

혈관추출을 위한 Hessian 행렬 고유치 기반 3 차원 영역확장 알고리즘*

이유부, 최유주, 김명희
이화여자대학교 컴퓨터학과

e-mail : (basilia,choirina,mhkim)@mm.ewha.ac.kr

3D Region Growing Algorithm based on Eigenvalue of Hessian matrix for Extraction of blood vessels

Yu-Bu Lee, Yoo-Joo Choi, Myoung-Hee Kim
Dept. of Computer Science and Engineering, Ewha Womans University

요 약

3 차원 볼륨데이터에서 분할 대상영역의 밝기 값이 다양하면서 밝기 값이 유사한 영역과 인접한 경우 3 차원 영역확장(region growing) 방법을 사용하여 영역을 분할하기 위해서는 영역확장의 중요한 요인인 동질성 기준 값의 적절한 선택이 요구된다. 본 논문에서는 영역 복셀(voxel)의 1 차 미분 값의 크기인 기울기 크기(gradient magnitude)만으로 영역의 경계를 찾기가 쉽지않은 대상의 분할을 위해 볼륨데이터의 지역적인 밝기 값의 변화의 특징을 고려하면서 분할 대상영역의 복셀의 2 차 미분(second partial derivation)을 행렬의 요소(element)로 갖는 Hessian 행렬의 고유치(eigenvalue)를 영역확장의 문턱치 결정에 이용하였다. 제안한 알고리즘은 3 차원 영역확장의 결과에 가장 큰 영향을 미치는 적절한 문턱치의 선택으로 대상영역의 분할을 성공적으로 수행하여 3 차원 영역확장의 단점을 보완하였다.

1. 서론

3 차원 의료영상에서의 혈관의 정확한 추출과 형태의 시각화는 정량적 분석과 진단, 시술계획, 질병의 진행을 관찰하는 것과 같은 임상응용에 있어서 매우 중요한 역할을 한다. 따라서 CTA(Computed Tomographic Angiography), MRA(Magnetic Resonance Angiography)영상과 같은 3 차원 의료영상과 X-ray 영상과 같은 2 차원 영상으로부터 혈관을 정확하게 분할하는 CAD(Computer-Aided Diagnosis) 시스템의 연구가 활발하게 이루어지고 있다.[1][2] 특히 최근 발생빈도가 높은 심장의 관상동맥 폐색(stenosis)과 석회(calcification)의 진단과 시술계획을 위해서는 정확한 관상동맥의 추출이 요구된다. 3 차원 영상에서 혈관을 추출하기 위한 기존 연구들의 대부분은 영역확장 기법을 기반으로 하며 영

역확장의 결과에 큰 영향을 미치는 문턱치(threshold value)의 결정은 영상의 특징이나 대상영역의 특징에 따라 각기 다른 기준에 의해 이루어진다.[3][4][5][6] 특히 분할 대상영역의 밝기 값이 다양한 경우 고정적인 문턱치를 사용하여 영역확장을 하게 되면 잘못된 분할 결과를 초래하므로 대부분 분할 대상영역의 통계적인 밝기 값에 의존 한다.

이에 본 논문에서는 심장 CTA 영상으로부터 밝기 값의 변화를 가지며 인접한 영역과 밝기 값이 유사한 특징을 갖는 관상동맥을 추출하기 위해 일반적으로 많이 사용되는 3 차원 영역확장 방법을 기반으로 하며 문턱치(threshold value)의 결정에 Hessian 행렬의 고유치를 이용하여 영역의 경계를 잘 찾아내도록 하는 3 차원 영역확장 알고리즘을 제시한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2 장에서는 영역의 경계(edge)를 찾기 위해 사용된 Hessian 행렬과 관련된

*본 연구는 부분적으로 과학기술부 국가지정연구실 사업(NRL)과 정보통신부 대학정보통신연구센터(ITRC)육성 지원사업의 지원에 의해 수행되었음.

연구에 대해 간단히 설명하고 3 장에서는 본 논문에서 제안하는 3 차원 영역확장 알고리즘에 대해 설명한다. 4 장에서는 논문에서 구현한 시스템의 개발환경과 구현결과를 보여준다. 마지막으로 5 장에서는 결론과 향후연구에 대해서 알아본다.

