

초음파 영상의 통계적 특성에 근거한 심내벽 윤곽선 검출

원철호·김명남*·조진호

= Abstract =

The Endocardial Boundary Detection based on Statistical Characteristics of Echocardiographic Image

Chul-Ho Won, Myoung-Nam Kim, Jin-Ho Cho

The researches to acquire diagnostic parameters from ultrasonic images are advanced with the progress of the digital image processing technique. Especially, the detection of endocardial boundary is very important in ultrasonic images, because endocardial boundary is used as a clinical parameter to estimate both the cardiac area and the variation of cardiac volume. Various methods to detect cardiac boundary are proposed, but these are insufficient to detect boundary. In this paper, an algorithm that detects the endocardial boundary, expanding the cavity region from the center using statistical information, is proposed. The value of mean and standard deviation in cavity region is lower than those in muscle region. Therefore, if we define the multiplication of mean and standard deviation as homogeneous coefficient, it can lead to conclusion that the pixels with small variation of these coefficients are cavity region, and extraction of endocardial boundary from cavity region is possible. The proposed method detected endocardial boundary more effectively than edge based or threshold based method and is robust to noise than radial searching method that has high dependency for center position.

Key words : Ultrasonic images, Endocardial boundary detection, Homogeneous coefficient, Region growing

서 론

B 모드 초음파에 의한 진단이 일반화되고, 이로부터 필요한 정보를 얻기 위한 영상처리 기법들에 대한 연구가 진행되고 있으며 특히, 심장질환의 진단에 관한 연구[1]가 활발하게 이루어지고 있다. 심초음파 영상에서의 좌심실 폐윤곽선의 검출은 매우 중요하며 이는 단면적의 산출, 변화량의 분석을 위한 진단 변수로서 중요하기 때문이다. 이를 위하여 연속선 형태의 좌심실 폐윤곽선이 필요하며 이를 검출하기 위한 많은 방법들이 제시되었다. 기존의 방법으로는 먼저 문턱치를 기반으로 하는 방식[2,3]이 있으며 이는 휘도 준위의 히스토그램 분포로부터 결정된 적절한 문턱치로써 영상의 이진화를 행한 후에 에지를 검출하는 방식이다. 그러나, 휘도의 분포가 낮은 영

역에 치우쳐 있는 심초음파 영상에서는 적절한 문턱치를 설정하는 것이 매우 어렵다. 또한, 에지를 기반으로 하는 방식은 초음파 영상에 에지 검출 연산자를 적용하여 에지 영상을 얻고 이 영상에 문턱치를 설정하여 에지를 검출하는 방법이다[4,5]. 수행이 비교적 쉽고 간단하다는 장점이 있지만 연속적인 폐경계선을 얻을 수 없다는 단점이 있다. 다음으로 중심을 기반으로 하는 방식[6-8]이 있다. 이는 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.

경북대학교 전자공학과

Department of Electronics, Kyungpook National University

*경북대학교병원 의공학과

*Medical Engineering, Kyungpook National University Hospital

통신저자 : 원철호, (702-701) 대구시 북구 산격동 1370번지 경북대학교 공과대학 전자공학과, Tel.(053)950-5538,

Fax.(053)950-5505

본 논문에서는 통계적 정보를 이용하여 심내강의 중심으로부터 영역을 성장시켜 먼저 심내강 영역을 추출한 후에 이로부터 심내벽 폐윤곽선을 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 이는 좌심실 중심으로부터 심초음파 영상의 각 화소를 탐색하여 균일한 통계적 특성을 갖는 화소를 심내강 영역이라 판단하여 이를 성장시키는 방법이다. 심장에 투사된 초음파는 혈액이 충만한 심내강에서는 반사 및 감쇠 정도가 약하고 근육 조직에서는 이보다 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, 표준편차가 적게 나타나지만 근조직에서는 산란으로 인하여 밝기의 변화가 크게 나타나게 된다. 심내강 영역에서의 평균과 표준편차의 값은 심근 영역보다 더욱 적은 값을 가짐을 알 수 있다. 따라서, 평균과 표준편차의 곱을 균일 계수(homogeneous coefficient)로 정의하고 이 계수의 변화가 작은 영역을 심내강 영역이라 판정하여 영역을 성장시킨다. 이렇게 심내강 영역을 추출한 다음 이진화된 영상으로부터 심내벽 윤곽선을 검출한다. 제안한 방법은 에지 기반 방식이나 문턱치 기반 방식에 비해 효과적인 폐윤곽선 검출 능력을 갖는 동시에, 중심에 의존도가 높은 방사 방향의 탐색법에 비해 잡음에 강하며 모든 화소에 대해 탐색을 수행할 수 있으므로 정확한 경계선의 검출을 보장할 수 있다.

