Megavoltage Cone-beam CT 영상의 변환을 이용한 변환 영상 정합의 정확도 향상

*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †가톨릭대학교 의과대학 생체 의공학 연구소,
‡가톨릭대학교 의과대학 서울 성모병원 방사선 종양학과

김민주*† · 장지나*† · 박소현*† · 김태호*† · 강영남‡ · 서태석*†

적응 방사선 치료(Adaptive Radiation Therapy, ART)를 실행하기 위한 고도의 정확성을 갖는 변형 영상 정합 방법은 필수이다. 본 연구의 목적은 Megavoltage cone-beam CT (MV CBCT)영상의 Intensity 변화를 통한 영상 정합의 정확성의 향상이다. Intensity 변화 값을 도출 하기 위해 kilovoltage CT (kV CT)와 MV CBCT를 이용하여 12 종류의 전자 밀도 바를 제공하는 Cheese 팬텀의영상을 획득하고, 영상들로부터 kV CT와 MV CBCT의 Hounsfield Unit (HU)값들의 관계를 도출하였다. MV CBCT 영상의 잡음을 감소하기 위해 Gaussian smoothing 필터를 적용하였다. MV CBCT영상의 intensity는 마치 동일한 모달리티에서 획득된 영상과 같은 kV CT와 동일한 범위의 intensity로 변화시켰다. 이후 두 영상에 효율적이고 사용하기 쉬운 intensity 기반의 데몬 영상 정합이 적용되었다. 본 연구실에서 인체 내 폐를 모사하도록 제작된 변형 폐 팬텀을 이용하여 위와 같은 방법을 적용하여 영상 정합을 하였다. Cheese 팬텀 영상, 변형 폐 팬텀 영상을 이용한 변형 영상 정합 결과는 상관 계수가 각각 6.07%, 18% 향상되었다. 변형 폐 팬텀 영상의 변형 영상 정합 정확성을 평가하기 위해 추가적으로 측정된 팬텀 내부에 삽입한 표적의 중심 좌표를 이용하여vector 차이를 계산하였다. 벡터 차이는 2.23±1.19 mm, 1.39±0.97 mm였다. 본 연구에서 사용한 intensity 변화 방법을 통해 변형 영상 정합의 정확성이 향상됨을 확인 하였고, 본 연구는 영상 정합 정확성을 향상시키기 위한 해결 방법이 될 수 있다. 차후 연구 계획도 본 연구 내용에 의해 제안되었다.

중심단어: 변형 영상 정합, Megavoltage cone-beam CT, 적응 방사선 치료

서 론

방사선 치료 계획은 주로 치료 전 kilovoltage CT (kV CT) 영상을 기준으로 결정되기 때문에 치료 당일 환자의 위치, 내부 장기의 부피 변화 등에 의해 이전에 수립되었던 치료 계획이 부합하지 않을 수도 있다. 이러한 문제들을 해결 하기 위해 적응 방사선 치료(Adaptive Radiation Therapy, ART)[1,2]는 의료용 선형 가속기에 부착되어 있는 kV Cone-beam CT (kV CBCT)와 치료 빔을 직접 사용하는 Megavoltage CBCT (MV CBCT)를 이용하여 치료 전 영상을 획득하여 환자의 체위, 신체 내 장기의 부피 변화를 반영하고, 치료 계획의 수정을 통하여 실제 환자 상태에 적합한 치료 계획을 수립하게 되어 치료의 정확성을 높일 수 있다. 적응 방사선 치료 계획을 수립하기 위해서는 고속 선량 계산 알고리즘, 영상 재구성 등 많은 기술들을 요구하며, 특히 변형 영상 정합 기술의 높은 정확성과 빠른 속도는 방사선 치료에 중요한 역할을 한다.[1-3]

