

論文97-34S-5-4

퍼지 추론에 의한 심초음파 영상의 심내벽 윤곽선 검출

(Endocardial Boundary Detection by Fuzzy Inference on Echocardiography)

元哲昊*, 蔡承杓*, 具成謨**, 金明南***, 曹辰鎬*

(Chul-Ho Won, Seung-Pyo Chae, Sung-Mo Koo, Myoung-Nam Kim, and Jin-Ho Cho)

요 약

본 논문에서는 퍼지 추론을 이용하여 심내강 내부로부터 영역을 성장시킴으로써 심내벽 폐윤곽선을 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 이는 좌심실 내부로부터 심초음파 영상의 각 화소를 탐색하면서 퍼지 추론에 의하여 심내강 영역을 결정하여 이를 성장시키는 기법이다. 심초음파 영상에서 심내강 영역과 심근 영역을 구분하는 윤곽선을 결정함에 있어 불확실성과 모호함이 존재한다. 따라서, 심내강과 심근 영역의 특징 변수가 되는 평균과 표준 편차의 크고 작음 혹은 임계치의 높고 낮음 등의 언어적 표현을 퍼지 입력력 변수로 변환한 후에 퍼지 추론을 수행함으로써 심내강 영역을 분류하고 이로부터 심내벽 윤곽선을 검출한다. 중심에서 방사방향으로 탐색하면서 윤곽선을 검출하기 때문에 잡음의 영향에 민감한 중심 기반 방식보다 잡음에 강하며 모든 화소에 대해 탐색을 수행함으로써 정확한 경계선 검출을 보장할 수 있다. 알고리즘에 의해 검출된 윤곽선의 유사성 검증을 위해 SIZE, 상관계수, MSD 및 RMSE의 다양한 척도를 적용하여 만족할 만한 결과를 얻을 수 있었다.

Abstract

In this paper, an algorithm that detects the endocardial boundary, expanding the region from endocardial cavity using fuzzy inference, is proposed. This algorithm decides the ventricular cavity by fuzzy inference in process of searching each pixel from the inside of left ventricle in echocardial image and expands it. Uncertainty and fuzziness exists in decision of endocardial boundary. Therefore, we convert the linguistic representation of mean, standard deviation, and threshold value that are characteristic variables of endocardial boundary to fuzzy input and output variables. And, we extract ventricular cavity using fuzzy inference ventricular cavity and detect endocardial boundary. The proposed method is robuster to noise than radial searching method that is highly dependent on center position. To prove the similarity of detected boundary by fuzzy inference, we used the measures of SIZE, correlation coefficient, MSD, and RMSE and had acquired reasonable results.

I. 서 론

* 正會員, 慶北大學校 電子工學科

(Dept. of Electronics, Kyungpook National Univ.)

** 正會員, 斗源工業專門大學 電波通信科

(Department of Radio Communication, Doowon Technical College)

*** 正會員, 慶北大學校病院 醫工學科

(Dept. of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)

接受日字: 1996年12月20日, 수정완료일: 1997年5月6日

연조직 내부를 투사하는 B 모드 초음파에 의한 질병의 진단을 정량화시켜 이로부터 진단 변수를 획득하기 위한 영상처리 기법들에 대한 연구가 진행되어 왔으며 특히, 심장질환의 진단에 관한 연구가 이루어지고 있다¹⁾. 초음파 영상에서 좌심실은 인체의 각 기관으로 혈액을 박출하는 기관으로서 이의 폐윤곽선(closed boundary)의 검출은 매우 중요하며, 심내벽 단면적 변화의 정량화는 진단 변수의 추출에 효과적으로 이용될

수 있다. 특히, 단면상에서의 폐윤곽선 검출은 심장의 3차원 표현을 위한 전단계로서 중요하다 하겠다. 일반적으로 심초음파 영상에 스펙클 잡음에 의한 화질의 열화가 심하고, 휘도의 분포가 낮은 영역에 치우쳐 있기 때문에 필요한 정보를 획득함에 있어 어려움이 따른다. 좌심실의 폐윤곽선 검출을 위하여 제시된 기존의 방법으로서 문턱치를 기반으로 하는 방식^[2,3], 에지를 기반으로 하는 방식^[4,5], 균일 계수(homogeneous coefficient)를 이용하는 방식^[6], 그리고 중심을 기반으로 하는 방식^[7,8] 등이 있다. 먼저, 문턱치를 기반으로 하는 방식은 영상의 이진화를 위한 적절한 문턱치를 결정하고, 이진화된 영상으로부터 에지를 추출하는 것으로서 영상에서 원하는 대상만을 추출하기가 곤란하다. 에지 검출 연산자를 적용하여 경계선을 검출하는 에지 기반 방식은 수행이 비교적 쉽고 간단하지만 연속적인 폐경계선을 얻을 수 없기 때문에 영상의 정량화가 힘들다고 하겠다. 균일 계수를 이용하는 방식은 심근과 심내강의 경계부분에서 변화가 불분명한 영역의 경우 윤곽선 검출이 어렵다. 또한, 중심을 기반으로 하는 방식은 먼저 심내강의 중심을 설정한 후에 중심으로부터 방사방향으로 심벽에 해당되는 화소들을 탐색한 후 심벽으로 결정된 지점들 사이를 보간하여 윤곽선을 검출하는 방식으로서 연속적인 폐경계선을 검출할 수 있지만 중심의 검출이 결과에 큰 영향을 미치고 방사 방향으로 탐색시 잡음의 영향을 받을 수 있으며 탐색되지 않은 점들에 대해서는 정확성을 보장할 수 없게 된다^[9].

