가

신나영[1] · 공예진[1] · 김수인[1] · 이충환[2] · 백금문[2] · 김호성[1,*]

[1]신한대학교 방사선학과, [2]서울아산병원 방사선종양학과

Evaluation of Jaw Tracking Technique for Skin Dose Reduction during Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)

Na-Young Shin[1], Ye-Jin Kong[1], Su-In Kim[1], Chung-Hwan Lee[2], Geum-Mun Back[2] and Ho-Sung Kim[1,*]

[1]*Department of Radiological Science, Shinhan University, 95, Hoam-ro, Uijeongbu-si, Gyeonggi-do 11644, Republic of Korea*

[2]*Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, 88, Olympic-ro, Songpa-gu, Seoul 05505, Republic of Korea*

Abstract - Since MLC used in VMAT is a stepped shield, leakage dose may occur between the leaves. In this study, we compared the skin doses of VMAT treatment plan with Jaw Tracking applied to CT image obtained using phantom and VMAT treatment technology plan without Jaw Tracking, and confirmed the usefulness of Jaw Tracking method. We intend to present a direction that can reduce patient exposure due to leakage dose of MLC. As a result, when the Jaw Tracking method was used, the skin dose was reduced by 2.00 cGy on average, and the skin dose was reduced by 3% compared to the Fixed Jaw method. As a result, when using the Jaw Tracking method with VMAT, the leakage and transmission radiation generated between the MLC leaves are reduced, and radiation treatment with a protective effect on the skin is possible when compared with the case using Fixed Jaw.

Key words : VMAT, Skin dose, Jaw Tracking technique, OSLD

서 론

현재 방사선치료는 외과적 수술, 항암화학요법과 함께 암 치료의 3대 치료법의 하나이다. 3차원입체조형방사선치료(3-Dimensional Conformal Radiation Therapy, 3D-CRT)는 종양의 3차원적인 모양과 크기에 부합하도록 다양한 각도의 방사선 조사영역을 설정하며 각각의 방사선 조사영역으로부터 동일한 세기의 방사선이 표적에 조사된다. 세기조절방사선치료(Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT)는 3D-CRT보다 개선된 치료방법으로, 전달되는 방사선의 세기를 필요에 따라 다양하게 조절할 수 있다. 이때 다엽콜리메이터(Multi-leaf Collimator, MLC)를 통해 각 방사선 조사영역을 세부영역으로 나누어 방사선을 전달한다(Ahn 2011). MLC는 조사야마다 차폐물을 제작할 필요가 없어 기존 납 차폐체와 달리 제작 시간이 줄어들고 다양한 조사면을 만드는데 용이하다는 장점이 있다(Lee and Kim 2008).

* Corresponding author: Ho-Seong Kim, Tel. +82-31-870-3412, Fax. +82-31-870-3419, E-mail. hskimsh@shinhan.ac.kr

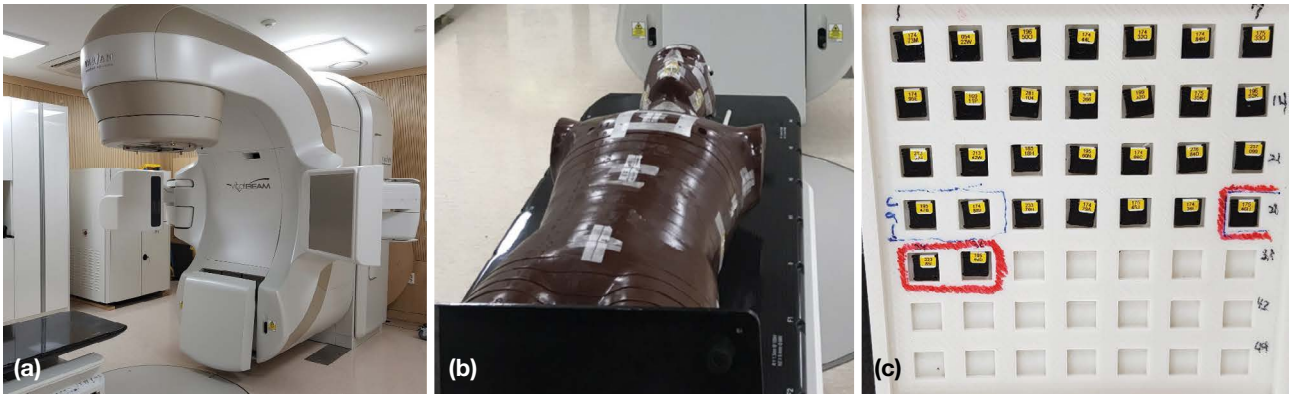

Fig. 1. (a) VitalBeam™ (Varian, USA), (b) Rando® phantom (Alderson Research Laboratories Inc., USA), (c) OSLD (Landuaer, France).

