

## Heat Anisotropic Diffusion 방법을 이용한 2차원 심초음파도에서 경계선 자동 검출

신동조, 김동윤  
연세대학교 의용전자공학과

### 초 록

본 논문에서는 2차원 심초음파도의 경계선 유사 영역에 대해 베이즈 추정기를 사용하여 경계선 검출을 위한 자동문턱 결정방법을 제안하고자 한다. 경계선 유사영역은 전처리과정에서 흐려진 영상을 명확히 하는데 사용할 열비등방성 확산 방법의 전도계수로부터 얻어진다. 이러한 경계선 유사 영역에 대해 최적 문턱치를 선택하기 위해 베이즈 추정기가 사용되었다. 이 문턱치를 사용하여 영상을 이진화함으로써 심초음파도의 경계선을 자동적으로 검출하게 된다. 마지막으로 본래의 심초음파도에 위에서 얻어진 경계선을 덧씌움으로써 경계선이 강조된 심초음파도를 얻을 수 있게 된다.

### 서 론

심장병학에 관한 연구는 의학 분야에서 가장 빠른 속도로 발전하고 있는 연구 분야 중의 하나이다. 특히 심장 질환 진단에 필수적인 심장 영상에 관한 연구는 전자공학의 발전과 함께 개발된 다양한 형태의 영상 촬영 장비의 발전으로 인해 급속한 진전을 이루고 있다. 그 중에서 가장 널리 사용되는 영상 장비 중의 하나는 초음파 심장 촬영 장비이며, 이로부터 얻어지는 심초음파도를 이용한 심장 기능에 관한 연구로는 심근허혈로 인한 심근벽의 국소운동장애(Regional wall motion abnormality)에 대해 1970년 Kraunz<sup>1)</sup> 등이 운동 후 심초음파도를 이용한 좌심실 기능 평가를 보고한 이래 활발하게 연구가 진행되었고, 1980년대부터는 다양한 디지털 영상 처리 기법을 사용하여 심초음파도에서의 좌심실벽 경계선을 검출해 심장에 대한 다양한 정보를 얻어냄으로써 심장 질환 진단에 도움을 주고 있다<sup>2)</sup>. 그러나 심초음파도는 반사파를 재구성하여 영상을 생성하는 초음파 기기의 특성상 영상탈락 현상이나 스펙클 잡음 등을 포함하여 심근벽 경계선 검출 영상 처리시 어려움이 있다<sup>3)</sup>.

일반적으로 심초음파도에서 경계선을 검출하는 과정은 크게 3단계로 이루어져 있다. 첫 번째 단계로는 심초음파도에 포함되어 있는 잡음을 제거하는 과정으로 메디안 필터, 이동평균 필터, finite prolate spheroidal window 등이 사용되고 있다<sup>4)</sup>. 두 번째 단계로는 경계선을 검출하는 과정으로 심초음파도에서 영상의 상태에 따라 라플라스 연산자, 소벨 연산자 등 기본적인 경계선 검출 연산자 적용한다. 그런데 이 단계에서 구해낸 경계선은 매끄럽게 연결되지 않는 다든지 폐곡선을 이루지 못한다든지 하는 현상이 생기게 되며 이러한 경계선을 명확하게 해주는 후처리 과정으로 원호추적법<sup>5)</sup>, 가우시안 웨이팅 윈도

key words : Heat anisotropic diffusion method, Contour detection, Threshold, Bayes estimator, Boundary-like region

우법<sup>3)</sup>, 곡선분석법<sup>3)</sup>, 전문가 시스템<sup>4)</sup>, 프랙탈 이론<sup>5)</sup> 등 다양한 영상처리 기법들이 사용되고 있다.

마지막 세 번째 단계에서는 명확한 경계선을 구분해 내는 후처리 과정으로 매우 중요한 역할을 하지만 고도의 복잡한 알고리즘이 필요하게 되어 처리 수행 시간이 길어진다는 단점이 있다. 후처리 과정을 수행해야만 했던 원인은 크게 두 가지로 볼 수 있다. 첫째로는 심초음파도에 영상탈락 현상이나 스펙클 잡음이 포함되어 있기 때문이고, 둘째로는 이러한 영상탈락 현상이나 스펙클 잡음을 제거하기 위해 수행하게 되는 전처리 과정에서 부가적으로 영상 흐려짐 현상이 나타나기 때문이다. 이 중 첫 번째 원인은 전처리 과정을 수행하면서 어느 정도 제거되었다고 볼 때 후처리 과정을 수행해야만 했던 직접적인 원인은 영상 흐려짐 현상 때문이라고 할 수 있다. 그렇다면 영상 흐려짐 현상을 효과적으로 보상해 줄 수 있다면 후처리 과정을 거치지 않아도 명확하게 구분되는 경계선을 얻을 수 있을 것이다. 본 논문에서는 영상 흐려짐 현상을 비교적 적은 계산량으로도 효과적으로 보상해 줄 수 있는 heat anisotropic diffusion 방법을 적용하고자 한다.

