

초음파 심장 영상에서 자동 심장 분할 방법

(Automatic Heart Segmentation in a Cardiac Ultrasound Image)

이 재 준 [†] 김 동 성 ^{**}
(Jaejun Lee) (Dongsung Kim)

요약 본 논문에서는 수술 도중에 심장내부로 삽입한 초음파 탐침을 통해 획득된 초음파 심장영상에 서 강인하게 심장 영역을 고속 자동 분할하는 방법을 제안한다. 제안한 방법은 심장 초기 경계 추출, 신뢰도 경쟁을 통한 전체 경계 검출, 회전 국부 방사선 기법을 이용한 국부 경계 보완으로 세 단계로 구성된다. 첫째, 초음파 탐침의 중심에서 방사선을 만들어 각 방사선에서 밝기값 기반 임계값 기법으로 얻어진 심장외부 영역을 이용하여 대략적인 초기 심장영역의 경계를 추출한다. 둘째, 각각의 방사선에서 임계치로 추출된 초기 심장영역의 위치를 포함하여 경계와 영역정보를 이용해 추출된 새로운 후보들과 신뢰도의 경쟁을 수행하여 높은 신뢰성을 가진 심장 경계를 검출한다. 셋째, 방사선 기법으로 경계획득이 어려운 심장의 오목한 영역에서 경계를 따라 회전하면서 국부적으로 방사선 조사법을 적용하여 경계를 보완한다. 제안된 방법은 실제 환자의 심장 수술 도중에 얻어진 초음파 영상에 적용되어 고무적인 결과를 획득했다.

키워드 : 의료영상분할, 심장 분할, 초음파 영상

Abstract This paper proposes a robust and efficient segmentation method for a cardiac ultrasound image taken from a probe inserted into the heart in surgery. The method consists of three steps: initial boundary extraction, whole boundary modification using confidence competition, and local boundary modification using the rolling spoke method. Firstly, the initial boundary is extracted with threshold regions along the global spokes emitted from the center of an ultrasound probe. Secondly, high confidence boundary edges are detected along the global spokes by competing among initial boundary candidate and new candidates achieved by edge and appearance information. Finally, the boundary is modified by rolling local spokes along concave regions that are difficult to extract using the global spokes. The proposed method produces promising segmentation results for the ultrasound cardiac images acquired during surgery.

Key words : Medical image segmentation, Cardiac segmentation, Ultrasound image

1. 서론

자기공명(Magnetic Resonance, MR)영상, 전산화 단층촬영(Computed Tomography, CT)영상, 초음파(Ultrasound)영상 등 의료 영상은 질환의 진단과 치료를 위해 널리 사용되고 있다. 특히 수술 도중처럼 신속한 영상 획득이 필요한 경우에는 초음파 영상이 많이 사용된다. 심장에서 특정 부위의 이상이 발견된 경우 그 부위를 치료 탐침을 이용해 전기적 치료를 한다. 현재까지 개발된 방법은 치료 탐침과 함께 침습된 초음파 탐침에서

얻어진 영상을 보면서 의사가 자신의 손의 감각을 사용해서 심장 안에서 치료 탐침의 위치를 직관적인 판단에 의해서 추정하여 치료를 한다. 이러한 방법은 의사의 숙련도에 따라서 치료 결과가 크게 차이가 나고 정확한 치료를 보장하기도 어렵다. 이를 해결하기 위해서 시술 전에 획득한 3차원 전산화 단층 촬영 영상을 이용하여 환자의 심장을 모델링하고 시술 도중에 획득한 초음파 영상에서 분할된 심장 영역을 정합해서 초음파 탐침의 현재 위치를 획득하고, 그 위치를 이용하여 정확한 부위를 치료 탐침을 이용해 치료하고자 하는 연구가 진행되고 있다. 이를 위해서는 선결과제로서 시술도중에 심장에 놓인 초음파 탐침에 의해서 획득된 초음파 영상에서 심장의 위치를 고속으로 정확히 추출해주는 분할 방법의 개발이 필요하다.

