

유사도 분석과 명암 보정을 통한 혈관 추출[☆]

Extracting Blood Vessels through Similarity Analysis and Intensity Correction

장석우*
Seok-Woo Jang

요약

본 논문에서는 조영 영상을 받아들이며 관상동맥을 효과적으로 추출하는 방법을 소개한다. 혈관 추출에 일반적으로 사용되는 디지털 혈관조영술(DSA : Digital Subtraction Angiography)은 조영제 투입 전에 촬영된 마스크 영상과 조영제 투입 후의 혈관 대비가 나타나는 라이브 영상과의 차이를 이용하여 빠르게 혈관 영역만을 검출하는 방법이다. 그러나 이 방법은 배경의 움직임에 민감하고 두 영상간의 지역적인 배경 명암 분포의 변화에 따라 오 검출이 발생할 수 있다는 단점을 가진다. 따라서 본 논문에서는 배경 텍스처의 유사도를 분석하여 움직임의 차이가 가장 작은 영상을 선택함으로써 배경의 움직임에 기인하는 구조적인 문제를 해결하고, 선택된 영상의 지역적 명암 보정을 통해 혈관 영역만을 효과적으로 추출하는 방법을 제안한다. 실험 결과는 제안된 방법이 기존의 방법보다 오 인식률은 감소하고 정확도는 증가함을 보여준다.

Abstract

This paper proposes a method to extract coronary arteries effectively in the angiography. In general, DSA(Digital Subtraction Angiography) is a well-established technique for the visualization of coronary arteries. DSA involves the subtraction of a mask image, an image of a heart before the injection of contrast medium, from a live image. However, this technique is sensitive to the movement of background and can cause wrong detection due to the variance of background intensity between two images. Therefore, this paper solves the structural problem resulted from background movement by selecting an image which has the least difference of movement through the similarity analysis of background texture, and it extracts only the blood vessels effectively through local intensity correction of the selected images. Experimental results show that the proposed method has the lower false-detection rate and higher accuracy rate than existing methods

☞ Keyword : 유사도 분석(Similarity Analysis), 명암 보정(Intensity Correction), 혈관(Blood Vessels), 조영술(Angiography)

1. 서론

동맥경화는 우리나라에서 나타나는 사망원인 중 큰 비중을 차지하는 병으로서 임상적으로 관상동맥질환, 뇌동맥질환 등으로 발병한다[1]. 대표적인 동맥경화 진단 방법으로는 혈관조영사진술이 있는데 이 방법은 환자의 동맥에 조영제를 투입한 뒤 X선 촬영을 통해 동맥의 혈류를 촬영하고, 촬영된 혈관조영사진에서 혈관의 협착 현상을 조사함으로써 동맥경화의 발생여부를 판

단할 수 있다. 따라서 혈관조영사진으로부터 혈관을 추출하는 방법은 동맥경화의 진단과 치료에 매우 중요하므로 이에 대한 많은 연구가 활발히 진행되고 있다.

조영영상으로부터 혈관을 추출하는 방법에는 공간적·구조적 특징을 이용해 혈관영역을 분할하는 방법[2,3]과 스네이크와 같은 모델을 이용하는 방법 등이 있다. 그러나 이런 방법들은 다음과 같은 문제점을 가진다. 영상의 특징을 이용하는 방법은 혈관영역 이외에 뼈, 근육과 같은 기관들이 동시에 촬영되므로 영상의 질이 현저히 떨어지고, X선 촬영 시 심한 조명변화가 발생한다. 특히 본 논문에서 사용하는 관상동맥혈관 조영영상의 경우에는 잡음의 정도가 더욱 심하며, 조영제

* 정회원 : 한국건설기술연구원 건설정보연구부 선임연구원
swjang@kict.re.kr

[2005/11/28 투고 - 2005/12/08 심사 - 2005/12/17 심사완료]

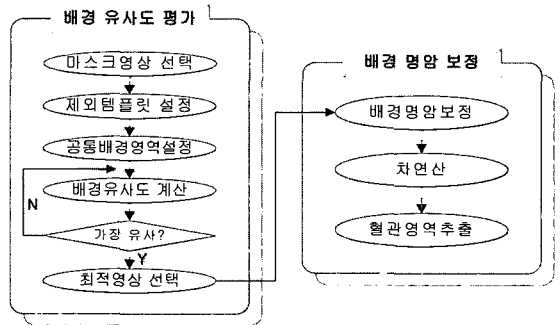
☆ 본 연구는 정보통신연구진흥원 선도기반기술개발사업의 지원을 받아 수행되었음

가 확산된 혈관영역과 배경의 명암대비가 매우 약하므로 영상의 특징을 이용하기가 어렵다. 그리고 모델을 이용하는 방법에서는 모델이 혈관의 복잡한 구조를 반영하기 어려우며, 특히 혈관분지부에 대한 검출이 부정확하다는 단점이 있다.

디지털 혈관 조영술(DSA)은 이런 잡음과 명암대비가 심한 영상에서 혈관영역을 두드러지게 표현하는 대표적인 방법이다. 이 방법은 요오드나 Li-Ba와 같은 매질을 혈관 내에 투여하기 전 영상(마스크 영상)과 투여한 후의 영상(라이브 영상)과의 차이를 이용하여 혈관영역의 대비를 강화시키는 방법이다[4]. 두 영상을 비교할 경우 배경의 구조적 차이와 명암대비가 일치한다면 완벽하게 혈관 영역만을 추출할 수 있다. 그러나 조영 사진의 경우 X-선 촬영 시 에너지의 변화량으로 인해 영상 전체적으로 명암 분포비가 달라지고 디지털 영상을 얻게 되는 과정에서 잡음이 발생하므로 동일한 명암 분포비를 가지는 영상을 얻는 것은 매우 어렵다. 또한 촬영 시 환자의 움직임으로 인해 영상의 기하학적인 변형이 일어나며, 특히 본 논문에서 다루고자 하는 관상동맥혈관은 호흡과 심장의 수축·팽창과 같은 심장 고유의 움직임이 혈관 영역 검출의 오류가 발생하는 주된 원인이 된다[5,6].

