

# 지역적 거리전파를 이용한 자동 폐 정합

## (Automatic Lung Registration using Local Distance Propagation)

이 정 진 <sup>†</sup>    홍 헬 렌 <sup>\*\*</sup>    신 영 길 <sup>\*\*\*</sup>  
 (Jeongjin Lee)    (Helen Hong)    (Yeong Gil Shin)

**요약** 본 논문에서는 동일 환자에 대하여 시간차를 두고 촬영한 복부 CT 영상에서 환자의 움직임에 따른 두 영상 간 차이를 보정하기 위하여 지역적 거리전파를 이용한 자동 폐 정합 방법을 제안한다. 본 제안방법은 다음과 같은 세 단계로 구성된다. 첫 번째, 일련의 두 볼륨데이터에서 폐 경계를 추출한 후, 폐를 포함하는 최적경계볼륨을 생성하여 초기정합을 수행한다. 두 번째, 초기에 촬영한 볼륨데이터에서 지역적 거리전파를 이용하여 폐 경계로부터 3차원 거리맵을 생성한다. 세 번째, 선택적 거리 측정을 통해 두 경계 간에 거리차가 최소인 위치로 영상을 정합한다. 실험으로 3명의 환자 데이터에 대하여 영상정합을 하였고, 기존의 챔퍼매칭 정합 방법과 수행속도와 견고성 측면에서 비교 평가하였다. 본 제안방법은 지역적 거리전파를 사용하여 생성된 3차원 거리맵을 이용한 선택적 거리측정을 통하여 최적의 위치로 빠르고 견고하게 정합된다.

**키워드** : 의료영상, 영상정합, 강제정합, 거리변환, 최적화

**Abstract** In this paper, we propose an automatic lung registration technique using local distance propagation for correcting the difference between two temporal images by a patient's movement in abdomen CT image obtained from the same patient to be taken at different time. The proposed method is composed of three steps. First, lung boundaries of two temporal volumes are extracted, and optimal bounding volumes including a lung are initially registered. Second, 3D distance map is generated from lung boundaries in the initially taken volume data by local distance propagation. Third, two images are registered where the distance between two surfaces is minimized by selective distance measure. In the experiment, we evaluate a speed and robustness using three patients' data by comparing chamfer-matching registration. Our proposed method shows that two volumes can be registered at optimal location rapidly, and robustly using selective distance measure on locally propagated 3D distance map.

**Key words** : Medical imaging, Image registration, Rigid transformation, Distance transform, Optimization

## 1. 서론

최근 폐암 환자의 증가로 인해 폐암 조기 진단의 필

요성이 증가되고 있다. 이를 위하여 1, 3, 6, 12개월 등의 시간차를 두고 촬영한 일련의 복부 CT 영상에서 폐 종양의 변이 분석이 효율적으로 이루어져야 한다. 그러나 환자 데이터가 방대해지고, 환자의 움직임에 따른 영상 간 차이로 인해 이러한 분석을 수작업으로 수행하는 데 어려움이 있다. 이를 해결하기 위하여 일련의 복부 CT 영상에서 변화가 적은 폐 경계를 추출하여 이를 자동으로 정합하여 폐종양의 변이 분석을 자동화하는 것이 필요하다.

자동 폐 정합에 대한 기존 연구는 다음과 같다. Be-tke[1-3]는 해부학적 특징부위를 템플릿 매칭(template matching)을 통해 정합한 후, 폐 경계점 간에 ICP (Iterative Closest Point) 방법을 통하여 폐 경계면을

· 본 논문은 2004년도 두뇌한국21 사업과 서울대학교 컴퓨터연구소의 지원으로 연구되었음

· 본 논문에서 사용한 임상데이터 제공 및 의학적 검토를 진행해주신 서울대학교 분당병원 진단방사선과 이경원 교수님께 감사드립니다.

† 학생회원 : 서울대학교 컴퓨터공학부

jilee@cglab.snu.ac.kr

\*\* 상 의 원 : 서울대학교 컴퓨터공학부 BK 교수

hlhong@cse.snu.ac.kr

(Corresponding author)

\*\*\* 종신회원 : 서울대학교 컴퓨터공학부 교수

yshin@cglab.snu.ac.kr

논문접수 : 2004년 6월 19일

심사완료 : 2004년 11월 2일

자동 정합하였다. 이 방법은 초기정합 시 기관지, 흉골, 척추 등과 같은 해부학적 특징부위를 추출하고, 폐 경계점들의 대응 관계 계산에 많은 시간이 소요되는 문제점이 있다. Hong[4]은 Betke 방법의 문제점을 개선하기 위하여 다단계 ICP 방법을 제안하였다. 이 방법은 중간 대응점 계산에 의한 다단계 ICP 방법을 사용하여 정확성은 증가하였으나 중간 대응점 계산으로 인해 많은 계산시간이 소요된다. Mullay[5]는 다수의 기준들을 사용하여 폐중앙 간 정합을 수행하였으나, 폐중앙 추출이 정확해야 하고, 최적화 과정에서 다수의 기준들을 계산하고, 평가해야 하므로 수행에 많은 시간이 소요된다. Gurcan[6]은 흉골과 같은 해부학적 정보를 이용하여 MIP(Maximum Intensity Projection) 영상 간 정합을 제안하였으나, MIP 영상은 전체 볼륨의 2차원 투영 정보만을 가지고 있으므로 정확한 정합이 어렵다. Zhang[7]은 복식 간 밝기 차이를 기준으로 유사성을 측정하는 최대적합변위(Best Match Displacement)를 사용한 비강체 폐 정합을 제안하였고, Fan[8-10]과 Dougherty[11]는 유사성을 측정하는 질량 보존식을 평가함수로 하여 비강체 폐 정합을 제안하였다. 비강체 정합의 경우 부분적 변이에 대하여 보정이 가능하나 복잡한 수식의 반복적 계산으로 수행시간이 많이 소요된다. 기존 연구를 종합적으로 정리해 보면, 해부학적 정보를 이용한 초기정합의 경우 특징부위의 정확한 추출이 어렵고, 추출에 많은 시간이 소요되며, 비강체 정합의 경우 복잡한 평가 함수의 반복적 계산에 많은 시간이 소요된다.

