

방사선치료 계획시 다중영상 활용의 정확도 향상을 위한 영상정합 알고리즘 분석

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, 가톨릭대학교 강남성모병원 치료방사선과*

송주영 · 서태석 · 이형구 · 최보영 · 윤세철*

방사선치료 계획시 다중영상의 장점들을 활용하여 종양부위 설정의 정확도를 높일 수 있는 방법들이 연구되고 있다. 본 연구에서는 다중영상의 장점들을 적절히 활용하기 위해 선행되어야 하는 영상정합과 관련하여 정확도 및 실용성 측면에서 현재 가장 많이 사용되고 있는 chamfer matching 알고리즘과 mutual information maximization 알고리즘을 분석하여 정합 대상 영상들의 특성에 따라 정확도 측면에서 더 적합한 영상정합 방법을 도출하고자 하였다. 이를 위해 다중영상 획득이 가능하게 설계, 제작한 페 팬텀을 대상으로 CT, MRI, SPECT 영상을 획득하였고, 분석대상으로 선정된 두 정합 알고리즘을 효과적으로 구현할 수 있는 프로그램을 개발하였다. 서로 다른 발현기전의 영상간 정합을 수행하여, 정합 대상 영상의 해상도 및 영상 정보 손실에 따른 정합 결과의 정확도를 분석하였다. 다중영상간 정합 결과, 두 정합 알고리즘 모두 이동거리 평균 오차 2.3 mm, 회전각도 평균 오차 1.5° 내의 결과를 보여 다중영상 정합에 있어 모두 타당성 있는 방법임을 검증할 수 있었으나, chamfer matching 방법의 경우, 낮은 해상도의 영상과 손상된 영상에서의 정합 결과는 mutual information 방법의 경우와 비교하여 상대적으로 증가된 정합 오차를 보였다. 본 연구결과, mutual information 방법은 chamfer matching 방법에서 선행되어야 하는 contour 추출과정을 필요로 하지 않고, 영상 특성에 큰 영향 없이 정확한 정합결과를 도출하여, 다중영상간 정합 알고리즘으로 좀 더 양호한 방법임을 확인할 수 있었다.

중심단어 : 다중영상, 영상정합, Chamfer matching, Mutual information

서 론

방사선치료 계획시, 정확한 종양부위 설정은 종양부위에 정확한 치료선량을 부여하고, 주변 정상조직들의 방사선 피폭을 최소화하기 위해 가장 먼저 수행되어야 하는 중요한 과정이다. 이러한 종양 부위 설정의 정확도를 높이기 위해 최근에는 서로 발현기전이 다른 다중영상들을 융합하여 상호 보완적인 장점들을 활용하는 방법이 널리 연구되어 실제 임상에 적용되고 있다.¹⁻³⁾ 다중영상을 융합하기 위하여 먼저 선행되어야 할 부분이 동일 대상물의 서로 다른 다중 영상에서 특정 위치에 해당하는 두 영상 정보를 정확하게 일치시키는 영상정합 과정이며, 이러한 영상정합의 수행을 위해 여러 정합 알고리즘의 개발, 적

용에 대한 연구가 수행되어 왔다.^{4 12)} 이러한 기존의 영상정합 연구는 대부분 영상정합 알고리즘의 개별적 적용 측면에 국한되어 있어 영상정합 알고리즘들의 비교, 분석을 통한 정합 대상 영상 특성별 최적의 정합 방법 도출에 대한 연구는 미비하였다. 본 연구에서는 이러한 문제점을 해결하고 정합 대상 영상 특성별로 좀 더 적합한 정합 알고리즘을 도출하기 위해 대표적인 영상정합 알고리즘을 선정하여 그 특성을 비교, 분석하였다. 이를 위해, 정위적 프레임과 표식자를 사용하지 않고, 영상내 자체 정보만을 이용하여 정합을 수행하는 intrinsic(본질적) 방법 중 정확도와 효율성 측면에서 현재 가장 널리 사용되고 있는 chamfer matching⁶⁾ 방법과 mutual information⁹⁾ 방법을 분석대상 영상정합 알고리즘으로 선정하였고, 정합 결과의 정량적 분석을 수행하기 위해, 다중영상 획득이 가능하도록 제작한 페 팬텀 영상을 활용하였으며, 두 정합 알고리즘을 효과적으로 구현할 수 있는 프로그램을 개발하였다. 이를 활용하여, 여러 영상조건(해상도 및 영상 손상 정도)에서의 영상정합을 수행하고, 획득한 각 정합 알고리즘별 결과(정합 오차)들을 분석하여 정합대상 영상별 특성에

이 논문은 2002년 11월 1일 접수하여 2002년 11월 21일 채택됨.
본 연구는 한국과학기술부와 한국과학기술기획평가위원회 국가지정연구실(NRL) 사업에 의해 지원, 수행되었습니다.

