

# 심장 자기공명영상에서의 좌심실 자동 분할 알고리즘

조현우\*, 이해연\*

\*금오공과대학교 컴퓨터공학부 소프트웨어공학전공

e-mail: hwjo@kumoh.ac.kr

## Automatic Left Ventricle Segmentation on Cardiac Magnetic Resonance Image

Hyun Wu Jo\*, Hae-Yeoun Lee\*

\*Dept of Computer & Software Engineering, Kumoh National Institute of Technology

### 요 약

의학과 기술 발달로 인해 질병과 사고에 의한 사망률은 줄어들었으나, 심장 관련 질환에 의한 사망률은 증가하였다. 심장 질환을 예방하는 데는 정기적인 검진을 통해 심장기능을 분석하고 관찰하는 것이 중요하다. 심장 기능의 분석은 이완기와 수축기 사이의 혈류량 및 심박구출률 계산을 통한 심장 운동능력 평가에 의해 이루어진다. 본 연구에서는 심장 단축 자기공명영상에서 좌심실 영역을 자동 분할하여 혈류량 및 심박 구출률을 계산하는 알고리즘을 제안한다. K평균 군집화 기법을 적용하여 좌심실을 분할하고, 그래프 탐색 기법에 기반하여 분할 오류를 수정하였다. 15명의 지원자에 대해 제안하는 알고리즘을 사용하여 혈류량과 심박구출률을 계산하였고, 수동윤곽검출 및 General Electronics 사의 MASS 소프트웨어와 비교하였다. 제안한 알고리즘의 수동윤곽검출과 차이는 혈류량의 경우 평균적으로 이완기에 4.6mL±3.9, 수축기에 2.1mL±2.4로 나타났고, 심박구출률은 1.8%±1.7이었다. 전반적으로 MASS소프트웨어에 비해 좋은 성능을 나타내었다.

### 1. 서론

의학과 과학 기술의 발달로 인해 질병과 사고에 의한 사망률은 줄어들고 있으나, 심장 관련 질환에 의한 사망률은 증가하는 추세를 보이고 있다. <표 1>과 같이 통계청의 발표 결과에 따르면 심장 관련 질환에 의한 사망자 수는 2003년 16,892명에서 2008년 21,102명으로 5년 사이 20.1%의 증가치를 보였고, 매년 증가하는 추세를 나타내고 있다.

<표 1> 연도별 심장 관련 질환에 의한 사망자 수

연도	2003	2004	2005	2006	2007	2008
사망자	16,892	17,590	18,894	19,877	21,239	21,102

심장 기능의 분석은 이완기와 수축기 사이의 혈류량 및 심박 구출률 계산을 통한 심장 운동능력 평가에 의해 이루어진다. 본 연구에서는 심장 단축 자기공명영상에서 좌심실 영역을 자동 분할하여 혈류량을 계산하는 알고리즘을 제안한다. 3차원 평면 추정을 통해 코일 위치에 따른 영상 왜곡을 보정하였고, 초기점 전과 알고리즘을 적용하여 초기점을 추출한 후에 K평균 군집화 알고리즘을 통하여 분할을 수행하였다. 분할 오류에 대해 그래프 탐색 알고리즘을 이용하여 보정을 하였다.

논문의 구성은 다음과 같다. 제 2 장에서는 기존 좌심

실 분할 관련 연구에 대해 정리하고, 제 3 장에서 K평균 군집화 기법을 적용한 좌심실 분할 알고리즘에 대해 기술한다. 제 4 장에서는 제안한 알고리즘을 수동윤곽검출 및 GE-MASS 소프트웨어와 비교 분석한다. 제 5 장에서 결론을 내린다.

### 2. 관련 연구

컴퓨터를 이용해 자동으로 좌심실을 분할하는 방법은 여러 관점에서 연구되고 있는데, 그중 대표적으로 전형적인 영상 분할 기술을 이용하는 방법, 그래프 기반 분할 방법, 동적 윤곽 모델을 이용한 방법, 레벨셋 기반 알고리즘 등이 있다.

전형적인 영상 분할 기술을 사용한 방법[1]은 섬유지주 근육이나 유두형 근육 등을 판별하는데 유용하지만, 임계치를 결정하는 과정에서 관측자의 직관과 경험에 의존하게 되고, 결정되는 임계치에 따라 분할 성능이 크게 차이가 난다. 또한 심근과 심실 내부의 경계가 모호한 기저영상이나 정점 영상에서의 분할 성능이 좋지 못하다.

