

Elastic Stain된 관상동맥영상에서 내강 절단면의 분할

최익환, 이병일, 최현주, 최흥국, 양우익*
인제대학교 정보컴퓨터공학부
*연세대학교 의과대학 병리학교실

Segmentation of Luminal Cross-Section in Elastic Stained Coronary Image

Ik-hwan Choi, Byeong-il Lee, Hyun-ju Choi, Heung-kook Choi, Woo-ick Yang*
Dept of Inforamtion Computer Engineering, Inje University
*Dept of Pathology, Yonsei University, College of Medicine

요 약

관상 동맥 질환은 관상 동맥 내벽에 플라크(Plaque)가 침착된 결과 혈관이 좁아져서 생기는 질환으로, 혈관이 좁아져 심장으로의 혈류가 감소하고, 혈전이 동맥을 막아 심장 발작을 일으킨다. 본 논문에서는 관상동맥 질환의 객관적 분석을 위한 분할 방법론과 분할된 영역으로부터 정량적 분석 방법을 제안한다. 동맥 단면영상으로부터 정량 분석을 위해 획득한 단면영상을 현미경으로부터 12.5배 배율로 얻었으며, 정량 분석을 위해 혈관의 각 영역을 분할하여 분할영역의 크기, 최대 장축 등의 정보를 추출하였다. 본 논문에서 제시한 알고리즘을 사용하여 수 작업에 의한 혈관 단면 분석을 자동화하면, 3차원적 변화량에 따른 정량분석 결과를 얻을 수 있을 것이다.

1. 서론

관상동맥(Coronary arteries) 질환은 심장 주변을 둘러싸고 있는 관상 동맥 내에 콜레스테롤과 다른 지방질, 그리고 혈액 내의 다른 여러 성분이 조합되어 발생한 플라크(Plaque)가 증가하여 관상동맥의 협착을 일으킴으로써 발생하는 질환이다. 관상동맥의 협착은 심장 근육에 혈액 공급을 감소시키고 영양분과 산소공급을 차단하여, 협심증 또는 심근경색증을 일으켜 심한 경우에는 사망까지 초래한다. 그러므로 증가된 플라크의 양이라든가 협착 정도에 대한 정량적 분석은 관상동맥 질환을 진단하는데 중요한 판단근거가 되므로, 관상동맥의 단면에서 내강(Lumen)과 플라크가 차지하는 면적, 혈관의 내막(Internal elastic membrane), 또는 외막(External

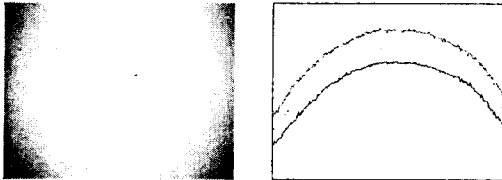
elastic membrane)의 지름 등에 대한 객관적 분석 방법이 필요한 실정이다[1][2].

본 연구에서는 Elastic stain 관상동맥의 단면영상에 대한 분할방법을 제시하고 영역별 분석을 하였다. 먼저 Shading Correction 과정을 거쳐 영상을 보정하고, 히스토그램 분석을 통해 각 예비 영역을 선출한 다음 그 영역을 보정하여 마스크영역을 만들고 이 마스크를 바탕으로 원 이미지에서 해당 영역을 획득하였다.

혈관 분석을 위해 영역의 중심점에서 10° 씩 회전하여 축의 길이를 구하고 가장 긴 것을 장축으로 구한 후, 내강과 혈관벽에 대한 형태학적 특징값을 추출하였다.

2. 노이즈제거를 위한 전처리

현미경을 통하여 영상을 획득하게 할 때 그림(1-a)과 같이 배경에서 왜곡된 영상을 얻게 된다. 그림(1-b)는 가로축의 밝기값 프로파일이며 영상의 중심점에서부터 멀어질수록 밝기값이 작아지고 있다.



(a) 왜곡된 배경영상 (b) 가로축의 프로파일
[그림 1] 왜곡된 영상과 프로파일

Shading correction은 영상의 배경에 대한 보정을 위하여 사용하는데 영상 획득 시 접안렌즈 상에 빛만 들어오는 상태의 이미지에서 정보를 획득한다. 원 데이터 영상을 획득하게 되면 Shading correction을 통해 Background에서 발생했던 Gradient효과를 감소시켜 현미경의 오차를 제거하게 된다.

$$I'(i, j) = (255 - S(i, j)) + I(i, j) \quad (1)$$

식(1)에서는 픽셀 밝기값의 최대밝기 값 255와 획득된 Shade 이미지 S와 차이에 대한 노이즈 값들을 원 이미지 I에서 복원해줌으로써 현미경의 상태에 따른 오차를 제거하여 보정한 영상 I'를 생성하게 된다.



