심장 CT 영상에서 밝기값 분포와 적응적 기울기 프로파일을 이용한 좌심실 내외벽 경계 검출

(Endo- and Epi-cardial Boundary Detection of the Left Ventricle Using Intensity Distribution and Adaptive Gradient Profile in Cardiac CT Images)

이 민 진 † 홍 헬 렌 ††
(Min Jin Lee) (Helen Hong)

요 약 본 논문에서는 CT 영상에서 밝기값 분포와 기울기 정보를 고려한 방사선 추적 기반의 좌심실 내외벽 자동 분할 기법을 제안한다. 첫째, 심근 내벽 경계는 임계값 기법과 영역확장법으로 분할하고, 꼭지근을 포함하는 위하여 방사형의 방사선 추적 기법을 이용하여 분할한다. 둘째, 심근 외벽 경계는 적응적 기울기 프로파일 내에 심근의 밝기값과 최대 기울기를 갖는 점을 추출한다. 마지막으로, 타원이나 원의 형태를 유지하기 위하여 내외벽의 잘못된 경계점들을 타원방정식으로 선형 보간하고 B-스플라인을 적용하여 최종 분할된 결과를 추출한다. 제안방법의 평가를 위해 육안평가와 정확성 평가, 수행시간을 측정하였다. 정확성 평가를 위하여 임상의의 수동 분할 결과와 제안 방법 분할 결과 간의 평균거리차이와 중복영역비율을 측정하였다. 실험 결과 평균거리차이는 0.56±0.24mm로 측정되었고, 평균 중복영역비율은 평균 82±4.2%로 측정되었다. 제안 방법을 적용한 수행 시간은 평균 1초로 수행을 완료하였다.

키워드 : 좌심실, 내외벽 경계, 전산화단층촬영영상, 자동분할, 방사선

Abstract In this paper, we propose an automatic segmentation method of the endo- and epi-cardial boundary by using ray-casting profile based on intensity distribution and gradient information in CT images. First, endo-cardial boundary points are detected by using adaptive thresholding and seeded region growing. To include papillary muscles inside the boundary, the endo-cardial boundary points are refined by using ray-casting based profile. Second, epi-cardial boundary points which have both a myocardial intensity value and a maximum gradient are detected by using ray-casting based adaptive gradient profile. Finally, to preserve an elliptical or circular shape, the endo- and epi-cardial boundary points are refined by using elliptical interpolation and B-spline curve fitting. Then, curvature-based contour fitting is performed to overcome problems associated with heterogeneity of the myocardium intensity and lack of clear delineation between myocardium and adjacent anatomic structures. To evaluate our method, we performed visual inspection, accuracy and processing time. For accuracy evaluation, average distance difference and overalpping region ratio between automatic segmentation and manual segmentation are calculated. Experimental results show that the average distnace difference was 0.56+-0.24mm. The overlapping region ratio was 82+-4.2% on average. In all experimental datasets, the whole process of our method was finished within 1 second.

Key words : left ventricle, endo- and epicardial contour, Computed Tomography, Automatic Segmentation, ray-casting

· 본 연구는 2010학년도 서울여자대학교 교내학술특별연구비의 지원에 의해 수행되었습니다.

† 학생회원 : 서울여자대학교 컴퓨터학과
minjin@swu.ac.kr
†† 정 회 원 : 서울여자대학교 미디어학부 교수
hlhong@swu.ac.kr
(Corresponding author임)

논문접수 : 2009년 6월 25일
심사완료 : 2010년 1월 12일

Copyright©2010 한국정보과학회 : 개인 목적이나 교육 목적인 경우, 이 저작물의 전체 또는 일부에 대한 복사본 혹은 디지털 사본의 제작을 허가합니다. 이 때, 사본은 상업적 수단으로 사용할 수 없으며 첫 페이지에 본 문구와 출처를 반드시 명시해야 합니다. 이 외의 목적으로 복제, 배포, 출판, 전송 등 모든 유형의 사용행위를 하는 경우에 대하여는 사전에 허가를 얻고 비용을 지불해야 합니다.

정보과학회논문지: 소프트웨어 및 응용 제37권 제4호(2010.4)

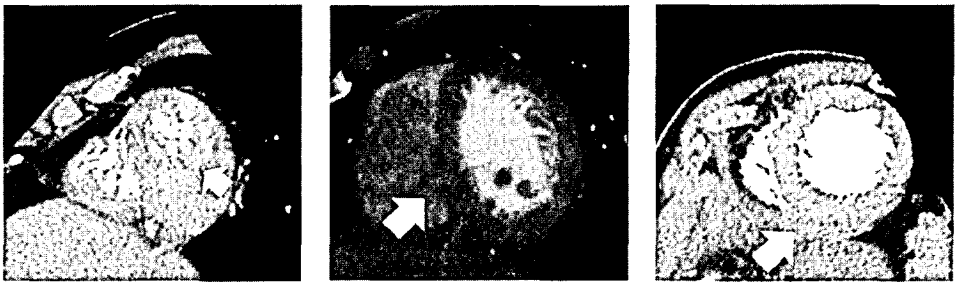
1. 서 론

좌심실은 수축과 이완을 통해 신체의 모든 기관에 산소가 포함된 혈액을 보내주는 역할을 하므로 심장 질환의 진단 및 예후 예측을 위하여 다행검출기 전산화단층촬영영상(MDCT: Multi-detector Computed Tomography)에서 수축기말, 이완기말의 용적 측정이나 전역적, 지역적 심근 변화 측정 등의 좌심실 기능 평가[1,2]가 수행되며 이를 위하여 좌심실의 내외벽 경계를 분할하는 과정이 필요하다. 임상의에 의해 이루어지는 수동 분할의 경우 한 심장주기 동안 100장 정도의 슬라이스를 가진 5~8개의 볼륨데이터를 수동 분할해야 하므로 시간이 오래 걸린 뿐 아니라 분할하는 임상의에 따라 서로 다른 분할 결과를 보인다. 따라서, 정확할 뿐 아니라, 재현성 있고 신뢰성 있는 자동 분할 기법이 필요하다. 그러나 그림 1과 같이 CT영상에서 그림 1(a)와 같이 내벽 경계의 경우, 심장의 움직임에 따라 부분용적효과(partial volume effect)가 발생하여 영상의 번짐 현상이 나타나고, 그림 1(b), (c)와 같이 외벽 경계의 경우, 좌심실의 심근의 밝기값이 우심실이나 간 등 주변 기관의 밝기값과 유사하므로 자동으로 경계를 추출하는데 한계가 있다.