변형 영상 정합 방법은 랜드 마크기반(Landmark-based), Intensity 기반(Intensity-based)으로 나뉠 수 있다. 그 중 랜드 마크 기반의 변형 영상 정합은 기준 영상과 이동 대상 영상에서 동일하게 보여지는 해부학적 구조를 기준으로 두 영상을 겹쳤을 경우 보여지는 거리 차이를 최소화 시킴으로써 영상을 정합한다. 따라서 이 방법은 실행자의 목력으로 인식 가능한 해부학적 요소가 두 영상에서 모두 표현되어야 하고, 이를 위해 두 영상의 해상도와 대조도가 높아야 하며, 해부학적 요소를 인식하고 결정하는 과정에서 실행자의 주관적인 판단이 포함된다.[2] 반면, intensity기반의 변

본 연구는 교육과학기술부 지원을 받아 2010년도 원자력기술개발사업을 통해 수행됨(차세대 지능형 방사선 치료계획 시스템 개발, 과제번호: 2010-0003315).
이 논문은 2010년 12월 28일 접수하여 2011년 3월 2일 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

형 영상 정합은 사람의 주관적인 판단을 포함하지 않는 완벽한 자동화로 구현되고, intensity 기반의 변형 영상 정합 중데몬 알고리즘은 간단하면서도 효율적이라는 장점을 갖는다. 그렇지만 intensity기반의 데몬 알고리즘은 동일한 모달리티에서 얻어진 영상들의 비슷한 수준의 intensity 범위를 갖는 영상 간의 정합에서만 높은 정확성을 보이므로 이로 인해 서로 다른 수준의 intensity 분포를 보이는 서로 다른 모달리티에서 얻어진 영상들간의 정합의 정확도 저하, MV CT영상의 경우 잡음으로 인한 오류 발생, 비슷한 intensity를 갖는 주변 조직들과의 혼동으로 인한 정합 결과의 오류 발생 등의 단점을 보인다. 따라서 이와 같은 단점들을 극복하고, 데몬 영상 정합의 정확성을 향상하기 위한 연구들이 진행되었다. Jean-Francois 등은 MV CBCT영상의 영상 정합 정확성을 높이기 위해 전자 밀도를 보정하는 방법을 사용하였고,[4] Deshan 등은 변형 영상 정합 시대상 구역을 미리 구분하여 intensity에 대한 데몬 알고리즘의 적용 범위를 한정함으로써 계산적 오류를 제한하는 등의 방법,[1] Nithiananthan 등은 데몬 알고리즘 자체의 계산 과정의 정확성 향상을 도모하는 방법[5] 등이 사용되었다.

본 연구에서는 데몬 변형 영상 정합의 정확성을 향상 시키기 위해 서로 다른 모달리티에서 획득된 kV CT, MV CBCT 영상의 intensity를 조절하고 데몬 알고리즘에 적합하도록 변경하였다. 그 이유는 다음과 같다. Intensity 기반의 데몬 알고리즘은 동일한 모달리티에서 획득된 유사한 범위의 세기 분포를 갖는 영상에서 높은 정확성을 보인다. 그러나 kV CT 영상과 MV CT 영상은 동일한 CT 모달리티에서 얻어진 영상이지만, 서로 다른 광자 에너지의 사용과 영상 획득 기전이 달라 서로 다른 모달리티에서 얻어진 영상과 같이 intensity의 분포가 매우 상이하다. 서로 다른 intensity 분포를 보이는 이유는 위에서 언급한 사용된 광자의 에너지 특성과 영상 획득 기전 의료용 선형가속장치에서 발생되는 MV 단위의 광자들은 주로 에너지에 크게 의존하지 않는 컴프턴 산란 작용을 발생시키는 반면 kV 단위의 광자들은 컴프턴 산란 작용과 함께 광전자 효과의 발생 비율이 높아지고, 이 광전 효과는 뼈와 같이 높은 원자 번호를 갖는 물질들과 상호 작용을 하기 때문이다. 따라서 이와 같은 서로 다른 에너지를 이용하는 kV CT, MV CT는 동일한 CT임에도 불구하고 서로 다른 광자 에너지의 특성과 그 작용 기전들에 의해 다른 특성을 갖는 영상을 나타낸다.[6] 결과적으로 kV CT 영상과 MV CT 영상을 세기 기반의 데몬 변형 영상 정합에 적용했을 시, 서로 다른 모달리티에서 획득된 영상을 적용시킨 것과 같은 결과가 초래된다. 그러므로 본 연구에서는 영상 정합에 적용되는 MV CBCT 영상과 kV CT 영상의 intensity 범위를 단순히 명암 값의 분포를 일정하게 만드는 히스토그램 평활화 방법이 아닌 각 모달리티의 에너지에 의한 전자 밀도의 변화를 고려하여 동일한 모달리티에서 획득된 영상과 같은 intensity 범위로 변화시킴으로써 데몬 영상 정합 알고리즘에 적합하도록 하였다. 이에 더불어 본 연구에서는 MV CT 영상의 잡음을감소시킬 수 있는 필터링 처리를 하였다.

