
Fuzzy 기법을 이용한 관상동맥영상의 에지추출

김성후* · 이주원** · 김주호* · 이한욱*** · 정원근**** · 이건기*****

Edge Extraction using Fuzzy Techniques in Coronary Artery Image

Seong-hu Kim* · Ju-won Lee** · Joo-ho Kim* · Han-Wook Lee*** · Won-Geun Jung**** · Gun-ki Lee*****

요 약

관상동맥 중재술은 관상동맥 조영술과 동시에 치료를 시행하는 방법으로 심도관 검사의 핵심으로 자리잡았다. 관상동맥중재술 시에는 혈관의 협착지점에 스텐트를 삽입하여야 하기 때문에 혈관의 손상이나 파열에 주의하여야 한다. 이에 시술자는 혈관의 손상이나 파열의 문제를 해결하기 위해 혈관의 경로를 정확하게 인식하여야 한다. 하지만 영상의 화질에 따른 문제들로 인하여 혈관의 경로추출에 오류를 범할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 영상의 화질에 영향을 미치는 영상잡음에 대한 성능평가를 위하여 전처리 과정으로 미디언 필터링을 실시하였고 비교 실험을 위해 소벨 에지 추출 기법을 이용하여 퍼지 에지 추출 기법의 성능을 실험하였다. 그 결과 미디언 필터링을 적용한 퍼지 에지추출 기법의 영상이 잡음 제거와 신호의 검출 성능이 우수하게 나타났다.

ABSTRACT

Coronary Intervention treatment has become the core that is the test of cardiac catheterization to conduct treatment with Coronary Arteriography. Operators must be careful in Coronary Intervention treatment because the stent is inserted into the point of narrowing of blood vessel. So, the operator must correctly recognize the path of blood vessel to deal with the problems which are damages and ruptures of blood vessel, and there would be some errors of finding the path of blood vessel by bad quality of the image. Therefore in this paper, median filtering is conducted by preprocessing to evaluate the performance of the effect of noise of the image that affects quality of the image and Fuzzy Edge Extraction Techniques is tested by using Sobel Edge Extraction Techniques to compare the performance with The Fuzzy Edge Extraction Techniques. In result, the performance, removing the noise and extracting the signal of Fuzzy Edge Extraction Techniques using median filtering, demonstrates the superiority.

키워드

퍼지 에지, 경피적 관상동맥 중재술, 미디언 필터링, 소벨 에지

Key word

fuzzy edge, percutaneous coronary intervention, median filtering, sobel edge

* 정회원 : 경상대학교병원 영상의학과
** 종신회원 : 안동과학대학 의료공학과
*** 정회원 : 경상대학교 전자공학과
**** 정회원 : 한국국제대학교 전기에너지공학과
***** 정회원 : 경상대학교 전자공학과 (교신저자, gklee@gnu.ac.kr)

접수일자 : 2011. 12. 05
심사완료일자 : 2012. 02. 02

I. 서 론

심근경색증은 관상동맥에 생긴 혈전에 의해 심장근육에 공급되어야 할 혈액이 완전히 차단되어 심장근육의 일부가 죽고 기능이 저하되는 질환이다. 더욱이 기능을 잃어버린 심장근육의 부위가 큰 경우에는 생명까지도 위협 할 수 있어 심근 경색증은 매우 신속한 치료가 필요한 질환이다. 더욱이 심근경색증은 발병 후 일정한 시기가 지난 후에는 심장근육의 기능을 되살릴 수 없어 발생 즉시 병원으로 후송하여 치료를 받아야 한다. 관상동맥은 협착된 기간이 길수록 되살릴 수 있는 심장근육의 양은 적어지므로 심근경색증의 진단과 치료는 가능한 빨리 이루어져야 한다. 진단과 치료를 위해서는 혈관에 풍선이나 스텐트를 삽입하여 막힌 혈관에 신선한 피를 공급해 줄 수 있는 경피적 관상동맥 중재술(Percutaneous coronary intervention, PCI)이 있다[1].

