

심장 자기공명영상의 에지 분류 및 영역 확장 기법을 통한 자동 좌심실 분할 알고리즘

이 해 연[†]

요 약

최근 연구 결과에 따르면 여러가지 질환 중에 심장 질환으로 인한 사망률이 가장 높은 것으로 나타났다. 임상 실습에서 심장 기능은 좌심실을 수동윤곽검출하여 혈류량이나 심박구출률을 계산하여 분석하지만, 많은 시간과 비용을 필요로 한다. 본 연구에서는 심장을 촬영한 단축 자기공명영상을 사용하여 자동 좌심실 분할 알고리즘을 제안한다. 코일 위치에 따른 왜곡을 보상하고, 에지 정보를 검출하고 특성에 따라 분류한 후에, 영역 확장 기법을 사용하여 좌심실을 분할하였다. 또한 부분 복셀소(voxel)의 영향을 고려하였다. 코넬대학교 IRB의 승인하에 38 명의 심장 자기공명영상을 사용하여 제안한 알고리즘을 수동윤곽검출 및 GE MASS 소프트웨어와 비교하였다. 심장의 이완기와 수축기에 혈류량은 부분 복셀소 영향을 고려하지 않을 경우 각각 $3.3\text{mL}\pm 5.8$ (표준편차)와 $3.2\text{mL}\pm 4.3$, 부분 복셀소 영향을 고려한 경우 각각 $19.1\text{mL}\pm 8.8$ 와 $10.3\text{mL}\pm 6.1$ 의 정확도를 보였다. 심박구출률은 부분 복셀소 영향을 고려하지 않은 경우와 고려한 경우에 대해서 각각 $-1.3\%\pm 2.6$ 와 $-2.1\%\pm 2.4$ 의 정확도를 보였다. 이를 통해 제안한 알고리즘이 정확하고 정기적인 임상 실습에 유용함을 확인할 수 있다.

키워드 : 좌심실 분할, 에지 분류, 영역 확장 알고리즘, 심장 자기공명영상

Automatic Left Ventricle Segmentation by Edge Classification and Region Growing on Cardiac MRI

Hae-Yeoun Lee[†]

ABSTRACT

Cardiac disease is the leading cause of death in the world. Quantification of cardiac function is performed by manually calculating blood volume and ejection fraction in routine clinical practice, but it requires high computational costs. In this study, an automatic left ventricle (LV) segmentation algorithm using short-axis cine cardiac MRI is presented. We compensate coil sensitivity of magnitude images depending on coil location, classify edge information after extracting edges, and segment LV by applying region-growing segmentation. We design a weighting function for intensity signal and calculate a blood volume of LV considering partial voxel effects. Using cardiac cine SSFP of 38 subjects with Cornell University IRB approval, we compared our algorithm to manual contour tracing and MASS software. Without partial volume effects, we achieved segmentation accuracy of $3.3\text{mL}\pm 5.8$ (standard deviation) and $3.2\text{mL}\pm 4.3$ in diastolic and systolic phases, respectively. With partial volume effects, the accuracy was $19.1\text{mL}\pm 8.8$ and $10.3\text{mL}\pm 6.1$ in diastolic and systolic phases, respectively. Also in ejection fraction, the accuracy was $-1.3\%\pm 2.6$ and $-2.1\%\pm 2.4$ without and with partial volume effects, respectively. Results support that the proposed algorithm is exact and useful for clinical practice.

Keywords : Left Ventricle Segmentation, Edge Classification, Region-Growing Scheme, Cardiac MRI

1. 서 론

최근 연구 결과에 따르면 여러가지 질환 중에 심장 질환으로 인한 사망률이 가장 높은 것으로 나타났다. 심장 질환을 예방하는데 있어서 정기적인 임상 실습을 통해 심장 기

능을 분석하고 관찰하는 것은 매우 중요하다. 심장 기능은 이완기 (diastolic phase) 와 수축기 (systolic phase) 사이의 혈류량 및 심박구출률을 계산하여 분석을 수행한다. 심장의 기능을 분석하기 위해서는 자기공명영상 촬영 (MRI), 컴퓨터 단층촬영 (CT), 초음파 촬영, X선 촬영 등의 기술이 사용된다. 이들 중에서 자기공명영상 촬영의 경우 인체에 무해한 라디오 주파수와 자기장을 사용하므로 환자가 이온화 방사선에 노출되지 않아 정기적인 심장의 진단에 적합하다.

정기적인 임상 실습에서 혈류량과 심박구출률을 계산하는데 있어서 수동윤곽검출을 통한 좌심실 분할 결과는 표준

※ This work was supported by the Grant No. 2008-104-063 from Kumoh National Institute of Technology, Korea

† 정 회 원 : 국립금오공과대학교 컴퓨터공학부 교수
논문접수 : 2008년 2월 14일
수 정 일 : 1차 2008년 9월 1일, 2차 2008년 9월 3일
심사완료 : 2008년 9월 9일

척도로 간주된다. 그러나 이 과정은 노동 집약적이고, 많은 시간이 소요되며, 관측자에 따른 결과의 변형성이 문제점으로 지적되고 있다. 또한 유두형 근육이나 섬유지주 근육 등의 복잡한 심장 구조로 인해 좌심실을 상세히 분할하기 어렵다. 따라서 컴퓨터를 사용하여 관측자의 변형성이나 시간적 효율성을 개선하기 위한 많은 자동화된 알고리즘들이 연구되고 있고, 이에 대해 제 2절에 요약한다.

본 연구에서는 심장의 단축 자기공명영상을 사용하여 자동 좌심실 분할 알고리즘을 제안한다. 코일 위치에 따른 왜곡을 보상하고, 에지 정보를 검출하고, 그 밝기값 특성에 따라 분류한 후에, 영역 확장 기법을 사용하여 좌심실 분할을 수행하였다. 또한 부분 복셀소의 영향(voxel)을 고려하였다. 코넬대학교 IRB(Institutional Review Boards)의 승인하에 20명의 환자와 18명의 지원자의 심장 영상에 대해 제안한 알고리즘을 사용하여 혈류량 및 심박구출률을 계산하였고, 수동윤곽검출 및 General Electronics사의 MASS 소프트웨어와 비교하였다.

본 논문은 다음과 같이 구성되어 있다. 제 2 절에서 기존 좌심실 분할 연구에 대해 정리하고, 제 3 절에서 에지 분류 및 영역 확장 기법을 통한 자동 좌심실 분할 알고리즘을 제안한다. 제 4 절에서 실험 결과를 제시하고, 수동윤곽검출 및 MASS 소프트웨어와 비교를 수행하였다. 마지막으로 제 5 절에서 논문을 결론짓는다.

2. 관련연구

심장을 촬영한 자기공명영상을 이용하여 혈류량 및 심박구출률 계산을 위해 다양한 좌심실 분할 기술들이 연구되어 왔다. 이들은 전형적인 영상분할 기술을 이용한 방법, 그래프 기반 분할 방법, 동적 윤곽 모델을 사용한 방법, 레벨셋 기반 알고리즘으로 분류할 수 있다.

전형적인 영상분할 기술을 사용한 방법[1-8]에서는 임계치 계산, 영역 확장, 영상 분류 기법들을 사용한다. 또한 사용자의 상호작용을 최소화하기 위하여 여러 기법들을 통합한 하이브리드 방법도 있다. 그러나 전형적인 영상분할 기술들은 중간 심실을 촬영한 영상에 대해서는 잘 동작하지만 심실과 심근의 경계가 모호한 심장의 기저 또는 정점 영상에 대해 문제점을 가지고 있다. 또한 심장의 복잡한 구조를 올바르게 처리할 수 없다.