대상 및 방법

1. 영상 획득

본 연구에 사용된 영상들은 다양한 전자 밀도 바를 포함하는 Cheese 팬텀(Gammex RMI, Middleton, WI)과 호흡 주기의 변화를 모사하도록 본 연구실에서 직접 제작한 변형 가능 폐팬텀[7]으로부터 획득되었다. 각각의 팬텀영상들은 kV CT의 경우 SOMATOM Sensation 64 (SiemensMedical Solutions, Forchheim, Germany)을 이용하여 120 kVp, 170 mAs 셋팅에서 획득하였고, MV CBCT 영상의 경우 의료용 선형가속장치 Artiste (SiemensMedical Solutions, Forchheim, Germany) 6 MV를 이용하여 획득하였다. Cheese 팬텀은 지름 30 cm, 두께 18 cm의 인증된 12 종류의 전자 밀도 바를 제공하며, 내부에는 총 20개의 바가 삽입될 수 있는 공간이 있고, 그 크기는 각각 지름 2.8 cm이다. 12 종류의 전자 밀도 바를 제공하는 Cheese 팬텀은 CT 교정을 위한 다른 팬텀들보다 더 넓은 범위의 전자 밀도를 포함하여 본 연구에서 이용했다. Table 1은 CIRS, Catphan, Cheese 팬텀의 밀도 바 구성 물질들을 보여주고 있다.[8-10] 변형 가능 폐팬텀(Fig. 1)은 물로 채워진 원통형 모양의 팬텀으로 원통 내부에는 폐를 모사하는 라텍스 풍선이 있고, 풍선 내부에는 변형 가능한 신체 내부 장기를 모사하는 물 풍선과 실리콘등이 포함되어 있다. 또한 변형 가능 폐 팬텀 내부의 라텍스 풍선과 내부 장기들은 실제 호흡의 패턴이 프로그래밍된 모터에 의해 움직이기 때문에 팬텀 연구의 재현성을 위한 구조가 포함 되어 있다. 이 팬텀은 모터의 움직임에 따라 이동하는 제어봉이 있고, 제어봉의 한 쪽 끝부분에 부착되어 있는 아크릴 판은 제어봉의 움직임을 골고루 실리콘 막에 전달한다. 따라서 변형 가능 폐 팬텀은 실제 환자의 횡격막과 폐, 내부 장기의 움직임을 모사하게 된다.

2. 변형 영상 정합

영상의 HU은 기울기(Rescale Slope)와 절편(Rescale Inter-

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	Polystryene	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				

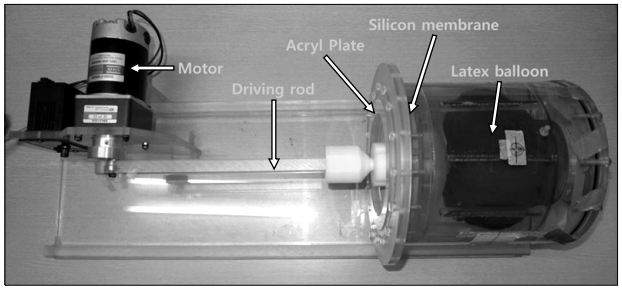

Fig. 1. Deformable lung phantom photograph.

cept)을 이용하여 intensity로 변화시켰다. 변환용 기울기와 변환용 절편은 DICOM (의료용 디지털 영상 및 통신, Digital Imaging and Communications in Medicine) 파일에 포함된 정보로서 아래의 식(1)에 각 값들을 대입함으로써 각 영상의 HU값을 intensity로 변화시킬 수 있었다.[11)]

Intensity=(Rescale Slope)×(HU)+(Rescale Intercept) 식(1)

위의 식에서 HU는 변화 대상 영상의 HU 값, intensity는 각 변화 대상 영상의 HU 값에 대응 되는 결과값이다. 본 연구에서 사용된 kV CT 영상의 기울기와 절편은 각각 1, −1024이고, MV CBCT 영상의 기울기는 각각 1, −1038이었다.