영역 성장을 위한 중심의 추정

심초음파 영상에서 심내강 영역을 추출하기 위해서는 적절한 중심을 추정하는 과정이 필요하다. 즉, 중심으로부터 심내강 영역 성장이 이루어지고 성장된 심내강 영역으로부터 심내벽 윤곽선이 검출된다. 먼저 심초음파 영상에서 부채꼴 형태의 관심 영역을 선정하고 다음으로 적절한 문턱치를 가하여 영상을 이진화하고 다음으로 이진화된 영상에서 각 영역에 대한 면적을 구한다. 이때 심내강 영역이 가장 큰 면적을 가지게 되며 이 영역의 x, y 축 좌표의 값으로써 대략적인 심내강 영역의 중심을 구할 수 있다. 이를 위하여 심초음파 영상의 관심 영역(ROI: region of interest)을 선정하는 데 이는 인체에 투사된 초음파 영상이 구성되는 영역으로서 실제 정보가 이 영역에 구성되어있기 때문에 영상 처리를 위하여 관심 영역을 추출하는 것이 필요하다.

본 논문에 사용된 데이터 영상에서의 관심 영역은 다음과 같다. B 모드 초음파 영상은 트랜스듀서로부터 방사 방향의 초음파 빔을 투사하기 때문에, 화면상에서는 이를 부채꼴 섹터로 표시하고 있으므로 실제 영상은 각각

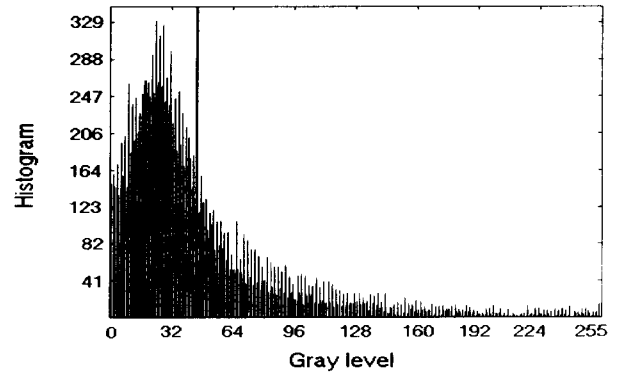


그림 1. 심초음파 영상의 히스토그램
Fig. 1. The histogram of echocardiography

(+), (-)의 기울기를 갖는 두 직선과 타원의 식으로 표현되는 영역의 내부에 구성되며 이는 다음식으로 표현된다.

$$if (x \geq 1.2y - 130, x \geq -1.2y + 185, \text{ and } \frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} \leq 1)$$

$$f(x, y) \text{ is included in ROI.} \quad (1)$$

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

심내강으로부터의 영역 성장에 의한 심내벽 검출을 수행함에 있어 전단계로서 심내강 영역의 내부에 위치한 화소를 구하는 과정이 필요하다. 먼저, 문턱치를 설정하여 영상을 이진화한 후에 심내강 영역을 탐색하여 대략적인 중심을 찾도록 하였다. 초음파 영상의 히스토그램상에서 화소들이 휘도 준위가 낮은 영역에 많이 분포되어 있는 전반적으로 어두운 영상임을 알 수 있다. 특히, 초음파 영상에서 반사 및 감쇠가 적은 심내강 영역의 휘도 준위가 낮게 나타나고, 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 나타난다. 따라서, 설정한 문턱치보다 휘도 준위가 낮은 영역은 0으로 높은 영역은 1로 구분한 후 0으로 구분된 각 영역의 면적을 구하여 최대가 되는 영역이 대략적인 심내강 영역이 된다. 여기에서는 그림 1에서 보는 바와 같이 256 휘도 준위중에서 심내강 영역을 포함하는 어두운 영역인 20% 정도에 해당되는 40~50 정도로 문턱치를 설정하여 영상을 이진화하였다.