관상동맥 중재술은 경피적 경로를 통해 관상동맥의 기시부에 카테터를 위치시킨 후 조영제를 주입하면서 관상동맥의 해부학적 구조를 촬영하여 진단하고 관상동맥 조영술과 동시에 치료를 하는 방법으로써 심도관검사의 핵심으로 자리 잡았다.

특히, 관상동맥 중재술은 조영술 후, 혈관의 협착지점에 정확히 스텐트를 삽입시켜야 하기 때문에 삽입시 혈관의 손상이나 과열에 주의하여야 한다. 따라서 시술자는 혈관의 경로를 주의 깊게 관찰하여야 하며 이런 문제를 해결하기 위한 방법으로서 혈관의 경로를 정확하게 인식할 필요가 있다. 이에 최근 혈관 추출에 관한 연구가 활발히 진행되고 있으나 이러한 방법들은 영상의 선명도와 화질, 환자의 요인(주변의 뼈, 근육 등)에 따라서 영상 내 잡음의 수준이 현저히 차이가 나타남으로 인해 혈관의 경로추출에 오류를 범할 수 있다.[2]

따라서 본 논문에서는 이러한 영상내의 배경잡음이 혈관의 경로추출에 미치는 영향을 비교하기 위해서 미디언 필터링(median filtering)을 적용하기 전과 적용한 후에 퍼지 에지 추출기법을 이용하여 혈관의 경로를 추출하였다. 또한 퍼지 에지 추출기법의 성능평가를 위해 영상의 에지추출에 많이 이용되는 sobel 에지 추출기법을 적용하여 비교 실험을 하였다.

II. 제안된 알고리즘

본 연구에서는 관상동맥 조영영상을 통해 혈관의 에지를 추출하여 협착부위를 인식한 후, 협착 부위에 스텐트를 삽입하기 위해 영상의 배경잡음이 혈관의 경로추출에 미치는 영향을 비교하기 위한 영상처리 알고리즘을 제안한다. 제안된 알고리즘의 처리과정은 그림 1 과 같다.[6][7][8]

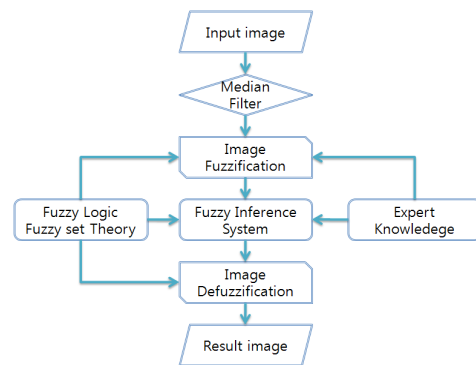


그림 1. 퍼지 영상처리 구성도

Fig. 1 The structure of fuzzy image processing

이 영상처리 과정을 세부적으로 설명하면, 첫 번째 단계에서는 $X \times Y$ 크기의 관상동맥 조영영상 $I(x,y)$ 를 입력 받는다.

두 번째 단계에서는 관상동맥 조영영상에서 미디언 필터링을 적용하였다. 미디언 필터링은 한 영상의 화소들에 대하여 임의의 크기 커널을 슬라이딩하면서 오름차순으로 커널 안에 있는 화소들에 대하여 순위를 파악하는 방법으로 수행된다. 중간에 해당하는 화소 값은 커널의 중심에 대응하는 출력영상의 위치에 채워진다. 중심 값이 선택되기 때문에 미디언 필터의 커널이 가진 화소의 수는 홀수개가 된다. 미디언 필터링의 기본함수는 매우 뚜렷한 밝기를 가진 점들이 그들의 이웃화소들과 유사하도록 만들어서 돌출되는 화소 값을 제거하는 것으로 필터링 후의 영상이 더 흐려진것을 볼 수 있다.[3]

제안된 에지추출 기법의 성능비교 분석을 위한 sobel 에지 추출기법은 에지 추출의 가장 대표적인 1차 미분 연산자 중 하나로서 돌출된 화소값을 비교적 평균화함으로 잡음에 대체적으로 강하며 수직과 수평 방향 에지보다 대각선 방향 에지에 더 민감하게 반응하므로 관상

동맥 조영영상에서의 에지추출에 더 적합할 것으로 판단하여 비교 실험에 사용하였다. [4]

