

CBCT와 Simulation CT를 이용한 치료계획의 선량비교

Comparison of using CBCT with CT simulator for radiation dose of treatment planning

조정근, 김대영*, 한태중
전주대학교 방사선학과,
중앙대학교병원 방사선종양학과*

Cho jung-keun, Kim dae-young*, Han tae-jong
Dept. of Radiological Science, Jeonju University,
Dept. of Radiation Oncology Chung-ang
University Medical Center*

요약

최근의 방사선치료용 선형가속기에 부착된 진단용 kV 에너지 영역의 X선 선원과 아모퍼스 실리콘(a-Si)의 검출기로 구성된 온보드영상장치(OBI)를 이용하여 콘빔 전산화단층촬영영상(CBCT)획득이 가능하다. CBCT영상을 이용하여 치료계획을 세우게 되면 치료실에서 CT영상 촬영이 가능해짐으로써 고식적 치료 환자들의 부담이 많이 감소 될 수 있고 더 나아가 선량을 재계산하여 치료과정 중 치료계획 재수립도 가능하다. 본 연구에서는 CBCT를 이용한 치료계획과 기존의 모의치료용 CT를 이용한 치료계획을 비교 연구 함으로서 CBCT영상만으로 광자선 선량계산이 정확한지를 평가하고 임상에서 고식적방사선치료를 목적으로 하는 환자들을 대상으로 온라인 방사선치료계획의 가능성을 연구하였다. 선량계산에 필요한 CT수와 밀도간의 상호관계 확인을 위하여 Catphan 600 팬텀을 이용하여 교정곡선을 산출하였고 팬텀과 환자들의 모의치료용 CT영상과 CBCT영상을 획득하여 치료계획 및 선량계산 된 결과를 비교하였다. CBCT 영상을 이용한 치료계획에서의 MU차이는 중심점에 100cGy 처방하였을 때 Phantom에서의 경우 3~4MU로 약 2.7%, 환자에서의 경우 1~3MU로 약 2.5% 이하로 차이가 났다. 팬텀과 환자에서의 Monitor unit(MU)차이는 2.7%, 2.5% 이내였으나, CBCT영상의 경우 검출기의 크기의 제약 및 환자의 불수의적인 움직임에 의하여 전자밀도가 큰 물질에서 산란선과 artifact의 발생이 크게 증가한다. 따라서 뇌 및 폐 영역의 치료계획시 선량의 오차가 더 커질 수 있어 이에 대한 주의가 요구된다. 치료시작 전 CBCT 영상을 획득하여 환자의 자세와 내부 장기의 위치를 보정하고 선량을 재계산하여 치료계획을 재수립하는 적응방사선치료(ART)를 시행하기 위해서는 산란선과 움직임에 의한 artifact의 감소방안이 마련되어야 할 것으로 사료된다.

Abstract

The use of cone-beam computed tomography(CBCT) has been proposed for guiding the delivery of radiation therapy. A kilovoltage imaging system capable of radiography, fluoroscopy, and cone-beam computed tomography(CT) has been integrated with a medical linear accelerator. A standard clinical linear accelerator, operating in arc therapy mode, and an amorphous-silicon (a-Si) with an on-board electronic portal imager can be used to treat palliative patient and verify the patient's position prior to treatment. On-board CBCT images are used to generate patient geometric models to assist patient setup. The image data can also, potentially, be used for dose reconstruction in combination with the fluence maps from treatment plan. In this study, the accuracy of Hounsfield Units of CBCT images as well as the accuracy of dose calculations based on CBCT images of a phantom and compared the results with those of using CT simulator images. Phantom and patient studies were carried out to evaluate the achievable accuracy in using CBCT and CT stimulator for dose calculation. Relative electron density as a function of HU was obtained for both planning CT stimulator and CBCT using a Catphan-600 (The Phantom Laboratory, USA) calibration phantom. A clinical treatment planning system was employed for CT stimulator and CBCT based dose calculations and subsequent comparisons. The dosimetric consequence as the result of HU variation in CBCT was evaluated by comparing MU/cCy. The differences were about 2.7% (3-4MU/100cGy) in phantom and 2.5% (1-3MU/100cGy) in patients. The difference in HU values in Catphan was small. However, the magnitude of scatter and artifacts in CBCT images are affected by limitation of detector's FOV and patient's involuntary motions. CBCT images included scatters and artifacts due to In addition to guide the patient setup process, CBCT data acquired prior to the treatment be used to recalculate or verify the treatment plan based on the patient anatomy of the treatment area. And the CBCT has potential to become a very useful tool for on-line ART.)

