

관상동맥의 로드맵 형성을 위한 X-ray angiogram에서의 혈관골격추출

윤현주*, 송수민**, 김명희***

*이화여자대학교 컴퓨터 그래픽스 및 가상현실 연구센터

, **이화여자대학교 컴퓨터학과

e-mail : {arinyun, smsong, mhkim}@ewha.ac.kr

Vessel skeletonization in X-ray angiogram for coronary artery roadmap generation

Hyun Joo Yun*, Soo-min Song**, Myoung-Hee Kim ***

* Center of computer graphics and virtual reality, Ewha womans University

**Dept. of Compute Science and Engineering, Ewha womans University

요 약

본 논문에서는 computer-aided analysis 의 일환으로 X-ray 심혈관 조영도를 이용하여 관상동맥의 구조를 보여주는 방법에 대해 제시하고자 한다. 관상동맥 폐색증 환자들에게 시술되는 스텐트 삽입 시술이나 관상동맥 우회로 시술을 할 때에는 X-ray 의 조영 영상이 매우 중요한 시술의 기준이 되고 있으며, 조영 영상에서 혈관을 빠르고 정확하게 인식하는 것은 시술의 필수 조건이다. 이러한 시술 중의 혈관구조 인식을 돕기 위하여 본 논문에서는 심혈관 조영 영상으로부터 관상동맥의 골격을 추출하기 위한 방법을 제안한다.

본 논문에서는 혈관 구조 추출을 위하여 3 단계 알고리즘을 제시한다. 첫번째 단계에서는 조영도에서 잡음을 제거하기 위하여 동질영역을 블러링할 수 있는 speckle reducing anisotropic diffusion 을 이용한 이미지 필터링을 수행한다. 이 필터링은 영상내 잡음을 제거하고 혈관의 경계선을 강화하여 정확한 영상인식을 가능하게 한다. 두번째 단계에서는 영상 내에서 보여지는 주요 혈관을 분할하는 것이다. 이 영상분할에는 canny edge detection 과 개선된 영역확장법(adaptive region growing)을 동시에 이용하는 복합적 분할기법이 수행된다. 세번째 단계에서는 형태학적 기법(Morphology)을 이용하여 분할결과의 부족한 부분을 보완하고 골격화를 수행하여 정확한 혈관 구조를 추출해낸다.

실험을 위해서는 정상인의 관상동맥 영상 뿐 아니라 혈관이 가늘어지는 폐색이 관찰되는 환자의 영상에 대해서도 실험하였다. 또한 논문에서 제시한 알고리즘에 대한 검증을 위하여 실험 결과들은 의료진의 감수를 거쳤다.

1. 서론

심근경색이나 협심증을 초래할 수 있는 관상동맥 폐색증 환자들에 대해서는 스텐트를 삽입하여 좁아진 혈관을 넓혀주거나 우회로 시술로 새로운 혈관을 연결해주는 시술이 진행되고 있다. 그리고 그러한 시술을 진행할 때에는 X-ray 조영 영상이 시술의의 참고 기준이 되고 있다. 따라서 관상동맥 중재시술인 PCI (Percutaneous coronary intervention) 시술을 정확하게 수

행하기 위해서는 조영 영상에서의 혈관 인식을 빠르고 정확하게 하는 것이 중요하다. 그러나 실제 X-ray 심혈관 조영 영상은 많은 잡음이 존재하고, 심장의 박동에 따라 계속 움직이고 있기 때문에 신속한 혈관 구조 파악이 어렵다. 또한 관상동맥 폐색 질환에 대한 시술시에 사용되고 있는 관상동맥 조영술(Coronary angiography)은 조영제(contrast media)의 흐름이 3 초 이상 파악되지 않는다는 단점이 있다. 그러한 이유로 1.5mm 내지 2mm 이하의 혈관에 대한 섬세한 시술이

* 본 연구는 부분적으로 과학기술부 지정 국가지정연구실 (NRL) 사업, 정보통신부 대학정보통신연구센터 (ITRC) 지원 사업에 의해 지원 받았음.

몇 장의 X-ray 영상과 시술의 경험에 의존하고 있는 것이 현실이다.