IMRT의 다른 형태로는 강도조절회전방사선치료(Intensity-Modulator Arc Therapy, IMAT)가 있다. IMAT은 MLC의 이동과 함께 겐트리가 회전하며 종양에는 고선량, 중요장기에는 저선량의 방사선이 조사되도록 한다(Oh *et al*. 2001).

기존의 IMAT에 선량률의 변화를 주어 더 좋은 선량분포를 위하여(Sung *et al*. 2013) 용적 세기 조절 회전 방사선치료(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)가 도입되었다. VMAT은 MLC를 사용하며 겐트리가 회전하면서(Jung *et al*. 2012; Chang *et al*. 2015) 동적 MLC를 이용하여 IMRT (dynamic MLC IMRT)를 수행하는 치료방법이다. VMAT는 IMRT와 최종적인 선량 분포가 유사할 수 있으나 갠트리의 회전속도 및 선량률의 연속적인 변경이 가능하고 고정된 방사선 조사영역이 아닌 모든 각도에서의 조사가 가능하기 때문에 치료효율성이 더 좋다(Ahn *et al*. 2011; Jang 2015). 또한 VMAT는 IMRT에 비하여 치료시간이 짧고 기계적선량단위(Monitor Unit; MU)가 적다는 장점이 있다. 치료시간이 짧을 경우 환자의 불편함을 감축시킬 수 있고 MU를 줄이게 되면 기계에서 발생하는 산란선 및 누설선량 등을 줄일 수 있다(Jang 2015). 하지만 VMAT에서 사용하는 MLC는 leaf사이에 간격이 있고 끝부분이 타원형이기 때문에 납 차폐물을 이용할 때만큼 원하는 모양을 만들 수 없어 조사야 경계면에서 생겨나는 반음영의 크기가 커지고(Park *et al*. 2018; Oh *et al*. 2019) leaf 사이에 누설되는 선량이 존재하는 단점이 있다(Jabbari *et al*. 2016). 또한 치료과정에서 발생한 산란선의 영향으로 피부선량이 증가할 수 있으며 피부에 대한 결정적 장해를 유발할 수 있는 수준까지 올라갈 수 있다(Wang 2014).

방사선 피폭에 의한 피부손상은 피부발적, 피부탈락 및 괴사의 과정을 거치며, 혈관주위 섬유화와 내피세포 손상, 그리고 탈모가 발생할 수 있고 피부선량의 증가로 인하여 피부암 등 확률적 영향이 증가하게된다(Shim *et al*. 2011).

현재 저 선량 영역에 대한 차폐와 방사선 누설 및 투과를 최소화하기 위한 많은 연구와 보고가 진행되고 있으며 그 중 하나가 Jaw Tracking 기술이다(Feng *et al*. 2015). Jaw Tracking 기술은 MLC leaf 사이에서의 누설을 최소화하기 위해 Jaw를 MLC Edge에 최대한 가까이에 위치시키는 방법으로 표적에 인접한 OAR 선량을 추가로 감소시킨다(Feng *et al*. 2015).

본 연구에서는 팬텀을 이용하여 얻은 CT 영상에 Jaw Tracking이 적용된 VMAT 전산화치료계획과 Jaw Tracking이 적용되지 않은 VMAT 전산화치료계획의 피부선량을 비교하여 피부에 발생할 수 있는 여러 가지 위험을 줄이기 위해서 Jaw Tracking기법을 사용하였다. 따라서 본 논문의 목적은 Jaw Tracking을 평가하여 MLC의 누설선량으로 인한 환자의 피폭선량을 줄일 수 있는 방향을 제시하고자 한다.