그래프 기반 분할 알고리즘[9-11]에서는 각 픽셀을 그래프의 노드로 간주하여 그래프를 생성하고, 각 노드에 대한 비용을 계산한 후에 동적 탐색이나 A* 알고리즘 등의 그래프 탐색 기술을 적용하여 최소 비용 경로를 검출함으로써 분할을 수행한다. 그러나 이들 방법은 유두형 또는 섬유지주 근육 등의 복잡한 심장 구조를 처리하는데 어려움이 있다.

동적 윤곽 모델 (Active Contour Model)을 사용한 분할 방법[12-14]에서는 대상물을 내부력과 외부력의 에너지 최소화 과정을 통하여 분할을 수행한다. 내부력은 강성과 탄성 등을 사용하고, 외부력은 밝기값 변화율 정보를 사용한다. 그러나 동적 윤곽 모델을 올바르게 수행하기 위해서는 대상물의 윤곽에 근접한 초기화가 중요하며 계산량이나 대비가

낮은 영상에 있어서 문제가 된다. 대상물의 형상에 대한 지식을 도입한 동적 형상 모델 (Active Shape Model) 을 사용한 분할 기술[15,16]들도 사용되고 있다. 수동 검출한 데이터 셋을 사용하여 대상물의 형상 파라미터를 훈련시킨 후에, 새로운 데이터가 들어올 경우 훈련된 모델과의 통계적 차이를 최소화하여 윤곽을 검출함으로써 분할을 수행한다. 그러나 다양한 특성을 반영한 모델을 수립하는데 어려움이 있고, 반복적인 연산의 수행은 높은 비용을 요구한다. 또한 복잡한 심장 구조는 모델을 적용하는데 어려움이 있다.

레벨셋 (Level-Set) 분할 기술[17-20]은 최근에 연구가 되고 있으며 잡음이 많은 영상에서 물체를 분할하는데 효율적으로 이용된다. 레벨셋 기술은 반복적 계산 과정을 통해 처리가 되지만, 반복적 계산의 종료 조건 결정이 어렵고, 분할하고자 하는 대상물과 인접한 초기화를 필요로 한다. 또한 높은 계산 비용이나 국소 수렴 등의 문제점을 갖고 있다. 이들 문제를 극복하기 위해 대상물에 대한 모델을 수립하여 활용하기도 하지만[18], 모델에 대한 의존성으로 인해 심장 형태의 특이성을 고려하지 못하여 부정확한 분할을 수행할 수 있다.

본 절에서는 주요한 저널에 출판되었던 자기공명영상에서 심장 좌심실 분할과 관련된 연구에 대해서 정리하였다. 학술회의까지 고려하면, 좌심실 분할과 관련된 다수의 연구가 수행되고 있으며, 그 중요성을 알 수 있다. 그러나 이들 알고리즘은 수행 속도, 관측자에 따른 변화, 임상 실습 사용에 있어서의 정확성 등의 문제를 가지고 있다. 또한 영상에 있어서 혈액의 부분 복셀소 영향에 대한 고려를 수행하지 않았고, 복잡한 구조를 갖는 유두형 또는 섬유지주 근육을 처리할 수 없었다.

3. 자동 좌심실 분할 알고리즘

본 절에서는 코일 위치에 따른 왜곡 보상, 에지 분류 및 영역 확장 기법을 통한 자동 좌심실 분할 알고리즘을 제안한다. 또한 부분 복셀소 특성을 고려한 혈류량 계산 방법을 제시한다. (그림 1)과 같이 단축 자기공명영상에서 심장은 원형이며, 좌심실과 심근 사이의 밝기값 변화가 두드러진다. 이와 같은 특성에 기반하여 아래와 같이 자동 좌심실 분할 알고리즘을 설계하였다. 각 과정에 대해서는 다음 절에서 상세히 설명한다.

STEP 1	자동 Seed 추출
STEP 2	초기 좌심실 추출 및 통계량 계산
STEP 3	코일 위치에 따른 왜곡 보상
STEP 4	에지 분류 및 심근 신호의 평균값 추정
STEP 5	영역 확장 기반 좌심실 분할
STEP 6	부분 복셀소에 따른 혈류량 계산

Step 1. 자동 Seed 추출

좌심실 상에 존재하는 Seed 점을 추출하기 위하여 심장의 기저와 정점 사이의 사용자가 지정한 영상에 대하여, 위상 1과 10에 해당하는 영상을 취득하여 잔차를 구한다. 위상 1과 10에 해당하는 영상은 대략 심장의 이완기와 수축기



(그림 1) 심장의 단축 자기공명영상 예

에 해당한다. 잔차 영상을 활용하여 원형 Hough 변환을 적용하고, 검출된 원의 중심점을 해당 영상에 대한 초기 Seed 점으로 사용한다 [9,11,15].

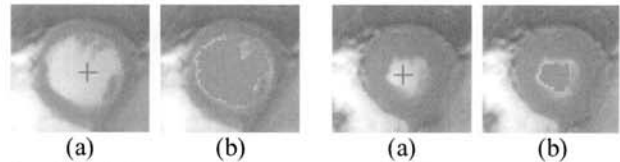
지정된 영상이 아닌 다른 영상이나 위상에 해당하는 경우, 이전 영상이나 위상에서 검출된 좌심실 분할 결과를 사용한 Seed 전파 기법[21]을 통하여 Seed점을 추정한다. 먼저 이전 영상 또는 위상에서 추출된 좌심실 분할 결과의 무게 중심점(center-of-gravity)를 계산하고, 이를 중심으로 11×11 픽셀 윈도우를 결정하였다. 각 픽셀에 대해 윈도우의 중심점과의 거리와 좌심실 영역의 평균 밝기값과의 차이를 고려하여 다음과 같이 에너지 값을 계산한다.

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

여기서 p 는 윈도우 상에 존재하는 각 픽셀 좌표를 의미하고, $I_{new}(p)$ 는 각 픽셀의 밝기값이다. p_{CoG} 는 이전 영상에서 추출된 좌심실의 무게중심점이고, $w = 11$ 으로 윈도우 크기에 해당한다. σ_{prev} 과 μ_{prev} 는 이전 영상에서 추출된 좌심실의 평균 밝기값 및 표준편차이다. 이렇게 계산한 에너지 값에서 최소 에너지 값을 갖는 픽셀을 Seed 점으로 사용하였다.