따라서 X-ray 영상에서 관찰의 대상인 관상동맥에 대한 명확한 구조를 제시할 수 있다면, 시술 중에 필요한 혈관 인식이 더욱 빠르고 정확해질 수 있다. 이를 위하여 본 논문에서는 심혈관 조영 영상으로부터 관상동맥의 구조를 추출하기 위한 방법을 제안한다. 이는 관상동맥 폐색 질환에 대하여 보다 정확하고 효과적인 진단 및 시술에 큰 도움이 될 것으로 기대된다.

이어지는 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2 장에서는 의료영상에서의 영상분할에 관련된 연구를 소개하고, 3 장에서는 본 논문에서 제시하는 알고리즘에 대해 설명한다. 4 장에서는 본 알고리즘으로 수행된 실험 결과를 제시하고, 마지막으로 5 장에서는 결론 및 향후 연구에 대해 논한다.

2. 혈관구조 추출 알고리즘

의료영상에서 혈관을 추출하는 방법에는 매우 다양하다. 의료영상에서 혈관을 추출할 때는 대부분 혈관 내에 조영제를 투여했을 경우와 하지 않았을 경우의 이미지 차이를 사용하는 DSA 알고리즘에 의해 구하는 것이 효과적이다 [1]. 하지만 심혈관 조영도의 경우에는 심장의 박동에 따라 혈관의 위치가 달라지므로, DSA 알고리즘을 이용해서 영상분할을 수행하기란 거의 불가능하다. 따라서 X-ray angiogram 에서의 심장혈관 영상분할은 영역확장(region-growing)과 형태학적기법(morphology)을 이용하는 것이 효과적이라고 판단되고 있다 [2].

본 논문에서는 동적다중임계값을 이용하는 개선된 영역확장법과 형태학적 기법을 이용하여 X-ray angiogram 에서 관상동맥의 골격 구조를 추출하는 방법을 제시한다. 프로세싱 순서는 이미지 필터링, 다중 영상분할, 모폴로지에 기반하는 보정, 골격화 등의 네단계로 이루어진다.

먼저 X-ray 영상의 잡음을 제거하기 위한 첫번째 단계인 전처리 과정에서는 SRAD 를 이용한 필터링을 수행하는 것이다 [3]. SRAD 는 초음파 영상의 필터링을 위하여 개발되었지만, 영상의 특성에 따른 적절한 초기 계수를 사용하면 XRA, CTA, MRI, PET, SPECT 등 다중 모달리티의 의료영상에 대하여 효과적인 필터링 결과를 볼 수 있다. 두번째 단계에서는 3 차에 걸친 영상분할을 수행한다. 의료영상에서 영상분할을 수행하는 대부분의 경우에는 결과의 정확성을 중시하기 때문에 사용자에게 의한 인터랙션이 거의 필수적으로 요구된다 [4]. 그러나 이러한 인터랙션은 사용자에게 부담을 줄 수 있다. 따라서 1,2 차에서 대상 영역에 대하여 자동영상분할을 먼저 수행하고 3 차 과정에서 인터랙티브 영상분할을 수행하면 이러한 부담을 줄여줄 수 있다. 이 과정에서는 사용자가 1 차 영상분할 결과를 보고 그 중에서 추가 프로세싱이 필요한 영역들에 대하여 씨드 포인트를 입력하는 인터랙션이 필요하다 [5]. 세번째 단계에서는

형태학적 기법을 이용하여 영상분할 결과의 형태를 보정하는 과정이 필요하다 [6]. 이 때 사용되는 방법은 행창 형태학적 연산이다. 이는 수 번의 영상분할 프로세싱으로 인하여 분리된 영역들을 연결하는 과정이 필요하고, 최종 결과물은 골격구조로 추출되기 때문이다. 마지막 단계에서는 Stentford 알고리즘을 이용한 전처리, Zhang-Suen 의 세션화 알고리즘, Holt 알고리즘을 이용한 후처리를 병합한 방법으로 골격화를 수행한다 [7].