2. Hessian 행렬과 고유치

2 차원/3 차원 영상에서 픽셀의 변화를 분석하기 위한 보편적인 접근으로 픽셀 x_0 와 인접 픽셀의 Taylor 확장을 고려한다.

$$I(x_0 + \Delta x) \approx I(x_0) + \Delta x^T \nabla I(x_0) + \Delta x^T H(x_0) \Delta x \quad (1)$$

식 1 에서 ∇I 란 픽셀의 기울기 벡터(gradient vector) 이고 H 는 Hessian 행렬을 표기하는 것이다. Hessian 행렬이란 영상 I 의 각 픽셀들의 2 차 미분(second partial derivatives)으로 이루어진 행렬을 말하며 2 차원 영상의 Hessian 행렬은 두개의 고유치 λ_1, λ_2 를 ($|\lambda_1| > |\lambda_2|$) 가진다.

$$H = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} \\ I_{yx} & I_{yy} \end{bmatrix} \quad I_{xx} = \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} \quad (2)$$

2 차 미분(second partial derivatives)이란 인접 픽셀의 기울기(gradient) 변화를 나타내는 값이며 Hessian 행렬에 대한 고유치는 영상에 있어서 분할 대상의 기울기의 큰 변화를 표현하는 곡률(curvature)에 대한 정보를 제공함으로써 분할대상과 배경을 구분하기 위한 문턱치에 사용되어진다. 특히 최근 의료영상의 혈관분할을 위한 연구분야에서 혈관의 경계를 강화하는 필터링(filtering)의 문턱치로 고유치를 이용하는 연구가 많이 이루어지고 있다.[7][8][9]

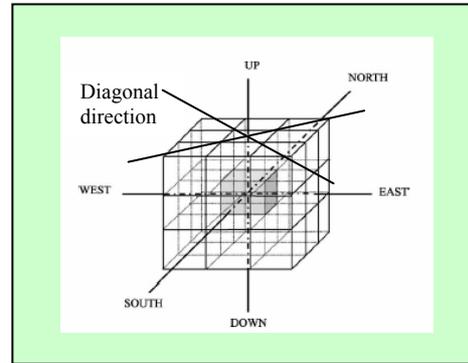
3. 3 차원 영역확장 알고리즘

영역확장 방법은 같은 영역 내의 픽셀들이 밝기 값, 텍스처등에 있어 동질성을 갖는다는 특성을 이용하여 초기에 선택되어진 씨앗점(seed point)을 중심으로 인접한 픽셀들을 조사하여 동질성의 기준 값을 만족하는 픽셀들을 하나의 영역으로 확장해 나가는 영상분할 기법이다. 따라서 영역을 확장하기 위해서는 인접성(proximity)과 동질성(homogeneity)의 두 가지 기준을 고려해야 한다. 일반적으로 잘 개발된 영상분할 기법으로 알려져 있으며 최근 의료영상에서 혈관추출을 위해 이 기법을 많이 사용하여 연구가 되어지고 있다. 그러나 이 방법은 동질성 기준 값의 적절한 선택이 요구되며 특히, 3 차원 영역확장 방법에서는 정확하지 않은 복셀(voxel)을 포함하게 되면 영역이 확장되는 과정이 반복되면서 다른 슬라이스 영상에 잘못된 영역이 포함되는 오류가 발생하는 단점이 있다.

다음에서 이러한 단점을 보완하기 위해 본 논문에서 제안한 3 차원 영역확장 알고리즘에서 사용된 기준에 대해 크게 두 가지로 나누어 설명한다.

3.1 인접성 기준(neighboring criteria)

3 차원 영역확장 방법은 영역을 확장하기 위해 초기에 사용자 또는 자동으로 주어지는 씨앗점을 중심으로 인접 복셀 들을 조사한다. 일반적으로 3 차원의 인접성 기준은 6/18/26 인접을 사용한다. 본 논문에서 제안한 알고리즘은 초기에 사용자에게 의해 주어진 씨앗점을 기준으로 26 인접 복셀(26-neighboring voxel)을 조사하여 영역 확장을 수행한다. 26 인접이란 주어진 씨앗점이 포함된 슬라이스 영상을 중심으로 위 슬라이스의 9 방향 인접 복셀과 아래 슬라이스의 9 방향 인접 복셀, 그리고 씨앗점을 포함한 슬라이스에서 씨앗점을 중심으로 한 8 방향 인접 복셀을 의미한다. 26 인접 복셀의 방향은 그림 1 과 같다.