이진화된 영상으로부터 면적이 최대가 되는 영역을 구하기 위하여 관심 영역을 탐색하는데 0인 영역을 만나면 영역 성장을 수행한다. 아래 그림과 같이 4방향을 탐색하면서 0인 영역을 만나면 x 및 y 좌표값을 저장하고 다시 영역 성장을 수행한다.

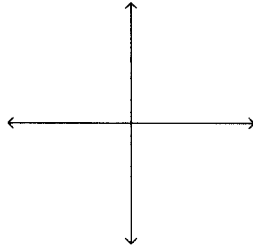


그림 2. 탐색을 위한 4방향
Fig. 2. 4-direction for searching

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

$$R_c = \max\{ R_1, R_2, R_3, \dots, R_N \} \quad (2)$$

이후, 무게 중심법을 이용하여 심내강 영역에 대한 x 및 y 좌표의 합을 구하고 화소수로 나누어 심내강 영역의 x 와 y 중심 x_c , y_c 를 구한다.

$$x_{RC} = \frac{\sum_{i \in R} x_R}{N_R} \quad (3)$$

$$y_{RC} = \frac{\sum_{i \in R} y_R}{N_R} \quad (4)$$

$$x_{RC} = \frac{x_{RC}}{N_R} \quad (5)$$

$$y_{RC} = \frac{y_{RC}}{N_R} \quad (6)$$

여기서, N_R 은 심내강 영역의 총 화소수이며, x_c 및 y_c 는 각각 추정된 심내강 영역의 대략적인 중심이다. 이렇게 하여 추출된 중심으로부터 영역 성장이 이루어지게 된다.

영역 성장을 통한 심내강 영역 추출

심초음파 영상에서 심내벽 윤곽선은 심장의 심내강 영역과 심근 영역을 구분하는 경계이기 때문에 제한한 균일 계수를 이용하는 영역 성장 기법을 심초음파 영상에 적용하여 먼저 심내강 영역을 추출한 다음, 심내벽 윤곽선을 검출하는 방법을 제안하였다. 영역 성장은 시드(seed)가 되는 현재 화소를 중심으로 하여 주변의 4화소를 탐색하게 된다. 이때 주변의 화소가 주어진 조건을 만족하면 이 화소는 영역에 포함되고 동시에 다음 화소를 탐색하기 위한 시드가 된다. 주어진 조건에 합당한 화소에 대한 탐색이 완료되면 영역 성장을 멈추고 영역을 이진화하여 원하는 영역을 추출하게 된다.

심초음파 영상에서 심내벽 윤곽선을 검출하기 위하여 먼저 심내강의 중심으로부터 균일 조건을 만족시키는 화소들에 대하여 영역 성장을 수행하고 심내강 영역을 추출

한다. 추출된 심내강 영역으로부터 심내벽 윤곽선을 얻을 수 있다. 심장 심내강의 추출을 위한 영역 성장 조건은 심초음파 영상의 특성으로부터 구할 수 있다. 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, 표준편차가 적게 나타나지만, 근조직에서는 산란으로 인하여 밝기의 변화가 크게 나타나게 된다. 심내강 영역에서의 평균과 표준편차의 값은 심근 영역보다 더욱 작은 값을 가지게 된다.

심내강 영역과 심근 영역에서의 평균과 표준편차의 값을 그림 3에서 보였다. 심내강 영역에서의 평균과 표준편차의 값은 심내벽영역에서보다 작은 값을 가짐을 볼 수 있다. 그림 3(a)에서 심내강 영역에서의 평균이 심근 영역에서의 평균보다 작으며, 그림 3(b)에서는 심내강 영역에서의 표준편차가 심근 영역에서의 표준편차보다 작음을 볼 수 있다.

전체적으로 심내강 영역에서의 평균과 표준편차의 값은 심근영역에서보다 작은 값을 가진다. 따라서, 심내강 영역과 심근 영역의 구별을 가능하게 하는 지수로서 국부 영역의 평균과 표준편차를 사용할 수 있음을 알 수 있다. 두 영역에서의 평균과 표준편차는 동일한 변화를 가지기 때문에 평균과 표준편차의 곱을 구함으로써 심내강 영역과 심근 영역의 구별이 명확해지게 된다. 그림 3(b)에서 보는 바와 같이 대체적인 표준편차의 값이 심내강 영역에서 작지만 심근 영역의 일부 지점에서 큰 값을 가져 두 영역이 중첩되는 것을 볼 수 있다. 하지만, 평균과 표준편차의 곱을 취함으로써 영역의 분리가 가능해지게 된다. 영역의 분리가 분명한 평균만을 고려하게 되면 국부 영역의 변화 성분 즉, 에지 정보가 손실되기 때문에 영역의 변화 성분을 가지는 표준편차를 함께 고려함으로써 효과적인 심내강 영역의 추출이 가능하게 된다.

