

관상 동맥 초음파 영상에서 내벽 및 외벽 자동 추출을 위한 영상처리 알고리즘 개발

김희식, 이호재

서울시립대학교 공과대학 제어계측공학과

Development of an image processing system to detect automatically intmal and adventitial contours from intravascular ultrasound images

Hie-Sik Kim, Ho-Jae Lee

Department of Control & Instrumentations Engnieering,
Colleage of Engineering, Seoul City University.

Abstract

A new computation algorithm to detect the intimal and adventitial contours from the intravascular images was developed. An image processing on gray level image was used. It uses arrays of pixels in each radial lines on the images. A Low-Pass filters was adopted at first step for one dimensional image processing. Some other calculations techniques were developed to increase the accuracy of automatically detected contours. The program implemented in C++ as a window95-base application.

1. 서 론

80년대 후반 의료용으로 보급되기 시작한 초음파 catheter probe를 이용하여 환자의 혈관 내부를 단층 촬영하는 기술은 심장병 진단에 획기적인 발전이었다. 심장병 진료에 중요한 이 장비는 현재 심장병 전문 의사들이 화면에 보여주는 원래의 초음파 영상에 의존하여 육안으로 진단을 수행하고 있어 개발 보완의 여지가 있다. 특히 coronary artery에서 혈류동 단면적, plaque의 크기, calcium lesion의 부피 등의 수치량은 진단에서 매우 필요한 데이터이다.

혈관의 단층 촬영 영상을 컴퓨터로 처리하여 전문 의사들이 활용하고자 하는 데이터를 자동으로 그 윤곽선을 그려 주고 또한 넓이를 계산하여 표

시하여 주면 환자 진단을 과학적으로 훨씬 더 정확하게 할 수 있게 된다.

혈관 내부의 초음파 영상의 영상 처리가 기존의 알려진 영상 처리 기술로는 해결될 수 없는 어려움은 다음과 같은 이유가 있기 때문이다.

- ① CT, NMR등에 비하여 해상도가 낮고 영상 잡음이 많다.
- ② 초음파의 물리적 특성상 45° 이상의 경사진 경계면에서는 echo신호가 반사되어 돌아오지 않는다.
- ③ Calcium등 고밀도 매질에서는 반사량이 많기 때문에 그 조직의 뒷부분에는 영상 탈락 현상(Drop Out)이 있다.
- ④ Strut artifact등 몇 가지 인위적인 신호 영향이 영상 위에 나타난다.

연구는 C-언어를 이용하여 영상처리 algorithm을 개발하였으며, Windows95를 OS로 이용하였다. 일부 미국 교수들이 시도하였던 방법들은 Fuzzy Hough Transform, Sobel Detector, Graphic Search등의 방법이다. 이 방법들은 결과의 contour data 정밀도가 낮아 실용화가 되지 못하고 있다. 따라서 전혀 새로운 algorithm으로 고안된 "반경 방향 탐색법"을 좀더 보완하여 이용하였다. 이 연구 내용에는 여러 가지의 artifact 제거, interpolation, region of interest 축소 원리 등이 개발 포함하였다.

2. 본 론

1. 프로그램 개발 환경

입력 영상은 미국 Northwestern University Medical School, Chicago 부속병원에서 심장병 환자로부터 catheter probe를 혈관 속으로 밀어 넣어 관상동맥 (coronary artery)의 내부를 촬영한 In-Vivo image를 사용하였다. Ultrasound catheter probe는 직경 1.5mm, frequency 45MHz였다. 영상 처리용 컴퓨터는 Pentium-133, OS는 Windows 95, 메모리 32MB의 IBM호환 PC였다. Frame grabber는 Video Blaster를 이용하였으며 320×240, 8bit gray scale의 BMP 영상 데이터로 저장하였다.

2. 프로그램 구성

2.1 프로그램의 구조 및 내용

개발한 프로그램은 크게 나누어 다음으로 구성된다.

- ① 32bit file 입출력 interface
- ② Display 8bit gray image
- ③ Automatic detect adventitia and intima

2.1.1 32bit file 입출력 interface

입력 영상 데이터의 형식 구조는 BMP이고 Windows 95가 32bit OS이기 때문에 입출력 속도 향상을 위하여 32bit 입출력 방식을 사용했다.

2.1.2 Display 8bit gray image

입력된 초음파 영상은 8bit gray영상으로 window 화면에 출력해야 한다. 입력된 BMP파일은 표2와 같이 크게 header와 데이터로 구성되어 있다.

읽은 데이터로 부터 palette와 raw data를 분류하고, 분류된 palette 데이터를 이용하여 화면의 색을 구성하고 raw data를 새로 만들어진 child window에 출력한다.