이와 같은 문제점들을 해결하기 위하여 본 논문에서는 기관지, 흉골, 척추 등과 같은 해부학적 특징부위 추출이 필요 없는 최적경계볼륨(optimal bounding volume)을 이용한 초기정합과 지역적 거리전파를 이용한 빠르고, 견고한 영상정합 방법을 제안한다. 본 제안 방법은 다음과 같은 세 단계로 구성된다. 첫 번째, 일련의 복부 CT 영상에서 각각 폐 경계를 추출한 후, 추출된 폐를 포함하는 최적경계볼륨을 이용하여 초기정합을 수행한다. 두 번째, 초기에 촬영된 볼륨데이터의 폐 경계로부터 지역적 거리전파를 이용하여 3차원 거리맵을 생성한다. 세 번째, 선택적 거리 측정을 통해 두 경계 간 거리차이가 최소인 위치로 영상을 정합한다. 실험으로 3명의 환자 데이터에 대하여 영상정합을 하였고, 기존의 챔퍼매칭(chamfer matching) 정합 방법과 수행속도와 견고성 측면에서 비교 평가하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 최적경계볼륨을 이용한 초기정합과 지역적 거리전파를 이용한 강제 정합 방법을 설명하고, 3장에서는 일련의 복부 CT 영상에 본 방법을 사용한 정합 결과를 제시하며, 육안 평가, 수행시간 및 견고성 측면에서 분석 결과를 제시한

다. 마지막으로 4장에서 본 논문에서 제안한 지역적 거리전파를 이용한 영상정합 방법에 대한 결론을 맺는다.

## 2. 자동 폐 정합

본 논문에서는 동일 환자에 대해 시간차를 두고 촬영한 일련의 복부 CT 영상에 그림 1과 같이 지역적 거리전파를 이용한 영상정합 방법을 제안한다. 시간  $t = T_1$ 에 얻어진 볼륨데이터를 템플릿 볼륨(template volume), 시간  $t = T_1 + dt$ 에 얻어진 볼륨데이터를 타겟 볼륨(target volume)이라고 한다. 두 볼륨데이터로부터 하이브리드 접근기법을 이용하여 추출된[12] 폐 경계를 입력으로 받아 폐 경계에 1의 값을 할당하는 이진볼륨데이터로 저장한다. 이 데이터에서 폐 경계 전체를 포함하는 최적경계볼륨을 생성하여 초기정합을 수행함으로써 두 영상 간 전역적 이동변위 차이를 보정한다. 템플릿 볼륨에 대하여 지역적 거리전파를 통해 3차원 거리맵을 생성하고, 선택적 거리측정에 의한 최적화 과정을 통해 타겟 볼륨과 정합한다. 마지막으로 볼륨렌더링 기법[13]을 이용하여 템플릿 볼륨과 변환된 타겟 볼륨을 가시화한다.

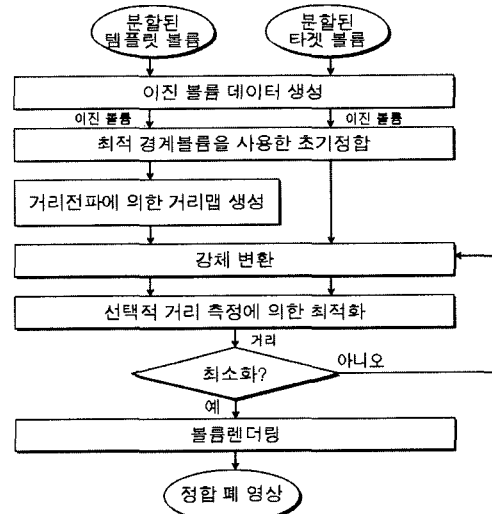


그림 1 지역적 거리전파를 이용한 자동 폐 정합 단계

본 논문에서는 위 단계를 수행하기 위하여 다음과 같은 일반적인 두 가지 가정을 한다. 첫째, 복부 CT 영상은 환자의 최대 호흡 시 촬영된다. 둘째, 복부 CT 영상은 폐 영역을 전부 포함한다. 이와 같은 가정 하에 일련의 복부 CT 영상에서 폐 영역을 정합하고자 할 때, 수행시간이 오래 걸리는 비강체 정합보다 강제 정합이 적합하다. 따라서 본 논문에서는 자동 폐 정합을 위하여

x, y, z축 이동과 x, y, z축에 대한 회전을 고려하는 강제변환을 사용한다.

2.1 최적경계볼륨을 사용한 초기정합

일련의 복부 CT 영상에서 폐 경계면의 위치는 CT 촬영 프로토콜, 환자의 자세에 따라 많은 영향을 받는다. 따라서 초기정합을 통하여 전역적 보정이 필요하다. 이를 위하여 대부분 기존 연구에서는 흉골, 기관지, 척추 등과 같은 해부학적 특징부위들을 이용하여 초기정합을 시도하였다. 이러한 초기정합 방법은 정확한 특징부위 추출에 수행시간이 많이 소요된다. 본 논문에서는 전역적 이동 변이를 보정하고, 초기정합 시 수행시간을 효과적으로 단축하기 위하여 최적경계볼륨을 이용한 초기정합 방법을 제안한다.

