

## Heat Anisotropic Diffusion 방법을 이용한 2차원 심초음파도의 경계선 자동검출

신동조<sup>o</sup>, 정정원, 김 혁, 김동윤  
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

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

Dong-Jo Shin, Jung-Won Jung, Hyouk Kim, Dong-Youn Kim  
Dept. of Biomed. Eng., Yonsei Univ.

#### Abstract

The Heat Anisotropic Diffusion Method has shown very effective for the contour detection of 2-D echocardiogram. To implement this algorithm, we have to choose the parameter C, K, and the threshold level. The choice of C and K are not very sensitive for the good edge detection of the echocardiogram, however the choice of the threshold level is very critical. Until now the threshold level is chosen by the trial and error method. In this paper, we present an automatic threshold decision method from the histogram of the gradient of boundary-like pixels.

#### 1. 서 론

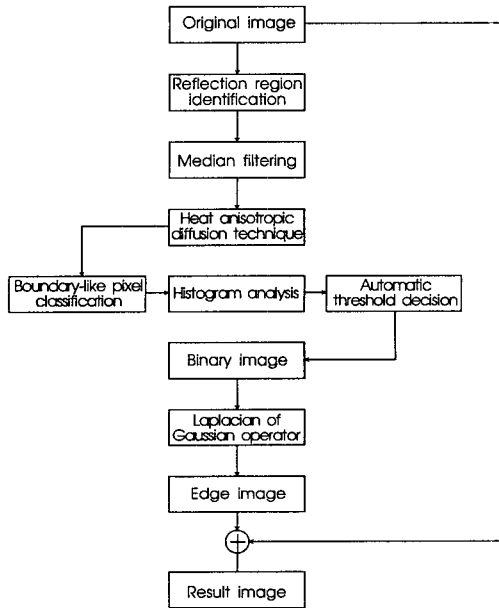
심장병학에 관한 연구는 의학분야에서 가장 빠른 속도로 발전하고 있는 연구 분야중의 하나이다. 특히 심장 질환 진단에 필수적인 심장영상에 관한 연구는 전자공학의 발전과 함께 급속한 진전을 이루고 있다. 그 중에서도 초음파 심장 촬영장비는 환자에 대한 안전성, 다른 촬영장비에 비해 상대적인 가격의 저렴함, 이동의 용이함 및 심장질환에 관한 많은 해부학적 및 생리학적 영상 정보를 제공하여 주므로 심장 질환 진단에 가장 널리 사용되고 있다. 심초음파도를 이용한 심장 영상에 관한 연구로는 최근 심근허혈로 인한 심근벽의 국소운동장애에 대해 1970년 Kraunz등이[1] 운동 후 심초음파도를 이용한 좌심실 기능 평가를 보고한 이래 활발하게 연구가 진행되었고, 1980년도부터는 라플라스 연산자, 소벨연산자 등을 통한 기본적인 경계선 검출 기법

[2],[3]과 메디안 필터 등을 통한 심초음파도에서 잡음을 제거하는 기법[4] 및 곡선분석법, 원호추적법, 회귀선 확장법, 가우시안 웨이팅 윈도우법, 전문가 시스템, 프랙탈 이론 등을 이용한 좌심실벽 경계선의 특성을 향상시키는 기법에 관한 연구가 수행되고 있다.

그러나 심초음파도를 이용한 심장 질환 병변을 진단하기 위해서는 선명한 영상이 필수적이거나 초음파 기기의 특성상 스펙클 잡음, 영상 탈락 현상 등 많은 잡음을 포함하고 있다[5]. 그리고 심초음파도에서 중앙의 원추형 초음파 반사 영역 외에 배경 부분에는 좌우측에 환자의 신장명세와 기기의 현재 상태 등을 출력하는 부분이 있고 하단에는 심진도 파형이 디스플레이 되는 부분이 있는데 이러한 배경 부분들은 심초음파도 영상처리시에는 제외하여야 하는 영역이다.