따라서, 각각 국부 영역의 평균 밝기와 영역의 변화 성분을 나타내는 평균과 표준편차의 곱을 도출하여 이를 심내강 영역 성장을 위한 균일 계수 H 로 정의하고 식 (7)과 같이 나타내었다.

$$H_{k,l} = m_{k,l} \sigma_{k,l} \quad (7)$$

여기서, $m_{k,l}$ 은 평균이고 $\sigma_{k,l}$ 는 표준편차로서 식(8), (9)와 같다.

$$m_{k,l} = \frac{1}{N} \sum_{i=k-1}^{i=k+1} \sum_{j=l-1}^{j=l+1} f(i, j) \quad (8)$$

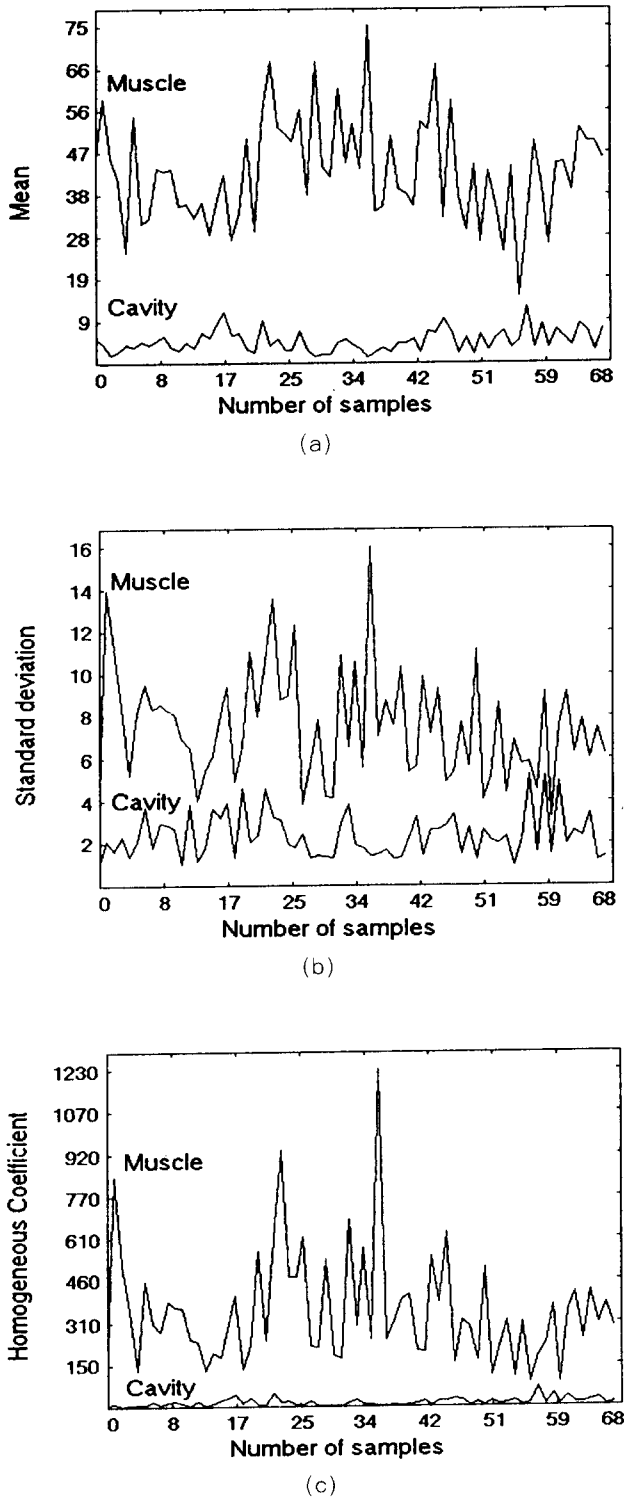


그림 3. 심내강 영역과 심근 영역의 비교 : (a) 평균; (b) 표준편차; (c) 균일 계수
 Fig. 3. Comparison of cavity and muscle : (a) Mean; (b) standard deviation; (c) homogeneous coefficient