이를 위하여 템플릿 볼륨과 타겟 볼륨으로부터 추출된 폐 경계로부터 이진볼륨데이터를 생성한다. 이 때, 폐 경계는 1로 그 외의 부분은 0으로 값을 할당한다. 이렇게 생성된 두 개의 이진볼륨데이터에서 폐 경계에 해당하는 점들을 방문하면서 점의 x, y, z축 최소, 최대값인  $x_{min}$ ,  $y_{min}$ ,  $z_{min}$ ,  $x_{max}$ ,  $y_{max}$ ,  $z_{max}$ 을 구하고,  $(x_{min}, y_{min}, z_{min})$ 과  $(x_{max}, y_{max}, z_{max})$ 를 꼭지점으로

하는 경계볼륨을 생성한다[14]. 정합과정에서의 기하학적 변환을 고려하여  $(x_{min} - d, y_{min} - d, z_{min} - d)$ 과  $(x_{max} + d, y_{max} + d, z_{max} + d)$ 를 꼭지점으로 하는 최적경계볼륨을 그림 2와 같이 생성한다.

그림 3은 최적경계볼륨을 사용한 초기정합의 효과를 나타낸 것으로 최적경계볼륨을 사용하면 원 볼륨으로부터 정합을 시도하는 것보다 전역적 이동 변이가 보정된 상태에서 정합을 수행하기 때문에 정합 계산시간을 단축하고, 국부최소에 수렴할 확률을 낮추어 견고하게 수렴한다.

2.2 지역적 거리전파에 의한 3차원 거리맵 생성

일반적으로 특정 위치로부터 표면까지의 거리 측정에는 챔퍼매칭[15-16]에 기반한 거리맵을 사용하여 계산된다. 챔퍼매칭은 유클리디안 거리 변환[17-19] 대신에 근사적인 거리 변환을 사용하여 거리맵을 생성함으로써 수행시간을 단축시킬 수 있으나, 정방향 마스크(forward mask)와 역방향 마스크(backward mask)를 사용하여 전체 볼륨 데이터를 두 차례 탐색하며 거리값을 계산하기 때문에 거리맵 생성 시간이 오래 걸린다.

본 논문에서 제안한 방법은 초기정합이 전역적 이동 변이를 보정하기 때문에 전체 볼륨 데이터에 대한 거리맵 생성이 불필요하다. 따라서 본 논문에서는 거리맵 생성 시간을 단축하기 위하여 주변 인접 영역에 대하여 지역적 거리전파를 수행한다. 그림 4는 지역적 거리전파에 의한 3차원 거리맵 생성을 도식화한 것으로 폐의 경계 복셀들을 방문하면서 경계의 인접 복셀들의 거리를 1로 할당한다. 이 때, 경계 복셀의 내부, 외부 여부에 관계없이 양수 거리값이 할당된다. 이와 같은 방식으로 유클리디안 거리 근사를 위하여 i번째 위치의 복셀의 거리전파된 거리값을 DP(i)라고 하면, 26-인접 영역을 고려하여 식 (1)과 같이 거리를 계산하여  $d_{max} - 1$ 까지의 거리값을 전파하면서 기존의 거리값과의 비교를 통하여 최소값을 할당한다. 값이 전파되지 않은 복셀들에 대해

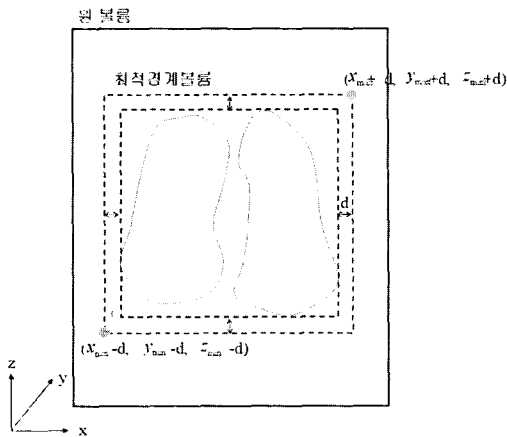
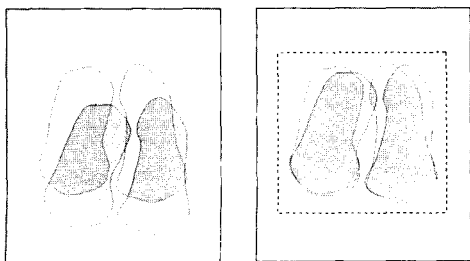