Step 2 초기 좌심실 추출 및 통계량 계산

입력된 자기공명영상에 대해 Step 1에서 추출한 Seed 점에서 시작하여 영역 확장 분할 알고리즘(region growing)을 수행하여 정밀 좌심실 추출하였다. 영역 확장 분할 알고리즘이 심근 영역을 넘어서 분할되는 것을 방지하기 위하여 영역 확장 조건을 인접한 점과의 밝기값 변화율이 5%내로 변하는 경우로 제한하여 영역 확장을 수행하였다. 5%라는 제약 조건은 매우 강한 영역 확장 조건에 해당되고, 1000 장 이상의 실험을 통하여 상기의 조건에서는 좌심실 영역을 벗어나지 않음을 확인하였다. (그림 2)에 자동 추출된 Seed 점



(그림 2) (a) 자동 추출된 Seed 점 및 (b) 영역 확장 분할을 통한 정밀 좌심실 영역

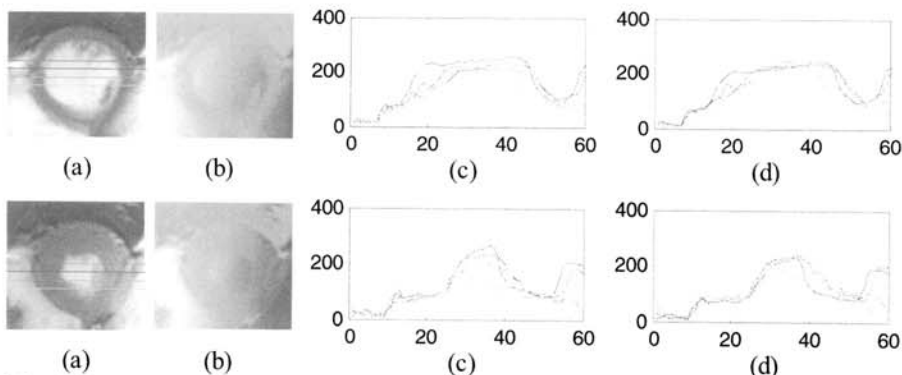
의 위치 및 이를 사용한 영역 확장 분할 기법을 통해 추출한 정밀 좌심실 영역을 나타내었다.

Step 3. 코일 위치에 따른 왜곡 보상

MR 스캐너로 촬영한 영상은 코일 위치에 따른 밝기값 신호의 왜곡이 존재한다. 이 왜곡은 사람의 눈으로 분석하는데는 영향이 크지 않지만, 컴퓨터 알고리즘에는 영향을 미친다. 본 논문에서는 코일 위치에 따른 왜곡을 보상하기 위하여 Step 2에서 추출한 정밀 좌심실 영역 데이터를 사용하여 최소 자승법을 통한 3차원 평면 $F(X,Y)$ 을 추정하였고, 정밀 좌심실 영역의 무게중심점에 대해 정규화 $F'(X,Y) = F(X,Y)/F(C_x, C_y)$ 를 수행하였다. 여기서 C_x 와 C_y 는 무게중심점의 X 와 Y 좌표이다. 마지막으로 입력 영상 (IMG_1)에 대해 다음과 같이 코일에 의한 왜곡 특성을 보정한 영상 (IMG_2)을 취득하였다.

$$IMG_2(i, j) = IMG_1(i, j) / F'(i, j) \quad (2)$$

여기서 i 와 j 는 $[1, M]$ 과 $[1, N]$ 의 영역을 갖으며, M 과 N 은 영상의 크기이다. (그림 3)에 코일 위치에 따른 왜곡을 보정한 결과를 나타내었다. 잔차 영상은 왜곡 보상 전후의 밝기값 신호 차이를 나타낸다. (그림 3d)와 같이 코일 왜곡 보상을 통하여 좌심실 영역의 밝기값이 더욱 유사한 값을 갖도록 영상이 처리된다.



(그림 3) 코일 위치에 따른 왜곡 보상. (a) 원본영상, (b) 잔차영상, (c) 왜곡 보상 전의 밝기값 프로파일, 및 (d) 왜곡 보상 후의 밝기값 프로파일

자기공명영상은 자석 세기의 한계, 자기장의 왜곡 등으로 인한 잡음도 가지고 있다. 이와 같은 밝기값 잡음을 제거하고 후속 과정에서 사용할 에지 분류 성능을 개선하기 위하여 평균값, 중간값, 또는 에지 보존 필터링 등의 전처리를 수행하여 전처리 및 코일 왜곡 보상 영상 (IMG_3)을 취득한다. 마지막으로 코일 왜곡 보상 영상 (IMG_2)에 대해 정밀 좌심실 영역에 대한 밝기값 신호의 평균 LV_{Mean0} 및 표준편차 LV_{Std0} 를 계산하고, 전처리 및 코일 왜곡 보상 영상 (IMG_3)에 대해서도 평균 LV_{Mean1} 및 표준편차 LV_{Std1} 를 계산한다.

Step 4. 에지 분류 및 심근 신호의 평균값 추정

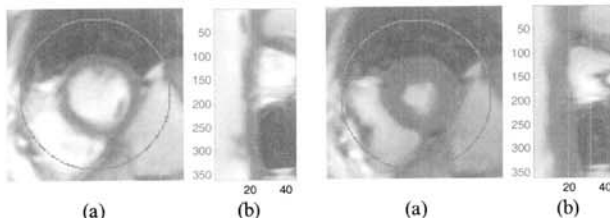
좌심실은 원형이므로 극좌표 매핑(polar mapping)을 통하여 (그림 4)와 같이 극좌표 영상(polar map)을 생성하였다. 극좌표 매핑의 중심점으로 정밀 좌심실 영역의 무게중심점을 사용하였다. 이와 같은 극좌표 매핑을 통하여 영상 좌표 (x, y) 시스템은 극좌표 (radius r, radian θ) 시스템으로 변환된다. 매핑 반경은 심장 영역을 포함할 수 있도록 크게 설정하였다.

에지 분류를 통한 심근의 밝기값 신호를 추정하기 위하여 먼저 극좌표 영상에 대해 Canny 에지 검출기를 통해 에지 정보를 추출한다. 추출된 에지 정보에서 정밀 좌심실 영역에 포함되는 에지 정보는 제거하였다.

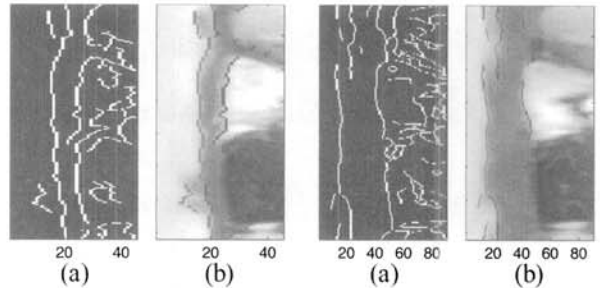
극좌표 영상에서 반경 (radius) 방향으로 밝기값 정보의 분석을 통하여 1차 경계선과 2차 경계선을 추출하였다. 경계선 좌측의 밝기값이 우측의 밝기값보다 LV_{Std1} 이상 크고, 좌측의 밝기값이 LV_{Mean1} 보다 큰 경우 1차 경계선으로 분류하였다. 2차 경계선은 1차 경계선에서 검색을 시작하여 경계선 좌측의 밝기값이 LV_{Mean1} 보다 작은 경우 2차 경계선으로 분류하였다. 이렇게 분류된 1차 경계선과 2차 경계선 사이의 영역에 대한 밝기값 신호 히스토그램을 계산하고, 히스토그램에 존재하는 잡음을 제거하기 위해 저주파 필터를 적용한 후에 히스토그램의 최대값을 검출하였다. 이를 심근에 대한 평균 밝기값 MC_{Mean2} 로 사용하였고, 심근 밝기값의 표준편차는 $MC_{Std2}=LV_{Std1}$ 로 가정하여도 크게 차이가 없다.

좌심실과 심근사이의 밝기값 차이는 분명하기 때문에 1차 경계선은 거의 모든 경우에 추출된다. Step 3에서 전처리를 수행하지 않더라도 성능의 차이는 크게 나타나지 않았다. 심근의 최외각 경계선은 그 경계가 불분명한 경우가 존재하여 2차 경계선이 검출되지 않는 경우가 있다. 이 경우 해당 행은 히스토그램 계산에 사용하지 않았다.