이런 DSA 고유의 문제점을 해결하기 위한 방법들이 오랜 기간동안 연구되고 있다. 시스템 장치 측면에서는 특정 대역 통과 필터를 이용해서 마스크 영상을 획득할 때와 동일한 X-선의 에너지양을 갖는 영상을 획득하여 명암 분포비가 동일한 영상을 얻을 수 있다[7]. 소프트웨어 측면에서의 접근 방법들은 다음과 같다. [8]에서는 처음으로 기하학적인 변환과 회전 기반의 변환을 통해 움직임을 보정하는 방법을 소개했다. 이 방법은 변환을 위해 사용하는 윈도우를 사전 지식에 의해 수동적으로 선택하는 방식이지만 임의의 방향성을 가지는 특징벡터의 발생으로 윈도우의 설정이 어렵다는 단점이 있다. [9]에서는 자동적으로 특징점 및 랜드마크를 설정하여 마스크 영상

과의 기하학적인 변형을 복원하며, 서브 픽셀 단위의 정밀도를 보여주었다. 그러나 영상의 기하학적인 변형 이외의 명암 분포의 변화는 고려하지 않았으며 회전 변환에 따른 기하학적인 변환에 대해서 대응하지 못하는 단점을 지닌다. [10]에서는 [8,9]에 대한 단점들을 보완하여 보다 좋은 방법을 제시한다. 또한 이 방법에서는 제외 템플릿을 이용해 조영제로 인해 발생하는 명암 대비의 변화를 이용하여 배경영역과 혈관영역을 구분할 수 있는 방법을 제안했다. 그러나 제외 템플릿의 구성에 있어 밝기 값의 평균과 분산에 대해 경험적인 값을 적용하고 명암 분포비가 특징 값을 얻어내기에 적절하지 않은 잡음이 매우 심한 영상에서는 적용하기가 어렵다. [11]에서는 영상의 명암도 히스토그램에 대한 엔트로피를 이용하여 혈관 영역을 분할하는 방법을 제시하고 있다. 그러나 명암 분포비가 특징을 검출하기 어려운 경우가 발생한다는 문제점이 있다.



〈그림 1〉 전체 시스템 구성

따라서 본 논문에서는 이런 문제점들을 해결하기 위해 배경 텍스처의 유사도를 분석하여 움직임의 차이가 가장 작은 영상을 선택함으로써 배경의 움직임으로 인한 구조적인 문제를 해결하고, 선택된 영상의 지역적 명암보정을 통해 혈관영역만을 효과적으로 추출할 수 있는 방법을 제안한다. 본 논문에서 제안하는 유동적인 배경 텍스처 분석을 통한 혈관 검출 방법은 크게 영상 배경의 유사도 평가와 배경의 지역적

명암보정의 두 단계로 구성되는데, (그림 1)은 전체적인 시스템의 구성을 보여준다.

영상 배경의 유사도 평가에서는 입력되는 영상 시퀀스를 이용하여 각 영상에 대해 제외 템플릿을 이용하여 잡음을 포함하고 있는 배경과 혈관 영역을 빠르게 구분한 후 배경의 텍스처 분석을 통해 마스크 영상과 기하학적인 차이가 가장 적은 영상을 선택한다. 영상의 지역적 배경 명암 보정 단계에서는 지역적으로 발생하는 명암 분포의 변화를 마스크 영상의 해당 영역과 비교하여 평균 명암 값의 비교를 통해 보정한다. 이 두 과정을 통해 얻어진 영상에 대해 차연산을 수행하면 올바른 혈관 영역만을 추출할 수 있다.

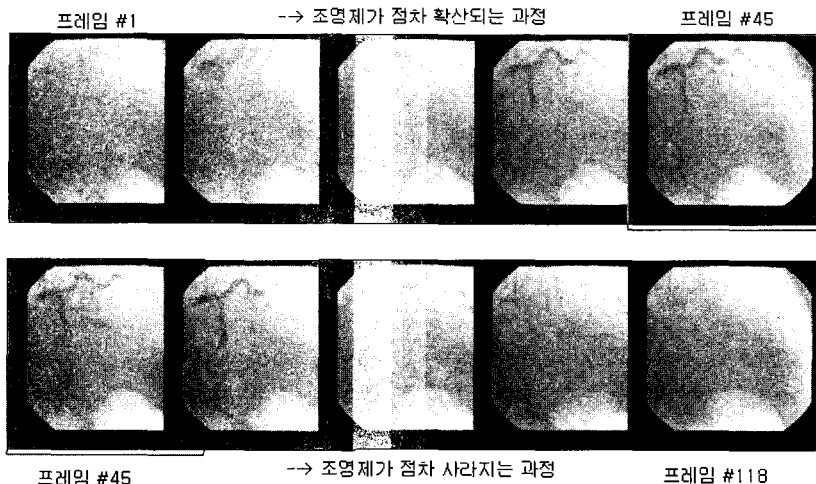
본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 마스크 영상과 제외 템플릿을 설정하는 방법에 대해 기술하고, 3장에서는 유사성 분석과 명암 보정을 통해 혈관영역을 검출하는 방법을 소개한다. 4장에서는 제안된 방법에 대한 실험결과를 기술하며, 5장에서는 본 논문의 결론을 맺는다.