위의 방법으로 얻어진 동일한 밀도 바에서 표현된 kV CT, MV CBCT 영상의 intensity를 보간법을 이용하여 쌍일차식 그래프를 구함으로써 kV CT 영상과 MV CBCT 영상의 intensity 관계를 도출했다. 이후 MV CBCT 영상의 intensity를 kV CT 영상의 Intensity로 변화시켜 두 영상이 마치 동일한 모달리티에서 얻어진 영상과 같은 intensity의 범위를 갖도록 한 후, Demon 알고리즘을 적용하였다. Demon 알고리즘은 이동 대상 영상의 intensity를 기반으로 하는 알고리즘으로 수식은 다음과 같다.[5,12,13)]

$$u=\frac{(m-f)\nabla f}{|\nabla f|^2+a^2(m-f)^2}+\frac{(m-f)\nabla f}{|\nabla m|^2+a^2(m-f)^2} \quad \text{식(2)}$$

위의 식에서 u, m, f는 각각이동 대상 영상의 예상 이동량, 이동 대상 영상의 intensity, 기준 영상의intensity이고, ∇m, ∇f, 는 각각 이동 대상 영상의 변화도, 기준 영상의 변화도, 정규화 인자로서 변화의 강도를 조절하는 요소이다. 또한 변환 영상 정합을 적용하기 전 MV CBCT 영상의 잡음을 감소 시키기 위해 Gaussian smoothing 필터를 적용하였다. 본 연구에서 수행한 모든 과정들은 MATLAB (Version R2010a, Mathworks, Natick, MA, USA) 소프트웨어를 이용하였다.

3. 영상 평가

Cheese 팬텀에서변형 영상 정합 결과의 정량적인 평가를 위하여 Pearson의 상관 계수(Pearson's Correlation coefficient, r)를 이용하였고 그 식은 아래와 같다.

$$r=\frac{\sum_m\sum_n\left(A_{mn}-\bar{B}\right)}{\sqrt{\left(\sum_m\sum_n\left(A_{mn}-\bar{A}\right)^2\right)\left(\sum_m\sum_n\left(B_{mn}-\bar{B}\right)^2\right)}} \quad \text{식(3)}$$

위의 식에서 A와 B는 각 영상의 매트릭스, m, n은 각 영상의 매트릭스의 차원을 의미한다.

변형 가능 폐팬텀에서 변형 영상 정합 결과의 평가를 위해 팬텀 내부에 삽입한 표적의 중심 좌표를 측정하여 vector 차이를 계산하였고, 이를 위해 Core Plan 방사선 치료 계획 시스템 (Seoul C&J, Korea)의 Auto-contouring, 자동 중심 좌표 계산 기능을 이용하였다.

결 과

Fig. 2은 동일한 전자 밀도 바에서 측정된 kV CT, MV CBCT영상간 intensity의 관계를 보여준다. kV CT, MV CBCT 영상의 전자 밀도와 HU 값의 각각의 관계는 쌍일차 (Bilinear) 방정식으로 표현되고, 이에 따라 kV CT, MV CBCT 영상간 intensity의 관계도 쌍일차 방정식으로 표현되었다.[9,14,15)]

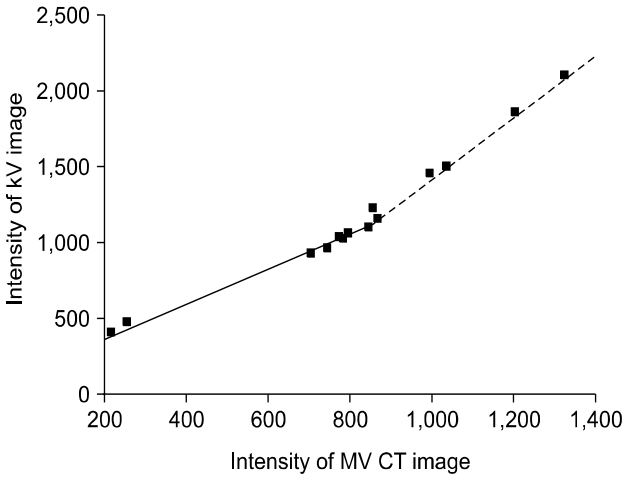

Fig. 2. Relationship of intensity between kV CT image and MV CBCT image.

