

論文95-32B-10-6

B 모드 단축 심초음파 영상의 좌심실 내벽 윤곽선 자동 검출

(Automatic Detection of Left Ventricular Endocardial Boundary on B-mode Short Axis Echocardiography)

金明南*, 元哲昊*, 曹辰鎬*

(Myoung-Nam Kim, Chul-Ho Won, and Jin-Ho Cho)

요 약

본 논문에서는 B 모드 단축 심초음파 영상에서 좌심실 내벽 윤곽선을 조작자의 개입없이 자동적으로 검출하는 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 심내벽에 근사하는 가중모델과 심초음파 영상의 불완전한 에지정보를 이용한다. 따라서, 이 방법은 에지정보만에 의해 윤곽선을 검출하는 것보다 효과적이다. 이 방법의 수행순서는 먼저, 제안한 알고리즘들로서 심내벽의 근사적인 윤곽선을 검출하고 이 윤곽선으로써 가중모델을 구성한다. 그런 다음, 가중모델과 에지 영상으로써 Hough 변환하여 좌심실 공동의 중심을 자동적으로 검출한 다음, 검출한 중심, 원 영상, 가중모델 및 에지 영상을 이용하여 심내벽 윤곽선을 검출하였다. 개 심장의 초음파 영상과 임상적인 심초음파 영상에 대한 실험 결과들로서 제안한 방법의 타당성을 검증하였다.

Abstract

In this paper, a method has been proposed for the fully automatic detection of left ventricular endocardial boundary in B-mode short axis echocardiography without manual intervention by human operator. The proposed method makes use of the weighted model that approximates to endocardium and incomplete edge information for echocardiography. Therefore, this method is more effective than boundary detection by only edge information. The implementation of this method is as follows. First, the proposed algorithms are used in order to detect the approximate boundary, then a weighted model with the approximate boundary is constructed. Finally, the cavity center of the left ventricle performing the Hough transform with the weighted model and edge image can be found automatically, and then the endocardial boundary using detected center, original image, weighted model, and edge image can be detected. validations of this method with experimental results on echo image of dog's heart and clinical echocardiography is verified.

I. 서 론

최근 디지털 영상처리 기술의 발달과 더불어 심초음파 영상(echocardiography)으로부터 유용한 진단정보

를 추출하여 이를 진료에 이용하기 위한 연구가 활발하게 이루어지고 있다.

1986년 이후에 들어서 좌심실(left ventricle)에 대한 심초음파 영상으로부터 윤곽선을 검출하여 심근벽의 두께, 운동모양 및 심장체적 등의 심장변수를 정량적으로 분석하여 심장 질환을 정확히 진단하기 위한 연구가 많이 이루어지고 있다¹⁾. 이를 위해서는 하나의 연속선 형태로 만들어진 좌심실의 윤곽선(boundary)이 필요하며, 이 윤곽선은 일반적으로 조작자의

* 正會員, 慶北大學校 電子工學科

(Department of Electronic Engineering, Kyungpook National University)

接受日字: 1995年4月22日, 수정완료일: 1995年10月10日

수작업에 의해 얻고 있다. 그러나 수작업으로 윤곽선을 얻을 경우 조작자의 주관성이 개입될 수 있으며, 심장 주기(cardiac cycle)의 여러 프레임(frame)에 대하여 그려야 할 경우 그 작업은 대단히 어렵게 된다. 따라서 조작자의 주관성을 배제하고 반복적인 작업을 가능케 하기 위하여 자동적으로 좌심실 심벽의 윤곽선을 검출하는 기법이 필요하다¹²⁾.

현재까지의 일반적인 윤곽선 검출구도는 크게 두 가지 처리방식으로 나눌 수 있다. 그 첫 번째는 심초음파 영상에 에지연산자를 적용한 뒤, 에지들을 결정하기 위하여 적당한 문턱치(threshold)를 선택하는 방식이다¹³⁾⁻¹⁴⁾. 그러나 이 방식은 적당한 문턱치를 찾아야 하는 어려움과 함께 추출한 에지들로부터 좌심실의 윤곽선 후보가 될 수 있는 모든 에지들을 추적해야만 폐 경계선을 형성할 수 있는 문제를 안고 있다. Adam 등은¹⁵⁾⁻¹⁶⁾ 이러한 접근방식이 심초음파 영상에서는 높은 스펙클(speckle)잡음성분과 신호 탈락(dropout) 때문에 비효과적이라는 것을 보였다. 두 번째는 좌심실 공동(cavity)의 중심으로부터 등각도의 방사선(radial line)들을 형성한 다음 각각의 방사선을 따라서 하나의 경계점을 탐색하는 방식이다¹⁶⁾⁻¹⁹⁾. 그러나, 이 방식에서는 신호의 탈락, 낮은 명암 대비, 그리고 높은 잡음성분들의 영향 때문에 좌심실 중심을 자동적으로 추출하는 것이 곤란하다. 따라서 중심을 대부분 조작자가 수동적으로 결정한다. 또한 방사선 탐색구조도 잡음에 매우 민감하기 때문에 잡음성분에 의해 잘못 검출된 경계점들을 확인하고 제거하는 것이 어렵다¹⁰⁾. 이를 해결하기 위해 실제 경계점은 조작자가 그린 대략적인 윤곽선을 입력한 다음 입력한 윤곽선 주변의 국한된 영역내에서만 탐색하기도 한다¹¹⁾⁻¹²⁾. 그러나 이들 대부분의 연구에서도 근사적인 윤곽선이나 공동의 초기중심을 조작자가 입력시켜 주고 있다.

완전한 자동적인 윤곽선 검출을 하기 위해서는 조작자가 좌심실 중심의 좌표를 지정하지 않더라도 근사적인 윤곽선을 생성시킬 수 있는 알고리즘이 필요하다. 또한 근사적인 윤곽선 주변의 관심영역을 포함하여 정확한 윤곽선을 탐색할 수 있기 위해서는 검출한 근사적인 윤곽선을 중심으로 하는 가중모델을 도입하는 것이 효과적일 것으로 판단된다.

본 논문에서는 좌심실의 B 모드 단축 심초음파 영상에서의 심내벽 윤곽선을 가중모델과 에지정보로써 자동적으로 검출하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법은

근사적으로 검출한 심내벽의 가중모델과 심초음파 영상에 대한 불완전한 에지정보를 동시에 이용하기 때문에 에지정보만에 의해 윤곽선을 검출하는 것 보다 효과적이다.