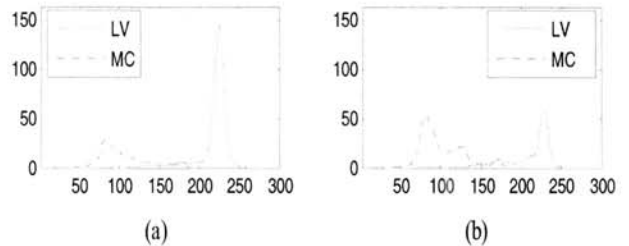
(그림 5)에 분류된 1차 경계선 및 2차 경계선을 표시하였다. 좌심실에 유두형 근육 등이 존재할 경우 분류된 2차 경



(그림 4) (a) 전처리 및 코일 왜곡 보상 영상 및 (b) 극좌표 영상



(그림 5) (a) 검출 및 필터링된 경계선 정보 및 (b) 에지 분류를 통해 분류된 1차 경계선 (빨강) 및 2차 경계선 (파랑) 정보



(그림 6) 극좌표 영상에서 분류된 1차 경계선까지의 좌심실 (LV) 히스토그램 및 1차 경계선과 2차 경계선 사이의 심근 (MC) 히스토그램

계선은 좌심실 영역에 위치되어 있다. 그러나 히스토그램을 계산할 경우 심근에 해당하는 영역의 밝기값 신호가 통계적으로 많기 때문에 심근 밝기값을 추정하는게 영향을 미치지 않는다. (그림 6)에는 1차 경계선과 2차 경계선을 사용하여 계산한 히스토그램이 나타나 있다. 1차 경계선까지의 밝기값은 좌심실의 히스토그램으로 나타났고, 1차 경계선과 2차 경계선 사이의 밝기값은 심근 히스토그램으로 표시하였다. 그림에서 히스토그램의 최대값은 다른값에 비해 확연하게 나타남을 알 수 있다.

Step 5. 영역 확장 기반 좌심실 분할

추정된 심근에 대한 밝기값을 이용하여 영역 확장 분할 알고리즘을 적용하고, 좌심실을 검출하였다. 영역 확장 알고리즘은 Step 2에서 추출한 정밀 좌심실 영역에서 시작하고, 각 픽셀의 밝기값이 영역 확장 임계치값 $MC_{Mean2} + w_1 \times MC_{Std2}$ 보다 큰 경우 해당 방향으로의 영역 확장을 진행하였다. 여기서 $w_1 = 2.0$ 로 가우시안 잡음의 특성을 고려하여 설정하였다. (그림 8b)에 영역 확장 알고리즘을 통해 분할한 좌심실의 윤곽선을 표시하였다.

Step 6. 부분 복셀소에 따른 혈류량 계산

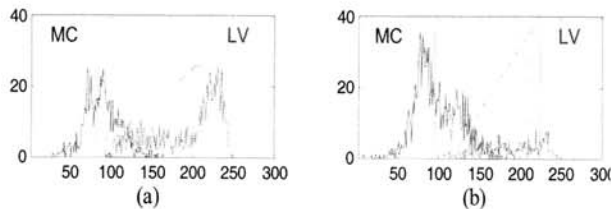
상기 과정들을 통하여 좌심실 영역 및 좌심실과 심근의 밝기값에 대한 통계치 (LV_{Mean0} , LV_{Std0} , MC_{Mean2} 및 MC_{Std2})를 계산하였다. 분할한 좌심실에 대해 부분 복셀소를 고려한 혈류량의 계산을 위하여 밝기값 가중치 함수를 정의해야 한다. 이를 위하여 좌심실 밝기값의 최솟값 LV_{Left} 및 심근 밝기값의 최댓값 MC_{Right} 상수를 다음과 같이 정의하였다.

$$\begin{aligned} MC_{Right} &= MC_{Mean2} + w_2 * MC_{Std2} \\ LV_{Left} &= LV_{Mean0} - w_3 * LV_{Std0} \end{aligned} \quad (3)$$

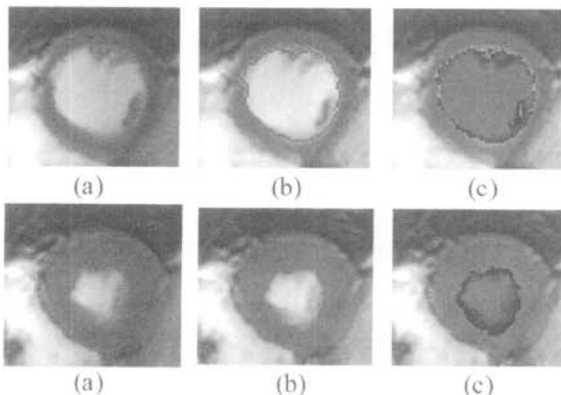
여기서 w_2 와 w_3 는 가중치 값으로 각각 2.0을 사용하였다. 이는 가우시안 잡음을 갖는 분포에 대하여 최소한 99.4%의 좌심실 및 심근의 정확성을 갖도록 한다. 이 상수를 사용하여 밝기값에 대하여 다음과 같이 가중치 함수를 적용하였다.

$$\begin{aligned} PV &= 1 && \text{if } I(i, j) \geq LV_{Left} \\ PV &= 0 && \text{if } I(i, j) \leq MC_{Right} \\ PV &= \frac{I(i, j) - MC_{Right}}{LV_{Left} - MC_{Right}} && \text{if } MC_{Right} < I(i, j) < LV_{Left} \end{aligned} \quad (4)$$

픽셀 밝기값으로 전처리 및 코일 왜곡 보상 영상 (IMG_1)이 아니라 코일 위치에 따른 왜곡만 보정한 영상 (IMG_2)을 사용하였다. 전처리의 경우 경계선 분류에는 도움을 주지만, 유두형 혹은 섬유지주 근육 등에 의한 밝기값 변화를 왜곡시킨다. 또한 전처리에 의해 과분할된 픽셀을 제거하는 효과가 있다. (그림 7)은 디자인한 가중치 함수를 나타내고, (그림 8)은 가중치 함수를 통해 처리한 부분 복셀소를 고려한 분할 결과이다. 여기서 밝기값이 밝을수록 높은 혈류량을 가지고 있고, 어두운 픽셀 영역은 혈류량이 없거나 매우 낮은 값을 가지고 있다.



(그림 7) 부분 복셀소 계산을 위한 가중치 함수



(그림 8) (a) 자기공명영상, (b) 영역 확장을 통해 분할된 좌심실 경계선 및 (c) 부분 복셀소를 고려한 좌심실 분할 결과

4. 실험결과

4.1. 실험 데이터

제너럴 일렉트릭스 Signa 1.5T 스캐너를 사용하여 20명의 환자와 18명의 지원자에 대해 SSFP 스캔을 수행하였

다. 환자들은 14세에서 77세까지 연령 범위를 갖고, 평균 나이는 57세였다. 지원자는 25세에서 77세까지 연령 범위를 갖고 평균 나이는 48세였다. 지원자의 심장은 정상 동작을 했으며 평균적인 형상을 가지고 있었다. 환자는 심근 경색, 심근 비대증, 유전분증 등의 질환을 가지고 있었다. 본 실험은 코넬대학교 Local Institutional Review Boards (IRB)에 의하여 영상 사용 및 분석이 승인되었고, 지원자와 환자의 동의하에 수행되었다.

