

Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering

한국정보통신학회논문지 Vol. 23, No. 12: 1514~1519, Dec. 2019

퍼지 이진화를 이용한 IVUS 영상의 내막/외막 분할

김광백*

Segmentation of Intima/Adventitia of IVUS Image using Fuzzy Binarization

Kwang Baek Kim*

*Professor, Division of Computer Software Engineering, Silla University, Busan 46958, Korea

요 약

혈관내 초음파(IVUS)는 인간 관상 동맥의 혈관 벽 구조를 관찰하고 평가하는데 적용되는 영상이다. IVUS는 정기적으로 관상 동맥에서 죽상 동맥 경화 병변을 찾는 데 적용된다. 혈관 구조의 자동 분할은 관상 동맥 장애를 감지하는데 중요하다. 따라서 본 논문에서는 혈관 내 영상에서 퍼지 이진화 기법을 적용하여 효과적으로 내막/외막 영역을 추출하는 방법을 제안한다. 제안된 방법에서는 혈관을 탐색하기 위해 기본적으로 퍼지 이진화 기법을 적용하지만 픽셀 강도의 상이한 균질성을 갖는 경우에는 평균 이진화 기법을 적용한다. 우리는 퍼지 이진화 결과와 평균 이진화 결과를 IVUS 이미지와 차별화하여 혈관벽의 내부/ 외부를 감지하기에 효과적인 자동 분할 방법을 구현하였다. 제안된 방법의 구현 결과로부터 Intima-Media Thickness (IMT) 또는 대상 영역의 부피와 같은 중요한 통계를 쉽게 계산할 수 있도록 하였다.

ABSTRACT

IVUS is an intra-operative imaging modality that facilitates observing and appraising the vessel wall structure of the human coronary arteries. IVUS is regularly used to locate the atherosclerosis lesions in the coronary arteries. Auto-segmentation of the vessel structure is important to detect the disorder of coronary artery. In this paper, we propose a simple strategy to extract Intima/Adventitia area effectively using fuzzy binarization from intravascular images. The proposed method apply fuzzy binarization to find the adventitia but apply average binarization to locate the intima since they have different homogeneity of pixel intensity comparing with the environment. In this paper, we demonstrate an effective auto-segmentation method for detecting the interior/exterior of the vessel walls by differentiating the fuzzy binarization result and average binarization result from IVUS image. Important statistics such as Intima-Media Thickness (IMT) or volume of a target area can be easily computed from result.

키워드: 혈관내 초음파, 내막, 외막, 퍼지 이진화

Keywords: IVUS(Intravascular Ultrasound), Intima, Adventitia, Fuzzy Binarization

Received 31 August 2019, Revised 6 September 2019, Accepted 20 September 2019

* Corresponding Author Kwang Baek Kim(E-mail:gbkim@silla.ac.kr, Tel:+82-51-999-5052) Professor, Division of Computer Software Engineering, Silla University, Busan 46958, Korea

Open Access http://doi.org/10.6109/jkiice.2019.23.12.1514

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(http://creativecommons.org/li-censes/by-nc/3.0/) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

I. 서 론

관상 동맥질환은 관상동맥이 좁아져서 심장근육의 일부에 혈액 공급이 부족하여 발생하며 대표적으로 동맥 경화증으로 일어나는 협심증과 심장 근육의 허혈이지속되어 심근이 손상되는 심근경색증을 포함하는 질환이다[1,2,3]. 관상동맥질환의 유무는 심 초음파검사,핵의학영상, 관상동맥 CT 조영술, 혈관내 초음파 (Intravascular Ultrasound, IVUS)로 확인할 수 있다.

IVUS 영상이란 도뇨관(Catheter Probe)을 이용하여 혈관 내부를 초음파로 촬영하는 기술로서, 내막, 중막, 외막 총 3개의 막으로 이루어져 있으며, 각 층 사이 내막과 외벽으로 구성되어 있다. 관상동맥 풍선 확장술에 비해 스텐트 삽입술이 시술의 성공률이 높고 재협착을 감소시킨다는 발표가 된 이후에는 스텐트라는 그물망을 삽입하여 혈관을 확장시키고 협착 상태를 해소해주는 관상동맥 스텐트 삽입술이 급격히 증가되고 있다.

사람마다 혈관의 크기가 다르므로 심장병 전문 의사들은 스텐트의 크기를 육안으로 결정해야한다. 의사들의 주관적인 측정으로 인해 정확한 스탠트의 크기를 측정하기 어렵다. IVUS 영상을 이용하여 의사들이 필요로 하는 데이터를 자동적으로 외막과 내막의 윤곽선을 보여주고 넓이와 부피를 표시하여 진찰을 객관적으로할 수 있게 한다.