그림 2 최적경계볼륨 생성



(a) 원 볼륨 정합 (b) 최적경계볼륨 간 정합  
그림 3 최적경계볼륨을 이용한 초기정합의 효과

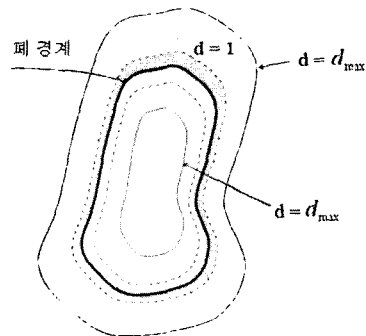


그림 4 지역적 거리전파에 의한 3차원 거리맵 생성

∞	∞	∞	∞	∞
∞	∞	∞	∞	∞
0	∞	∞	∞	∞
∞	0	∞	∞	∞
∞	∞	0	∞	∞

∞	∞	∞	∞	∞
1	1	∞	∞	∞
0	1	1	∞	∞
1	0	1	1	∞
1	1	0	1	∞

2	2	2	2	2
1	1	2	2	2
0	1	1	2	2
1	0	1	1	2
1	1	0	1	2

2	2	2	3	3
1	1	2	2	3
0	1	1	2	2
1	0	1	1	2
1	1	0	1	2

(a) 초기 상태

(b)  $d = 1$  전과

(c)  $d = d_{max}$  전과

(d) 챔퍼매칭

그림 5 거리맵 생성 과정과 챔퍼매칭과의 비교

서는  $d_{max}$ 의 거리를 할당한다.

$$DP(i) = \min(\min_{j \in \text{이웃}} DP(j) + 1, DP(i)) \quad (1)$$

그림 5는  $d_{max} = 2$ 인 거리맵 생성 과정과 챔퍼매칭에 의해 생성된 거리맵과의 비교 결과를 나타낸다. 그림 5(a)에서 경계 픽셀은  $d = 0$ 으로 그 외의 픽셀은  $d = \infty$ 의 값으로 초기화 된다. 그림 5(b)에서  $d = 0$ 인 픽셀들의 26-인접 픽셀들을 방문하여 식 (1)에 의해  $d = 1$ 로 거리를 전파한다. 그림 5(c)에서 나머지 픽셀들을 방문하여  $d = d_{max}$ 로 거리를 전파한다. 결과적으로 그림 5(d)의 챔퍼매칭과 비교했을 때, 전체 볼륨 데이터를 두 차례나 탐색할 필요가 없고,  $d > d_{max}$ 인 거리값을 갖는 픽셀에 대해 거리 계산이 필요가 없게 되어 거리맵 생성 시간이 단축된다.

그림 6은 이와 같은 방식으로 생성된 3차원 거리맵을 나타낸다. 흰색으로 표시된 면은 폐 경계를 나타내고, 경계로부터 내, 외부로 같은 거리값을 갖는 픽셀들은 동일한 색상으로 표시되었다.

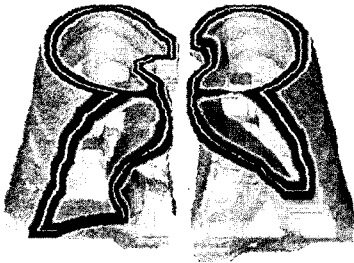


그림 6 3차원 거리맵의 생성 결과

### 2.3 선택적 거리 측정에 의한 최적화

템플릿 볼륨과 타겟 볼륨의 경계면의 유사성을 측정하기 위해서 거리값이 평가함수로 사용된다. 기존 방법에서는 거리 측정을 위해서 거리맵 전체에 대하여 거리 차이를 계산하여 유사성을 측정하였다. 본 논문에서는 입력으로 받은 분할된 폐 경계를 포함하는 폐 경계면에

인접한 영역의 거리 차이의 평균을 이용하여 유사성을 측정함으로써 볼륨데이터 전체 영역이 아니라 선택 영역에 한하여 거리 측정을 수행함으로써 계산시간이 단축된다.

평가함수는 타겟 볼륨이 템플릿 볼륨과 정렬되면 최소의 값을 갖는 거리차이의 절대값의 평균(Average of Absolute Distance Difference)으로 식 (2)와 같다.

$$AADD = \frac{1}{N_C} \sum_{i=0}^{N_C-1} |P_{template}(i) - P_{target}(i)| \quad (2)$$

이 때  $N_C$ 는 폐 경계점의 총 개수이고,  $P_{target}(i)$ 는 타겟 볼륨에서  $i$ 번째 폐 경계점의 위치를 나타낸다.  $P_{template}(i)$ 는 템플릿 볼륨에서 타겟 볼륨의  $P_{target}(i)$ 와 대응되는 폐 경계점의 위치를 나타낸다.

그림 7은 평가함수 계산 과정을 나타낸다. 0으로 표시된 타겟 영상의 폐 경계면을 템플릿 영상으로 변환시켜 해당 위치의 거리맵의 거리값을 참조하면, 0의 거리값을 갖는 템플릿 영상의 폐 경계면으로부터의 거리를 계산할 수 있다. 변환이 동일 변환(identity transformation)이라고 가정하면, 타겟 영상의 네 개의 폐 경계점들은 템플릿 영상에서 회색으로 표시된 위치로 변환된다. 이 때 이 점들은 각각 2의 거리값을 갖고, 거리맵에서의 거리값은 해당 영상 내의 경계로부터의 최단 거리값을 의

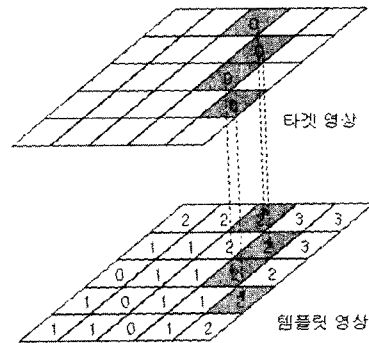


그림 7 평가함수 계산 과정

미하므로 이 값들은 템플릿 영상의 폐 경계면으로부터의 거리가 된다. 이 때, 평가함수 AADD는 이 네 값들의 평균인 2가 되고, 이것은 타겟 볼륨의 폐 경계면이 템플릿 볼륨의 폐 경계면에 평균 2정도의 거리로 떨어져 있다는 것을 의미한다. 이 때 타겟 볼륨의 폐 경계점이 템플릿 볼륨의 격자에 정확히 투영이 되지 않을 경우 최 근접 이웃 보간법(nearest neighbor interpolation)을 사용하여 가장 가까운 위치의 템플릿 볼륨의 격자의 거리값을 사용한다.

