

Megavoltage Cone-Beam CT 영상의 변환을 이용한 선량 계산의 정확성 향상

가톨릭대학교 의과대학 *의공학교실, †생체의공학연구소, ‡가톨릭대학교 서울성모병원 방사선종양학과

김민주*[†] · 조 응*[†] · 강영남[‡] · 서태석*[†]

적응 방사선 치료(Adaptive Radiation Therapy, ART)를 실행하기 위한 매 치료마다 획득되는 Megavoltage cone-beam CT (MVCBCT) 영상을 이용한 재 선량 계산 과정은 필수적이다. 본 연구의 목적은 intensity 보정 방법을 적용한 MVCBCT 영상 기반의 선량 계산 결과와 kilo-voltage CT (kV CT) 영상 기반의 선량 계산 결과의 비교 및 MVCBCT 영상 기반의 선량 계산 정확성의 향상이다. MVCBCT 영상의 intensity 교정을 위해 kV CT와 MVCBCT를 이용하여 12 종류의 전자밀도 바를 제공하는 Cheese 팬텀 영상을 획득하고, Cheese 팬텀 영상의 동일한 전자밀도 바에서 표현되는 kV CT 영상과 MVCBCT 영상의 intensity 관계를 도출하였다. 이후 kV CT, MVCBCT를 이용한 Rando 팬텀 영상을 획득하여 MVCBCT 영상은 3차원 강체 정합을 수행하였고 본 과정을 통해 MVCBCT 영상은 kV CT 영상과 마치 동일한 모달리티에서 획득한 영상과 같은 위치 및 intensity 분포로 변환되었고, MVCBCT 영상의 잡음을 없애기 위한 Gaussian smoothing 필터를 적용하였다. 위의 과정을 거친 MVCBCT 영상을 토대로 intensity 교정을 적용한 영상과, intensity 교정을 적용하지 않은 영상, kV CT 영상을 기반으로 방사선 치료 계획 시스템을 이용한 선량 계산을 시행 하였다. 선량 계산의 결과는 선량 분포의 차이 및 Percentage difference로 평가되었다. Intensity 보정을 적용한 MVCBCT 영상의 선량 계산 결과의 경우 kV CT 영상 기반의 선량 계산 결과와의 Percentage difference가 두경부 영상의 경우 1.08%, 흉부 영상의 경우 2.44%였다. 본 연구에서 적용한 intensity 변환을 통해 MVCBCT 영상을 이용한 선량 계산의 정확성이 향상됨을 확인하였고, 본 연구 방법은 실제 선량 계산에 적용 및 사용의 편리성을 확인하였다. 차후 연구 계획도 본 연구 내용에 의해 제안되었다.

중심단어: 선량 계산, Megavoltage Cone-beam CT, 적응 방사선 치료

서 론

방사선 치료시 보편적으로 사용되고 있는 영상 기반의 방사선 치료는 치료 전 획득된 kilo-voltage CT (kV CT) 기기의 3차원 CT 영상을 기반으로 방사선 치료 계획을 수립한다. 다수의 연구에서 입증된 것과 같이 kV CT 영상으로 수립한 방사선 치료 시작 전 치료 계획에서 전달하고자 한 방사선 선량이 실제 치료를 통하여 환자에게 전달되는 것이 가장 바람직한 일이나 실제 임상에서는 내부 장기의 부

피 및 위치 변화, 환자의 치료 위치의 변화 등이 매 치료마다 발생하고 있으며 시간의 경과에 따른 체중 감소가 발생한다.¹⁻⁵⁾ 이와 같은 이유로 발생하는 오차들로 인해 실제 방사선 치료의 정확성은 저하 되고 방사선 치료 기간 중 위와 같은 이유로 인한 중양 체적의 변화를 반영하는 방사선 치료 계획을 재수립하여 선량 전달의 정확성을 유지시켜야 한다. 그렇지만 실제 임상에서는 환자 물리적 외형 변화를 치료 계획에 반영하기 위한 방사선 치료 계획의 수정은 제대로 실행되고 있지 않으며 대부분의 경우 환자의 치료 셋업의 재현이 불가능하거나 환자의 체중이 급격한 감소를 보일 때 치료 계획의 수정이 실행된다. 또한 환자의 외향적 모습이나 물리적 체중 감소 등은 매주 혹은 매 치료 시 빠른 시간 내에 검사 및 확인이 이루어지지만 환자의 체내의 종양이나 종양과 가까운 장기들의 부피 변화에 대한 정량적 평가는 CT 영상을 획득하지 않는 이상 확인하기 어려우며, 특히 체적의 변화로 인한 선량 전달의 정확성에 대한 평가는 CT 영상을 획득하더라도 불가능하다.⁶⁾

본 연구는 지식경제부 기술혁신사업(10040427, 액체무선실형 MRI용 진단치료장비 개발) 및 한국연구재단 과학기술국제화사업(K20903001817-11E0100-02210, 차세대 의학물리 핵심 기술 개발 센터)의 연구비 지원으로 수행되었음.