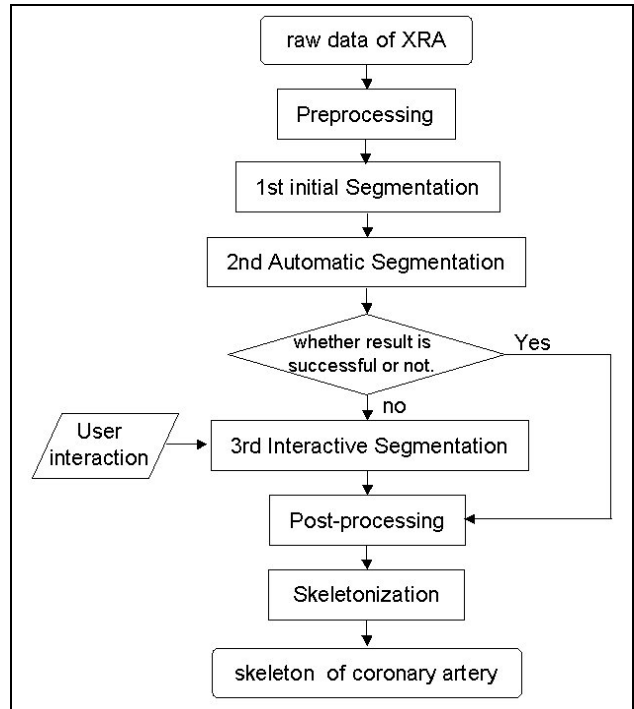


Fig. 1. 관상동맥 골격 추출 시스템 흐름도

2.1 SRAD 필터링

Fick's law 를 이용하여 개발된 Anisotropic Diffusion 필터링은 영역의 경계선을 보존하면서도 동질 영역을 블러링하고, 이미지내의 잡음을 제거하기에 효과적이다. 일반적으로 많이 사용되는 Perona & Malik 의 Anisotropic diffusion 에서 발전된 Yu & Acton 의 SRAD(Speckle reducing anisotropic diffusion)은 이미지 영상의 특성을 계수화 하여 이미지를 필터링하고 있다. SRAD 는 실제로 초음파 이미지의 스펙클들을 고려하기 위하여 개발되었으나 계수를 달리할 경우 여러 의료영상에서 효과적인 필터링 결과를 보여준다. 이 방법은 영상 내의 잡음의 특성을 계수화하는 것으로 영상 내 물체의 형태를 잘 보존하고, 경계선 부분도 강화할 수 있다. 이는 경계선 부근의 잡음들을 필터링 할 수 없는 Anisotropic diffusion 의 단점을 보완한 것이다.

SRAD 에 적용되는 부분 미분 방정식은 다음의 식 (1),(2)와 같고, 계수 방정식은 식 (3~5)이다.

$$\frac{\partial I(x, y; t)}{\partial t} = \text{div}[c(q)\nabla I(x, y; t)], \quad (1)$$

$$I(x, y, 0) = I_0(x, y) \quad \left(\frac{\partial I(x, y; t)}{\partial t} \right)_{\Omega} = 0 \quad (2)$$

$$c(q) = \exp \left\{ - \frac{[q^2(x, y; t) - q_0^2(t)]}{[q_0^2(t)(1 + q_0^2(t))]} \right\} \quad (3)$$

$$q(x, y; t) = \sqrt{\frac{(1/2)(|\nabla I|/I)^2 - (1/4^2)(\nabla^2 I/I)^2}{[1 + (1/4)(\nabla^2 I/I)]}} \quad (4)$$

$$q_0(t) = q_0 e^{[-\rho t]} \quad (5)$$

2.2 다중 영상분할

2.2.1 초기 씨드 영역 추출 및 혈관방향 설정

첫번째 초기 영상분할에서는 사용자의 인터렉션이 없는 자동 영상분할을 위한 씨드 영역자동 추출이 필요하다 [8]. 씨드 영역 추출은 임계값을 이용해서 이루어지며, 이 임계값을 위한 식은 다음의 식 (6)와 같다. $mean(x, y)$ 는 전체 영상의 평균값이고, c 는 씨드 영역추출을 위한 계수이다. 이 가중치는 일반적으로 0.5 이하의 숫자를 사용하여 평균값보다 낮은 인텐시티의 픽셀로 씨드 영역을 삼게 한다.

$$threshold_value = mean(x, y) \times c \quad (6)$$

이와 같이 구해진 임계값을 이용하여 thresholding 을 수행한 후, 추출된 여러 씨드 영역 후보들 중에서 가장 많은 픽셀 수의 영역을 씨드 영역으로 결정한다. 이렇게 추출된 씨드 영역을 기반으로 하여 1 차 자동 영상분할이 진행된다. 하지만 이 결과는 영상의 특성에 따라 달라질 수 있기 때문에 결과에 대한 사용자의 판단 및 재시도가 필요할 수 있다.