2. 마스크 영상 및 제외템플릿 설정

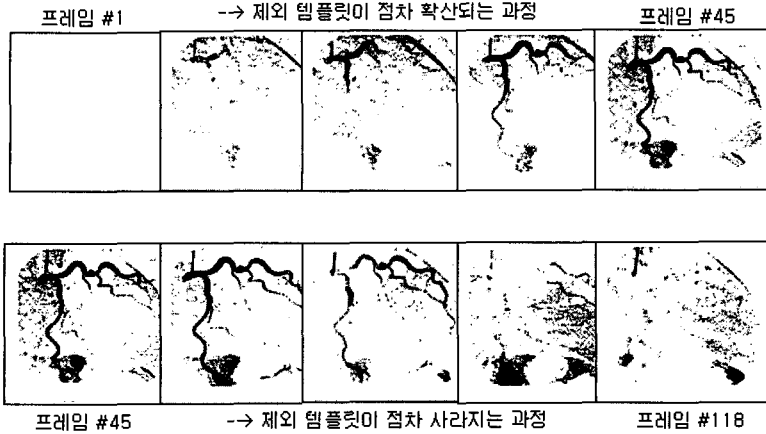
관상동맥 조영 영상은 심장의 수축과 팽창, 폐

에 유입되는 공기의 양에 따라 영상의 변형이 일어나고 이는 주기적으로 반복되는 특징을 가진다 [5]. 따라서 혈관 영역과 배경 영역의 구별을 위해 제외 템플릿(Exclusion Template)을 이용하여 조영제에 의해 대비되어 나타나는 혈관과 배경영역을 빠르게 구분한 후 배경 텍스처의 분석을 위한 배경 영역을 설정한다. 설정된 배경영역에 기반하여 동일한 위치의 마스크 영상의 텍스처와 라이브 영상의 텍스처를 비교하여 가장 유사도가 높게 평가된 영상을 선택한다. 이 과정을 통해 마스크 영상과 기하학적인 변형이 가장 적은 영상을 얻을 수 있다. 그런 다음 지역적인 배경의 명암값 보정을 통해 차연산을 수행하면 관상동맥 혈관만을 빠르고 정확하게 검출할 수 있다.

본 논문에서 사용하는 마스크 영상은 혈관에 조영제가 확산되기 이전에 촬영된 영상을 의미한다. 본 논문에서 사용되는 실험영상은 조영제의 투입 후 조영제가 확산되어가는 과정을 초당 15프레임으로 촬영한 영상으로 약 100-125 프레임에 걸쳐 나타난다. 이러한 일련의 영상 중에서 첫 번째 프레임을 마스크 영상으로 채택하게 되며, 이 영상은 조영제의 확산이 아직 일어나지 않은 순수한 배경영상으로 사용된다.



(그림 2) 조영제 확산 과정



<그림 3> 제외 템플릿 생성

(그림 2)는 관상동맥 혈관에 조영제를 투입 후 조영제가 확산되어 혈관 영역의 대비가 나타나는 일련의 과정을 보여준다. (그림 2)에서 첫 번째 프레임은 조영제가 투입된 영상이며 점차 확산되어 가는 과정을 지난 후 45번째 프레임에서 최대 확산된 영상 결과를 보여준다. 그 이후의 과정은 확산과 대비되는 과정이며 조영제가 최대의 가시성을 드러내는 시점을 지나 서서히 사라지게 된다.

제외 템플릿은 배경의 유사도 분석과 지역적인 명암 보정의 계산과정에서 제외될 영역에 해당한다. 본 논문에서 사용하는 제외 템플릿의 목적은 다음과 같다. 첫째, 두 영상간의 배경 유사도를 구하기 이전에 혈관영역과 구분되는 배경의 위치를 정의하는 과정이 필요하다. 이를 위해 조영제가 확산되어 나타나는 혈관 영역을 배경 유사도 계산에서 제외될 제외 템플릿으로 설정한다. 즉, 제외 템플릿은 잡음을 포함하는 혈관 영역으로 배경과 혈관영역을 구분해 주는 역할을 한다. 둘째, 지역적 명암 보정의 단계에서 혈관 영역을 제외한 배경 영역의 평균 명암 값을 얻기 위해 사용된다.

조영제의 확산이 이루어지는 영역은 마스크 영상에서의 동일한 위치의 화소와 비교하여 어둡게 나타나므로 단순히 두 영상의 화소간의 비교를 통해 제외 템플릿을 얻을 수 있다. 식 (1)은 제외 템플릿의 정의를 보여주는 수식으로, I_E

는 제외템플릿 영상, I_M 은 마스크 영상, 그리고 I_L 은 조영제가 확산되어 혈관영역이 나타난 라이브 영상을 의미한다.

$$I_E(x,y) = I_M(x,y) - I_L(x,y)$$

$$I_E(x,y) = \begin{cases} 0 & I_E(x,y) \leq 0 \\ I_E(x,y) & otherwise \end{cases} \quad (1)$$

식 (1)에서 제외 템플릿은 두 영상에서 동일 위치의 화소를 비교하여 어두운 영역을 강조하는 효과를 가지게 된다. 따라서 잡음을 포함하는 대략적인 혈관 영역과 그와 대비되는 배경 영역을 빠르게 구별할 수 있는 방법이다. 혈관 영역이외에 나타나는 잡음 영역은 심장 고유의 운동 등으로 인한 배경의 불일치 때문에 발생한다. 잡음 영역은 앞으로 언급될 배경의 텍스처 분석을 통해 마스크 영상과 가장 유사한 배경을 지닌 라이브 영상을 선택함으로써 제거할 수 있다. (그림 3)은 (그림 2)의 영상에 대해 식 (1)의 제외 템플릿 연산을 적용하여 얻어지는 영상을 보여주는데, 보다 효과적인 구별을 위해 결과 영상을 반전한 후 이진화한 영상이다.