본 논문에서 정합을 위한 변환함수는 x축 방향 이동 벡터( $T_x$ ), y축 방향 이동 벡터( $T_y$ ), z축 방향 이동 벡터( $T_z$ )와 x축 중심 회전 벡터( $R_x$ ), y축 중심 회전 벡터( $R_y$ ), z축 중심 회전 벡터( $R_z$ )로 이루어진다. 먼저 타겟 볼륨의 중심점( $C_{target}$ )을 원점으로 이동시키고 회전 벡터와 이동 벡터 순으로 변환을 수행하며, 템플릿 볼륨의 중심점( $C_{template}$ )으로 이동시켜 식 (3)과 같이 변환한다.

$$\text{변환함수}(V_{template}) = \tag{3}$$

$$R_x R_y R_z (V_{template} - C_{template}) + T + C_{target}$$

시간에 따른 폐의 변형이 거의 없다고 가정하였고, 최적경계볼륨을 이용하여 초기정합이 이루어지기 때문에 변환함수에서 식 (4)와 같이 이동 벡터의 변위를 제한하여 선택적으로 거리를 측정할 수 있다. 이동 벡터의 변위가 제한되기 때문에 정합 계산시간이 단축된다. 공간 탐색을 위하여 파워(Powell) 방법[20]을 적용하여 빠른 시간 안에 최적의 위치로 수렴하도록 한다.

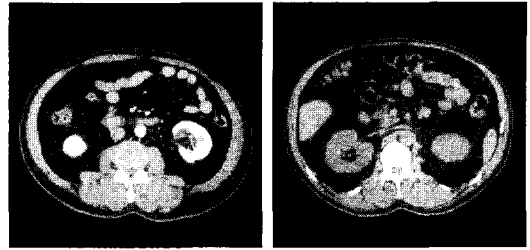
$$|T_x| \leq d_{max}, |T_y| \leq d_{max}, |T_z| \leq d_{max} \tag{4}$$

### 3. 실험 및 결과

본 실험은 3.4GHz CPU와 1.0GB 메모리를 장착한 펜티엄IV PC에서 수행하였다. 표 1은 실험을 위하여 세 명의 폐암 환자에 대하여 1, 2개월 간격으로 촬영한 복부 CT 영상 정보를 나타낸 것이다. 모든 환자에 대해서 이전영상과 이후영상에서 슬라이스 수와 픽셀크기가 다르기 때문에 정합이 필요하다.

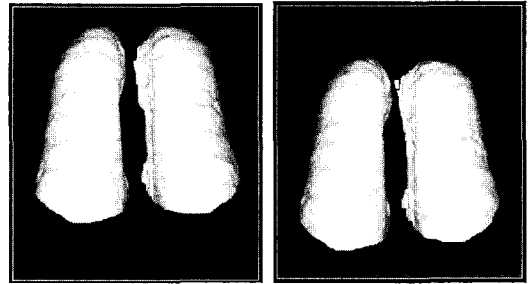
표 1 실험 데이터

		영상크기	슬라이스 수	픽셀크기	슬라이스 두께
환자 1	이전영상	512×512	358	0.64×0.64	2.0
	이후영상	512×512	316	0.66×0.66	2.0
환자 2	이전영상	512×512	270	0.57×0.57	2.0
	이후영상	512×512	270	0.55×0.55	2.0
환자 3	이전영상	512×512	407	0.62×0.62	2.0
	이후영상	512×512	454	0.64×0.64	2.0



(a) 이전 복부 CT 영상

(b) 이후 복부 CT 영상



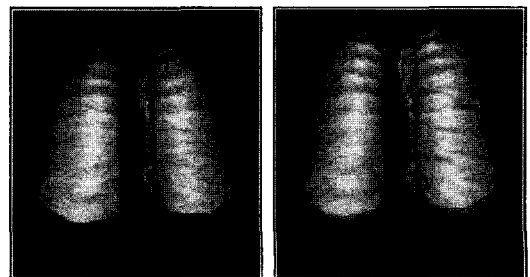
(c) 이전 복부 CT 볼륨렌더링 영상

(d) 이후 복부 CT 볼륨렌더링 영상

그림 8 실험 영상 (환자 1)

그림 8은 환자 1에 대하여 처음 촬영한 복부 CT 영상(이하 “이전영상”)과 1개월 후에 촬영한 복부 CT 영상(이하 “이후영상”)의 첫 번째 슬라이스 영상과 전체 슬라이스의 볼륨렌더링 영상이다. 그림에서 z 방향으로의 폐의 위치 차이가 크고, 첫 번째 슬라이스 영상이 다르다.