CT 영상에서 좌심실 내외벽을 반자동 혹은 자동으로 분할하는 기존 연구로는 크게 밝기값 기반 분할기법, 기울기 기반 분할기법, 형상정보 기분 분할기법으로 나누어 볼 수 있다. 밝기값 기반 자동 분할 기법으로 Georg Muhlenbruch[3] 등은 사용자가 임의의 씨앗점을 주고, 영역확장방식을 사용하여 경계를 분할하는 반자동 기법을 제안하였다. J. Fleureau[4] 등은 사용자가 분할하고자하는 영역과 주변 영역에 대해 여러 개의 레이블링(Labeling)을 수행하고 이러한 영역에 대한 밝기값이나 주변과의 텍스쳐 정보를 이용하여 레이블링 되지 않은 지역에 레이블링 작업을 수행하는데, 유사한 밝기값을 가진 지역에 대해서는 레이블링된 지역과의 거리정보를 이용하여 경계를 분할하는 반자동 기법을 제안한다.

기울기 정보 기반 분할 기법으로 Martin Urschler[5] 등은 사용자로부터 분할하고자 하는 영역의 경계에 해당하는 제어점을 입력받고 제어점들 간의 최소비용경로를 연결하여 외곽선을 획득하여 경계를 분할하였다. Neubaure[6,7] 등은 사용자가 내벽과 외벽의 중간지점의 점들을 연결한 골격선을 만들어주고, 골격선으로부터 기울기 값을 고려하여 경계를 분할하는 반자동 기법을 제안하였다. Mikhail G.[8] 등은 밝기값 정보와 퍼지이론을 사용하여 심장을 심근과 혈액 부분으로 분류하고, 심근 지역에 가상의 영역 추출 물체를 놓고 물체가 이동하면서 기울기 정보를 이용하여 심근의 내외벽 경계를 방법 제안했다. Marie-Pierre Jolly[9] 등은 임계값 방식으로 대략적인 경계를 추출하고, EM 알고리즘을 이용하여 심근 지역을 분류 한 후, Dijkstra 알고리즘을 사용하여 에너지가 최소화하는 방식으로 경계를 분할하는 기법을 제안하였다. Muller-Karger[10] 등은 사용자가 초기 경계를 그려주고, 레벨-셋 알고리즘을 이용하여 경계를 추출하였다. Lee[11] 등은 영상의 중심에서 일정한 간격으로 적응적 기울기 프로파일을 이용하여 초기 경계를 추출하고, 법선벡터를 이용하여 잘못 검출된 지점을 보정하여 경계를 추출하였다. Liang[12] 등은 MR 영상에서 기울기 값 차이와 Hough transform을 이용하여 좌심실영역을 추출한 후, Polar 좌표계를 이용하여 1D방사선으로 변환한 후, GVF 알고리즘과 경계선을 부드럽게 연결해 줄 수 있도록 평균과 편차를 고려한 line-like제약을 추가 제안하여 경계를 추출한다. 이와 같은 밝기값이나 기울기 정보 기반의 분할 기법은 심근 외벽의 경우 심근과 주변 기관이 유사한 밝기값을 가지는 부위에서 정확한 외벽 경계를 찾지 못하고 주변 기관까지 크게 분할되는 한계점을 가진다.

형상정보 기반 분할 기법으로 M. Lapp[13], Assen[14, 15] 등은 물체의 형태정보와 텍스쳐 정보를 가진 통계형상 모델 AAM(Active Appearance Model)을 이용하여 분할하는 방법을 제안하였다. Fritz[16] 등은 물체의



(a) 내벽 경계 불명확한 영상 (b) 외벽 경계 불명확한 영상 (c) 외벽 경계 불명확한 영상

그림 1 심장 CT 영상에서 좌심실 내외벽 경계가 불명확한 경우

형태정보를 이용하여 최대확장기와 최대수축기의 영상을 통계 형상 모델의 형태정보를 이용하여 분할하고, 확장기에서 수축기 사이의 볼륨영상들에 대해서는 일반적은 심장의 볼륨의 움직임을 계산하는 식을 이용하여 경계 정보를 추출하고, 정확한 경계 정보를 추출하기 위하여 스네이크(Snake) 알고리즘을 이용하여 경계를 보정해준다. 그러나, 이와 같은 형상정보 기반 분할 기법은 통계 형상 모델을 생성하기 위하여 다양한 변위를 가진 여러 데이터에 대한 수동 분할이 필요하고, 통계 형상 모델 내에 존재 하지 않는 형태의 경우 분할의 정확성이 떨어지는 한계점을 갖는다.

본 논문에서는 기존 연구의 한계점을 개선하고 좌심실 내외벽을 재현성있고 신뢰성있게 분할하기 위해서 밝기값 분포와 기울기 정보를 고려한 방사선 추적 기반 분할 기법을 제안한다. 밝기값 정보를 이용하여 심근 내벽 안쪽 혈액 부분을 분할하고 꼭지근(papillary muscle)을 포함하여 내벽 경계를 추출하기 위해 심근 내벽 외부에서 내부로의 방사형 방사선 추적을 통해 심근 내벽 경계를 추출한다. 심근 외벽 경계는 각 데이터의 특징을 고려하여 심근 전체의 밝기값 임계 범위를 산정하고, 방사형의 방사선을 생성하는데 심근의 형태 정보를 고려하여 방사선의 길이를 조정하고, 심근의 밝기값과 기울기 정보를 이용하여 심근 외벽 경계를 분할한다. 또한, 각 선정된 초기 심근 내외벽의 잘못된 경계는 타원으로 선형 보간 및 B-스플라인 적합을 적용하여 신뢰성 있는 경계를 추출하고자 한다.