(그림 4)는 식 (1)의 제외 템플릿을 통해 얻어진 영상 시퀀스에 대한 혈관의 면적 분포를 보여 주는데, 이는 실제 임상에서 하나의 환부에 대해

각각 다른 방향에서 촬영된 5종류의 영상에 대한 결과이다. (그림 3)에서 확인할 수 있듯이 제외 템플릿의 면적은 점점 증가하다가 최대치를 정점으로 점차 감소하는 것을 확인할 수 있다.

(그림 5)는 (그림 4)에서 사용한 다섯 종류의 실험영상 중에서 RAO30-CAUD30 방향의 영상 시퀀스에 대해 제외 템플릿 연산을 적용하여 나타나는 해당 프레임별 면적 분포와 가장 면적 분포가 높은 시점의 영상을 보여준다. (그림 5)에서 확인할 수 있듯이 조영제의 확산을 보여주는 전체 120여장의 프레임 중에서 43번째 영상이 혈관 면적 분포가 가장 크다.

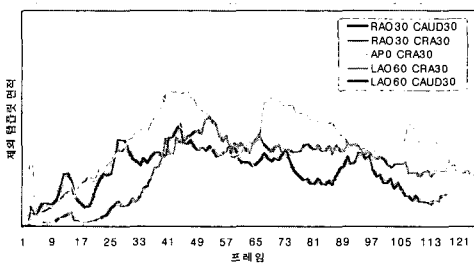
가장 높은 수치의 면적을 보여주는 영상이 조영제의 확산이 가장 잘 일어난 경우이지만, 동시에 배경의 불일치로 인해 가장 많은 잡음을 포함하는 영상이기도 하다. 따라서 면적분포가 가장 넓은 영상을 기준으로 인접한 프레임의 후보 영상에 대해 마스크 영상과의 유사도를 비교하여 가장 유사도가 높은 최적의 영상 프레임을 선택함으로써 마스크 영상과 기하학적으로 가장 차이가 적은 영상을 선택할 수 있다. 실험 결과 최대 면적이 발생한 시점의 인접한 전후 10프레임, 즉 전체 20프레임에 해당하는 영상은 조영제가 혈관 영역을 잘 표현함을 알 수 있었다.

3. 혈관영역 추출

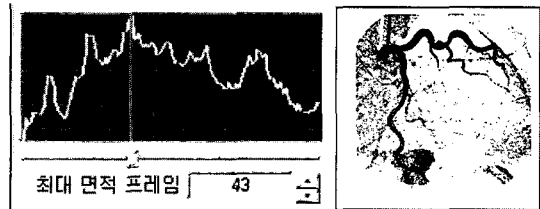
정확한 배경의 유사도 측정을 위해 후보로

선택된 모든 영상에 대해 동일한 배경 영역의 정의가 필요하다. 그러므로 각 영상에서 얻어진 제외 템플릿 영역을 바탕으로 실제 배경 유사도 계산을 위한 공통적인 배경 영역을 설정해야 한다. (그림 6)은 배경 유사도 측정을 위해 20개 영상의 공통적인 배경을 얻고자 하는 과정이다. (그림 6)의 (a)는 실험 영상에서 공통적으로 나타나는 영상의 경계라인을 나타낸다. 영상의 경계라인은 모든 영상에 대해 동일한 명암값을 가지므로 히스토그램의 임계값을 이용하여 영상을 분할한 후 레이블링 과정을 통해 얻을 수 있다. (그림 6)의 (b)는 20개의 영상에 대한 제외 템플릿의 누적 결과치를 나타낸다. 이는 혈관의 수축과 팽창 궤적을 누적시킨 결과이다. 영상의 경계라인과 제외템플릿의 누적 결과의 합을 통해 공통적인 배경 영역을 얻을 수 있으며, 명암값으로는 255의 값을 가지는 영역을 공통적인 배경으로 정의한다. (그림 6)의 (c)는 (a)와 (b)의 영상을 합한 결과이며, (c)의 영상 중에서 명암값 255를 가지는 영역이 배경 텍스처 분석을 위한 공통적인 배경 영역이 된다.

본 논문에서는 마스크 영상과 라이브 영상의 배경 유사도를 평가하기 위해 텍스처 분석 방법을 사용한다. 식 (2)는 라이브 영상과 마스크 영상의 텍스처 엔트로피 측정값을 이용하여 얻어지는 최적의 영상 선택 기준(BMC: Best Match Criteria)을 보여준다.



〈그림 4〉 제외 템플릿 면적 분포



(a) 제외 템플릿의 면적 분포 (b) #43의 제외 템플릿
〈그림 5〉 제외 템플릿의 결과 영상 및 면적 분포



(a) 검출된 경계라인

(b) 노이즈 제외템플릿

(c) 공통적인 배경 영역

〈그림 6〉 배경 영역 설정

$$BMC = \sum_{B=1}^M |I_t(B) - M_t(B)| \quad (2)$$

영상의 텍스처를 분석할 때 전역적인 엔트로피 측정값 보다는 지역적인 특징을 이용하는 것이 보다 좋은 결과를 보여준다. 그 이유는 심장 혈관 조영 영상의 경우 명암값의 분산이 크게 나타나므로 영상을 지역적인 블록으로 분할하여 배경 명암의 분포를 줄일 수 있기 때문이다. 따라서 M은 전체 영상을 구성하는 블록의 개수이며, I_t 와 M_t 는 각각 라이브 영상과 마스크 영상의 지역적인 엔트로피 측정값이다.