<그림 1> 26 인접 복셀과 방향

3.2 동질성 기준(homogeneity criteria)

CTA 영상은 2 차원 슬라이스(slice)들이 쌓여서 이루어진 3 차원 볼륨 데이터이다. 본 연구에서 분할하고자 하는 대상은 심장 CTA 영상의 관상동맥으로 2 차원 영상마다 밝기 값의 변화를 가지며 픽셀 밝기 값이 거의 같거나 유사한 조직과 인접하기 때문에 지역적인 밝기 값의 변화의 특징을 고려하면서 인접영역과의 경계를 잘 찾아내도록 하는 문턱치의 결정이 요구된다. 따라서 고정적인 문턱치의 결정보다는 2 차원 슬라이스 기반의 지역적인 영역 밝기 값의 통계치를 선택하고 인접 영역과 대상영역의 분리를 위해서는 대상영역의 경계를 잘 찾아내는 것이 올바른 분할 결과의 관건이 된다.

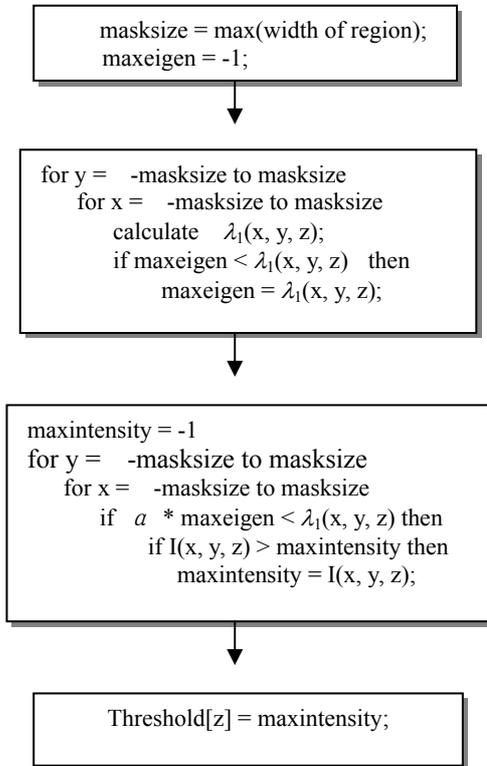
본 논문에서는 이러한 문제를 해결하기 위해서 동질성의 기준 값을 다음과 같은 절차를 통해 구한다.

- 1) 관상동맥의 최대 영역의 크기에 맞는 실험적 마스크의 크기를 구해서 각 슬라이스의 문턱치를 구하기 위한 마스크의 크기로 지정한다.
- 2) 주어진 씨앗점을 중심으로 마스크의 영역 내에서 각 복셀의 Hessian 행렬 고유치를 구하여 λ_1 ($|\lambda_1| > |\lambda_2|$)의 최대값을 찾는다.
- 3) 마스크 영역 내에서 구해진 Hessian 행렬의 최대

고유치의 지정값보다 큰 값을 고유치로 갖는 복셀들의 밝기 값을 조사하여 최대 밝기 값을 구한다음 씨앗점이 포함된 슬라이스의 문턱치로 지정한다.

치를 기반으로 영역확장을 수행한 결과로 다양한 밝기 값을 갖는 대상영역을 찾지 못하는 결과를 가져온다. 마지막으로 그림 6 은 제안된 알고리즘을 수행하여 CTA 영상에서 관상동맥을 분할한 결과를 보여준다.

그림 2 는 이러한 절차를 순서도로 나타냈다.