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, 표준편차는 획득된 초음파 영상의 화소 $f(i, j)$ 와 식 (8)에서 구한 국부 영역의 평균과 아래식 (9)의 연산을 함으로써 구한다.

$$\sigma_{k,l} = \left\{ \frac{1}{N^2} \sum_{i=k-1}^{i=k+1} \sum_{j=l-1}^{j=l+1} [f(i, j) - m(k, l)]^2 \right\}^{1/2} \quad (9)$$

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

심초음파 영상의 107번째 행에서의 대략적인 휘도 준위와 H 를 구하여 나타내면 그림 4와 같다. 그림 4에서 휘도 준위와 H 의 상대적인 변화량을 비교하면 심내강 영역에서 매우 크게 나타남을 볼 수 있다.

중심으로부터 영역을 성장함에 있어 심내강 영역을 분리하기 위한 조건에서 문턱치를 설정하여야 한다. 이때 설정되는 문턱치 d_{th} 는 심내강 영역의 성장을 위한 상수로서 전단계에서 추정된 중심에서의 H 와 주위 25화소와의 차를 구하고, 최대값 d_{max} 에 상수 C 를 곱하여 결정한다. 탐색되는 영역의 중심 화소에서의 H 와 탐색되는 영역의 H 와의 차이가 문턱치보다 작은 값일때 심내강 영역이라 판단한다. 이를 수식으로 표현하면 다음과 같이 된다.

$$d_{max} = \max \{ H_{x,x} - H_{x,y} \} \quad (10)$$

$$d_{th} = C \times d_{max} \quad (11)$$

여기서, $H_{x,x}$ 및 $H_{x,y}$ 는 각각 추출된 심내강 중심과 주변 25화소의 균일 계수이고, 상수 C 는 심초음파 영상에서 심내강 영역 성장을 보장하기 위한 실험치로서 6~8의 값을 가진다. 현재 화소와 탐색되는 주위 4화소의 차이가 문턱치보다 적을 때 심내강 영역에 포함되는 화소가 된다.

$$\text{if } (H_{x,x} - H_{x,y} < d_{th}) \\ f(x, y) \text{ is included in cavity region.}$$

관심 영역에 대한 탐색을 하면서 위의 조건을 만족시키지는 화소가 없을 때 탐색을 마치게 되고 심내강 영역의 추출이 완료된다. 탐색된 심내강 영역에 대하여 이진 영상을 얻고 윤곽선을 검출한다.

이진 영상에서 에지 검출은 인접한 두 화소의 차이가 1이 될 때 에지가 된다.

$$g(x, y) = f(x, y) - f(x, y+1) \quad (12)$$

$$g(x, y) = f(x, y) - f(x+1, y) \quad (13)$$

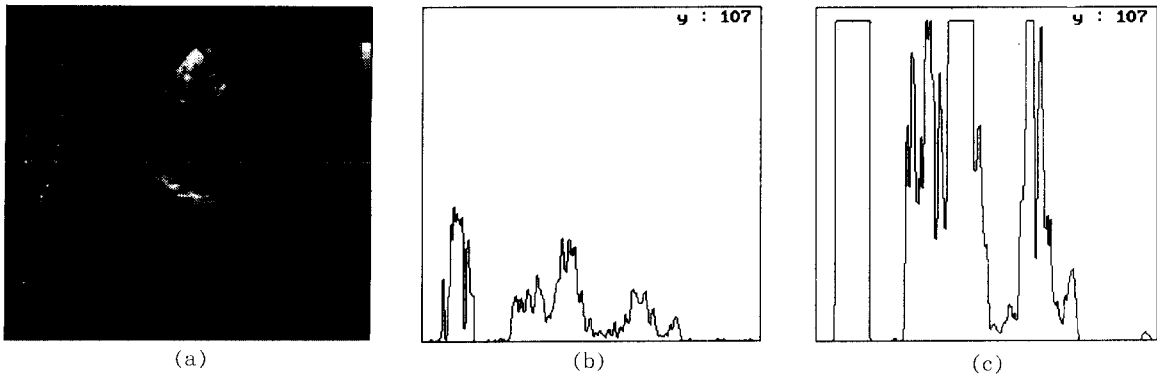


그림 4. (a) 원영상 (b) 회색 준위 및 (c) 균일 계수
 Fig. 4. (a) Original image, (b) gray level, and (c) homogeneous coefficient