일반적으로 영상의 텍스처를 측정하는 것은 영상 또는 영역의 명암도 히스토그램의 모멘트를 사용한다. 그러나 본 논문에서 사용하는 조영 영상은 많은 잡음을 포함하고 지역적인 명암 분포비가 다르기 때문에 영상의 명암도 히스토그램만을 이용한 텍스처의 측정은 정확도가 저하되게 된다. 또한 서로 다른 각 화소들에 대한 상대적인 위치에 관한 정보를 가지고 있지 않다는 한계를 가진다. 따라서 본 논문에서는 상대적인 위치정보를 포함하는 명암도 동시발생 행렬(intensity co-occurrence matrix)을 정의하고, 정의된 행렬에 대한 엔트로피를 측정하여 배경 텍스처의 유사도 평가에 사용한다. 식 (3)은 식 (2)의 I_t 와 M_t 값으로 사용되는 배경 텍스처의 엔트로피를 보여준다.

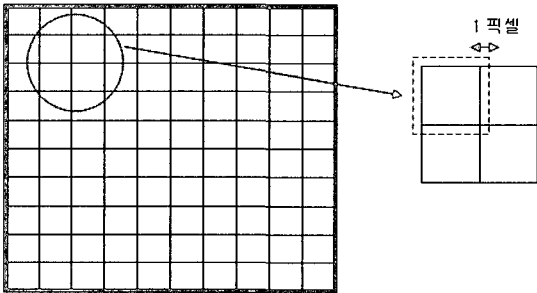
$$I_t = M_t = - \sum_i \sum_j C_{ij} \log C_{ij} \quad (3)$$

행렬 C_{ij} 는 명암도 동시발생 행렬로서 각 행렬의 요소는 위치 연산자 $d=(dx,dy)$ 에 대한 점 쌍의 밝기 값의 결합 확률 추정치가 된다. 위치 연산자 d 는 한 화소에 대해서 대각 행렬 방향의 동일한 밝기값을 가지는 화소로 정의하였다. 텍스처의 분석 방법 중 엔트로피 측정 방법은 영상의 밝기 변화 값에 보다 강건하므로 두 영상간의 배경 유사도를 측정할 수 있는 방법이 된다. 각 영상에서 얻어진 엔트로피와 마스크 영상의 배경에서 얻어진 엔트로피를 비교하여 배경의 유사도가 가장 높은 영상을 선택하면 혈관과 배경의 구조적 정보가 가장 좋은 형태의 영상을 얻을 수 있다. 그런 다음 획득된 영상의 지역적인 밝기값의 보정을 수행하면 최종적인 혈관 영역만을 얻을 수 있다.

배경의 텍스처 분석을 통해 구조적으로 가장 유사한 영상을 선택한 후 마스크 영상의 배경 명암 분포를 라이브 영상과 동일하게 보정함으로써 차연산을 통해 최종적으로 올바른 혈관 영역만을 얻을 수 있다. 심장 조영 영상에서는 영상 획득 장치의 X선 투과시의 에너지 변동 양과 조영제의 확산 대비로 인해 영상의 명암분포가 변화하게 된다. 이런 문제는 영상에서 전체적으로 균일하게 발생하지 않고 지역적으로 발생하므로 배경 명암의 보정은 지역적인 방법을 사용하는 것이 효과적이다.

식 (4)와 식 (5)는 지역적인 명암 보정의 계산식을 보여준다. 마스크 영상과 같은 크기의 영상 D를 생성한 후 영상을 $n \times n$ 크기의 윈도우

로 전체 영상을 분할한다. 이때 (그림 7)과 같이 4 방향에 대해 1픽셀씩 겹치도록 윈도우의 크기를 조정하는데, 이는 두 영상의 차 연산시 윈도우 크기만큼 생기는 영역의 경계라인을 제거해주는 효과를 가진다. 본 논문의 실험에서는 n의 크기를 22로 하였다.



〈그림 7〉 윈도우 설정

$$D(i,j) = (1/P) \sum (L(i,j) - M(i,j))$$

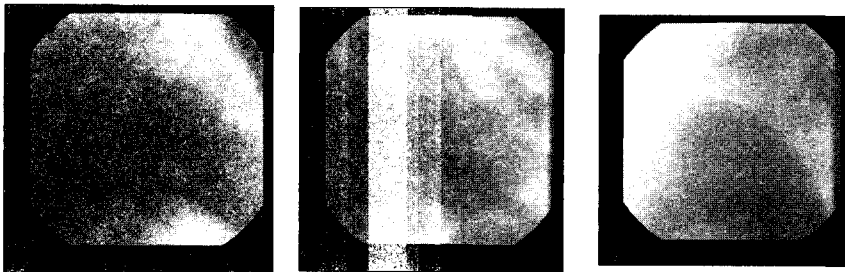
where $(i,j) \notin \text{Exclusion Template}$ (4)