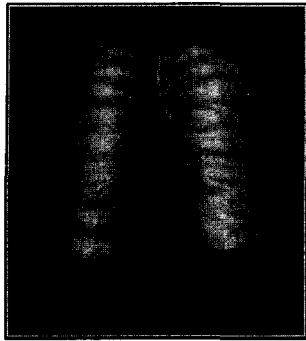
실험을 위하여 본 논문에서는 기존의 챔퍼매칭 정합 방법과 수행속도와 견고성 측면에서 비교 평가하였다. 그림 9는 최적경계볼륨을 사용한 초기정합 결과이다. 그림 9(a)는 템플릿 볼륨과 타겟 볼륨에서 폐의 초기 위치의 차이를 보여준다. 이 환자의 경우에는 촬영 프로토콜의 차이로 인하여 x, y 방향에 비해 z 방향으로 위치의 차이가 있다. 그림 9(b)에서는 정합 전의 위치 차이



(a) 초기정합 전

(b) 초기정합 후 위치 보정

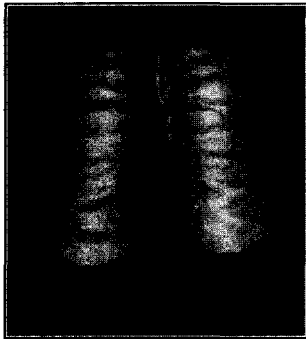
그림 9 최적경계볼륨을 사용한 초기정합의 결과



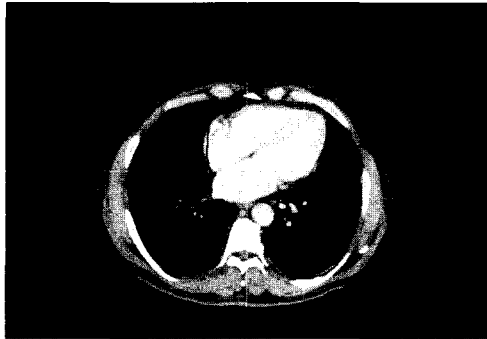
(a) 초기정합 후 3차원 볼륨 렌더링 영상



(b) 초기정합 후 2차원 단면 영상



(c) 표면정합 후 3차원 볼륨 렌더링 영상



(d) 표면정합 후 2차원 단면 영상

그림 10 자동 강제 정합 결과

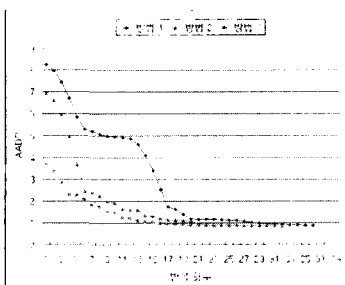
가 초기정합에 의해서 보정됨을 알 수 있다.

또한, 최적경계볼륨을 사용한 초기정합은 기존 해부학적 특징부위를 이용한 초기정합에 비해 특징부위의 추출 과정이 불필요하기 때문에 계산시간을 단축할 수 있으며, 최적화 과정에서는 이동 벡터 변위를 제한하여 탐색 시간을 단축하기 위한 선택적 거리 측정이 가능하도록 초기 위치를 보정해주는 효과도 있다.

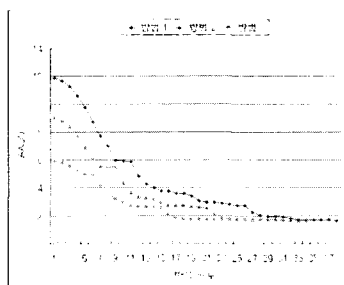
그림 10은 초기정합 후, 지역적 거리전파에 의한 거리 맵을 이용하여 자동 영상정합을 수행한 결과이다. x, y,

z축 이동과 초기정합에서는 고려하지 않은 x, y, z축 회전을 포함한 최적화 과정에 의해서 템플릿 볼륨과 타겟 볼륨이 정확하게 정합된다.

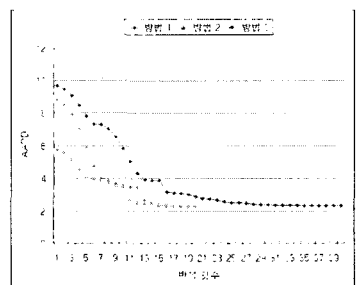
그림 11은 정합의 정확성을 수치적으로 비교, 평가하기 위하여 챔퍼매칭에 의한 정합(방법 1)과 초기정합을 수행한 챔퍼매칭에 의한 정합(방법 2)과 본 논문에서 제안한 정합 (방법 3)의 최적화 과정에서 수렴 시까지 변화하는 AADD 수치를 나타낸다. 환자 1, 2, 3에 대해 20~30회의 반복 이후 AADD 값은 각각 0.86446,



(a) 환자 1



(b) 환자 2



(c) 환자 3

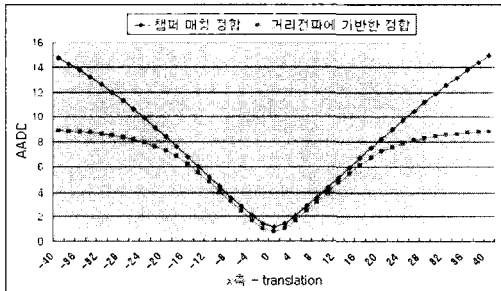
그림 11 챔퍼매칭 정합과 제안 방법간 오차율 비교 결과

1.63247, 2.28347으로 수렴한다. 거리전파에 기반한 정합 방법이 방법 1과 방법 2 보다 선택적 거리 측정에 의해 탐색 공간이 크게 줄어들어 적은 수의 반복 횟수로 수렴이 가능하다.