Fig. 3는 kV CT, MV CBCT의 Cheese 팬텀 영상과 이를 이용한 변형 영상 정합의 결과영상들이다. Fig. 3a는 kV CT 영상, Fig. 3b와 c는 intensity 변화 방법을 적용하지 않은, 적용한 변형 영상 정합의 결과 영상이다. Fig. 3의 영상은 MV CBCT 영상의 intensity변화 유무에 따른 변형 영상 정합 결과의 왜곡 현상이 발생할 수 있음을 보여준다. Intensity 변화 영상을 이용한 변환 영상 정합 결과 영상과 intensity의 변화 없이 변환 영상 정합을 적용한 결과영상의 정량적 평가를 위한상관 계수는 각각 0.9704, 0.9353이었고, intensity 변화 방법의 정확성이 약 6.07% 높았다. Fig. 4는 변형 가능 폐팬텀 영상을 이용한 영상 정합의 결과 영상을 보여준다. Fig. 4a는 MV CBCT 영상, Fig. 4b는 kV CT 영상, Fig. 4c는 a, b의 변형 정합 결과 영상이다. 변형 가능 폐 팬텀 영상의 정합 결과는 intensity 변화 방법 실행 유무에 따라 상관 계수는 각각 0.9415, 0.8363이었고, intensity 변화 방법의 정확성이 약 18.7% 높았다. Table 2은 변형 가능 폐 팬텀 영상을 이용한 영상 정합 정확도를 보여주고 있다. 이 팬텀의 2D 영상 10개를 선별하여 정합된 영상의 중심 좌표와 기준 영상인 kV CT의 중심 좌표를 비교한 값으로 좌표의 X, Y값과 vector값을 보여준다. Vector값은 intensity 변화를 적용하지 않은 변형 영상 정합 결과의 경우

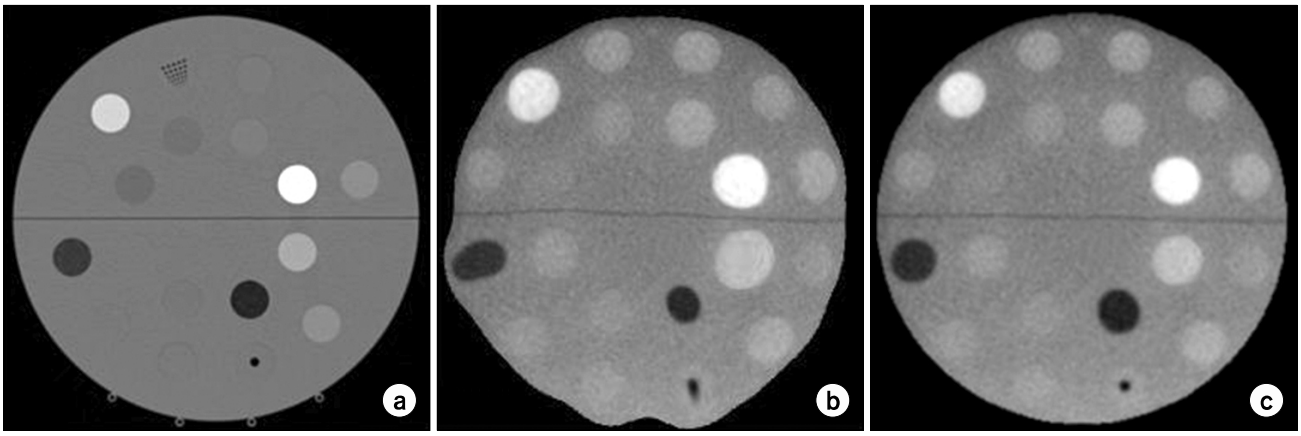

Fig. 3. Results of demon deformable registration using cheese phantom images. (a) Image from kV CT. (b) Result of demon deformable registration without modification of intensity of MV CBCT images. (c) Result of demon deformable registration with modification of intensity of MV CBCT images.