그리고 경계선 검출시에 이진 영상을 구성하게 되는데 이 때 적절한 문턱치를 정해주는 작업이 경계선의 성능에 가장 큰 영향을 미치게 된다. 기존에는 사용자의 경험에 의존하는 시행착오법을 이용해 문턱치를 결정하였다[3]. 그러나 이 과정에서 사용자의 주관이 개입될 수 있고, 특히 각 프레임별로 심초음파도의 경계선 검출을 반복할 때 일관성 있는 작업 수행이 어렵다는 문제점이 발생하게 된다. 본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하기 위해서 경계선 후보 영역에 Bayes 자승 추정기를 사용하여 자동으로 문턱치를 결정하는 방법을 제시하고자 한다.

## Heat Anisotropic Diffusion Method

### 1. Scale-Space Parameter

영상에 대한 특징을 구분해주는 다중 디스크립션(multiscale descriptions)은 컴퓨터 비전 분야에서 중요한 기법이라는 사실이 Rosenfeld와 Thurston에 의해서 보고된 바 있다<sup>6)</sup>. 다중 디스크립션 기법은 Witkin이 제안한 scale-space 필터링의 개념<sup>7)</sup>을 통해 구현될 수 있다. 이 scale-space 필터링의 기본적인 개념은 원래 영상  $I_0(x, y)$ 에 변수  $t$ 를 갖는 가우시안 커널  $G(x, y; t)$ 를 컨볼루션 함으로써 결과 영상  $I(x, y, t)$ 를 얻는 것이다.

$$I(x, y, t) = I_0(x, y) * G(x, y, t) \quad (1)$$

식 (1)에서  $G(x, y; t)$ 는 식 2와 같은 가우시안 함수를 나타내며, 여기서  $t$ 는 분산을 나타내는 값으로, scale-space 필터링 과정에서 scale-space 파라미터로 정의되며 이 값이 커질수록 결과 영상에서 그레이 레벨 값의 변화가 완만해지게 된다.

$$G(x, y, t) = A \exp(-(x^2 + y^2)/2t) \quad (2)$$

Hummel<sup>8)</sup>이 지정한 바에 의하면 식 (1)의 결과 영상에서 scale-space 파라미터  $t$ 는 초기조건이 원래 영상  $I(x, y, 0) = I_0(x, y)$  인 heat conduction (diffusion) 방정식의 해에서 구할 수 있다.

$$I_t = \nabla^2 I = (I_{xx} + I_{yy}) \quad (3)$$

$I_t$ :  $I(x, y, t)$ 에서  $t$ 에 대한 1차 편미분

$I_{xx}$ :  $I(x, y, t)$ 에서  $x$ 에 대한 2차 편미분

$I_{yy}$ :  $I(x, y, t)$ 에서  $y$ 에 대한 2차 편미분

이상에서 제시한 scale-space 파라미터를 사용해 영상에 대해 다중 디스크립터를 구분할 경우 다음과 같은 특징이 있다.

- 1) Causality : 영상 처리를 가한 후의 결과 영상이 원래 영상의 특징을 보존하는 성질.
- 2) Homogeneity and Isotropy : 영상 전영역에 대해 같은 강도의 영상 흐려짐 현상이 나타나는 성질.

위에 제시된 조건 중 2)의 조건에 의한 영상 흐려짐 현상으로 그레이 레벨 분포가 평탄한 부분에서는 잡음제거 효과를 거둘 수 있지만 경계선 근처에서도 동일한 영상 흐려짐 현상이 나타나 명확한 경계선을 구분하는데 저해 요인이 될 수 있다. 본 논문에서 사용하고자 하는 heat anisotropic diffusion 방법을 유도하기 위해서는 위에 제시된 두 조건 중 2)번 조건에 대해 변화를 주어 경계선 부근에서 영상 흐려짐 현상이 일어나지 않도록 scale-space 파라미터를 적용시켜 다중 디스크립터를 구분할 수 있어야 한다. 2)번 조건을 목적에 맞게 변화시켜 주기 위해서 전도계수(conduction coefficient)가 도입된다.

## 2. 전도계수 (Conduction Coefficient)

Heat anisotropic diffusion 방법에서 결과 영상 생성시 경계선 부근이 그 외의 영역에 비해 강조될 수 있는 다중 디스크립터를 생성하기 위해서는 다음의 조건들을 만족시켜야 한다.