일반적으로 심초음파 영상에서의 심내벽 경계선은 스펙클 잡음속에 묻혀있는 경우가 대부분이며 근육과 심내강 경계부분의 휘도 변화가 불분명한 경우가 많다. 이러한 영상에 대해서는 지식 기반에 근거한 추론적인 경계선 검출 방법이 효과적일 것으로 판단된다.

본 논문에서는 퍼지 추론을 이용하여 심내강 내부로부터 영역을 성장시킴으로써 심내벽 폐윤곽선을 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 이는 좌심실 내부로부터 심초음파 영상의 각 화소를 탐색하면서 퍼지 추론에 의하여 심내강 영역을 추출하여 이를 성장시키는 기법이다. 퍼지 추론에 이용되는 퍼지 입력 변수로서는 심내강과 심근 영역의 특징 변수가 되는 평균과 표준 편차를 택하였으며, 영상을 분할하는 임계치를 출력 변수로 사용하였다. 이는 심내강 영역에서는 휘도 준위가 낮게 나타나므로 평균 밝기가 비교적 낮고 밝기 변화

량 즉, 표준 편차도 작게 나타나지만 근조직에서는 산란으로 인하여 밝기 변화가 크게 나타나는 것을 이용한 것이다. 평균과 표준 편차의 크고 작음 그리고 임계치의 높고 낮음 등의 언어적 표현을 퍼지 입력력 변수로 변환하여 퍼지 추론으로써 심내강 영역을 분류하고 이로부터 심내벽 윤곽선을 검출한다. 중심에서 방사방향으로 탐색하면서 윤곽선을 검출하기 때문에 잡음의 영향에 민감한 중심 기반 방식보다 잡음에 강하며 모든 화소에 대해 탐색을 수행함으로써 정확한 경계선 검출을 보장함을 보였다. 또한, 여러 프레임에 걸친 폐윤곽선을 검출하여 좌심실에 대한 면적의 변화를 정량화하였다. 알고리즘에 의해 검출된 윤곽선의 유사성 검증을 위해 SIZE, 상관계수, MSD 및 RMSE의 다양한 척도를 적용하여 만족할 만한 결과를 얻을 수 있었다.

II. 퍼지 추론에 의한 심내강 영역 추출

1. 초기 중심의 추정

퍼지 추론을 이용하여 심내벽 윤곽선을 검출함에 있어 심내강 영역의 근사적인 중심을 추정하는 과정이 필요하다. 이는 근사적인 중심으로부터 심내강 영역을 확장시킴에 있어 초기좌표를 설정해야 함을 의미한다. 초기 중심의 설정은 무게 중심법(center of gravity)을 이용하였다^[5]. 문턱치 설정에 의해 근사적으로 추출된 심내강 영역에 대하여 x 와 y 좌표의 합을 구하고 화소수로 나누어 심내강 영역의 x 와 y 의 근사 중심을 구할 수 있다. B 모드 심초음파 영상을 이용한 심장 질환 진단시 일반적으로 심내강 영역이 주관심 영역이 되어 심초음파 영상에서 휘도 준위가 낮은 영역 중에 심내강 영역의 면적이 가장 크게 나타나게 된다.

영상을 이진화함에 있어 심내강 영역을 포함하도록 256의 회색 준위에서 어두운 영역인 20%정도에 해당되는 40~50정도로 문턱치를 설정하였다. 이때 문턱치보다 큰 값을 갖는 화소는 HIGH로 작은 값을 갖는 화소는 LOW로 영상을 이진화한다. 이진화된 영상의 탐색시 HIGH인 영역을 만나면 4방향에 대하여 영역을 확장하고 LOW인 영역을 만나면 이 영역의 탐색을 중단하고 좌표값을 저장한 후에 이동후 위의 탐색 과정을 반복한다.

관심 영역에 대한 탐색을 완료하고 각 영역의 면적을 계산하여 가장 큰 영역이 대략적인 심내강 영역이

된다. 이 영역에 무게 중심법을 적용시킴으로써 퍼지 추론을 위한 초기좌표를 구할 수 있다.

2. 퍼지 추론에 의한 심내강 영역 추출

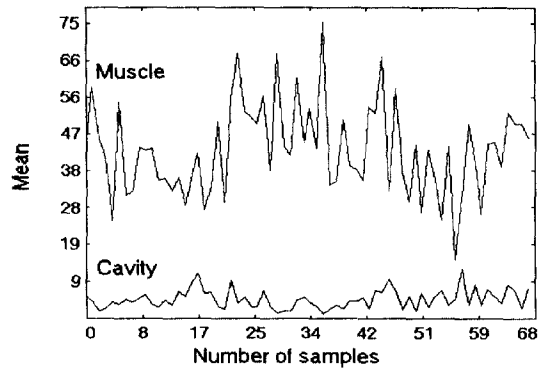
심초음파 영상에서 심내벽 윤곽선은 심장의 심내강 영역과 심근 영역을 구분하는 경계로서 이의 검출은 심장의 정량적인 분석을 위해 매우 중요하고 하겠다. 이를 검출함에 있어 퍼지 추론을 이용하여 심내강 영역을 추출한 다음, 심내벽 윤곽선을 검출하는 방법을 제안하였다. 퍼지 추론은 수학적으로 표현하기 복잡하거나 어려운 경우 수학적 모델에 의존하지 않고 전문가의 경험적 지식을 통해 필요한 규칙을 도출하여 출력을 생성한다¹⁰⁾. 특히, 심내강 영역과 심근 영역을 구분함에 있어 불확실성(uncertainty)과 모호함(fuzziness)이 존재하는 심초음파 영상에서 퍼지 추론은 효과적인 방법이다. 심내강 영역을 이루는 화소들은 퍼지 추론에 의하여 심내강 영역내부로부터 성장하게 되어 최종적으로 심내벽 윤곽선의 추출이 이루어진다. 제안한 퍼지 추론은 주변 화소의 평균과 표준 편차를 퍼지 입력 변수로 하는 퍼지화(fuzzification), 규칙 기반(rule base), 추론부(inference engine) 및 무게 중심법(center of gravity)에 의한 비퍼지화부(defuzzification)로 구성된다. 비퍼지화부에서는 심내강 영역과 심근 영역을 구분하기 위한 임계치를 출력하여 심내강 영역을 추출한다.