의료영상의 분할 방법들은 크게 세 가지로 구분되어 질 수 있다[1]: 영역기반 방법[2,3], 경계기반 방법[4-6],

· 본 연구는 숭실대학교 교내연구비의 지원으로 이루어졌음

† 정희원 : (주)에이디티 연구원

jaejun@iul.ssu.ac.kr

** 종신회원 : 숭실대학교 정보통신전자공학부 교수

dongsung@ssu.ac.kr

논문접수 : 2005년 10월 31일

심사완료 : 2006년 2월 13일

그리고 통합 방법[7-17]. 영역기반 방법과 경계 기반 방법들이 분할 하고자 하는 영역이 영역이나 경계특성들 만으로는 동질성이 표현되지 않는 경우는 적용이 어려움이 있어서, 최근 들어서는 통합 방법들이 많은 관심을 받고 연구 되어진다. 이러한 통합 방법들은 단순하게 영역특성과 경계특성을 통합하는 것[7,8]부터, 분할하고자 하는 모양(shape)을 통합하는 것[9,10], 형태(appearance)를 통합하는 것[11,12], 그리고 이 모양과 형태를 통합하는 것[13-17]들로 구성된다. 모양의 통합은 모양 데이터베이스를 작성하는 데에 많은 수고와 시간이 필요하고[9,10], 형태 데이터베이스도 같은 문제점을 갖고 있다[11,12]. 초음파 심장영상은 의료영상 중에서 화질이 나빠서 분할에 어려움을 갖고 있다[18]. 초음파 영상에 있는 노이즈를 제거하기 위해서 심장조직의 특성을 통계적 방법으로 모델링 하여 분할한 방법[19]은 좋은 결과를 제공했지만, 모델 변수를 설정하기 위해서 사용자 개입이 필요했다. 적응적으로 텍스처 특성을 이용해서 변수를 설정하고자 하는 방법은 사용자 개입은 피할수 있었지만 경계에서 Hausdorff distance는 평균적으로 13 화소의 차이를 갖는 등 여전히 개선의 여지가 남아 있다 [20]. 또한 경계의 특성을 이용하여 전처리 및 B-Spline 보간을 하여 심장 경계를 추출하고 balloon 힘을 포함하는 active contour로 심장 경계를 트래킹을 하여 검출하는 방법[21] 역시 경계에서 수작업에 비해 큰 오류를 갖고 있다. 또한 이런 접근법들은 연산시간도 많이 필요해서 실제 시술에서처럼 실시간 분할이 필요한 경우에는 적용에 어려움이 있다. 따라서 본 논문에서는 영역과 경계 특성을 통합하는 접근 방법에서 고속으로 연산이 가능하면서 강인한 결과를 제공해 줄 수 있는 분할 방법을 개발하고자 한다.

심장 수술에서 사용되는 초음파 영상은 심장내부의 탐침에서 방사선 상으로 보내진 초음파 신호를 받아서 영상을 만들기 때문에 이러한 방사선 조사방법을 활용할 수 있는 분할 방법을 제안한다. 제안하는 방법은 먼저 임계값기반으로 심장 외벽 영역을 추출하고 탐침에서부터 방사선 상에서 만나는 영역들 중에서 신뢰성 있는 영역들을 이용해서 초기 경계를 획득한다. 이 초기 경계후보와 영상의 영역특성과 경계 특징을 기반으로 신뢰성 있는 후보 들을 방사선 상에서 추출하여 이들을 경쟁을 통해서 최적의 경계를 추출한다. 마지막으로 심장 영역에서 오목한 부분은 국부적인 방사선 방법을 사용하여 추출한다.

2장에서는 자동으로 심장영역을 분할하는 방법으로 방사선 조사법, 심장 경계의 초기 위치 검출, 검출된 위치에서 최적의 심장 경계를 찾기 위한 방법 및 회전(rolling) 알고리즘을 사용하여 오목(concave)한 심장

영역에 대한 경계 검출 방법에 설명을 한다. 3장은 제안된 방법을 이용하여 심장 영역을 분할한 실험 결과에 제공하고, 4장에서 본 논문을 결론짓는다.

2. 자동 심장 분할

자동으로 심장영역을 분할하기 위해 먼저 심장영역의 대략적인 밝기값을 이용하여 임계값 기반 분할을 수행하고, 분할된 영상에서 4이웃 연결화소성(connected component)[22]을 이용하여 잡음처럼 나타나는 작은 영역을 제거 후 심장 경계의 초기 위치를 검출하기 위해 심장 영상의 중심에서 방사선 모양으로 10°씩 회전하며 36개의 방사선을 펼치게 된다. 각각 36개의 방사선을 임계값 기반 분할된 영상에서 탐색하여 심장 경계의 초기 위치를 검출한다. 이때, 36개의 방사선 중에 심장 경계 초기 위치가 검색된 것과 검색되지 않은 것을 각각 모호한(ambiguous) 방사선과 명확한(distinct) 방사선이라고 하고, 명확한 방사선에서 최적의 심장 경계 검출하기 위한 방법으로 그래디언트 신뢰도(gradient magnitude confidence)[22]와 캐니 신뢰도(canny edge magnitude confidence)[23]의 경쟁을 이용하여 최적의 경계를 검출하고, 모호한 방사선에서는 방사선에 위치한 픽셀들의 질감(texture) 정보를 이용한 Gray Level Co-occurrence Matrix(GLCM) entropy confidence[22]와 그래디언트 신뢰도의 경쟁을 이용하여 검출하여 36개의 방사선에서 구해진 최적의 심장 경계를 스플라인 보간[24]을 통하여 심장 영역의 경계를 추출한다. 그러나 심장의 해부학적 모양을 보면 오목(concave)한 영역이 존재하여 한 번의 방사선 조사법으로는 분할되지 않는다. 이런 문제점을 극복하기 위하여 심장 영역의 경계를 따라 회전(rolling)하면서 오목한 영역을 검출하여 국부적으로 방사선 조사법을 수행하여 심장 경계를 검출 하여 이미 검출된 심장 경계 결과와 병합을 하여 최종적으로 스플라인 보간으로 최적의 심장영역을 검출하게 된다. 그림 1에 전체적인 흐름도가 보여진다.

2.1 자동 심장 초기 경계 추출

2.1.1 임계값 기반 분할 및 잡음 제거

임계값 분할방법은 임계값 이상의 밝기값을 갖는 화소들을 동질한 화소로 판별하여 분할하는 방법으로 본 논문에서는 심장영역을 지역적 평균값이 임계값보다 큰 경우 그 중심 화소를 동질한 화소로 판별하는 수식 (1)의 방법을 제안한다. 여기서 사용된 임계값은 128이다. 이런 지역적 평균값을 사용한 이유는 초음파영상이 갖고 있는 노이즈를 줄이기 위한 전처리 필터링의 한 방법으로 사용한 것이다.