- 1) Causality : scale-space 파라미터 적용 시에도 결과 영상이 원래 영상의 특징을 그대로 보존하는 성질.
- 2) Immediate Localization : 경계선 영역이 다른 영역에 비해 강조되어야 하는 성질.
- 3) Piecewise Smoothing : 내부의 그레이 레벨 분포가 평탄한 영역에서 평활화 효과를 얻을 수 있는 성질.

위에 제시한 세 가지 조건을 만족시키기 위해서 heat diffusion 방정식에 새로운 변수로  $c(x, y, t)$ 인 전도계수를 추가한다. 이 변수의 추가로 heat diffusion 방정식에 의해 전 영상에 대해 등방적으로 적용되던 필터가 경계선 영역과 그 외 영역에 대해 구분되어 적용되며, 이 변수를 추가해 아래와 같은 anisotropic diffusion 방정식을 세울 수 있게 된다.

$$\begin{aligned} I_t &= \text{div}(c(x, y, t)\nabla I) \\ &= c(x, y, t)\nabla^2 I + \nabla c \cdot \nabla I \end{aligned} \quad (4)$$

심초음파도에 대해서 식 (4)를 적용시킬 때 평탄한 영역 내에서 전도계수  $c(x, y, t)$ 의 값을 1로 준다면 식 (3)을 만족하게 되어 평활화 효과에 의해 잡음 제거 효과를 거둘 수 있게 되고, 경계선 부분에서 전도계수  $c(x, y, t)$ 의 값을 0으로 준다면 필터 적용 후에도 값의 변화가 없어 상대적으로 경계선 영역이 강화되는 효과를 얻을 수 있게 된다.

위의 조건을 만족시켜 주는 전도계수를 구하기 위해서 추정치  $E(x, y, t)$ 를 다음과 같은 조건이 만족하도록 정의한다.

- 1) 평탄한 영역 내부에서는  $E(x, y, t) = 0$
- 2) 경계선 위치에서는  $E(x, y, t) = Ke(x, y, t)$ 이며, 여기서  $e$ 는 경계선에 수직인 단위 벡터이고  $K$ 는 경계선의 부분 밝기 즉, 경계선 좌,우 화소에서의 밝기 차이로 정해준다. 정확한 추정치  $E(x, y, t)$ 를 구하기 위해서는 많은 계산량과 복잡한 알고리즘이 필요하지만 본 논문에서는 영상에서 그레이 레벨의 변화량을 이용한 아주 간단한 추정치인  $E(x, y, t) = I(x, y, t)$ 로 이 과정을 수행하여 좋은 결과를 얻을 수 있었다.

추정치  $E(x, y, t)$ 가 적절하게 정해지면, 전도계수를 다음 함수로 선정할 수 있다.

$$c(x, y, t) = g(\|\nabla I(x, y, t)\|) \quad (5)$$

식 (5)에서 영상의 경계선 영역과 그 외 영역에 구분되어 적용되는 전도계수 값을 만족시키려면, 함수  $g(\cdot)$ 는  $g(0) = 1$ 의 값을 갖는 그림 1의 예와 같은 non-negative monotonically decreasing 함수여야 한다.

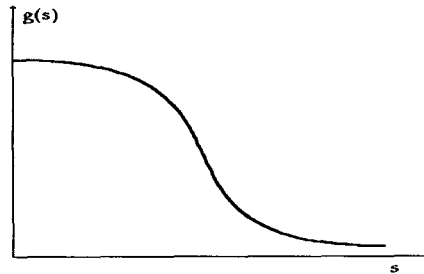


Fig. 1. Shape of nonlinear function  $g(\cdot)$

위에 제시한 anisotropic diffusion 방법을 적용해 경계선이 강화되는 과정에 대한 모델은 다음과 같이 설명할 수 있다. 먼저, 영상에서 경계선에 해당하는 화소가 가우시안 분포를 가지고 있고 경계선이  $y$  축과 평행하다고 가정하면, anisotropic diffusion 방정식에서 발산율 (divergence)이  $x$ 에 대한 계산만으로 간단해진다.

$$\text{div}(c(x, y, t)\nabla I) = \frac{\partial}{\partial x} (c(x, y, t)I_x) \quad (6)$$

식 (6)에서 전도계수를 그레이 레벨의 변화량에 대한 함수인  $c(x, y, t) = g(\|I_x(x, y, t)\|)$ 로 선정하고  $\phi(I_x) = g(I_x) \cdot I_x$ 로 놓으면, 식 (4)에 대한 1차원의 형태의 anisotropic diffusion 방정식은 다음과 같이 된다.

$$I_t = -\frac{\partial}{\partial x} \phi(I_x) = -\phi'(I_x) \cdot I_{xx} \quad (7)$$

그림 1.과 같은 형태의  $g(I_x)$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$g(I_x) = \frac{C}{1 + \left(\frac{I_x}{K}\right)^{1+\alpha}} \quad (8)$$

그리고  $\phi(I_x)$ 는  $g(I_x) \cdot I_x$ 로 구해지며, 그림 2와 같이 나타난다. 이때  $K$ 의 값은 문턱치처럼 동작한다. 즉, 영상에서  $I_x > K$ 인 그레이 레벨 변화가 평탄한 부분에서는  $\phi(I_x)$ 가 순차적으로 증가하는 부분으로 영상 흐려짐 효과를 내고,  $I_x < K$ 인 그레이 레벨 변화가 심한 부분에서는  $\phi(I_x)$ 가 순차적으로 감소하는 부분으로 경계선 강화 효과를 나타낸다.