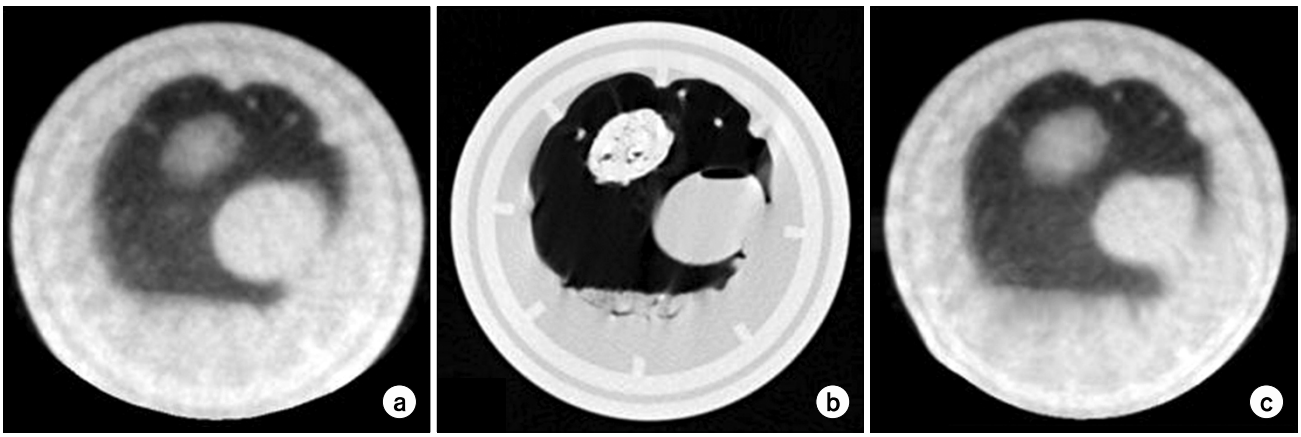

Fig. 4. Result of demon deformable registration using deformable lung phantom images. (a) Image from MV CBCT. (b) Image from kV CT. (c) Result of demon deformable registration with modification of intensity of MV CBCT images.

Table 2. Coordinates and vector differences of registration results with/without modification of intensity of MV CBCT images.

	Centric coordinates of registration result without modification		Centric coordinates of registration result with modification		Vector differences	
	X	Y	X	Y	Original	Modified
1	0	−0.9	0	−0.5	0.90	0.50
2	0	−1.4	0.1	1.9	1.40	1.10
3	0	−1	−0.9	0.5	1	0.86
4	0.5	0.3	−0.3	0.1	0.58	0.32
5	1.4	0	−1.4	−1.3	1.40	1.91
6	−2.5	3.5	1.8	−0.3	4.30	1.82
7	−2	−0.4	0.4	0	2.04	0.40
8	0	0.5	−0.9	−0.8	0.50	1.20
9	−3	−5.9	0	2.5	6.62	2.50
10	2.1	−2.9	−3.1	1.1	3.58	3.29
Average	−0.35	−0.82	−0.43	0.32	2.23±1.19 mm	1.39±0.97 mm

0.5 mm에서 6.62 mm이고, intensity 변화를 적용한 변형 영상 정합 결과의 경우, 0.4 mm에서 3.29 mm였으며, 두 값들의 평균은 각각 2.23, 1.39 mm였으며 각각의 표준 편차는 각각 1.19, 0.97였다.