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if, } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{if, } f(x, y) < T \end{cases}$$

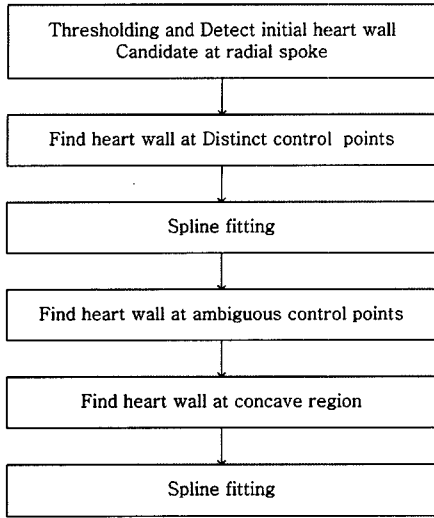


그림 1 자동 심장 분할 흐름도

$$f(x,y) = \frac{1}{n^2} \sum_{j=-n/2}^{n/2} \sum_{i=-n/2}^{n/2} I(x+i,y+j) \quad (1)$$

그림 2에서 (a)는 일반적인 임계값 분할의 했을 때 결과 영상이며, (b)는 지역적 평균을 이용한 임계값 기반 분할 결과 영상이다. (a)에서처럼 한 픽셀에 대해 임계값 분할을 하면 잡음에 민감한 결과가 나타나지만 (b)에서처럼 지역적 평균 밝기값을 이용한 임계값 분할을 수행시 심장 근육이 깨끗하게 분할됨을 알 수 있다. 지역적 임계값 분할을 통하여 처리된 심장 분할영상에서 잡음처럼 존재하는 영역을 제거하기 위하여 4이웃 연결 화소성 검사(connected component)을 이용하여 잡음처럼 존재하는 작은 영역은 검출 후 제거를 한다.

2.1.2 방사선 조사법

심장 경계의 위상학적 위치를 검출하기 위해 방사선 조사법을 적용하였다. 방사선 조사법은 일정한 각도를 가지며 중심점에서 바깥방향으로 뻗어나가는 일련의 직

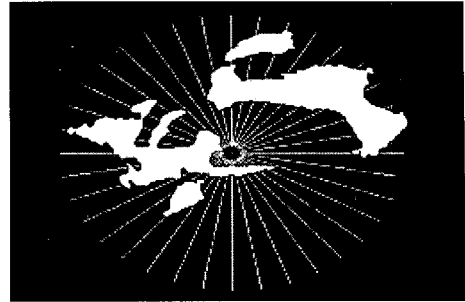


그림 3 방사선 조사법

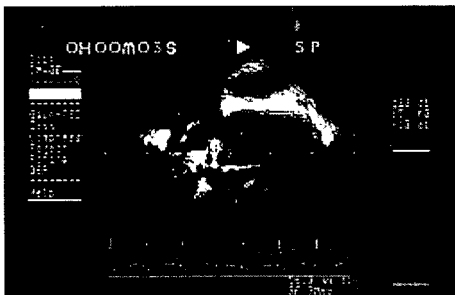
선을 방사선 모양으로 펼쳐 놓는 방법이다. 그림 3은 임계값 기반 분할한 심장 영상에서 방사선 조사법을 사용하여 초기 심장의 위치를 찾을 수 있다는 것을 나타낸다. 그림 3에서 보이듯이 심장 영상을 임계값 분할하여 방사선 조사법을 적용하면 두 종류의 방사선이 나타나게 된다. 첫째로 방사선 상에 심장 경계가 존재하는 명확한 방사선과 둘째로 방사선 상에 심장 경계가 존재하지 않는 모호한 방사선으로 구분된다.

2.1.3 초기 심장 경계 위치 검출

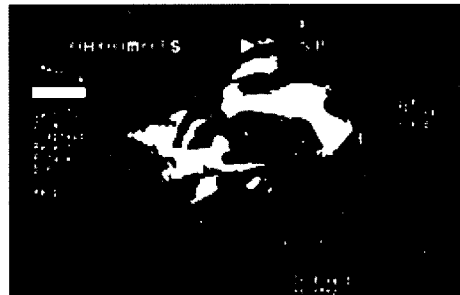
명확한 방사선에서 검출된 심장 경계 위치는 임계값에 민감해서, 임계값이 변하면 위치가 변경된다. 이를 해결하기 위해서 방사선 상에서 탐색 범위를 ±20화소로 하여 그 중에서 가장 큰 그래디언트 크기(gradient magnitude)를 갖는 위치를 심장 경계 위치로 결정한다.

2.2 경계점의 신뢰도 경쟁을 통한 심장 경계 추출

인체의 심장을 해부학적 지식을 이용하여 살펴보면, 심장은 각각 2개의 심방과 2개의 '심실로 이루어져 있으며 심방은 정맥과 연결되어 있어 혈액을 심장으로 끌어당기며, 심실은 동맥과 연결되어 있어 혈액을 인체의 곳곳으로 보내는 역할을 하며, 특히 심실은 근육이 잘 발달되어 있다[25]. 심방과 심실, 심실과 동맥 사이에는 판막이 존재하여 혈액흐름의 역류를 방지한다. 이러한 심장의 해부학적 형태 때문에 초음파를 이용하여 심장을



(a) 일반적인 임계값 분할



(b) 지역적 평균 임계값 분할

그림 2 임계값 분할 결과 영상

촬영하면 심장 근육으로 둘러싸인 부분은 심장 경계가 뚜렷하게 나오지만 혈액의 심방과 심실, 심실과 동맥이 연결된 곳은 모호하게 나타나며, 위 두 가지 경우에서 최적으로 심장의 경계를 찾기 위하여 경계가 뚜렷한 부분에서 심장 경계를 추출하는 방법과 경계가 모호한 부분에서 심장 경계를 추출하는 방법에 대해 제안한다. 먼저, 명확한 방사선상에서 심장 경계를 검출하는 방법에 대해 설명을 하고 다음으로 모호한 방사선상에서 심장 경계를 검출하는 방법을 설명한다.