I. 서론

방사선치료의 목적은 종양조직에 처방된 방사선량을 정확하게 조사하면서 정상조직에는 부작용 없이 최소한의 선량을 조사시켜 최적화된 선량분포를 얻는 것이다. 최근에는 치료계획 및 조사방법 등의 기술과 CT, MRI, PET-CT 등 장비의 눈부신 발전에 힘입어 방사선치료는 더욱 복잡해지고 고도의 정밀성과 정확성이 요구되고 있다. 그리고 기존의 2차원적 방사선치료에서 3차원 입체조형 방사선치료를 거쳐서 초정밀방사선치료법인 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT)와 영상유도방사선치료(Image Guided Radiation Therapy; IGRT)등 최첨단 방사선치료기술로 발전되었다[1]. 그러나 방사선치료를 위해서는 먼저 치료계획을 세우는데, 이 치료계획을 위해 환자는 모의치료용 전산화단층촬영(CT-Simulation)을 하고 1내지 2일 후 방사선치료를 하게 된다. 암이 뼈에 전이가 되어 고통감을 위한 고식적 치료를 목적으로 하는 환자들에게 이러한 준비과정 때문에 생기는 기다리는 시간과 모의 CT실과 치료실에서의 반복되는 자세잡이는 암의 통증과 골절의 위험 때문에 많은 부담이 생긴다[2].

최근의 방사선치료용 선형가속기는 진단용 kV 에너지 영역의 X선 선원과 아모퍼스실리콘(amorphous silicon; a-Si)의 검출기로 구성된 온보드 영상장치(on-board imager; OBI)가 결합되어있다. 이 장치를 이용하면 환자의 자세를 잡고 방사선치료하기 전에 X선 영상(kV-radiograph)과 X선 투시영상(fluoroscopic images), 콘빔전산화단층촬영 영상(cone-beam computed tomography; CBCT)획득이 가능하다[3].

CBCT영상을 이용하여 모의치료용 CT영상과 이미지 퓨전을 통하여 내부 장기의 위치를 비교, 보정함으로써 보다 정확한 온라인 영상유도 방사선치료가 가능하며, 3차원적인 환자의 위치변화 확인 및 보정뿐만 아니라 치료기간동안 획득한 각각의 CBCT를 통하여 내부장기의 움직임과 체형변화에 따른 치료 표적 및 환자의 체적변화도 확인 할 수 있다. 더불어 CBCT영상을 이용하여 치료계획을 세우게 되면 CT실을 거치지 않고도 치료를 할 수 있게 되어 고식적 치료 환자들의 부담이 많이 감소될 수 있고 더 나아가 선량을 재계산하여 치료과정 중 치료계획을 재수립하는 적응방사선치료(Adaptive radiation therapy; ART)도 가능해진다[4-6].

본 연구에서는 팬텀과 환자들의 모의치료용 CT영상과 CBCT영상을 획득하여 각각의 영상에서 CT 번호를 구하여 비교하고, 치료계획용 컴퓨터(Varian Eclipse treatment planning system)에 입력하여 치료계획을 각각 수립하였다.

기존의 모의치료용 CT 영상을 이용한 치료계획과 CBCT 영상을 이용한 치료계획을 비교 연구함으로써 CBCT영상으로 광자선 선량계산이 정확한지를 평가하고 임상에서 고식적방사선치료를 목적으로 하는 환자들을 대상으로 온라인 방사선치료계획의 가능성을 연구하였다.

II. 대상 및 방법

1. 전산화단층촬영 영상 획득

본 연구에서 CBCT 영상을 획득하기 위해 그림 1과 같이 방사선치료용 선형가속기(Varian Medical Systems, USA)에 3축 방향으로 원격조정을 할 수 있는 로봇팔 형태로 부착된 온보드 영상장치(on-board imager; OBI)를 이용하였다.



▶▶ Figure 1. The medical linear accelerator with the on-board imager mounted in orthogonal to the megavoltage beam direction

치료계획용 컴퓨터(Varian Eclipse treatment planning system)에서 치료계획 후 방사선치료를 위한

여 환자의 피부표면에 잉크로 표시된 부분과 치료실의 레이저를 일치시켜 셋업한다. 그리고 선형가속기(Varian Medical Systems)에 결합된 온보드 영상장치(on-board imager, OBI)를 이용하여 CBCT영상을 획득한다.