2.1.3 Automatic detect adventitia and intima

혈관의 내벽과 외벽의 윤곽선을 추출하는 중요한 알고리즘이 수행되며, 반경 방향 탐색법(radial search)이 적용된다. 몇 가지 알려진 영상위의 artifact를 제거하고 초음파 특성에 의한 영상 탈락 현상을 보완하기 위하여 여러 보간법이 적용된다.

3. 주요 알고리즘

3.1 혈관 내부 초음파 영상의 일반적인 특징과 가정

표 2. BMP 파일의 구성
Table 2. Structure of BMP

프로그램 변수명	설명
btType="BM"	BMP파일이라는 표시
bffOffBits	BMP데이터가 있는 포인터
biSize	헤더의 크기
biWidth	BMP이미지의 가로 크기
biHeight	BMP이미지의 세로 크기
biPlanes=1	플레인 번호. 현재는 1임
biCount	한 픽셀의 정보가 들어 있는 비트 수
biCompressio n	압축 유무
biCirUsed	컬러 사용 유무
Palette Table	만약 팔레트가 있다면 여기에 그 정보가 들어있음
Data	이미지의 raw데이터

관상동맥의 혈관 내부 단층 촬영 영상의 영상처리용 알고리즘을 개발함에 있어서 다음과 같이 초음파 영상 특성을 몇 가지 가정하였다.

- Catheter는 흑색 원형으로 영상의 중심 근처에 항상 존재한다.
- 혈관 내벽에 solid, gel물질이 부착되어 있을 때 내벽 곡선은 이것을 포함한다.
- Calcium lesion이 혈관에 존재하는 경우 그 뒷부분은 영상 탈락 현상이 있고 이 부분은 앞뒤를 고려하여 부드럽게 연결하여 보상한다.
- 초음파 영상이 나타나는 원리는 초음파의 반사 성질을 이용하는 것으로 혈관 내부에는 표1에서와 같은 경계면에서 echo현상이 발생한다.

3.2 반경 방향 탐색법

혈관 내벽과 외벽의 윤곽선을 결정하는 중요한 알고리즘이 "반경 방향 탐색법(repeat radial search)"이며, 반경 선분에 위치한 pixel의 값들을 이용하여 계산한다. 반경 방향으로 계산하는 중요한 이유는 초음파 catheter probe에서 초음파를 발사하고 그 신호를 받는 방향이므로 원래 영상 취득시에 반경 방향 신호를 재현시키는 것이다.

3.3 관심 영역(ROI:Region of Interest)축소 제한

영상 처리에서 관심 영역을 축소하는 것은 매우 중요하다. 관심 영역 축소의 목적은 영상 처리 시간을 단축하는 것도 있지만 결과의 윤곽선이 범위

내에 존재하므로 그 정밀도가 향상되는 것이다. 관 표1. 초음파를 반사시키는 혈관벽

Table 1. Walls reflecting intravascular ultrasound wave

No.	Inside material	Outside material
1	Blood(liquid)	Plaque(gel, sol or solid)
2	Blood(liquid)	Calcium lesion(solid)
3	Plaque(gel)	Intima(tissue)
4	Calcium(solid)	Intima(tissue)
5	Intima(tissue)	Media(tissue)
6	Media(tissue)	Adventitia(tissue)
7	Adventitia(tissue)	Outside(liquid)
8	Discontinued tissue	Discontinued layer

심 영역을 자동으로 최소화하는 과정은 capture된 초음파 영상을 충분히 이해한 뒤 이것을 알고리즘으로 실현화하는 것이다. 그림1과 같은 3×3 Spatial Low-Pass Filter를 이용하여 화상의 전 영역을 discrete convolution한후 catheter의 중심에서 반경 방향 탐색법을 이용하여 혈관 외벽의 가장 바깥 영역을 찾아내어 ROI로 규정하였다.

1	2	1
2	4	2
1	2	1

그림 1. 3×3 저주파 통과 필터
Fig. 1. 3×3 Spatial Low-Pass Filter

참고로 discrete convolution은 다음과 같다.