2.2.1 명확한 방사선상에서 심장 경계 추출

임계값 분할 후 방사선 조사법을 이용하여 획득된 명확한 방사선에 위치하는 심장 경계 위치를 높은 신뢰도를 가지는 픽셀의 위치로 경계를 움직이기 위한 방법으로 방사선 상에 위치한 픽셀들의 그래디언트 에지와 캐니 에지의 신뢰도 경쟁을 통한 신뢰도가 높은 심장 경계 위치로 이동시키는 방법을 제안한다. 그림 4에서 나타난 캐니 에지에서 보듯이, 심장 판만 영역처럼 모호한 경우에는 역시 모호한 에지가 검출되지만, 명확한 방사선에서의 경우에는 그래디언트 에지 방법보다 높은 신뢰도를 갖고 심장 경계를 나타낸다. 그 이유는 캐니 에지가 그래디언트의 방향성을 고려한 최대값에서 찾지기 때문이다.

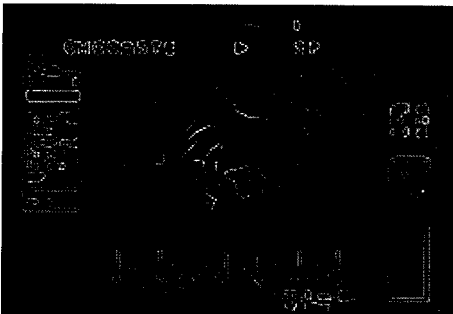


그림 4 canny edge 검출 결과

신뢰도 경쟁은 초기 검출된 심장 경계의 위치의 그래디언트 신뢰도를 구하고 ±20화소로 탐색범위를 설정하여 각 화소를 이동하면서 캐니 신뢰도에 거리 페널티(distance penalty)를 추가하여 계산되는 MCC(modified canny confidence)를 이용해서 이루어진다. 거리 penalty를 주는 이유는 경계에서 많이 떨어진 캐니 에지는 심장의 내벽이 아닌 다른곳에서 발생할 수도 있기 때문에 이런 경우를 제거하기 위함이다. 캐니 신뢰도를 구하는 방법으로 방사선 상에 위치한 화소의 캐니 에지와 주변에 존재하는 캐니 에지간의 8-연결성[22]을 고려하여 이웃하는 캐니 에지가 존재하면 높은 신뢰도를 가질 수 있도록 이웃하는 에지의 평균 캐니 크기(canny

magnitude)을 추가하여 신뢰도를 계산한다. 이것은 에지의 끝부분 일수록 줄어드는 에지의 정보를 보완할 수 있다.

신뢰도 경쟁의 알고리즘이 다음에 나타나 있다.

단계 1: 명확한 방사선 P_i 의 초기 심장 경계 위치 $P_i(k)$ 에서 gradient magnitude를 이용하여 다음과 같이 current confidence를 구한다.

$$\text{current confidence} = \text{gradient magnitude} / 255$$

단계 2: $P_i(k+n)$ 에서 다음과 같이 canny confidence를 구한다.

$$\text{canny confidence} = \text{canny magnitude} / 255$$

단계 3: $P_i(k)$ 와 $P_i(k+n)$ 사이의 Euclidean distance에 따라 다음과 같이 distance penalty를 계산한다.

$$\text{distance penalty} = \alpha^{1.5} \times \text{distance} \times \text{current confidence}$$

$\alpha : 1/n$

distance : Euclidean distance

단계 4: $P_i(k+n)$ 에서 MCC(modified canny confidence)를 구한다.

$$\text{modified confidence} = \text{canny confidence} - \text{distance penalty}$$

단계 5: if $\text{MCC} > \text{current confidence}$, 조건을 만족하면 방사선 상의 심장 경계 위치를 $P_i(k+n)$ 로 이동한다.

단계 6: 명확한 방사선에서 n 범위내의 모든 픽셀 위치에 대하여 단계 3부터 단계 5까지 반복 적용한다.

$$n = \{ m \mid j-20 < m < j+20 \}$$

위 과정을 모든 명확한 방사선에 대해 수행을 하여 가장 높은 신뢰도를 가지는 위치로 경계의 위치를 이동시킨다.

2.2.2 모호한 방사선상에서 심장 경계 추출

심방과 심실의 연결이나 혈관의 연결등에서 모호하게 보여지는 부분은 그림 4처럼 경계가 잘 나타나지 않아서 이들의 경계는 형태(appearance)의 특성을 이용한 질감정보를 추출하는 GLCM(Gray Level Co-occurrence Matrix)을 이용하여 분할하게 된다. 모호한 방사선 상에서 심장 경계를 검출하기 위해 그래디언트 신뢰도와 GLCM 엔트로피 신뢰도의 경쟁을 통하여 신뢰도가 크게 나타나는 심장 경계의 위치로 이동시키는 방법을 제안한다.

모호한 방사선에서는 초기 심장의 경계를 검출할 수 없으므로 모호하지 않은 방사선에서 찾은 심장 경계점들을 스펙라인 보간법을 적용하여 일시적으로 심장의 경계를 생성하여, 모호한 방사선과 교차되는 위치를 모호한 방사선 상의 심장 경계 위치로 선택한다. 선택된 위치에서 그래디언트 신뢰도를 계산하고 ±20화소로 탐

색범위를 설정하고 모호한 방사선의 화소를 탐색하면서 GLCM 엔트로피 신뢰도를 거리에 따라 distance penalty를 부가하여 계산되어진 MGC(modified GLCM entropy confidence)간의 경쟁을 통하여 신뢰도가 높은 심장 경계 위치를 검출하여 이동하게 된다.