심장에 투사된 초음파는 혈액이 충만한 심내강에서는 반사 및 감쇠 정도가 약하고 근육 조직에서는 심내강 영역보다 반사 및 감쇠가 심하다. 즉, 반사 및 감쇠가 적은 심내강 영역의 휘도 준위가 낮게 나타나므로 평균 밝기는 매우 낮고 심근 영역에서는 평균 밝기의 값이 증가한다는 것을 의미한다. 또한, 심내강 영역에서는 밝기의 변화량 즉, 표준 편차가 적게 나타나지만, 근조직에서는 산란으로 인하여 밝기의 변화가 크게 나타나게 된다. 따라서, 심내강 영역에서의 평균과 표준 편차의 값은 심근 영역보다 더욱 작은 값을 가지게 된다. 실제 심초음파영상에서 심내강 영역과 심근 영역의 각각 68개 지점에서 샘플을 취하여 이의 평균과 표준 편차의 값을 그림 1에서 보였다. 심내강 영역에서의 평균과 표준 편차의 값은 심내벽영역에 비해 작은 값을 가짐을 볼 수 있다. 그림 1(a)에서 심내강 영역에서의 평균이 심근 영역에서의 평균보다 작으며, 그림 1(b)에서는 심내강 영역에서의 표준 편차가 심근 영역에서의

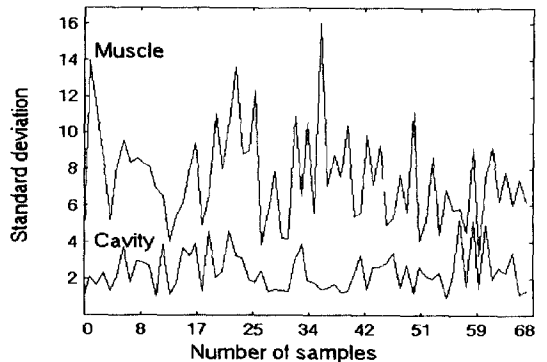
표준 편차보다 작음을 볼 수 있다. 이러한 평균과 표준 편차의 크기에 대한 언어적 표현을 심내강 영역과 심근 영역의 구분을 위한 퍼지 입력 변수로 변환함으로써 퍼지화를 한다. 평균과 표준 편차의 크기에 대한 언어적 표현들을 각 퍼지 입력 변수에 대한 소속 정도(degree of membership)로 나타낼 수 있다. 퍼지 입력 변수 평균과 표준 편차에 대하여 삼각형 형태의 5개의 항(terms)을 두었으며, 그림 4에 퍼지 소속 함수(membership function)를 나타내었다.

$M. = \{ \text{Very Small, Small, Middle, Large, Very Large} \}$

$S. D. = \{ \text{Very Small, Small, Middle, Large, Very Large} \}$



(a)



(b)

그림 1. 심내강 영역과 심근 영역의 비교: (a) 평균; (b) 표준 편차

Fig. 1. Comparison of cavity and muscle: (a) Mean; (b) standard deviation.

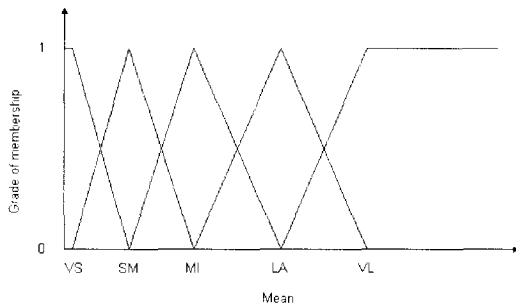
초음파 영상의 k, l 좌표에서의 국부 영역의 평균 $m(k, l)$ 은 다음의 식으로써 구할 수 있다.

$$m(k, l) = \frac{1}{N} \sum_{i=k-1}^{i=k+1} \sum_{j=l-1}^{j=l+1} f(i, j) \quad (1)$$

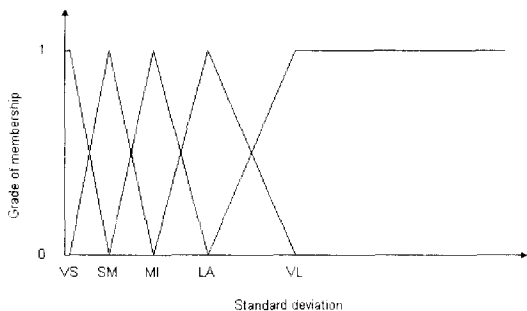
평균은 획득된 초음파 영상의 화소 $f(i, j)$ 의 주변 3×3 영역에서의 9화소에 대한 휘도 준위의 합을 구하고 이를 화소수($N=9$)로 나눔으로써 구할 수 있다. 또한 k, l 좌표에서의 표준 편차는 획득된 초음파 영상의 화소 $f(i, j)$ 와 식 (1)에서 구한 국부 영역의 평균과 아래 식 (2)의 연산을 함으로써 구한다.

$$\alpha(k, l) = \left\{ \frac{1}{N^2} \sum_{i=k-1}^{i=k+1} \sum_{j=l-1}^{j=l+1} [f(i, j) - m(k, l)]^2 \right\}^{1/2} \quad (2)$$

여기서, $f(i, j)$ 는 초음파 영상의 휘도 준위이고 $m(k, l)$ 은 국부 영역의 평균이다.