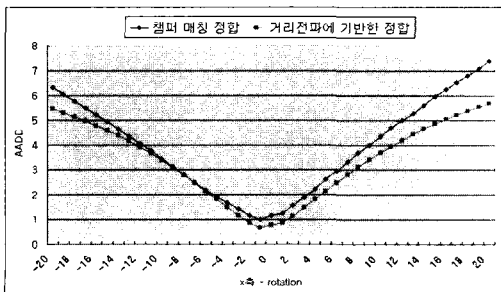
이에 따른 수행시간의 단축은 표 2에 제시하였다. 표 2에서 볼 수 있듯이 본 논문에서 제안한 방법은 기존의 챔퍼매칭 정합 방법보다 거리맵 생성에서 평균 30.9초가 단축되었고, 최적화 과정에서 평균 21.3초의 시간이 단축되었다. 또한, 초기정합을 수행한 챔퍼매칭 정합 방법보다 거리맵 생성에서 평균 26.3초가 단축되었고, 최적화 과정에서 평균 20.0초의 시간이 단축되었다. 최적경

표 2 챔퍼매칭 정합과 제안 방법의 수행시간 비교 (초)

		거리맵 생성	최적화	전체 계산시간
환자 1	방법 1	39.1	85.1	124.2
	방법 2	33.5	85.4	118.9
	방법 3	6.5	67.6	74.1
환자 2	방법 1	29.8	97.1	126.9
	방법 2	30.0	96.5	126.5
	방법 3	6.4	79.1	85.5
환자 3	방법 1	44.5	119.9	164.4
	방법 2	39.1	116.3	155.4
	방법 3	7.9	91.5	99.4



(a) x축 이동



(b) x축 회전

그림 12 챔퍼매칭 정합과 제안 방법 간의 견고성 비교 결과

제불륨을 사용한 초기정합에 의해 전체 불륨이 아닌 최적경계불륨 내에 대해서만 거리맵이 생성되어 거리맵 생성 시간이 단축되고, 지역적 거리전파를 통해 폐 경계면에 인접한 영역에 대해서만 거리맵이 계산되어 거리맵 생성 시간이 더욱 단축된다. 최적화 과정에서는 선택적 거리 측정에 의해 탐색 공간이 줄어들어 계산 시간이 단축된다.

그림 12는 본 논문에서 제안한 지역적 거리전파에 기반한 정합과 챔퍼매칭 정합의 견고성을 비교하기 위한 것이다. 견고성이란 템플릿 영상과 타겟 영상이 초기에 큰 변위 차이가 있더라도 지역적 최적위치(local optima)에 빠지지 않고 전역적 최적위치로 수렴하는 정도를 나타낸다. 환자 1의 타겟 불륨을 동일하게 템플릿 불륨과 타겟 불륨으로 하여 그림 12(a)는 이동벡터를 -40화소부터 40화소까지 2화소씩 이동시킨 경우와 그림 12(b)는 회전벡터를 -20도부터 20도까지 1도씩 회전 했을 때의 상관관계를 나타낸다. 거리전파에 기반한 정합은 평가함수가 최적의 위치(0화소, 0도)로부터 멀리 떨어져 있을 때에 AADD 값이 작고, 변위에 따른 AADD 값의 변화가 완만하여 지역적 최적위치에 빠지지 않고, 최적의 위치로 수렴하여 초기 이동과 회전이 큰 경우에도 견고한 정합이 가능함을 알 수 있다.

#### 4. 결론

본 논문에서는 동일 환자에 대하여 시간차를 두고 촬영한 복부 CT 영상 간의 정합을 위하여 거리전파에 기반한 고속의 정합 방법을 제안하였다. 이를 위하여, 두 불륨에서 추출된 폐의 경계로부터 폐를 포함하는 최적 경계 불륨을 생성한 후 이 두 불륨을 초기정합하였고, 템플릿 불륨에서는 거리전파를 이용하여 3차원 거리맵을 생성하였다. 마지막으로 타겟불륨을 템플릿 불륨으로 지역적 거리전파의 최대 변위 내에서 강제변환하면서 두 경계 간의 거리 차이가 최소인 위치를 탐색하였다. 실험을 위하여 3명의 환자 데이터를 사용하였으며, 육안 평가, 수행시간, 견고성 측면에서 기존 챔퍼매칭 정합 방법과 비교 분석하였다. 3명의 환자에 대해서 실험 결과 두 불륨이 최적위치로 정합되었다. 본 제안 방법은 기존 챔퍼매칭 정합 방법보다 거리맵 생성에서 최적경계불륨과 지역적 거리전파를 사용하여 평균 30.9초의 수행시간이 단축되었고, 최적화 과정에서 선택적 거리 측정에 의해 탐색 공간을 감소시켜서 적은 수의 반복 횟수로 수렴하여 평균 21.3초의 수행시간이 단축되었다. 또한, 동일한 불륨을 정합하여 비교한 결과 본 방법의 견고성이 입증되었다. 본 제안 방법은 거리맵 계산 시 거리전파를 사용하여 폐 경계면에 인접 영역만을 계산하기 때문에 수행시간을 획기적으로 단축하였고, 최적화

과정에서 거리맵 생성 시 최대 변위의 내부 영역만을 탐색하여 탐색 공간을 줄임으로써 계산시간을 더욱 단축하였다.