이 논문은 2012년 2월 29일 접수, 2012년 3월 7일 채택되었음.

책임저자 : 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포4동 505

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

Tel: 02)2258-7232, Fax: 02)2258-7506

E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

위와 같은 문제점들을 바탕으로 의료용 선형가속기에 CT 영상을 획득할 수 있는 시스템을 부착한 기기들이 개발되었다. 의료용 선형가속기에 부착된 영상 기기에서 획득된 3차원 영상은 매 치료 전 획득되며, 이 영상은 치료 계획 수립을 위해 획득된 3차원 kV CT 영상과 비교되어 환자의 변화를 확인할 수 있도록 한다. 새로운 영상 획득 기술을 이용하여 환자 위치 및 체적의 변화를 확인할 수 있으며 나아가 최초에 수립된 방사선 치료 계획을 기반으로 한 매 치료마다 환자의 변화를 반영할 수 있는 선량 계산에도 사용될 수 있다. 그 중 Megavoltage cone-beam CT (MVCBCT)는 의료용 선형가속기에서 생산되는 치료용 빔을 영상 획득에 직접 사용할 수 있는 장점을 지닌다. 따라서 MVCBCT의 영상을 이용하여 초기 치료 계획에 적용 및 재 선량 계산을 함으로써 방사선 치료 중 시간의 흐름에 따른 해부학적 내부 장기의 변화 및 환자 위치의 변화를 고려한 방사선 선량의 분포를 매 치료마다 확인할 수 있다. 그렇지만 MVCBCT 영상은 kV CT 영상과는 달리 MV 단위의 치료용 빔이 사용되었기 때문에 산란선의 영향이 영상 획득 장치 중심부에 완만한 돔 형태의 신호로 포함되게 되고, 일반적인 방사선 선량 측정 장치는 측정 장치의 중심부의 신호를 향상시키는 특성에 의해 영상 아티팩트 및 전자밀도의 왜곡을 유발한다.¹⁾ 또한 MV 단위의 광자들은 주로 에너지 크기에 의존하지 않는 콤프턴 산란 작용을 발생시키는 반면 kV 단위의 광자들은 콤프턴 산란 작용과 함께 광전자 효과의 발생 비율이 높아지고, 광전 효과는 뼈와 같이 높은 원자 번호를 갖는 물질들과 상호작용을 한다.^{7,8)} 이로 인해 MVCBCT 영상은 kV CT 영상과 동일한 CT 모달리티에서 획득된 영상이라도 서로 다른 광자 에너지의 사용과 획득 기전의 차이로 인해 서로 다른 모달리티에서 획득된 영상과 같이 전자밀도의 분포가 달라지게 된다. 결과적으로 동일한 피사체를 촬영한 kV CT 영상과 MVCBCT 영상을 이용한 방사선 선량 계산 결과는 왜곡될 가능성이 있다. 이와 같은 문제점들을 해결 하기 위하여 많은 연구들이 진행되었다. Morin 등¹⁾의 연구에서는 MVCBCT 영상을 이용한 선량 계산을 위해 Cupping 아티팩트 교정 및 MVCBCT 영상의 균일도 보정을 적용하여 방사선 치료 전 계획과의 비교를 통해 방사선 빔의 위치 및 환자의 체중 감소를 확인하였고, Aubry 등⁷⁾의 연구에서는 MVCBCT 영상을 이용한 선량 계산을 위해 상호 정보량 알고리즘(Mutual information algorithm) 적용 및 영상의 잡음, 영상 간의 불일치, 해부학적 변화 등을 교정함으로써 방사선 선량 계산의 정확성을 향상시키고자 하였으며, kV CT 영상기반의

선량 계산 결과와 팬텀 영상기반의 선량 계산 결과의 경우 $\pm 1\%$ 이내로, 실제 환자 영상기반의 선량 계산 결과의 경우 해부학적 위치에 따라 $\pm 3\sim 5\%$ 이내로 일치함을 확인하였다.

본 연구에서는 MV CBCT 영상의 전자밀도 분포를 kV CT 영상의 전자밀도 분포와 동일하게 보정하여 선량 계산의 정확성을 높이도록 하였다. 본 연구에서 적용되는 보정 방법은 MVCBCT, kV CT 영상의 Intensity 범위를 단순히 명암 값의 분포를 일정하게 만드는 히스토그램 평활화 방법이 아닌 각 모달리티의 에너지에 의한 전자밀도의 변화를 고려하여 동일한 모달리티에서 획득된 영상과 같은 intensity 범위로 변화시키는 방법이며, MVCBCT 영상의 잡음을 감소시킬 수 있는 필터링 처리를 하였다.