논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 밝기값 분포와 기울기 정보를 고려한 방사선 추적을 통한 내외벽 자동 추출 기법을 설명하고, 3장에서는 본 제안방법을 적용한 결과를 제시하며, 추출 결과에 대한 육안 평가와 정확성 평가를 위하여 임상의에 의한 수동 분할 결과와 제안방법을 통한 결과 간의 평균거리차이, 중복영역비율, 수행시간을 제시한다. 마지막으로 4장에서 본 논문에서 제안한 밝기값과 기울기 정보를 고려한 방사선 추적 기반의 내외벽 자동 추출 기법에 대한 결론을 맺는다.

2. 밝기값 분포와 기울기 정보를 고려한 방사선 추적 기반의 심근 내외벽 추출

그림 2는 본 제안방법의 순서도로 밝기값 분포와 기울기 정보를 고려한 방사선 추적 기반의 좌심실 심근 내외벽 자동 추출 기법을 나타낸다. 첫째, 좌심실의 심근 부분을 검출하기 위하여 좌심실 심근 안쪽에 위치한 혈액 부분을 적응적 임계값 기법과 3차원 영역성장법을 이용하여 분할하고, 방사형의 방사선 추적 방식을 이용하여 초기 심근 내벽을 추출한다. 둘째, 각 데이터마다 심근의 밝기값 분포의 차이가 있기 때문에 심근의 밝기

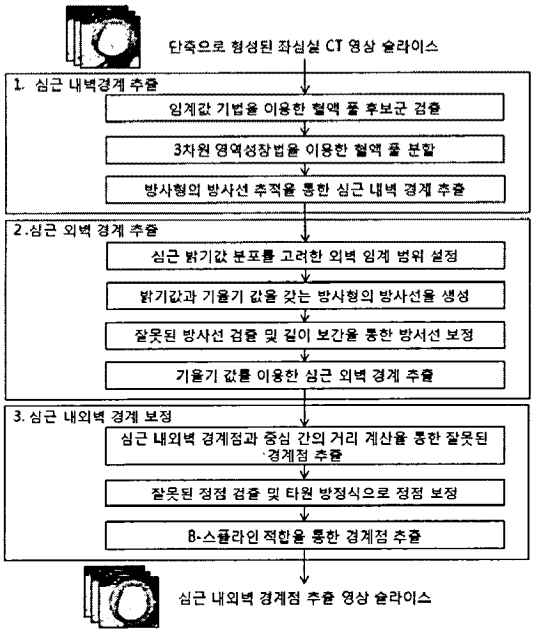


그림 2 제안방법의 순서도

값 분포를 고려하여 심근의 임계 범위를 설정하고, 기울기와 밝기값 임계 범위를 고려한 적응적 방사선 추적 방식으로 초기 심근 외벽을 추출한다. 마지막으로, 주변의 유사한 밝기값을 가진 기관들로 인한 잘못된 경계를 보정하기 위하여 중심점에서 각 경계점들 간의 거리 정보와 B-스플라인 적합을 통해 심근 내외벽 경계를 보정한다.

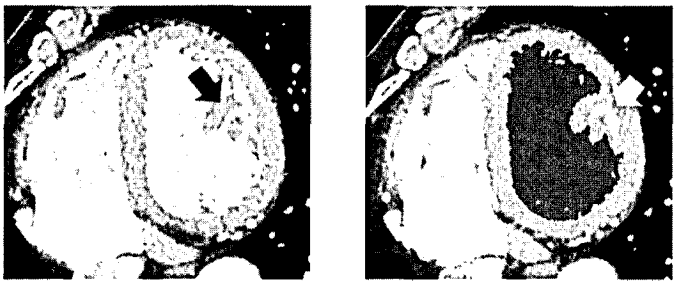
2.1 밝기값 방사선 추적 기반의 심근 내벽 경계 추출

좌심실 내벽 경계를 추출하기 위하여 내벽 안쪽의 혈액 부분의 밝기값에 기반을 둔 3차원 씨앗 영역성장법을 일반적으로 사용한다. 그러나 씨앗 영역성장법 만으로는 그림 3(a)와 같이 혈액 안쪽에 포함되어 있는 꼭지근들이 분할되지 않아 빈공간이 생기므로 이를 채워주어야 하는 문제가 발생한다. 이를 해결하기 위하여 본 논문에서는 3차원 영역 성장법을 사용하여 혈액 부위를 검출한 후 외부에서 심근 내벽으로 들어오는 방사형의 방사선 추적 방식을 이용하여 꼭지근으로 인한 내부 홀 발생 없이 심근 내벽 경계를 추출하는 방법을 제안한다.

심근 내벽 경계를 추출하기 위한 과정은 임계값 기법, 3차원 영역성장법, 외부에서 심근 내벽으로 들어오는 방사형의 방사선 추적 방법으로 이루어진다. 심근 내벽 혈액 부분은 심근 부분과 밝기값 다르므로 식 (1)의 임계값 기법을 이용하여 분리한다.

$$I(x,y)=\begin{cases}1 & I(x,y)>T\\ 0 & I(x,y)<T\end{cases} \quad (1)$$

이 때, $I(x,y)$는 영상에서 각 좌표의 밝기값을 나타내며 혈액은 대부분 200HU 이상의 밝기값을 가지므로 임계



(a) 좌심실 내벽 내부의 꼭지근 (b) 기존 씨앗 영역성장법의 한계

그림 3 좌심실 내벽 내부의 꼭지근

값(T)을 200HU으로 산정한다.

그림 3(b)와 같이 심근 내부에 꼭지근이 위치하고 있어 심근 내부의 혈액 풀 부분이 분리되는 영역이 발생하므로, 좌심실 내부에 사용자가 임의의 한 점을 씨앗점으로 선택하고, 3차원 영역성장법을 이용하여 좌심실 혈액 풀 부분을 다른 기관과 분리해준다.