대상 및 방법

1. 연구대상 및 기기

의료용 선형 가속기(VitalBeam™, Varian, USA) Millennium120 MLC™ (Varian, USA)와 인체팬텀인 Rando® phantom (Alderson Research Laboratories Inc., stamford, CT, USA) 및 전산화치료계획시스템(Eclipse Treatment Planning System Ver. 13.6, Varian, USA)과 수치해석 프로그램인 MAT LAB (MathWorks, USA), 그리고 피부선량 측정을 위한 선량계는 OSLD (Landauer, France)를 사용하였으며, 입체모의치료기(GE Discovery Lights Speed Computed Tomography, GE, USA)를 사용하였다.

2. 연구방법

2.1. 영상획득

전산화치료계획을 위해 인체팬텀(Rando phantom)을 CT 테이블에 앙와위자세(Supine Position)로 위치시킨 후 중심

위치(흉추 9번)를 표시한 후 2.5 mm slice thickness로 120 kpV, 250 mA의 조건으로 영상을 획득하였다(Fig. 2).

2.2. 전산화치료계획

획득한 CT 영상으로 전산화치료계획시스템(Eclipse Treatment Planning System Ver. 13.6, Varian, USA)을 이용하여 치료계획을 수립하였다.

VMAT는 0.5 cm의 표적 여지(Target Margin), 600 MU/min의 선량율로 200 cGy를 10회에 걸쳐 총 2000 cGy가 조사될 수 있도록 처방선량을 정하였으며, 180° 회전반경을 가지는 2개의 arc를 이용하였다.

첫 번째로 Jaw Tracking을 적용한 전산화치료계획을 수립하고, 두 번째는 치료 시 Jaw가 고정되는 Fixed Jaw를 적용한 전산화치료계획을 만든 후 두 치료계획을 비교하였다.

Fixed Jaw의 전산화치료계획 시 Jaw Tracking을 적용하기 않기 위해 MAT LAB (Matrix Laboratory)을 이용하여 조사면의 크기를 0.5 cm 여지로 표적에 인위적으로 설정하였다.

이는 여러 조건과 MLC Sequence가 최적화 단계를 거치면서 Jaw Tracking의 사용 여부와 상관없이 변화될 수 있다는 점을 고려하여(Wu *et al*. 2016) Jaw Tracking을 유일한 변수로 설정하고자 하였다.

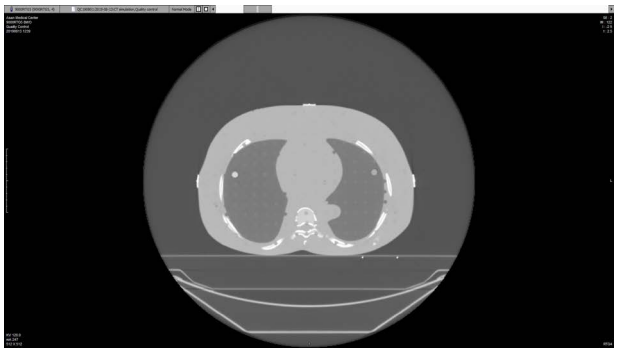

Fig. 2. CT image of phantom.

2.3. 2차원 영상 획득

인체팬텀을 치료테이블에 올려놓고 CT-simulation 영상 촬영 시 표시하였던 중심점에 치료실 레이저를 일치시킨 후 온보드영상장치(On-Board Imager, OBI)를 이용하여 AP, Lateral의 2차원 영상을 획득하였다.

2.4. 팬텀 셋업(set-up)의 정확도 측정

앞서 Simulation시 촬영한 인체팬텀 위치와 VMAT을 위해 셋업한 인체팬텀 위치 사이의 오차를 줄이기 위하여 2D / 2D 영상매칭 기능과 3D / 3D 영상매칭 기능을 이용하였다.

2.4.1. 2D / 2D matching

CT영상의 디지털화 재구성 영상(Digitally Reconstructed Radiography, DRR)과 온보드영상장치로 획득한 2차원 영상을 2D / 2D matching 기능을 이용하여 인체팬텀의 위치를 보정하였다(Fig. 3).

2.4.2. 3D / 3D matching

2D / 2D matching 기능을 이용하여 셋업오차를 보정하였지만 정확한 측정을 하고자 CBCT을 이용하여 획득한 3차원 영상과 온보드영상장치로 획득한 3차원 영상을 3D / 3D matching 기능을 이용하여 인체팬텀의 위칠를 보정하였다. 3D / 3D matching을 이용하면 인체팬텀을 3차원으로 비교할 수 있는 장점이 있다(Fig. 4).

2D / 2D matching과 3D / 3D matching은 superior / inferior, anterior / posterior, left / right 방향 모두 1 mm 오차 이하로 셋업을 하였다.