대상 및 방법

1. 영상 획득

본 연구에 사용된 영상들은 12가지의 전자밀도 바를 포함하는 Cheese 팬텀(Gammex RMI, Middleton, WI)과 인체팬텀인 Rando phantom (Alderson Research Laboratories, Stanford, CT)을 이용하여 획득했다. 각각의 팬텀 영상들은 MVCBCT의 경우 의료용 선형가속기 Artiste (Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) 6 MV를 이용하여 획득하였고, kV CT의 경우 SOMATOM Sensation 64 (Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany)를 이용하여 120 kVp, 170 mAs를 이용하여 획득했다. Cheese 팬텀은 실린더 모양의 지름 30 cm, 두께 18 cm 고체 물 팬텀이며, 본 팬텀에는 지름 2.8 cm의 서로 다른 전자 밀도를 갖는 12개 전자 밀도 바를 제공하며, 내부에는 총 20개의 바가 삽입될 수 있는 공간이 있다. Table 1은 002LFC (CIRS, Norfolk, VA), Catphan (Phantom Laboratory, Salem, NY, USA), Cheese 팬텀의 밀도 바 구성물질들을 보여주고 있다.⁹⁻¹¹⁾ 12 종류의 전자밀도 바를 제공하는 Cheese 팬텀은 CT 교정을 위한 다른 팬텀들보다 더 넓은 범위의 전자밀도를 포함한다. 인체 내부 구조가 모사된 인체 팬텀인 Rando 팬텀은 두경부 및 흉부 영상이 사용되었다.

2. 영상 보정 및 전처리

Cheese 팬텀 및 Rando 팬텀의 CT 영상의 Hounsfield Units (HU)는 DICOM (의료용 디지털 영상 및 통신, Digital Imaging and Communications in Medicine) 파일에 포함된 Header에서 제공하는 변환용 기울기(Rescale Slope) 및 절편

Table 1. Electron density plug data in Cheese phantom, CTP 404 in Catphan[®] 600 and CIRS Model 002LFC.

Cheese phantom		CTP 404 in Catphan [®] 600		CIRS Model 002LFC (Thorax Phantom)	
Material	Density	Material	Density	Material	Density
LN300 lung	0.28	Air	0	Lung	0.21
LN450 lung	0.46	PMP	0.83	Adipose	0.96
Adipose	0.941	LDPE	0.92	Plastic water	1.04
Breast	0.98	Water	1.00	Muscle	1.06
Solid water	1.017	Polystyrene	1.05	Bone	1.60
Brain	1.053	Acrylic	1.18		
Liver	1.087	Delrin	1.41		
B-200	1.143	Teflon	2.16		
Inner bone	1.144				
CB2 30%	1.33				
CB2 50%	1.56				
Cortical bone	1.823				

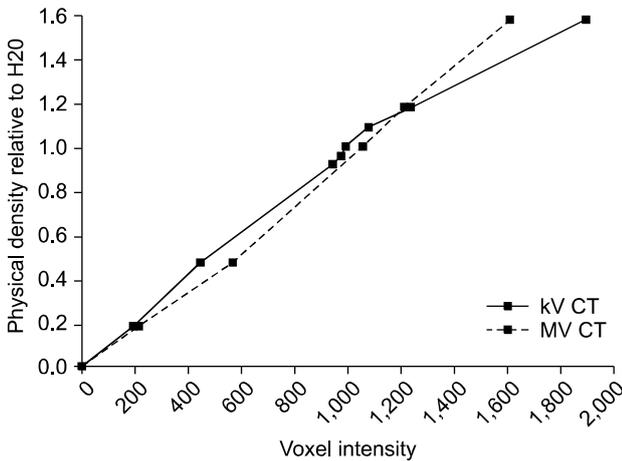


Fig. 1. Relationship of intensity between kV CT image and MV CBCT image.

(Rescale Intercept) 정보를 이용하여 Intensity로 변환하였다. 아래의 식 (1)에 각 값들을 대입함으로써 kV CT, MVCBCT 영상의 HU값을 intensity로 변화시킬 수 있다. 본 연구에서 사용된 kV CT 영상의 기울기와 절편은 각각 1, -1,024이고, MV CBCT 영상의 기울기는 각각 1, -1,038이었다.¹²⁾

$$\text{Intensity} = (\text{Rescale Slope}) \times (\text{HU}) + (\text{Rescale Intercept}) \quad (1)$$

위의 식에서 HU는 변환 대상 영상의 HU 값, Intensity는 각 변환 대상 영상의 HU 값에 대응되는 결과 값이다. 위의 방법을 이용하여 Intensity로 변환된 Cheese 팬텀의 kV CT, MVCBCT 영상을 이용하여 12종류의 전자밀도 바에서 획득

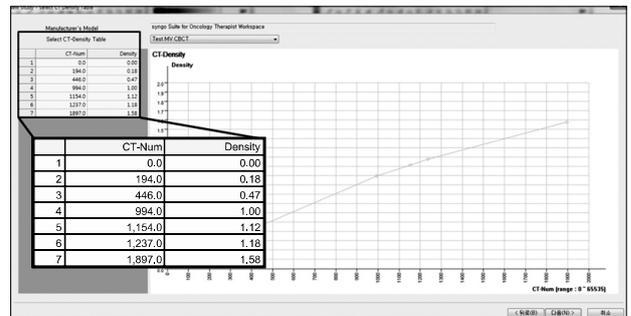


Fig. 2. Calibration table for megavoltage cone-beam CT images.