모호한 방사선에서 최적의 심장 경계 위치를 검출하는 방법을 간략하게 표현 하면 다음과 같다.

단계 1: 모호한 방사선 P_i 의 심장 경계 위치 $P_i(k)$ 에서 gradient magnitude를 이용하여 다음과 같이 current confidence를 구한다.

$$\text{current confidence} = \text{gradient magnitude} / 255$$

단계 2: $P_i(k+n)$ 에서의 GLCM entropy confidence를 구한다.

$$\text{GLCM entropy confidence} = \text{GLCM entropy} / 255$$

단계 3: $P_i(k)$ 와 $P_i(k+n)$ 사이의 Euclidean distance에 따라 다음과 같이 distance penalty를 계산한다.

$$\text{distance penalty} = \alpha^{1.5} \times \text{distance} \times \text{current confidence}$$

$$\alpha : 1/n$$

distance : Euclidean distance

단계 4: $P_i(k+n)$ 에서 MGC(Modified GLCM Entropy confidence)를 구한다.

$$\text{modified Confidence} =$$

$$\text{GLCM entropy confidence} - \text{distance penalty}$$

단계 5: if MGC > current confidence, 조건을 만족하면 방사선 상의 심장 경계 위치를 $P_i(k+n)$ 로 이동한다.

단계 6: ambiguous 방사선에서 n 범위내의 모든 픽셀 위치에 대하여 단계 3부터 단계 5까지 반복한다.

$$n = \{m \mid j-20 < m < j+20 \}$$

위 과정을 모든 모호한 방사선에 대해 모두 수행을 하여 가장 높은 신뢰도를 나타나는 경계의 위치로 이동시킨다.

2.3 방사선 조사법의 한계 극복

방사선 조사법의 단점으로 인한 오목(concave)한 심장 영역이나, 초음파 탐침의 위치에 따라 가까운 쪽의 심장영역의 경계는 분할결과의 정확성이 높지만, 맞은편에 위치한 심장 벽에서는 분할결과의 정확도가 떨어지게 되어 심장의 경계를 검출하는데 좋지 못한 결과를 배출한다. 그림 5는 심장의 오목한 영역과 초음파 탐침의 위치에 따른 방사선의 간격을 나타낸 그림이다.

이러한 경우에 있어서 정확한 심장의 경계를 검출할 수 있도록 회전(rolling) 알고리즘을 이용하여 36개의 방사선에서 검출된 심장 경계를 제어점으로 두고 스플

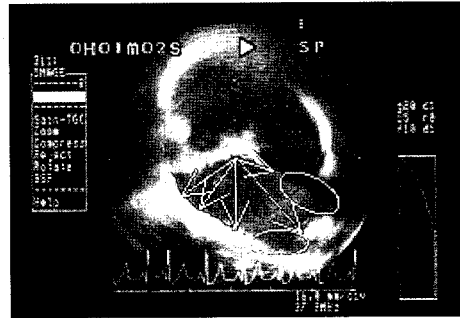


그림 5 오목(concave)한 심장 영역

라인 보간을 하여 생성된 심장 경계를 따라 방사선 조사법을 국부적으로 적용하여 해결하는 방법을 제시한다.

2.3.1 회전 알고리즘을 통한 한계 극복

오목한 심장 영역 및 심장 경계와 방사선이 거의 평행할 경우에 심장 경계를 정확하게 분할하기 위해서 초기 36개의 방사선에서 찾아진 심장의 경계를 스플라인 보간을 통하여 부드러운 심장 경계 생성하고, 회전 방법으로 심장 경계를 탐색하여 오목한 영역에서 방사선 조사법을 통해 심장 경계의 제어점을 추가로 검출한 후 모호하지 않은 방사선과 모호한 방사선에 제한한 심장 경계 검출방법을 적용하여 심장영역의 최적화된 경계 위치를 검출한다. 그림 6은 회전 알고리즘을 적용하여 국부적으로 방사선 조사법을 수행하는 것을 나타낸다.

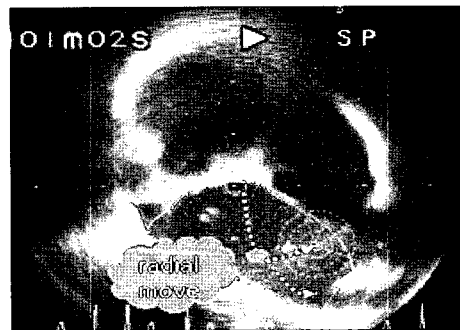


그림 6 국부적 방사선 조사법

다음은 회전 알고리즘을 이용하여 최적의 심장 경계 위치를 검출하는 방법을 간략하게 표현 하면 다음과 같다.

단계 1. 방사선 P_i 와 P_j 에의 심장 경계 위치 $P_i(m)$ 와 $P_j(n)$ 두 점간 유클리디언 거리(Euclidean distance)가 임계범위 이상이면 방사선 조사법을 사용해야 하는 구간이라고 판단한다. 두 점간의 거리의 차가 작으면 면의 연속성에 대한 가정을 할 수 있지만, 그 차이가 큰 경우에는 연속성에 대한 가정이 틀릴 수 있으므로 국부 회전 방법을 적용한다. 이렇게 거리 차이가 큰 경우는 방사선의

조사면이 심장의 경계면의 탄젠트 평면에 접근한 경우로 심장의 경계면이 심장 일부를 가릴 수 있으므로 이러한 곳은 전역적인 방사선 조사법보다는 국부적인 방사선 조사법을 사용해야 보다 정확한 경계를 추출할 수 있다.