자동영상분할을 위해서는 먼저 씨드 영역을 중심으로 ROI 를 형성하여 혈관의 진행 방향을 유추하는 것이 필요하다. 씨드 영역으로 결정되는 대부분의 영역은 카테타가 관상동맥에 삽입되는 에이오타 부근일 때가 많다. 따라서 투여되는 시약의 번짐으로 인하여 혈관의 방향과 상관없이 영상의 픽셀 값들이 번져있게 된다. 이는 정확한 영상분할을 방해할 수 있다. 따라서 씨드 영역을 중심으로 설정된 ROI 에서 픽셀의 기울기를 이용하여 혈관의 진행 방향을 추적하고 이를 기반으로 영상분할이 수행되면, 보다 정확한 영상분할이 이루어질 수 있다.

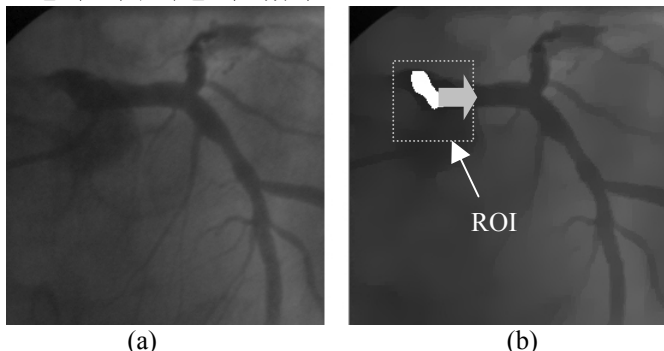


Fig. 2 (a) 심혈관 조영영상 (b) 추출된 씨드 영역 및 판단된 혈관 진행 방향

2.2.2 자동영상분할

ROI 내에서의 초기 영상분할이 이루어진 후 혈관의 진행 방향에 따라 복합 분할기법을 수행하여야 한다. 앞에서 기술한 것처럼 X-ray angiograms 에는 잡음이 많기 때문에 한가지 방법만으로 영상분할을 수행할 경우, 프로세싱 시간이나 결과의 정확성 면에서 비효과적일 수 있다. 따라서 Canny edge detection 으로 혈관의 경계선을 대략적으로 추출하여 경계선 제한영역으로 설정하고, 그 경계선 안에서 영역확장법이 진행되는 복합적 분할기법을 수행할 경우 보다 효과적인 결과를 얻을 수 있다.

개선된 영역확장법은 두 개의 임계값을 사용하여 그 둘 사이에 픽셀 값이 존재할 때 동질 영역으로 판단하여 영상분할을 수행한다. 그 두 개의 임계값을 구하는 식은 다음 (7), (8)과 같다.

$$h(x, \mu, ud, ld) = \begin{cases} 1, & T_{lower} < x < T_{upper} \\ 0, & otherwise \end{cases} \quad (7)$$

$$T_{upper} = \mu(n) + [ud(n) \cdot w + c(n)],$$

$$T_{lower} = \mu(n) + [ld(n) \cdot w + c(n)] \quad (8)$$

n 은 분할된 결과 영역에 속한 픽셀들의 수이며, $\mu(n)$ 은 대상 이미지에서의 픽셀 값들의 평균이다. $ud(n)$ 은 $\mu(n)$ 보다 높은 픽셀들에 대한 표준편차이고, $ld(n)$ 은 낮은 픽셀들에 대한 표준편차이다. 또한 w 는 영역들에 대한 가중치이고, $c(n) = 50/\sqrt{n}$ 을 사용하여 실험되었다. 영역확장이 진행됨에 따라 n 과 $\mu(n)$ 의 변환하므로 위의 계수들의 값도 계속적으로 변화한다.