제안한 방법에서는 먼저, 영상에서 가장 큰 어두운 영역이 심실일 가능성이 높은 점을 고려하여 부표본화한 영상과 초기 중심 검출 알고리즘으로써 좌심실 내부의 대략적인 초기 중심을 찾는다. 그 다음 원 영상에 대하여 좌심실 내벽이 연속적인 곡선인 점을 고려한 근사 중심 검출 알고리즘으로써 심실 내부의 근사적인 중심과 근사적인 심실 내벽의 경계점들을 찾는다. 이러한 정보들을 이용하여 좌심실 내벽에 근사하는 타원을 결정한 다음, 제안한 타원기반의 비용 함수(cost function)로써 근사적인 윤곽선을 검출하며 이것으로써 일정한 범위를 갖는 가중모델을 구성한다. 이 가중모델과 에지 영상으로써 Hough 변환하여 심실의 정확한 중심을 탐색한 다음, 탐색된 정확한 중심, 원 영상, 에지영상 및 가중모델을 이용하여 심내벽 윤곽선을 검출한다. 제안한 방법은 기존의 방법에 비해 조작자의 개입 없이 좌심실 공동의 중심과 근사적인 윤곽선을 비교적 정확히 그리고 효율적으로 찾아낼 수 있다.

II. 가중모델의 구성

1. 좌심실내의 초기중심 자동 검출

1) 원 영상의 부표본화

256×256 크기의 원 영상에서 초기중심 검출 알고리즘을 적용할 32×32 크기로 부표본화된 이진영상을 얻는 방법은 다음과 같다. 먼저, 원 영상을 8×8 크기의 블록들로 구분하고 각 블록에서 심근영역의 휘도 레벨(gray level)에 근사하는 문턱치보다 큰 휘도 레벨 값을 갖는 화소의 개수를 구한다. 그후 이 화소의 개수가 일정한 범위를 초과하는 경우 이 블록을 심근에 대응되는 레이블(label) B_1 으로 할당하고 다른 경우에는 좌심실의 공동에 대응되는 레이블 B_0 로 할당한다.

2) 초기중심 검출 알고리즘

- 배열 $count(x, y)$ 와 $area(x, y)$ 의 모든 요소를 0 으로 초기화한다.
- 원점을 화소 (x_c, y_c) 로 둔다.
- 원점에서 $\Delta\theta = 2\pi/K$ 의 등각도로 K 개의 반경을 결정한다.

(d) 반경 i 에 대해 아래의 조건을 만족하면, r^i 의 증가를 멈추고 아래의 식을 수행한다.

$$\begin{aligned} &\text{if } (B(r^i - 1) \text{ is } B_0 \text{ and } B(r^i) \text{ is } B_1), \\ &\text{count}(x_c, y_c) = \text{count}(x_c, y_c) + 1 \\ &\text{area}(x_c, y_c) = \text{area}(x_c, y_c) + l_i \end{aligned} \quad (1)$$

여기서, r^i 는 반경 i 에 대한 방사방향의 증분값이고 $B(\cdot)$ 는 각각의 화소에서의 레이블이며, l_i 는 원점으로부터의 거리이다.

- (e) 모든 k 개의 반경에 대하여 (d)를 반복한다.
- (f) 모든 화소에 대하여 (b)-(e)를 반복한다.
- (g) $\text{count}(x, y)$ 를 3×3 마스크로써 가중평균을 한다.
- (h) $\text{area}(x, y)$ 에 문턱치를 취하여 초기중심 후보점들을 결정한다.
- (i) 초기중심 후보점들 중 $\text{count}(x, y)$ 가 비교적 큰 10개의 평균위치를 초기중심으로 결정한다.

위의 알고리즘에서 단계 (g)는 count 배열에서 임펄스적인 값을 제거하며, 단계 (h)와 (i)에서는 공동 가운데에서 어둡고 큰 영역이 심실일 가능성이 높다는 점을 초기중심 결정과정에 도입하여 심실영역이 아닌 위치에 초기중심이 설정되지 않도록 하였다. 초기중심 검출과정에서의 부표본화와 탐색형태는 그림 1에서와 같이 (a)의 부표본화된 영상에서 * 표시한 각 화소마다 (b)와 같은 탐색형태를 갖는다.

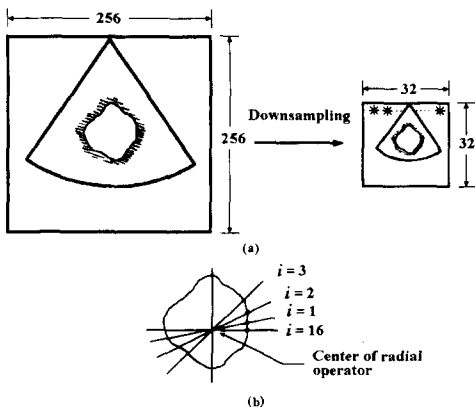


그림 1. (a) 부표본화와 (b) 탐색구조에 대한 도식
Fig. 1. Schema for (a) downsampling and (b) searching structure.

2. 심내벽 근사 타원 결정 방법

주어진 영상에 대한 기하학적모양을 찾아내는 가장

좋은 방법으로는 Ballard의 Hough 변환이 알려져 있다^[13]. 그러나 이 정합방법은 기억용량이 커야 하고 시간이 오래 걸리는 단점이 있을 뿐 아니라 결정적인 (deterministic) 모양에 대해서만 적용이 가능하기 때문에 초음파 영상에서는 사용할 수 없다. 따라서 본 논문에서는 좌심실 내벽에 근사하는 기울어진 타원을 결정하는 알고리즘을 제안하였으며 결정 절차는 다음과 같이 2단계에 걸쳐 진행된다.

- 1) 근사적인 심내벽 경계점과 중심의 결정
3개의 연속적인 프레임 영상에 대하여 심내벽의 형태와 유사한 N 개의 화소위치를 갖는 근사적인 심내벽 경계점과 공동의 중심을 자동적으로 검출하는 근사 중심 검출 알고리즘은 아래와 같다.

- (a) 앞서 검출된 초기중심 (x_c^0, y_c^0) 를 원점으로 선택한다.
- (b) 원점을 (x_c^k, y_c^k) 로 하여 $\Delta\theta = 2\pi/N$ 의 등 각도로 N 개의 반경을 결정한다. 여기서, k 는 알고리즘의 반복수행 횟수이다.
- (c) n 번째 프레임의 반경 i 에 대하여 다음 식의 R_{edge} 값이 문턱치(R_{th})보다 더 크면 반경 i 에 대한 진행을 멈추고 원점으로부터의 거리 l^n 를 저장한다.

$$R_{edge}(r^i) = \{g(r^i+2) + g(r^i+1) + g(r^i) - g(r^i-1) - g(r^i-2) - g(r^i-3)\} / 3 \quad (2)$$

여기서, r^i 는 반경 i 에 대한 방사방향의 증분값이고, $g(\cdot)$ 는 각각의 화소에서의 휘도 레벨값이다.