그래프 기반 분할 알고리즘[2]은 영상의 각 픽셀을 노드로 간주하여 그래프를 생성하고, 각 노드에 대한 방문 비용을 계산하여, 그래프 탐색 알고리즘을 통해 최소 비용 경로를 검출하는 것으로 분할을 수행한다. 그래프 기반 분할 알고리즘은 전반적으로 좋은 성능을 보여주나, 심장 위 부구조에 의한 간섭을 받기 쉽고 복잡한 심장 구조를 받

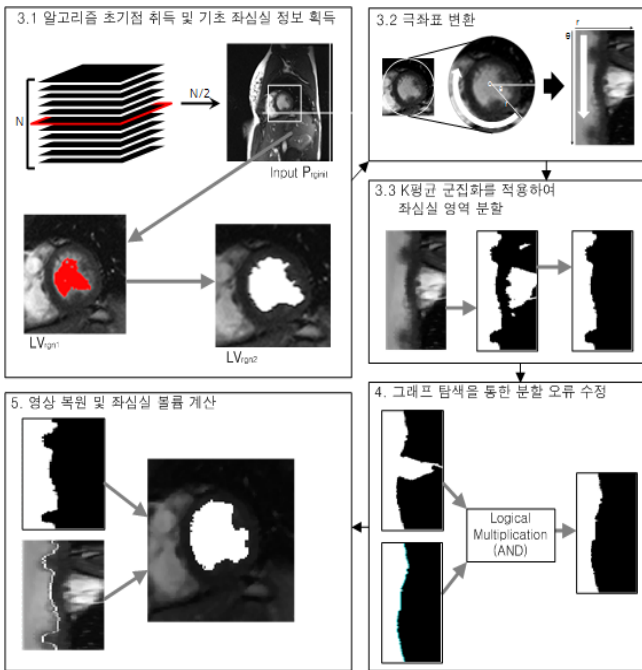
영하지 못하는 등의 문제점이 있다.

동적 윤곽 모델은 대상물의 외부력과 내부력의 에너지 최소화 과정을 통해 경계선을 검출하는 것으로 분할을 수행한다. 내부력으로는 강성과 탄성 등을 이용하고, 외부력으로는 밝기값 변화율을 이용한다. 동적 윤곽 모델에서는 대비가 작은 영상에서 문제가 발생하기 쉽고, 초기 윤곽선의 설정에 따라 알고리즘의 성능차이가 난다[3].

레벨셋 분할 기술을 이용한 알고리즘[4]은 최근 연구되고 있으며 잡음이 많은 영상에서 물체를 분할하는데 효율적으로 이용되고 있다. 레벨셋 분할 기술은 반복적인 계산 과정을 통해 영상 분할을 수행하지만, 반복 종료 조건을 결정하기 어렵고, 많은 계산량이 문제가 되며 동적 윤곽 모델과 마찬가지로 분할하고자 하는 대상물과 근접한 초기화를 필요로 한다.

### 3. 좌심실 자동 분할 알고리즘

본 논문에서는 K평균 군집화 알고리즘과 그래프 탐색 기법을 이용한 자동 심장 분할 알고리즘을 제안한다. 제안하는 알고리즘의 개략적인 수행과정은 [그림 1]과 같다.



[그림 1] K평균 군집화를 이용한 좌심실 분할 알고리즘

#### 3.1 초기점 전파 및 영상 왜곡 보정

관측자 간섭률을 줄이기 위해 알고리즘 시작 초기점을 설정하는 방법으로 Noel et al.[5]의 초기점 전파 알고리즘을 변형 적용하였다. Noel et al.에서는 이전 영상의 좌심실 영역 무게중심점으로부터 11x11크기의 윈도우를 설정하고, 윈도우 내의 픽셀들의 밝기와 이전 영상의 밝기값 평균(\$\mu\_{prev}\$)과 표준편차(\$\sigma\_{prev}\$), 무게중심점과의 거리를 고려하여 다음과 같이 각 픽셀의 에너지 \$E(p)\$을 계산하였다.

$$E(p) = \sqrt{\left(\frac{2\sigma_{prev}}{w-1}|P_{CoG}-P\right)^2 + (I_{next}(p) - \mu_{prev})^2} \quad (1)$$

위의 식을 따라 모델링된 행렬 \$E(p)\$에서 가장 작은 에너지 값을 갖는 좌표를 다음 영상의 초기점으로 설정한다.