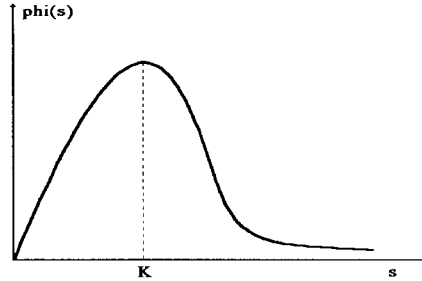


Fig. 2. Selection of the function  $\varphi(\cdot)$  for the contour enhancement

### 3. 2차원 영상에 적용되는 Anisotropic Diffusion Method

지금까지 설명한 anisotropic diffusion 방법을 2차원 영상에 대해 이산화 시키는 수식은 다음과 같이 전개된다.

$$I_x = \frac{1}{h} (I(x+h, y) - I(x, y)) \quad (9-1)$$

$$I_y = \frac{1}{h} (I(x, y+h) - I(x, y)) \quad (9-2)$$

$$I_{xx} = \frac{1}{4h^2} (I(x+2h, y) - 2I(x, y) + I(x-2h, y)) \quad (10-1)$$

$$I_{yy} = \frac{1}{4h^2} (I(x, y+2h) - 2I(x, y) + I(x, y-2h)) \quad (10-2)$$

식 (9), (10)에서  $h$ 는 이산화 간격이다. 그리고 monotonically decreasing 함수인  $g(\cdot)$ 는

$$g(I_x) = \frac{1}{1 + \left(\frac{I_x}{K}\right)^2} \quad (11-1)$$

$$g(I_y) = \frac{1}{1 + \left(\frac{I_y}{K}\right)^2} \quad (11-2)$$

결과 영상은 위의 식 (9), (10), (11)의 계산 결과를 이용해서 다음 식과 같이 쓸 수 있다.

$$I^{n+1} = I^n + g(I_x) \cdot I_{xx} + g(I_y) \cdot I_{yy} \quad (12)$$

식 (12)에서  $n$ 은 이 필터를 적용시키는 반복 단계를 나타내는 값으로  $I^{n+1}$ 은  $I^n$  영상에 heat anisotropic diffusion 방법을 한번 적용시킨 영상이다.

지금까지 설명한 heat anisotropic diffusion 방법을 사용하여 잡음을 제거하기 위해 적용시킨 메디안 필터에 의해 흐려진 경계선을 효과적으로 보상해 줄 수 있게 된다.

## 이진 영상 생성을 위한 threshold 자동 결정법

Heat anisotropic diffusion 방법을 통해 얻어진 경계선이 강화된 영상에 대해 최종적인 경계선 검출을 하기 위해서는 이진 영상을 생성하여야 하는데, 이때 이진 영상의 성능에 가장 큰 영향을 미치는 파라미터는 문턱치이다. 본 논문에서는 영상에서 그레이 레벨의 분포를 분석하여 경계선 후보 영역과 그 외의 영역을 구분해 내고, 경계선 후보 영역에 대해서 확률적 처리를 수행하여 자동으로 문턱치값을 구할 수 있는 방법을 제시하려고 한다.

## 1. 경계선 후보 영역 선정

경계선 후보 영역은 각 화소에 있어서 밝기의 기울기 값을 참조로 하여 구분할 수 있다.

$$c(x, y, t) = \frac{C}{1 + \left(\frac{\nabla I}{K}\right)^2} \quad (13)$$

식 (13)은 Heat anisotropic diffusion 방법에서 전도도를 구하는 식으로, 상수  $K$ 는 영상에서 그레이 레벨의 분포가 평탄한 영역과 그렇지 못한 경계선 영역 사이에서 문턱치와 같은 역할을 하며, 그 값은 전 영상에서의 구배(gradient) 절대값 평균치의 90%에 해당하는 값으로 정해준다<sup>9)</sup>.