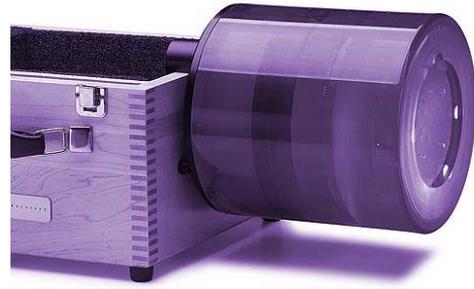
기존 모의치료용 CT영상을 획득하기 위해서는 GE Light-speed RT CT 시뮬레이터(GE Medical Systems, USA)를 이용하였다(그림 2). CBCT와 CT영상 촬영시 동일 조건을 위하여 125kVp, 2.5mm의 슬라이스두께, 자동조절 mA 조건에서 영상을 획득하여 DICOM 형태로 방사선치료 계획장치(Varian Eclipse treatment planning systems, USA)에 전달한다.



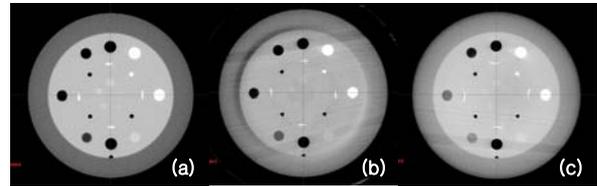
▶▶ Figure 2. GE Light-speed RT CT Simulator

2. CT 수와 상대전자밀도의 교정값 입력

전산화단층촬영 영상을 이용하여 선량계산시에는 각각의 상대적 전자밀도(물=1)에 대한 CT 수를 측정하여 입력하여야 한다. 본 연구에서는 직경 20cm의 원통형 Catphan-600 팬텀(The Phantom Laboratory, USA)을 이용하여 CT 수와 상대적 전자밀도의 교정곡선을 산출하였다. 이 Catphan-600 팬텀은 CT영상에서 CT 수를 측정하기 위하여 제작 되었으며, 각기 다른 전자밀도를 가진 직경 1.2cm의 물질로 구성되어 있다. 각각 구성물질의 상대적 전자밀도 값은 공기 0, PMP 0.83, LDPE 0.92, 폴리스티렌(Polystyrene) 1.05, 아크릴(Acrylic) 1.18, Delrin™ 1.41, 테프론(Teflon) 2.16 이다. 이 팬텀 제작사에서 제공한 각 물질의 상대적 전자밀도값을 이용하여 기존의 모의치료용 CT(Sim CT)와 풀팬모드 콘빔CT(CBCTFF), 하프팬모드 콘빔CT(CBCTHF)에서 각각 촬영한 영상에서 평균 CT 수를 산출한 후 방사선치료 계획장치에 입력하였다.



▶▶ Figure 3. Catphan-600 phantom for the calibration



▶▶ Figure 4. The CT and CBCT cross section images of the Catphan-600 phantom: (a) SimCT; (b) CBCTFF; (c) CBCTHF

3. 팬텀에서의 선량계산

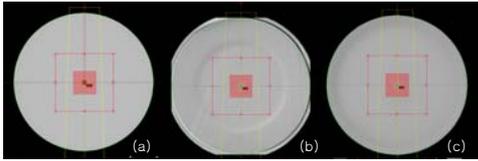
3.1 HU값 비교

산란선의 영향을 평가하기 위해 직경 24cm의 원통형 균질팬텀과 직경 20cm의 원통형 불균질 팬텀(Catphan-600)을 이용하여 기존의 모의치료용 CT(Sim CT)와 풀팬모드 콘빔CT(CBCTFF), 하프팬모드 콘빔CT(CBCTHF)영상을 각각 얻는다(그림 3, 4). FOV는 CBCTFF에서 $24 \times 24 \text{cm}^2$, CBCTHF에서는 $40 \times 40 \text{cm}^2$ 로 촬영하였다. Sim CT와 CBCT 영상차이의 정량화를 위해 각각의 영상에서 가로, 세로 $10 \times 10 \text{cm}^2$ 넓이의 HU 분포도(프로파일)를 측정하여 비교하였다.

3.2 선량 비교

선량비교를 위해서 치료계획용 컴퓨터(Varian Eclipse)에 각각의 영상을 입력하여, 팬텀의 중심에 $4 \times 4 \times 4 \text{cm}^3$ 의 가상의 타겟을 만들고 6MV, $6 \times 6 \text{cm}^2$ 광자선이 뒷면에서 수직으로 타겟에 조사되도록 하였다.

이 때 팬텀의 중심점에 100cGy를 처방하여 선량계산 후 Monitor Unit(MU, 1MU=1cGy at D_{max} , SSD=100cm, Fild Size= $10 \times 10 \text{ cm}^2$), 팬텀 중심 단면의 가로, 세로 축 선량프로파일, 선량-체적 그래프(Dose Volume Histogram; DVH)를 비교하였다.