책임저자: 서태석, 서울시 서초구 반포동 505

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

Tel : 02)590-2414, E-mail : suhsanta@catholic.ac.kr

따라 더 높은 정확도를 도출할 수 있는 영상 정합 방법을 제시하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 다중영상 획득용 폐 팬텀

다중영상을 획득할 수 있는 폐 모양의 팬텀을 설계, 제작하였다. 팬텀은 크게 4 mm 두께 슬라이스(지름: 17 cm) 32개로 구성된 폐 모양 모사 부분과 정합 위치 확인을 위한 프레임 역할을 하는 슬라이스 부분으로 구성되어 있다. 본 연구에서 제작한 팬텀은 선량측정이 아닌 영상 획득을 주 목적으로 설계한 것으로 모든 팬텀의 재질은 아크릴을 사용하였다. 폐 모양의 영상은 각 슬라이스에서 해당 부분을 제거하여 다중영상별로 발현기전이 되는 물질(물, Tc^{99m})을 채워 영상을 획득할 수 있도록 제작하였다. 프레임 역할을 하는 기준 막대들은 CT와 MRI 영상 획득시에는 아크릴봉을 사용하였고, SPECT 영상 획득시에는 납봉을 사용하였는데, 그 지름과 길이는 각각 5 mm, 12 cm로 동일하게 제작하였다. 전체적인 구성요소 및 완성된 형태의 팬텀 모습은 Fig. 1과 같다.

2. 다중영상 획득

CT영상은 Somatom volume zoom (Siemens Medical Engineering, 독일) CT 스캐너로 총 63장의 slice영상(512×12 , 0.66 mm/pixel, slice thickness: 2 mm)을 획득하였다. MR영상은 Magnum 3T (Medinus, 한국) 장비를 통해 T1-weighted 축상 영상으로 총 42개의 슬라이스 영상(256×56 , 1 mm/pixel, slice thickness: 3 mm)을 획득하였다. SPECT영상은 Siemens E-CAM (Siemens Medical Engineering, 독일)을 사용하여 총 26개의 슬라이스 영상(128×28 , 4.795 mm/pixel, slice thickness: 4.795 mm)을 획득하였다. CT와 MRI는 팬텀안에 물을 넣어 영상을 획득하였고, SPECT는 물에 6.5 mCi의 Tc^{99m} 을 첨가하여 영상을 획득하였다. 외부 팬텀 영역을 제거한 폐 모양만의 영상 자료를 별도로 생성시켜 정합 관련 변환 변수 획득에 사용하였다.

3. Chamfer Matching 방법

Chamfer matching 방법은 기준영상의 contour 정보와 정합대상 영상의 contour 정보를 일치시키는 과정을 통해 정합을 수행하는 surface matching 방법의 하나이다.^{6, 13)} 먼저, 기준이 되는 영상의 distance transformation을 통한 distance map을 작성하고 정합대상 영상을 변환(회전, 이동)하면서 각 위치에 해당하는 distance map 값들로부터 surface 경계를 구성하는 점들과의 거리 제곱의 평균 평방근(root mean square)을 cost function값으로 정의한 후, 그 값이 최소로 되도록 하는 과정을 통해 정합을 수행하게 된다. 최소화하는 과정에서 downhill simplex 최적화 방법을 적용하였다.¹⁴⁾

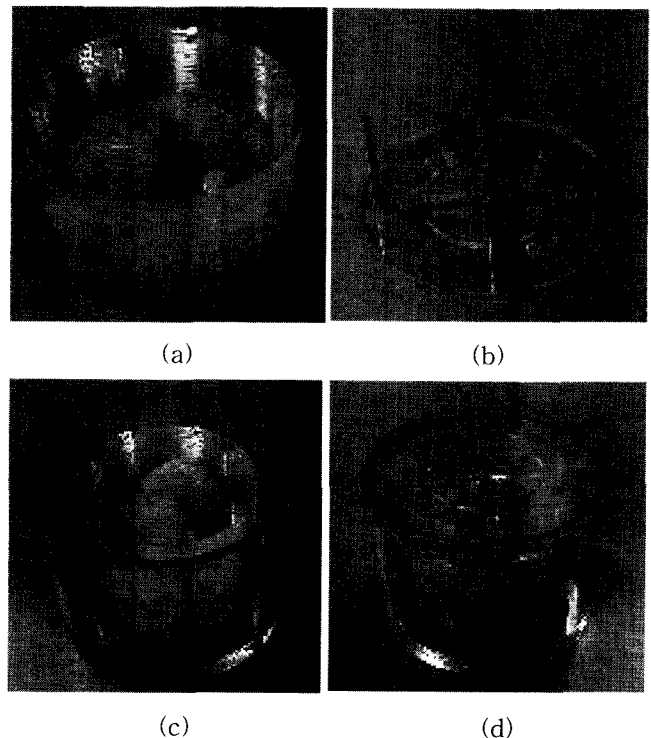


Fig. 1. Lung phantom for the quantitative analysis of image registration algorithms which can be acquired multimodality images (CT, MRI, SPECT). (a) Slice stacks for shaping the lung surface. (b) Plates for the insertion of reference bars designed to check the registration error. (c) Figure of the constructed anthropomorphic lung phantom. (d) Figure of the fabricated lung phantom combined with the body frame.