세 번째 단계에서는 그림 2에서와 같이 식(1)을 이용하여 45도마다 각 8방향의 M_p 를 세 지점으로 정하고 식(2)와 같이 연속적인 세 지점을 나타낸다. 그 후, 식(3)와 같이 합을 구하고 0~255사이의 값으로 나타내기 위하여 평균을 취해 M_q 으로 나타낸다. 다음으로 식(4)와 같이 각 M_q 의 원점대칭성분을 구한 후에 G_u 같이 나타내고 이를 식(5), 식(6)의 맘다니(Mamdani) 추론방법을 이용하여 영상을 비퍼지화한다.

$$m_p = y_x \sin(p45^\circ) \quad (p = 1 : 8) \quad (x, y = 1 : 3) \quad (1)$$

$$m_{py_i} = y_{x,i} \sin(p45^\circ) \quad (i = 1 : 3) \quad (2)$$

$$M_q = \left(\sum_{i=1}^3 m_{py_i} \right) / 3 \quad (3)$$

$$G_q = M_q - M_{q+4} \quad (q = 1 : 4) \quad (4)$$

$$u_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^c \left(\frac{\|x_i - c_j\|}{\|x_i - c_k\|} \right)} \quad (5)$$

$$J_m = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^C u_{ij}^m \|x_i - c_j\|^2, 1 \leq m < \infty \quad (6)$$

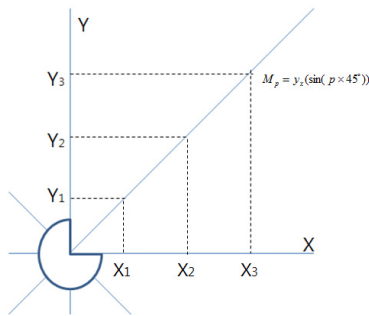


그림 2. 퍼지 추론 시스템
Fig. 2 fuzzy inference system

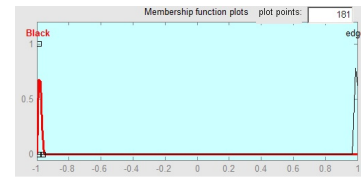
퍼지 영상처리기법은 영상 처리를 대표하고 이해하는 퍼지 집합과 같은 모든 접근 방식의 집합체이다. 퍼지 영상처리는 퍼지화(fuzzification), 소속 함수 값의 변경(modification of membership values), 영상의 비퍼지화(defuzzification)와 같이 3단계로 구성된다. 퍼지화와 비퍼지화는 퍼지 기법과 영상 처리를 가능하게 만드는 단계이다. 퍼지 영상 처리의 주요 능력은 소속 함수 값을

변경하는 단계에 있다. 그리고 영상 데이터는 적절한 퍼지 기법으로 소속 함수 값을 수정하여 그레이 레벨에서 소속 함수 퍼지화로 변환된다.

네 번째 단계에서는 그레이 레벨 0과 255사이 에 있는 영상을 분석하기 위해 G_u 의 값을 토대로 입력 영상과 8비트로 양자화(quantization)된 비퍼지화 후의 출력영상의 관계를 소속 함수 값으로 그림 3(a)와 같이 나타낸다. 퍼지 집합은 각 변수의 농도를 나타내기 위한 것이다. 이러한 설정은 언어적 변수인 블랙과 에지로 나타낸다. 입력과 출력에 관련된 퍼지 집합에 대한 채택된 소속 함수는 그림 3(b)와 같다.



(a)



(b)

그림 3. 소속 함수
(a) 입력함수 (b) 출력함수
Fig. 3 Membership functions
(a) Membership function of input
(b) Membership function of output

퍼지규칙을 구현하기 위해 적용된 기능인 “and”와 “or” 오퍼레이터는 각각 최소 및 최대 기능을 한다. 맘다니 방법은 비퍼지화의 절차로서 선택되고 이는 입력 데이터를 각각의 추론 규칙을 적용하여 얻은 퍼지 집합의 추가 기능을 통해 나타낸다. 시스템의 출력은 소속 함수의 결과에 따라 계산된다. 출력에서 두 가지 소속 함수의 값은 흑색과 영상의 에지로 분리되도록 설계되었다.