꼭지근으로 인한 내부 홀 발생 없이 심근 내벽 영역을 추출하기 위해서 15도 각도마다 혈액 영역 밖에서 심근 내벽으로 들어오는 방사형의 방사선을 식 (2)와 같이 생성한다.

$$Ray_i = \{(x_1,y_1),(x_2,y_2),.....(x_n,y_n)\}$$
$$x_i = X + r\cos\theta \qquad (2)$$
$$y_i = Y + r\sin\theta$$

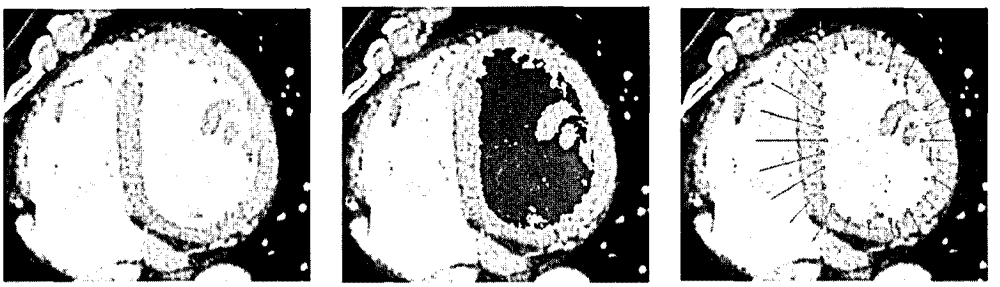
이 때, (x_i,y_i)는 방사선 프로파일 좌표값을 나타내며, X,Y는 3차원 영역성장법으로 생성된 혈액 부분의 중심 좌표값이다. 초기 r은 혈액 부분의 중심에서 3차원 영역성장법으로 검출된 영역의 좌표 중 중심과의 거리가 가장 멀리 떨어진 지점으로 산정하고, r의 값을 줄여나가면서 영역성장법으로 생성된 지역을 만나는 지점을 초기 심근 내벽 경계점으로 산정한다.

그림 4는 임계값 기법 및 3차원 씨앗 영역성장법을 심장 CT 영상에 적용하여 좌심실 내벽 경계를 추출한 결과이다. 그림 4(a)와 같은 혈액 부분에 대한 밝기값을 임계값 기법을 이용하여 분류하고, 그림 4(b)는 좌심실 내부 혈액 부분에 씨앗점을 주고 3차원 씨앗 영역성장법을 적용한 결과이고, 그림 4(c)는 심근 내벽 경계점을 추출한 결과이다. 이와 같이 방사선 추적 기반 과정을 수행하면 내부 꼭지근으로 인한 홀 발생 없이 심근 내벽 경계점을 추출할 수 있다.

2.2 기울기 및 밝기값 분포를 고려한 방사선 추적 기반의 심근 외벽 경계 추출

심근 외벽 경계는 내벽 경계가 혈액 부분과 심근 부분으로 명확하게 분리되는 것과 달리 그림 1(b), (c)와 같이 우심실이나 간 등 다른 유사한 밝기값을 갖는 기관과 인접하고 있어 밝기값 정보만으로 분할하기 쉽지 않다. 이를 해결하기 위하여 본 논문에서는 기울기와 밝기값 분포를 고려한 방사선 추적 방식을 이용하여 심근 외벽 경계를 추출하는 방법을 제안한다.

심근 외벽 경계 추출 과정은 먼저 심근의 밝기값 분포 측정, 밝기값과 기울기 값을 갖는 방사형의 방사선 생성, 방사선 길이 보정, 기울기를 이용한 경계 추출로 이루어진다. 각 데이터의 특징을 고려하여 내벽 경계에서 명확하게 심근 부분이 되는 일정 부분의 심근의 밝



(a) 임계값 적용 결과 (b) 3차원 영역성장법 적용 결과 (b) 방사선 추적 심근 내벽 경계점 추출 결과

그림 4 밝기값 방사선 추적을 통한 심근 내벽 경계 추출

기값 분포를 측정하고 이들 분포를 고려하여 심근 전체의 밝기값 임계 범위를 선정한다. 심근 내벽에서 일정 거리 이상의 지점에서부터 내벽과 동일하게 15도 각도마다 식 (3)과 같이 방사형의 방사선을 만들며 밝기값과 기울기 값을 추출한다.

$$Ray_i = \{(x_1,y_1),(x_2,y_2),.....(x_n,y_n)\}$$
$$x_i = X_i + r\cos\theta \qquad (3)$$
$$y_i = Y_i + r\sin\theta$$

이 때, X_i, Y_i는 내벽 경계점 좌표값이며 초기 r은 최소 심근의 길이보다 작은 10으로 산정한다.

방사선 생성 시, 심근의 밝기값 분포 측정한 결과를 이용하여 방사선의 길이를 산정한다. 그러나 그림 5(a)와 같이 유사한 밝기값을 가진 주변 기관과 인접하고 있어 방사선의 길이가 심근을 벗어나 길어지는 경우가 발생한다. 이를 해결하기 위하여, 생성된 방사선의 길이를 오름차순으로 정렬한 후, 일정 길이 이상을 갖는 데이터들을 길이를 비교하면서 이전 길이보다 많은 차이를 보이는 방사선은 유사한 기관과 맞닿아 있어 정확한 수렴을 하지 못한 경계로 분류하여 식 (4)와 같이 주변의 방사선의 길이와 유사하게 길이를 조정해 준다. 그림 5(b)는 주변의 방사선의 길이와 유사하게 길이를 조정한 결과이다.

$$D_i = \begin{cases} \left(D_{i-1} \times \frac{(k-i)}{k-(i-1)}\right) + \left(D_k \times \frac{1}{k-(i-1)}\right) & D_i \geq S \\ D_i & others \end{cases} \qquad (4)$$

이 때, D_i는 각 방사선의 길이를 나타내며 S는 방사선의 길이를 오름차순으로 정렬한 후, 급격한 길이 차이를 보이는 방사선 길이를 나타낸다.