본 논문에서는 심초음파도중에서 원추형 초음파 반사영역만을 구분하여 영상 분석 및 처리를 수행하였다. 그리고 전처리 과정에서는 메디안 필터를 사용하여 영상의 스펙클 잡음을 제거하였다. 그런데 이 과정에서 생기는 영상 블러링 현상으로 인해 영향을 받게되는 경계선 부분을 강조해 주기 위해서 heat anisotropic diffusion 기법을 사용하였고 보다 명확한 경계선 구분을 위하여 heat anisotropic diffusion 방법을 적용한 영상에 대해 심장 영상과 아닌 부분을 결정하는 threshold level 값을 적용하여 이진 영상을 얻고 이진 영상에 대해 Gaussian 연산자의 Laplacian 필터를 사용하여 불명확한 경계선을 보다 명확하게 하였다. 마지막 단계로 이렇게 추출된 경계선을 원래 영상에 overlay시킴으로써 경계선이 강조된 심초음파도를 얻을 수 있다.

영상 처리의 전체 흐름도는 [그림 1]과 같이 나타낼 수 있다. 본론에서는 흐름도의 순서별로 각각의 과정에 대해서 설명하고 각 과정에 따른 결과 영상을 제시할 것이다.



[그림 1] 심초음파도 영상처리의 전체흐름도

음 등으로 인해 경계선을 추출하는 데 있어서 어려움이 있으므로 이러한 잡음을 제거하기 위하여 이동 평균 필터와 메디안 필터를 적용하게 된다[6]. 이 때 사용한 윈도우 크기는 잡음 제거 성능과 영상의 블러링 사이의 trade-off를 결정짓는다. 본 논문에서는 윈도우 크기 3x3 메디안 필터를 사용하여 심한 블러링 현상을 방지하면서 잡음을 제거할 수 있도록 하였다.

전처리 과정을 거치면서 발생하게 되는 영상의 블러링 현상으로 경계선을 검출했을 때 경계선이 두 겹게 나타나거나 경계선이 폐곡선을 이루지 못하는 현상 등이 나타나게 된다. 그렇기 때문에 경계선을 추출하는 연산자를 적용하기에 앞서 이러한 블러링 현상을 보상해 줄 수 있는 과정이 필요하게 된다. 본 논문에서는 이러한 과정을 수행하기 위하여 Lamberti 등이 제안한 heat anisotropic diffusion 기법을 사용하였다[7]. 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 기법이며 그 기본 방정식은 다음과 같이 주어진다.

## 2. 본 론

### ① 영상 획득 및 원추형 초음파 반사영역 구분

심초음파도를 디지털화하는 과정은 프레임 그래픽 기능을 지닌 영상 보드가 장착된 PC에 VCR을 연결시키고 비디오 테이프에 녹화된 심초음파도를 VCR로 재생시키면서 영상 보드를 통하여 영상을 획득하였다. 이 때 획득한 영상은 512x480의 해상도와 256 그레이 레벨을 지닌다.

이렇게 획득한 영상에는 실제 촬영 데이터인 원추형의 초음파 반사영역과 동시에 환자신상명세, 기기 상태, 심전도 신호등을 나타내는 영역으로 구성되어 있다. 본 논문에서는 원추형의 초음파 반사영역만을 구분하여 처리함으로써 전 영상을 대상으로 한 영상 처리법에 비교하여 영상 처리 시간을 단축하게 되었다.

원추형의 초음파 반사영역의 구분은 다음과 같은 방법으로 구현하였다. 심초음파도에서 원추형의 초음파 반사영역의 상,하,좌,우 끝에 있는 네개의 점에 대한 좌표를 찾아내고 이들의 좌표값을 이용해 구한 직선식과 원의 방정식으로 폐곡선을 그려준다.

### ② 전처리 과정

심초음파도에서 초음파 반사영역내의 스펙클 잡

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

I : intensity

t : scale-space parameter

c : conductivity

위의 기본 방정식에서 conductivity 계수는 영역의 확장과 막힘을 조절하는 값이며 다음과 같이 주어진다.