따라서 혈관내 초음파 영상에서 내막의 추출과 내막의 지름계산은 히스토그램 평활화(Histogram Equalization) 기법을 적용하여 명암 대비를 강조 한 후, Possibilistic C-Means(PCM)와 같은 클러스터링 기법을 적용하여 내막의 후보 영역을 추출하고 내막을 지름을 구할 수 있다. 그러나 내막 경계선과 외막 경계선 주위의 픽셀들의 차이가 매우 적어서 클러스터링 기법으로 양자화 할 경우에는 내막과 외막을 분류할 수 없는 경우가 발생하고 각막의 지름을 구하는 과정에서 큰 오차가 발생한다[4].

따라서 본 논문에서는 혈관내 초음파 영상에서 퍼지이진화와 평균 이진화를 적용하여 내막과 외막을 비교적 정확히 이진화하고 이진화된 각 막 영역에서 라벨링기법을 적용하여 각 내막과 외막을 추출한다. 추출한 내막과 외막 영역의 지름을 비교적 정확히 계산하여 실제지름에 대한 오차를 최소화하는 방법을 제안한다.

Ⅱ. 내막 및 외막 후보 영역 이진화

제안된 방법에서 내막의 후보 영역 추출은 IVUS 영상에서 히스토그램 평활화 기법을 적용하여 IVUS 영상의 히스토그램 분포를 균등하고 명암 대비를 강조한다. 히스토그램 평활화 기법이 적용된 영상에서 퍼지 이진화 기법을 적용한다.

영상의 이진화 방법(Image Binarization)은 평균 이진화와 최대값-최소값 이진화 등과 같이 영상 전체에 하나의 임계값만을 사용하는 전역적 이진화 방법(Global Binarization Method)과 관심 픽셀의 주변에 있는 픽셀들의 정보를 이용하여 픽셀 단위의 임계값을 설정하는적응적 이진화 방법(Adapted Binarization Method)으로 분류된다. 그러나 영상 이진화에서 배경과 객체간의 명암도 차이가 적은 영상에 적응적 이진화 방법을 적용할경우에는 구간마다 효율적인 임계값을 설정할수 없다. 그리고 영상의 명암도 분포가 양봉 특성이 아닌 영상에서 전역적 이진화 방법을 적용하는 경우에는 정보 손실이 많은 상태에서 이진화가된다.

초음파 영상(Ultrasonic Image)에서는 다양한 영역에 서 명암도 변화가 불규칙적이고, 또한 다양한 유형의 객 체가 존재하므로 임계값을 결정하는 과정에서 모호성 이 존재한다. 그리고 초음파 영상에서 각 픽셀이 가지고 있는 명암도 값은 퍼지 단함수(Fuzzy Gingleton)로 볼 수 있고, 이 때문에 임계값을 결정하기 위한 처리과정 역시 부정확성과 불확실성이 존재한다. 이와 같은 임계 값 결정의 부정확성과 불확실성 문제를 개선하기 위해 서 퍼지 이진화 방법(Fuzzy Binarization Method)이 제 안되었다[5]. 그러나 내막과 외막 영역을 이진화 하기 위해 삼각형 형태의 소속 함수 기반 퍼지 이진화 방법을 적용할 경우에는 내막과 외막간의 명암 대비가 낮아서 내막과 외막의 후보 영역을 추출하는 과정에서 손실이 많이 발생한다[6,7]. 따라서 명암 대비가 낮은 영상에서 객체의 정보 손실을 최대한 줄이기 위해 사다리꼴 형태 의 소속 함수를 적용한 후, α_cut 값을 퍼지 논리 연산 자를 적용하여 동적으로 조정하고 조정된 $lpha_cut$ 값을 이용하여 이진화의 기준이 되는 임계 구간을 설정한다.

본 논문에서 적용한 사다리꼴 형태의 소속 함수는 그림 1과 같다[2]. 그림 1과 같이 사다리꼴 형태의 소속 함수의 구간을 네 개의 값 P_{\min} , P_{midL} , P_{midR} , P_{\max} 으로

설정한다. 그림 1에서 P_{midL} 과 P_{midR} 은 각각 사다리꼴 상변의 좌측 꼭짓점과 우측 꼭짓점을 의미한다.