▶▶ Figure 5. The CT and CBCT cross section images of the Homogeneous phantom: (a) SimCT; (b) CBCTFF; (c) CBCTHF

4. 환자 데이터를 이용한 선량계산

4.1 HU값 비교

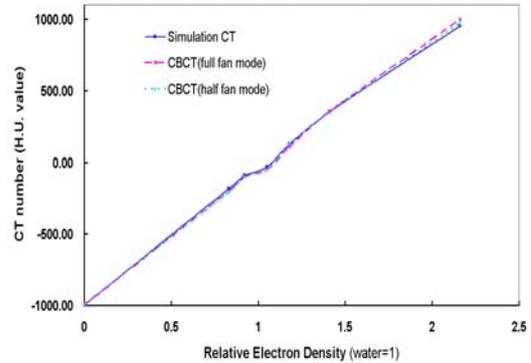
방사선치료를 받고 있는 환자 중 치료부위별로(뇌종양, 폐암, 전립선암 환자) 각각 1명씩 3명을 대상으로 하였다. 뇌종양 환자는 플랜모드에서 촬영하여 뇌영역의 HU, 폐암환자와 전립선암 환자의 경우는 하프팬모드에서 촬영하여 각각 폐와 척추영역, 근육영역의 HU를 측정하여 비교하였다.

4.2 선량 비교

치료계획용 컴퓨터에 각 환자의 모의치료용 CT 영상을 입력하였다. 치료계획은 뇌종양 환자의 경우 2개의 6MV 광자선을 회전중심점을 기준으로 갠트리 90도, 270도에서 조사 하였고, 폐암환자는 3개의 15MV 광자선을 회전중심점을 기준으로 갠트리 0도, 120도, 220도에서 조사 하였고, 전립선암 환자는 4개의 15MV 광자선을 갠트리 0도, 90도, 180, 270도에서 조사한 것과 세기변조방사선치료를 위해 7개의 15MV 광자선을 갠트리 180도, 231도, 283도, 334도, 128도, 26도, 77도에서 조사하도록 계획하였다.

치료실에서 온보드 영상장치를 이용하여 CBCT를 촬영 후 Sim CT 영상과 매칭하여 차이값 만큼 이동시켜 환자를 셋업한다. 이 CBCT 영상을 치료계획용컴퓨터에 입력하여 Sim CT 영상에서 계획한 각각의 빔을 복사하

여 CBCT 영상으로 옮겨 선량계산을 다시 하였다. 각각의 경우 처방선량은 회전중심점에 100cGy가 들어가도록 하였고, MU 및 DVH를 비교하였다.



▶▶ Figure 6. The CT calibration curves (CT number versus relative electron density, water=1) with different image acquisition modes.

III. 결과

1. CT 수와 상대 전자밀도의 교정값 입력

전산화치료계획장치에서 필요로 하는 전자밀도 값은 물에 대한 상대전자밀도로서 이것은 어느 물질의 단위 부피당 전자 수를 물의 단위 부피 당 전자 수로 나눈 값을 나타낸다. 각각의 영상에서 직경 0.7cm의 ROI(Region of Interest)를 설정하여 CT 수의 평균값을 구하고 팬텀 제작사에서 제공한 상대 전자밀도값과 함께 전산화치료계획장치에 입력하여 교정곡선을 구하였다.(그림 6)

Table 1. Comparison of CT number in relative electron density (water=1)

Material (Electron density)	CT number (Deviation)		
	Sim CT	CBCTFF	CBCTHF
Air (0)	-995 (7.47)	-998 (1.64)	-988.00 (9.34)
PMP (0.83)	-183 (6.02)	-201 (9.40)	-205 (10.74)
LDPE (0.92)	-91.6 (5.99)	-97 (10.33)	-97 (10.80)
Polystyrene (1.05)	-33.1 (6.38)	-49 (9.08)	-49 (20.67)
Acrylic (1.18)	126.7 (6.33)	107 (7.22)	132 (11.90)
Delrin (1.41)	350.5 (10.23)	357 (14.66)	348 (10.84)
Teflon (2.16)	951.3 (7.83)	999 (11.68)	977 (11.78)

2. 팬텀에서의 선량계산

2.1 HU값 비교

직경 24cm의 원통형 균질 팬텀과 직경 20cm의 원통형 불균질 팬텀(Catphan-600)에서 10×10cm² 넓이의 HU 평균값을 나타내고 있다(Table1, Table2).