추론 규칙은 8개의 이웃한 그레이 레벨 화소의 가중치가 블랙인지 또는 화이트인지에 의존한다. 이러한 규칙의 장점은 영상에서 직접 처리하여 모든 에지를 추출하는 능력이다.

I-2 J-2	I-2 J-1	I-2 j	I-2 J+1	I-2 J+2
I-1 J-2	I-1 J-1	I-1 j	I-1 J+1	I-1 J+2
I J-2	I J-1	I j	I J+1	I J+2
I+1 J-2	I+1 J-1	I+1 j	I+1 J+1	I+1 J+2
I+2 J-2	I+2 J-1	I+2 j	I+2 J+1	I+2 J+2

(a)

Rule	State	Output
1	G_1 & G_2 & G_3 is White G_4 is Black	edge
2	G_1 & G_2 & G_4 is White G_3 is Black	edge
3	G_1 & G_3 & G_4 is White G_2 is Black	edge
4	G_2 & G_3 & G_4 is White G_1 is Black	edge
5	G_1 & G_2 & G_3 & G_4 is White	edge

(b)

그림 4. 각각의 G_u 의 5규칙

(a) 5x5 플로팅 마스크 (b) 퍼지 규칙
Fig. 4 each another 5 rules of G_u
(a) Floating mask 5x5 (b) Fuzzy Rule

처리된 영상의 모든 화소는 각 화소의 이웃화소를 분석하는 것이다. 각 화소의 상태는 모두 그레이 레벨을 스캔할 수 있는 그림 4(a)와 같이 5x5 마스크를 사용하여 결정된다. 그리고 그림 4(b)처럼 5개의 규칙은 G_u 의 대칭인 라인을 다루며 경계값의 기준 이상일 경우에만 체크 또는 마스크의 화소를 중심으로 하여 에지로 체크한다.

결과 영상은 블랙과 화이트의 영역을 구분하는데 기여한다. 퍼지 구조의 측면에서, 입력 그레이는 0~255의 그레이 명암 분포를 가진다.

마지막으로 비퍼지화에 따라 퍼지 추론 시스템(Fuzzy Inference System)의 출력은 0~1사이에서 값이 다시 제공된다. 그리고 블랙과 에지로 감지된다. 제안된 실험의 결과영상은, G_u 의 대칭인 성분의 차가 0~10사이의 그레이 레벨 값은 블랙임을 의미하고 11~255사이의 그레이 레벨 값은 에지임을 의미한다.

III. 실험 및 결과

본 연구에서 제안된 협착 부위에 스텐트를 삽입하기 위해 영상 내의 배경잡음이 혈관의 경로추출에 미치는 영향을 비교 평가하기 위해 실제 환자의 혈관 조영영상을 토대로 성능을 평가하였고, 그 결과 각각의 방법에서 출력된 영상은 그림 5과 같다. 그림 5에서 원 영상(그림 5(a))은 512x450 크기로 변환한 후 실험에 사용하였다. 그림 5(b)는 원 영상을 미디언 필터링을 시행한 영상으로 매우 뚜렷한 밝기를 가진 점들이 그들의 이웃화소들과 유사하도록 만들어서 돌출되는 화소 값을 제거하는 것으로 필터링 후의 영상이 더 흐려진 것을 볼 수 있다.

그림 5(c)는 미디언 필터링을 시행하지 않고 sobel 기법을 이용하여 에지를 추출한 영상으로 배경 잡음 등의 이유로 거의 대부분의 혈관이 에지가 끊겨 나타나며, 그림 5(d)는 미디언 필터링을 시행한 영상에 sobel 기법을 이용하여 에지를 추출한 영상으로 배경 잡음이 많이 줄어들었으나 대부분의 혈관의 에지가 끊겨 나타난다.

