

심초음파 영상의 영역 분류를 위한 다중 문턱치 자동 검출 알고리즘

최창효, 구성모, 김명남, 조성목, 조진호
경북대학교 전자공학과, *경북대학교 전자공학과 및 경북대학교병원 의공학과

Automatic Multi-threshold Detection Algorithm for the Segmentation of Echocardiographic Images

Chang-Hou Choi, Sung-Mo Koo, Myoung-Nam Kim, Sung-Mok Cho, and Jin-Ho Cho

Dept. of Electronics, Kyungpook National University
*Dept. of Electronics, Kyungpook National University and
Dept. of Biomedical Eng., Kyungpook National University Hospital

Abstract

An automatic multi-threshold algorithm for segmentation of 2D ultrasound images based on average filtering and the characteristics of speckle noise in 2D ultrasound image is proposed. To do this, we investigate the histogram of difference between 7×7 averaging histogram and 3×3 averaging histogram. And, we find zero crossing points in the positive portion of the differenced histogram and select middle points of the zero crossing points. We assign these selected points to characteristic points. The thresholds are the center of two characteristic points. Then we segment 2D ultrasound image by using these thresholds and extract edges from applying edge operator to optimal segmented image. Experimental results show that the segmented regions are divided accurately around the homogeneous region.

I. 서론

초음파 영상 진단시스템이 갖는 인체 안정성, 다양한 진단기능 및 저렴한 비용 등의 특성에 비추어 자동진단 기술의 기초가 될 수 있는, 다중(multi level)이고 일반적이며, 신뢰성 있는 균질영역 자동분할 방법의 개발은 큰 의의가 있다. 최근 산란자(scatter)에 의한 스펙클 패턴(speckle pattern), 전파 경로상의 고밀도 매질에 의한 신호 탈락현상(dropout) 및 낮은 공간 해상도 등의 특성을 갖는 초음파 영상으로부터 정확한 윤곽선 추출 및 영역을 분할하려는 연구가 많이 이루어지고 있다.

초음파 영상에서 영역 분할 방법은 크게 두가지로 나누어진다. 첫번째는 에지 기반 방식으로 심초음파에 Sobel, Kirsh, entropy 등^[1]의 에지 연산자를 적용한 뒤 적절한 문턱치를 설정하여 찾은 에지로부터 영역을 분할하는 방식이다. 이 방법은 초음파 영상의 스펙클 잡음 때문에 전처리 과정을 거쳐야 하며 적당한 문턱치의 선택과 찾은 에지의 합리적 연결이 또한 문제이다. 두번째는 히스토그램 기반방식^[2]으로서, 이에선 Otsu^[3]의 집단간 분산치 최대법(maximum between class variance), Kapur^[4]의 최대 엔트로피법 등이 있다. 그러나 집단간 분산치 최대화 방법은 다중문턱치 계산에 있어서 계산량이 지수함수적으로 증가하

고 정확도가 떨어진다. 최대 엔트로피법은 초음파와 같은 unimodal 히스토그램 분포에는 사용할 수 없다. 그리고 심초음파도에서는 심실 윤곽을 추출하기 위하여 Hough 변환을 이용하거나 지식기반 심내벽 윤곽선 추출 방식이 있으나, 심장이라는 특수한 경우에만 한정되어 있고, 계산시간이 많이 소요되거나, 중심을 사람이 선정해 주어야 하는 등의 문제점이 있다.

초음파 영상은 균질한 부분 영역들의 평균값을 중심으로 한 근사적 Rayleigh 분포^[5-6]의 선형합으로 이루어져 있는 unimodal 히스토그램을 갖는다. 각 부분영역의 근사 Rayleigh 분포는 $\sqrt{n} \times \sqrt{n}$ 창 공간 평균 필터링에 의해 평균값은 원 영역 평균값과 동일하고 분산은 σ/\sqrt{n} 로 줄어드는 근사적 정규분포를 갖게 된다. 따라서 창의 크기가 큰 평균필터링 후의 전체 히스토그램은 각 부분영역 평균값을 중심으로 극대치를 갖게 된다. 이를 특징점으로 추출하고 각 특징점간의 중간지점을 문턱치로 선정한 후 스펙클 잡음의 영향을 감소시키기 위해 3×3 창으로 평균필터링한 영상으로부터 선정된 문턱치로써 효과적인 영역분할을 피할 수 있다.