4. Mutual Information 방법

Mutual information 방법은 영상의 voxel 값을 기반으로 정합을 수행하는 방법으로 영상정보의 entropy(무질서도) 개념화로부터 도출되었다.¹⁵⁾ 전체적인 단계는 기준영상과 정합대상 영상과의 영상정보의 상호 연관성을 높이는 과정으로, 이상의 방법을 세분화하여 살펴 보면 다음과 같다.

1) 1단계

Mutual information을 얻기 전에 영상의 entropy를 계산하여야 한다. Entropy는 영상의 확률 분포를 이용하여 계산할 수 있다.

$$H[entropy] = - \sum_{p \in P} p \log p \dots\dots\dots (1)$$

여기서 p는 gray value의 확률밀도함수(probability density function: pdf)를 나타낸다. Gray value가 골고루 분포된 영상은 entropy가 크고, 특정 gray value가 많은 영상은 entropy가 작다.

2) 2단계

Mutual information I(A,B)를 다음과 같이 구한다.

$$I(A,B) = H(A) + H(B) - H(A,B) \dots\dots\dots (2)$$

H(A)와 H(B)는 각 영상의 marginal entropy 이고, H(A,B)는 두 영상의 joint entropy다. 두 영상의 joint pdf는 joint histogram을 표준화(normalize)시켜 구한다. 각 영상의 marginal pdf는 joint pdf를 적분하여 얻는다.

3) 3단계

기준 영상을 고정시키고 정합대상 영상의 위치, 회전각을 변화시켜가면서 mutual information I(A,B)가 최대가 되는 이동거리와 회전각을 찾는다. 이 과정은 H(A)와 H(B)가 최대가 되고, H(A,B)가 최소가 되는 점을 찾는 것이다.

이상의 과정을 통해 영상 정합을 수행 할 수 있는데, mutual information은 낮은 영상 강도에서 영상의 겹치는 정도에 민감하기 때문에 다음과 같이 normalized mutual information Y(A,B)를 정의하여 사용한다.

$$Y(A, B) = \frac{H(A) + H(B)}{H(A, B)} \dots\dots\dots (3)$$

본 연구에서 구현한 mutual information 정합 방법은 normalized mutual information Y(A,B)의 역수를 cost

function값으로 사용하였으며, cost값의 최소화 과정에서 chamfer matching방법에서와 같이 downhill simplex 최적화 방법을 적용하였다.

5. 영상정합 프로그램 개발

영상정합 알고리즘의 효율적 분석을 위해 사용자 작업 편의성을 고려한 프로그램을 Fig. 2와 같이 개발하였다. 정합관련 영상으로 DICOM, INTERFILE, JPEG 형태의 영상자료를 불러 올 수 있게 설계하였고, 우측의 기능 버튼 메뉴에서 chamfer matching, mutual information 정합방법을 별도로 수행할 수 있게 하였으며, 수동정합 기능도 추가로 설계하였다. 정합 완료된 영상을 영상의 투명도 조절을 통해 융합하여 도시될 수 있도록 설계하였으며, 배색 설정기능 추가 및 축상, 시상, 관상 단면 영상에서의 특정 위치를 사용자가 선택하여 3차원적으로 정합 영상을 분석할 수 있도록 설계하였다. 본 연구에서 개발한 모든 프로그램은 IDL5.5 (RSI, 미국)를 사용하여 작성하였고, Window 운영체제의 일반 PC(CPU: 1.6 GHz, RAM: 512 MB)에서 수행되었다.

6. 개발 정합 프로그램의 타당성 검증

본 연구에서 개발한 영상 정합 프로그램의 타당성을 검증하기 위해 CT, MRI, SPECT 영상에 소프트웨어적으로 임의의 변환(회전, 이동)을 가한 후, 정합 프로그램을 사용하여 정합된 결과와 원 영상에 가한 변환값과의 오차를 분석하였다. 영상의 회전은 $|x| \leq 5^\circ$, $|y| \leq 5^\circ$, $|z| \leq 20^\circ$, 범위에서 적용하였고, 이동은 $|x| \leq 10$ cm, $|y| \leq 10$ cm, $|z|$

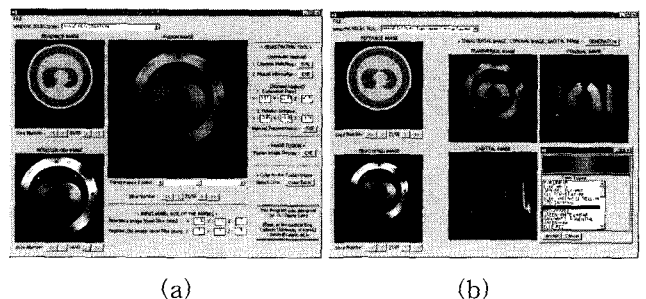


Fig. 2. GUI of the developed registration program: (a) window for image registration, (b) window for analysis of registered images.

≤5 cm 범위의 값을 적용하여, 총 5번의 서로 다른 조건에서 정합을 수행한 후, 그 결과를 분석하였다.