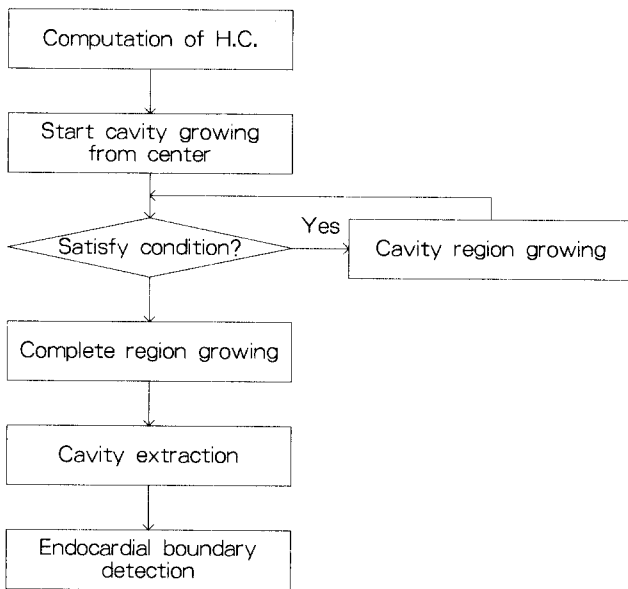


그림 5. 제안한 심내벽 검출 알고리즘의 흐름도
 Fig. 5. The flowchart of proposed endocardial boundary detection algorithm

즉, 이진화된 심내강 영역으로부터 에지를 구하면 연속적인 심내벽 경계선을 검출할 수 있다. 다음 그림 5에서 심내강 영역 추출 후 심내벽 폐윤곽선을 검출하기 위하여 제안한 방법의 흐름도를 보였다.

실험 결과

실험을 위한 영상은 정상인으로부터 2.25MHz 트랜스듀스로 구성된 표준 스캐너(Meridian, IREX)를 이용하여 단축 단면의 B 모드 심초음파 영상을 1/2인치 VCR에 녹화하였다. 이 심초음파 영상으로부터 정지 영상을 얻기 위해 동적 트랙 추적 기능이 있는 1인치 VTR(Sony, BVH-1100A)로써 한 필드씩 순차적으로 재생시

켰으며, 이를 프레임 그레버(Data Translation, DT-2853)로 양자화한 256×256영상을 얻어 실험에 사용하였다. 일반적으로 초음파 영상은 음파의 산란 및 투과에 의한 잡음에 영향을 받게 되며 이는 Rayleigh 분포를 가지는 스펙클 형태로 알려져 있다[9-11].

제안한 방법의 타당성을 검증하기 위하여 먼저 스펙클 형태를 가지는 인위적인 심초음파 영상 모델을 구성하여 모의 실험을 하였다. 그림 6(a)는 심장 심내강 영역의 휘도 준위를 10으로 하고 심근 영역의 휘도 준위를 20으로 하여 스펙클 잡음을 발생시킨 영상이다.

그림 6(b)는 그림 6(a)의 영상에 Collins[5] 등이 사용한 1차 미분 연산자를 이용하여 구한 에지 영상으로서 잡음의 영향을 받은 것을 알 수 있으며 심내벽의 폐경계선을 검출하지 못함을 볼 수 있다. 특히, 휘도 준위가 높은 심내강 외부영역의 잡음에 민감하게 반응하여 에지로 검출하였다. 잡음의 영향을 감소시키기 위하여 에지 영상에서의 문턱치를 높이게 되면 잡음에 둔감하게 되지만, 심내벽을 이루는 에지를 잘 검출하지 못하게 된다.

그림 6(c)는 중심으로부터 방사 방향의 탐색을 하면서 경계선을 검출하는 중심 기반 방식 윤곽선 검출법에 의해 검출된 결과영상이다. 중심에서 방사 방향의 탐색을 하면서 1차원 에지 연산자로서 에지가 나타나는 지점들을 검출하고, 이 점들을 보간하여 윤곽선을 검출하였다. 심내벽을 이루는 폐경계선은 검출되었지만 방사 방향의 탐색시 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 6(d)는 제안한 방법에 의하여 검출된 경계선으로서 내부의 잡음에 영향을 받지 않고 폐경계선을 효과적으로 검출한 것을 알 수 있다. 먼저, 균일 계수를 이용한 영역 성장 기법을 이용하여 심내강 영역을 검출한 다음, 심내강 영역이 검출된 이진 영상에서 윤곽선을 검출하게 된