식 (13)에서

$$\nabla I \gg K \text{ 이면 } c(x, y, t) \approx C \text{ 이고}$$

$$\nabla I \ll K \text{ 이면 } c(x, y, t) \approx 0$$

이다. 이 관계에서 다음 조건식으로 부터 경계선 후보 영역과 그 외 영역을 구분해 낼 수 있다.

$$|C - c(x, y, t)| > |c(x, y, t)| \quad (14-1)$$

이면 경계선 후보 영역으로,

$$|C - c(x, y, t)| < |c(x, y, t)| \quad (14-2)$$

이면 그 외의 영역으로 구분할 수 있다.

즉, 심초음파도의 경계선 부분에서는 그레이 레벨의 변화량  $I$ 가 상수  $K$ 보다 크고 전도도  $c(x, y, t)$ 의 값이 0에 가깝게 되므로 식 (14-1)을 만족하게 되어 경계선 후보 영역으로 구분할 수 있게 되고, 평탄한 부분에서는 그레이 레벨의 변화량  $I$ 가 상수  $K$ 보다 작고 전도도  $c(x, y, t)$ 의 값이  $C$ 에 가깝게 되므로 식 (14-2)를 만족하게 되어 그 외의 영역으로 구분할 수 있게 된다.

## 2. 문턱치 자동 추정

정점 단면과 측부 단면의 심초음파도에 대해 경계선 후보 영역과 그 외의 영역을 구분한 후 히스토그램을 구하면 그림 3과 같다.

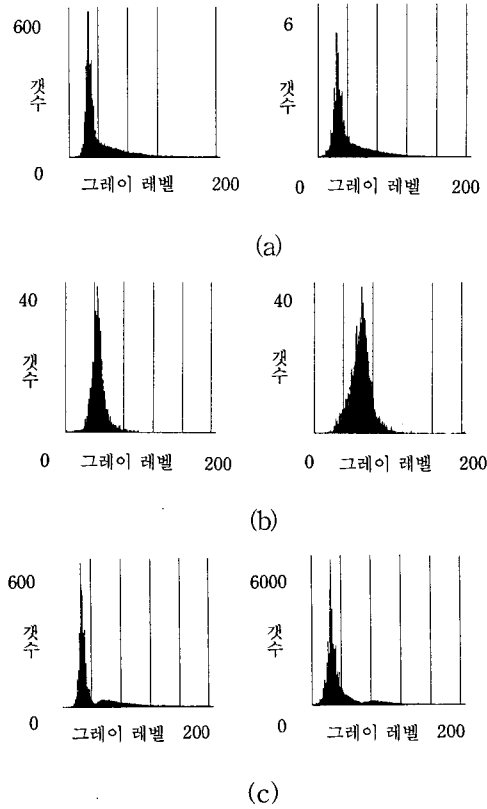


Fig. 3. Histogram of the echocardiogram (lefthand : apical view, righthand : parasternal view)

- (a) Histogram of the whole image
- (b) Histogram of the boundary-like region
- (c) Histogram of the non-boundary-like region

정점 단면과 측부 단면의 심초음파도에서 심실과 심방 내부는 초음파 반사가 일어나지 않게 되어 어두운 부분으로 이루어져 있고 배경은 밝은 부분으로 이루어져 있으며, 경계선은 이 두부의 접경 지역에 존재하게 된다. 위의 그림 3에서 전 영상의 히스토그램은 그림 (a)와 같이 분포하며, 경계선 후보 영역과 그 외 영역의 히스토그램은 각각 그림 (b), (c)와 같이 분포한다. 그림 (c)는 경계선 후보 영역을 제외한 부분의 히스토그램으로 그림 (a)에 비해 가운데 잘룩한 부분은 경계선 후보 영역이 제외되었음을 나타내며, 잘룩한 부분의 왼쪽은 심초음파도에서 심실과 심방 내부의 어두운 부분을 나타내고 오른쪽 부분은 심초음파도에서 배경의 밝은 부분을 나타낸다. 그림 (b)는 경계선 후보 영역의 히스토그램으로 이 그림을 관찰하면, 경계선 후보 영역의 그레이 레벨 분포가 일정 값을 중심으로 모여 있는 분포임을 알 수 있고 이 분포를 가우스 분포로 가정할 수 있다. 이러한 분포를 갖는 경계선 후보 영역에서 경계선에 대한 그레이 레벨의 대표값을 구한다면, 이 값을 문턱치로 사용하여 이진 영상을 구성할 수 있을 것이다.

본 논문에서는 경계선에 대한 그레이 레벨의 대표값을 구하는 과정으로 경계선 후보 영역에 대해서 Bayes cost function의 평균 자승 오차를 최소로 하는 Bayes 추정기를 사용하여

경계선 값을 추정하였다.