Sim CT 영상과 비교했을 때 CBCT half fan mode 영상에서가 CBCT full fan mode 영상에 비해 HU의 차이가 많이 났다. 이것은 FOV가 full fan mode에서는 24×24cm²이고, half fan mode에서는 40×40cm²으로 더 크기 때문에 산란선이 더 많이 생겨 노이즈도 증가하고 보다 더 불균질한 영상이 된다. Catphan-600 팬텀에서의 HU 차이는 최소가 Air(0)에서 CBCTFF, CBCTHF 이 각각 -3, 7HU 차이가 나고 최대 Teflon(2,16)에서 각각 47.7, 25.7HU 차이가 났다. 전자밀도가 높을 수록 HU의 차이가 많이 났다.

Table 2. Comparison of Hounsfield unit(HU) in the homogeneous phantom

	Min	Max	Mean	SD	Noise(%)	diff(mean)
Sim CT	-86	-30	-58.2	6.87	11.79	0
CBCTFF	-152	-58	-100.7	11.62	11.53	-42.5
CBCTHF	-185	-65	-125	15.13	12.11	-68.8

2.2 선량 비교

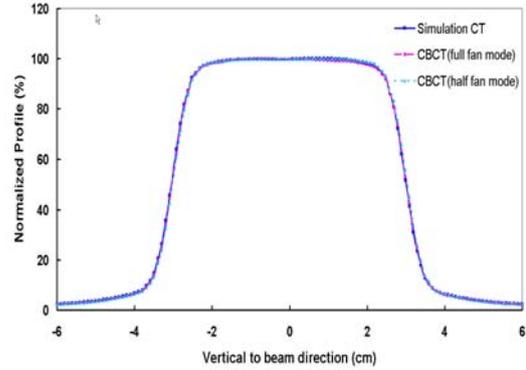
중심점에 100cGy 처방 했을 때 MU의 차이를 나타내고 있다(Table3).

Table 3. Comparison of Monitor unit(MU) in phantoms

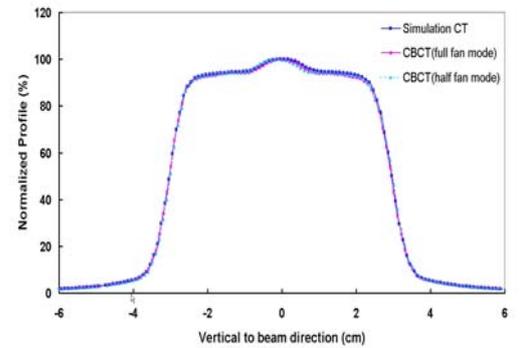
	Homogeneous phantom	difference	Catphan-600 phantom	difference
Sim CT	147	0	136	0
CBCTFF	143	4	139	3
CBCTHF	143	4	139	3

Sim CT 영상에서의 치료계획 시에 비해 균질팬텀에서는 2.7%, 불균질팬텀에서는 -2.2%의 MU 차가 난다. Catphan-600팬텀 보다는 크기가 더 큰 균질팬텀에서 즉, HU의 차이가 큰 쪽에서 MU 차이가 더 크게 나타났고 콘빔CT의 full fan mode 와 half fan mode 에서

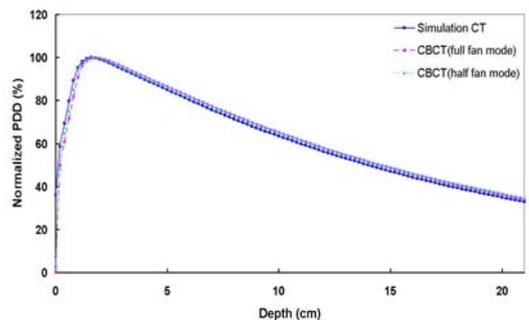
의 차이는 없다. 다음은 팬텀에서 선량비교를 그래프로 나타내었다. 그림 7, 8, 9, 10은 균질팬텀과 Catphan-600팬텀에서의 중심면에서 가로, 세로 방향으로 선량 프로파일을 나타내고, 그림 11, 12은 가상의 4×4×4 cm³ 부피의 타겟에 대한 DVH를 나타내고 있다.