고 찰

본 연구에서 제안된 변형 영상 정합의 결과는 사용하지 않았을 때와 비교하여 기준 영상과의 상관 계수에 의한 유사도가 향상됨을 알 수 있었다. 본 연구를 통해 서로 다른 물리적 기전을 갖고, 상이한 intensity 레벨을 갖는 kV CT, MV CBCT영상을 intensity 기반의 변형 영상 정합에 적용할 때 intensity를 동일한 수준으로 변경하고 영상의 잡음을 줄여 주는 것이 기준 kV CT영상과의 높은 유사성을 보임을 확인할 수 있었다. 그렇지만 Table 2의 5, 8번 영상의 결과는 본 연구 방법을 적용시킨 영상 정합의 정확성이 더 낮았다. 그 이유는 충분한 전자 밀도의 분포를 갖는 팬텀의 부재와 이에 따른 부적절한 MV CBCT 영상의 변환으로 인한 영상 정합 결과의 정확성 저하로 판단된다.

지금까지의 intensity 기반의 데몬 변형 영상 정합과 관련된 연구는 intensity 레벨 조정을 통한 정확성 향상이 아닌 알고리즘 자체의 변화 혹은 추가적인 파라메터를 포함시키거나 전처리 과정을 통한 방법으로 진행되었다.[1,4,5] 본 연구 방법은 기존 방법에 비해 간단한 수식의 적용으로 영상

정합의 정확성을 향상시킬 수 있으며, 앞으로의 발전적이고 추가적인 연구를 통해 개선 시킬 수 있다. 결과적으로본 연구 방법은 기존 방법에서 시행된 파라메터 추가, 전처리 과정 추가, 대상 구역을 세분화 하여 영상 정합 실행 부분을 점차 넓혀 나가는 방법에 비해단순한 수식을 전체 영상에 적용하는 방법을 이용하여 영상 정합의 정확성을 향상시킬 수 있으며, 기존에 시행된 연구 방법에 추가적인 방법으로 적용됨에 따른 정확성 향상 효과를 거둘 수 있을 것으로 예상된다.[1,4,5] 이후 시행할 발전적 연구의 목적은 본 연구를 수행하는데 있어 가장 오랜 시간을 소비해야 하는 두 영상의 intensity를 비교하고 수식을 만드는 과정을 간소화 시키고 정확한 비교를 하는 것이다. 이 방법은 데몬 알고리즘이 동일한 모달리티에서 얻어진 영상들이 비슷한 수준의 intensity 범위를 갖는 영상 간의 정합에서만 높은 정확성을 보인다는 알고리즘의 한계를 극복하기 위해 제안된 방법으로 두 영상의 intensity를 맞춰주는 대신 방사선 치료 계획 시스템 상에서 제공하는 전자 밀도 값을 이용하여 변형 영상 정합을 수행하는 것이다. 각기 다른 영상 모달리티에서 획득된 영상이라도 각각의 영상은 동일한 전자 밀도 값을 가지므로 데몬 알고리즘이 이 값을 이용하면 동일한 영상 모달리티에서 획득한 것과 같은 효과를 거둘 수 있을 것으로 예상된다. 그렇지만, 정합 결과 값을 다시 영상 intensity 값으로 바꾸어 주어야 하며, CBCT에서의 산란선, 재구성 알고리즘 등의 영향으로 전자 밀도 값이 kV CT와는 달라진다는 단점이 있을 수 있다. 그러나 이 방법이 적용된다면, kV CT와 MV CBCT 영상 획득 시 사용되는 에너지 종류 변화에 의한 한계를 해결할 수 있고 MV CBCT 영상의 잡음 혹은 산란선 등을 효과적으로 제거할 수 있는 필터들의 개발을 통해 영상 정합 결과의 정확성을 향상시킬 수 있다.

결 론

본 연구에서는 적응 방사선 치료에 필수적인 변형 영상 정합의 정확성을 향상시키고자 했다. 정확성을 향상시키기 위해 치료 계획 시 이용되는 kV CT영상과 실제 치료 시 획득되는 MV CBCT 영상의 intensity의 분포 범위를 MV CBCT 영상의 intensity을 변화시키는 방법을 통해 동일화 시켰고 이는 intensity 기반의 데몬 변형 영상 정합 알고리즘에 적합하도록 만들기 위함이었다. 또한 MV CBCT 영상의 잡음을 제거하기 위한 필터링 처리가 사용되었다. 이 방법을 통한 변형 영상 정합의 결과는 결과 영상의 정확성이 기존 방법보다 기준 영상과의 상관 계수에 의한 유사도가 Cheese 팬텀의 경우 약 6.07%, 변형 가능 폐 팬텀의 경우 약 18% 향상됨을 확인할 수 있었다. 차후 진행될 연구로는 영상 정합의 정확성을 향상시키기 위해 영상 잡음과 산란선 제거 등 프로그램의 수정 및 보완을 수행할 예정이고 실제 환자 영상을 적용하여 신뢰성을 확보할 예정이다.