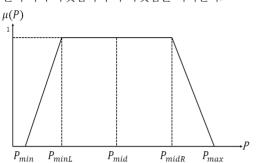


Fig. 1 Trapezoid type membership function

그림 1과 같은 사다리꼴 형태의 소속 함수에서 4개의 구간을 설정하는 과정은 다음과 같다. 사다리꼴 타입의 소속 함수 구간의 중심에 해당하는 P_{mid} 를 식 (1)과 같이 계산한다. 식 (1)에서 h(P)는 명암도 값 P의 히스토 그램 값이고 w와 h는 각각 영상의 길이와 높이를 의미 한다.

$$P_{mid} = \sum_{G=0}^{255} h(P) / (h \times w) \tag{1}$$

 P_{\min} 는 그레이로 변환된 영상의 최소값으로 설정하고 P_{\max} 는 식(2)과 같이 설정한다.

$$P_{\text{max}} = 2 \times P_{mid} \tag{2}$$

그림 1과 같은 소속 함수에서 상변의 양 끝점에 해당하는 명암도 값 P_{midL} 과 P_{midR} 은 각각 식 (3) 및 식 (4)와 같이 계산한다. 식 (3)과 (4)에서 V_{\max} 는 영상 내에서 최대 명암도이고 V_{\min} 는 영상 내에서 최소 명암도이다.

$$P_{midL} = P_{mid} - \left| P_{mid} - \left(\frac{V_{\text{max}} + V_{\text{min}}}{2} \right) \right| \tag{3}$$

$$P_{midR} = P_{mid} + \left| P_{mid} - \left(\frac{V_{\text{max}} + V_{\text{min}}}{2} \right) \right| \tag{4}$$

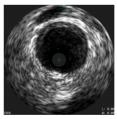
사다리꼴 소속 함수 구간 $[P_{\min}, P_{midL}, P_{midR}, P_{\max}]$ 를 이용하여 영상의 각 명암도 값에 대한 소속도를 계산한다. 계산된 소속도를 기반으로 영상을 이진화하기 위해 α_{-cut} 을 이용하여 임계 구간을 설정한다. 본 논문에서는 α_{-cut} 을 퍼지 합 접속 연산자를 이용하여 설정한

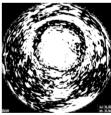
다. 퍼지 합 접속 연산자는 연산자의 입력 중에서 값이 가장 큰 것보다 연산 결과가 작지 않은 성질을 갖는 연 산자이고 영역은 [maxi(x1,x2), umax(x1,x2)]의 범위를 갖고, 정보 융합 시 낙관적인 성향을 나타내는 연산자이 다[8]. 가장 대표적인 "max" 연산은 합 접속 연산자 중에 가장 비관적인 연산자이고, 합 연산자의 정의는 co-norm 의 정의와 동일하기 때문에 발생 함수(generating function) 에 따라 무수히 많은 합 연산자의 정의가 가능하다. 또 한 이들 합 접속 연산자에는 파라미터를 가지고 있기 때 문에 입력의 최대치와 1 사이의 영역에서 출력 값을 조 정할 수 있는 일군의 연산자가 정의되기도 한다. 따라서 본 논문에서는 α_{-cut} 을 설정하기 위해서 총체화된 값 이 모든 입력 중 가장 큰 값보다 연산 결과가 작지 않은 성질을 갖는 연산자로서, Yager의 퍼지 합 접속 연산자 를 적용한다. 따라서 식 (5)와 같이 V_{\max} 와 V_{\min} 의 평균 값과 P_{mid} 값을 이용하여 정규화하는 δ 를 구하고 식 (6) 과 같이 Yager의 퍼지 합 접속 연산자를 적용하여 $\alpha_{-}cut$ 을 설정한다.

$$\delta = \frac{(P_{mid} + (V_{max} + V_{min})/2)}{255} \tag{5}$$

$$\alpha_{-}cut = Min (1, \sqrt{(\delta(t) + 0.5)^2 + (\delta(t - 1) + 0.5)^2})$$
(6)

그림 1과 같은 소속 함수에서 계산된 소속도와 식(6) 과 같은 $\alpha_{-}cut$ 을 적용하여 영상을 이진화한다. 퍼지 이 진화를 적용한 결과는 그림 2와 같다.





(a) IVUS Image

(b) Fuzzy binarization

Fig. 2 Fuzzy binarization example

퍼지 이진화 된 외막의 영역은 IVUS 영상에서 평균 이진화 기법을 적용하여 외막의 영역을 추출한다. 평균 이진화를 적용한 결과는 그림 3과 같다.