- (d) $(n-1)$ 과 $(n+1)$ 번째 프레임에 대해 단계 (c)를 반복한 뒤, 식(3)을 이용하여 반경 i 에 대한 원점으로부터의 거리 l_i

$$l_i = \frac{(l_i^{n-1} + l_i^n + l_i^{n+1})}{3} \quad (3)$$

를 구한다.

- (e) N 개의 반경에 대하여 단계 (c)-(d)를 반복한다.
- (f) 모든 반경에 대하여 인접하는 5개의 반경에 대한 거리값을 메디안 필터링하여 각 반경의 새로운 거리값 l_i

$$l_i = \text{Median} \{ l_{i-2}, l_{i-1}, l_i, l_{i+1}, l_{i+2} \} \quad (4)$$

으로 저장한다.

- (g) 모든 반경에 대하여 인접하는 5개의 반경에 대

한 거리값의 가중평균값을 구하여 각 반경의 최
종적인 거리 L_i ,

$$L_i = \frac{i_{i-2} + 2i_{i-1} + 3i_i + 2i_{i+1} + i_{i+2}}{9} \quad (5)$$

로 결정하고 이 정보로써 N 개의 화소의 위치를
계산한다.

(h) (g)에서 결정된 N 개의 화소의 위치에 대한 기
하학적 중심을 계산하여 새로운 원점 $(x_c^{k+1},$
 $y_c^{k+1})$ 로 결정한다.

(i) 다음 조건을 만족할 때까지 (c)에서 (h)까지를
반복한다.

$$\sqrt{\{(x_c^{k+1} - x_c^k)^2 + (y_c^{k+1} - y_c^k)^2\}} < C_{th} \quad (6)$$

여기서, (x_c^k, y_c^k) 는 k 번째 결정된 원점의 좌표점
이고, C_{th} 은 알고리즘의 수렴척도이다.

제안한 알고리즘에서 (d)는 인접한 프레임 영상들의
정보를 이용하여 좌심실 공동내의 잡음에 의해 경계점
이 잘못 결정될 수 있는 가능성을 줄이며, (f)는 인접
하는 반경에 비하여 거리가 비정상적으로 차이가 나는
것을 제거한다. 또한 (g)는 심내벽이 인접하는 반경과
유사하다는 정보를 이용하여 거리가 급격히 증가하는
것을 방지하며 (i)는 중심 검출의 오차를 줄이기 위한
반복수행의 조건이다. 알고리즘 수행후, 최종적인 N
개의 화소와 원점은 탈락현상과 잡음의 영향을 줄이기
위하여 3개의 연속적인 프레임에 대하여 평균과 메디
안값으로써 심내벽의 경계점을 검출했기 때문에 실제
의 심내벽과는 차이가 있다. 따라서 이 들 정보를 이용
하여 다음 단계의 심내벽에 근사하는 타원을 결정하고
이 타원의 일정한 범위내에서 좌심실 내벽의 근사적인
윤곽선을 검출한다.

2) 심내벽 근사 타원의 결정

근사 중심 검출 알고리즘에서 구한 N 개의 화소를 사
용하여 총 $N/2$ 개의 축 길이 LX_i 를

$$LX_i = \sqrt{(x_i - x_{i+32})^2 + (y_i - y_{i+32})^2}, \quad i = 0, \dots, \frac{N}{2} - 1 \quad (7)$$

과 같이 계산한다. 그 중 최대값 3개를 선택하여 각각
에 대하여 장축, 단축의 길이, 중심점 및 각도를 계산
한다. 먼저 선택된 LX_i 의 1/2을 장축 길이 b 로, 이
축에 90°를 이루는 축 길이의 1/2을 단축 길이 a 로
정한다. 즉,

$$b = \frac{LX_i}{2}, \quad a = \begin{cases} \frac{LX_{i-N/4}}{2}, & i \geq \frac{N}{4} \\ \frac{LX_{i+N/4}}{2}, & i < \frac{N}{4} \end{cases} \quad (8)$$

이다. 그리고 장축의 1/2지점을 타원 중심의 좌표 x_0
와 y_0 로 정한다. 즉,

$$x_0 = \frac{x_i + x_{i+N/2}}{2}, \quad y_0 = \frac{y_i + y_{i+N/2}}{2} \quad (9)$$

이다. 여기서 (x_0, y_0) 의 위치가 위에서 구한 근사중심
위치에서 크게 벗어날 경우 이 축은 장축 후보에서 탈
락시킨다. 그 다음 $LX_{N/4}$ 과 LX_i 사이의 각을 계산해
주면 타원의 기울어진 각도 θ

$$\theta = \begin{cases} (i - \frac{N}{4})\Delta\theta, & i \geq \frac{N}{4} \\ (i + \frac{N}{4})\Delta\theta, & i < \frac{N}{4} \end{cases} \quad (10)$$

가 된다. 이상에서 구해진 3개의 타원 각각에 대하여
앞서 얻은 근사적인 심내벽 경계점들의 N 개 화소와 타
원상의 대응되는 N 개 화소간의 각각의 유클리드거리
(Euclidean distance)를 구해, 이의 총합이 최소가
되는 타원을 심내벽 근사 타원으로 결정한다.

3. 좌심실 내벽의 근사적인 윤곽선 검출

심내벽 윤곽선은 내벽 안쪽의 낮은 휘도 레벨값과
바깥쪽의 비교적 높은 휘도 레벨값에 의해 구별되어
진다. 따라서 윤곽선을 가로질러 휘도 레벨값의 급격한
증가와 경사값(gradient)의 증가 특성이 두드러지므
로, 이들 지식을 토대로 한 윤곽선 검출을 하여 왔다.
본 연구에서 정의한 타원에 근거한 비용 함수 $\text{cost}(r^i)$
는

$$\text{cost}(r^i) = 1 - \{ w_1 f_r(r^i) + w_2 f_a(r^i) + w_3 f_g(r^i) \} \quad (11)$$

이다. 각각의 구성요소들을 살펴보면 $f_r(r^i)$ 는 i 번째
방사방향의 r^i 번째 위치의 타원에 의한 거리정보를 나
타내며

$$f_r(r^i) = -\frac{1}{5} r + 1 \quad (12)$$

이다. 여기서 r 은 타원으로부터의 거리이다. $f_a(r^i)$ 는
 i 번째 방사방향의 r^i 번째 위치의 휘도 레벨 정보들의
평균치로서

$$f_a(r^i) = \frac{g(r^i) + g(r^i+1) + g(r^i+2)}{3} \quad (13)$$

이다. $f_g(r^i)$ 는 중심 추정 알고리즘 적용시 i 번째 방사 방향의 r^i 번째 위치의 경사값으로서

$$f_g(r^i) = R_{edge}(r^i) \quad (14)$$

이다. 그리고 w_1, w_2, w_3 은 각 값들에 대한 하중값이다. 본 논문에서는 각 방사방향에 대하여 비용 함수가 최소값을 갖는 화소를 예비적인 경계점으로 결정하였다. 이 예비적인 경계점은 단지 비용이 최소인 위치만을 결정하기 때문에 심초음파 영상의 불완전한 밝기정보로 인해 인접한 경계점으로부터 크게 벗어난 경계점이 존재할 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 인접한 경계점들로서 메디안 필터링하여 최종적인 경계점을 결정하였으며, 이는 유두근(papillary muscle)이 없는 부위의 심초음파 영상에서 심실 내벽이 연속적인 완전한 곡선이기 때문이다. 결정된 최종적인 경계점들이 심내벽의 근사적인 윤곽선이 된다.