본 논문에서는 초음파 반사계수가 매질의 밀도차에 따라 다른 것과 히스토그램 분포가 Rayleigh 분포에 근사한 특성을 이용하여 공간 평균필터링(spatial averaging filtering)함으로써 각 영역의 평균밀도를 근간으로 다중문턱치를 자동 설정하는 알고리즘을 제안하였다. 본 논문에서 제안한 방법을 심초음파 영상에 적용하여 실험한 결과 다른 히스토그램 기반 방식보다 영역분류를 정확하게 할 뿐만 아니라 계산시간이 짧음을 확인할 수 있었다. 또한 분류된 영역을 바탕으로 에지연산자를 적용한 결과 정확하고 연결성이 뛰어난 에지를 추출할 수 있었다.

II. 초음파 영상과 히스토그램 영역 분할법

1. 초음파 영상 히스토그램 특징

일반적으로 초음파의 산란 현상에 의한 스펙클 패턴의 분포는 식 (1)의 Rayleigh 분포를 갖는 것으로 알려져 있다. 충분히 좁은 대역을 가진 신호일 때 각 phasor 진폭의

순시치는 Rayleigh 분포의 1차~수차 모멘트가 되는 것으로 알려져 있고 복합 스캐닝 동작(compound scanning motion)에 의해 획득된 영상에 있어서 스페클 패턴은 식(2)로 알려져 있다.

$$p(A) = \frac{A}{\phi} \exp\left(-\frac{A^2}{2\phi}\right) \quad (1)$$

$$p(A) = n \frac{A}{\phi} \exp\left(-\frac{A^2}{2\phi}\right) \left(1 - \exp\left[-\frac{A^2}{2\phi}\right]\right)^{n-1} \quad (2)$$

여기서 n은 독립적인 복합 스캐닝의 수이며, A는 진폭, $\phi = \frac{2 \times u}{\pi}$ 이고, u는 분포의 평균값이다. n=1일때, $P_{max}(A)$

의 확률 밀도 분포는 Rayleigh 분포를 갖고 n=5, n=20으로 증가 할수록 평균값은 증가되며 곡선의 완곡도(curve)는 점점 좁아지게 되는 한편, SNR은 증가하게 된다. 또한 이것은 가우시안(gaussian) 분포에 점점 근사하게 된다.

각 부분영역 히스토그램의 선형 합이 전체 히스토그램이 됨은 일반적 사실이다. 그것은 상호 배반적 사상수의 합과 같은 사상의 확률의 합은 개개의 사상의 확률의 합과 같다는 이론인 확률공리 3에서 증명될 수 있다.

본 논문에서 제안된 알고리즘들은 확률분포 종류에 의존하는 것이 아니라 임의의 분포를 갖는 부분 영역들의 전체합이 전체 영상의 확률분포라는 사실만 만족하면 적용 가능하다.

2. Otsu의 집단간 분산치 최대 문턱치 결정법

Otsu는 집단 분리도 측정법을 도입하여 집단간 분산치(BCV: between class variance)가 최대인 점을 문턱치로 선택하는 방법을 제안하였다.

$$BCV(K_1, K_2) = w_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + w_1(\mu_1 - \mu_T)^2 + w_2(\mu_2 - \mu_T)^2 \quad (3)$$

이때의 최적 절단 문턱치는 K_1^*, K_2^* 는 모든 가능한 K_1, K_2 중에 $BCV(K_1^*, K_2^*)$ 를 최대로 하는 K_1, K_2 값이 된다. 이 방법은 bimodal 히스토그램뿐만 아니라 unimodal 히스토그램에도 적용가능하며, 다중 절단에서도 사용 가능하다. 그러나 차수의 증가에 따라 계산량이 지수함수적으로 증가하고 문턱치의 정확도도 떨어진다.

본 논문에서는 Otsu의 4중 절단기법을 사용하여 제안 방법과 비교 분석하였다.

III. 제안한 알고리즘

1. 공간 평균필터링 효과

임의의 종류의 분포를 갖는 원 영상을 $\sqrt{n} \times \sqrt{n}$ 창 평균필터링한 영상의 전체 평균값은 원 영상의 평균값과 동일하고 분산은 $\frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ 로 줄어들며, n이 클때(n>30) 정규분포

를 갖는다는 것은 확률의 중심극한정리(central limit theorem)에 의해 증명된다. 이는 모의 실험을 통해서도 타당함이 입증되었다. 전체 영상이 다수의 부분영역으로 이루어

져 있고 각 부분영역이 평균값을 중심으로 임의의 형태의 확률 분포를 가졌을 때 전 영역의 공간 평균필터링 결과는 분산의 감소 함과 동시에 각 부분 영역의 평균값을 중심으로 히스토그램 빈도가 증가하여 극대점이 생기게 된다. 필터의 크기가 증가할수록 부분영역의 평균을 중심으로 히스토그램 빈도가 증가하나 필터의 크기보다 작은 영역들은 무시된다. 또한 계산시간의 증가로 필터의 크기를 증가 시켜 사용하는 데는 한계가 있다.