(a) 획득한 영상

(b) 배경 영상

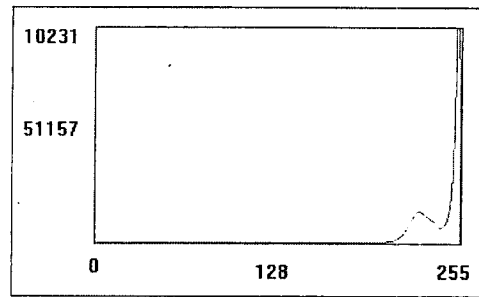
(c) 결과 영상

[그림 2] Shading Correction 원 영상과 결과 영상

3. 영상분할

전처리를 거친 영상은 세포에 대한 정보만을 가진다. 히스토그램은 내강과 혈관벽의 정보를 가지며, 각각은 두 개의 피크로 나타내어진다. 내강은 밝은 계통, 혈관벽은 어두운 계통이므로 각각은 오른쪽과 왼쪽에 해당한다.

본 논문에서는 이 피크 값들을 기준으로 Thresholding 하였으며, Thresholding는 식(2)를 사용하였다[3][4].



[그림 3] 히스토그램

$$g(i, j) = 1 \text{ for } f(i, j) \geq T \quad (2)$$

$$= 0 \text{ for } f(i, j) < T$$

내강과 배경은 비슷한 밝기값 영역을 가지며 밝은 값이다. 이 영역은 두 피크 중 높은 피크 값에 해당되며 분할하기 위해서 히스토그램의 두 피크 사이의 낮은 값을 임계치로 Threshold를 한다. 그림(4-a)는 Threshold한 영상에 Filling in holes를 적용한 결과이다. Filling in holes은 영상을 식(3)을 이용하여 반전시킨 후 Labeling을 적용한다. Labeling한 결과에서 첫 번째 오브젝트가 아닌 나머지 오브젝트들을 모두 0으로 만들고 반전시킨다. Filling in holes의 기능은 각각의 오브젝트 내에 있는 구멍들을 메우는 것이다.

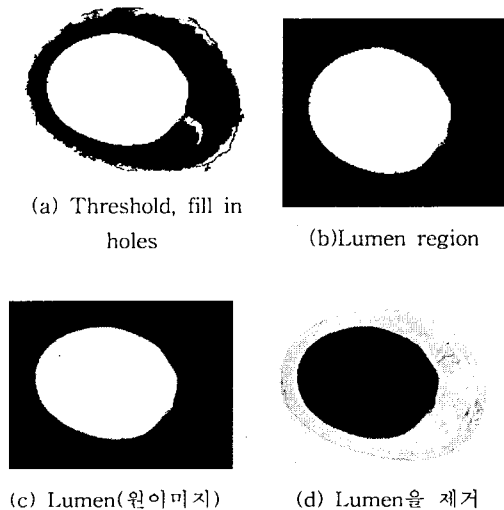
$$Inverse(i, j) = 255 - Original(i, j) \quad (3)$$

Labeling은 서로 떨어진 물체를 구별하는 것을 말한다. Labeling 알고리즘에는 기본적으로 재귀 알고리즘, 순차적 알고리즘의 2가지 종류의 알고리즘이 있다. 재귀 알고리즘은 머신비전에 좀더 적합하며 본 논문에서는 순차적 알고리즘을 사용하였다.

순차적 알고리즘은 동치 테이블을 이용하여 단 두 번의 루프로 labeling을 끝낼 수 있다. 단점은

Labeling 번호 자체가 연속적이지 않다는 것이다. 한 번 모든 물체를 검색하여 라벨을 부친다. 라벨을 하다가 다른 라벨을 만나게 되면 동치테이블에 입력한다. 다시 루프를 돌려서 동치테이블의 라벨 중 최소치로 다시 Labeling한다. 우선 경계선의 검은 픽셀을 찾는다. 경계점은 중심 픽셀을 기준으로 할 때 주위의 픽셀 중 1-7개의 흰색 픽셀이 있어야만 한다. 고립점도 제외시킨다. 고립점은 주위의 모든 픽셀이 검정색이다. 그후 Labeling을 한다. 가로방향으로 Labeling을 한 다음 다시 세로로 Labeling을 한다. 이렇게 두 방향으로 Labeling을 하면 U자형 곡선도 한번에 Labeling 할 수 있고 시간도 절약할 수 있는 장점을 갖게 된다.

Labeling은 오브젝트의 개수와 각 오브젝트의 면적 중심점 등을 구할 수 있다.