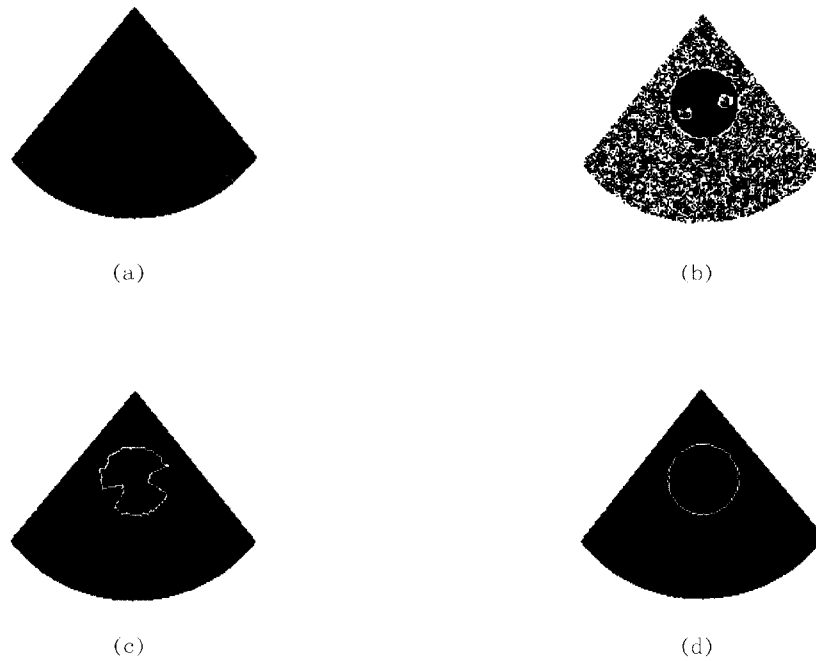


그림 6. 좌심실 윤곽선 검출에 대한 모의 실험 결과 : (a) 원 영상; (b) 1차 미분 연산자에 의한 영상; (c) 중심 기반 방식에 의한 영상; (d) 제안한 방법에 의한 영상

Fig. 6. Simulation results of boundary detection : (a) Original image; (b) image by 1st derivative edge operator; (c) image by center based method; (d) image by proposed method

다. 이 때 심내강 내부에 존재하는 잡음은 심내벽 윤곽선에 대한 체인 코딩을 적용하여 잡음을 제거함으로써 심내벽을 이루는 폐경계선만을 검출하였다.

인체로부터 좌심실의 단축 심초음파 영상을 얻어 제안한 방법을 실제로 적용시킨 결과를 그림 7에서 보였다. 획득된 원 영상은 그림 7(a)로서 영상의 매우 낮은 휘도 준위를 가지며, 스펙클 잡음의 영향으로 화질의 열화가 발생된 것을 알 수 있다. 그림 7(b)는 그림 7(a)의 영상으로부터 제안한 방법에 의해 검출된 심내강 영역을 원 영상에 중첩시켜 3차원적으로 표현하였다. 심초음파 영상의 휘도 준위를 z축의 높이로 대치한 그림으로서 검출된 심내강 영역이 잘 표현되고 있음을 볼 수 있다.

그림 7(a)로부터 심내벽 폐윤곽선을 검출한 영상은 그림 7(c)이다. 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. 또한, 심수축기에서의 심내벽 윤곽선을 검출한 영상을 그림 7(d)에서 볼 수 있다. 그림 7(c)의 심확장기 영상에서 윤곽선으로 둘러싸인 심내강의 면적이 1096화소이고 그림 7(d)의 심수축기 영상의 경우에는 560화소로서 심

수축기에서 심내강의 면적보다 심확장기의 심내강의 면적이 크다는 것을 알 수 있다. 즉, 심확장기에서와 심수축기에서의 심실 면적의 상대적인 크기 변화를 잘 나타냄을 알 수 있다.

모의 실험과 인체로부터 획득된 심초음파 영상에 대한 실험 결과로부터 제안한 균일 계수를 이용한 영역 성장 기법이 심내벽 윤곽선을 효과적으로 검출하였음을 알 수 있었다. 모의 실험에서는 에지 기반 방식과 중심을 기반으로 하는 방사 방향의 탐색법에 비해 우수함을 알 수 있었고, 실제의 심초음파 영상으로부터 얻어진 심내벽 폐윤곽선 검출 결과에서 이를 확인하였다.