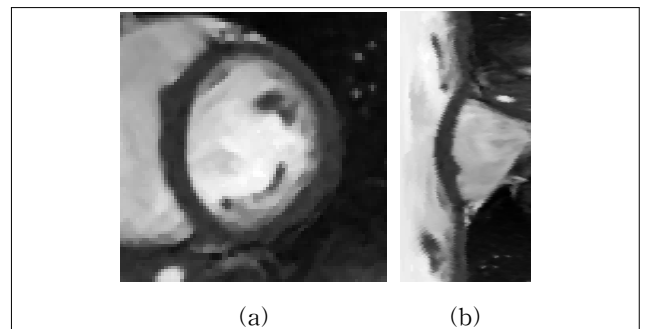
심장을 촬영한 자기공명 영상은 코일 위치와 피사체 사이의 거리 등에 의한 신호 왜곡이 발생한다. 이와 같은 왜곡은 컴퓨터 알고리즘의 좌심실 영역 분할 결과에 영향을 미친다. 따라서, 영상 왜곡을 보정하기 위해 Lee et al.[6]의 최소 자승법을 이용한 코일 위치에 따른 영상 왜곡 보정 알고리즘을 사용하였다.

#### 3.2 좌심실 영상의 극좌표 변환

좌심실 내부 영역 및 심근 영역의 형태는 단축 자기공명영상에서 원형으로 나타나는데, 분할 정확도나 계산량 등의 이점을 고려하여 좌심실을 포함한 영역을 극좌표계로 모델링하여 심장 내벽 추출 과정을 수행하였다. 제안하는 알고리즘에서는 원 형태의 심장 자기공명영상에 극좌표 변환을 수행하여 극좌표 영상을 생성하고, 생성된 극좌표 영상에 대해 K평균 군집화 기반 분할 알고리즘을 적용하여 좌심실을 분할하였다.

극좌표 변환을 수행하기 위해 극좌표계의 원점과 극좌표 변환 범위를 정한다. 이전 단계에서 설정한 극좌표 변환 원점을 기준으로 직교좌표계의 좌표 \$P(x,y)\$를 극좌표계의 좌표 \$P(r,\theta)\$로 변환하여 극좌표 영상을 구한다. 변환 범위는 좌심실 반지름의 3배를 사용하여 심근 영역과 주변 구조 일부를 포함하였다. 직교 좌표계의 좌표와 극좌표계의 좌표 사이의 관계식은 다음과 같다. [그림 2]에는 원 영상에 대하여 극좌표 변환을 수행한 예를 도시하였다.

$$P(r,\theta) = (\sqrt{x^2+y^2}, \text{acos} \frac{x}{\sqrt{x^2+y^2}}) \quad (2)$$



[그림 2] (a) 원영상과 (b) 극좌표 변환 영상

#### 3.3 K평균 군집화 기반 좌심실 자동 분할

K평균 군집화 기법은 N개의 속성으로 구성되는 각각의 레코드를 벡터로 표시하여 N차원의 데이터 공간(space)에 나타내고, 데이터 공간상에서의 직선거리를 계산하여 근접

한 거리에 있는 레코드들을 유사한 특성을 가지는 것으로 간주하여 분류하는 군집화 알고리즘이다[7]. K평균 군집화 알고리즘은 군집화할 데이터의 집합과 군집의 개수인 K를 파라미터로 받는다.

극좌표 변환 과정을 통해 생성한 극좌표 영상에 K평균 군집화 기법을 적용한다. 자기공명 영상 상에서 심실 내부 영역의 픽셀 밝기값은 심근부 영역의 픽셀 밝기값에 비해 밝게 나타난다. 이를 이용하여 K평균 군집화 알고리즘을 통해 픽셀의 밝기값을 기준으로 심실 내부 영역의 픽셀과 외부 영역 픽셀로 분류하였다.

### 3.4 그래프 탐색 기반 분할 오류 수정

K평균 군집화 알고리즘을 수행하여 좌심실을 분할한 결과에서, 좌심실 영역이 심실 외부 영역을 포함할 수 있다. 이런 분할 오류 현상은 기저 영상에서 주로 발생하고, 분할 영역에 포함되는 심실 외부 영역은 주로 좌심실에서 연결되어 나가는 심장 구조이다. 좌심실의 원형성을 이용하여 그래프 탐색 기반 분할 오류 수정 알고리즘을 통해 기저 영상에서 과다 분할된 영역을 소거하였다.