7. 영상 특성별 정합 알고리즘 적용 및 결과분석

서로 다른 특성을 갖고 있는 다중영상들간의 정합에 있어 최적의 정합 방법을 도출하고자 다수의 영상정합을 수행한 후, 그 결과를 비교, 분석하였다. 먼저, 각 modality에서 획득한 팬텀 영상들의 정합(CT-MRI, CT-SPECT)을 수행하고, 정합 결과의 정확도를 분석하였다. 그 다음으로 정합 대상 영상인 MRI, SPECT 영상을 프로그램

타당성 검증 방법의 경우와 동일한 범위 내에서 5가지 경우에 대해, 임의의 값으로 회전, 이동 시킨 후, 이를 기준 영상인 CT와 정합하여 그 정합 오차를 분석하였다. 마지막으로 영상자료에 Fig. 3과 같이 3가지 형태로 영상자료의 일부분을 제거한 후, 이 손상된 영상을 5가지 경우에 대해 임의로 회전, 이동시킨 다음, 다시 정합을 수행하여 그 정확도를 분석하였다. 이 과정에서 정합대상 영상인 MRI, SPECT영상을 손상시킨 경우와 기준 영상인 CT영상을 손상시켰을 경우 각각에 대한 분석도 함께 수행하였다.

결 과

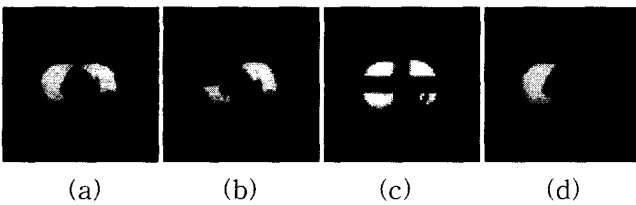


Fig. 3. Three different patterns for degrading image data to evaluate the effects of loss of image data on the registration accuracy. (a) Original image data. (b) Degraded image data with Pattern I (loss of right upper part). (c) Degraded image data with Pattern II (loss of middle cross part). (d) Degraded image data with Pattern III (loss of left part).

본 연구에서 개발한 정합 프로그램의 타당성 분석 결과 (Table 1), chamfer matching의 경우, 정합 오차 절대값의 평균이 회전 각도는 1.05° (CT), 1.05° (MRI), 1.48° (SPECT)였으며, 이동 거리가 1.23 mm (CT), 1.52 mm (MRI), 2.21 mm (SPECT)였다. Mutual information의 경우, 회전각도가 0.63° (CT), 0.66° (MRI), 0.51° (SPECT)였으며, 이동 거리는 0.85 mm (CT), 0.83 mm (MRI), 1.02 mm (SPECT)였다. 이와 같이 본 연구에서 개발한 정합 프로그램은 두 영상 정합 방법 모두를 정확

Table 1. The registration error calculated in the feasibility study of the developed registration program (mean±S.D.)

Registration Method	Registered Images	Translation Error (mm)			Rotation Error (deg.)		
		Δt_x	Δt_y	Δt_z	$\Delta \theta_x$	$\Delta \theta_y$	$\Delta \theta_z$
chamfer matching	CT-CT*	0.60±1.66	-0.86±1.40	0.88±0.93	0.66±0.81	0.84±1.47	0.38±1.08
	MRI-MRI*	-0.42±2.48	-0.98±1.91	-0.52±1.32	-0.18±1.50	0.72±1.16	0.06±0.96
	SPECT-SPECT*	2.46±2.17	1.56±3.16	-0.30±0.95	1.08±1.10	-0.58±2.30	0.74±1.26
mutual information	CT-CT*	0.34±0.76	-0.16±1.36	0.56±0.79	0.56±0.62	-0.24±1.10	0.08±0.26
	MRI-MRI*	-0.06±1.02	0.66±0.56	0.68±0.69	0.56±0.80	-0.12±0.83	0.26±0.43
	SPECT-SPECT*	0.66±1.00	0.28±1.00	-0.60±0.97	0.22±0.77	0.36±0.60	0.08±0.45

*represents the image data which are transformed with some distance and angles

Table 2. The errors of registration between the different image according to the registration algorithm

Registration Method	Registered Images	Translation Error (mm)			Rotation Error (deg.)		
		Δt_x	Δt_y	Δt_z	$\Delta \theta_x$	$\Delta \theta_y$	$\Delta \theta_z$
chamfer matching	CT-MRI	1.81	-2.86	-0.60	1.47	0.67	3.10
	CT-SPECT	2.31	-5.72	1.30	-1.90	2.42	-1.72
mutual information	CT-MRI	-0.03	-0.58	-0.71	0.35	2.05	0.34
	CT-SPECT	1.66	1.10	0.12	-0.26	1.72	0.01

Table 3. The average of absolute error values in the image registration works between CT data and transformed MRI and SPECT data calculated in chamfer matching method and mutual information method