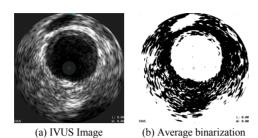


Fig. 3 Average binarization example

Ⅲ. 내막과 외막 추출

내막과 외막이 각각 이진화 된 영상에서 최종적으로 내막과 외막 영역을 추출하기 위해 라벨링 기법을 적용한다. 라벨링 기법은 탐색을 하면서 픽셀의 값이 255인 픽셀을 찾으면 그 픽셀을 시작으로 연결되어 있는 픽셀에 Label을 붙여 객체마다 그룹 단위 영역으로 표시하는 기법이다. 본 논문에서는 객체를 그룹 단위로 라벨링 한후, 중앙에서 가장 큰 객체가 내막과 외막 영역이라는 형태학적 정보를 이용하여 내막과 외막 영역을 그림 4와 같이 추출한다.

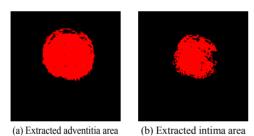


Fig. 4 Intima and adventitia extraction by labeling

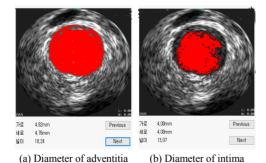


Fig. 5 Diameter calculation of Intima and adventitia

라벨링 기법이 적용된 영상에서 50픽셀이 1mm인 정보를 이용하여 수평과 수직 의 길이 중에서 가장 긴 것을 지름으로 설정하여 그림 5와 같이 내막과 외막의 지름을 계산한다.

Ⅳ. 실험 및 결과 분석

본 논문에서는 제안한 방법을 Intel(R) Core(TM) i5-3210M CPU @ 2.50GHz 와 8.00GB RAM이 장착된 PC상에서 Visual Studio 2017 C#으로 구현하여 실험하였다. 제안된 방법을 혈관내 초음파 영상을 대상으로 실험하여 내막과 외막 영역을 추출하고 각 막의 지름을 계산한다.

그림 6은 퍼지 이진화 기법과 평균 이진화 기법을 적용하여 내막과 외막의 영역을 이진화하고 Labeling 기법을 적용하여 내막과 외막 영역을 추출한 결과이다. 그림 6에서 알 수 있듯이 제안된 방법으로 내막과 외막이 정확히 추출되어 내막과 외막 영역에서 지름을 구한 결과가 비교적 정확하게 나타난 것을 확인할 수 있었다.

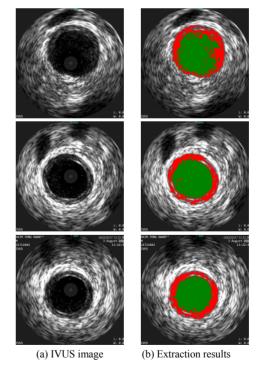


Fig. 6 Extraction of intima and adventitia

그림 7은 PCM 클러스터링 기법을 적용한 방법과 제안된 방법 간의 내막과 외막의 분할 결과를 비교한 것이다. 히스토그램 평활화 기법과 PCM 클러스터링 기법을 적용하여 내막과 외막의 영역을 추출할 경우에는 내막과 외막간의 명암도 차이가 매우 적어서 전형도가 민감하게 반응하였다. PCM을 적용하여 외막을 추출할 경우에는 그림 7(b)와 같이 전형도 차이가 나타는 다른 영역이 추출되는 경우가 발생하였다. 그러나 퍼지 이진화 기법을 적용할 경우는 내막과 외막 간의 명암도 차이가 적어도 동적으로 소속 함수 구간을 설정하고 유사성이 높은 픽셀들의 소속도를 기반으로 α_{-cut} 을 설정하기 때문에 내막과 외막이 그림 7(d)와 같이 비교적 정확히 분할되었다.

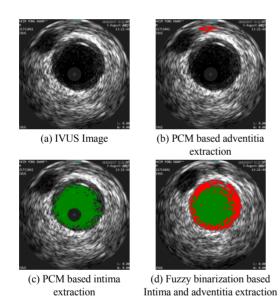


Fig. 7 Comparison of PCM and fuzzy binarization techniques

Ⅴ. 결 론

IVUS 영상에서 내막과 외막을 추출하는 방법으로는 히스토그램 평활화 기법과 PCM 클러스터링 기법을 적용하여 영상에서 내막과 외막 영역을 추출하여 지름을 구하는 방법이 제안되었다. 그러나 실험에서도 알 수 있듯이 내막과 외막간의 명암도 차이가 적은 IVUS 영상에 PCM을 적용할 경우에는 전형도가 민감하게 반응하여 외막 영역이 추출되지 않은 경우가 발생하였다. 따라