4. 가중모델의 구성

일반적으로 의학영상은 경계가 뚜렷하지 못하여 결정적으로 윤곽선을 검출할 수 없는 불확실성(uncertainty) 혹은 모호함(fuzziness)을 가지는 때가 많으며 특히 심초음파 영상이 그 대표적인 경우이다. 따라서 Ballard의 일반화된 Hough 변환방법만으로는 관심영역의 윤곽선을 정확히 검출할 수 없다. 그러므로 해석적 영상에서의 Hough 변환방법을 심초음파 영상에서의 심내벽 검출에 사용하기 위해서는 기존 변환방법에서 약간의 보완이 필요하다. 즉, 심내벽의 국부적 변화를 수용할 수 있도록 다음과 같이 가중모델을 구성하여 이것을 Hough 변환에 적용하였다. 앞서 결정된 심내벽의 근사적인 윤곽선은 i 개의 점들의 집합 S_i 로 구성되고 다음과 같이 표현된다.

$$C = \{ S_i, i = 1, 2, \dots, N \} \quad (15)$$

가중모델 $F(C)$ 를 구성하기 위해서 각 점집합 S_i 는 $\{ S_{ij}, j = -M, \dots, M \}$ 인 점들의 집합으로 표현된다. 이때 S_{ij} 점들은 모델의 중심에서 방사방향으로 j 번째까지 나열되어 있음을 의미한다. 따라서 가중모델 $F(C)$ 는

$$F(C) = \{ (S_{ij}, j = -M, \dots, M), i = 1, 2, \dots, N \} \quad (16)$$

로 표현된다. 여기서 i 는 근사적인 윤곽선의 중심으로부터의 방사선을 나타내며 j 는 방사선에 의거한 근사

적인 윤곽선으로부터의 거리이다. 또한 M 은 가중모델의 범위이며 N 은 방사선의 개수이다. 이때 가중모델 $F(C)$ 는 i 의 함수로 주어지는 하중값 $h(j)$ 를 갖도록 구성하였다. 즉,

$$h(j) = 1 - \frac{1}{M}|j| \quad (17)$$

이다. 제안한 가중모델에 대한 도식은 그림 2에서 보였다.

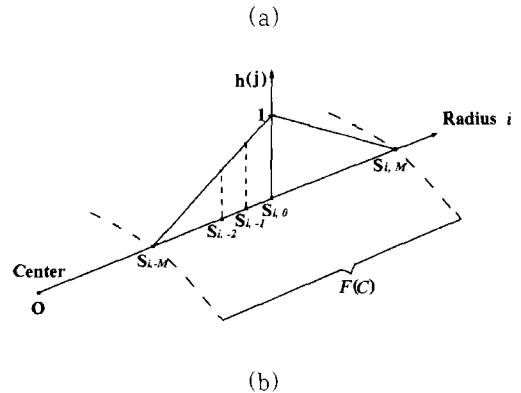
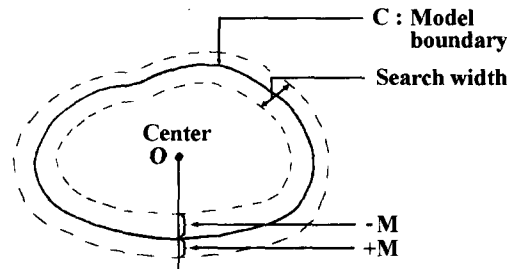


그림 2. (a) 탐색 영역을 갖는 가중모델과 (b) 가중모델의 반경 i 에 대한 도식
Fig. 2. Schema for (a) weighted model with search region and (b) radius i of weighted model.

III. 심내벽 윤곽선의 검출

1. 심내벽 윤곽선의 검출

1) 에지영상의 획득

n 번째 초음파 영상으로부터 에지영상을 얻기 위하여 먼저, 초음파 영상의 섹터(sector)부분을 관심영역(ROI)으로 하여 빈도 등화(histogram equalization)를 하였다. 이것은 초음파 영상의 휘도 레벨의 분포가 어두운 영역에 편중되어 있기 때문에 영상의 명

암 향상을 위함이다. 그런 다음 평균필터를 이용하여 잡음을 제거한 영상에 Sobel 연산을 하여 에지영상을 획득하였다.

2) 좌심실의 중심 검출

가중모델과 Hough 변환방법을 이용하여 좌심실의 중심을 자동으로 검출하기 위한 알고리즘은 다음과 같다.

- (a) 누적기열 $A(x, y)$ 를 0으로 초기화한다.
- (b) 각각의 에지 화소 $e(x_e, y_e)$ 의 위치에서 가중모델로써 Hough 변환을 적용한다. 이때, 가중모델은 방사방향으로 퍼짐 영역을 가진다.
- (c) (b)의 과정에서 가중모델이 지나가는 궤적의 누적기열 $A(x, y)$ 를 다음 식과 같이 증가시킨다.

$$A(x, y) = A(x, y) + S_{ij}e(x_e, y_e) \quad (18)$$

여기서, x 와 y 는 극좌표 i 와 j 에 대응하는 직각좌표이고, S_{ij} 는 극좌표 i 와 j 의 위치에 따라 삼각형 분포의 하중값을 가지는 함수이다.

- (d) 모델 중심의 일정한 범위내에서 $A(x, y)$ 의 최대값을 좌심실의 중심으로 결정하고, 최대값이 두 개 이상 같은 값일 때 이들의 평균위치를 중심으로 결정한다.