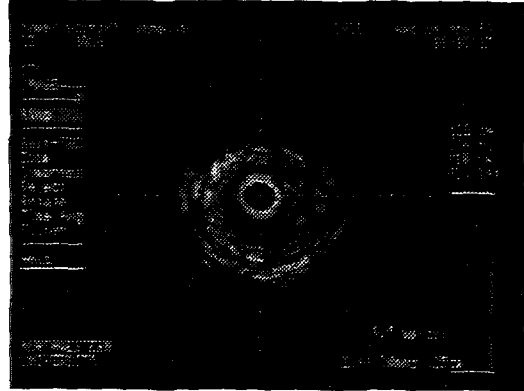
$$Out(i, j) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} In(m, n)Mask(i-m, j-n)$$

In=입력 영상
Out=출력 영상
Mask=Convolution Mask

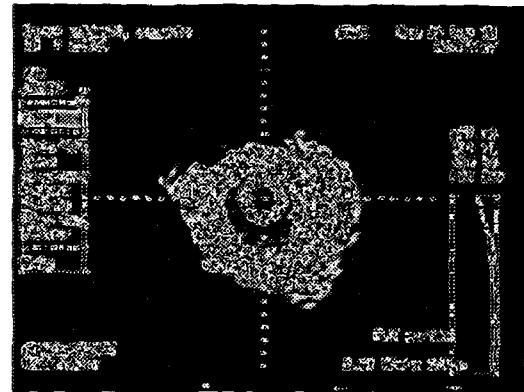
3.4 혈관의 내벽과 외벽

초음파 영상의 문제점은 잡음과 탈락 현상이 많은 점이다. 또한 영상 자체의 히스토그램 분포가 평균화되어 있지 않기 때문에 사람의 눈으로도 식별이 힘들다. 따라서 영상의 히스토그램을 평균화시킴으로써 경계를 쉽게 찾을 수 있게 하였다.

참고로 gray level의 영상의 히스토그램 평균화는



(a)



(b)

그림 2. 저주파 통과 필터링 전(a)과 후(b)
Fig. 2. Before(a) and After(b) LPF

다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$g_i = \frac{M-1}{n_i} \sum_{j=0}^i n_j$$

n_i = 영상에서의 전체 pixel 수

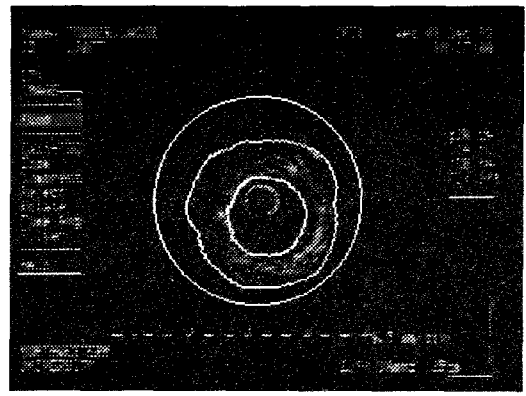
n_i = gray level이 i인 pixel 수

M = 가능한 gray level수(예, 8bit = 256 gray level)

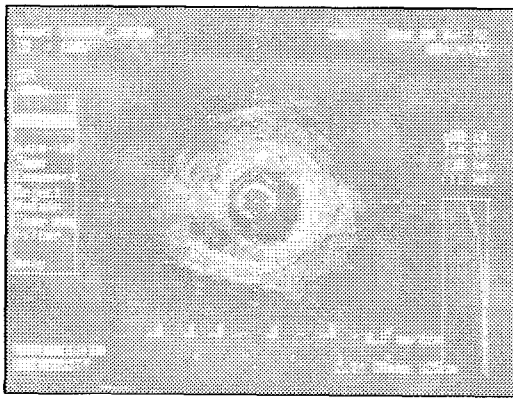
반경 방향 탐색법으로 추출된 혈관의 벽의 값들은 많은 오차를 갖고 있다. 따라서 반경 방향 탐색법으로 화상의 값들을 읽으면서 동시에 오차를 보정 하였으며, 잡음을 최소화하기 위해 가중치를 두어 오차를 줄여 나갔다. 또한 여기에서 없애지 못한 잡음과 탈락에 의한 값들은 Bresenham algorithm과 같은 curve fitting interpolation과 초음파 화상에 맞게 개발한 여러 가지 interpolation을 이용하였다. 그림 4가 이러한 과정이다.



(a)



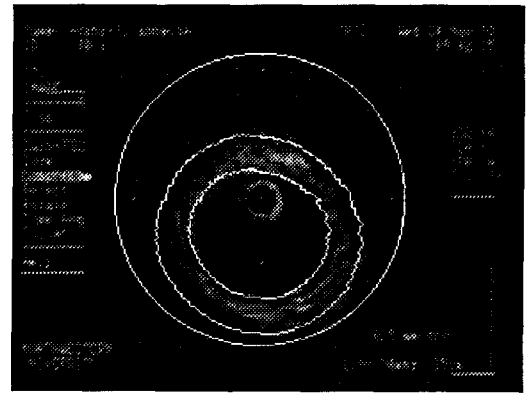
(b)