자기공명영상 촬영파라미터는 TR 3.3-4.5ms, TE 1.1-2.0ms, flip angle 55-60, 영상크기 256×256, receiver bandwidth 125kHz, FOV 290-400×240-360, slice thickness 6-8mm, 및 slice gap 2-4mm로 설정하였다. 각 대상자의 좌심실은 20-28 심장 위상에 대해 6-10 slice로 촬영되었다. 총 635장의 영상에 대해 제안한 알고리즘, General Electronics사의 MASS 6.0 상용 소프트웨어와 수동윤곽검출 방법을 적용하여 분석하였다. 표준데이터로 수동윤곽검출은 CMR 8년차 및 3년차 전문가에 의해 수행되었고, 유두형 및 섬유지주 근육 등은 포함하지 않도록 분할하였다.

4.2. 혈류량 및 심박구출률

이완기와 수축기의 자기공명영상에 대하여 제안한 알고리즘과 MASS 소프트웨어를 사용하여 좌심실을 분할하고, 혈류량과 심박구출률을 계산하였다. 또한 수동윤곽검출을 통하여 계산한 결과와 비교하였다. 혈류량은 부분 복셀소를 고려하지 않은 정상 혈류량과 부분 복셀소를 고려한 부분 혈류량에 대한 계산을 수행하였다. 수동윤곽검출과 연관성 비교를 위하여 선형회귀 (linear regression) 및 Bland-Altman 분석을 수행하였다.

환자 그룹에 대하여 수동윤곽검출, 제안한 알고리즘의 정상 혈류량과 부분 혈류량은 이완기에 평균적으로 152.7mL±58.0 (표준편차), 150.0mL±55.4 및 132.6mL±51.7 였고, 수축기에 평균적으로 74.7mL±55.5, 71.9mL±53.7 및 63.1mL±49.3 였다. 심박구출률은 각 방법에 대해 평균적으로 55.8%±16.5, 56.6%±16.1 및 57.3%±16.5였다. MASS 소프트웨어의 경우 부분 복셀소의 영향을 고려할 수 없고, 수축기와 이완기에 혈류량은 평균 174.1mL±64.6 및 89.8mL±63.5였으며, 심박구출률은 53.1%±16.4였다. 전체적으로 제안한 알고리즘보다 오차가 크게 나타났다.

지원자 그룹에 대하여 수동윤곽검출, 제안한 알고리즘의 정상 혈류량과 부분 혈류량은 이완기에 평균적으로 135.4mL±39.0, 131.3mL±36.1 및 117.3mL±33.0였고, 수축기에 평균적으로 44.8mL±20.1, 41.2mL±19.4 및 35.9mL±17.6였다. 심박구출률은 각 방법에 대해 평균적으로 67.8%±7.6, 69.6%±7.2 및 70.5%±7.6였다. MASS 소프트웨어의 경우 수축기와 이완기에 혈류량은 평균 153.9mL±41.6 및 54.9mL±24.1였으며, 심박구출률은 65.2%±8.0였다. 전체적으로 제안한 알고리즘보다 오차가 크게 나타났다.

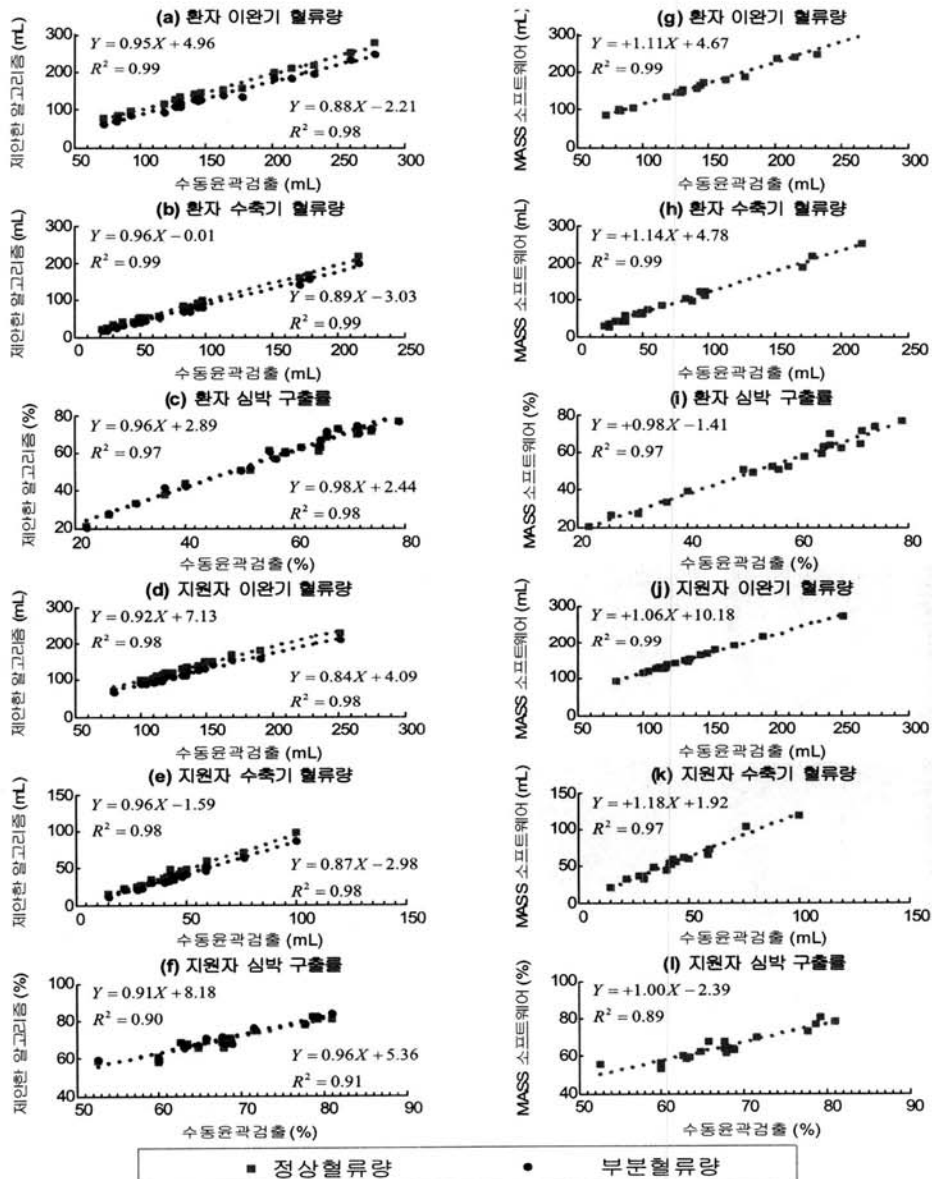
환자와 지원자 그룹에 대해 수동윤곽검출, 제안한 알고리즘 및 MASS 소프트웨어를 통해 계산한 혈류량 및 심박구출률에 대한 비교가 <표 1>, <표 2>, 및 (그림 9)에 나타나

〈표 1〉 환자 그룹의 수동운곽검출과 제안한 알고리즘을 통한 혈류량 및 심박구출률 비교 결과

	(제안한 알고리즘) 수동운곽검출 - 정상혈류량		(제안한 알고리즘) 수동운곽검출 - 부분혈류량		(MASS 소프트웨어) 수동운곽검출 - 정상혈류량	
	절대치	상관도	절대치	상관도	절대치	상관도
이완기 혈류량	2.6±5.9 (mL)	R ² =0.99	20.0±9.5 (mL)	R ² =0.98	-21.4±8.4 (mL)	R ² =0.99
수축기 혈류량	2.8±5.3 (mL)	R ² =0.99	11.6±7.6 (mL)	R ² =0.99	-15.1±10.1 (mL)	R ² =0.99
심박 구출률	-0.8±2.7 (%)	R ² =0.97	-1.6±2.4 (%)	R ² =0.98	2.7±2.7 (%)	R ² =0.97