특한 Intensity 값들을 보간법에 의해 쌍일차식 그래프를 구하였다. 이후 획득된 쌍일차식 그래프에 근거하여 동일한 전자밀도 바에서 표현되는 각 CT 영상의 Intensity 값의 차이를 확인 할 수 있었으며, 이후 획득된 MVCBCT Rando 팬텀 영상의 Intensity를 동일한 전자밀도 바에서 표현된 kV CT 영상의 Intensity로 변환 시켰다. MV CBCT 보정을 위한 Intensity 관계는 Core Plan 방사선 치료 계획 시스템 (Seoul C&J, Korea)의 CT 영상 보정 테이블로 이식되어 이후 선량 계산을 위하여 본 시스템에 MVCBCT 영상을 가져올 때 마다 사용의 편리성을 위해 자동 변환되도록 하였다. Fig. 1과 2는 전자밀도 보정을 위한 관계도와 Core Plan 방사선 치료 계획 시스템에 이식된 전자밀도 보정 테이블이다.

본 연구에서 사용된 kV CT, MVCBCT 영상은 동일한 Rando 팬텀을 이용하였지만, 팬텀의 셋업 오차 및 DICOM의 Header 정보의 Image orientation error 등의 정보가 상이하다. 따라서 본 연구를 위하여 kV CT 영상과 MVCBCT

영상이 동일한 좌표계에 위치하도록 MVCBCT 영상에 3차원 강체 변환(3 dimensional rigid body transform)을 적용하였다. 3차원 강체 변환을 위한 식에서 요구하는 X, Y, Z 방향의 이동량 및 X, Y, Z축의 회전량은 CoreFusion (Seoul C&J, Korea)의 Auto-registration의 결과값에서 추출하였다. 추가적으로 3차원 강체 변환이 완료된 영상에 삼선형 보간(Trilinear interpolation)을 적용하였다. 또한 선량 계산을 실행하기 전 MVCBCT 영상의 잡음을 감소시키기 위해 Gaussian smoothing 필터를 적용 하였다. 본 연구에서 수행된 영상 변환 과정들은 MATLAB (Version R2010a, Mathworks, Natick, MA, USA) 소프트웨어를 이용하였다.

3. 선량 계산 및 평가 방법

선량 계산에 적용되는 영상은 본 연구에서 제안된 방법들 중 MVCBCT 영상의 전자밀도 보정, Intensity 변환 및 3차원 강체 변환, 필터링 처리가 적용된 교정된 MVCBCT 영상과 전자밀도 보정 이외의 방법들이 적용된 원본 MVCBCT 영상 그리고 kV CT 영상을 대상으로 시행되었으며, 동일한 치료 계획을 기반으로 Core Plan 방사선 치료 계획 시스템

을 이용하여 수행되었다. 방사선 치료 계획에서 주로 반영되는 방사선 빔을 조정하기 위한 썰기형 필터 및 볼루스, MLC (Multi-leaf collimator) 등은 사용되지 않았으며, 10×10 cm²의 개방형 조사야를 적용, 처방 선량은 200 cGy, 방사선 빔은 팬텀의 Z축 중심 부분을 향하도록 하였다. 선량 분포를 평가하기 위한 방법으로 kV CT, MVCBCT, 보정된 MVCBCT 영상들의 동일한 슬라이스의 선량 분포를 추출한 뒤, 선량 분포 차이 및 Percentage difference (kV CT 영상 내 복셀에 전달된 선량 대비 교정된 MVCBCT, 교정하지 않은 MVCBCT 영상 내 복셀에 전달된 선량의 비)를 계산하였다. 본 연구의 Percentage difference는 0.001% 이하의 오차를 보이는 복셀은 오차 0%로 확인하고 이후 전체 오차 계산에서 제외시키는 방법으로 진행되었으며, 전체 복셀 수에 대하여 계산 결과 오차 범위 ±3% 이내임을 확인하고자 하였다.