결 론

본 논문에서는 통계적 정보를 이용하여 심내강의 중심으로부터 영역을 성장시켜 먼저 심내강 영역을 추출한 후에 이로부터 심내벽 폐윤곽선을 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 이는 좌심실의 중심으로부터 심초음파 영상의 각 화소를 탐색하여 균일한 통계적 특성을 갖는 화소를 심내강 영역이라 판단하여 이를 성장시키는 방법이다. 심장에 투사된 초음파는 혈액이 충만한 심내강에서는 반사 및 감쇠 정도가 약하고 근육 조직에서는 이보다 반사 및

참 고 문 헌

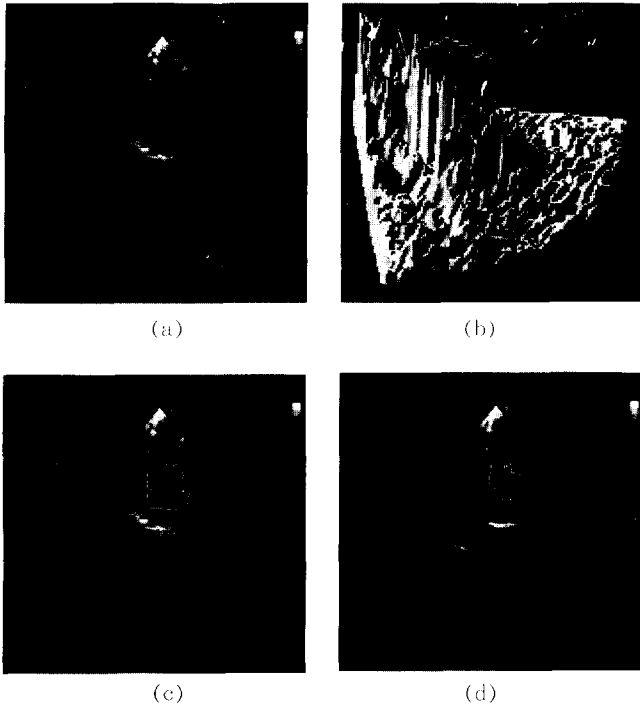


그림 7. 심초음파 영상에 대한 제안한 방법의 결과 : (a) 원 영상; (b) 검출된 심내강 영역의 3차원 표현; (c) 검출된 심내벽 폐윤곽선; (d) 심수축기 영상의 심내벽 폐윤곽선
 Fig. 7. Results of proposed method for echocardiography : (a) Original image; (b) 3-dimensional display of detected cavity region; (c) the detected endocardial boundary; (d) the endocardial boundary of systolic image

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, 표준편차가 적게 나타나지만, 근조직에서는 산란으로 인하여 밝기의 변화가 크게 나타나게 된다. 심내강 영역에서의 평균과 표준편차의 값은 심근 영역보다 더욱 작은 값을 가짐을 알 수 있다. 따라서, 평균과 표준편차의 곱을 균일 계수로 정의하고 이 계수의 변화가 작은 영역을 심내강 영역이라 판정하여 영역을 성장시킨다. 이렇게 심내강 영역을 추출한 다음 이진화된 영상으로부터 심내벽 윤곽선을 검출한다. 제안한 방법은 에지 기반 방식이나 문턱치 기반 방식에 비해 효과적인 폐윤곽선 검출 능력을 갖는 동시에, 중심에 의존도가 높은 방사방향의 탐색법에 비해 잡음에 강하며 모든 화소에 대해 탐색을 수행할 수 있으므로 정확한 경계선의 검출을 보장할 수 있었다.

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. 구성모 등, "가변 문턱치를 갖는 엔트로피 연산자를 이용한 2D 심초음파도의 에지 검출," 의공학회 춘계 학술대회 논문집, pp. 98-101, May 1992.
5. S. M. Collins, "Computer-assisted edge detection in two dimensional echo-cardiography: Comparison with anatomic data," The American Journal of Cardiology, vol. 53, pp. 1380-1387, May 1984.
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. B. Burckhardt, "Speckle in ultrasound B-mode scans," IEEE Trans. on sonics and ultrasonics, vol. 1, pp.1-6, Jan. 1978.
10. 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.
11. 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.