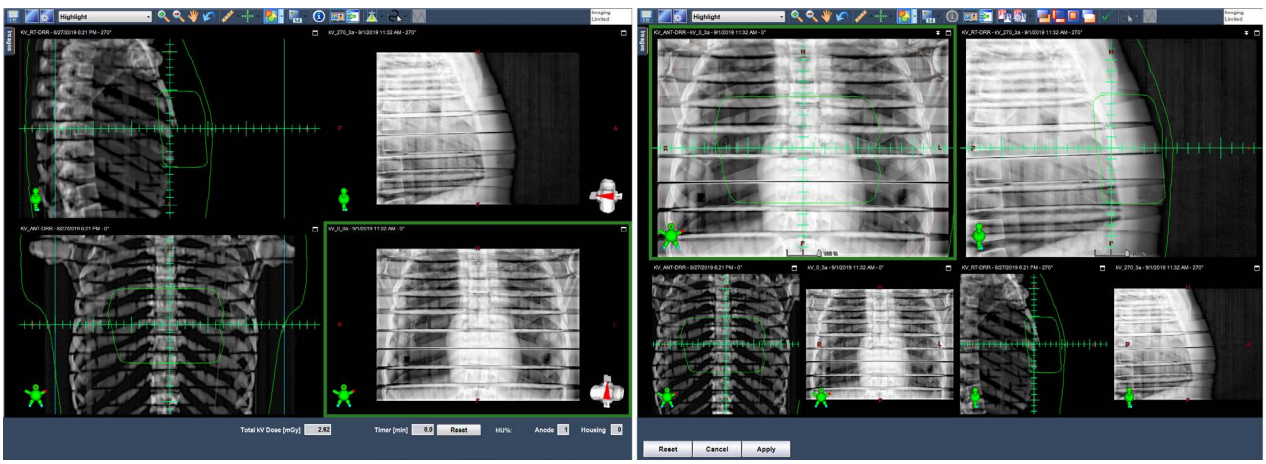

Fig. 3. Image of 2D / 2D matching function.

Fig. 4. Image of 3D / 3D matching function.

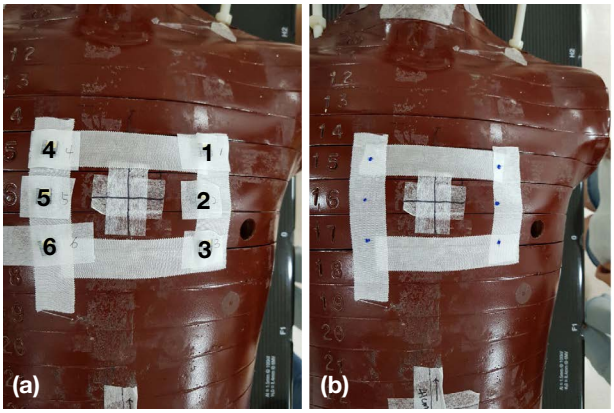

Fig. 5. Image of phantom attached OSLD.

2.5. 피부선량 측정

조사야 내 중심점을 기준으로 좌측과 우측으로 5 cm, 위측과 아래측으로 3 cm 지점에 6개의 광자극발광선량계(Optically Stimulated Luminescence Dosimeter, OSLD)를 인체팬텀에 부착하고 동일한 조건에서 Jaw Tracking 치료계획 수립 후 1회, Fixed Jaw 치료계획을 수립 후 1회 조사를 5번 반복하여 총 10번 피부선량을 측정하였다(Fig. 5).

결 과

첫 번째로 Fixed Jaw를 적용하였을 때 부착한 7번, 8번, 9번, 10번, 11번, 12번 OSLD에서 측정된 선량은 각각 45.0 cGy, 40.8 cGy, 56.4 cGy, 50.0 cGy, 45.6 cGy, 63.3 cGy로 평균선량은 50.2 cGy이었다.

두 번째 Jaw Tracking 적용 시 부착한 13번, 14번, 15번, 16번, 17번, 18번 OSLD에서 측정된 선량은 각각 46.2 cGy, 38.2 cGy, 52.6 cGy, 49.0 cGy, 43.0 cGy, 60.3 cGy으로 측정되었고 이들의 평균은 48.2 cGy이었다. Fixed Jaw 적용 시 부착한 19번, 20번, 21번, 22번, 23번, 24번 OSLD의 선량은 각각 55.7 cGy, 39.9 cGy, 59.2 cGy, 50.8 cGy, 45.2 cGy, 62.7 cGy, 평균선량은 52.2 cGy로 측정되었다.