결 과

Fig. 1은 동일한 전자밀도 바에서 측정된 kV CT, MVCBCT

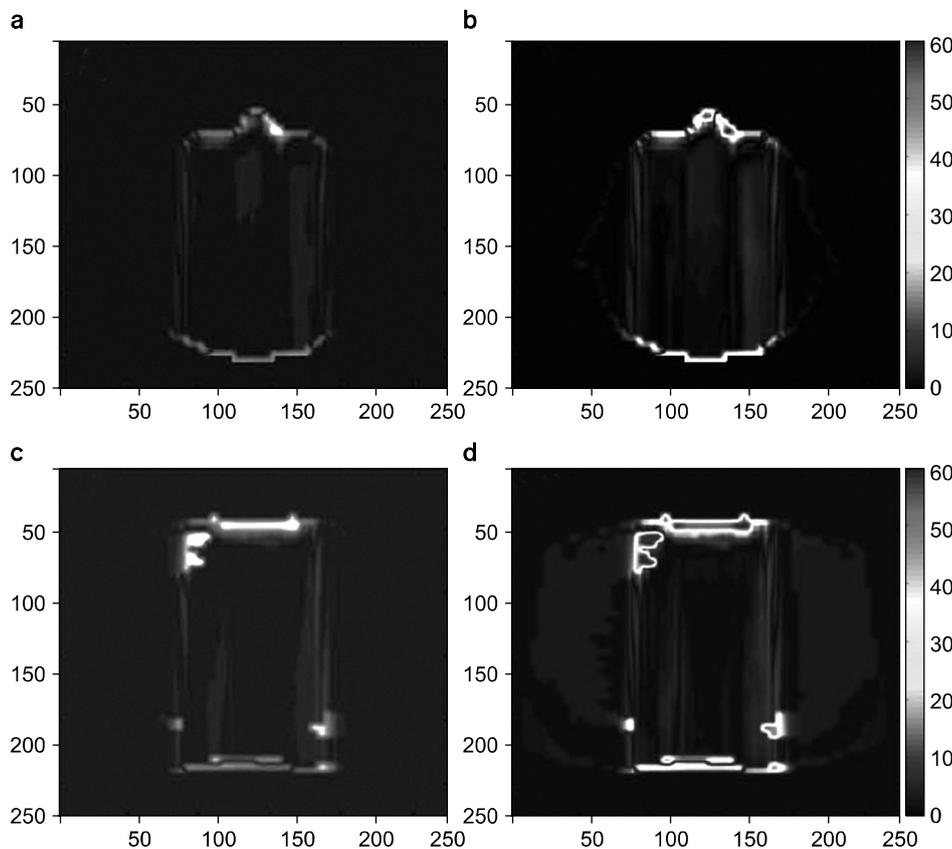
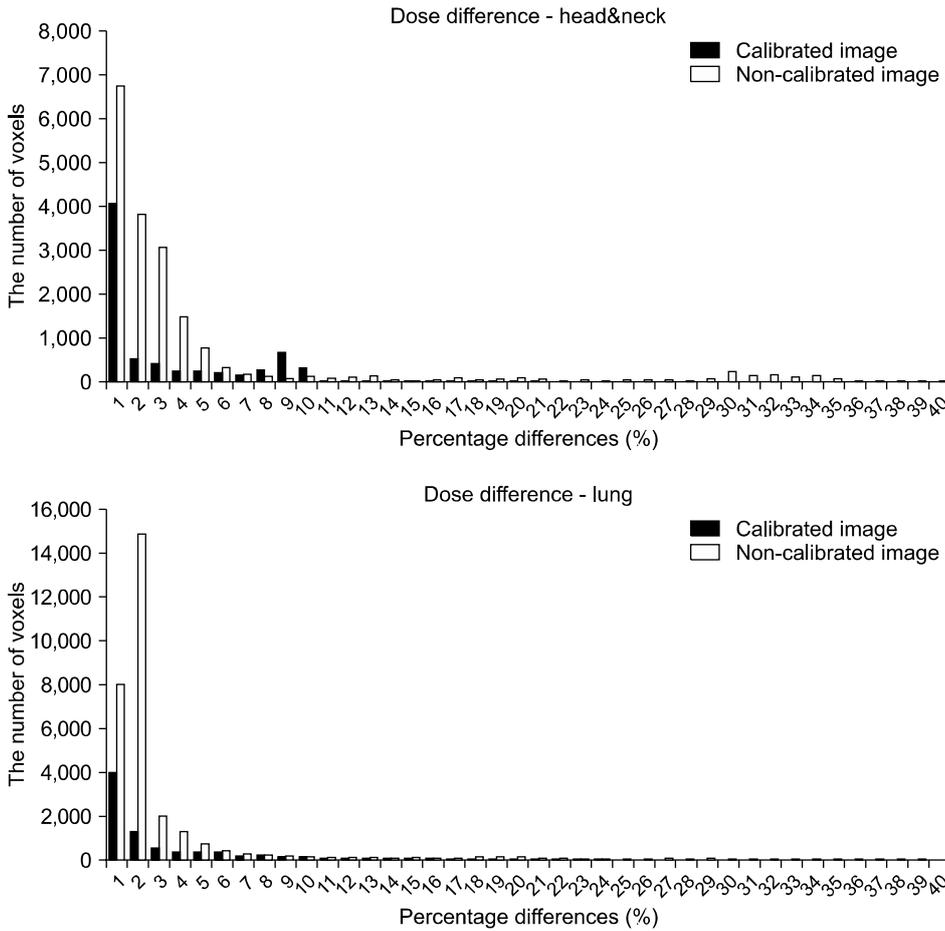


Fig. 3. Results of dose difference map using Rando phantom images (X, Y: Pixels, Histogram: Difference value of dose (cGy)). (a) Dose differences between kV CT and calibrated MVCBCT images for head and neck. (b) Dose differences between kV CT and non-calibrated MVCBCT images for head and neck. (c) Dose differences between kV CT and calibrated MVCBCT images for lung. (d) Dose differences between kV CT and non-calibrated MVCBCT images for lung.