(a)



(b)

그림 2. 퍼지 입력 변수의 소속 함수: (a) 평균; (b) 표준 편차

Fig. 2. Membership function of fuzzy input variables: (a) Mean; (b) standard deviation.

퍼지 입력 변수 집합인 평균과 표준 편차의 각 항에 대응되는 값을 구하기 위하여 k 회의 반복에 의하여 집합을 분할하는 k -평균 알고리즘을 이용하였다. $S_j(k)$ 를

퍼지 입력 변수 평균과 표준 편차의 각 항들인 *Very Small, Small, Middle, Large, Very Large*의 중심이 $C_j(k)$ 인 j 번째의 집합이라고 했을 때 먼저 다음과 같은 퍼지 입력 변수의 각 항에 대한 초기 중심

$$C_{VS}(1), C_{SM}(1), C_M(1), C_{LA}(1), C_{VL}(1)$$

을 설정한다. 심초음파 영상에서 평균 및 표준 편차의 입력 x 와 각 항의 중심과의 유클리드 거리(Euclidean distance) $d(\cdot)$ 를 구하여 최소일 때 입력 x 는 집합 $S_j(k)$ 의 원소가 된다.

$$\begin{aligned} & \text{if } \{ d(x - C_j(k)) < d(x - C_i(k)) \}, \\ & i, j = VS, SM, MI, LA, VL, i \neq j \end{aligned} \quad (3)$$

$$S_j(k) = x$$

집합 $S_j(k)$ 에 속하는 x 의 평균을 구해 퍼지 입력 변수의 각 항에 대한 새로운 집합 중심으로 설정한다.

$$C_j(k+1) = \frac{1}{N_j} \sum_{x \in S_j(k)} x, \quad j = VS, SM, MI, LA, VL \quad (4)$$

여기서, N_j 는 집합 $S_j(k)$ 에 속하는 입력의 개수를 의미한다.

$$\text{if } \{ C_j(k+1) = C_j(k) \}, \quad j = VS, SM, MI, LA, VL \quad (5)$$

end

각 항에 대한 집합 중심의 변화가 없을 때 처리를 종료하고, 그렇지 않으면 위의 과정을 반복한다. 초기 중심을 설정함에 있어서는 심내강 영역내의 평균 및 표준 편차 각각에 대한 최대 및 최소값을 구하고 이를 선형적으로 등분하여 다음과 같이 구하였다.

$$\begin{aligned} C_{VS}(1) &= \min, \\ C_{SM}(1) &= (\max - \min)/4 + C_{VS}(1), \\ C_M(1) &= (\max - \min)/4 + C_{SM}(1), \\ C_{LA}(1) &= (\max - \min)/4 + C_M(1), \\ C_{VL}(1) &= \max \end{aligned} \quad (6)$$

최종적으로 구해진 집합 중심이 퍼지 입력 변수에 대한 각 항들의 값이 되는데, 평균에 대한 각 항들의 값은 4, 11, 22, 35 및 43이었고 표준 편차에 대한 값은 2, 4, 8, 13 및 18로 구할 수 있었다.

퍼지 출력 변수는 심내강 영역의 성장을 위한 임계치로서 탐색되는 화소의 심내강 영역에의 포함여부를 판단하게 된다. 출력 변수는 0에서 255 휘도 구간을 네등분하여 다섯 개의 항으로 구분하여 각각 0, 63, 127, 191 및 255로 하였다. 이때, 퍼지 추론에 의해 출력된 임계치가 Middle항 값인 127보다 작으면 심내강 영역이라 판단한다.

THR. = { Very Small, Small, Middle, Large, Very Large }

심내강 영역을 추출하기 위한 퍼지 규칙은 If-Then 규칙 기반으로 표 1과 같으며 심내강 영역의 평균과 표준 편차는 심근영역보다 작은 값이므로 평균과 표준 편차가 큰 화소에 대하여 퍼지 출력 변수의 값을 크게 함으로써 심내강 영역에서 제외시키고 평균과 표준 편차가 작은 영역은 출력 변수의 값을 작게 하여 심내강 영역에 포함시키도록 하였다. 두 영역을 구분함에 있어 불확실성과 모호함이 존재하는 영역에서는 경험적 지식에 의존하여 규칙 기반을 구성하였다. 구성된 퍼지 규칙 기반으로부터 최대-최소(max-min)법에 의하여 퍼지 추론을 하였다.