생성된 방사선은 바깥부분부터 밝기값과 중앙값 차이(central difference)를 이용한 기울기 정보를 오름차순으로 정리한 후, 상위 5퍼센트 정도의 큰 기울기 값을 갖는 프로파일의 지점을 심근 외벽 경계로 산정한다.

내벽 경계 정보로부터 심근 부분에 대한 밝기값 분포를 고려함으로써 데이터마다 다른 심근의 밝기 분포를 가진 영상에서도 심근 영역을 추출 할 수 있으며, 방사선의 길이 조정을 통하여, 유사한 밝기값을 갖는 기관과 인접하고 있어 분류하기 힘들었던 부분에서도 원래의 외벽 경계와 유사한 초기 경계를 추출 할 수 있다.

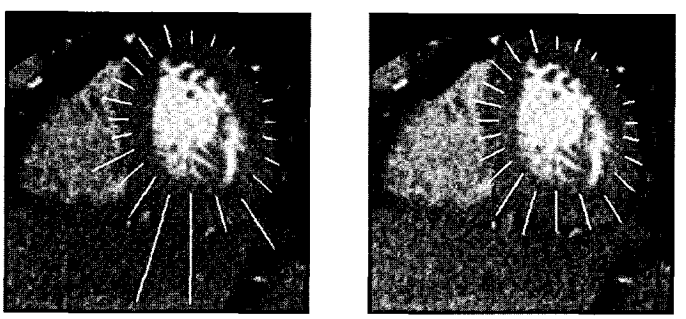
2.3 심근 내외벽 경계 보정

지역적 좌심실의 기능 평가하기 위해서는 심근의 모양이나 두께를 일정하게 유지하는 것이 필요하다. 심근 내벽 경계점은 내벽과 붙여 있는 꼭지근으로 인해 초기 내벽 경계가 내부로 움푹 들어가게 되어 잘못된 초기 경계를 선정하게 되는 문제점이 남아있고, 추출된 심근 외벽 경계점은 밝기값이나 기울기 정보만을 이용하기 때문에 잡음에 민감하여 심근 내부의 급격하게 변하는 밝기값을 가진 지역이나 밝기값 차이가 거의 없는 지역에서 잘못된 경계점을 선정하는 오류가 발생한다.

심근 내외벽 경계 보정 기법은 각 경계점과 중심 간의 거리 계산, 잘못된 경계점 검출 및 보정, B-스플라인 적합으로 이루어진다. 식 (5)와 같이 초기 경계점들을 이용하여 각 경계점과 중심점 간의 거리를 계산한다.

$$p_i = \{(x_1,y_1),(x_2,y_2),.....(x_n,y_n)\}$$
$$C(x,y)\begin{cases} x = \frac{1}{2}(MINx(p_{x,y}) + MAXx(p_{x,y})) \\ y = \frac{1}{2}(MINy(p_{x,y}) + MAXy(p_{x,y})) \end{cases} \qquad (5)$$
$$D_i = (ED(C(x,y),(p_i))$$

이 때, p는 초기 내벽이나 외벽의 경계점들의 집합이고, $C(x,y)$는 각 내외벽의 중심점을 의미하며, D는 중심점에서 경계점 간의 거리로 유클리디언 거리를 이용하여 계산한다. $MINx(p_{x,y})$와 $MAXx(p_{x,y})$는 집합 p에서 최소값과 최대값을 갖는 x좌표를 나타내며, $MINy(p_{x,y})$와 $MAXy(p_{x,y})$는 집합 p에서 최소값과 최대값을 갖는 y좌표를 나타낸다.



(a) 초기 방사형 방사선 (b) 길이 보정된 방사형 방사선

그림 5 적응적 방사형의 프로파일 보정

잘못된 경계점 검출을 위하여 각 경계점에서 중심과의 평균 거리를 계산하고, 내벽의 경우, 꼭지근으로 인하여 원래의 경계보다 안쪽으로 잘못된 초기 경계가 발생하므로 식 (6)과 같이 평균 거리 값이나 주변의 경계점들의 거리 값을 비교하여 짧으면 해당 경계점들을 제거한다.

$$F=\begin{cases} p_i \in F & ED_i < Mean \text{ and } ED_i < \frac{1}{2}\{ED_{i-1}+ED_{i+1}\}-5 \\ p_i \notin F & ED_i \geq Mean \end{cases} \tag{6}$$

이 때, F는 보정해야할 경계점의 집합으로, 각 경계점들의 평균거리 $Mean$과 주변의 경계점들의 거리 ED를 비교하여 검출한다. ED_i는 각 정점에서 중심까지의 거리를 나타낸다.

외벽의 경우, 유사한 밝기값으로 인하여 원래의 경계보다 바깥쪽으로 벗어나거나 심근 부분의 잡음으로 인하여 안쪽으로 잘못된 초기 경계가 발생하므로 식 (7)과 같이 평균 거리 값이나 주변의 경계점들의 거리값을 비교하여 짧거나 긴 경계점들을 제거해준다.

$$F=\begin{cases} p_i \in F & ED_i > Mean \text{ and } ED_i > \frac{1}{2}\{ED_{i-1}+ED_{i+1}\}+5 \\ & ED_i < \frac{1}{2}\{ED_{i-1}+ED_{i+1}\}-5 \\ p_i \notin F & other \end{cases} \tag{7}$$

잘못된 경계를 제외하고 타원이나 원의 형태를 유지하기 위해 남아있는 경계점들을 이용하여 식 (8)의 타원 방정식을 이용하여 선형 보간한다. 마지막으로 각 경계점들을 B-스플라인 적합[17]을 이용하여 최종 심근 내외벽 경계 보정을 수행한다.