2.2.3 인터랙티브 영상분할

X-ray angiograms 은 잡음이 많고, 이미지의 픽셀들이 고르게 분포하지 않는다. X-ray 영상에 심장 외에 존재하는 장기들이나 잡음들로 인하여 혈관 중간에 예상치 못했던 경계선이 검출될 수도 있다. 그리고 이렇게 검출된 경계선들은 효과적인 개선된 영역확장법을 방해할 수 있다.

3 차 인터랙티브 영상분할 단계에서는 완전하게 수행되지 못한 영상분할을 보정하고, 정확한 결과를 유도하기 위하여 사용자가 씨드포인트를 입력하는 과정이 수행된다. 추가로 영상분할해야 하는 관상동맥으로 판단되는 영역에 대해서는 마우스에 의해 입력된 씨드 포인트를 기준으로 Region growing 이 진행된다. 이때에는 2 차 영상분할보다 더 엄격한 계수들은 사용한다.

2.3 형태학적 연산에 의한 보정

영상분할 이후 정확한 골격 추출을 위한 후처리과정으로 형태학적 연산의 수행이 필요하다. 본문에서 제시한 영상분할은 수 번의 인터랙션으로 유도되었기 때문에 각 영역들이 분리되어 있을 수도 있다. 이러한 영역 분리 현상을 해결하기 위해

모폴로지의 방법 중 하나인 팽창연산의 수행이 필요하다. 본 연구의 목적에는 관상동맥의 골격만을 추출하는 데 있으므로, 팽창연산의 사용으로 인하여 골격화 대상이 다소 확장되어 있어도 결과적으로는 아무 문제가 없다. 팽창연산의 수행을 위해 사용된 수식은 다음의 (9)와 같다.

$$D(A, B) = A \oplus B = \bigcup_{\beta \in B} (A + B) \quad (9)$$

2.4 골격화

골격은 혈관객체의 중앙에 위치하며 원래 객체와 같은 토폴로지를 가지는 두께 1 의 선으로, 복잡한 혈관의 구조를 효과적으로 파악할 수 있도록 한다. 본 논문에서는 객체의 표면을 반복해서 벗겨내는 Zhang-Suen 의 세선화(thinning) 알고리즘에 기반하여 골격을 추출하였다. 세선화 과정에서 발생할 수 있는 골격 외 잡가지선(line fuzz), 네킹현상(necking) 등의 인공물(artifact)은 Stentiford 의 Acute Angle Emphasis 마스크를 통해 전처리 과정에서 제거하였고, 세선화의 가장 큰 단점인 계단현상(staircase)는 Holt 가 제안한 템플릿을 제거될 수 있었다.