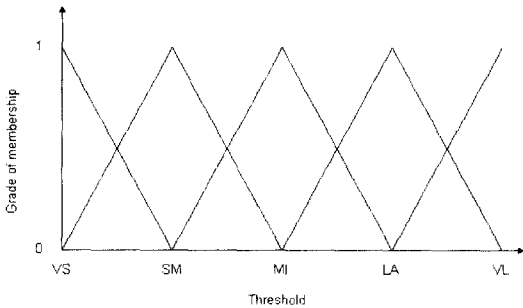


그림 3. 퍼지 출력 변수의 소속 함수
Fig. 3. Membership function of fuzzy output variables.

표 1. 퍼지 규칙 기반
Table 1. Fuzzy rule base.

Input	Mean					
	Output	VS	SM	MI	LA	VL
Standard deviation	VS	VL	LA	MI	SM	SM
	SM	LA	LA	SM	SM	SM
	MI	LA	MI	SM	SM	SM
	LA	LA	MI	SM	SM	SM
	VL	LA	MI	SM	SM	VS

무게 중심법(center of gravity)에 의하여 비퍼지화(defuzzification)하고 임계치 u_o 를 출력시킨다. 퍼지 출력 임계치 f_o 는 다음과 같이 구해진다. 먼저, w_i 는 적합도(degree of compatability)로서 각각의 퍼지 규칙 기반에서 퍼지 입력 변수인 평균값 x_1 과 표준 편차값 x_2 에 대한 소속함수의 최소값으로 다음 식과 같다.

$$w_i = \min\{ m_{M_i}(x_1), m_{SD_i}(x_2) \} \quad i=1 \sim M \quad (7)$$

여기서, $m_{M_i}(x_1)$ 와 $m_{SD_i}(x_2)$ 는 각각 평균과 표준 편차에 대한 소속함수이고 i 는 각각의 퍼지 규칙 기반을 의미하며 M 은 규칙의 개수로서 25이다. $m_T(u)$ 는 퍼지 출력 변수인 임계치의 소속함수 $m_{THR.}(u)$ 와 적합도 w_i 의 최대-최소 추론에 의한 결과로서

$$m_T(u) = \max\{ \min(w_i, m_{THR.}(u)) \}, \quad i = 1 \sim M \quad (8)$$

$$f_o = \frac{\sum_{f=0}^N m_T(f)f}{\sum_{f=0}^N m_T(f)} \quad (9)$$

여기서, f 는 휘도 준위를 나타내며 최대치 N 은 255가 된다. 퍼지 추론된 f_o 는 심근 영역과 심내강 영역을 구분하는 임계치로서 f_o 가 클 때에는 심근 영역이 되고 f_o 가 작을 때는 추출하고자 하는 심내강 영역이 된다. 이때 기준을 퍼지 출력 변수 최대치의 중간인 Middle항 값으로 하여 이보다 f_o 가 작으면 심내강 영역이라 판단하여 영역을 성장시키고, 이보다 f_o 가 크면 심내강 영역에 포함시키지 않는다. 위의 과정을 반복하여 관심 영역에 대하여 퍼지 추론에 의한 탐색을 종료하면 심내강 영역의 추출을 완료한다. 탐색된 심내강 영역에 대하여 이진 영상을 얻고 윤곽선을 검출한다. 이진 영상에서 인접한 두 화소의 차가 있을 때 이를 출력하면 에지 검출이 된다.

$$\begin{aligned} g(x,y) &= f(x,y) - f(x,y+1) \\ g(x,y) &= f(x,y) - f(x+1,y) \end{aligned} \quad (10)$$

여기서, $f(x, y)$ 는 입력 영상이고 $g(x, y)$ 는 이진화된 출력 영상이다. 즉, 이진화된 심내강 영역으로부터 에지를 구하면 연속적인 심내벽 경계선을 검출할 수 있다. 다음 그림 4에서 심내강 영역 추출 후 심내벽 폐윤곽선을 검출하기 위하여 제안한 방법의 흐름도를 보았다.

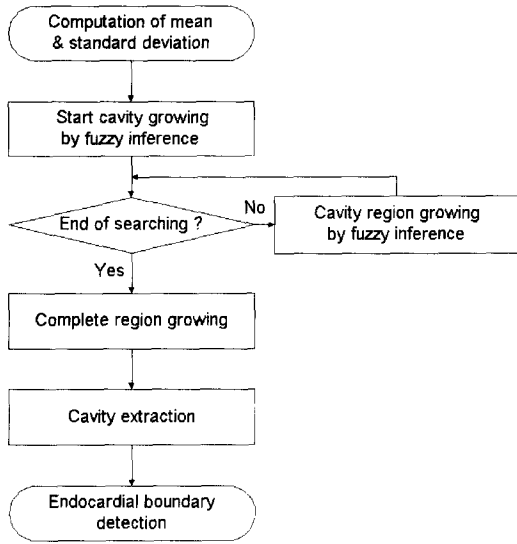


그림 4. 제안한 심내벽 검출 알고리즘의 흐름도
 Fig. 4. The flowchart of proposed endocardial boundary detection algorithm.