이 Bayes 추정기의 식은 다음과 같다.

$$E\{I(x, y) \mid |c(x, y, t) - C| > |c(x, y, t)|\} = I_{threshold} \quad (15)$$

식 (15)에서는 경계선 후보 영역 내에 있는 화소들에서 그레이 레벨의 기대값을 구하게 된다. 즉, 경계선 영역에 대해서 Bayes 추정기를 이용하여 경계선에 대한 그레이 레벨의 대표값을 추정하게 되며 이 값을 문턱치로 결정하여 자동으로 이진 영상을 생성하게 된다.

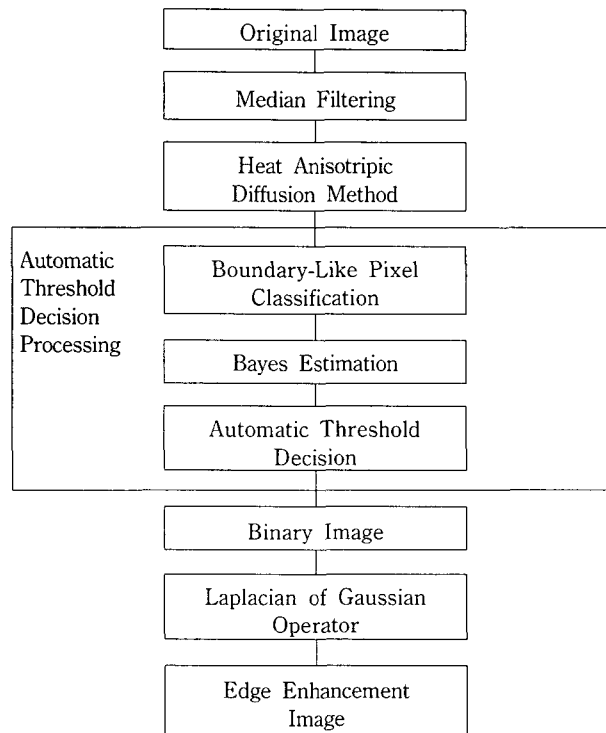


Fig. 4. Flowchart of the automatic contour detection of echocardiograms

### 실험 및 고찰

심초음파도를 디지털화하는 과정은 프레임 그래버 기능을 지닌 영상 보드가 장착된 PC를 통하여 수행하였다. 이 영상 보드와 VCR을 연결시키고 비디오 테이프에 녹화된 심초음파도를 VCR로 재생시키면서 프레임 그래버 기능을 통하여 영상을 획득하였다. 이때 획득한 영상은 512×480의 해상도와 256 그레이 레벨을 지닌다. 본 실험에서는 초음파의 반사 방향에 따른 여러 종류의 심초음파도중 심실과 심방을 모두 관찰할 수 있는 정점 단면과 측부 단면 심초음파도를 사용하였다.

그림 4는 심초음파도에서 경계선 자동 검출 순서도를 나타내는 것으로 그 내용은 다음과 같다.



초음파 반사영역에서의 영상탈락 현상이나 스펙클 잡음을 제거하기 위하여 이동평균 필터와 메디안 필터를 적용하였다. 이 때 사용한 윈도우 크기는 잡음 제거 성능과 영상의 영상 흐려짐 정도 사이의 trade-off를 결정짓는다. 본 실험에서는 3×3 메디안 필터를 사용하여 심한 영상 흐려짐 현상을 방지하면서 잡음을 효과적으로 제거할 수 있었다.

전처리 과정을 거치면서 발생하게 되는 영상의 영상 흐려짐 현상으로 인해 결과 영상에서 경계선이 뚜렷하게 구분되지 못하는 현상이 나타나게 된다. 그러므로 영상 흐려짐 현상을 보상해줄 수 있는 과정이 필요하게 된다. 본 실험에서는 Lamberti 등이 제안한 heat anisotropic diffusion 방법<sup>3)</sup>을 사용하였다. 이 방법은 밝기의 변화가 적은 부분에서 영역이 확장되다가 밝기의 변화가 심한 경계선 부분에서는 그 확장이 멈추게 되어 평탄한 부분의 평활화 효과와 경계선 부분의 강화 효과를 동시에 거둘 수 있는 방법이다.

Heat anisotropic diffusion 방법을 적용시켜 구한 영상은 다음 식과 같다.

$$I(x, y) = I_o(x, y) + \Delta I \quad (16)$$

식 (16)에서 원 영상에 더해지는 그레이 레벨의 변화량인  $\Delta I$ 는 heat anisotropic diffusion 방법의 기본방정식으로부터 유도되는 식 (17)에서 얻을 수 있다. 여기서  $\Delta I$ 의 값은 바로 인접한 화소간의 그레이 레벨 변화량을 고려할 수 있는 값인 1을 사용하였다.