분할된 좌심실 영역의 데이터에서 원점 기준으로 심실 외부 방향으로의 다음 식을 통해 픽셀 밝기값 변화량 데이터를 계산한다.

$$IMG_{diff}(x,y) = IMG(x,y) - IMG(x-1,y) \quad (3)$$

K평균 군집화 알고리즘을 통해 얻어낸 결과영상은 이진 영상이기 때문에 변화량 데이터의 픽셀에는 -1, 0과 1의 세 가지 값이 나타난다. 밝기값 변화량 데이터에서 세로방향으로 동적 탐색 기법을 적용하여 밝기값 변화량 데이터 영상의 최상단과 최하단을 연결하는 최소 비용 경로를 산출한다. 극좌표영상에서 나타나는 심실 내벽의 직선성을 이용해 대각선 방향으로 연결되는 경로에 가중치를 적용하였다. 최소비용 경로를 구하기 위해 밝기값 변화량 데이터를 이용하여 아래 수식으로 모델링되는 경로 비용 행렬  $Pmap(x,y)$ 을 구한다.

$$Pmap_{(x,y+1)} = \min \begin{pmatrix} Pmap_{(x-1,y)}, \\ Pmap_{(x,y)} \times w, \\ Pmap_{(x+1,y)} \end{pmatrix} + IMG_{diff}(x,y+1) \quad (w = 1/\sqrt{2}) \quad (4)$$

경로 비용 행렬 최하단 라인의 픽셀 중 최소값을 가지는 픽셀로부터 경로를 역탐색하여, 최상단과 최하단을 연결하는 최소 비용 경로를 산출하고, 이 경로를 정상적으로 분할되었을 때의 좌심실 형태로 추측하였다. 추측된 정상 분할 심실 내벽 데이터와 군집화 알고리즘을 적용하여 생성한 데이터의 논리곱 연산을 통해 최종적으로 분할 오류가 수정된 영상을 획득하였다.

### 3.5 영상 복원 및 좌심실 볼륨 계산

극좌표 영상에서 좌심실 분할을 수행한 후 분할 결과를 직교좌표계로 역변환하여 좌심실의 볼륨을 계산하였다. 직교좌표계의 좌표가 극좌표 변환을 통해 극좌표계의 어떤 좌표로 사상되는지 추정하여 극좌표계 좌표상의 픽셀을 직교 좌표계로 되돌리는 역변환 과정을 거쳐 원영상에서 좌심실의 형태를 복원하게 된다. 역변환 과정은 다음과 같이 수행된다.

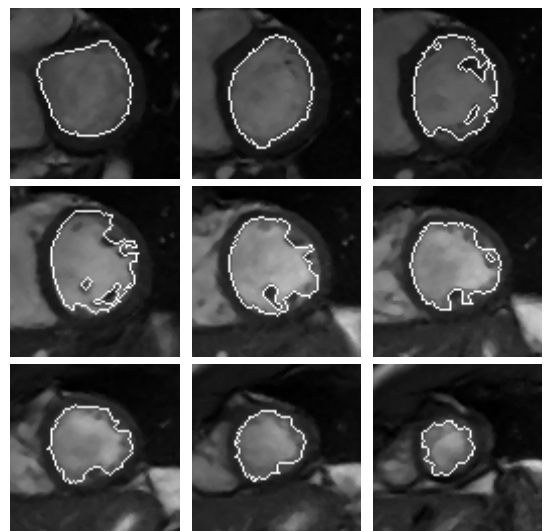
$$(x,y) = (r\sin\theta, r\cos\theta) \quad (5)$$

역변환 과정을 통해 극좌표 영상에서의 좌심실의 형태를 직교좌표계 상으로 복원한 후, 좌심실 영역의 픽셀 볼륨을 구한다.

## 4. 실험 결과

실험에 사용된 MRI 데이터들은 GE SIGNA 1.5T 스캐너를 사용하여 지원자에 대해 SSFP 스캔을 수행하여 촬영되었다. 총 15명의 지원자, 251장의 이완기 및 수축기 영상에 대해 제안한 알고리즘과 General Electronics 사의 MASS 6.0 상용소프트웨어를 이용하여 분할을 수행하고, 혈류량과 심박구출률을 계산한 후에, 수동윤곽검출로 분할을 수행한 결과와 비교 분석하였다. 혈류량은 부분 복셀소를 고려하지 않은 정상혈류량에 대해 계산하였다.

[그림 3]에는 제안한 알고리즘을 사용하여 심장을 분할한 영상을 도시하였다. 사용자의 인지 편의성을 위하여 분할된 심장 영역의 외곽만 표시하였다.