3) 심내벽 윤곽선의 검출

위에서 구한 좌심실의 중심에 가중모델의 중심을 일치시켜 원 영상 및 에지영상과 가중모델을 겹치지게 하므로써 다음 식으로 정의되는 값 M_{ij} 를 계산할 수 있다.

$$M_{ij} = S_{ij}\{x(i, j) + e(i, j)\} \quad (19)$$

여기서, $x(i, j)$ 는 원 영상의 휘도 레벨값이며 $e(i, j)$ 는 원 영상에 대하여 에지연산을 한 에지영상이다. 일반적으로 심초음파 영상에 대한 에지영상은 불완전하며 심근경계영역 부근의 휘도 레벨이 높기 때문에 M_{ij} 에서는 에지값과 휘도 레벨을 함께 고려하였다. 가중모델의 중심에서 방사방향으로 j 의 변화에 대한 M_{ij} 를 계산하여 M_{ij} 가 최대가 되는 점들을 반경 i 에 대한 심내벽 윤곽선의 후보점으로 결정하였다. 심내벽 윤곽선의 후보점의 검출에 대한 도식적인 설명은 그림 3에서 보였다. 이 후보점들은 단지 M_{ij} 가 최대인 위치만을 결정하기 때문에 심초음파 영상의 불완전한 밝기 및 에지 정보로 인해 인접한 후보점들로부터 크게 벗어난 후보점이 존재할 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위

해 인접한 후보점들을 메디안 필터링하여 최종적인 심내벽 윤곽선의 경계점들을 결정하였으며, 이는 유두근(papillary muscle)이 없는 부위의 심초음파 영상에서 심실 내벽이 연속적인 완만한 곡선이기 때문이다. 검출한 경계점들을 보간법에 의해 연결하므로써 최종적인 심내벽 윤곽선을 얻었다.

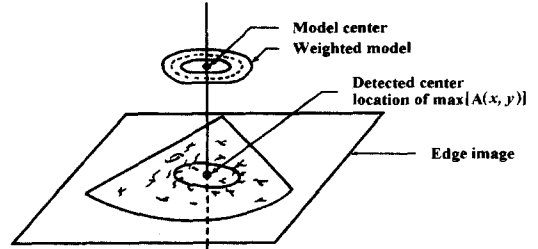


그림 3. 심내벽 후보점의 검출에 대한 도식적 설명
Fig. 3. Schematic illustration for the detection of endocardial candidates.

2. 제안한 방법의 전체 흐름도

본 논문에서 제안한 방법의 전체적인 흐름도는 그림 4에서와 같다. 먼저, 256×256 크기의 원 영상으로부터 32×32 크기의 부표본화한 이진영상을 만들고 이 영상에서 좌심실의 대략적인 초기중심을 자동적으로 검출한다. 검출한 초기중심을 이용하여 원 영상에서 심내벽 근사 타원과 좌심실의 근사적 중심을 검출한 뒤 이 타원에 근거한 비용 함수로써 좌심실 내벽의 근사적인 윤곽선을 검출한다. 그런 다음, 좌심실 내벽의 근사적인 윤곽선과 좌심실의 근사적 중심으로써 가중모델을 구성한다. 이어서, 제안한 가변평균필터에 의해 잡음이 제거된 영상으로부터 구한 에지영상과 가중모델로써 Hough 변환하여 정확한 좌심실 공동의 중심을 추정한다. 최종적으로 원 영상 및 에지영상과 가중모델을 이용하여 좌심실 내벽을 찾았다.

본 방법에서는 심초음파 영상의 경계가 모호하고 불분명하기 때문에 근사적인 심내벽 윤곽선 주위에 실제 윤곽선이 존재할 가능성을 고려하여 근사적인 심내벽 윤곽선으로부터의 거리에 따른 가중치를 갖는 가중모델을 이용하였다. 또한 기존의 에지연산자에 의한 에지영상이 불완전하지만 심내벽 윤곽선에 관련된 정보를 가지고 있기 때문에 이러한 에지정보를 좌심실 내벽 윤곽선 검출시 가중모델과 동시에 이용하므로써 효과적인 윤곽선 검출을 하고자 하였다.

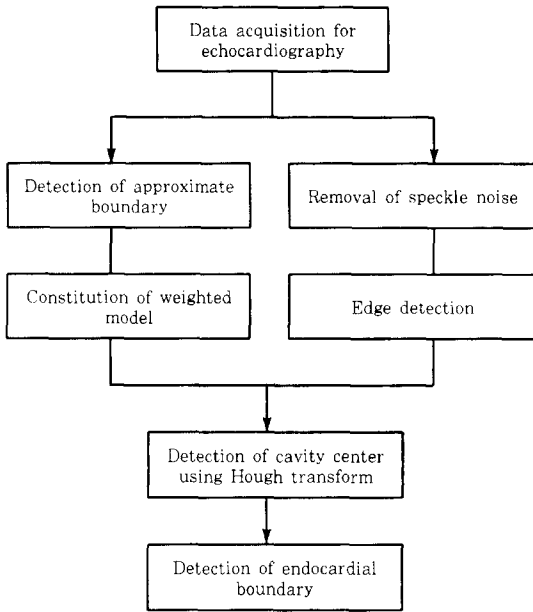


그림 4. 제안된 방법의 흐름도
Fig. 4. Flow chart of the proposed method.

IV. 실험 결과 및 고찰

1. 실험 데이터 획득과 실험에 사용된 상수

실험을 위한 데이터는 정상인으로부터 2.25 MHz 트랜스듀서로 구성된 표준 스캐너(Meridian, IREX)를 이용하여 단축 단면의 B 모드 심초음파 영상을 1/2 인치 VCR에 녹화하였다. 이 심초음파 영상으로부터 정지 영상을 얻기 위해 동적 트랙 추적 기능이 있는 1 인치 VTR(Sony, BVH-1100A)로써 한 필드씩 순차적으로 재생시켰으며, 이를 프레임그래버(Data Translation, DT-2853)로 양자화한 256×256 영상을 얻어 실험에 사용하였다. 또한 실험에 사용된 개의 심장에 대한 단면을 Hi 8mm VCR로써 녹화한 뒤 프레임그래버로 양자화한 단면영상을 얻어 실험에 사용하였다.

컴퓨터 모의 실험에 사용된 실험상의 상수값들은 표 1에서와 같았다. K 는 초기 중심 검출 알고리즘 적용시의 반경의 개수로써 16으로 실험하였으며, N 은 근사 중심 검출 알고리즘 적용시의 반경의 개수를 나타내며 64로 실험하였다. 이는 심내벽 윤곽선 연속성을 가늠할 수 있고 또한 스펙클 잡음의 영향을 줄일 수 있는 적당한 값이다. 문턱치 R_{th} 는 양자화된 원 영상의 휘도 레벨 빈도(histogram)를 조사하여 10.0으로 결

정하였다. 그리고 근사 중심 검출시 최종적으로 결정된 근사 중심과 직전의 근사 중심이 일치할 때까지 알고리즘을 반복 수행하기 위하여 근사 중심 검출 알고리즘의 수렴척도 C_{th} 는 0.9를 사용하였으며, 비용 함수의 가중치는 심초음파 영상들에 대하여 구한 각 요소들이 비슷한 기여를 할 수 있도록 경험적으로 결정하였다. 가중모델의 범위 M 은 심장 박동 주기 동안 좌심실의 평균 반경의 약 20%가 되는 값인 5로 하였다.