*0% of the number of voxels was eliminated from this chart.

Fig. 4. Percentage differences between kV CT-calibrated MVCBCT and kV CT-non-calibrated MVCBCT images for head and neck, lung.

영상간 intensity의 관계를 보여준다. Fig. 1에서 표현된 것과 같이 kV CT, MVCBCT 영상의 intensity는 쌍일차(Bilinear) 방정식으로 표현될 수 있으며, 이에 따라 kV CT, MVCBCT 영상간 intensity의 관계도 쌍일차 방정식으로 표현되었다.^{2,13,14)} 이후 획득된 kV CT, MVCBCT 영상간 intensity 관계를 Core Plan 방사선 치료 계획 시스템에 이식을 하였다(Fig. 2). 이 과정을 통해 MVCBCT 영상을 Core Plan 방사선 치료 계획 시스템에 가져올 때 마다 자동 변환 및 보정이 되도록 하였다.

Fig. 3은 kV CT, MVCBCT, 보정된 MVCBCT 영상을 이용하여 동일한 치료 계획을 수립한 뒤, 선량 계산을 하고, 동일한 슬라이스에서 획득된 선량 분포의 차이를 보여준다. Fig. 3의 영상에서 kV CT 영상과 보정된 MVCBCT 영상의 선량 분포 차이와 kV CT 영상과 보정하지 않은 원본 MVCBCT 영상의 선량 분포 차이를 보면 MVCBCT 영상 보정 유무에 따라 선량 분포 차이가 발생함을 확인할 수

있으며, MVCBCT 영상의 보정을 적용하였을 경우 선량 분포의 차이가 작음을 확인할 수 있다. 특히 방사선 빔이 팬텀에 입사하는 부분 및 빔과 팬텀의 경계 부분인 반음영에서 선량 분포의 차이가 발생함을 확인할 수 있다. 동일한 kV CT 영상 기반의 선량 분포와 보정 방법의 적용 유무에 따른 MVCBCT 영상 기반의 2가지 선량 분포의 차이를 정량적으로 평가하기 위하여 Rando 팬텀의 영상에서 방사선 빔이 입사한 중심 부분의 슬라이스 영상을 기준으로 하여 kV CT 영상 기반의 방사선 선량 분포와 각각 MVCBCT, 보정한 MVCBCT 영상 기반의 선량 분포를 비교하여 각 픽셀마다의 선량 값 차이를 백분율로 표현하였다. 선량 분포의 차이를 백분율로 표현한 뒤, 각 해당 픽셀마다의 백분율 값을 이용하여 히스토그램화하여 Fig. 4와 같은 그래프를 획득했다. Fig. 4의 그래프를 도출할 때 0.001% 이하의 선량 차이를 보이는 픽셀은 0%의 선량 차이로 간주 되어 포함되지 않았기 때문에 intensity 교정방법을 적용한 MVCBCT

영상 기반의 선량 계산 결과를 보여주는 복셀 수는 적으며, 그래프 도출에 포함된 복셀들은 주로 1~3%의 선량 차이를 보임을 확인할 수 있었다. Fig. 4의 그래프를 기반으로 전체 복셀 중 선량 전달의 3% 이내의 오차를 보이는 복셀 수를 계산 할 경우, 두경부 영상을 적용 시 MVCBCT 영상을 보정하지 않았을 경우 3.72%, MVCBCT 영상을 보정하였을 경우 1.08%, 흉부 영상을 적용시 MVCBCT 영상을 보정하지 않았을 경우 4.44%, MVCBCT 영상을 보정하였을 경우 2.44%였다.

고 찰

본 연구에서는 방사선 치료 경과에 따라 변화되는 종양의 부피 및 환자의 해부학적 구조 및 매 치료마다 환자 치료 위치의 정확성을 확인 하기 위해 사용되는 MVCBCT 영상을 이용하여 직접 방사선 선량 계산을 수행하고, MVCBCT 영상을 이용한 선량 계산 결과와 치료 계획용 kV CT 영상을 이용한 선량 계산 결과의 비교 및 정확성 향상에 대해 고찰하고자 하였다. MVCBCT 영상을 교정하기 위하여 우선적으로 kV CT와 MVCBCT의 Cheese 팬텀 영상을 이용하여 두 영상간의 intensity 분포의 관계를 도출하였다. 이후 Cheese 팬텀 영상을 획득한 조건과 동일한 조건에서 Rando 팬텀을 이용하여 각 kV CT, MVCBCT 영상을 획득하고, MVCBCT 영상의 intensity를 보정하는 방법을 통해 kV CT 영상과 동일한 분포 및 범위를 갖는 영상으로 변환 및 kV CT, MVCBCT의 Rando 팬텀 영상을 3D rigid body transform을 통하여 동일한 좌표계에 재정렬 및 Gaussian 필터를 적용하였다. 이후 Core Plan 방사선 치료 계획 시스템을 이용하여 각 CT 영상 및 보정된 MVCBCT 영상을 기반으로 선량 계산을 수행하였다.