〈표 2〉 지원자 그룹의 수동운곽검출과 제안한 알고리즘을 통한 혈류량 및 심박구출률 비교 결과

	(제안한 알고리즘) 수동운곽검출 - 정상혈류량		(제안한 알고리즘) 수동운곽검출 - 부분혈류량		(MASS 소프트웨어) 수동운곽검출 - 정상혈류량	
	절대치	상관도	절대치	상관도	절대치	상관도
이완기 혈류량	4.1±5.6 (mL)	R ² =0.98	18.1±8.0 (mL)	R ² =0.98	-18.4±4.5 (mL)	R ² =0.99
수축기 혈류량	3.6±3.1 (mL)	R ² =0.98	8.8±3.4 (mL)	R ² =0.98	-10.1±5.6 (mL)	R ² =0.97
심박 구출률	-1.8±2.4 (%)	R ² =0.90	-2.6±2.3 (%)	R ² =0.91	2.6±2.7 (%)	R ² =0.89

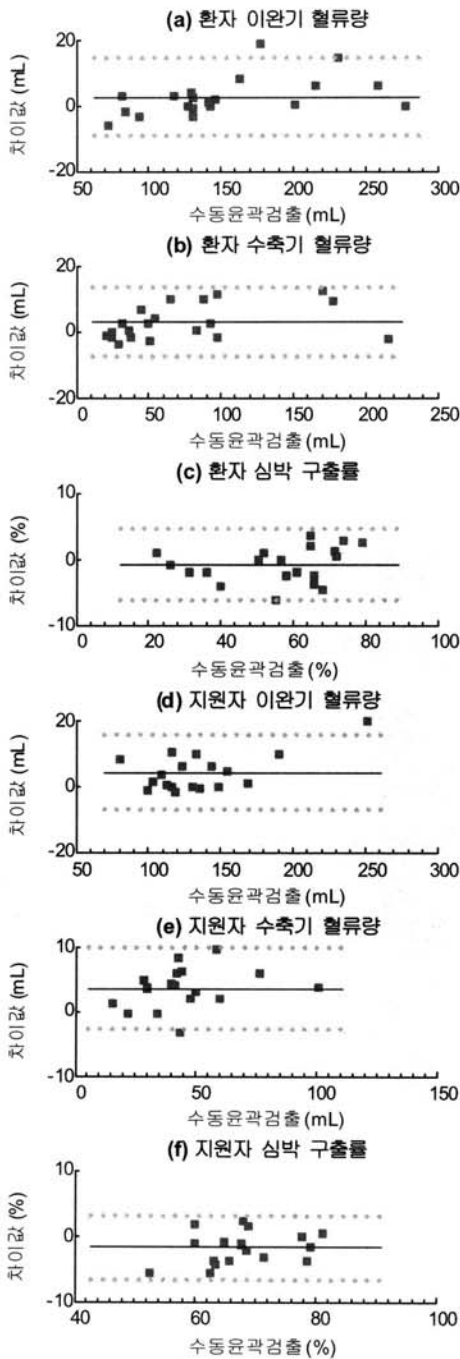


(그림 9) 이완기와 수축기에 수동운곽검출, (좌측) 제안한 알고리즘 및 (우측) MASS 소프트웨어로 계산한 혈류량 및 심박구출률에 대한 선형회귀도

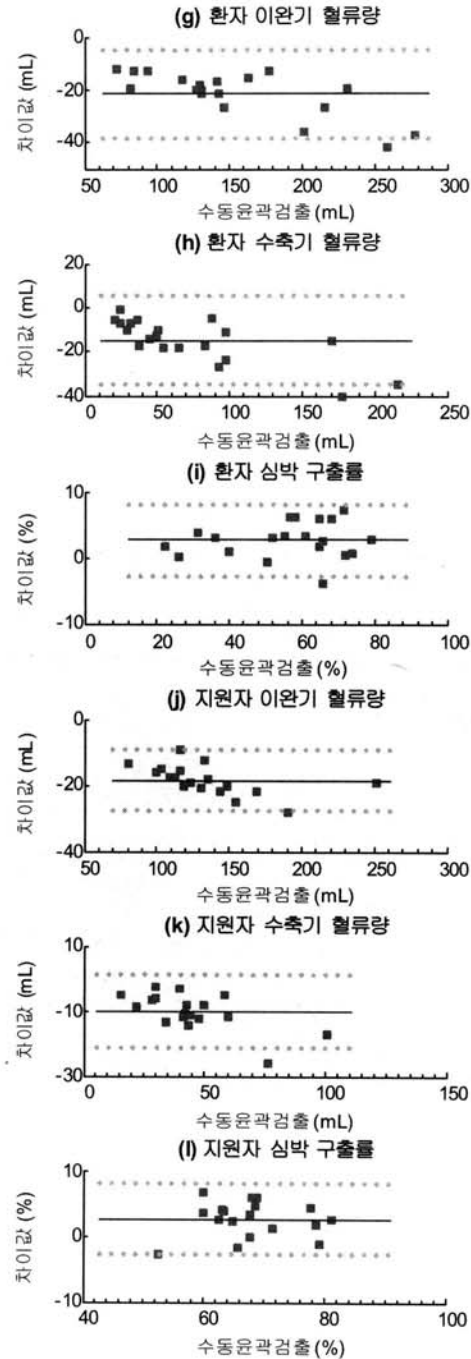
있다. 평균적으로 제안한 알고리즘으로 계산한 혈류량의 경우 MASS 소프트웨어를 통한 결과보다 수동윤곽검출 결과와 유사한것을 확인할 수 있다. MASS 소프트웨어가 큰 오차를 나타내는 이유는 분할의 정확도가 낮으며, 유두형 및 섬유지주형 근육 등의 복잡한 형태를 처리할 수 없기 때문이다. 이완기와 수축기의 혈류량 및 심박구출률의 경우

$R^2=0.98$ 및 $R^2=0.90$ 이상의 높은 상관도를 보였다.

혈류량 및 심박구출률에 대한 Bland-Altman 도식을 (그림 10) 및 (그림 11)에 나타냈다. 본 도식에서 두 방법 사이의 차이는 상대적인 오차를 표현한다. 그림에서 나타난것과 같이 제안한 알고리즘이 수동윤곽검출 데이터와의 유사성이 더 높은 것을 확인할 수 있고, 이를 통하여 GE사의 MASS