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

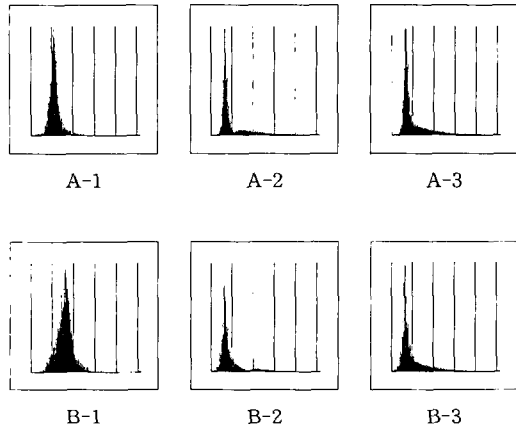
위의 식에서 C와 K는 상수로 주어진다. 어떤 픽셀에 있어서  $\nabla I$ 가 K보다 훨씬 크게 되면  $c(x, y, z) \approx 0$  이 되어 확산이 막히게 되며,  $\nabla I$ 가 K보다 훨씬 작게 되면  $c(x, y, z) \approx C$  가 되어 확산이 활성화되고 영상을 평활화하게 해준다. 그러므로 여기서 parameter K는  $\nabla I$ 에 의해 참조되는 threshold 처럼 동작한다.

이와 같은 과정을 거쳐 얻어지는 새로운 영상은 다음과 같다.

$$I(x, y) = I_0(x, y) + \Delta I$$

여기서  $I(x, y)$ 와  $I_0(x, y)$ 는 각각 처리후 영상과 원래 영상을 나타낸다.  $\Delta I$ 는 원래 영상에 더해지는 밝기의 증분이며 다음과 같은 식으로부터 구해진다. 그리고 아래 식의  $\Delta t$ 는 값은 1로 주어진다.

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



[그림 2] 심초음파도의 histogram(A-1, B-1은 경계선 후보 영역의 histogram. A-2, B-2는 경계선 외 영역의 histogram. A-3, B-3는 영상처리 전영역의 histogram)

위의 과정을 통해 얻어진 결과 영상에 대해 threshold 값을 기준으로 이진 영상을 생성하게 되는데, 이 과정에서 threshold 값이 얼마냐에 따라 결과 영상에서 검출되는 경계선의 성능에 큰 영향을 미치게 된다. 기존의 방법에서는 임의의 threshold 값을 주고 결과 영상을 관찰하면서 그 값을 조절하는 과정을 반복하면서 적당한 threshold 값을 찾아내었다. 이러한 방법으로 threshold 값을 찾게 될 때 사용자는 값을 입력해보고 결과 영상을 관찰하는 일을 반복해야 한다. 그리고 그 결과는 영상의 객관적 자료에 의한 것이 아니라 주관적 관찰에 의한 것이어서 한계가 있을 수 있다. 그래서 본 논문에서는 영상의 경계선으로 사용될 수 있는 화소들의 gradient( $\nabla I$ ) 분포를 분석하여 자동으로 threshold 값을 구할 수 있는 방법을 제시한다.

heat anisotropic diffusion 기법을 적용한 영상에 대해서 경계선 후보 영역과 그 외의 영역을 구분해 내는데 이때 이러한 영역 구분은 각 픽셀에 있어서 밝기의 기울기 값인  $\nabla I$ 와 상수  $K$ 의 값을 참조로 하여 구분한다.