$$\frac{\Delta I}{\Delta t} = c(x, y, t) \nabla^2 I \quad (17)$$

Heat anisotropic diffusion 방법을 사용하여 경계선이 강화된 영상에 대해서 경계선을 검출하기 위해서 이진 영상을 생성하게 되는데, 이때 문턱치가 결과 영상의 성능에 가장 큰 영향을 미치게 된다. 본 논문에서는 그림 4의 순서도 중 점선으로 둘러싸여져 있는 과정을 통해 문턱치를 자동으로 결정할 수 있었다. 문턱치를 결정하는데 있어서 화소의 그레이 레벨 분포를 이용하여 경계선 후보 영역을 구분하였고, 이 영역에서 Bayes cost function의 평균 자승 오차를 최소로 하는 값으로부터 문턱치 값을 자동으로 추정해낼 수 있었다. 이렇게 구한 문턱치 값을 이용하여 이진 영상을 생성하였다.

다음 단계로는 이진 영상에 대해 라플라스 연산자를 적용하여 경계선을 검출해내는 과정이다. 본 실험에서는 Marr & Hildreth가 제안한 Laplacian of Gaussian(LOG) 연산자를 사용하였다. LOG 연산자는 다음 식으로 커널을 제작하였으며 커널 윈도우의 크기는 9×9이다.

$$\begin{aligned} LOG(x, y) = & \text{trunc} \left[ A \left( 1 - k \frac{x^2 + y^2}{\sigma^2} \right) \right. \\ & \left. \exp \left( -\frac{1}{2} \left( \frac{x^2 + y^2}{\sigma^2} \right) \right) \right] \end{aligned} \quad (18)$$

식 (18)에서 A의 값은 커널 요소의 전체 합이 0이 되도록 조정해주기 위한 값이다. 그리고 가우스 분포의 표준편차에 따라 결과 영상의 상태가 다르게 나타났으며, 본 실험에서는 표준편차의 값으로 5와 10을 주고 연산을 수행한 결과 표준편차가 5일 때 결과 영상의 성능이 좋게 나타났다. LOG 연산자를 통과한 영상에서는 경계선 양쪽에서 부호의 변화가 생기게 되며, zero-crossing detector를 통하여 최종적으로 영상의 경계선을 검출하였다. 이렇게 구한 심초음파도의 경계선을 원래의 영상에 overlay시켜 경계선이 강화된 심초음파도를 구할 수 있게 되었다.

이상까지 정점 단면과 측부 단면의 심초음파도에 대해 경계선을 검출하기 위해서 적용시킨 방법을 설명하였다. 그림 5는 각각 정점 단면과 측부 단면의 심초음파도에 대해 원영상(a), 자동 검출 문턱치로 구분한 이진 영상(b), 검출된 경계선을 원 영상에 overlay시켜 관찰한 결과 영상(c)을 나타낸 그림이다.

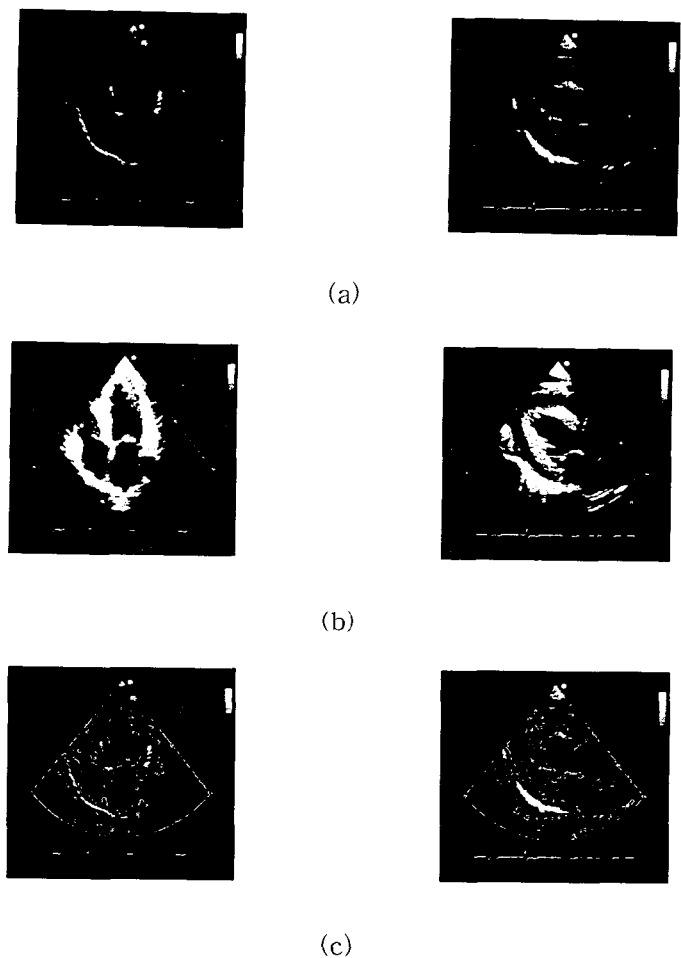


Fig. 5. Original and processed echocardiogram (lefthand : apical view, righthand : parasternal view)