단계 2. $P_i(m)$ 번째 화소와 $P_j(n)$ 화소를 잇는 직선 L과 L의 중심 $C(x,y)$ 에 $L/2$ 만큼 직선 L의 수선방향으로 떨어진 위치 $O'(x',y')$ 구한다.

$$O(x',y') = \begin{cases} x' = (P_i.x + P_j.x) / 2 \\ y' = (P_i.y + P_j.y) / 2 \end{cases}$$

단계 3: 점 $O'(x',y')$ 를 원점으로 $P_i(m)$ 와 $P_j(n)$ 사이에 방사선 조사법을 수행한다.

단계 4: 높은 신뢰도를 가지는 위치로 심장 경계 위치를 선택 하기위해 명확한 방사선과 모호한 방사선에서 경계를 검출하는 방법을 차례대로 적용한다.

단계 5: $P_i=i+1$ 와 $P_j=j+1$ 로 다음 방사선 구간으로 변경한다.

단계 6: 36개 방사선을 모두 탐색할 때까지 단계 1에서 단계 5까지 반복 수행한다.

3. 실험 및 결과

실험에 사용된 영상은 720×480 크기와 0~255의 밝기값 범위를 갖는 초음파 심장 영상으로 미국 CMU (Carnegie Mellon University) Robotics Institute와 West Penn Hospital에서 제공한 영상으로 인체의 대퇴부에 위치한 동맥을 통하여 심장 내부까지 초음파 탐침을 삽입하여 심장 내부를 촬영한 초음파 영상으로 총 123장의 정지 영상으로 구성되어 있다. 그림 7은 명확한 방사선에서 제안한 방법의 첫 번째 단계의 임계값 기반에 의한 초기 경계에서 두 번째 단계의 경쟁을 통한 경계로 이동 되어지는 것을 보여준다.

그림 8은 모호한 방사선에서 첫 번째 단계와 두 번째 단계에서 개선 되어지는 심장 경계를 보여주며, 심장 경

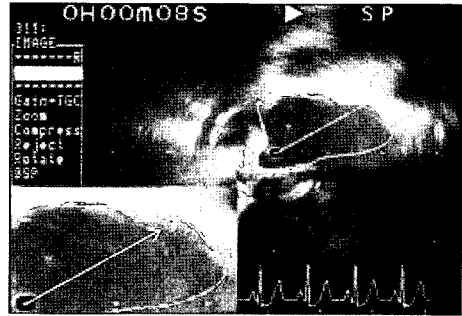


그림 7 명확한 방사선에서 경계 이동

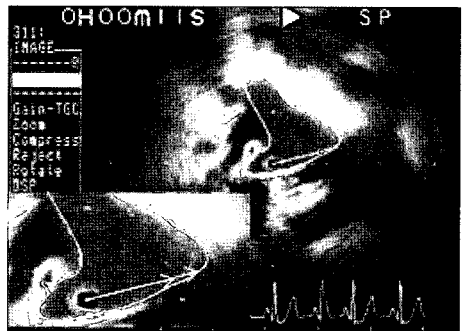
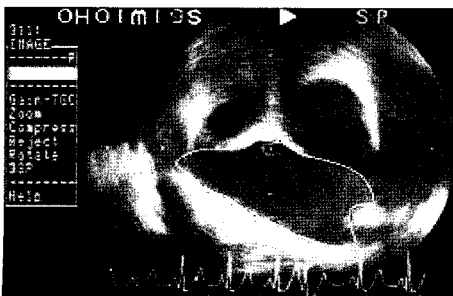


그림 8 모호한 방사선에서 경계 이동

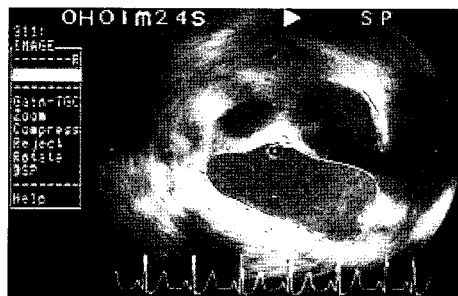
계를 비교적 정확하게 검출함을 알 수 있다.

그림 9는 회전 알고리즘을 이용하여 오목한 영역까지 분할된 결과를 보여주며, 빨간색으로 표시된 경계선이 회전 알고리즘을 적용하기 전이며 노란색으로 표시된 경계선이 회전 알고리즘을 적용한 후 획득된 결과 영상이다. 회전 알고리즘을 적용 후 보다 심장 영역이 부드러우면서도 정확하게 분할됨을 알 수 있다.