서 이러한 문제점을 개선하기 위하여 본 논문에서는 IVUS 영상에서 퍼지 이진화 기법을 이용하여 내막과 외막 추출하는 방법을 제안하였다. 제안된 내막과 외막 의 추출 방법은 IVUS 영상에 히스토그램 평활화 기법을 적용하여 영상의 명암대비를 강조한 후, 퍼지 이진화기법을 적용하여 내막의 영역을 추출하고 평균 이진화기법을 사용하여 외막의 영역을 추출한 후, 내막과 외막의 영역에 라벨링 기법을 적용하여 최종적으로 내막과외막의 지름을 계산하였다.

향후 연구 방향은 제안된 방법으로 외막과 내막을 추출하여 지름을 계산한 결과와 전문의와의 오차를 비교 분석할 것이고 일부 IVUS 영상에서 외막의 영역의 정 보가 부분적으로 손실되는 것을 개선하기 위하여 비선 형 퍼지 소속 함수 기반 퍼지 이진화 기법에 대해 연구 할 것이다.

REFERENCES

- [1] A. Taki, Z. Najafi, A. Roodaki, S. K. Starehdan, R. A. Zoroofi, A. Konig, and N. Navab, "Automatic segmentation of calcified plaques and vessel borders in IVUS images," International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, vol. 3, no. 3-4, pp. 347-354, 2008.
- [2] T. Ma, B. Zhou, T. K. Hsiai, and K. K. Shung, "A review of intravascular ultrasound-based multimodal intravascular imaging: the synergistic approach to characterizing vulnerable plaques," *Ultrasonic imaging*, vol. 38, no. 5, pp. 314-331, 2016.
- [3] B. Wang, J. L. Su, J. Amirian, S. H. Litovsky, R. Smalling, and S, Emelianov, "Detection of lipid in atherosclerotic vessels using ultrasound-guided spectroscopic intravascular photoacoustic imaging," *Optics express*, vol. 18, no. 5, pp. 4889-4897, 2010.
- [4] A. Suryadibrata and K. B. Kim, "Ganglion Cyst Region Extraction from Ultrasound Images Using Possibilistic C-Means Clustering Method," *Journal of the Korea Institute* of Information and Communication, vol. 15. no. 1, pp. 49-52, Mar. 2017.
- [5] H. S. Woo and K. B. Kim, "Improved Fuzzy Binarization Method with Trapezoid type Membership Function and Adaptive a_cut," *Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering*, vol. 20, no. 6, pp. 1049-1054, Jun. 2016.

- [6] K. B. Kim, "ART2 Based Fuzzy Binarization Method with Low Information Loss," *Journal of The Korea Institute of Information and Communication Engineering*, vol. 18, no. 6, pp. 1269-1274, Jun. 2014.
- [7] Y. ZHANG and L. WU, "Fast Document Image Binarization Based on an Improved Adaptive Otsu's Method and Destination Word Accumulation," *Journal of Computational Information Systems*, vol. 7, no. 6, pp. 1886-1892, Jun. 2011.
- [8] K. B. Kim, "Passport Recognition using Fuzzy Binarization and Enhanced Fuzzy RBF Network," *Journal of Korean Institute of Intelligent Systems*, vol.14, issue. 2, pp.222-227, April, 2004.



김광백(Kwang Baek Kim)

1999년 부산대학교 전자계산학과 졸업(이학박사)

1997년~현재 : 신라대학교 컴퓨터소프트웨어공학부 교수

1999년~2000년 : Biomedical Fuzzy Systems Association, Editor, Japan

2009년 : Journal of Digital Imaging (Springer: SCI), Guest Editor

2013년 : International Journal of Computational Vision and Robotics(SCOPUS), Guest Editor 2013년 : International Journal of Information and Communication Technology(SCOPUS), Guest Edit

2014년~현재 : Open Computer Science Journal, Editor.

2012년~현재: 한국지능정보시스템학회 편집위원

2013년~현재: International Journal of Intelligent Information Processing(SCOPUS), Editor

2015년 : Computational Intelligence and Neuroscience(SCIE), Lead Guest Editor

2016년~2017 : 한국정보통신학회 회장

2016년~현재 : The International Journal of Fuzzy Logic and Intelligent Systems(SCOPUS), Associate Editor

※ 관심분야: 심층 신경망, 딥러닝, 기계 학습, 퍼지 논리, 의료 영상 처리, 컴퓨터비전