- (a) Original echocardiogram
- (b) Binary image using the threshold which is automatically decided from the Bayes estimator
- (c) Result echocardiogram

그림 (b)는 Heat anisotropic diffusion 방법으로 경계선을 강화시키고 경계선 후보영역에 대해 Bayes 추정기를 사용하여 문턱치를 자동으로 추정한 후 구성한 이진 영상이다. 흰색으로 구분된 심실 또는 심방과 검은색으로 구분된 배경 부분이 뚜렷하게 분류되었으며 이들의 접경 부분이 경계선이 된다. 그림 (c)는 결과 영상으로 경계선 부분이 뚜렷하게 강조되었음을 확인할 수 있다.

## 결 론

심초음파도는 초음파 영상 기기의 특성상 영상탈락 현상이나 스펙클 잡음 등을 많이 포함하고 있어서 경계선 검출시 많은 계산 과정을 거쳐야만 명확한 경계선을 구분할 수가 있다. 본 논문에서는 비교적 적은 계산량으로도 전처리 과정 수행중 흐려지게 되는 경계선 부분을 보상해 줄 수 있는 heat anisotropic diffusion 방법을 이용하여 경계선을 강화하였다.

또한 심초음파도에서의 경계선 검출할 때 이진 영상 구성에 사용되는 파라미터인 문턱치값을 기존에는 시행착오법을 사용하여 직접 값을 입력해보는 과정에서 결정하였지만 본 논문에서는 경계선 후보 영역이란 개념을 도입해 이 영역을 구분한 후 이 영역에 대해 Bayes cost function의 평균 자승 오차를 최소로 하는 Bayes 추정기를 이용해서 문턱치를 자동으로 결정하였다.

Heat anisotropic diffusion 방법과 자동으로 결정된 문턱치를 사용하여 심초음파도에 대해 경계선을 검출할 경우 간단한 계산 과정을 거치면서 영상 처리의 전 과정에 대해 자동으로 경계선을 뚜렷하게 구분할 수 있었다.

## 참 고 문 헌

1. K. Kraunz, J. Kennedy, "Untrasonic Determination of Left Ventricular Wall Motion in Normal Man : Studies at Rest and after Exercise," *J. Am. Heart*, vol. 79, p 36, 1970
2. D. J. Storton, S. M. Collins, E. Gracia, W. Hillard, W. Koppes, D. Linker, and G. Schwartz, "Digital Signal and Image Processing in Echocardiography," *Amer. Heart J.*, vol. 1, pp 1126-1283, 1985
3. C. Lamberti and F. Sgallari, "A Workstation-Based System for 2-D Echocardiography Visualization and Image Processing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-37, no. 8, pp. 796-802, 1990
4. P. Lilly, J. Jenice, and P. Bourdillon, "Automatic Contour Definition on Left Ventriculograms by Image Evidence and a Multiple Template-Based Model," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 8, on. 2, pp. 173-185, 1989
5. C. Chen, J. S. Daponte, and M. D. Fox, "Fractal Feature Analysis and Classification in Medical Imaging," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 8, no. 2, pp. 133-142, 1989
6. A. Rosenfeld and M. Thurston, "Edge and Curve Detection for Visual Scene Analysis," *IEEE Trans. Comput.*, vol. C-20, pp. 562-569, 1971
7. A. Witkin, "Scale-Space Filtering," in *Int. Joint Conf. Artificial Intelligence*, Darlsruhe, West Germany, 1983, pp. 1019-1021
8. A. Hummel, "Representations Based on Zero-Crossings in Scale-Space," in *Proc. IEEE Computer Vision and Pattern Recognition Conf.*, June 1986, pp 204-209
9. P. Perona and J. Malik, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. PAMI-12, no. 7, pp. 629-639, 1990

## An Automatic Contour Detection of 2-D Echocardiograms Using the Heat Anisotropic Diffusion Method

Dong Jo Shin, Dong Youn Kim

Dept. of Biomedical Engineering Yonsei University, Health Science College

### Abstract

In this paper, we present an automatic threshold decision method to detect the contour of the a 2-D echocarodiogram by using the Bayes estimator for the boundary-like region. The boundary-like region is constructed from the conduction coefficient of the heat anisotropic diffusion method which enforces the blurred image during the preprocessing step. For the boundary-like region, we used the Bayes estimator to select an optimal threshold level. From this threshold value, the contour of the echocardiograms can be detected automatically. Finally by overlapping the estimated contour to the original echocardiogram, we can obtain the contour enforced ultrasound echocardiogram.