Jaw Tracking이 적용된 25번, 26번, 27번, 28번, 29번, 30번 OSLD 각각의 선량은 51.2 cGy, 43.4 cGy, 57.7 cGy, 49.4 cGy, 39.1 cGy, 59.2 cGy로 평균선량은 50.0 cGy이었다. Fixed Jaw가 적용된 31번, 32번, 33번, 34번, 35번, 36번 OSLD에서의 선량은 각각 50.7 cGy, 47.0 cGy, 62.1 cGy, 51.2 cGy, 42.5 cGy, 59.3 cGy로 측정되었고 평균선량은 52.1 cGy이었다.

Jaw Tracking이 적용된 37번, 38번, 39번, 40번, 41번, 42번 OSLD 선량은 각각 51.7 cGy, 43.2 cGy, 64.0 cGy, 48.6 cGy, 41.5 cGy, 59.6 cGy, 평균선량은 51.4 cGy이었다. Fixed Jaw를 적용하였을 때 부착한 43번, 44번, 45번, 46번, 47번, 48번 OSLD에서의 선량은 각각 54.5 cGy, 43.9 cGy, 62.5 cGy, 50.2 cGy, 41.9 cGy, 61.8 cGy로 측정되었고 평균선량은 52.4 cGy이었다.

다섯 번째로 Jaw Tracking을 적용하여 조사한 49번, 50번, 51번, 52번, 53번, 54번 OSLD에서 측정된 각각의 선량은 51.2 cGy, 43.5 cGy, 60.3 cGy, 50.3 cGy, 37.6 cGy, 59.5 cGy이었고 이들의 평균은 50.4 cGy이었다. Fixed Jaw를 적용하여 조사한 55번, 56번, 57번, 58번, 59번, 60번 OSLD에서 측정된 선량은 각각 51.0 cGy, 47.9 cGy, 62.2 cGy, 51.3 cGy, 43.1 cGy, 59.4 cGy이었으며 평균선량은 52.5 cGy이었다.

따라서 Jaw Tracking기법을 사용할 경우 측정된 선량의 최대평균값은 51.44 cGy, 최소평균값은 48.22 cGy, Fixed Jaw기법을 적용할 때 측정된 선량의 최대평균값은 52.49 cGy, 최소평균값은 50.17 cGy으로 Jaw Tracking기법, Fixed Jaw기법, 두 가지 방법을 사용하였을 때 OSLD에서 측정

Table 1. Result of dose

	OSLD position	Reading (Count)	Calibration factor (Date.190624)	Dose (cGy)	Averaged OSLD dose (cGy)
J.T	1	38090.98	0.001284	48.9	50.5
	2	30095.48	0.001319	39.7	
	3	43817.7	0.001321	57.9	
	4	37291.37	0.001351	50.4	
	5	29640.86	0.001384	41.0	
	6	46422.17	0.001398	64.9	
F.J	7	33767.14	0.001334	45.1	50.2
	8	30625.93	0.001331	40.8	
	9	39829.36	0.001416	56.4	
	10	38582.15	0.001295	50.0	
	11	33464.57	0.001362	45.6	
	12	47446.29	0.001334	63.3	
J.T	13	35055	0.001317	46.2	48.2
	14	28195.07	0.001356	38.2	
	15	40190.42	0.00131	52.7	
	16	35863.1	0.001365	49.0	
	17	32710.37	0.001314	43.0	
	18	46431.43	0.001299	60.3	
F.J	19	40089.63	0.00139	55.7	52.3
	20	28417.31	0.001404	39.9	
	21	42078.98	0.001407	59.2	
	22	37817.29	0.001342	50.8	
	23	33290.64	0.001357	45.2	
	24	46503.74	0.001349	62.7	
J.T	25	39876.5	0.001284	51.2	50.0
	26	32938.61	0.001319	43.5	
	27	43676.02	0.001321	57.7	
	28	36583.64	0.001351	49.4	
	29	28248.79	0.001384	39.1	
	30	42353.69	0.001398	59.2	
F.J	31	38013.16	0.001334	50.7	52.1
	32	35288.57	0.001331	47.0	
	33	43844.59	0.001416	62.1	
	34	39525.93	0.001295	51.2	
	35	31232.03	0.001362	42.5	
	36	44447.56	0.001334	59.3	
J.T	37	39251.89	0.001317	51.7	51.4
	38	31832.95	0.001356	43.2	
	39	48869.21	0.00131	64.0	
	40	35601.76	0.001365	48.6	
	41	31616	0.001314	41.5	
	42	45914.77	0.001299	59.6	
F.J	43	39174.75	0.00139	54.5	52.4
	44	31268.47	0.001404	43.9	
	45	44400.32	0.001407	62.5	
	46	37389.34	0.001342	50.2	
	47	30840.88	0.001357	41.9	
	48	45786.7	0.001349	61.8	
J.T	49	39860.5	0.001284	51.2	50.4
	50	33012.43	0.001319	43.5	
	51	45682.36	0.001321	60.4	
	52	37206.76	0.001351	50.3	
	53	27163.12	0.001384	37.6	
	54	42532.89	0.001398	59.5	
F.J	55	38201.36	0.001334	51.0	52.5
	56	36021.59	0.001331	47.9	
	57	43923.09	0.001416	62.2	
	58	39621.36	0.001295	51.3	
	59	31646.23	0.001362	43.1	
	60	44536.69	0.001334	59.4	