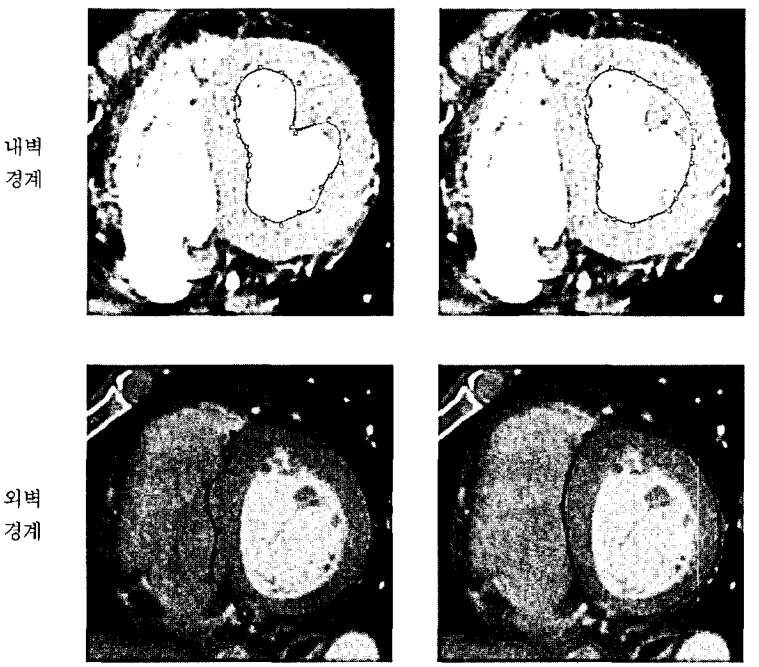
$$\frac{(x-C_x)^2}{a^2}+\frac{(x-C_y)^2}{b^2}=1$$
$$x=C_x+a\cos\theta \tag{8}$$
$$y=C_y+b\sin\theta$$

이 때, C_x는 중심점의 x좌표를 의미하고, C_y는 중심점의 y좌표를 의미한다. 또한 장축 b와 단축 a는 주변에 위치한 남아있는 경계점들의 거리 값들을 사용하여 계산한다.

거리 기반의 타원 보정을 통하여 그림 6과 같이 상단은 꼭지근으로 인한 잘못 추출된 경계 부분을 보정한 결과이고, 하단은 심근과 우심실의 유사한 밝기값으로 인해 잘못 추출된 경계 부분을 보정한 결과이다.

3. 실험 및 결과

본 실험에서 사용한 데이터는 Siemens Sensation 16과 Philips Brilliance에서 시간 변화에 따라 촬영한 심장 4D CT영상을 심장의 단축으로 자른 7명의 환자 데



(a) 초기 경계 분할 결과 (b) 최종 경계 분할 결과

그림 6 경계 보정을 통한 심근 내외벽 결과

이터를 사용하였다. 한 환자 당 획득한 볼륨데이터는 5~8개의 주기를 가지며, 영상 크기는 평균 724×867, 픽셀 크기는 0.32×0.32mm~0.37×0.37mm, 슬라이스 간격은 0.6mm 또는 0.7mm인 좌심실을 포함하는 70~100장의 슬라이스의 환자데이터를 사용하였다.

본 제안방법의 정확성 평가를 위하여 육안평가와 임상의의 수동 분할 결과와 제안방법 간의 평균거리차이, 중복영역비율을 측정하였다. 그림 7은 제안방법을 적용한 경계 추출 결과와 임상의에 수동 경계 추출 결과로 상단은 일반 환자의 영상이며, 하단은 지방이 많이 포함된 환자의 영상으로 영상의 명암대비가 작아 경계가 잘 나타나지 않는 영상이지만 정확하고 견고하게 추출되는 결과를 볼 수 있다.

정확성 평가 중 경계 간 평균거리차이는 식 (9)와 같이 임상의에 의한 수동 분할한 결과와 제안 방법을 이용하여 자동 분할한 결과인 좌심실 내외벽 경계 간 거리를 측정하였다.

$$ADD = \frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N} D_i(A,B) \tag{9}$$

$$D_i(A,B) = \sqrt{(A_x - B_x)^2 + (A_y - B_y)^2}$$

이 때, A는 자동 분할한 경계선 상의 정점을 나타내고 B는 수동 분할한 경계선 상의 정점을 나타내며, N은 자동 분할로 분할된 경계를 구성하는 정점의 수를 나타낸다. D는 자동 분할한 경계선 위의 정점과 수동 분할한 경계선 위의 정점 사이의 유클리디안(Euclidean) 거리이다.

그림 8은 본 실험에서 사용된 5-8개의 주기를 가진 7개의 실험데이터에 추출된 좌심실 내외벽 경계간의 평균거리차이와 표준편차를 나타낸 그래프이다. 이 때, 각 환자데이터의 평균과 표준편차는 각 주기의 평균을 사용하여 계산된다.

실험 결과 두 영상 경계 간의 평균거리차이는 0.56mm, 가장 작은 평균 거리차이는 0.21mm, 가장 큰 평균거리차이는 0.87mm로 측정되었다. 표준편차는 평균 0.24mm, 가장 작은 표준편차는 0.05mm, 가장 큰 표준편차는