표 1. 실험에 사용된 상수값
Table 1. Constant values used in experiment.

Constant	Value	Constant	Value
K	16	M	5
N	64	w1	0.3
Rth	10.0	w2	0.001
Cth	0.9	w3	0.05

3. 제안한 방법의 결과

본 논문에서 제안한 방법을 개의 심장에 대한 초음파 영상에 적용하여 실험한 결과는 그림 5에서와 같았다. 사용한 개의 심장의 단면을 비디오 카메라로 찍은 영상을 그림 5(a)에서와 같았으며, 이 단면 영상에 마우스를 이용하여 그린 윤곽선은 그림 5(b)에서와 같았다. 이 개의 심장을 수조에 담근 후 단면과 평행하게 촬영한 초음파 영상에 제안한 방법을 사용하여 얻은 윤곽선은 그림 5(c)에서와 같았다. 이 그림으로부터 개의 심장에 대한 초음파 영상이 상당히 열화 되어 있으나 관심대상인 심장의 내측의 윤곽선은 비교적 잘 검출되었음을 볼 수 있다.

개의 심장에 대한 단면영상에 마우스를 이용하여 입력한 윤곽선과 검출한 윤곽선사이의 유사성 검증하기 위하여 SIZE, 상관계수(correlation coefficient), RMSE 및 MSD 등^[14]의 척도들을 사용하였다. 여기서 SIZE는 입력한 윤곽선과 검출한 윤곽선으로 둘러싸인 면적의 비를 의미하며 이 척도는 윤곽선의 모양을 고려하지 않는다. 상관계수는 크기와 관계없이 두 윤곽선의 전체적인 모양에 대한 상관도를 나타낸다. 또한 RMSE는 두 윤곽선을 이루는 반지름들 사이의 오차 실효값을 나타내기 때문에 윤곽선들의 모양은 일치하더라도 크기의 차이가 있을 경우는 오차가 발생한다. MSD는 두 윤곽선 요소들에 대한 영상내에서의 위치

를 고려하는 푸리에 기술자(Fourier descriptor)의 크기 차이의 평균자승오차이며 윤곽선들의 크기와 형태가 일치하더라도 영상내에서의 위치가 다를 경우는 오차가 발생한다.

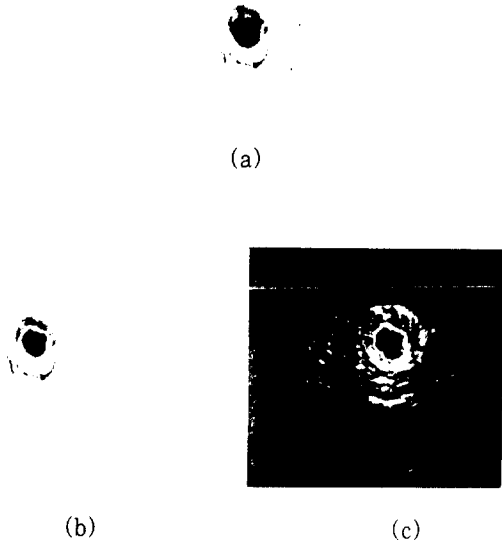


그림 5. 개의 심장영상에 대한 제안된 방법의 결과: (a) 개의 심장에 대한 단면 사진; (b) 마우스로써 입력한 윤곽선; (c)개의 심장에 대한 초음파 영상과 검출된 윤곽선

Fig. 5. Result of proposed method for dog's heart: (a) A photograph of dog's heart; (b) input boundary with mouse; (c) echo image for dog's heart and detected boundary.

제시된 척도들에 입력되는 특징값(signature value)은 단면영상과 초음파 영상의 윤곽선에 대해 각각의 중심에서 방사하는 64개의 선들과 윤곽선이 교차하는 점까지의 거리값들이다. 두 윤곽선들 사이의 위상(phase or rotational)오차 및 크기(scale) 오차는 최소 평균 자승 오차(least mean square error)가 될 때까지 두 윤곽선들중 한 윤곽선의 특징값들을 회전방향으로의 이동(shift)과 일정한 범위내에서 크기의 변화를 줄으로써 최소화되었다. 이때 특징값의 크기 1은 영상에서의 화소 사이의 거리 1과 동일하다. 개의 심장에 대한 초음파 영상에 제안한 방법을 적용한 결과로써 척도들을 구한 결과, SIZE는 거의 1에 가깝고 상관계수는 약 0.73으로써 상관도가 비교적 높으며

RMSE는 약 1.27로써 비교적 낮고 MSD는 약 59.52로써 낮음을 볼 수 있었다. 본 논문의 실험조건하에서 상관계수가 0.7이상이고 RMSE는 1.4이하이며 MSD가 65이하이면 만족할만한 결과를 얻었다. 그리고 윤곽선의 형태면에서 유사함을 그림 5(c)에서 볼 수 있다. 이상의 결과에서 제안한 방법이 심초음파 영상의 내벽을 비교적 잘 검출했음을 알 수 있다.

4. 심초음파 영상에의 적용

사람으로부터 좌심실의 단축 심초음파 영상을 얻어 제안한 방법을 적용시킨 결과를 그림 6에서 보였다. 획득한 원 영상으로부터 관심영역인 섹터(sector)부분의 외부영역을 제거한 심확장기의 영상은 그림 6(a)에서와 같았으며, 이 영상을 부표본화한 것을 8배로 확대시킨 영상은 그림 6(b)에서와 같았다. 평균필터를 이용하여 스펙클 잡음을 제거한 심초음파 영상에 Sobel연산자를 적용한 결과는 그림 6(c)에서와 같았다. 한편, 3개의 연속적인 프레임의 원 영상에 근사 중심 검출 알고리즘을 적용하여 최종적인 N개 화소위치를 검출한 영상은 그림 6(d)에서와 같았다. 이 들 N개의 화소를 이용하여 결정된 타원은 그림 6(e)에서와 같으며, 좌심실 내벽의 근사적인 윤곽선 검출 결과는 그림 6(f)에서와 같았다. 근사적인 윤곽선과 이 윤곽선의 근사 중심을 이용하여 구성한 가중모델은 그림 6(g)에서와 같았으며, 제안한 방법의 결과인 좌심실 내벽의 윤곽선은 그림 6(h)에서와 같았다. 이는 앞서의 검증 결과로 미루어 실제의 심내벽을 잘 검출한 것임을 알 수 있다. 또한 심수축기의 좌심실에 대한 초음파 영상에 제안한 알고리즘을 적용한 결과는 그림 6(i)에서와 같았다. 그림 6(h)와 그림 6(i)를 비교해 보면 심수축기 영상의 윤곽선으로 둘러싸인 공동의 면적보다 심확장기의 윤곽선으로 둘러싸인 공동의 면적이 크다는 것을 볼 수 있다.