된 평균선량의 차이는 최대 4.27 cGy, 최소 0.69 cGy이었다 (Table 1).

실험 결과를 통해 Jaw Tracking기법을 사용할 경우 Fixed Jaw기법에 비하여 선량을 3% 감소시킬 수 있다는 것을 알 수 있었다.

고찰 및 결론

VMAT은 정상조직을 최대한 보호하고 종양조직에 원하는 선량을 조사하기 위해 다엽콜리메이터(MLC)를 사용한다(Oh *et al*. 2001). 하지만 MLC는 leaf들 사이에서 선량의 누설(Leakage)과 투과(Transmission)가 발생할 수 있다. Jaw Tracking기법은 이를 최소화 할 수 있는 방법으로 방사선조사 시 Jaw가 MLC leaf들의 끝부분을 따라가는 기법이다(Jabbari *et al*. 2016; Oh *et al*. 2019).

본 연구에서 사용된 Millennium^{TM} 120 MLC (Varian$^{®}$ Medical Systems, Palo Alto, CA)의 20 cm × 20 cm 조사야의 안쪽 leaf의 두께는 0.5 cm이고 20 cm × 20 cm 조사야의 바깥쪽 leaf의 두께는 1 cm로 Maximum leaf speed는 0~2.5 cm·sec^{-1}로 움직임이 가능하다.

또한 leaf 사이에서의 평균 투과율은 2.5% 이하, leaf 사이에서의 최대 누설율은 3.0% 이하이며, Millennium^{TM} 120 MLC와 Jaw를 결합하여 조사할 경우 차폐효율은 0.02%이하이다.

MLC와 Jaw가 결합되어 사용되는 Jaw Tracking기법은 Jaw가 움직이지 않는 Fixed Jaw기법보다 OAR에서 우수하게 나타나며 임상적으로 중요하다. 특히 크기가 크고 복잡한 종양이 방사선 민감 장기에 근접하게 위치한 환자를 치료할 경우 적용할 수 있는 치료방법이다(Mani *et al*. 2017).

본 연구는 VMAT에서 Jaw Tracking기법과 Fixed Jaw기법을 사용하였을 때의 피부선량을 비교하고자 하였고 실험결과 Jaw Tracking기법에서 5회 조사하였을 때 6개의 OSLD의 평균선량은 50.5 cGy, 48.2 cGy, 50.0 cGy, 51.4 cGy, 50.4 cGy로 측정되었고 같은 조건에서 Fixed Jaw의 경우 평균선량은 50.2 cGy, 52.8 cGy, 52.1 cGy, 52.4 cGy, 52.5 cGy로 측정되었다. Jaw Tracking기법을 사용할 경우 측정된 선량의 최대평균값은 51.44 cGy, 최소평균값은 48.22 cGy이고 Fixed Jaw기법을 적용할 때 측정된 선량의 최대평균값은 52.49 cGy, 최소평균값은 50.17 cGy으로 두 가지 기법을 적용하였을 때 OSLD에서 측정된 평균선량의 차이는 최대 4.27 cGy, 최소 0.16 cGy이며 선량차이의 평균은 2.00 cGy였다. 결과적으로 Jaw Tracking기법을 사용하였을 때 피부선량을 평균적으로 2.00 cGy 감소시킬 수 있으며 Fixed Jaw기법에 비하여 피부선량을 3% 줄일 수 있었다.