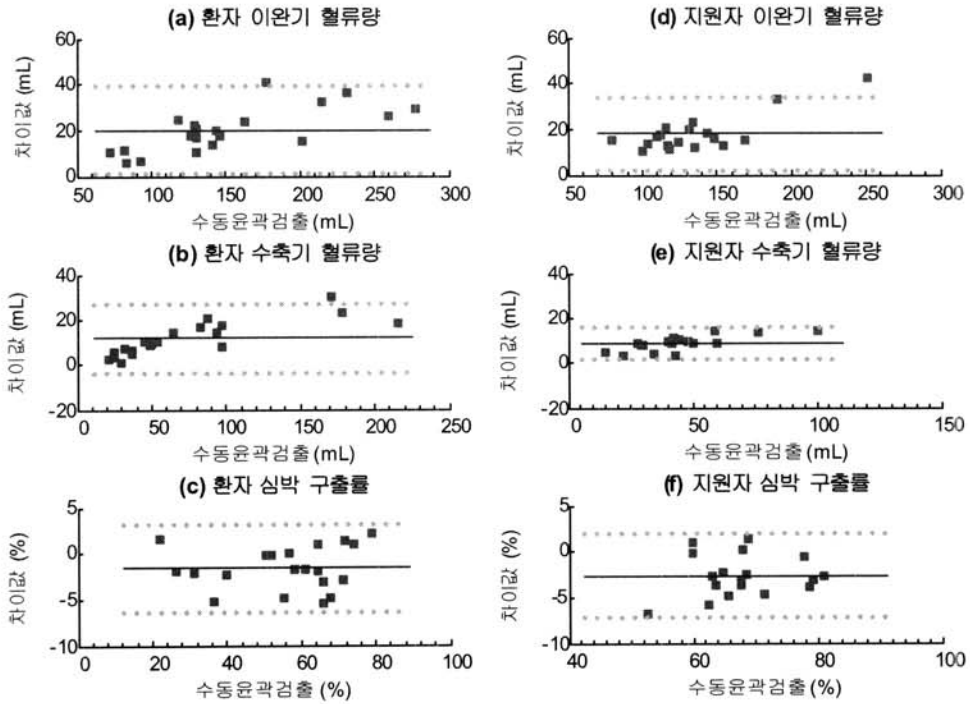


제안한 알고리즘

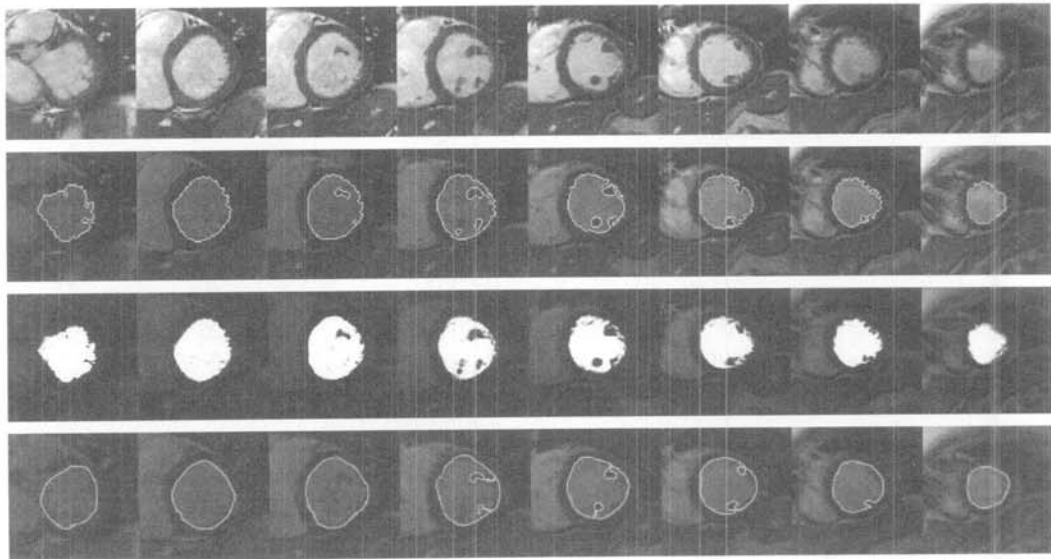


MASS 상용소프트웨어

(그림 10) 이완기와 수축기의 정상 혈류량 및 심박구출률에 대한 Bland-Altman 도식: (좌측) 제안한 알고리즘과 (우측) MASS 상용 소프트웨어



(그림 11) 이완기와 수축기의 제안한 알고리즘의 부분 혈류량 및 심박구출률에 대한 Bland-Altman 도식 (MASS 소프트웨어는 부분 복셀소를 고려하지 못하여 제안한 알고리즘 결과만 도시함)



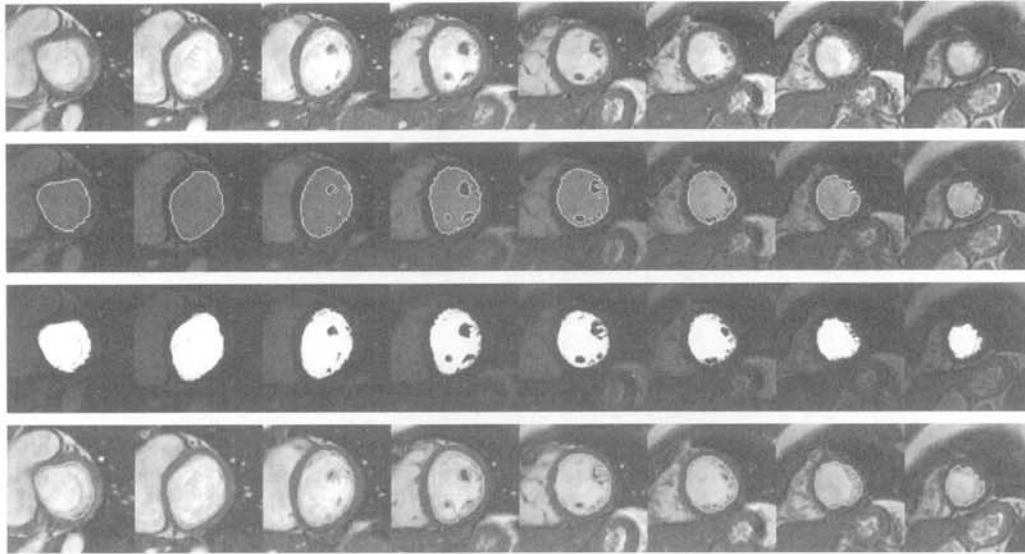
(그림 12) 환자의 심장 이완기의 영상에 대한 분할 결과: (a) 입력 자기공명영상, (b) 제안한 알고리즘을 통한 분할 결과, (c) 부분 복셀소 영향을 고려한 분할 결과, (d) 수동윤곽검출을 통한 분할 결과

소프트웨어보다 우수함을 확인할 수 있다. (그림 12)와 (그림 13)에 심장의 이완기 및 수축기에 해당하는 경우에 대한 입력 자기공명영상, 제안한 알고리즘을 사용하여 검출한 좌심실 윤곽선, 부분 복셀소를 고려한 분할 결과 및 수동윤곽검출을 통해 추출한 윤곽선을 도식화하였다. 수동윤곽검출을 통한 분할은 경우에 따라서 과분할 결과를 확인할 수 있었고, 심장의 유두형 근육이나 섬유주근육 등의 복잡한 구조로 인하여 상세한 분할이 어려운 경우도 있었다.

5. 논의 및 결론

수동윤곽검출에 있어서 관측자에 따른 변형성을 측정하기 위해 4명의 대상자에 대해 2번의 윤곽선 검출을 수행하였고, 이완기와 수축기에 혈류량은 평균 $9.2\text{mL} \pm 7.2$ 및 $5.7\text{mL} \pm 7.3$ 의 차이를 보였다. 이와 같은 관측자에 따른 변형성을 고려할 경우, 제안한 알고리즘과 수동윤곽검출의 정확도 차이는 더 줄어든다.