3. 실험결과

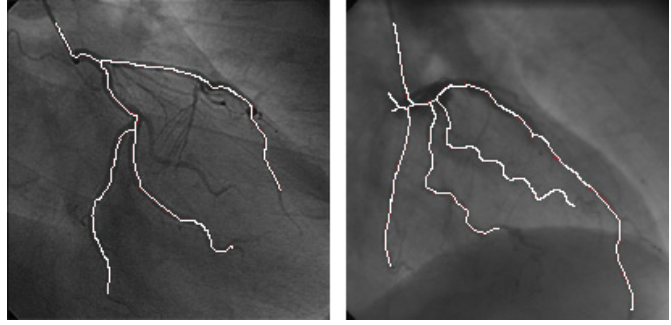
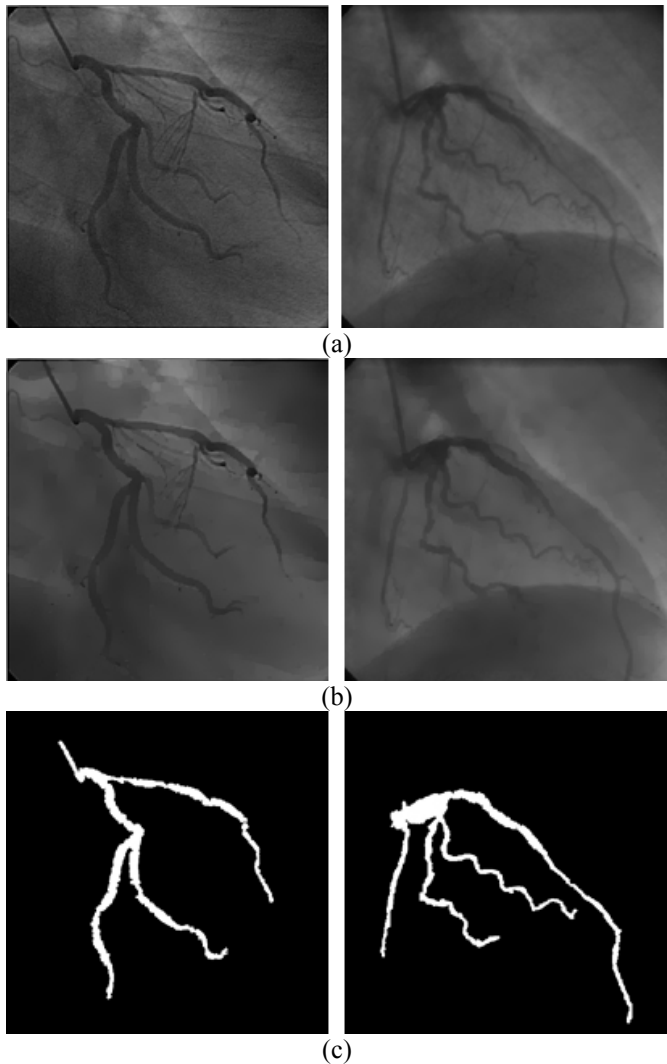


Fig. 3 (a) 원영상 (b) SRAD 필터링 결과 (c) 다중 영상 분할 결과 (d) 골격화 결과

4. 결론 및 향후 연구

본 논문에서는 관상동맥 폐색증 환자의 진단 및 시술을 위한 Image-guided PCI (Percutaneous Coronary Intervention) surgery 에 사용될 수 있도록 심혈관 조영도에서 심장의 관상동맥의 골격을 추출하는 알고리즘을 제시하였다. 적절한 계수를 이용한 Speckle reducing anisotropic diffusion 은 물체 경계선의 기울기를 강화하고, 동질 영역들에 대한 블러링이 가능하여 추후에 이어지는 과정인 씨드 영역 자동 추출 및 영상분할에 효과적이었다. 개선된 영역확장법과 Canny edge detection 을 이용한 복합적 영상분할법을 사용하였다. 또한 개선된 영역확장법으로 의료영상에 있어서 정확한 분할이 가능할 수 있었다. 영상분할 후에는 골격화를 통해 관상동맥의 골격 구조를 얻어 이것을 통해 임상의로 하여금 보다 정확하게 혈관의 구조를 파악하게 할 수 있었다.

참고문헌

- [1] P. Gerlot, R. Le Goff, Y. Bizais: Quantification of digital subtraction angiography images. Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE(1988) vol.1, pp. 432-433
- [2] D. Kottke, Y. Sun: Adaptive segmentation of coronary angiograms. IEEE Bioengineering Conference(1988) pp.287-290
- [3] Yongjian Yu and Scott T. Acton: Speckle Reducing Anisotropic Diffusion. IEEE Transactions On Image Processing (2002) Vol. 11, no.11 pp.1260-1270
- [4] C.Kirbas, F.K.H.Quek: Vessel extraction techniques and algorithms: a survey. Bioinformatics and Bioengineering, (2003) pp. 238 - 245
- [5] Rolf Adams, Leanne Bischof: Seeded region growing. IEEE transaction on pattern analysis and machine intelligence (1994) vol 16, pp. 641- 647
- [6] Y.Sun, S.Chang, C.Ko, C.Mao: The computer image analysis for the 2D coronary arteriograms. TENCON, Proceedings. Computer, Communication, Control and Power Engineering (1993) vol.2, pp.978-982
- [7] J.R.Parker, Algorithms for Image Processing and Computer Vision, Wiley (1997) pp.68-115
- [8] M.Schrijver, C.H.Slump, Automatic segmentation of the coronary artery tree in angiographic projections, Proceedings of ProRISC , 2000, pp.449-464