conductivity를 구하는 식에서,  
 $\nabla I \gg K$  이면  $c(x,y,t) \approx 0$

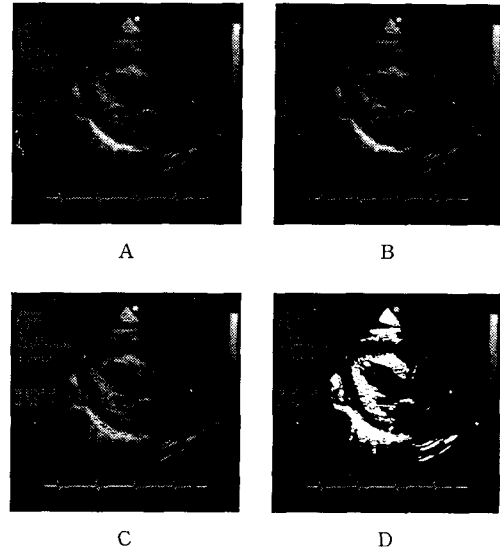
이고,

$\nabla I \ll K$  이면  $c(x,y,t) \approx C$

이다. 이 관계에서 다음과 같이 경계선 후보 영역과 그 외 영역을 구분해 낸다.

$|c(x,y,t) - C| > |c(x,y,t) - 0|$   
 이면 경계선 후보 영역으로,

$|c(x,y,t) - C| < |c(x,y,t) - 0|$   
 이면 그 외의 영역으로 구분한다.



[그림 3] 전처리과정 단계별 결과영상(A는 원영상, B는 메디안 필터 통과영상, C는 heat anisotropic diffusion method를 이용한 결과영상, D는 C영상에 자동으로 추출한 threshold를 적용시킨 이진영상)

즉, 어떤 픽셀 위치에서 conductivity의 값이 0에 가까우면 그 위치에서의  $\nabla I$ 는 상수  $K$ 보다 크게 되어 경계선 후보 영역에 속하게 되고 반대로 conductivity의 값이 상수  $C$ 에 가까우면  $\nabla I$ 는 상수  $K$ 보다 작게 되어 경계선 후보 영역에 속하지 않게 된다.

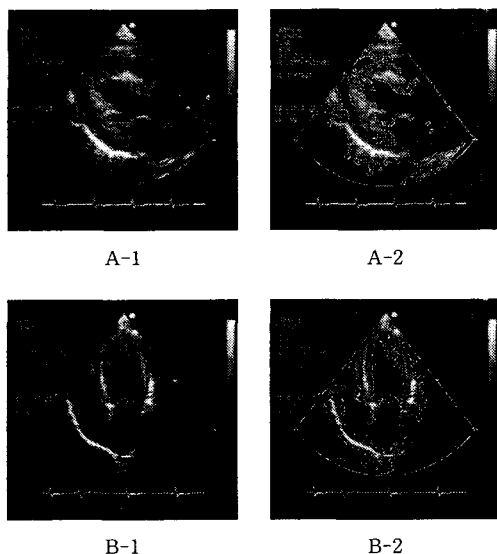
경계선 후보 영역에 대해서 histogram을 관찰하면, histogram이 일정 값을 중심으로 모여 있는 분포임을 알 수 있다. 이 경계선 후보 영역의 분포에서 gray level의 대표값 즉, 평균값을 취하여 threshold 값으로 사용한다[그림 2].

각 단계별 결과 영상들은 [그림 3]에 나타나 있다.

### ③ 경계선 검출

전처리 과정에서 얻어진 이진 영상에 Gaussian 연산자에 Laplacian 필터를 적용하여 경계선을 검출해내는 과정이다. 본 연구에서는 Marr & Hildreth가 제안한 Gaussian 연산자에 Laplacian 필터를 적용하여 복잡한 경계선 부분을 명확하게 하여 보다 분명한 경계선을 추출해낼 수가 있게 된다. 이 연산자는 다음 식으로 커널을 제작하였으며 커널 윈도우의 크기는 9x9이다[9].

$$LOG(x,y) = \text{trud} A(1 - k \frac{x^2 + y^2}{\sigma^2}) \exp(-\frac{1}{2}(\frac{x^2 + y^2}{\sigma^2}))$$



[그림 4] 최종 경계선 검출영상 (A-1, B-1은 원영상. A-2, B-2는 원영상에 검출된 경계선을 overlay시킨 영상)

위의 식에서 A의 값은 커널 요소의 전체 합이 0 이 되도록 조정해주기 위한 값이다. 그리고 Gaussian 연산자의 표준편차에 따라 결과 영상의 상태가 다르게 나타났으며, 본 논문에서는 표준편차의 값으로 5와 10을 주고 연산을 수행한 결과 표준 편차가 5일 때 결과 영상의 성능이 좋게 나타났다.