$$M(i,j) = M(i,j) + D(i,j) \quad (5)$$

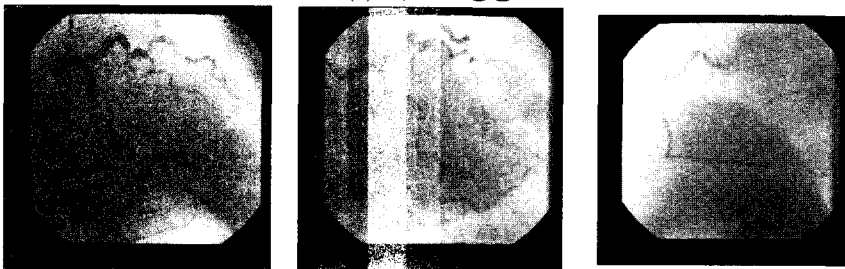
$L(i,j)$ 는 유사도 분석을 통해 얻어진 라이브 영상을 의미하며, $M(i,j)$ 는 마스크 영상을 의미한다. P 는 전체 픽셀 수를 의미하며, 이는 제외 템플릿에 속하지 않는 픽셀을 나타낸다. 식 (4)를 통해 각 영역에서 제외 템플릿에 속하지 않는 배경 영역 명암값의 차이를 구하면, 식 (5)에서는 그 차이만큼 명암값을 보정한다. 배경 텍스처의 유사도 분석을 통해 구조적으로 가장 유사한 영상을 검색한 후 지역적인 배경 명암 보정 단계를 통해 차연산을 수행하면 올바른 혈관 영역만을 검출할 수 있다.

4. 실험결과

실험 영상은 조영제가 확산되는 과정을 보여주는 512×512 크기의 초당 15프레임 동영상을 8비트 비트맵 영상으로 저장하여 사용하였다. (그림 8)은 3종류의 실험 영상에 대해 마스크 영상과 라이브 영상을 보여준다. 마스크 영상은 조영제의 확산이 일어나지 않은 첫 번째 프레임

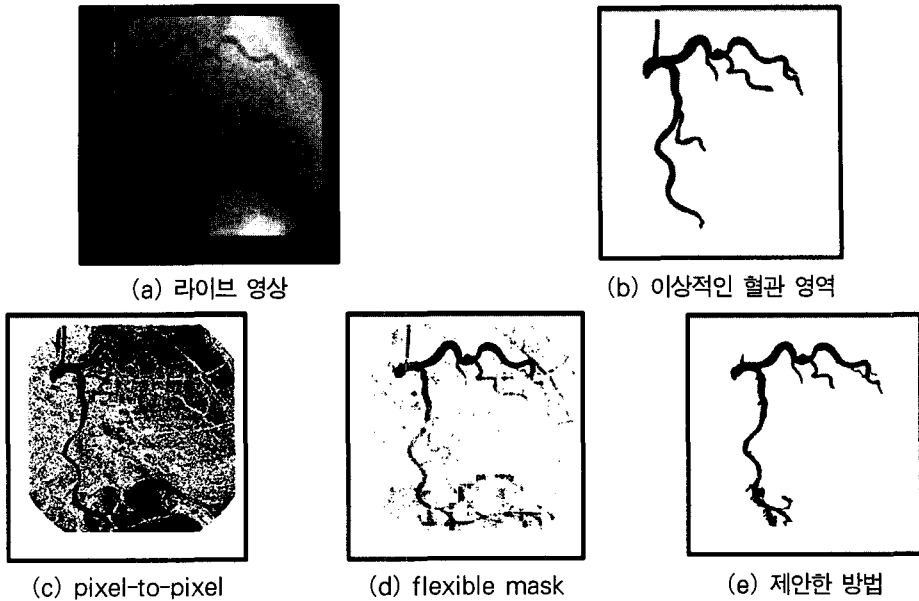


(a) 마스크 영상



(b) 라이브 영상

〈그림 8〉 마스크 영상과 라이브 영상



〈그림 9〉 혈관 영역 검출 결과

의 영상으로 혈관영역이 나타나는 영상과의 비교를 위한 영상이며, 라이브 영상은 조영제가 확산되는 과정 중 확산이 잘 일어난 영상 중에서 마스크 영상과의 배경 유사도가 가장 높은 영상으로 판단되어 채택된 영상이다.

(그림 9)는 RAO30-CAUD30 방향에 대해 최종적으로 얻어진 혈관 영역과 기존 연구와의 비교를 나타낸 그림이다. (그림 9)에서 (a)는 배경 텍스처 분석을 통해 얻어진 라이브 영상이며, (b)는 (a)영상에 대응되는 이상적인 혈관 영역을 나타낸다. (그림 9)의 (c)는 화소 사이의 직접적인 차연산을 수행함으로써 얻은 결과로서 영상의 움직임과 많은 잡음으로 인해 혈관 영역 이외에 많은 오검출 결과를 보여준다. (그림 9)에서 (d)는 유연한 마스크 기반의 차연산(flexible mask subtraction) 결과를 보여준다. 이 경우 라이브 영상을 선택하는 기준은 정해져 있지 않으므로 가시적으로 조영제가 가장 많이 확산된 분포를 보여주는 영상을 채택했다. 즉, 마스크 영상에 대해 제외 템플릿 면적이 가장 크게 나오

는 프레임을 라이브 영상으로 선택했다. (그림 9)에서 (e)는 본 논문에서 제안한 방법을 통해 최종적으로 얻어진 혈관 영역이다. 조영제의 명암 대비가 약한 혈관의 마지막 분지부에 대해서는 미 검출 영역이 나타나는 결과를 보여준다.