본 실험결과를 통해 VMAT에서 Jaw Tracking기법을 사용한다면 MLC의 leaf 사이에서 발생하는 누설 및 투과 방사선을 줄일 수 있어 Fixed Jaw를 이용한 경우와 비교하였을 때 피부보호효과를 가지는 방사선치료가 가능할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

Ahn YC. 2011. Introduction of intensity modulated radiation therapy. *J. Korean Med. Assoc*. **54**(11):1172-1178.

Chang KH, Kwak JW, Cho BC, Jeong CY, Bae JB, Yoon SM and Lee SW. 2015. Evaluation of Dosimetric Leaf Gap (DLG) at Different Depths for Dynamic IMRT. *Korean J. Med. Phys*. **26**(3):153-159.

Feng Z, Wu Hao, Zhang Y, Zhang Y, Cheng J and Su X. 2015. Dosimetric comparison between jaw tracking and static jaw techniques in intensity-modulated radiotherapy. *Radiat. Oncol*. **10**(28):1-7.

Jabbari K, Akbari M, Tavakoli MB and Amouheidari A. 2016. Dosimetry and evaluating the effect of treatment parameters on the leakage of multi leaf collimators in ONCOR linear accelerators. *Adv. Biomed. Res*. **5**:193.

Jang HJ. 2015. A Study of useful treatment which uses dual-energy when treating lung-cancer patient with stereotactic body radiation therapy using Volumetric-modulated arctherapy (VMAT). *Journal of the Korean society of radiation therapy* **1**(1):1-44.

Jung JY, Shin YJ, Son SC, Kim YR, Min JH and Seo TS. 2012. Dosimetric Effect on Selectable Optimization Parameters of Volumatric Modulated Arc Therapy. *Korean J. Med. Phys*. **23**(1):15-25.

Lee JS and Kim JN. 2008. Efficient Data Acquisition Technique for Clinical Application of Multileaf Collimator. *The Journal of the Korea Contents Association* **8**(11):182-188.

Mani KR, Upadhayay S and Das KJM. 2017. Influence of jaw tracking in intensity-modulated and volumetric-modulated arc radiotherapy for head and neck cancers: a dosimetric study. *Radiation Oncology Journal* **35**(1):90-100.

Oh HT, Yoo SM, Jeon SD, Kim MS, Song HK, Yoon IH and Back GM. 2019. Effectiveness Assessment on Jaw-Tracking in Intensity Modulated Radiation Therapy and Volumetric ModulatedArc Therapy for Esophageal Cancer. *Journal of the Korean Society of Radiation Therapy* **3**(1): 33-41.

Oh YK, Kim JK, Shin KC, Kim KH, Yoon SM, Kim JC and Park IK. 2001. The Realization of Intensity-modulated Radiation Therapy Using the Liquid Shielding Material. *Korean J. Med. Phys*. **12**(2):155-160.

Park SW, Ji H, Han SC, Baek JH and Lee DH. 2018. A Study of Usefulness and Development of Multi-Leaf Collima-

tor for Diagnostic X-ray Equipment. *Journal of Electrical Engineering & Technology* **13**(2):936-942.

Shim SH, Jang WS, Park SH, Yoo JY and Lee SS. 2011. The Effect of Treatment for Radiation Skin Damage of Liver Stem Cells Originated from cord blood. *Korean Association For Radiation Protection* **4**:74-75.

Sung JW, Yoon MG, Chung WK, Bae SH, Shin DO and Kim DW. 2013. Evaluation of the Accuracy for Respiratory-gated RapidArc. *Prog. Med. Phys.* **24**(2):127-132.

Wang JH. 2014. Dose Reduction Guidelines in Radiotherapy-related Imaging. Radiation Safety Management Series. No. 5.

Wu H, Jiang F, Yue H, Hu Q, Zhang J, Liu Z, Gong J, Li S, Geng J and Zhang Y. 2016. A comparative study of identical VMAT plans with and without technique. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* **17**(5):133-141.

Received: 17 November 2020
Revised: 27 November 2020
Revision accepted: 5 December 2020