또한 Gaussian 연산자에 Laplacian을 적용한 필터를 통과한 영상에서는 경계선 양쪽에서 부호의 변화가 생기게 되며, zero-crossing detector를 통하여 최종적으로 영상의 경계선을 검출하였다. 이렇게 구한 심초음파도의 경계선을 원래의 영상에 overlay시켜 나타낸 것은 [그림 4]와 같다.

### 3. 결 론

본 논문에서는 심초음파도에서 촬영시 실제 데이터인 원추형의 초음파 반사 영역만을 따로 분리하여 영상 처리를 함으로써 시간을 단축하여 효율적인 영상처리 알고리즘을 구현할 수 있었다. 그리고 전처리 과정에서 heat anisotropic diffusion 기법을 적용시킬 때 경계선 후보 영역과 그 외 영역에서의 histogram을 참조하여 threshold 값을 자동으로 계산해낼 수 있었다. 마지막으로 Gaussian 연산자에 Laplacian을 적용한 필터를 사용하여 보다 뚜렷한 심초음파도의 경계선을 검출해 낼 수 있었다. 본 연

구에서 사용한 C와 K값은 각각 3과 5이다. 이상과 같은 방법으로 처리된 영상에 대해 심장 전문의의 자문을 구한 결과 비교적 정확한 경계선이 검출되었음을 알 수 있었다.

지금까지 수행된 연구는 단순히 정지영상에서 경계선을 검출해내는 과정이다. 다음 단계에서 수행하여야 할 연구 과제로는 검출한 경계선을 통해 임상 의료진이 필요로 하는 데이터를 산출해내고, 동영상에서 프레임별로 영상을 분석하여 시간의 변화에 따른 유용한 데이터를 산출하거나 심초음파도의 3차원 재구성을 통하여 직관적으로 심장에 대한 다양한 정보를 얻을 수 있도록 하는 것이다.

### 4. 참 고 문 헌

- [1] K. Kraunz, J. Kennedy, "Ultrasonic 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, Dec. 1985
- [3] A. Ezekiel, E. V. Garcia, J. S. Areceda, and S. R. Corday, "Automatic and intelligent left ventricular contour detection from two-dimensional echocardiograms," in Proc. Comput. Cardiol., Linkoping, Sweden, pp. 261-264, Sept. 1985
- [4] C. Henry, E. J. Delp and A. J. Buda, "Detecting left ventricular endocardial and epicardial boundaries by digital two-dimensional echocardiography," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol PAMI-6, pp 58-68, Jan. 1984
- [5] 조진호, K. P. Philip, E. L. Dove and K. B. Chandran, "퍼지 Hough 변환에 의한 2-D 심초음파도에서의 좌심실 윤곽 자동검출," 의공학회지, 13권, 2호, pp, 115-124, 1992
- [6] E. De Micheli, B. Caprile, P. Ottonello and V. Torre, "Localization and noise in edge detection," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol. PAM-11, pp. 1106-1117, 1989

- [7] 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, 1990
- [8] D. Marr and E. Hildreth, "Theory of edge detection," Proc. R. Soc. Lond. B., vol. 207, pp. 187-217, 1980
- [9] R. M. Haralick and L. G. Shapiro, Computer and Robot Vision vol. 1, Reading, Mass.: Addison Wesley, 1992
- [10] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, Digital Image Processing, Reading, Mass.: Addison Wesley, 1992
- [11] A. K. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Englewood Cliffs, NY: Prentice-Hall, Inc., 1989