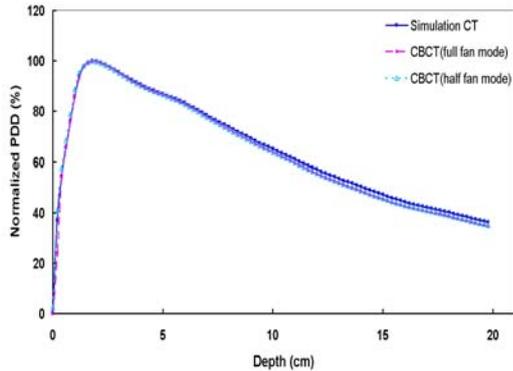
▶▶ Figure 7. Comparison of the dose profiles along the off-axis at the isocenter level in the homogeneous phantom



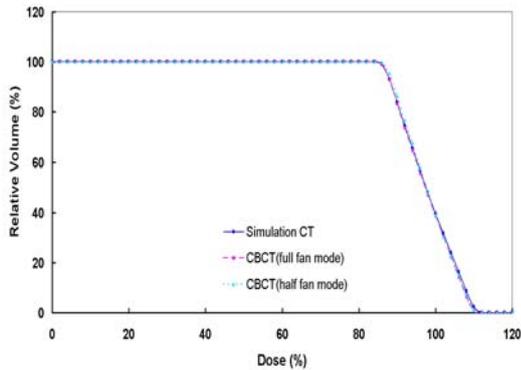
▶▶ Figure 8. Comparison of the dose profiles along the off-axis at the isocenter level in the Catphan-600 phantom



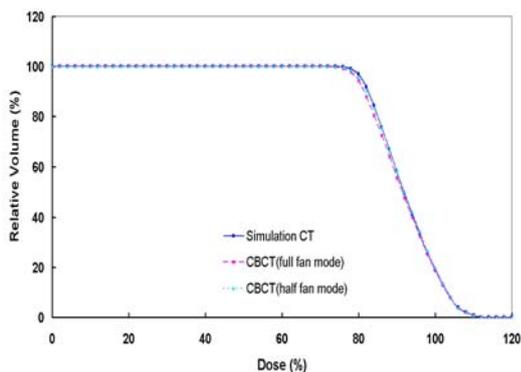
▶▶ Figure 9. Comparison of the dose profiles along the central axis at the isocenter level in the homogeneous phantom



▶▶ Figure 10. Comparison of the dose profiles along the central axis at the isocenter level in the Catphan-600 phantom



▶▶ Figure 11. Comparison of the target DVHs in the homogeneous phantom



▶▶ Figure 12. Comparison of the target DVHs in the Catphan-600 phantom

2.3 환자 데이터를 이용한 선량계산

1) HU값 비교

뇌종양, 폐암, 전립선암 환자를 대상으로 각각 모의치료용 CT와 CBCT 영상을 획득하여 치료계획용 컴퓨터에 입력하였다. Sim CT와 CBCT영상에서 영역별로 같은 크기와 같은 위치에서 HU값을 측정하여 비교하였다 (Table4).

Table 4 . Comparison of Hounsfield unit(HU) in different tissues of patients

Tissue type	Mean		SD		Noise(%)		diff(mean)
	SimCT	CBCT	SimCT	CBCT	SimCT	CBCT	
Brain	33.2	-14.9	9.06	13.98	27.29	93.8	-48.1
Lung	-798.7	-896.6	27.11	43.62	3.39	4.87	-97.9
Spine	176.4	114.2	46.05	73.29	26.11	64.16	-62.2
Muscle	66.6	64.8	12.98	26.44	19.49	40.84	-1.8

뇌 영역은 밀도가 높은 두개골로 쌓여 있어서 CBCT 영상에서 노이즈가 높게 나타났고, 폐 영역에서는 움직임에 의한 motion artifact로 인해 가장 많은 97.9HU 차이가 났다.

2) 선량 비교

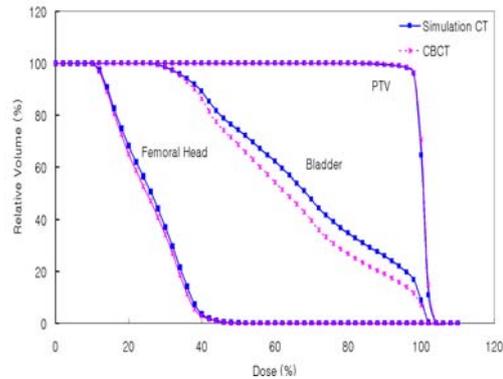
Sim CT 영상에서의 치료계획을 CBCT 영상으로 복사하여 선량계산을 다시 하였다. 각각의 치료계획에서 빔의 회전중심점에 100cGy가 들어가도록 처방했을 때 MU의 차이를 나타내고 있다(Table5). Sim CT 영상에서의 치료계획과 비교했을 때 MU의 차이는 뇌종양 환자의 경우가 1.57%, 폐암 환자는 -2.48%, 전립선암 환자의 4문치로는 -0.79%, 세기조절방사선치료는 -0.44%로 나타났다.