참 고 문 헌

1. Deshan Y, Summer RC, Murty S, et al: Deformable registration of abdominal kilovoltage treatment planning CT and tomotherapy daily megavoltage CT for treatment adaptation. Med Phys 36:329-338 (2009)
2. Weiguo L, Gustavo HO, 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)
3. Hualiang Z, Jinkoo K, Indrin JC: Analysis of deformable image registration accuracy using computational modeling. Med Phys 37:970-979 (2010)
4. Jean-Francois A, Jean P, Luc B: Correction of megavoltage cone-beam CT images for dose calculation in the head and neck region. Med Phys 35:900-907 (2008)
5. Nithiananthan S, Brock KK, Daly MJ, et al: Demon deformable registration for CBCT-guided procedures in the head and neck: Convergence and accuracy. Med Phys 36:4755-4764 (2009)
6. Ruchala KJ, Olivera GH, Schloesser EA, et al: Calibration of a tomotherapeutic MVCT system. PMB 45:N27-N36 (2000)
7. Chang J, Suh TS, Lee DS: Development of a deformable lung phantom for the evaluation of deformable registration. J App Clinic Med Phys 11:281-286 (2009)
8. 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)
9. 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)
10. 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)
11. Christopher L, Locke C: Vega library for processing DICOM data required in Monte Carlo verification of radiotherapy treatment plans. Australas Phys Eng Sci Med 31:290-299 (2008)
12. Thirion JP: Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons. Med Image Analysis 2:243-260 (1998)
13. Kroon DJ, Cornelis H: MRI modality transformation in demon

registration. 2009 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2009, Boston.
14. **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)
15. **Thomas SJ**: Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. BJR 72:781-786 (1999)

Enhancement of the Deformable Image Registration Accuracy Using Image Modification of MV CBCT

Min-Joo Kim*†, Jina Chang*†, So-Hyun Park*†, Tae-Ho Kim*†, Young-Nam Kang‡, Tae-Suk Suh*†

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

To perform the Adaptive Radiation Therapy (ART), a high degree of deformable registration accuracy is essential. The purpose of this study is to identify whether the change of MV CBCT intensity can improve registration accuracy using predefined modification level and filtering process. To obtain modification level, the cheese phantom images was acquired from both kilovoltage CT (kV CT), megavoltage cone-beam CT (MV CBCT). From the cheese phantom images, the modification level of MV CBCT was defined from the relationship between Hounsfield Units (HUs) of kV CT and MV CBCT images. 'Gaussian smoothing filter' was added to reduce the noise of the MV CBCT images. The intensity of MV CBCT image was changed to the intensity of the kV CT image to make the two images have the same intensity range as if they were obtained from the same modality. The demon deformable registration which was efficient and easy to perform the deformable registration was applied. The deformable lung phantom which was intentionally created in the laboratory to imitate the changes of the breathing period was acquired from kV CT and MV CBCT. And then the deformable lung phantom images were applied to the proposed method. As a result of deformable image registration, the similarity of the correlation coefficient was used for a quantitative evaluation of the result was increased by 6.07% in the cheese phantom, and 18% in the deformable lung phantom. For the additional evaluation of the registration of the deformable lung phantom, the centric coordinates of the mark which was inserted into the inner part of the phantom were measured to calculate the vector difference. The vector differences from the result were 2.23, 1.39 mm with/without modification of intensity of MV CBCT images, respectively. In summary, our method has quantitatively improved the accuracy of deformable registration and could be a useful solution to improve the image registration accuracy. A further study was also suggested in this paper.

Key Words: Deformable registration, Megavoltage cone-beam CT, Adaptive radiation therapy