2. 제안한 알고리즘

256x256 크기의 원 영상을 7x7창 평균필터링을 위한 히스토그램과 원 영상의 3x3창 평균필터링 히스토그램의 차를 구한다. 매우 인접한 특징점 및 잡음의 영향을 줄이기 위하여 연속 3점 이상 양의값을 갖는 지점들의 중심값을 특징점으로 추출한다. 두개의 정규분포의 중간지점은 제1종 오류와 제2종오류의 값이 같은 지점이므로 특징점간의 중앙점을 문턱치로 선정한다. 선정된 문턱치는 원 영상의 스페클 영향을 줄이기 위하여 3x3창 평균필터링을 위한 영상에 적용하여 다중 영역분류의 결과를 얻는다. 이렇게 분류된 영상을 에지 연산자를 사용하여 에지를 찾거나 특정 부분의 강조를 할 수 있다.

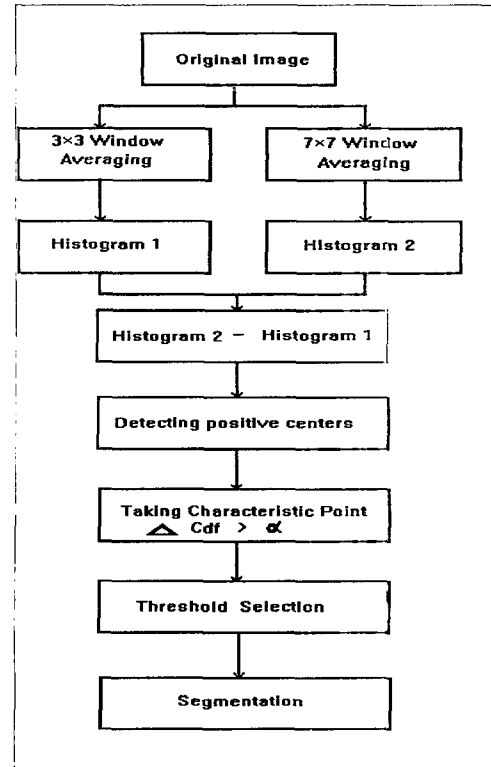


그림 1. 제안한 알고리즘의 블록도
Fig. 1. Block diagram of the proposed algorithm

IV. 실험결과 및 고찰

제안한 알고리즘의 기초가 되는 히스토그램 선형합성 및 평균필터링 효과를 실험적으로 검증하고, Otsu방법과 비

교 하여 영역 분류의 효율성과 정확성을 입증하고자 하였다. 그 결과는 제안 방법으로 영역분류된 영상이 일반 에지 연산자에 의해 정확하게 에지가 추출됨을 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 확인하였다.

Rayleigh 랜덤변수 발생기에 의해 평균, 분산, 면적비, 에지의 위치를 알고 있는 153×153 크기의 모의 초음파 모델링 영상과, 정상인으로부터 2.25MHz 표준 스캐너(standard phased array scanner: Meridian, IREX)에 의해 얻어진 심초음파 영상을 실험에 사용하였다. 그림 2의 (a)는 모델링 영상이며 사각형 안쪽의 영역부터 각각 평균이 20, 40, 60 및 80의 회색레벨 값을 갖고 면적비는 1 : 1 : 2 : 4가 되는 Rayleigh 분포를 갖는 영상이다.

표 1은 평균값이 60인 Rayleigh 분포 모델링 영상에 대한 창 크기에 따라 다른 평균과 분산값의 변화 결과이며 중심극한치 정리의 예측치와 일치함을 알 수 있다.