Fig. 1은 kV CT 영상과 MVCBCT 영상의 HU와 밀도의 관계를 보여준다. kVCT 영상의 경우, MV 영역 에너지의 특성과 달리 kV 영역 에너지의 특성에 의해 뼈와 같이 높은 원자 번호를 갖는 고밀도 영역에서 광전자 효과의 발생 비율이 높아짐에 따라 상호 작용이 증가하여 전자밀도와 비례하지 않고 동일한 밀도에서 Intensity의 값이 MV 영역에 비해 큼을 확인할 수 있다.

방사선 치료 전 획득되는 kV CT 영상과 방사선 치료 중 획득되는 MVCBCT 영상의 위치적 변화에 대한 영상 정합 및 전자밀도 보정은 방사선량 계산 정확성에 가장 큰 영향을 주는 요소이다.¹⁵⁾ 본 연구에서 제안된 방법을 적용한 MVCBCT 영상 기반의 선량 계산 결과는 보정하지 않은

MVCBCT 영상 기반의 선량 계산 결과에 비해 치료 계획용 kV CT 영상 기반의 선량 계산 결과와 작은 차이를 보였고, 그 오차는 두경부 영상의 경우 1.88%, 흉부 영상의 경우 2.44%로 오차 범위 3% 이내였다. 본 연구를 통해 서로 다른 물리적 기전을 갖고, 상이한 intensity 레벨을 갖는 kV CT, MVCBCT 영상을 선량 계산에 적용할 경우 intensity 분포를 동일한 수준으로 변경하고 영상의 잡음을 줄여주는 것이 kV CT 영상 기반의 선량 계산 결과와의 오차를 줄여 줌을 확인할 수 있었다. 본 연구에서는 실용 가능한 간단한 방법을 적용하였고, 선량 계산의 정확성을 향상시킬 수 있었다.

지금까지의 MVCBCT 영상 기반의 선량 계산과 관련된 연구는 본 연구에 적용된 전자밀도 보정 방법 이외에 Cupping 아티팩트 보정, 영상의 균일도 보정 등 추가적인 전처리 과정을 통한 방법으로 진행되었다.^{1,2)} 관련 연구에서 제시 및 입증된 전자밀도 보정 방법 이외의 방법들은 방사선 치료 계획 시스템에 영상 보정 테이블을 하여 매 치료마다 획득되는 MVCBCT 영상을 불러올 때 자동 적용되는 방법이 아닌 방사선 치료 계획 시스템이 아닌 다른 기기 혹은 소프트웨어에서 시행되어야 하는 등의 사용이 편리하지 않다. 이에 반해 본 연구 방법은 방사선 치료 계획 시스템에 보정 테이블을 입력시켜 매 치료마다 MVCBCT 영상을 가져올 때 자동 적용되어 변환되는 방법을 채택하였기 때문에 기타 방법에 비해 단순하고 실용 가능한 방법이며 본 과정을 수행하기 위한 소요 시간은 기존 CT 영상을 가져올 때 소요되는 시간과 동일하므로 임상적 적용에 무리가 없다. 본 연구 결과에서는 선량 계산의 정확성을 오차 범위 3% 이내를 보였고, 오차 결과는 본 연구 방법을 적용시키지 않았을 때의 오차에 비해 두경부 영상의 경우 약 2.64%, 흉부 영상의 경우 약 2%가 감소된 수치이다. 이후 시행할 발전적 연구의 목적은 본 연구의 한계점인 인체모사 Rando 팬텀 영상을 이용한 선량 계산 결과 비교가 아닌 실제 임상에서 사용되는 환자 영상에 본 연구 방법을 적용 시킴으로써 임상적 활용 가능성을 평가하는 것이다.

결 론

본 연구에서는 적응 방사선 치료에 필수적인 MVCBCT 영상을 이용한 선량 재계산의 정확성을 향상 시키고자 했다. 방사선 치료 계획 시 사용되는 kV CT 영상과 실제 치료 시 획득되는 MVCBCT 영상의 intensity 분포 범위를 동일한 수준의 분포로 변경을 통한 MVCBCT 영상의 보정 방

법을 적용시켰으며 MVCBCT 영상의 잡음을 제거하기 위한 필터링 처리 및 3차원 강체 정합을 적용한 두 CT 영상이 동일한 좌표계를 갖도록 하는 재정렬 방법이 사용되었다. 본 연구 방법을 적용시킨 선량 계산의 결과는 Percentage difference가 kV CT 영상 기반의 선량 계산을 기준으로 비교하였을 때 보정한 MVCBCT 영상을 사용했을 경우 기존 방법보다 두경부 영상의 경우 2.64%, 흉부 영상의 경우 약 2%가 감소됨을 확인할 수 있었다. 본 결과는 본 연구 방법을 적용 시키지 않았을 때의 두경부 영상 적용시의 오차 3.72%, 흉부 영상 적용시의 오차 4.44%에서 각각 1.08%, 2.44%로 3% 이내의 오차이다. 차후 진행될 연구로는 MVCBCT 영상의 변환 과정에서 잡음 및 산란선 제거 등을 위한 프로그래밍의 수정 및 보완을 수행할 예정이고 실제 환자 영상을 적용하여 임상적 신뢰성을 확보할 예정이다.