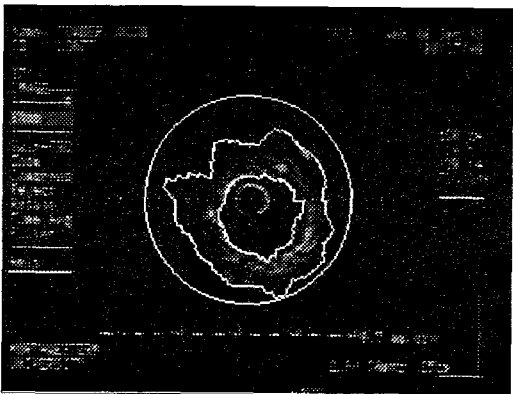
(b)

그림 3. 히스토그램 평균화 전(a)과 후(b)
Fig. 3. Before(a) & After(b) Histogram Equalization

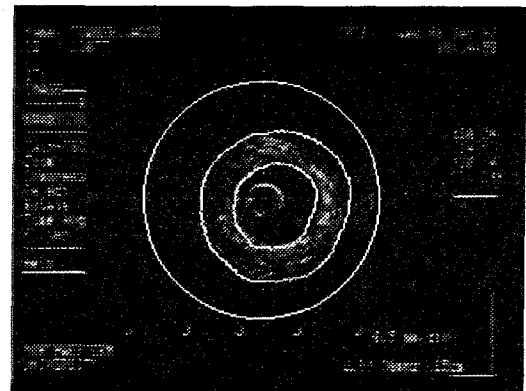
그림 4. 보간 전(a)과 후(b)
Fig. 4. Before(a) & After(b) Interpolation



(a)



(a)



(b)

그림 5. 최종 결과 영상
Fig. 5 Final Result Image

3. 결 론

본 논문에서는 반경 방향 탐색법과 초음파 화상에 맞게 개발한 알고리즘을 이용하여 혈관의 내벽과 외벽을 자동으로 찾아내는 알고리즘을 제안하였다.

현재 알고리즘에서 개선되어야 할 문제는 혈관의 성질을 알아내는 알고리즘의 개발과 복잡한 혈관 영상에서의 정밀도를 향상시키는 데 있다. 또한 몇 개의 2차원 영상의 조합으로 3차원의 영상을 만들어내는 알고리즘의 개발도 가능하다.

참 고 문 헌

1. E.L.Dove et. al, "Quantitative Shape Descriptors of Left Ventricular Cine-CT images", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol 38. No.12 Dec. 1991
2. Karun P. Philip "Automatic Detection of Myocardial Contours in Cine Omputed Tonographic Images". Thesis fo Doctor, at Dep't of Biomedical Engineering University of Iowa, August 1991.
3. K.P.Philip, E.L.Dove et.al, "A Fuzzy Hough Transformation Future Extraction in Medical Images", Computer in Cardiology, IEEE Computer Society CA. 1989
4. Steven E. Nisson, et. al, "Intravascular Ultrasound of the Coronary Arteries: Current Application and Future Directions", The American Journal of Cardiology, Vol. 69, June 18. 1992
5. Peter J. Fitzgerald, et. al, "Intravascular Ultrasoind Imaging of Coronary Arteries. Is three Layers the Norm?". Circulation Vol. 86, No.1 July 1992. pp 154-158
6. A.G.Violaris et, al. "Intravascular Ultrasound Imaging Combined with Coronary Angioplasty", The Lancet 1992 Vol.339, June 27, pp 1571-1572
7. Elma J. Gussenhoven et.al, "Arterial Wall Characteristics Determined by Intravascular Ultrasound Imageing: An in Virto Study". JACC Vol 14. No.4, Oct. 1989,
8. 조장희, "컴퓨터 단층 촬영(Computerized Tomography)", 전자공학회지 1985년 10월 제12권 제5호, pp 353-365.
9. 조진호, K.P.Philip, E.L.Dove, "퍼지 Hough 변환에 의한 2-D 심초음파도에서의 좌심실 윤곽 자동 검출", 의공학회지, 제13권 제2호, 1992 pp 115-124
10. 구성모, 조성목, 조진호, 이진일, "가변문턱치를 갖는 엔트로피 연산자를 이용한 2-D심초음파도의 에지 검출", 대한의용생체공학회 1992년도 춘계학술대회 논문집, pp 98-101
11. 김희식, E.L.Dove, K.B.Chandran, "관상동맥 혈관내부 초음파 영상에서 내벽 및 외벽 윤곽선 자동 추출을 위한 영상처리 알고리즘 개발", 대한의용생체공학회 1994년도 춘계학술대회 논문집, pp 27-31
12. Harley R. Myler, Arthur R. Weeks, "The Pocket Handbook of Image Processing Algorithms in C", Prentice Hall, New Jersey,
13. Craig A. Lindley, "Practical Image Processing in C", John Wiley & Sons, Now York, 1991