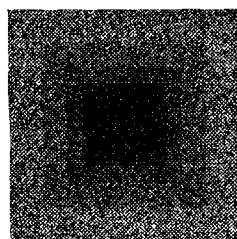
표 1. 평균 필터링 영향
Table 1. The effect of average filtering

		원영상	3×3창	5×5창	7×7창
평균	예측	60.76	60.76	60.76	60.76
	실험	60.52	60.06	60.09	60.10
분산	예측	31.9	10.6	6.3	4.6
	실험	32.0	10.7	6.5	4.5

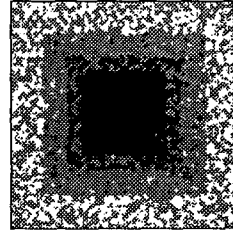
그림 2의 (e)로부터 7×7 평균필터링에 의해 모델링 영상 히스토그램의 특징점이 뚜렷이 나타남을 알 수 있다. 그림 2의 (b), (c)는 각각 4개의 영역으로 분류된 모델링 영상에 대해 Otsu 방법과 제안된 방법에 의해 검출된 세개의 문턱치중 첫번째와 두번째 문턱치에 의한 영역분류 결과이다. 두 방법에 의한 처리 결과의 정량적 분석을 위해 실제 각 부분 영역의 화소수에 대해 잘못된 판단된 화소수의 백분율인 영역 분할 오차율로 비교하였다. 표 2는 모델링 영상에 대한 Otsu 방법과의 오차율 결과이고 제안된 방법이 더 정확함을 알 수 있다. Otsu 방법은 내부 영역을 몇 개로 절단할 것인지에 대한 결정이 먼저 수반되어야 하나, 제안된 알고리즘은 문턱치 수에 관계없이 자동영역분류한다. 제안된 알고리즘은 계수 α 의 변화로 영역분류 수를 조정할 수 있다.

표 2. 오차율 비교
Table 2. Comparison of error rate

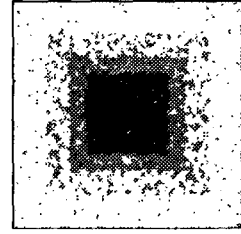
	영역1	영역2	영역3	영역4	전체
otsu방법	0.030	0.793	0.878	0.924	0.785
제안방법	0.033	0.567	0.626	0.663	0.553



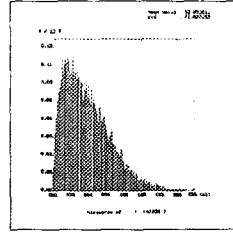
(a)



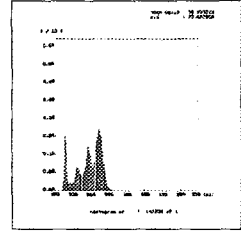
(b)



(c)



(d)



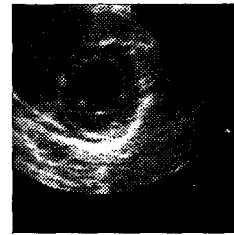
(e)

그림 2. 모델링 영상의 Otsu 및 제안방법 영역분할 결과
(a) 모델링 영상, (b) Otsu방법(TH:42,80),
(c) 제안방법(TH:28,51), (d) 원 영상 히스토그램,
(e) 7×7창 평균필터링 히스토그램

Fig. 2. The segmentation result of Otsu' and proposed method in modeling image

- (a) modeling image,
- (b) Otsu's result (Threshold:42, 80),
- (c) proposed result (Threshold:28, 51),
- (d) modeling image histogram,
- (e) histogram of 7×7window average filtering image

그림 3은 실제 초음파 영상에 대해 Otsu 방법과 제안 방법의 처리 결과이다. (a)는 심초음파 원영상을 나타낸 것이고, (b)는 Otsu방법, (c)는 제안방법의 결과중 하나이다.



(a)



(b)



(c)

그림 3. 초음파 영상의 Otsu 및 제안방법 영역분할 결과
(a) 원영상, (b) Otsu방법(TH : 52, 108),
(c) 제안방법(TH : 28, 41)

Fig. 3. The segmentation result of Otsu' and proposed method in echocardiographic images (a)original image, (b) Otsu' method(Threshold:52,108), (c) proposed method(Threshold:28, 41)

그림 4는 모델링 영상에 대한 에지추출의 결과이다. (a)는 Otsu 방법에 의한 Kirsh 연산자를 적용한 것이고, (b) 제안 방법에 의해 얻어진 문턱치 28일때 Kirsh 연산자를 적용한 결과이다.

그림 5의 (a)는 심초음파 영상에 대해 Otsu 방법에 의한 Kirsh 연산자를 적용한 것이고, (c)는 원영상을 3×3창 평균필터링한 후 히스토그램등화변환하여 Kirsh 연산자를 적용한 것이며, (b)와 (d)는 제안 방법의 문턱치 41에서 각각 Sobel과 Kirsh 연산자를 적용한 결과이다.