그림 5(e)는 미디언 필터링을 시행하지 않고 fuzzy 기법을 이용하여 에지를 추출한 영상으로 잡음의 영향으로 인해 혈관을 깨끗하게 표현되지 못하고 혈관 내에 잡음이 나타난다. 혈관의 일부는 끊겨 나타나지만 에지를 잘 표현한다. 그림 5(f)는 최종적으로 미디언 필터링을 시행한 영상에 fuzzy 기법을 이용하여 에지를 추출한 영상이다. 배경 잡음 및 혈관내 잡음이 줄고 미디언 필터링을 하지 않은 영상에 비해 혈관이 선명히 보이지만 혈관이 일부분 끊겨 나타난다.

그림 5의 (c)~(f) 영상에 대한 에지의 표현 및 배경과 혈관 내 잡음을 비교 평가하기 위해 각각의 영상에서 에지의 픽셀 수, 배경 잡음 및 혈관 내 잡음의 픽셀 수를 각각 구하여 성능을 평가하였다.

검출 성능의 평가 방법은 총 픽셀 수(N_{TP}), 에지의 픽셀 수(N_{EP})와 배경 잡음의 픽셀 수(N_{BNP}) 및 혈관 내 잡음의 픽셀 수(N_{VNP})를 배경 잡음에 대한 에지의 백분율 $N_{EP}/N_{BNP} \times 100$ 과 혈관 내 잡음에 대한 에지의 백분율 $N_{EP}/N_{VNP} \times 100$ 를 산출한 후 평가하여 표 1에 나타내었다.

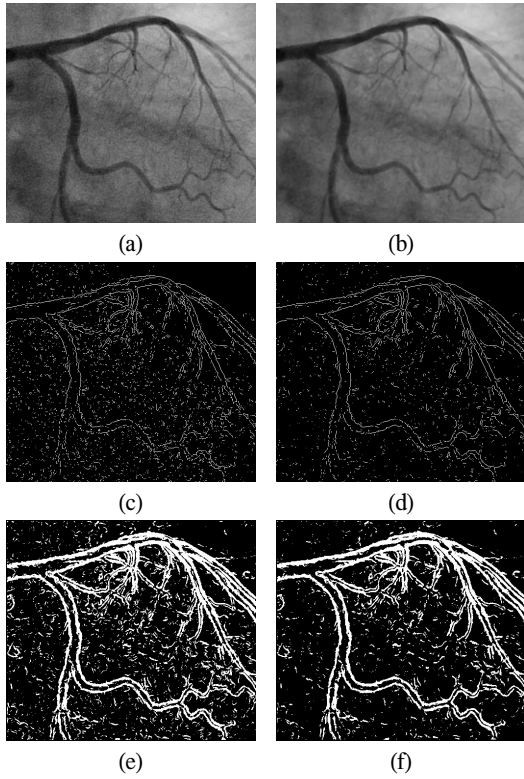


그림 5. 제안된 알고리즘에 의한 영상 처리 결과
 (a) 원 영상 (b) 미디언 필터 영상 (c) 소벨 영상
 (d) 미디언 필터 처리된 소벨 영상 (e) 퍼지처리 영상
 (f) 미디언 필터 처리된 퍼지 영상

Fig. 5 The proposed algorithm, the result of processing by the image. (a) original image (b) median filtering image (c) sobel without median image (d) sobel with median image (e) fuzzy without median image (f) fuzzy with median image

표 1의 결과에서 원영상의 검출된 에지의 픽셀수는 실제 임상에서 혈관 영상처리 작업을 하는 전문가의 도움을 받아 에지의 픽셀수를 계산하였고 복수개의 픽셀이 에지를 구성할 경우, 하나의 에지만을 선택하였다. 결과적으로 sobel 에지 추출 기법은 평균 약 77.5%의 검출 성능과 배경잡음에 대한 SNR이 평균 2.39를 나타내었고, 반면에 fuzzy 에지 추출 기법은 평균 95.4%의 검출 성능과 배경잡음의 SNR이 평균 11.05을 나타내어 fuzzy 에지 추출 기법과 미디언 필터에 의해 영상의 질이 향상된 것을 확인하였다.