원 영상으로부터 육안으로 보여지는 윤곽선과 알고리즘을 이용하여 찾은 결과 영상의 윤곽선 사이에 약간의 차이가 나는 것처럼 보이는 부위가 나타날 수가 있다. 예를 들어 그림 6(i)에서의 우측 하단 부위의 윤곽선 바깥 부분이 어둡게 보이기 때문에 검출된 윤곽선이 더 바깥으로 치우쳐야 할 것 같아 보인다. 그러나 실제의 영상의 휘도 레벨 데이터를 통해 현재의 결과 윤곽선이 위치하는 곳의 안쪽과 바깥쪽의 휘도 레벨을 각각 살펴보면 바깥쪽의 휘도 레벨이 안쪽보다 크다는

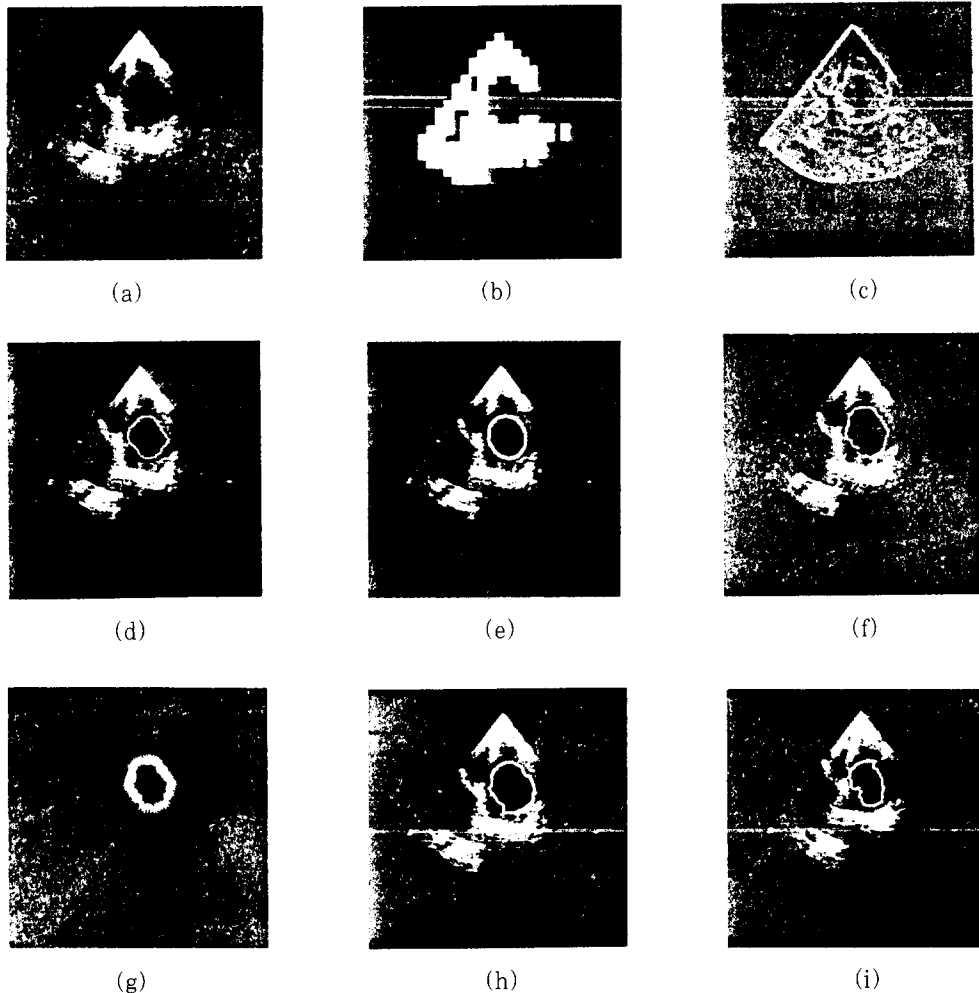


그림 6. 심초음파 영상에 대한 제안된 방법의 결과: (a) 좌심실의 단축 심초음파 영상; (b) 부표본화한 영상; (c) 에지영상; (d) 근사적인 심내벽 경계점; (e) 결정된 타원; (f) 근사적인 윤곽선; (g) 가중모델; (h) 검출된 심내벽 윤곽선; (i) 심수축기 영상의 심내벽 윤곽선

Fig. 6. Result of proposed method for echocardiography: (a) Short axis echocardiographic image of LV; (b) downsampling image; (c) edge image; (d) the approximate endocardial stop points; (e) the ellipse to be determined; (f) the approximate boundary; (g) weighted model; (h) the endocardial boundary to be detected; (i) the endocardial boundary of systolic image.

것을 확인할 수 있다. 따라서 육안으로 판단한 윤곽선 함을 알 수 있다.
보다 결과 윤곽선이 더욱 정확하다.

또한, 연속하는 18개의 프레임 영상들의 각각에 대하여 제안된 방법으로써 검출한 좌심실 윤곽선으로 둘러싸인 면적의 변화는 그림 7에서와 같았다. 이 그림에서 보면 심확장기인 8번째 프레임 주변에서 윤곽선의 면적이 심수축기인 1번째 및 18번째 프레임 주변에서의 윤곽선의 면적보다 크다는 것을 볼 수 있다. 따라서 제안된 방법이 좌심실 내벽의 윤곽선 검출에 유효

V. 결 론

본 논문에서는 좌심실의 B 모드 단축 심초음파 영상에서의 심내벽 윤곽선을 가중모델과 에지정보로써 중심기반 방식에 의해 자동적으로 검출하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법은 근사적으로 검출한 심내벽의 가중모델과 심초음파 영상에 대한 불완전한 에지정보를

동시에 이용하기 때문에 에지정보만에 의해 윤곽선을 검출하는 것 보다 효과적이다.

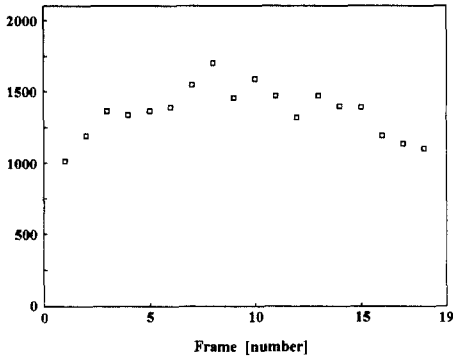


그림 7. 연속하는 프레임에 대하여 검출한 윤곽선으로 둘러싸인 좌심실 면적의 변화

Fig. 7. Variation of LV's area which surrounded with detected boundary for consecutive frames.