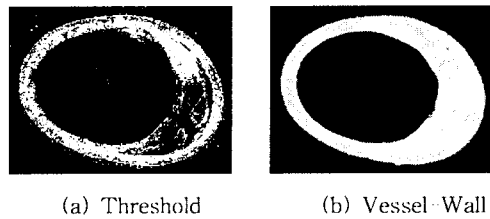
[그림 4] lumen의 분할

그림(4-a)는 배경과 내강 영상이 존재하게 된다. 배경을 제거하기 위하여 각 오브젝트에서 중심값이 전체 영상에서 모서리로 치우친 것, 면적의 크기가 작은 것을 배경으로 보고 제거한다. 그림(4-b)은 배경을 제거한 결과영상이다. 이 결과영상은 마스크영상으로 사용되며 식(4)를 사용하여 원 영상에서 내강을 분할한다.

$$A'(i,j) = A(i,j) \text{ for } M(i,j) = \text{True} \quad (4)$$

$$= 0 \quad \text{for } M(i,j) = \text{False}$$

혈관벽의 영역의 특징은 내강과 비교해서 어두운 영역을 나타내므로 두 피크중 왼쪽의 봉우리가 된다. threshold 임계치로 피크의 최대 값을 잡는다. 피크의 정상에서 왼쪽 부분에 임계치로 설정하면 혈관벽이 끊어진다. 오른쪽을 임계치로 설정하면 불필요한 영역을 가지므로 제거 연산이 필요하다. 본 논문에서는 실험을 통해 피크의 정상을 임계치로 잡는 것이 결과가 가장 좋았으므로 피크의 정상을 임계치로 잡았다.



[그림 5] Vessel-Wall의 분할

나머지 과정은 내강을 구하는 방법과 동일하다. 단 내강은 배경을 제거하지만 혈관벽은 이 과정이 없다.

4. 영상분석

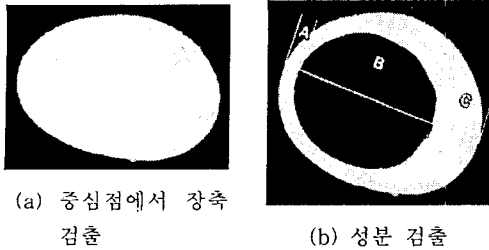
위에서 제시한 방법에 의하여 혈관을 혈관벽과 내강으로 분하였다. 각 영역에 대한 특징값들을 알기 위해서 장축을 찾는다. 장축은 혈관 단면의 중심점에서 10° 씩 돌려서 가장 긴 선을 장축으로 하였다. 식(5)은 피타고라스의 공식으로 선의 길이를 구하는 식이다. 식(6)은 중심점 x,y를 구하는 식이다. 면적은 식(7)을 사용하였다[5].

$$length =$$

$$\sqrt{(x(i,j) - x'(i',j'))^2 + (y(i,j) - y'(i',j'))^2} \quad (5)$$

$$x = \frac{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m jB[i,j]}{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m B[i,j]}, \quad y = \frac{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m iB[i,j]}{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m B[i,j]} \quad (6)$$

$$area = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m B[i,j] \quad (7)$$



[그림 6] 장축에 따른 각각의 길이 추출

표 1은 분할된 내강과 혈관벽에 대해 추출한 특징값으로 다음과 같다.

표1. 검출된 성분 예시 (단위 : Pixel)

Feature	Value
A(혈관벽의 최소값)	55.362
B(내강)	509.28
C(혈관벽의 최대값)	179.08
전체면적	338270
중심점 x	412
중심점 y	329
공극률	1.41

5. 결론 및 향후연구방향

Elastic stain된 관상 영상에서 내강 절단면의 분석을 위한 분할을 하였다. 그림(6-b), 그림(4-c)와 같이 영상을 분할하였고 표(1)와 같이 각 성분을 분석하였다. 분석된 결과는 관상혈관영상의 장축에서의 내강 길이, 혈관벽의 길이, 전체 면적, 중심점, 공극률이다.

관상혈관의 분석에서 내강과 elastic stained된 부분의 분할도 중요하지만 elastic stained된 부분에서 플라크의 분할이 중요하다. 플라크 경계의 영역과 면적의 변화에 대한 분석은 병리병변에 좋은 자료가 될 것이므로 정확한 플라크 영역에 대한 분할이 계속 연구되어져야 하겠다. 관상혈관의 플라크는 연속적인 변화가 중요하므로 길이 변화인 z축의 변화에 따른 분석을 정량 분석하여야 할 것이며, 분석된 결과를 실제 임상에서 사용되고 있는 데이터와의 상관관계를 연구함으로써 관상동맥 질환의 보조진단 수단으로 이용하고자 한다.

[참고문헌]

- [1] J.A.G.M. Clarijs, G. Pasterkamp, A.H. Schoneveld, T.G van Leeuwen, B. Illen, C. Borst "Compensatory Enlargement in Coronary and Femoral Arteries Is Related to Neither the Extent of Plaque-Free Vessel Wall Nor Lesion Eccentricity." Arteriosclerosis, Thrombosis and Vascular Biology Vol 17, No 11, 1997
- [2] Pasterkamp G, Borst C, Gussenhoven EJ, Mali WPTM, Post Mj, The SHK, Reekers JA, van denElastic stain된 혈관의 분할Elastic stain된 혈관의 분할 Berg FG. Remodeling of de novo atherosclerotic lesions in femoral arteries: impact on mechanism of balloon angioplasty. J Am Coll Cardiol. 1995
- [3] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods " Digital Image Processing" Addison Wesley Langman., 1992
- [4] Image Processing Analysis, and Machine Vision 1998
- [5] Algorithms for Image Processing and Computer Visoin