표 1. 검출 성능 평가결과
 Table. 1 Results of detection performances

Case	original	sobel		fuzzy	
median filtering		unused	used	unused	used
pixel	230400	230400	230400	230400	230400
edge	16173	12450	12630	15303	15557
back ground noise	·	8013	3900	1799	1144
blood vessel noise	·	2166	1821	101	17
detect rate	·	76.98	78.09	94.62	96.19
back ground SNR	·	1.55	3.24	8.51	13.60
blood vessel SNR	·	5.75	6.94	151.51	915.12

IV. 결 론

본 연구에서는 관상동맥 조영영상의 효과적인 잡음 제거를 통해 혈관의 에지를 추출하고 스텐트의 삽입 경로를 시술자에게 제공할 수 있는 알고리즘을 제안하였다. 제안된 알고리즘의 성능 평가를 위해 실제 환자의 영상을 토대로 각각의 실험 평가를 한 결과, 미디언 필터링을 이용한 fuzzy 에지 추출에서의 에지픽셀 수가 96.19%의 검출 성능을 보였다.

기존에 심근 경색증의 치료를 위해 시행되는 관상동맥 중재술에서는 환자의 혈관구조와 시술방법에 따라 사용되는 스텐트의 종류가 다양하여 적합한 스텐트를 선택하는 것에 많은 어려움이 있었다. 시술자의 경험에 의해서만 스텐트가 선택되어지기 때문에 경험이 부족하거나 정상적인 혈관 구조가 아닌 경우 스텐트의 삽입에 실패하는 등의 이유로 환자의 생명이 위험해지거나 경제적 부담이 뒤따르게 된다. 따라서 본 연구에서 제안된 기법을 혈관 조영영상에 적용하면 위험부담도 줄이고, 보다 안정적인 시술이 가능할 것이다.

향후 연구 방향은 영상 내에 포함된 잡음을 효과적으로 제거하여 배경 영상보다 혈관 영상을 강화시키는 알고리즘 개발하여야 한다. 또한 퍼지처리기법을 적용할 시에는 각방향의 평균을 이용한 검출방법의 특징인 복수의 신호 굵기를 하나의 신호로 나타내는 알고리즘의 개발과 혈관의 협착부위를 검출하고 협착율을 구할 수 있는 알고리즘의 개발이 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] 이원로, 서정돈, “입상 심장학”, 고려의학, pp. 263-282, 2007.
- [2] 박재형, “심장혈관 영상의학”, 일조각, pp. 236-249, 2008.
- [3] Rafael C. Gonzalez, Ricahrd E. Woods, Steven L. Eddins, “Digital Image Processing using Matalb”, Pearson Prentice Hall and Info-Tech Corea, pp. 107-111, 2004.
- [4] Randy Crane, Simplified approach to Image Processing, prentice-Hall, pp. 100-108, 1997
- [5] Abdallah A. Alshennawy, and Ayman A. Aly, ‘Edge Detection in Digital Images Using Fuzzy Logic Technique’, World Academy of Science, Engineering and Technology, vol. 51, pp. 178-186 2009.
- [6] J. C. Bezdek, L. O. Hall, L. P. Clarke, “Review of MR image segmentation techniques using pattern recognition”, Med. Phy. Vol. 20, No. 4, pp. 1033-1048, 1993.
- [7] K. S. Chuang, H. L. Tzeng, S. Chen, J. Wu, T. J. Chen, “Fuzzy c-means clustering with spatial information for image segmentation”, Computerized Medical Imaging and Graphics Vol. 30 pp. 9-15, 2006.
- [8] M. S. Yang, Y. J. Hu, K. C. R. Lin, C. L. Lin, “Segmentation techniques for tissue differentiation in MRI of Ophthalmology using fuzzy clustering algorithms”, Magnetic Resonance Imaging Vol. 20, pp. 173-179, 2002.

저자소개

김성후(Seong-Hu Kim)

한국정보통신학회 논문지
제15권 제4호 참조

이주원(Ju-Won Lee)

한국정보통신학회 논문지
제15권 제4호 참조

김주호(Joo-Ho Kim)

한국정보통신학회 논문지
제15권 제4호 참조

이한욱(Han-Wook Lee)

한국정보통신학회 논문지
제15권 제4호 참조

정원근(Won-Geun Jeong)

한국정보통신학회 논문지
제15권 제4호 참조

이건기(Gun-Ki Lee)

한국정보통신학회 논문지
제15권 제4호 참조