Registration Method	Registered Images	Translation Error (mm)			Rotation Error (deg.)		
		Δt_x	Δt_y	Δt_z	$\Delta \theta_x$	$\Delta \theta_y$	$\Delta \theta_z$
chamfer matching	CT-MRI	2.34	2.02	1.34	1.30	1.86	0.90
	CT-SPECT	2.32	3.04	2.18	2.38	2.86	1.96
mutual information	CT-MRI	1.18	1.22	0.94	1.20	1.24	0.78
	CT-SPECT	1.22	1.28	1.08	1.48	1.42	1.36

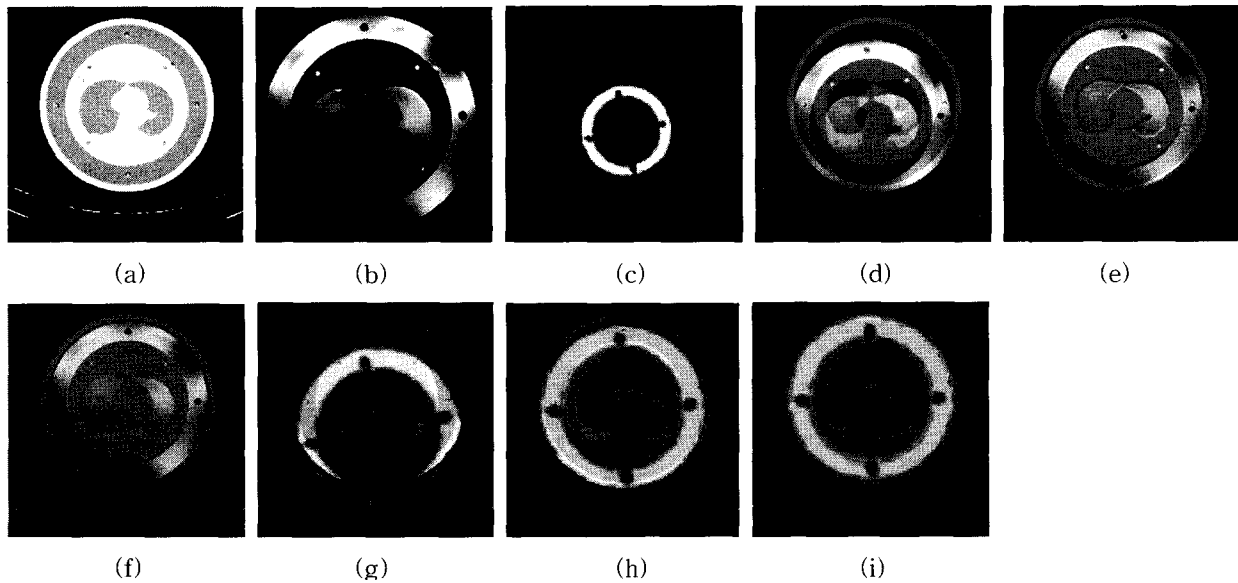


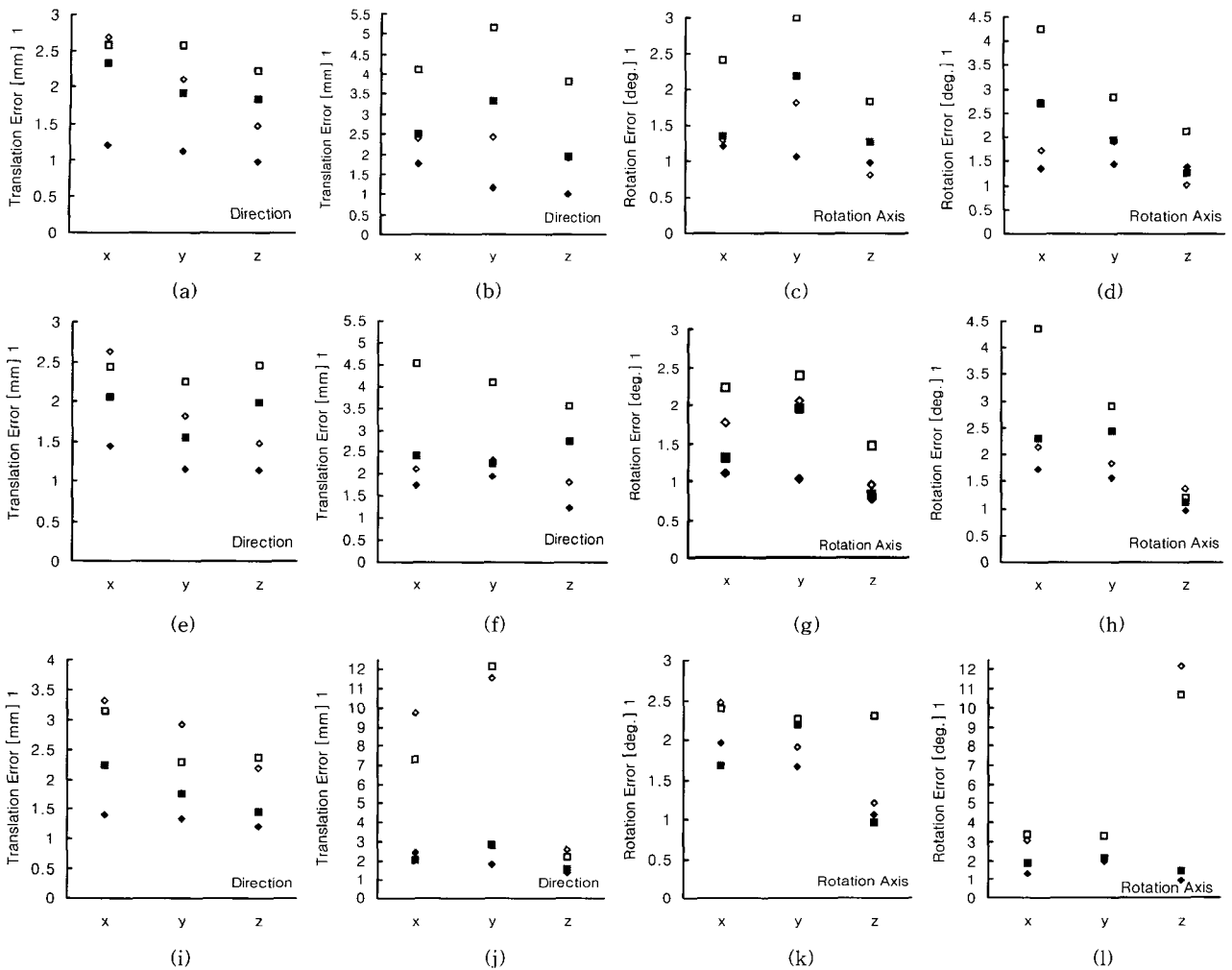
Fig. 4. Illustration of the results of the registration between the different modality (CT, MRI, SPECT) images of lung phantom. (a) One slice of CT data. (b) One slice of the original MR data. (c) One slice of the original SPECT data. (d) CT image fused with unregistered original MR image. (e) CT image fused with registered MR image using chamfer matching method. (f) CT image fused with registered MR image using mutual information method. (g) CT image fused with unregistered original SPECT image. (h) CT image fused with registered SPECT image using chamfer matching method. (i) CT image fused with registered SPECT image using mutual information method.