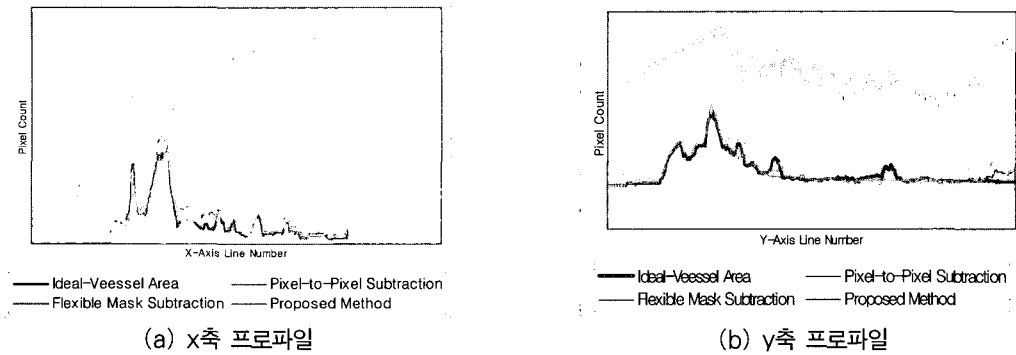
(표 1)은 제안한 방법과 기존 방법들에 대한 실험결과를 비교하는데, (표 1)에서 사용한 용어의 정의는 다음과 같다.

$$\text{정확도} = (\text{정합이 일치한 화소 수} / \text{영상 전체 화소 수}) \times 100$$

$$\text{미검출도} = (\text{혈관영역 내 배경으로 인식된 화소 수} / \text{이상적인 혈관영역의 화소 수}) \times 100$$

$$\text{오검출도} = (\text{배경영역 내 혈관으로 인식된 화소 수} / \text{이상적인 배경영역의 화소 수}) \times 100$$

제안한 방법은 정확도와 오검출율에서는 좋은 결과를 보여주며, 명암 대비가 약한 혈관의



〈그림 10〉 기존방법과 제안된 방법의 프로파일

마지막 영역에 대해서는 검출하지 못하는 관계로 인한 미검출율은 다소 높은 편이다.

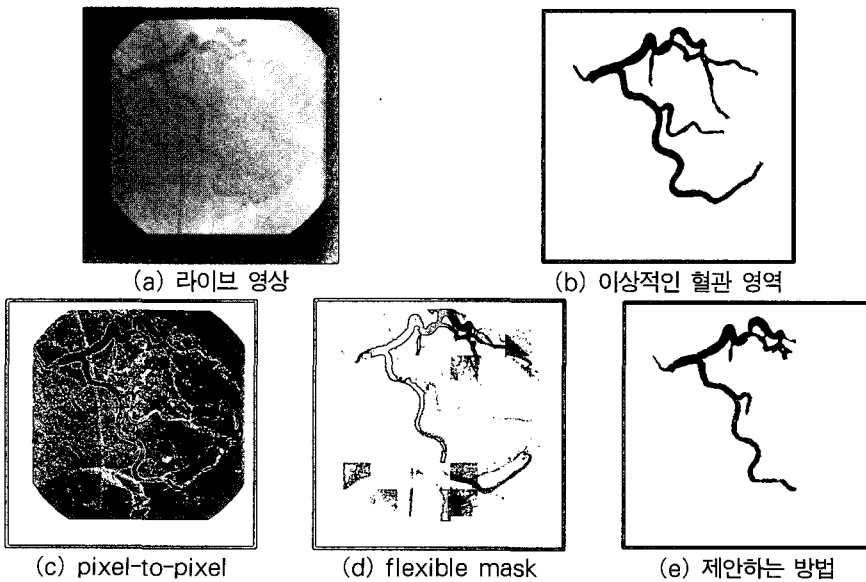
〈표 1〉 검출 결과 비교-1

	정확도(%)	미 검출도(%)	오 검출도(%)
pixel-to-pixel	65.67	14.61	34.50
flexible mask	79.53	32.11	19.33
제안하는 방법	97.13	10.42	0.76

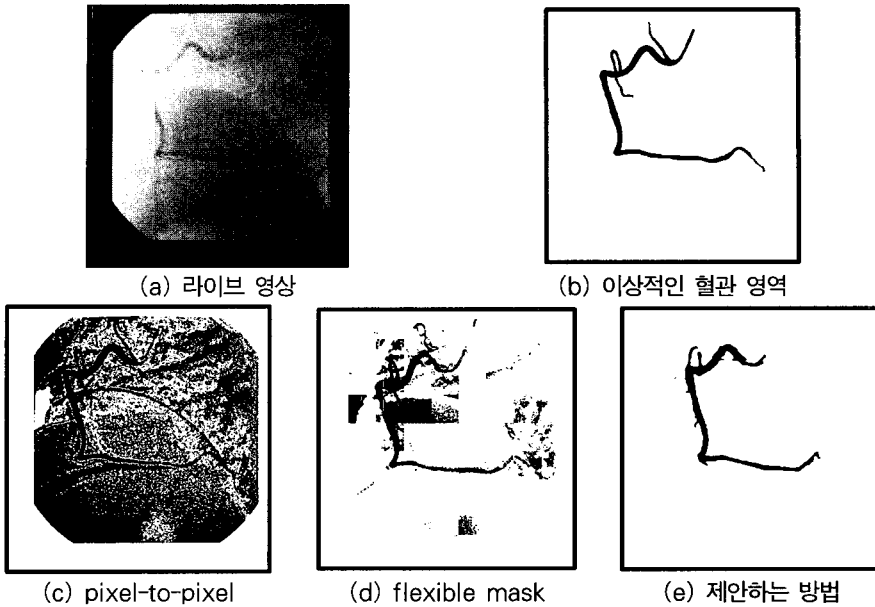
로 얻어진 영역에 대한 x, y축 프로파일을 비교하고 있다. Pixel-to-Pixel 방법은 계산의 단순함으로 이상적인 혈관영역과 많은 차이를 보인다. Flexible mask subtraction 방법과 제안한 방법은 이상적인 혈관 영역과 매우 유사한 프로파일 형태를 보여주는데, 제안한 방법의 경우 오 검출 영역이 보다 적다.