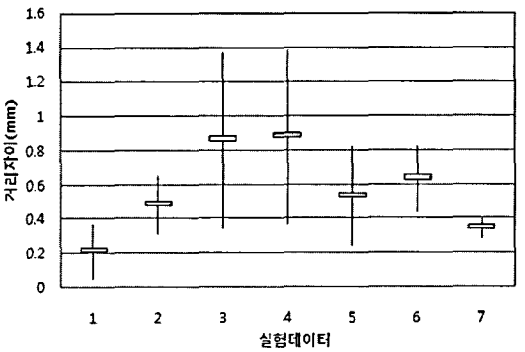
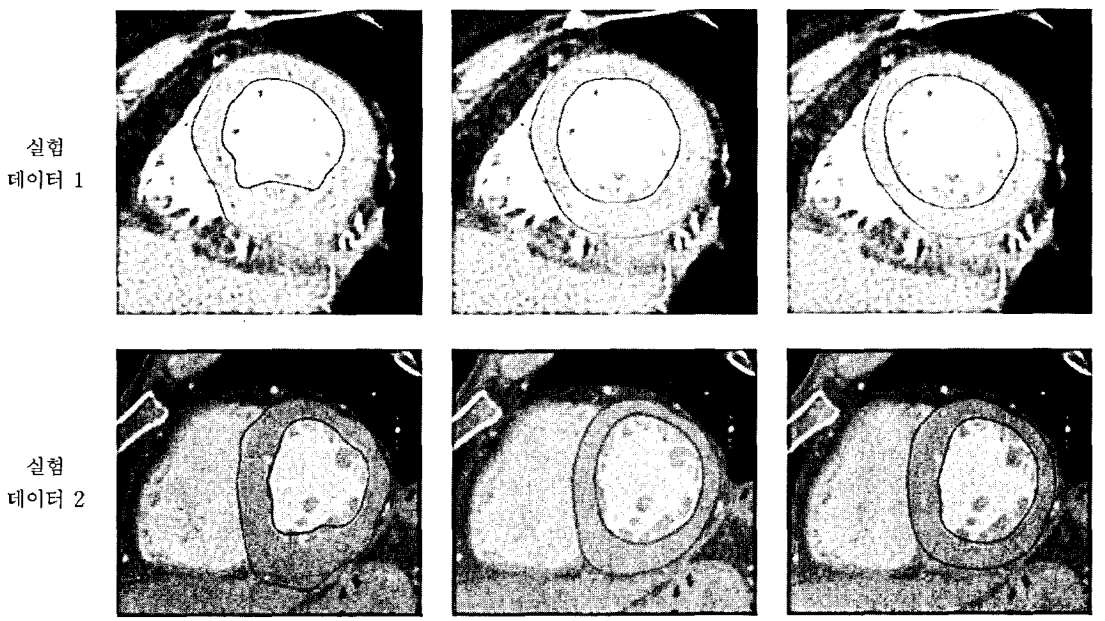


그림 8 분할된 좌심실 내외벽 경계 간 평균 거리 차이 측정 결과



(a) 초기 경계 추출 결과 (b) 최종 경계 추출 결과 (c) 수동 경계 추출 결과

그림 7 제안 방법을 적용한 추출 결과

0.52mm로 측정되어 거의 모든 경계에서 1mm 이하의 작은 평균거리차이를 보였다.

정확성 평가 중 중복영역비율은 임상의에 의한 수동 분할 한 결과와 제안 방법을 이용하여 자동 분할 한 결과인 좌심실 심근 영역 간 중복 비율을 측정하기 위하여 식 (10)을 이용한다.

$$\Omega = \frac{TP}{TP+FP+TN} \times 100(\%) \qquad (10)$$

이 때, TP(true positive)는 제안방법과 수동 분할이 모두 이루어진 영역이고, FP(false positive)는 제안방법은 분할되었지만 수동 분할은 이루어지지 않은 영역을 나타낸다. TN(True negative)는 수동 분할은 분할이 이루어졌지만 제안방법에서는 분할되지 않은 영역을 나타낸다. Ω의 수치는 0부터 100 사이의 값을 갖으며, 100에 가까울수록 정확하게 분할되었음을 의미한다.

그림 9는 분할된 좌심실 심근 영역에 대한 중복 비율을 측정한 결과이다.

실험 결과 측정된 수동 분할과 자동 분할 결과 간의 평균 중복영역비율은 82%, 가장 큰 중복영역비율은 84%, 가장 작은 중복영역비율은 80%로 측정되었다. 표준편차는 평균 4.2%, 가장 작은 표준편차는 2.54%, 가장 큰 표준편차는 0.49%로 측정되었다.

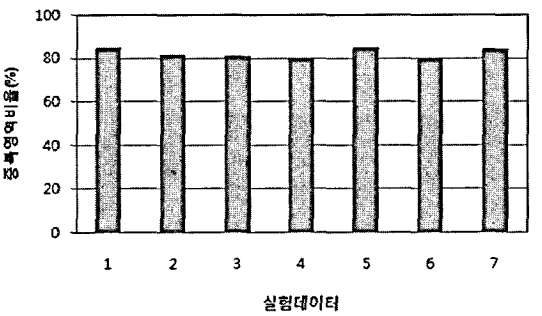


그림 9 수동 분할과 자동 분할 간의 중복 영역 비율 측정 결과

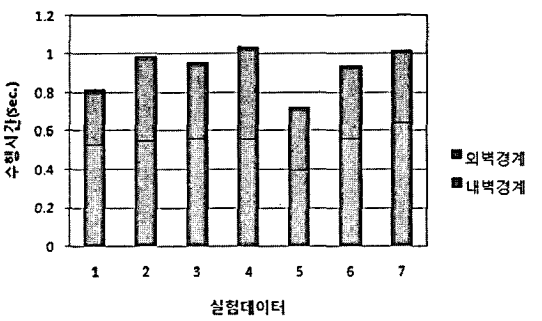


그림 10 실험 데이터 별 수행시간 측정 결과

본 실험은 인텔 코어2쿼드 6600 2.4GHZ CPU와 3.0GB 메모리를 장착한 PC에서 수행하였다. 그림 10은 제안방법의 내벽 경계 추출 단계, 외벽 경계 추출 단계를 적용한 자동 분할의 수행시간 측정 결과이다.

제안방법의 내벽 경계 분할 시간은 평균 0.5초, 외벽 경계 분할 시간은 평균 0.4초로 전체 한 주기의 볼륨데이터에 대한 평균 수행시간은 1초 이내이다.