Table 5 . Comparison of Monitor unit(MU) in patients

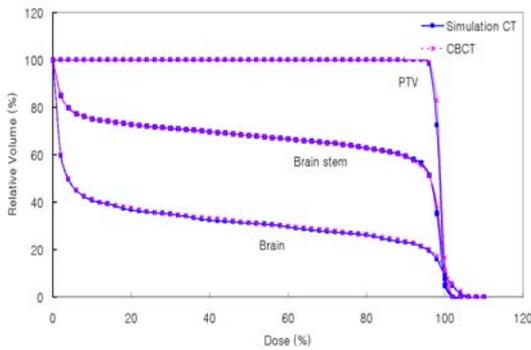
부위	Brain		Lung			Prostate (BOX)			
	LT	RT	AP	LPO	RPO	AP	LT	RT	PA
Sim CT	64	63	39	41	41	27	37	36	27
CBCT	65	64	38	40	40	27	36	36	27
Different	+1	+1	-1	-1	-1	0	-1	0	0

부위	Prostate (IMRT)						
	AP	LAO	LPO	LPO1	RAO	RPO	RPO1
Sim CT	67	64	61	67	75	60	55
CBCT	67	64	61	67	74	59	55
Different	0	0	0	0	-1	-1	0

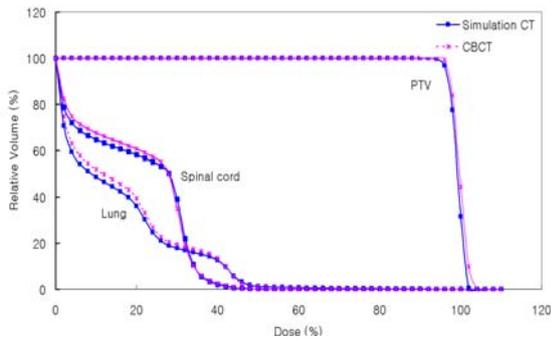
다음은 치료부위별 치료계획에서 타겟과 내부 장기의 선량-체적 그래프를 비교하였다(그림 13, 14, 15, 16). PTV(Planning Target Volume)는 Sim CT 영상에서 그린 것을 CBCT 영상으로 복사 한 것이고, Bladder 와 Femoral head는 각각의 영상에서 그린 것이다. 복사한 PTV에서의 DVH는 거의 같고, Femoral head와 Bladder에서는 셋업 에러에 의한 오차로 인하여 차이를 조금씩 보이고 있는데, Bladder의 경우는 소변의 양과 내부 장기의 움직임에 의한 영향이 크다고 본다. 치료 계획상의 DVH와 실제 치료시의 볼륨과 위치변화에 의한 DVH 차이를 확인 할 수 있다.



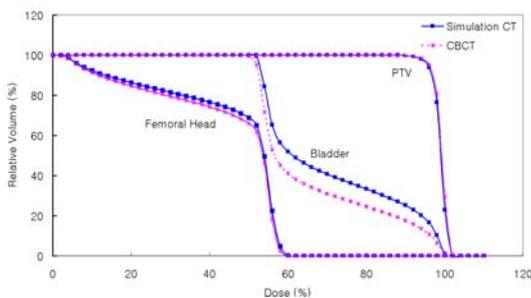
▶▶ Figure 16. Comparison of the DVHs for prostate cancer IMRT plans



▶▶ Figure 13. Comparison of the DVHs for the brain tumor



▶▶ Figure 14. Comparison of the DVHs for the lung cancer



▶▶ Figure 15. Comparison of the DVHs for prostate cancer 4 field plans

IV. 결론

본 연구에서는 기존의 모의치료용 CT를 이용한 치료 계획과 콘빔CT를 이용한 치료계획을 비교 연구함으로써 콘빔CT 영상만으로 광자선 선량계산이 정확함을 평가 하였다.

HU 차이는 직경 20cm의 불균질한 Catphan-600 팬텀에서 보다 직경 24cm의 균질한 팬텀에서와 전자밀도가 높은 물질에서 더 많이 나타났다. 이는 콘빔CT 영상에서의 산란선과 artifact의 발생이 불균질한 조직에 의한 영향과 피사체의 크기에 많은 영향이 있다. 산란선의 영향은 영상의 대조도를 감소시키고 노이즈를 증가시켜 영상의 재구성시 많은 오차를 남긴다.