위 실험결과로부터 이론적 타당성이 검증되었음을 알 수 있으며, 영역 분류에 있어 Otsu 방법보다 계산시간 및 정확성이 향상되고, 기존의 일반적 에지검출 전처리 방법인 3×3창으로 평균필터링을 한 후 히스토그램등화 변환한 영상보다 제안방법에 의해 영역 분류된 영상이 에지 추출에 있어서 연속성이 뛰어나고 더 효과적임을 알 수 있다.

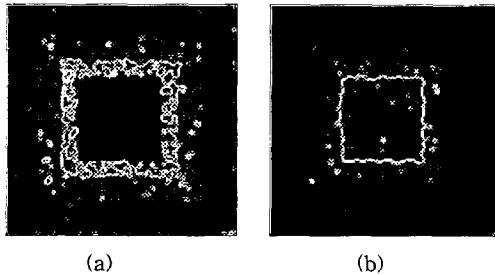


그림 4. 영역분류후 Kirsh연산자에 의한 에지 검출 (a) Otsu 방법(TH:42), (b) 제안방법 (TH:28)

Fig. 4. Edge detection after segmentation by Kirsh (a) Otsu' method(Threshold: 42), (b) proposed method(Threshold: 28)

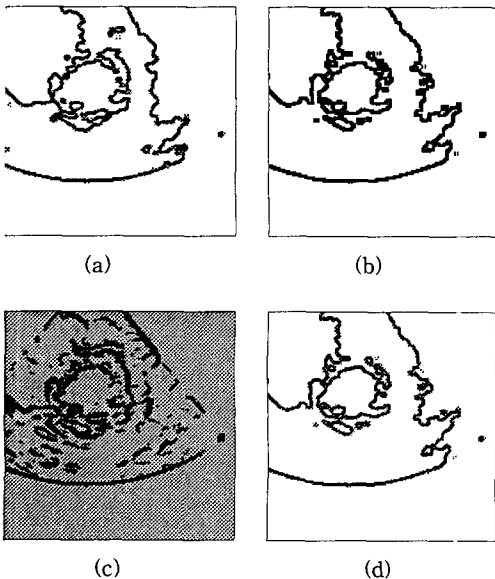


그림 5. 영역분류 후 Kirsh연산자에 의한 에지검출(b:Sobel) (a) Otsu 방법(TH:52), (b) 제안방법 (TH:41), (c) 3×3창 평균필터링후 히스토그램등화변환 (d) 제안방법(TH:41)

Fig. 5. Edge detection by Kirsh after segmentation of below ((b): by Sobel)

(a) Otsu' method(Threshold: 52),
(b) proposed method(Threshold: 41),
(c) 3×3window average filtering and histoequalization,
(d) Proposed method(Threshold: 41)

V. 결론

본 논문에서는 초음파 영상의 히스토그램분포가 Rayleigh 분포에 근사하다는 일반적 사실에 바탕을 두고 7×7창 평균필터링을 취한 영상의 히스토그램과 3×3창 평균필터링을 취한 영상의 히스토그램을 비교하여 특징점을 추출하고, 각 특징점의 중앙점을 문턱치로 자동 선정하는 알고리즘을 제안하였다. 제안한 방법을 심초음파 영상에 적용한 결과 짧은 시간에 정확하게 영역분류를 하였고 심실 에지 검출에도 효과적이었다.

특히 제안된 알고리즘은 히스토그램의 모양에 상관없이 각 영역의 회색레벨이 각기 다른 평균값을 중심으로 확률적으로 분포하고 있을때 각 영역 평균값 사이의 중간값을 다중문턱치로 자동적으로 설정해 준다. 제안된 방법은 배경 매질과 밀도차가 다른 균질적인 병변의 영역분류 및 윤곽선 추출에 효과적으로 응용할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. S. M. Collins, et al., "Computer-assisted edge detection in two dimensional echocardiography : Comparison with anatomic data," The American Journal of Cardiology, Vol. 53, pp. 1380-1387, May 1984.
2. A. Glasbey, "An Analysis of Histogram-Based Thresholding Algorithms," Graphical Model and Image Processing, Vol. 55, November 1993.
3. N. Otsu, "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics, Vol. SMC-9, January 1979.
4. J. N. Kapur, "A New Method for Gray-Level Picture Thresholding Using the Entropy of the Histogram," CVGIP, Vol. 29, pp. 273-285, 1985.
5. C. R. F. Wagner, et al., "Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans," IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. 30, May 1983.
6. C. B. Burckhardt, "Speckle in Ultrasound B-Mode Scans," IEEE Trans. on Sonics Ultrasonics, Vol. SU-25, January 1978.