본 연구에서는 좌심실에 대해서만 연구를 수행하였지만,



(그림 13) 지원자의 심장 이완기의 영상에 대한 분할 결과: (a) 입력 자기공명영상, (b) 제안한 알고리즘을 통한 분할 결과, (c) 부분 복셀소 영향을 고려한 분할 결과, (d) 수동윤곽검출을 통한 분할 결과

우심실에 대해서도 동일한 기법을 적용하여 분할할 수 있다. 그러나 우심실의 경우 자기공명영상 촬영 중에 기하학적인 왜곡이 발생하므로 그 유용성은 높지 않다.

심장과 관련된 질병은 사망으로 연결되는 주요한 원인이며, 정기적인 임상 실습을 통해 심장의 혈류량 및 심박출률을 분석하는것은 심장 기능을 점검하여 심장 질환을 예방하는데 중요하다. 기존에 자기공명영상에서 심장을 분할하는 연구들이 수행되었지만, 최적의 파라미터를 찾거나, 영상 신호의 변이성, 심장의 복잡도 등으로 인하여 여러가지 어려움이 있었다. 본 연구에서는 자기공명영상에서 좌심실을 자동 분할하고, 이를 사용하여 혈류량 및 심박출률을 계산하는 것에 대해 논의하였다. 또한 38 명의 대상자에 대한 자기공명영상을 사용하여 수동윤곽검출 및 MASS 소프트웨어와 비교를 통해 제안한 알고리즘의 성능을 증명하였다.

본 연구에서 기여한 것은 단축 자기공명영상을 사용하여 자동화된 좌심실 분할 기술을 제안하였다. 코일 특성에 따른 왜곡을 보상하고, 에지 검출 후에 분류 기술을 적용하였으며, 영역 확장 기법을 사용하여 좌심실을 분할하였다. 또한 부분 복셀소를 고려하여 혈류량의 계산을 수행하였다. 마지막으로 정기적인 임상 실습에서 사용하는 수동윤곽검출 및 MASS 소프트웨어와의 비교를 통하여 제안한 알고리즘이 정확하며 유용함을 증명하였다. 본 알고리즘의 결과는 정확하고, 수동윤곽검출의 관측자에 따른 변이성 등의 문제점을 제거할 수 있고, 자기공명영상 외에도 다른 이미징 기술을 사용한 영상에도 적용이 가능하다.

참고 문헌

[1] L.P. Clarke, R.P. Velthuisen, M.A. Camacho, J.J. Heine, M. Vaidyanathan, L.O. Hall, R.W. Thatcher and M.L. Silbiger, "MRI segmentation: methods and applications," *Magnetic*

Resonance Imaging, Vol.13(3), pp.343-368, 1995.
 [2] 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.
 [3] A.E.O. Boudraa, M. Arzi, J. Sau, J. Champier, S. Hadj-Moussa, J.-E. Besson, D. Sappey-Mariniere, R. Itti and J.-J. Mallet, "Automated detection of the left ventricular region in gated nuclear cardiac imaging," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.43(4), pp.430-437, 1996.
 [4] A.E.O Boudraa, "Automated detection of the left ventricular region in magnetic resonance images by Fuzzy C-Means model," *The International Journal of Cardiac Imaging*, Vol.13(4), pp.347-355, 1997.
 [5] G.D.Waiter, F.I. McKiddie, T.W. Redpath, S.I. Semple and R.J. Trent, "Determination of normal regional left ventricular function from cine-MR images using a semi-automated edge detection method," *Magnetic Resonance Imaging*, Vol.17, pp.99-107, 1999.
 [6] A.S. Pednekar, R. Muthupillai, V.V. Lenge, I.A. Kakadiaris and S.D. Flamm, "Automatic identification of the left ventricle in cardiac cine-MR images: dual-contrast cluster analysis and scout-geometry approaches," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol.23(5), pp.641-651, 2006.
 [7] M. Lynch, O. Ghita and P.F. Whelan, "Left-ventricle myocardium segmentation using a coupled level-set with a priori knowledge," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol.30, pp.255-262, 2006.
 [8] Z. Zhou, J. You, P.A. Heng and D. Xia, "Cardiac MR image segmentation and left ventricle surface reconstruction based on level set method," *Studies in health technology and informatics*, Vol.111, pp.629-632, 2005.

[9] R.J. van der Geest, V.G.M. Buller, E. Jansen, H.J. Lamb, L.H.B. Baur, E.E. van der Wall, A. de Roos and J.H.C. Reider, "Comparison between manual and semiautomated analysis of left ventricle volume parameters from short-axis MR images," *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 21(5), pp.756-765, 1997.

[10] R.J. van Geuns, T. Baks, E.H. Gronenschild, J.P. Aben, P.A. Wielopolski, F. Cademartiri and P.J. de Feyter, "Automatic quantitative left ventricular analysis of cine MR images by using three-dimensional information for contour detection," *Radiology*, Vol.240(1), pp.215-221, 2006.

[11] 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.

[12] M.F. Santarelli, V. Positano, C. Michelassi, M. Lombardi and L. Landini, "Automated cardiac MR image segmentation: theory and measurement evaluation," *Medical Engineering & Physics*, Vol.25(2), pp.149-159, 2003.

[13] M.R. Kaus, J. von Berg, J. Weese, W. Niessen and V. Pekar, "Automated segmentation of the left ventricle in cardiac MRI," *Medical Image Analysis*, Vol. 8(3), pp.245-254, 2004.

[14] 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.

[15] R.J. van der Geest, B.P. Lelieveldt, E. Angelie, M. Danilouchkine, C. Swingen, M. Sonka and J.H. Reiber, "Evaluation of a new method for automated detection of left ventricular boundaries in time series of magnetic resonance images using an Active Appearance Motion Model," *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, Vol.6(3), pp.609-617, 2004.

[16] Q. Chen, Z.M. Zhou, M. Tang, P.A. Heng and D.S. Xia, "Shape Statistics Variational Approach for the Outer Contour Segmentation of Left Ventricle MR Images," *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, Vol.10(3), pp.588-597, 2006.

[17] W.J. Niessen, B.M. ter H. Romeny and M.A. Viergever, "Geodesic deformable models for medical image analysis," *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol.17(4), pp.634-641, 1998.

[18] 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.

[19] C. Corsi, C. Lamberti, R. Battani, A. Maggioni, G. Discenza, P. MacEaney, V. Mor-Avi, R.M. Lang and E.G. Caiani, "Computerized quantification of left ventricular volumes on cardiac magnetic resonance images by level set method," *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol.1268, pp. 1114-1119, 2004.

[20] M. Lynch, O. Ghita and P.F. Whelan, "Automatic segmentation of the left ventricle cavity and myocardium in MRI data," *Computers in Biology and Medicine*, Vol.36(4), pp.389-407, 2006.

[21] N. Codella, J.-W. Weinsaft, M.-D. Cham, M. Janik, M.-R. Prince and Y. Wang, "Automated Soft Segmentation of the Left Ventricle using Myocardial Effusing Threshold Reduction and Intravoxel Computation (LV-METRIC)," *Radiology*, 2008 (in printing).



이 해 연

e-mail : haeyoun.lee@kumoh.ac.kr

1997년 성균관대학교 정보공학과(학사)

1999년 한국과학기술원 전산학과(공학석사)

2006년 한국과학기술원 전자전산학과(공학 박사)

2001년~2006년 (주)썬트랙아이 선임연구원

2006년~2007년 코넬대학교 박사후연구원

2008년~현재 국립금오공과대학교 컴퓨터공학부 교수

관심분야 : 멀티미디어, 영상처리, 콘텐츠보안, 디지털워터마킹 등