하게 구현하여 영상정합 분석에 사용할 수 있는 프로그램으로 유용성 및 타당성이 입증되었다.

서로 다른 modality 영상간 정합 결과, Table 2에서 볼 수 있듯이 mutual information 방법을 적용하였을 경우, chamfer matching 방법보다 더 정확한 정합 결과를 도출하였으며, 특히, SPECT와 같이 해상도가 낮은 영상 정합의 경우 상대적으로 더 큰 정확도를 보였다. Fig. 4는 CT-MRI, CT-SPECT 영상정합 결과의 예를 도시한 것으로 정합 전과 각 정합 방법을 적용하였을 경우 정합된 영상을 정성적으로 분석할 수 있음을 보여준다. MRI, SPECT 영상을 일정 범위내에서 임의로 회전, 이동시킨 후, CT 영상과 정합을 수행하여 오차를 분석한 결과는

Table 3과 같다.

영상 정보의 일부 제거를 통해 손상된 영상들을 대상으로 한 각 정합 알고리즘별 적용 결과는 Fig. 5의 그래프와 같다. 전반적인 정합 결과는 Table 3의 결과에서와 유사하게 CT-MRI 정합시 CT-SPECT 정합 경우보다 정확도가 더 높았으며, mutual information 방법이 chamfer matching 방법보다 더 좋은 정확도를 보였다. chamfer matching 방법을 적용하였을 경우, 정합 대상 영상인 MRI, SPECT 영상의 손상시 정합 오차가 허용할 만한 범위내에서 약간 증가하였지만, 기준 영상인 CT영상의 손상시 오차가 상대적으로 더 증가하였고, 특히, 50%의 영상정보를 제거한 pattern III의 경우, 큰 오차의



□ represents CT-SPECT registration with chamfer matching method. ■ represents CT-SPECT registration with mutual information method. ◇ represents CT-MRI registration with chamfer matching method. ◆ represents CT-MRI registration with mutual information method.

Fig. 5. Translation and rotation errors of registration between the CT data and MRI, SPECT data. (a), (c) Errors in degraded image (MRI, SPECT) with pattern I. (b), (d) Errors in degraded image (CT) with pattern I. (e), (g) Errors in degraded image (MRI, SPECT) with pattern II. (f), (h) Errors in degraded image (CT) with pattern II. (i), (k) Errors in degraded image (MRI, SPECT) with pattern III. (j), (l) Errors in degraded image (CT) with pattern III.