4. 결 론

본 논문에서는 시간 변화에 따라 촬영된 심장 CT 영상을 단축으로 자른 7명의 환자 데이터를 사용하여 밝기값 분포와 기울기 정보를 고려한 방사선 추적 기반의 좌심실 내외벽 자동 분할 기법을 제안하였다. 좌심실 내벽 경계 추출과정에서 외부에서 내부로 생성하는 방사형의 방사선 추적을 통해 내벽 내부에 꼭지근을 포함하는 내벽 경계를 추출하였고, 좌심실의 외벽 경계 추출과정에서 각 데이터 특성에 맞는 심근의 밝기값 분포를 고려하여 일반 환자나 지방이 많이 포함된 영상의 대조대비가 낮은 영상에서도 적절한 밝기 임계 범위를 산정할 수 있었으며, 방사형의 길이 보정을 통하여 주변의 유사한 밝기값을 가진 기관으로 새어나가는 현상을 방지 할 수 있었다. 심근의 지역적 평가와 꼭지근이나 유사한 밝기값을 가진 경계에서의 잘못된 경계를 보정하기 위해서 타원의 방정식을 이용하여 선형 보간하고 각 경계점들을 B-스플라인 적합을 적용하여 견고하고 재현성 있도록 경계를 추출하였다. 제안방법의 정확성 평가를 위하여, 임상 전문의가 수동 분할 한 결과와 제안기법으로 자동 분할한 결과 간의 평균거리차이와 중복볼륨비율을 평가한 결과 평균거리차이는 평균 0.56±0.24mm로 측정되었고, 중복영역비율은 평균 82±4%로 측정되었다. 제안 방법을 적용한 자동 분할의 수행 시간은 한 주기의 볼륨데이터 대해서 평균 1초로 수행을 완료하였다. 본 제안 방법은 수축기말, 이완기 말의 용적 측정이나 전역적, 지역적 심근 변화 측정 등의 좌심실의 기능적 평가를 통해서 심장 질환을 진단하고 예후 예측이 가능하다.

참 고 문 헌

[1] Juergens KU, Fischbach R., "Left ventricluar function studied with MDCT," *Eur Radiology*, vol.16, pp.342-35, 2006.

[2] Schlosser T., Pagonidis K., Herborn CU, Hunold P. et al., "Assessment of left ventricular parameters using 16-MDCT and new software for endocardial and epicardial border delineation," *An J Roentgenol*, vol.184 pp.765-773.

[3] G. Mujlenbruch, M. Das, C. Hohl, J. Wildberger et

al., "Global left ventricular function in cardiac CT. Evaluation of an automated 3D region-growing segmentation algorithm," *Eur Radiology*, vol.16, pp.1117-1123 2006.

[4] J. Fleureau, M. Garreau, D. Boulmier, A. Hernandez, "A new 3D Multi-Object Segmentation Method in Cardiac MSCT Imaging using a Multi-Agent Approach," *CLAIB2007, IFMBE Proceedings*, vol.18, pp.249-253, 2007.

[5] Urschler M., Mayer H., Bolter R., Leberl F., "The LiveWire Approach for the Segmentation of Left Ventricle Electron-Beam CT Images," *Proc. of 26th Workshop of the Austrian Association for Pattern Recognition: Vision with Non-traditional Sensors*, vol.160, pp.319-326, 2002.

[6] Neubaure A., Wegenkittl R., "Skeleton-Based Myocardium Segmentation," *Proc. of SPIE*, vol.5009 pp.56-67, 2003.

[7] Neubaure A., Wegenkittl R., "Analysis of Four-Dimensional Cardiac Data Sets using Skeleton-Based Segmentation," *Journal of WSCG*, vol.11, no.1, pp.1213-6972, 2003.

[8] Mikhail G., Faiza A., Rob J., Boudewijn P., Johan H., "Automated Quantification of Cardiac Short-Axis Multi-Slice CT Images for Assessment of Left Ventricular Global Function," *Proc. of SPIE*, vol.5747, pp.463-474, 2005.

[9] Marie-Pierre Jolly, "Automatic Segmentation of the Left Ventricle in Cardiac MR and CT Images," *International Journal of Computer vision*, vol.70, no.2, pp.151-163, 2006.

[10] Muller-Karger C., Wong S., Cruz A., et al., "A Level-set Segmentation Approach for 4-D Cardiac Images," *IFMBE proceedings*, vol.18, pp.286-289, 2007.

[11] M. Lee, H. Hong, "Epi- and Endocardial Segmentation of the Left Ventricle using Adaptive Gradient Profile in CT Cardiac Dataset," *Proc. of the 35th KIISE Spring Conference*, vol.35, pp. 291-292, 2008. (in Korean)

[12] Liang J., Gangyi D., Yuwei W., "Segmentation of the Left Ventricle from Cardiac MR Images Based on Radial GVF Snake," *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, vol.2, pp.238-242, 2008.

[13] Robert M. Lapp, Lorenzo-Valdes M., Rueckert D., "3D/4D Cardiac Segmentation Using Active Appearance Models, Non-rigid Registration, and the Insight Toolkit," in *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol.3216, pp.419-426, 2004.

[14] H.C. Assen, R.J. Geest, M.G. Danilouchkine, et al., "3D Active shape Model Matching for Left Ventricle Segmentation in Cardiac CT," *Proc. of SPIE*, vol.5032, pp.384-393, 2003.

[15] H.C. van Assen, M.G. Danilouchkine, et al,, "Cardiac LV segmentation using a 3D active shape model driven by fuzzy inference," in *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol.2878, pp.533-540, 2003.

[16] Fritz D., Kroll J.,, Dillmann R., Scheuering M. "Automatic 4D-Segmentation of the Left Vetnricle in Cardiac-CT-Data," in *Proc. International Society for Optical Engineering SPIE*, vol.6512, Mar 2007.

[17] M. Unser, "Splines - a perfect fit for signal/image processing," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol.16, no.6, pp.22-38, 1999.

이 민 진

2003년 3월~2007년 2월 서울여자대학교 컴퓨터학과 학사. 2007년 9월~현재 서울여자대학교 컴퓨터학과 석·박사통합과정. 관심분야는 영상분할, 영상정합, 의료영상처리

홍 헬 렌

정보과학회논문지 : 소프트웨어 및 응용
제 37 권 제 1 호 참조