(그림 11)과 (표 2)는 AP0-CLA30 방향에서 얻어진 영상 시퀀스에 대한 비교이다.

(그림 10)은 이상적인 혈관 영역과 각 방법으



〈그림 11〉 혈관 영역 검출 결과



〈그림 12〉 혈관 영역 검출 결과

〈표 2〉 검출 결과 비교-2

	정확도(%)	미 검출도(%)	오 검출도(%)
pixel-to-pixel	43.21	29.34	58.66
flexible mask	88.56	23.38	6.95
제안하는 방법	97.45	24.71	0.28

(그림 12)와 (표 3)은 LAO60-CAUD30 방향에서 얻어진 영상 시퀀스에 대한 결과 및 그에 따른 검출 결과 비교한다.

〈표 3〉 검출 결과 비교-3

	정확도(%)	미 검출도(%)	오 검출도(%)
pixel-to-pixel	56.70	28.54	43.79
flexible mask	91.34	45.00	6.75
제안하는 방법	98.90	25.82	0.25

5. 결론 및 향후 연구 과제

본 논문에서는 조영제가 확산되는 과정을 보여주는 조영 영상에서 마스크 영상과의 배경 유

사도 분석을 통해 기하학적으로 변형이 가장 적은 영상을 선택하고 지역적인 명암보정을 통해 올바른 혈관 영역을 검출하는 방법을 제안하고 실험을 통한 성능 평가를 수행하였다. 성능평가는 검출된 혈관 영역에 대해 올바르게 추출된 영역과 잘못 검출된 영역에 대해 기존의 방법과 비교하였으며, 본 논문에서 제안하는 방법이 기존의 방법에 비해 보다 좋은 결과를 보였다.

본 논문에서 제안하는 방법은 심장의 수축과 팽창, 폐에 유입되는 공기량에 따른 명암의 변화와 같은 규칙적인 움직임에 강건한 반면 환자의 움직임으로 인한 영상 전체의 구조적 변화에는 대응하지 못하는 단점을 가진다. 따라서 향후 연구로는 이러한 한계를 극복하고 예상치 않은 움직임으로 인한 변화에 대응할 수 있는 방법에 대해 연구가 고려된다.

참고 문헌

- [1] 서상호, 유상신, 권혁문, 노형운, “좌관상동

- 맥 분지부 내에서 정상혈류의 속도와 전단 응력분포,” ‘95 추계 대한기계학회, pp. 490-493, 1995.
- [2] F. Zana, J. C Klein, “Segmentation of Vessel-like Patterns using Mathematical Morphology and Curvature Evaluation,” IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 10, 2000.
- [3] Kostas Haris, Serafim N, Efstrafiadis, “Model-based Morphological Segmentation and Labeling of Coronary Angiograms,” IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol 18. No 10, 1999.
- [4] W. R. Brory, “Digital Subtraction Angiography,” IEEE Trans. Nucl. Sci, Vol. NS-29, pp. 1176-1180, 1982.
- [5] L. M. Boxt, “Intravenous Digital Subtraction Angiography of the Thoracic and Abdominal Aorta,” CardioVascular Interventional Radiology, Vol. 6, pp. 205-213, 1983.
- [6] L. W. Ludwig, L. A. Verhoeven, J. J. Kersbergen, and T.T. Overtoom, “Digital Subtraction Angiography of the Plumonary Arteries for the Dignosis of Pulmonary Embolism,” Radiology, Vol. 147, No. 3, pp. 639-645, 1983.
- [7] H. Oung and A. M. Smith, “Real-time Motion Detection in Digital Subtraction Angiography,” International Symposium on Medical Images and Icons, MD: IEEE, pp. 336-339, 1984.
- [8] M. Yanagisiwa, S. Shigemitsu, and T. Akatsuka, “Registration of Locally Distorted Images by Multi-window Pattern Matching and Displacement Interpolation Angiography,” IEEE seventh International Conference on Pattern Recognition, pp. 1288-1291, 1984.
- [9] V. Leclerc and C. Benchimol, “Automatic Elastic Registration of DSA images,” CAR ’87, Berlin, Germany, pp. 719-723, 1987.
- [10] Luong Van Tran, Jack Sklansky, “Flexible Mask Subtraction for Digital Angiography,” IEEE Trans on Medical Imaging, Vol. 11, No. 3, 1992.
- [11] T. M. Buzug and J. Weese, “Similarity Measures for Subtraction Methods in Medical Imaging,” International Conference on IEEE Engineering Medicine Biology Society, pp. 140-141, 1996.
- [12] Erik H. W. Meijering, Wiro J. Niesse, and Max A. Viergerver, “Retrospective Motion Correction in Digital Subtraction Angiography : A Review,” IEEE Transaction on Medical Imaging, Vol. 18, No. 1, 1999.

● 저 자 소개 ●



장 석 우 (Seok-Woo Jang)

1995년 숭실대학교 전자계산학과 졸업(학사)

1997년 숭실대학교 대학원 컴퓨터학과 졸업(석사)

2000년 숭실대학교 대학원 컴퓨터학과 졸업(박사)

2003~현재 한국건설기술연구원 건설CALS연구센터 선임연구원

관심분야 : 영상처리, 컴퓨터비전, 형태인식, 비디오 색인 및 검색 등

E-mail : swjang@kict.re.kr