그림 10에 Active contour 방법과 본논문의 방법을 비교한 결과를 보여준다. 먼저 그림 1의 (a)와 (b)에서 분할 결과는 각 방사선상에서 찾아진 제어점을 이용하여 Active contour 방법을 적용하여 심장 영역을 분할한

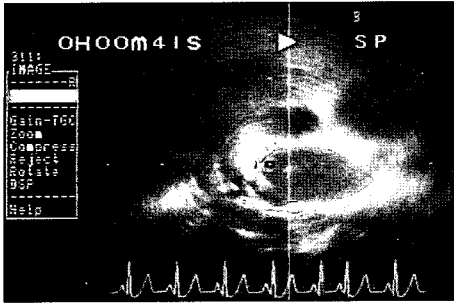


(a) 결과 1

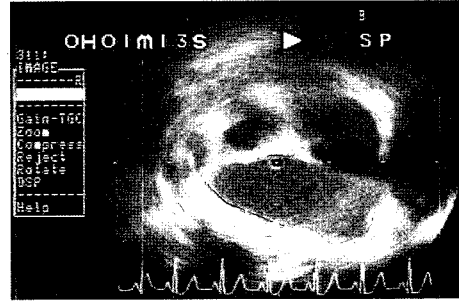


(b) 결과 2

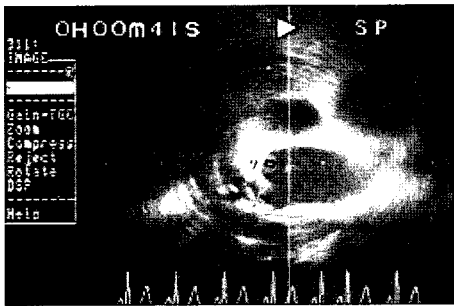
그림 9 회전(rolling) 알고리즘 적용 결과 영상



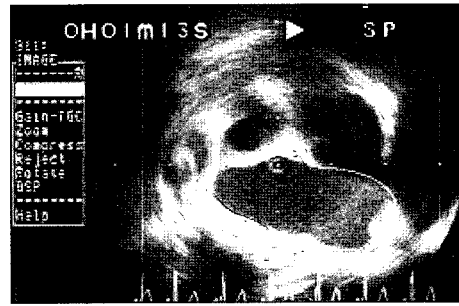
(a) Active contour 결과 1



(b) Active contour 결과 2



(c) 제안된 방법 분할 결과 1



(d) 제안된 방법 분할 결과 2

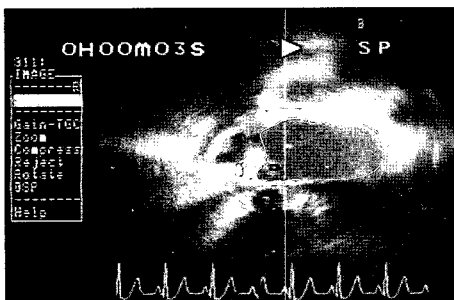
그림 10 분할 결과 비교 영상

결과 영상이다. Active contour의 적용에 있어 영상의 밝기값 기울기가 높은 위치로 제어점을 이동시키려는 에너지인 외부 에너지 값이 낮기 때문에 초음파 영상에서는 정확한 분할을 함에 있어서 어려움이 있었다. 그림 10의 (c)와 (d)에서 분할 결과는 본 논문에서 제안한 방법에 의한 결과로 심장영역의 오목한 영역까지 정확하게 분할이 가능함을 확인하였다.

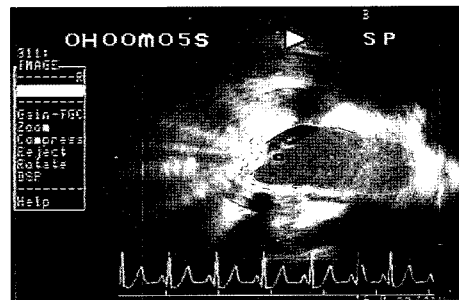
그림 11에 또 다른 영상에 대해서 본 논문에서 제안한 방법으로 획득된 분할 결과를 보여준다. 오목한 부분 뿐만 아니라 (b)의 그림에서는 수술용 탐침에 의한 그림자부분까지 정확히 분할한 것을 알 수 있다.

분할된 결과와 수작업 결과와의 Hausdorff distance

는 평균적으로 3화소 이내였지만, 약 5%의 영상에서는 최대 15화소 정도였다. 이러한 경우는 영상 특성 자체만으로는 경계를 얻는데 한계가 있어서 의학적 지식과 시간 축에 따른 심장의 변화를 고려해야만 정확한 분할이 가능한 경우이다. 이러한 결과는 서론에 있는 기존의 방법들이 심장내부에서 획득된 초음파 영상이 아니고 몸의 표면에서 획득된 영상이어서 정확한 비교가 어렵지만, 기존 방법보다 우월한 결과를 제공한다고 볼 수 있다. 수행속도는 Visual C++ 6.0을 이용하여 Pentium IV 3.0 GHz, RAM 1GB, Window XP Professional 환경에서 최적화를 하지 않는 상태에서 장당 약 0.3초 정도 걸렸다.



(a) 분할 결과 1



(b) 분할 결과 2

그림 11 최종 분할 결과 영상

4. 결론

본 논문에서는 심장 수술 도중에 심장내부에서 얻어지는 초음파 영상에서 심장영역을 강인하면서도 정확하게 분할하는 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 초음파 탐침의 특성을 고려한 방사선 조사법을 사용하여 임계값 분할을 사용하여 초기 심장 영역의 경계를, 신뢰도 경쟁을 통해서 보다 정확한 위치를, 그리고 오목한 부분의 검출을 위한 회전 국부 방사선 조사법을 사용하였다. 명확한 경계와 모호한 경계에서 신뢰도 높은 경계를 추출하기 위해서 그래디언트, 캐니 에지, GLCM의 엔트로피 등의 신뢰도를 경쟁하여 위치를 검출하여 보다 정확한 경계를 추출할 수 있었고, 회전 국부 방사선 조사법을 사용하여 오목한 영역에서도 정확하고 강인하게 분할하였다.

향후 연구로는 시간적으로 짝은 초음파 영상에서 시간에 따라 변화되는 정보를 분할에 적용한 연구를 하고자 한다.