[그림 3] 제안 알고리즘을 통해 좌심실을 분할한 결과

수동 윤곽 검출 데이터에서 좌심실의 혈류량은 이완기와 수축기에 각각  $145.0\text{mL} \pm 44.9$ ,  $56.0 \pm 26.2$  였고, 심박 구출률은 평균  $62.7\% \pm 9.4$  이었다. 제안하는 알고리즘에서 분할한 좌심실의 혈류량은 평균적으로 이완기에  $146.7\text{mL}$

$\pm 41.7$ , 수축기에  $56.7\text{mL} \pm 27.6$ 으로 나타났고, 심박구출률은  $63.0\% \pm 10.2$ 였다. MASS 소프트웨어의 경우 평균적으로 이완기에  $164.5\text{mL} \pm 49.6$ , 수축기에  $67.6\text{mL} \pm 31.8$ 이고, 심박구출률은  $60.4\% \pm 10.1$ 으로 수동분할 결과와의 차이가 제안 알고리즘보다 크게 나타났다.

실험 데이터에 대해 수동윤곽검출 결과와 제안 알고리즘, MASS 소프트웨어를 통해 계산한 결과의 차이를 <표 2>에 정리하였다. 전체적으로 제안한 알고리즘의 계산 결과가 MASS 소프트웨어의 계산 결과보다 수동윤곽검출 결과와 유사한 것을 확인할 수 있다.

<표 2> 수동 윤곽 검출에 대해 제안한 알고리즘과 MASS소프트웨어의 비교 결과

	제안 알고리즘	MASS 소프트웨어
이완기	$4.6\text{mL} \pm 3.9$	$-19.5\text{mL} \pm 6.8$
수축기	$2.1\text{mL} \pm 2.4$	$-11.6\text{mL} \pm 6.0$
심박구출률	$1.8\% \pm 1.7$	$2.4\% \pm 1.9$

## 5. 결론

심장과 관련된 질환에 의한 사망률은 미국을 포함한 여러 선진 국가들의 주요 사망원인중 하나로, 매년 그 비율이 증가하고 있다. 심장 기능을 주기적으로 관찰하고 평가하는 것은 심장 질환을 예방하는데 중요한 역할을 한다. 최근 좌심실 영역을 분할하고 심장 기능을 평가하는 기술에 대한 연구가 다수 진행되고 있지만, 심장 형상의 복잡성이나 영상신호의 변이 등으로 정확한 결과를 도출하는데 어려움을 겪고 있다.

본 논문에서 제안하는 알고리즘은 혈류량 및 심박 구출률의 계산에 대해 전반적으로 높은 정확도를 나타냈다. 또한 좌심실 내벽의 분할에서 섬유 지주근이나 유두형 근육, 기저영상 등 식별하기 어려운 심장 구조에 대한 판별에 높은 성능을 나타냈다. 제안 알고리즘에 의한 분할 결과를 MASS 상용 소프트웨어와 비교하여 분석하고 정리하였다. 제안 알고리즘은 MASS 상용 소프트웨어에 비해 높

은 정확도와 신뢰도를 보였고, 제안 알고리즘의 유용함을 증명하였다.

## Acknowledgement

본 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (2010-0015522)

## 참고문헌

- [1]. J.S. Suri, "Computer vision pattern recognition and image processing in left ventricle segmentation: the last 50 years," Pattern Analysis and Applications, vol. 3, pp. 209 - 242, 2000.
- [2]. A. Pednekar, U. Kurkure, R. Muthupillari, S. Flamm, and I.A. Kakadiaris, "Automated Left Ventricle Segmentation in Cardiac MRI," IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 53 (7), pp. 1425-1428, 2006.
- [3]. M.-P. Jolly, "Automatic Segmentation of the Left Ventricle in Cardiac MR and CT Images," International Journal of Computer Vision, vol. 70 (2), pp. 151-163, 2006.
- [4]. N. Paragios, "A level set approach for shape-driven segmentation and tracking of the left ventricle," IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 22 (6), pp. 773-776, 2003.
- [5] N. Codella, J. Weinsaft, M. Cham, M. Janik, M. Prince, and Y. Wang, "Automatic Soft Segmentation of the Left Ventricle using Myocardial Effusing Threshold Reduction and Intravoxel Computation (LV-METRIC)," Radiology, 2008.
- [6] H.-Y. Lee, N. Codella, M. Cham. J. Weinsaft, and Y. Wang, "Automatic Left Ventricle Segmentation using Iterative Thresholding and Active Contour Model with Adaptation on Short-Axis Cardiac MRI," IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 75(4), pp. 905-913, 2010.
- [7] [http://en.wikipedia.org/wiki/K-means\\_clustering](http://en.wikipedia.org/wiki/K-means_clustering)