III. 실험 결과 및 고찰

일반적으로 초음파 영상은 음파의 산란 및 투과에 의한 잡음에 영향을 받게 되며 이는 Rayleigh 분포를 가지는 스펙클 형태로 알려져 있다^[11,12,13]. 제안한 방법의 타당성을 검증하기 위하여 먼저 스펙클 형태를 가지는 인위적인 심초음파 영상 모델을 구성하여 모의 실험을 하였다. 그림 5(a)는 심장 심내강 영역의 휘도 준위를 10으로 하고 심근 영역의 휘도 준위를 20으로 하여 스펙클 잡음을 발생시킨 영상에 중심으로부터 방사 방향의 탐색을 하면서 경계선을 검출하는 중심 기반 방식 윤곽선 검출법에 의해 검출된 결과 영상이다. 이는 중심에서 방사 방향의 탐색을 하면서 1차원 에지 연산자로서 에지가 나타나는 지점들을 검출하고 이 점들을 보간하여 윤곽선을 검출하는 방식으로서 심내벽을 이루는 폐경계선은 검출되었지만 방사 방향의 탐색 시 잡음에 의하여 올바른 경계선을 검출하지 못함을 알 수 있다. 즉, 중심에서 심내벽까지 이르는 방사상의 경로에 나타나는 잡음의 영향으로 인하여 잡음을 경유하는 잘못된 폐윤곽선을 검출하였음을 알 수 있다. 그림 5(b)는 제안한 방법에 의하여 검출된 경계선으로서 내부의 잡음에 영향을 받지 않고 폐경계선을 효과적으로 검출한 것을 알 수 있다.

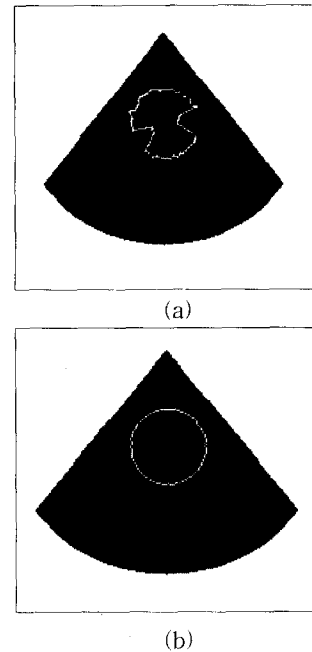
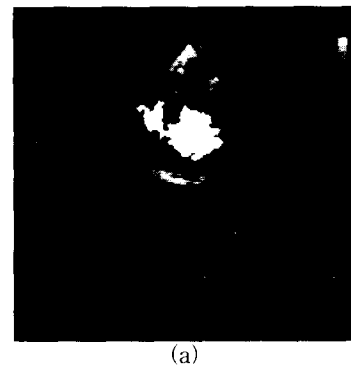
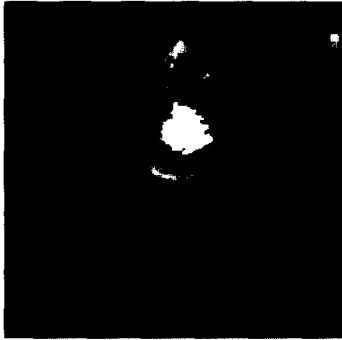


그림 5. 좌심실 윤곽선 검출에 대한 모의 실험 결과: (a) 중심 기반 방식에 의한 영상; (b) 제안한 방법에 의한 영상

Fig. 5. Simulation results of boundary detection: (a) Image by center based method; (b) image by proposed method.

또한, 심내강의 검출시 평균과 표준 편차의 곱으로 정의되는 균일 계수(homogeneous coefficient)를 이용하는 방식^[15]과 퍼지 추론으로써 심내강을 검출하는 알고리즘들을 비교하였다. 균일 계수를 이용하는 방식은 그림 6(a)에서 보는 바와 같이 심근과 심내강 경계부분의 변화가 불분명한 영상의 경우 심내강 영역의 추출이 곤란하지만, 동일한 영상을 퍼지 추론을 이용하는 알고리즘에서는 모호한 경계 부분에 대한 기반 규칙을 도출함으로써 그림 6(b)와 같이 효과적으로 심내강영역을 검출할 수 있었다.





(b)

그림 6. 심내강 검출 결과: (a) 균일 계수를 이용하는 방식으로 처리시 검출이 잘못된 경우의 영상; (b) 동일한 영상을 퍼지 추론으로 구한 영상

Fig. 6. Results of cavity detection: (a) Error image by the method using homogeneous coefficient; (b) result by fuzzy inferencing the same image.

제안한 방법의 B모드 초음파 영상에의 적용 능력을 확인하기 위하여 혈액과 연조직의 움직임에 의한 오류를 제거하기 위하여 개의 심장을 수조에 고정시킨 후 획득한 영상으로써 실험을 하였다. 조작자에 의해 입력된 윤곽선과 검출한 윤곽선과의 유사성 검증을 위하여 SIZE, 상관계수(correlation coefficient), MSD (Fourier mean square difference) 및 RMSE(root mean square error)를 척도로써 사용하였다^[14]. 유사성 검증을 위한 특징값(signature value)은 입력 및 검출된 윤곽선의 반경이 된다. SIZE는 입력된 윤곽선 및 검출된 윤곽선의 평균 특징값, 즉 반경의 비를 의미하는 것으로 윤곽선의 모양은 고려하지 않는다. 입력 및 검출된 윤곽선의 특징값으로부터 계산된 상관계수는 크기와 관계없이 전체적인 모양에 대한 상관을 나타내는 것으로 각 특징값들이 일치할수록 1에 접근한다. MSD는 두 윤곽선 요소들에 대한 영상내에서의 위치를 고려하는 푸리에 기술자의 크기 차이의 평균자승 오차이며 윤곽선들의 크기와 형태가 일치하더라도 영상 내에서의 위치가 다를 경우는 오차가 발생한다. RMSE는 두 윤곽선에 대한 각 특징값들 사이의 오차 실효치로서 값이 일치할수록 0에 접근한다. 이때 특징값들의 크기 1은 영상에서의 화소간의 거리 1과 같다.