참고 문헌

- [1] D. Duncan and N. Ayache, "Medical Image Analysis: Progress over Two Decades and the Challenges Ahead," *IEEE Trans. on the Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 22, No. 1, pp. 85-106, January 2000.
- [2] R. Adams and L. Bischof, "Seeded region growing," *IEEE Trans. on the Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 16, No. 6, pp. 641-647, June 1994.
- [3] T. Kapur, W. Grimson, W. Wells. III, and R. Kinis, "Segmentation of brain tissue from magnetic resonance images," *Medical Image Analysis*, Vol. 1, No. 2, pp. 109-127, 1996.
- [4] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: active contour models," *International Journal of Computer Vision*, Vol. 1, No. 3, pp. 312-331, 1998.
- [5] L. Cohen and I. Cohen, "Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-d and 3-d images," *IEEE Trans. on the Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 15, No. 11, pp. 1131-1147, November 1993.
- [6] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro, "On geodesic active contours," *International Journal of Computer Vision*, Vol. 22, No. 1, pp. 61-69, 1997.
- [7] A. Chakraborty, L. Staib, and J. Duncan, "Deformable boundary finding in medical images by integrating gradient and region information," *IEEE Trans. on medical imaging*, Vol. 15, No. 6, pp. 859-870, 1996.
- [8] C. Chu and J. K. Aggarwal, "The integration of image segmentation maps using region and edge information," *IEEE Trans. on the Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 15, No. 12, pp. 1241-1252, 1993.
- [9] S. Pizer, G. Gerig, S. Joshi, and S. Aylward, "Multiscale medial shape-based analysis of image objects," *Proc. IEEE*, Vol. 91, No. 10, pp. 1670-1679, October. 2003.
- [10] M. Leventon, E. Grimson, and O. Faugeras, "Statistical shape influence in geodesic active contours," in *Proc. CVPR 2000*, pp. 316-323, 2000.
- [11] S. Joshi, "Large deformation diffeomorphisms and Gaussian random fields for statistical characterization of brain submanifolds," Ph.D. thesis, Washington Univ., St. Louis, MO, 1997.
- [12] K. Van Leemput, F. Maes, D. Vandermeulen, and P. Suetens, "A unifying framework for partial volume segmentation of brain MR images," *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol. 22, No. 1, pp. 105-119, January. 2003.
- [13] T. Cootes and C. Taylor, "Statistical models of appearance for medical image analysis and computer vision," *Proceeding SPIE(Medical Imaging 2001: Image Processing*, M. Sonka, K.M. Hanson, Eds.), Vol 4322, pp. 236-248, July. 2001.
- [14] A. Hill, A. Thornham, and C. Taylor, "Model-based interpretation of 3-D medical images," in *Proc. 4th Br. Machine Vision Conference*, pp. 339-348, September. 1993.
- [15] A. Kelemen, G. Szekely, and G. Gerig, "Elastic model-based segmentation of 3-D neuroradiological data sets," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 18, No. 10, pp. 828-839, October 1997.
- [16] Y. Wang and L. H. Staib, "Integrated approaches to nonrigid registration in medical images," in *proc. IEEE WACV 1998*, pp. 102-108, October. 1998.
- [17] D. Freedman, R. J. Radkef, T. Zhang, Y. Jeong, D. Michael Lovelock, George T. Y. Chen, "Model-based segmentation of medical imagery by matching distributions," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 24, No. 3, pp. 281-292, March 2005.
- [18] E.A. Ashton and K.J. Parker, "Multiple resolution Bayesian segmentation of ultrasound images," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 17, No. 2, pp. 291-304, 1995.
- [19] G.Xiao, J.M.Brady, and J.A.Noble, and Y.Zhang, "Contrast enhancement and segmentation of ultrasound images-a statistical method," *SPIE Med. Imaging Image processing*, pp. 1116-1125, 2000.
- [20] D.Boukerroui, A.Baskurt, and J.A.Noble, and O.Basset, "Segmentation of ultrasound images- multiresolution 2D and 3D algorithm based on global and local statistics," *Pattern recognition letters*, Vol. 24, pp. 779-790, 2003.
- [21] A. Salvador, Y.Maingourd, S. Fu, and J-F. Lerallut, "Optimization of An Edge Detection Algorithm For Echocardiographic Images," *Conference of the IEEE EMBS*, pp. 1118-1191, 2003.

- [22] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, "Digital Image Processing," Addison Wesley, 1993.
- [23] J. Canny, "A Computational Approach to Edge Detection," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 8, No. 6, pp. 679-698, 1986.
- [24] P. Shirley, "Fundamentals of Computer Graphics," AK Peters, 2003.
- [25] 이원로, "영상 심장학", 고려의학, 2003.



이 재 준

2002년 2월 숭실대학교 정보통신전자공학부 학사. 2005년 8월 숭실 대학교 정보통신공학과 석사. 2005년 3월~7월 KIST 지능로봇센터 위 축연구원. 2005년 8월~현재 ㈜에이디티 주임연구원. 관심분야는 영상 분할, 의료영상처리, 컴퓨터비전등

컴퓨터비전등



김 동 성

1986년 서울대학교 전자공학과(학사). 1988년 서울대학교 전자공학과(석사) 1994년 University of Southern California, Computer engineering (Ph.D.), 1994년~1996년 University of California, Riverside, Postdoctoral Researcher, 1996

년~현재 숭실대학교 정보통신전자공학부 부교수. 관심분야는 의료영상처리, 컴퓨터비전등