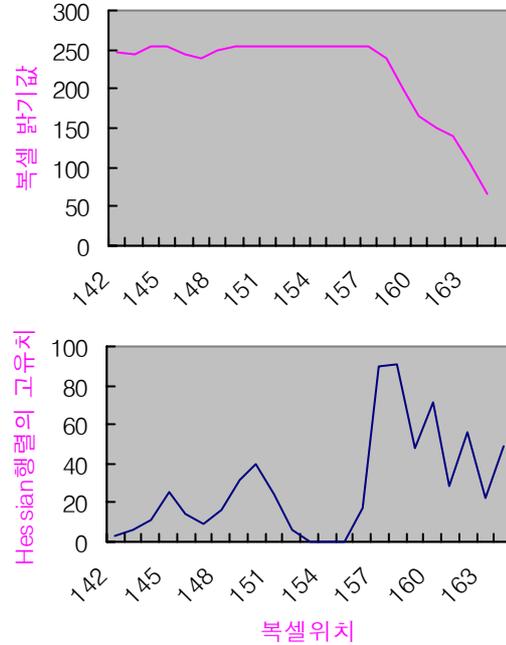


<그림 2> 동질성 기준 값 결정 절차

4. 개발 환경 및 구현 결과

본 논문에서 제안된 알고리즘의 수행은 2.4GHz CPU, 522Mbyte RAM 사양의 Pentium IV PC 에서 Visual C++ 을 기반으로 하여 구현되었다. 본 논문에서 제안한 방법을 사용하여 심장 CTA 영상에서 관상동맥 영역을 분할한 수행결과를 다음의 그림을 통해 보여준다.

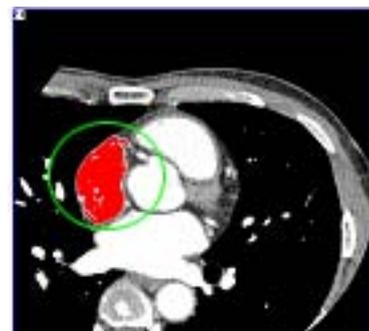
우선, 실험대상의 영상에서 혈관을 가로지르는 위치에 있는 복셀의 Hessian 행렬 고유치와 밝기 값을 비교한 실험결과를 표 1 과 같다. 표 1 에서 나타나는 것과 같이 영역의 밝기 값이 변하는 영역에서 고유치는 점점 값이 커지고 255 값을 갖는 대상영역에서는 0 이거나 0 에 가까운 값을 갖는다는 것을 알 수 있다. 그림 3 은 본 논문에서 제시한 문턱치를 선택하여 실행한 결과로 원하는 대상영역의 분할이 정확하게 이루어졌다. 그림 4 는 [-1 0 1] 마스크를 사용한 복셀의 기울기크기(gradient magnitude)를 문턱치로 선택하여 그림 3 과 동일한 영상에서 실행한 결과로 대상영역과 인접한 영역이 함께 분할되었다. 그림 5 는 고정된 문턱치를 이용하여 수행한 결과와 본 논문에서 제안한 문턱치로 실행한 결과를 같은 영상에서 비교한 결과를 보여준다. 그림 5 의 왼쪽 영상은 고정된 문턱