### 참고 문헌

- [1] Margrit Betke, Harrison Hong, Jane P. Ko, "Automatic 3D Registration of Lung Surfaces in Computed Tomography Scans," Proceedings of the 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), pp. 725-733, October 2001.
- [2] Margrit Betke, Harrison Hong, Jane P. Ko, "Automatic 3D Registration of Lung Surfaces in Computed Tomography Scans," CS Technical Report 2001-004, Boston University.
- [3] Margrit Betke, Harrison Hong, Deborah Thomas, Chekema Prince, Jane P. Ko, "Landmark Detection in the Chest and Registration of Lung Surfaces with an Application to Nodule Registration," Medical Image Analysis, Vol. 7, No. 3, pp. 265-281, 2003.
- [4] Harrison Hong, Margrit Betke, Shanghai Teng, "Multilevel 3D Registration of Lung Surfaces in Computed Tomography Scans - Preliminary Experience," Proceedings of International Conference on Diagnostic Imaging and Analysis (ICDIA), pp. 90-95, August 2002.
- [5] Mullaly, W., Betke, M., Hong, H., Wang, J., Mann, K., Ko, J.P., "Multi-criterion 3D Segmentation and Registration of Pulmonary Nodules on CT: a Preliminary Investigation," Proceedings of the International Conference on Diagnostic Imaging and Analysis (ICDIA), pp. 176-181, August 2002.
- [6] Gurcan, M.N., Hardie, R.C., Rogers, S.K., Dozer, D.E., Allen, B.H., Hoffmeister, J.W., "Automated Global Matching of Temporal Thoracic Helical CT Studies: Feasibility Study," Proceedings of International Congress Series, Vol. 1256, pp. 1031-1036, 2003.
- [7] Li Zhang and Joseph M. Reinhardt, "3D Pulmonary CT Image Registration with a Standard Lung Atlas," Proceedings of SPIE Medical Imaging, Vol. 3978, pp. 66-77, 2000.
- [8] L. Fan and C. W. Chen, "3D Warping and Registration from Lung Images," Proceedings of SPIE Medical Imaging, pp. 459-470, February 1999.
- [9] L. Fan and C. W. Chen, "An Integrated Approach to 3D Warping and Registration from Lung Images," Symposium on Optical Science, Engineering, and Instrumentation (SPIE Annual Meeting), pp. 24-35, July 1999.
- [10] Fan Li, Chang-Wen Chen, Eric A. Hoffman, and Joseph M. Reinhardt, "Evaluation and Application of 3D Lung Warping and Registration Model using HRCT Images," Proceedings of SPIE Medical Imaging, pp. 234-243, May 2001.
- [11] Lawrence Dougherty, Jane C. Asmuth, Warren B. Gefter, "Alignment of CT Lung Volumes with an Optical Flow Method," Academic Radiology, Vol. 10, No. 3, pp. 249-254, 2003.
- [12] Helen Hong, Jeongjin Lee, Yeni Yim, Yeong Gil Shin, "Automatic Global Matching of Temporal Chest MDCT Scans for Computer-Aided Diagnosis," Asia Simulation Conference, October 2004.
- [13] 계획원, 신영길, "메모리 참조 공간 연관성을 이용한 효율적인 쉬어-왓 분해 볼륨렌더링," 정보과학회 논문지 제 31 권 제 3, 4호, pp. 187-194, 2004년 4월.
- [14] 김계현, 이호, 김동성, 강홍식, "조직 기반 계층적 non-rigid 정합 : Visible Human 컬러 단면 영상과 CT 다리 영상에 적용," 대한의용생체공학회, 제 24권, 제 4호, pp. 259-266, 2003년 8월.
- [15] G. Borgefors, "Distance transformations in digital images," Computer Vision, Graphics, and Image Processing, Vol. 34, No. 3, pp. 344-371, 1986.
- [16] G. T. Herman, J. Zheng and C. A. Bucholtz, "Shape-based interpolation," IEEE Computer Graphics and Applications, pp. 69-79, 1992.
- [17] Heinz Breu, Joseph Gil, David Kirkpatrick, and Michael Werman, "Linear Time Euclidean Distance Transform Algorithms," IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 17, No. 5, pp. 529-533, May 1995.
- [18] T. Saito and J.I. Toriwaki, "New Algorithms for Euclidean Distance Transformations of n-dimensional Digitised Picture with Applications," Pattern Recognition, Vol. 27, No. 11, pp. 1551-1565, 1994.
- [19] S.F.F. Gibson, "Calculating the Distance Map for Binary Sampled Data," Technical Report TR99-26, MERL-A Mitsubishi Electric Research Laboratory, April 1998.
- [20] William H. Press, Brian P. Flannery, Saul A. Teukolsky, and William T. Vetterling, "Numerical Recipes in C," Cambridge University Press, 2nd edition, October 1992.



이정진

2000년 2월 서울대학교 기계공학부 학사  
2002년 2월 서울대학교 컴퓨터공학부 석사  
2002년 3월~현재 서울대학교 컴퓨터공학부 박사과정. 관심분야는 영상정합, 컴퓨터를 이용한 자동 진단, 자연 현상 애니메이션, 가상 대장 내시경, 볼륨렌더링





홍 헬 렌

1994년 2월 이화여자대학교 전자계산학과 학사. 1996년 2월 이화여자대학교 전자계산학과 석사. 2001년 8월 이화여자대학교 컴퓨터학과 박사. 2001년 9월~2003년 7월 서울대학교 컴퓨터공학부 BK 박사후연구원. 2002년 12월~2003년 4월 (주)인피니트테크놀로지 책임연구원. 2003년 5월~현재 (주)인피니트테크놀로지 기술자문위원. 2003년 8월~현재 서울대학교 컴퓨터공학부 BK 계약교수. 관심분야는 영상정합, 의료영상처리, 볼륨가시화, 증강현실



신 영 길

1982년 2월 서울대학교 계산통계학과 학사. 1984년 2월 서울대학교 계산통계학과 석사. 1990년 2월 미국 University of Southern California 전산학과 박사. 1990년 2월~1992년 2월 경북대학교 전자계산학과 전임강사. 1992년 3월~현재 서울대학교 컴퓨터공학부 교수. 관심분야는 볼륨 렌더링, 하드웨어 기반 렌더링, 의료 영상 처리