증가를 보였다

고찰 및 결론

본 연구에서는 의학영상 정합에 있어 대표적인 방법으로 chamfer matching 방법과 mutual information 방법을 선택하여 여러 분석 과정을 거쳐 영상 특성에 따라 좀 더 정확한 정합 결과를 도출할 수 있는 방법을 제시하고자 하였다. 본 연구의 전반적인 정합 결과에서 mutual information 방법이 chamfer matching 방법보다 정확한

결과를 보였다. 이와 같은 결과는 chamfer matching 방법 구현시 선행되어야 하는 contour 추출이라는 제한 요소에 기인한 것으로 해석될 수 있다. 즉, mutual information의 경우, 영상을 구성하고 있는 화소값 전부를 정합과정에 사용하는 데 비해 chamfer matching의 경우, 정합 대상물의 contour만을 추출하여 그 구성 점들만으로 정합을 수행하므로, 정합과정에 사용되는 기준 자료의 양적 측면이나 contour 추출의 정확도라는 추가적인 제한 요소 측면에서 mutual information 방법이 좀 더 정확한 정합 결과를 도출한 것으로 사료된다. 이러한 contour 정

보의 정확한 추출에 영향을 줄 수 있는 요인들 중 하나가 정합하고자 하는 영상의 해상도이며, 이러한 해상도의 차이는 정합하고자 하는 각 영상들에서 추출한 contour 점들의 형태와 위치의 상호 연관성에 문제점을 야기하여 정합 결과의 오차를 증가시키게 된다. 본 연구에서 사용한 CT와 MRI영상의 해상도는 각각 0.66 mm/pixel, 1.0 mm/pixel 이었고, SPECT영상의 경우 4.795 mm/pixel의 해상도였다. 이 해상도의 차이가 CT-MRI 정합보다 CT-SPECT 정합에서 chamfer matching 방법이 mutual information 방법에 비해 정합 오차를 상대적으로 더 크게 증가시킨 것으로 생각된다.

일부 영상 자료값을 제거하여 손상시킨 영상들의 정합을 수행하여 각 정합 방법에서 영상 손상에 의한 영향을 분석하였다. 본 연구 결과에서 볼 수 있듯이, 정합대상 영상인 MR영상 및 SPECT영상이 손상된 경우 약간의 증가된 오차를 보이긴 하였지만, 두 정합 방법 모두에서 비교적 정확한 결과를 도출하였다. 이와는 달리 정합시 기준이 되는 CT영상이 손상된 경우, 조금 더 증가한 정합 오차를 보였으며, 특히 손상정도가 전체 영상의 50%로 심한 pattern III의 경우, chamfer matching 방법에서 상당한 오차를 보였다. 이를 통해, 각 영상에서 전체적으로 정확한 형태의 상호 연관성을 가진 contour 추출이 선행된다면, 추출된 contour 정보의 경미한 손실 및 변동은 chamfer matching 방법에서 심각할 정도의 정합 오차를 유발하지는 않는 것으로 해석할 수 있다. 그러나, 정합시 기준이 되는 영상의 contour 추출이 정합 오차에 보다 민감한 영향을 주는 점도 고려할 때, chamfer matching 방법에서 정확한 contour 정보의 추출은 항상 먼저 고려되어야 하는 중요한 과정으로 사료된다.

위와 같은 결과들을 통해 다중영상간 정합시 mutual information 방법이 영상특성에 큰 영향 없이 조금 더 정확한 결과를 도출하여 chamfer matching 방법보다 좀 더 우수한 영상 정합 방법임을 확인할 수 있었다. 다만, mutual information 방법은 전체 영상자료를 대상으로 정합을 수행하므로 계산소요 시간이 일반적으로 chamfer matching 방법보다 더 길다는 단점이 있지만, 이는 컴퓨터 성능 향상으로 인한 연산속도 개선이 가능하다는 점과 chamfer matching 방법시 정확한 contour 추출과정에서 사용자 작업등으로 소요될 수 있는 추가 시간등을 고려할 때, 큰 문제점은 아니라고 사료된다. 실제 본 연구에서 개

발한 정합 프로그램을 사용하여 256×256×30 크기의 영상들 정합시 chamfer matching 방법은 2.5분, mutual information 방법은 약 4분의 계산시간이 소요되었으며, 본 연구에서 사용한 팬텀영상과 달리 복잡한 해부학적 요소로 구성된 실제 인체 영상에서 정합 대상 기관의 정확한 추출에는 많은 경우 사용자가 직접 contour 정보를 생성할 수 있게 된다. 이러한 점들을 고려하여 chamfer matching 방법은 contour 추출 과정이 용이하고 정확하게 추출할 수 있는 경우에 사용하면 비교적 정확하고 효율적인 영상 정합 방법으로 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서 개발한 다중영상 획득용 팬텀은 Mutic 등¹⁶⁾의 논문에서와 같이, 방사선치료계획장치에 내장되어 있는 영상정합 프로그램의 정도관리에 활용될 수 있을 것으로 생각되며, 향후, 본 연구에서 도출한 정합 연구 결과들을 실제 임상 사례에 적용하여 효과적인 다중영상의 활용을 통한 중앙부위 설정의 정확도를 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Sailer SL, Rosenman JG, Soltys M, Cullip TJ, Chen J: Improving treatment planning accuracy through multimodality imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 35:117-124 (1996)
2. Rosenman JG, Miller EP, Tracton G, Cullip TJ: Image registration: An essential part of radiation therapy treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40:197-205 (1998)
3. Ling CC, Humm J, Larson S, Amols H, Fuks Z, Leibel S, Koutcher JA: Towards multidimensional radiotherapy (MD-CRT): Biological Imaging and Biological conformality. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 47:551-560 (2000)
4. Mongioj V, Brusa A, Loi G, Pignoli E, Gramaglia A, Scorsetti M, Bombardieri E, Marchesini R: Accuracy evaluation of fusion of CT, MR, and SPECT images using commercially available software packages (SRS PLATO and IFS). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 43:227-234 (1998)
5. Dhawan AP, Arata LK, Levy AV, Mantil J: Iterative principal axes registration method for analysis of MR-PET brain images. *IEEE Trans Biomed Eng* 42:1079-1087 (1995)
6. Herk MV, Kooy HM: Automatic three-dimensional

- correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. *Med Phys* 21:1163-1178 (1994)
7. Cai J, Chu JC, Recine D, Sharma M, Nguyen C, Rodebaugh R, Saxena VA, Ali AA: CT and PET lung image registration and fusion in radiotherapy treatment planning using the chamfer matching method. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 43:883-891 (1999)
 8. Kwa SL, Theuws JC, Herk MV, Damen EM, Boersma LJ, Bass P, Muller SH, Lebesque JV: Automatic three-dimensional matching of CT-SPECT and CT-CT to localiz lung damage after radiotherapy. *J Nucl Med* 39:1074-1080 (1998)
 9. Collignon A, Maes F, Delaere D, Vandermeulen D, Suetens P, Marchal G: Automated multimodality image registration using information theory. *Proc SPIE* 2359:263-274 (1994)
 10. Munck JC, Verster FC, Dubois EA, Habrakent JB, Boltjes B, Claus JJ, Herk MV: Registration of MR and SPECT without using external fiducial markers. *Phys Med Biol* 43:1255-1269 (1998)
 11. Khoo VS, Adams EJ, Saran F, Bedford JL, Perks JR, Warrington AP, Brada M: A comparison of clinical target volumes determined by CT and MRI for the radiotherapy planning of base of skull meningiomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 46:1309-1317 (2000)
 12. Fei B, Wheaton A, Lee Z, Duerk JL, Wilson DL: Automatic MR volume registration and its evaluation for the pelvis and prostate. *Phys Med Biol* 47: 823-838 (2002)
 13. Barrow HG, Tenenbaum JM, Bolles RC, Wolf HC: Parametric correspondence and chamfer matching. *Proceedings of the 5th International Joint Conference on Artificial Intelligence*. 1977, Cambridge, pp. 659-663
 14. Bernon JL, Boudousq V, Rohmer JF, Fourcade M, Zanca M, Rossi M, Mariano-Goulart D: A comparative study of Powell's and Downhill Simplex algorithms for a fast multimodal surface matching in brain imaging. *Comput Med Imaging Graph* 25:287-297 (2001)
 15. Studholme C, Hill DL, Hawkes DJ: Automated three-dimensional registration of magnetic resonance and positron emission tomography brain images by multiresolution optimization of voxel similarity measures. *Med Phys* 24:25-35 (1997)
 16. Mutic S, Dempsey JF, Bosch WR, Low DA, Drzymala RE, Chao KS, Goddu M, Cutler PD, Purdy JA: Multimodality image registration quality assurance for conformal three-dimensional treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 51:255-260 (2001)

A Study on the Image Registration Algorithms for the Accurate Application of Multimodality Image in Radiation Treatment Planning

Ju Young Song*, Tae Suk Suh*, Hyoung Koo Lee*
Bo Young Choe* and Sei Chul Yoon†

**Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea*

†*Department of Radiation Oncology, Kangnam St. Mary's Hospital, Seoul, Korea*

There have been many studies on the application of the reciprocal advantages of multimodality image to define accurate target volume in the process of radiation treatment planning. For the proper use of the multimodality images, the registration works between different modality images should be performed in advance. In this study, we selected chamfer matching method and mutual information method as most popular methods in recent image registration studies considering the registration accuracy and clinical practicality. And the two registration methods were analyzed to deduce the optimal registration method according to the characteristics of images. Lung phantom of which multimodality images could be acquired was fabricated and CT, MRI and SPECT images of the phantom were used in this study. We developed the registration program which can perform the two registration methods properly and analyzed the registration results which were produced by the developed program in many different images' conditions. Although the overall accuracy of the registration in both chamfer matching method and mutual information method was acceptable, the registration errors in SPECT images which had lower resolution and in degraded images of which data were removed in some part were increased when chamfer matching method was applied. Especially in the case of degraded reference image, chamfer matching methods produce relatively large errors compared with mutual information method. Mutual information method can be estimated as more robust registration method than chamfer matching method in this study because it did not need the prerequisite works, the extraction of accurate contour points, and it produced more accurate registration results consistently regardless of the images' characteristics. The analysis of the registration methods in this study can be expected to provide useful information to the utilization of multimodality images in delineating target volume for radiation treatment planning and in many other clinical applications.

Key words : Multimodality image, Image registration, Chamfer matching, Mutual information