제안한 방법에서는 먼저, 영상에서 가장 큰 어두운 영역이 심실일 가능성이 높은 점을 고려하여 부표본화한 영상과 초기 중심 검출 알고리즘으로써 좌심실의 대략적인 초기 중심을 찾는다. 그 다음 원 영상에 대하여 좌심실 내벽이 연속적인 곡선인 점을 고려한 근사 중심 검출 알고리즘으로써 심실 내부의 근사적인 중심과 근사적인 심실 내벽의 경계점들을 찾는다. 이러한 정보들을 이용하여 좌심실 내벽에 근사하는 타원을 결정한다. 제안한 타원기반의 비용 함수으로써 근사적인 윤곽선을 검출하며 이것으로써 일정한 범위를 갖는 가중 모델을 구성한다. 이 가중모델과 에지 영상으로써 Hough 변환하여 심실의 정확한 중심을 탐색한 다음, 탐색된 정확한 중심, 원 영상, 에지영상 및 가중모델을 이용하여 심내벽 윤곽선을 검출한다. 제안한 방법은 기존의 방법에 비해 조작자의 개입 없이 좌심실 공동의 중심과 근사적인 윤곽선을 비교적 정확히 찾아낼 수 있었으며, 이 정보들을 이용하여 윤곽선 검출을 효과적으로 할 수 있었다.

제안된 방법의 타당성을 검증하기 위하여 수조에 담긴 개의 심장에 대한 초음파 영상으로써 실험하였다. 입력한 윤곽선과 검출한 윤곽선사이의 유사성 척도들을 사용한 결과 심장의 내측 윤곽선이 잘 검출되었음을 볼 수 있었다. 사람에 대한 심초음파 영상의 연속 프레임들에 대하여 제안한 방법으로써 좌심실 윤곽선을 검출하여 윤곽선으로 둘러싸인 공동의 면적을 계산

한 결과 심수축기와 확장기의 면적의 변화를 볼 수 있었고, 제안 방법의 좌심실 내벽 윤곽선 검출 능력을 확인할 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] S. Collins and D. Skorton, *Cardiac Imaging and Image Processing*, McGraw-Hill, 1986.
- [2] C. Lamberti and F. Sgallari, "A workstation-based system for 2-D echocardiography visualization and image processing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 8, pp. 796-802, Aug. 1990.
- [3] L. Zhang and E. A. Geiser, "An approach to optimal threshold selection on a sequence of two-dimensional echocardiographic images," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, no. 8, pp. 577-581, Aug. 1984.
- [4] A. Ezekiel, E. V. Garcia, J. S. Areeda, and S. R. Corday, "Automatic and intelligent left ventricular contour detection from two-dimensional echocardiograms," *Comput. Cardiol.*, IEEE Comput. Soc., pp. 261-264, 1985.
- [5] D. Adam, O. Hareuveni, and S. Sideman, "Semiautomated border tracking of cine echocardiographic ventricular image," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. MI-6, pp. 266-271, Sep. 1987.
- [6] C. H. Chu, E. J. Delp, and A. J. Buda, "Detecting left ventricular endocardial and epicardial boundaries by digital two-dimensional echocardiography," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 7, pp. 81-90, June 1988.
- [7] C. Y. Han, K. N. Lin, W. G. Wee, R. M. Mintz, and D. T. Porembk, "Knowledge-based image analysis for automated boundary extraction of transesophageal echocardiographic left ven-

- tricular image." *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 10, no. 4, pp. 602-610, Dec. 1991.
- [8] J. Feng, W. C. Lin, and C. T. Chen, "Epicardial boundary detection using fuzzy reasoning." *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 10, no. 2, pp. 187-199, June 1991.
- [9] J. H. Cho and M. N. Kim, "Automatic detection of left ventricular contour using Hough transform with weighted model from 2D echocardiogram." *Proc. SICE*, pp. 997-1002, July 1994.
- [10] A. Ezekiel, J. Areeda, E. Garcia, and S. Corday, "Intelligent left ventricular contour detection results from two-dimensional echocardiogram." *Comput. Cardiol.*, IEEE Comput. Soc., pp. 603-606, 1987.
- [11] L. Zhang and E. Geiser, "An effective algorithm for extracting serial endocardial borders from 2D echocardiograms." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, no. 6, pp. 441-447, June 1984.
- [12] 조진호, K. P. Philip, E. L. Dove, K. K. Chandran, "퍼지 Hough 변환에 의한 2-D 심초음파도에서의 좌심실 윤곽 자동 검출," 의공학회지, 제 13권, 제 2호, pp. 115-124, 1992년 6월.
- [13] D. H. Ballard, "Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes." *Pattern Recognition*, vol. 13, no. 2, pp. 111-122, 1981.
- [14] E. L. Dove, K. P. Philip, D. D. McPherson, and K. B. Chandran, "Quantitative shape descriptors of left ventricular cine-CT images." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 12, Dec. 1991.

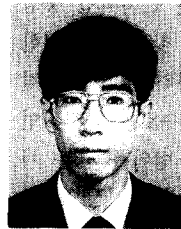
저 자 소 개



金明南(正會員)

1964年 4月 10日生. 1988年 2月 경북대학교 전자공학과 졸업. 1990年 2月 경북대학교 대학원 전자공학과 공학석사학위 취득. 1995年 2月 경북대학교 대학원 전자공학과 공학박사학위 취득.

주관심 분야는 컴퓨터 비전, 의용신호처리 디지털 하드웨어 등임.



元哲昊(正會員)

1967年 2月 3日生. 1992年 2月 경북대학교 전자공학과 졸업. 1995年 2月 경북대학교 대학원 전자공학과 공학석사학위 취득. 1995年 3월 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정. 주관심 분야는

의학영상처리, 의용신호처리, 디지털 하드웨어 등임.



曹辰鎬(正會員)

1953年 1月 22日生. 1977年 2月 경북대학교 공업교육과(전기 전공) 졸업. 1979年 2月 경북대학교 대학원 전자공학과 공학석사학위 취득. 1988年 2月 경북대학교 대학원 전자공학과 공

학박사학위 취득. 1984年 ~ 현재 경북대학교 전자공학과 부교수. 1984年 ~ 현재 경북대학교 병원 의공실장 겸무. 주관심 분야는 의용신호처리, 센서의 용계측, 센서응용 시스템개발 등임.