개의 심장에 대한 초음파 영상에 제안한 방법을 적용한 결과를 그림 7(b)에서 보였으며 비교적 심초음파

영상의 내벽을 잘 검출했음을 알 수 있다. 여기서, SIZE는 대략 1이고 상관 계수는 약 0.7로서 비교적 높은 값을 가지며 MSD와 RMSE는 각각 1.3 및 0.46으로서 만족할 만한 값을 가짐을 알 수 있었다.

표 2. 척도의 비교
Table 2. Comparison of measure.

SIZE	Correlation coefficient	MSD	RMSE
1.03	0.69	1.30	0.46

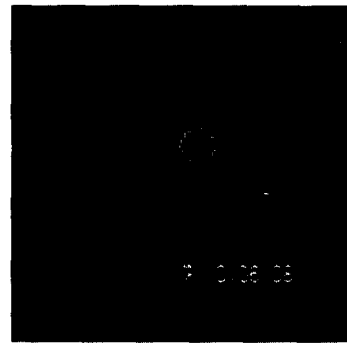


그림 7. 개의 심장에 대한 윤곽선 검출 결과: (a) 조작자의 입력에 의한 영상; (b) 제안한 방법에 의한 영상

Fig. 7. Results of boundary detection for canine's heart: (a) Image by operator; (b) image by proposed method.

정상인으로부터 2.25MHz 트랜스듀서로 구성된 표준 스캐너(Meridian, IREX)를 이용하여 단축 단면의 B모드 심초음파 영상을 0.5인치 VCR에 녹화하였다. 이 심초음파 영상으로부터 정지 영상을 얻기 위해 동적 트랙 추적 기능이 있는 1인치 VTR(Sony,

BVH-1100A)로써 한 필드씩 순차적으로 재생시켰으며, 이를 프레임 그래버(Data Translation, DT-2853)로 양자화한 256×256영상을 획득하여 실험에 사용하였다. 심초음파 영상의 관심 영역(ROI: region of interest)을 추출하는 데 이는 인체에 트랜스듀스로부터 방사 방향으로 투사된 초음파 영상이 실제로 구성되는 영역으로서 본 논문에 사용된 데이터 영상에서의 관심 영역은 다음과 같다. 영상은 각각 (+), (-)의 기울기를 갖는 두 직선과 타원의 식으로 표현되는 영역의 내부에 구성되고 이를 식으로 표현하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 & \text{if } (x \geq 1.2y - 130, x \geq -1.2y + 185, \text{ and} \\
 & \quad \frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} \leq 1) \{ \\
 & \quad \quad f(x, y) \text{ is included in ROI.} \\
 & \quad \} \quad \quad \quad (11)
 \end{aligned}$$

여기서, a, b 는 각각 100, 105이고 $f(x, y)$ 는 심초음파 영상의 각 화소이다.

그림 8(a)와 8(b)는 검출된 심내벽 폐윤곽선을 원 영상에 중첩시켜 나타낸 것으로서 심내강 영역과 심근 영역을 구분하는 심내벽의 연속적인 폐경계선을 잘 나타내고 있다. 이는 앞서의 모의 실험의 결과로 미루어 심장의 실제적인 심내벽 윤곽선을 효과적으로 검출한 것으로 볼 수 있다. 그림 8(b)의 심확장기 영상에서 윤곽선으로 둘러싸인 심내강의 면적이 1158화소이고 그림 8(a)의 심수축기 영상의 경우에는 887화소로서 심수축기에서 심내강의 면적보다 심확장기의 심내강의 면적이 크다는 것을 알 수 있다. 즉, 심확장기에서와 심수축기에서의 심실 면적의 상대적인 크기 변화를 잘 나타냄을 알 수 있다.



(a)



(b)

그림 8. 심초음파 영상에 대한 제안한 방법의 검출 결과: (a) 심수축기의 심내벽 폐윤곽선; (b) 심확장기의 심내벽 폐윤곽선

Fig. 8. Results of proposed method for echocardiography: (a) The endocardial boundary of systolic image; (b) the endocardial boundary of diastolic image.

연속하는 26 프레임의 심초음파 영상들에 대하여 제안한 방법을 이용하여 검출한 좌심실 면적의 변화의 그림 9에서 보였다. 심확장기에서 심수축기의 변화와 다시 심확장기로의 변화를 잘 나타내고 있음을 알 수 있다.

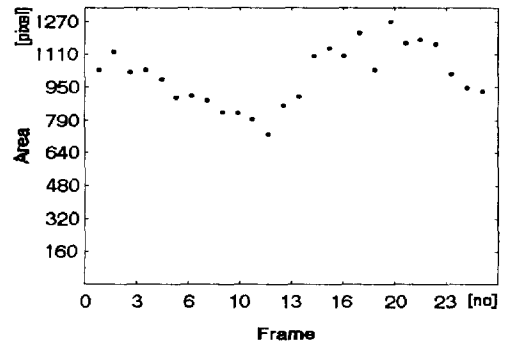


그림 9. 검출된 윤곽선에 의해 둘러싸인 좌심실 면적의 변화

Fig. 9. Variation of left ventricular area surrounded with detected boundary.

모의 실험과 개의 심장으로부터 획득한 척도에 대한 실험 결과로부터 제안한 방법이 심내벽 윤곽선을 효과적으로 검출하였음을 알 수 있었다. 인체로부터 획득된 실제의 심초음파 영상으로부터 얻어진 심내벽 폐윤곽

선 검출 결과에서 이를 확인하였다.