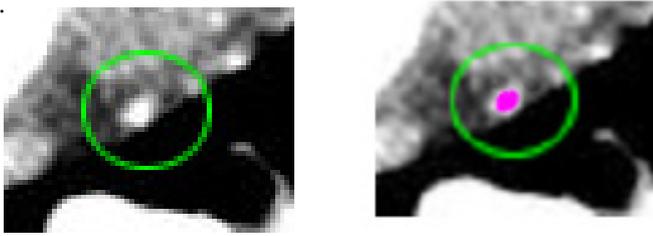
<표 1> 복셀위치에 따른 밝기 값과 Hessian 행렬의 고유치



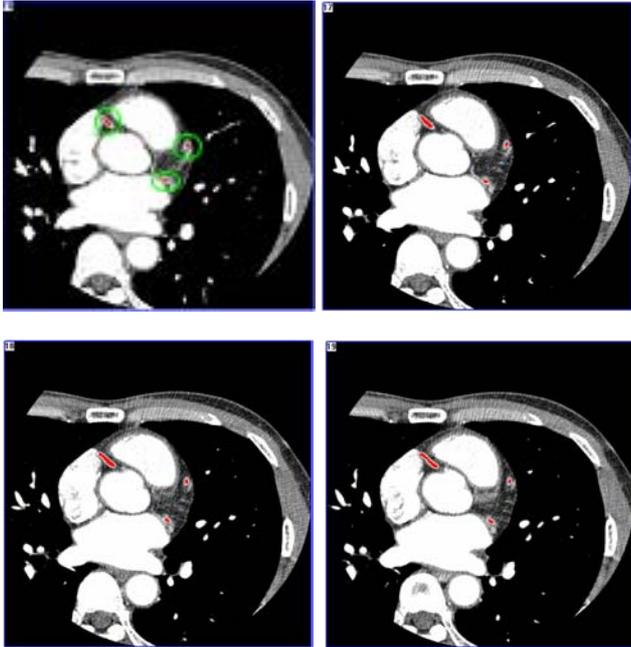
<그림 3> 논문에서 제안한 문턱치의 실행결과



<그림 4> 기울기 크기를 문턱치로 선택한 실행결과



<그림 5> 고정된 문턱치와 제한한 문턱치로 수행한 결과



<그림 6> 관상동맥 분할 결과

5. 결론 및 향후 연구

본 논문에서는 3 차원 볼륨 데이터에서 대상영역을 분할하기 위해 일반적으로 사용되는 3 차원 영역확장 방법을 기반으로 하였으며 영역확장 시 가장 중요한 요인인 동질성 기준 값의 결정을 위해 Hessian 행렬의 고유치를 이용하여 영역의 정확한 경계를 찾을 수 있도록 하였으며 대상영역의 다양한 밝기 값을 고려하여 유동적인 문턱치를 결정하였다.

본 연구의 향후 연구는 분할되어진 3 차원 대상영역에 3 차원 골격화(skeletonization) 기법을 적용하여 대상객체의 넓이(diameter), 길이(length), 특히 분기의 구조를 갖는 객체의 경우 가지(branch)의 수와 같은 정량적 통계치를 구하여 객체의 형태(topology)와 구조(structure)의 정보를 함께 제공할 수 있는 기법에 관한 연구를 진행하고자 한다.

참고문헌

[1] K. Haris, S. N. Efstratiadis, N. Maglaveras, C. Pappas, J. Gourassas, Louridas, "Model-based morphological segmentation and labeling of coronary angiograms", IEEE Transaction on Medical Imaging, vol.18, no.10, Oct. 1999.
 [2] O. Wink, W. J. Niessen, M. A. Viergever, "Fast

delineation and visualization of vessels in 3-D angiographic images", IEEE Transaction on Medical Imaging, vol.19, no.4, Apr. 2000.
 [3] W. E. Higgins, W. J. T. Spyra, R. A. Karwoski, E. L. Ritman, "System for analyzing high-resolution three dimensional coronary angiograms", IEEE Transaction on Medical Imaging, vol.15, no.3, pp.377-385, Jun. 1996.
 [4] S. Y. Wan, A. P. Kiraly, E. L. Ritman, W. E. Higgins, "Extraction of the hepatic vasculature in rats using 3D micro-CT images", IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol.19, no.9, pp.964-971, Jun. 2000.
 [5] Y. Tuduki, K. Murase, M. Izumida, H. Miki, K. Kikuchi, K. Murakami, J. Ikezoe, "Automated seeded region growing algorithm for extraction of cerebral blood vessels from magnetic resonance angiographic data", Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference of IEEE, vol.3, pp.1756-1759, 2000.
 [6] R. Chiplunkar, J. M. Reinhardt, E. A. Hoffman, "Segmentation and quantitation of the primary human airway tree", Proc. SPIE vol.3033, pp403-414, Medical Imaging 1997 : Physiology and Function from Multidimensional Images
 [7] Y. Sato, S. Nakajima, N. Shiraga, H. Atsumi, S. Yoshida, T. Koller, G. Gerig, and R. Kikinis, "3D multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images", IEEE Medical Images Analysis, vol.2, pp.143-168, Jun. 1998.
 [8] M. Schirijver, C. H. Slump, "Automatic segmentation of the coronary artery tree in angiography projection", Proc. of ProRISC 2002, pp.449-464
 [9] A. F. Frangi, et al., "Multiscale vessel enhancement filtering", MICCAI Proceedings, Springer Verlag, 1998, pp.130-137.