Catphan-600 팬텀을 이용하여 모의치료용 CT와 콘빔CT에서 각각 CT 수와 상대전자밀도간의 교정값을 치료계획용 컴퓨터에 입력하고 모의치료용 CT에서의 치료계획을 콘빔CT에 복사하여 재계산하였다. CBCT 영상을 이용한 치료계획에서의 MU차이는 중심점에 100cGy 처방하였을 때 Phantom에서의 경우 3~4MU로 약 2.7%, 환자에서의 경우 1~3MU로 약 2.5% 이하로 차이가 났다. 이는 선진 각국 및 각 학회에서 권고하고 있는 선량계산 허용오차 3% 이하였으나 CBCT 영상을 이용한 치료계획에는 검출기의 크기 때문에 제한점들이 있다. CBCT 영상 촬영시 길이는 풀팬 모드에서는 15cm, 하프팬 모드에서는 14cm의 제한이 있다. 그리고 CBCT 영상에서의 산란선이나 artifact등의 영향으로 영상의 질이 많이 떨어져 주요장기나 치료타겟을 그리기가 모

의치료용 CT 영상에 비해 많은 어려움이 있다.

그러나 CBCT 영상을 이용한 치료계획을 하게 되면 치료실에서 신속하게 모의치료와 치료계획을 통해서 고 식적 목적의 치료환자들의 고통을 많이 감소시킬 수 있 을 것이다. 더 나아가서는 치료하기 전 CBCT 영상을 획득하여 환자의 자세와 내부 장기의 위치를 보정하고 선량을 재계산하여 치료과정 중 치료계획을 재수립하는 적응방사선치료(Adaptive radiation therapy; ART)도 가능해진다.

앞으로 이러한 적응방사선치료를 위해서는 CBCT 영 상에서 산란선의 영향과 artifact의 영향을 검출기위에 산란선 제거를 위한 격자를 붙이거나, 소프트웨어적으 로 재구성 알고리즘의 개발로 최소화 될 수 있도록 하 여 선량계산이 보다 더 정확하게 되도록 연구가 필요 할 것으로 사료된다.

■ 참고 문 헌 ■

- [1] 홍길동 "한국 콘텐츠의 동향과 이용자 수요 예측", 한국콘텐츠학회논문지, 제1권, 제1호, pp.33-40, 2001.
- [2] Conte, S. and Hall, R., "A measure of execution path complexity," *Comm. ACM*, Vol. 31, No. 2, pp. 188-200
- [3] 홍길동, 자바 프로그래밍, pp. 202, 한국콘텐츠출판사, 서울, 2001.
- [1] Jacob, V. D., *The modern technology of radiation oncology*. 1999.
- [2] Letourneau D, Wong R, Moseley D, et al., "Online planning and delivery technique for radiotherapy of spine metastases using cone-beam CT: Image quality and system performance", *Int. J. Radiation Oncology Biol Phys.*, 67, pp.1229-1237, 2007.
- [3] Jaffray D, Drake D, Moreau M, et al., "A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets", *Int. J. Radiation Oncology Biol Phys.*, 45, pp.773-789, 1999.
- [4] Wu C, Jeraj R, Olivera G, et al., "Re-optimization in adaptive radiotherapy", *Phy. Med. Biol.*, 47, pp. 3181-3195, 2002.
- [5] Yoo S, Yin F-F., "Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning", *Int. J. Radiation Oncology Biol Phys.*, 66, pp.1553-1561, 2006.
- [6] Yang Y, Schreiber E, Li T, Wang C, Xing L., "Evaluation of on-board kV cone beam CT(CBCT)-based dose calculation", *Phy. Med. Biol.*, 52, pp.685-705, 2007.
- [7] Hounsfield G. "Computerized transverse axial scanning(tomography) 1. Description of system", *Brit. J. Radiol.*, 46, pp.1016-1022, 1973.
- [8] Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH., "Four multidetector-row helical CT : image quality and volume coverage speed", *Radiology*, 215, pp.55-62, 2000.
- [9] Rob RA., "High-speed three-dimensional computed tomography and multi-dimensional display on the heart, lung, and circulation", In:Fullerton GD, Zagzebski JA(eds.), *AAPM monography No.6.*, The American Institute of Physics. Medical Physics of CT and ultrasound. New York, pp.656-702 1980.
- [10] 최용석, 김규태, 황의환, "Cone beam형 전산화단층영상의 원리", *대한구강악안면방사선학회지*, 36 권, pp.123-129, 2006.
- [11] Thomas SJ., "Relative electron density calibration of CT scanner for radiotherapy treatment planning", *Br. J. Radiol.*, 72, pp.781-786, 1999.
- [12] Battista J, Rider W, Van Dyk., "Computed tomography for radiotherapy planning", *Int. J. Radiat Oncol Biol. Phys.*, 6, pp.99-107, 1980.
- [13] Constantinou C, Harrington J, DeWerd L., "An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers", *Med. Phys.*, 19, pp.325-327, 1991.