IV. 결 론

스펙클 잡음에 의한 화질의 열화가 심하고, 휘도의 분포가 어두운 영역에 치우쳐 있는 심초음파 영상에서 심내강 폐윤곽선을 검출하기 위해 퍼지 추론을 이용하였다. 이는 심내강 영역과 심근 영역을 구분하는 윤곽선을 결정함에 있어 불확실성과 모호함이 존재하기 때문이다.

본 논문에서는 심내강 영역과 심근 영역의 특징 변수가 되는 평균과 표준 편차를 퍼지 추론의 입력 변수, 심내강 영역과 심근 영역을 구별하는 임계치를 출력 변수로 퍼지화 하였다. 지식 기반하의 퍼지 규칙에 의해 최대-최소법으로써 퍼지 추론을 하여, 이를 무게 중심법에 의해 비퍼지화하고 임계치를 출력함으로써 심내강 영역을 추출하였다. 심내강 내부로부터 각 화소를 탐색하면서 퍼지 추론에 의해 심내강 영역을 판별하여 이를 확장시키고, 심내강 영역을 이진화하여 심내벽 폐윤곽선을 검출하였다.

개의 심초음파 영상에 대하여 조각자에 의해 입력된 윤곽선과 알고리즘에 의해 검출된 윤곽선에 SIZE, 상관계수, MSD 및 RMSE의 다양한 척도를 적용시켜 만족할 만한 결과를 얻을 수 있었다. 그리고, 여러 프레임에 걸친 폐윤곽선을 검출함으로써 심장 운동에 따른 좌심실의 면적의 변화를 정량화하였다. 폐윤곽선을 검출시 평균과 표준 편차의 곱으로 정의되는 균일 계수(homogeneous coefficient)를 이용하는 방식은 심근과 심내강 경계부분의 변화가 불분명한 경우 균일 계수를 이용하여 심내강 영역을 추출함에 있어 어려움이 따르게 되는데, 모호한 경계 부분에 대한 기반 규칙을 도출하여 퍼지 추론함으로써 효과적으로 윤곽선을 검출할 수 있었다. 또한, 중심에서 방사방향으로 탐색하면서 윤곽선을 검출하기 때문에 잡음의 영향에 민감한 중심 기반 방식보다 잡음에 강하며 모든 화소에 대해 탐색을 수행함으로써 정확한 경계선 검출을 보장함을 보였다.

참 고 문 헌

- [1] K. J. Dreyer, "Quantitative analysis of cardiac imaging using expert systems," *SPIE*, vol. 1445, pp. 398-408, 1991.
- [2] L. Zhang and E. A. Geiser, "An approach to optimal threshold selection on sequence of two-dimensional echocardiographic images," *IEEE Trans. Biomed. ENG.*, vol. BME-29, no. 8, pp. 577-581, Aug. 1990.
- [3] D. T. Linker, "Automated endocardial definition of 2-D echocardiograms: A comparison of four standard edge detectors and improved thresholding techniques," *Proc. Computer in Cardiology*, pp. 395-398, 1982.
- [4] S. M. Collins, "Computer-assisted edge detection in two dimensional echocardiography: Comparison with anatomic data," *The American Journal of Cardiology*, vol. 53, pp. 1380-1387, May 1984.
- [5] 원철호, 김명남, 조진호, "초음파 영상의 통계적 특성에 근거한 심내벽 윤곽선 검출," *의공학회지 논문지*, 제 17권 제 3호, pp. 365-371, 1996
- [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. on Med. Imaging*, vol. 7, pp. 81-90, June. 1988.
- [7] 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.
- [8] 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 transophageal echocardiographic left ventricular image," *IEEE Trans. on Med. Imaging*, vol. MI-6, pp. 602-610, Dec. 1991
- [9] 김명남, 원철호, 조진호, "B모드 단축 심초음파 영상의 좌심실 내벽 윤곽선 검출," *전 자공학회 논문지*, 제 32권 B편 제 10호, pp. 48-58, 1995
- [10] Witold Pedrycz, *Fuzzy control and fuzzy systems*, RSP, 1993.
- [11] B. Burckhardt, "Speckle in ultrasound B-mode scans," *IEEE Trans. on sonics and*

ultrasonics, vol. 1, pp.1-6, Jan. 1978.

- [12] J. S. Lee, "A simple speckle smoothing algorithm for synthetic aperture radar images," *IEEE Trans. on systems, man, and cybernetics*, vol. 1, pp. 85-89, Feb. 1983.
- [13] T. Loupas and W. N. McDicken, "An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images," *IEEE Trans. on circuits and systems*, vol. 36, pp. 129-135, Jan. 1989.
- [14] E. L. Dove, K. P. Philip, D. D. McPherson, and K. B. Chandran, "Quantative shape descriptors of the left ventricular cine-CT images," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 12, Dec. 1991.

저 자 소 개

元 哲 昊(正會員) 第 33卷 B編 第 4號 參照
현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정 재학중



蔡 承 杓(正會員)
1966년 5월 18일생. 1992년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사). 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사). 1996년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정 재학중

具 成 謨(正會員) 第 33卷 B編 第 4號 參照
현재 두원공업전문대학 전파통신과 조교수

金 明 南(正會員) 第 33卷 B編 第 4號 參照
현재 경북대학교병원 의공학과 전임강사

曹 辰 鎬(正會員) 第 33卷 B編 第 4號 參照
현재 경북대학교 전자전기공학부 교수