참 고 문 헌

1. Morin O, Chen J, Aubin M, et al: Dose calculation using megavoltage cone-beam CT. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 67:1201-1210 (2007)
2. Ruchala K, Olivera G, Schloesser E, et al: Calibration of a tomotherapeutic MVCT system. *PMB* 45:N27-N36 (2000)
3. Deshan Y, Summer RC, S Murty, et al: Deformable registration of abdominal kilovoltage treatment planning CT and tomotherapy daily megavoltage CT for treatment adaptation. *Med Phys* 36:329-338 (2009)
4. Weiguo L, Gustavo H O, Quan C, et al: Deformable registration of the planning image (kVCT) and the daily images (MVCT) for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol* 51:4357-4373 (2006)
5. Jerry B, Adam S, Kian A, et al: Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an intergrated CT/linear accelerator system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 59:960-970 (2004)
6. Hansen EK, Bucci MK, Quivey JM, et al: Repeat CT imaging and replanning during the course of IMRT for head-and-neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 64:355-362 (2006)
7. Aubry J, Pouliot J, Beaulieu B: Correction of megavoltage cone-beam CT images for dose calculation in the head and neck region. *Med Phys* 35:900-907 (2008)
8. Pouliot J: Megavoltage imaging, megavoltage cone beam CT and dose-guided radiation therapy. *Radiat Ther Oncol Basel Karger* 40:132-142 (2007)
9. Yong Y, Eduard S, Tianfang L, et al: Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation. *Phys Med Biol* 52:685-705 (2007)
10. Joan H, Boyd Mc, Peter BG: Cone beam computerized tomography: the effect of calibration of the Hounsfield unit number to electron density on dose calculation accuracy for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol* 54:N329-346 (2009)
11. IAEA TECDOC 1583: Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques - Report of the Coordinated Research Project (CRP) on development of procedures for quality assurance of dosimetry calculations in radiotherapy, 2009
12. Christopher L, Zavgorodni S: Vega library for processing DICOM data required in Monte Carlo verification of radiotherapy treatment plans. *Australas Phys Eng Sci Med* 31:290-299 (2008)
13. Cheng BS, Aliphonse L, Krishna K, et al: Determination of CT to density conversion for relationship for image-based treatment planning systems. *Med Dosi* 30:145-148 (2005)
14. Thomas SJ: Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 72:781-786 (1999)
15. Seco J, Evans PM: Assessing the effect of electron density in photon dose calculations. *Med Phys* 25:656-661 (2006)

Improvement of the Dose Calculation Accuracy Using MVCBCT Image Processing

Min-Joo Kim*[†], Woong Cho*[†], Young-Nam Kang[‡], Tae-Suk Suh*[†]

*Department of Biomedical Engineering, [†]Research Institute of Biomedical Engineering,
The Catholic University of Korea College of Medicine, [‡]Department of Radiation Oncology,
Seoul St. Mary's Hospital, The Catholic University of Korea College of Medicine, Seoul, Korea

The dose re-calculation process using Megavoltage cone-beam CT images is inevitable process to perform the Adaptive Radiation Therapy (ART). The purpose of this study is to improve dose re-calculation accuracy using MVCBCT images by applying intensity calibration method and three dimensional rigid body transform and filtering process. The three dimensional rigid body transform and Gaussian smoothing filtering process to MVCBCT Rando phantom images was applied to reduce image orientation error and the noise of the MVCBCT images. Then, to obtain the predefined modification level for intensity calibration, the cheese phantom images from kilo-voltage CT (kV CT), MVCBCT was acquired. From these cheese phantom images, the calibration table for MVCBCT images was defined from the relationship between Hounsfield Units (HUs) of kV CT and MVCBCT images at the same electron density plugs. The intensity of MVCBCT images from Rando phantom was calibrated using the predefined modification level as discussed above to have the intensity of the kV CT images to make the two images have the same intensity range as if they were obtained from the same modality. Finally, the dose calculation using kV CT, MVCBCT with/without intensity calibration was applied using radiation treatment planning system. As a result, the percentage difference of dose distributions between dose calculation based on kVCT and MVCBCT with intensity calibration was reduced comparing to the percentage difference of dose distribution between dose calculation based on kVCT and MVCBCT without intensity calibration. For head and neck, lung images, the percentage difference between kV CT and non-calibrated MVCBCT images was 1.08%, 2.44%, respectively. In summary, our method has quantitatively improved the accuracy of dose calculation and could be a useful solution to enhance the dose calculation accuracy using MVCBCT images.

Key Words: Dose calculation, Megavoltage Cone-beam CT, Adaptive radiation therapy