

ICG 망막영상에서 국부적 특징점 분석에 의한 혈관의 자동 추적

(Automatic Tracking of Retinal Vessels by Analyzing Local Feature Points in IndoCyanine Green Retinal Images)

임문철[†] 김우생^{**}
(Moon Chul Lim) (Woo Saeng Kim)

요약 최근 수 년 동안 의료영상에서 혈관의 추출 및 재구성에 관한 연구가 활발히 진행되어 오고 있으며 망막혈관 구조의 분석은 망막에 관련된 환자의 진단 및 치료에 중요한 정보를 제공하여 왔다. 본 연구에서는 ICG(IndoCyanine Green) 기술에 의해 촬영된 망막영상에서 전체 망막혈관을 자동으로 추적하는 알고리즘을 제안한다. 본 알고리즘은 각 혈관의 기울기 크기 단면도(profile)로부터 국부적 최대점들(local maxima)과 처리방향을 평가하여 혈관의 외형과 중심을 추출하며, 국부적 최대점들의 방향성분을 비교하여 혈관의 분기점 및 교차점을 감지한다. 본 알고리즘을 환자의 ICG 망막영상에 적용하여 전체혈관이 자동으로 재구성되었으며 정확성과 연결성이 우수하다는 점을 실험결과로 제시하였다.

키워드 : 혈관추적, 기울기 크기 단면도, 망막영상

Abstract During the last few years, the extraction and reconstruction of the blood vessels in the medical image has been actively researched and the analysis for the retinal vessel structure has provided important information for diagnosis and remedy of the retinopathy patients. In this research, we propose the algorithm that tracks automatically the entire retinal vessel in retinal image acquired by the ICG(IndoCyanine Green) technology. This algorithm extracts contours and centers by estimating the local maxima and processing directions and detects bifurcations and junctions by comparing direction components of the local maxima from the gradient magnitude profile of each blood vessel. We present experimental results that the entire blood vessel is automatically reconstructed and is excellent in accuracy and connectivity after applying our algorithm to the ICG retinal images of patients.

Key words : Vessels tracking, Gradient magnitude profile, retinal image

1. 서론

의료 영상에서 혈관구조의 분석 및 평가는 다양한 임상치료에서 매우 중요하게 사용되어 왔다. 영상처리 알고리즘을 이용하여 혈관구조 분석을 자동화하고 추출된 정보를 전문가에게 제공함으로써 보다 객관적인 진단과 치료에 도움을 줄 수 있기 때문에 관상동맥 구조 및 정량적 측정을 위해 최근까지 활발한 연구가 계속되고 있

다. 인간의 시력과 관련된 망막의 혈관구조 분석은 망막병의 진단과 진행정도 및 치료와 관리에 대한 중요한 정보를 제공한다. 최근까지 주로 관상동맥에 관한 혈관구조 분석이 연구되어왔고 망막에 관련해서는 형광안저 촬영된 영상으로부터 혈관구조 분석에 대한 연구가 진행되어 왔으나 ICG 망막영상을 사용한 연구는 거의 수행되지 않았다. ICG 망막영상은 형광안저 촬영된 영상에 비해 혈관 및 병상 정보가 매우 자세히 표현되어 있어 전문가에 의한 혈관구조 관찰 및 진단과 치료에 더욱 상세한 정보를 제공하고 혈관분석 영상처리 알고리즘 개발에 더 나은 조건을 제공한다. 따라서 본 연구에서는 전문가에게 보다 나은 정보를 제공하기 위해 최근 ICG 기술을 이용한 망막영상에서 혈관구조를 자동으로 추적할 수 있는 알고리즘을 개발하고자 한다.

· 본 논문은 한국과학재단 특장기초연구비(1999-2-30300-007-2) 지원에 의한 결과임.

[†] 학생회원 : 광운대학교 컴퓨터과학과
mclim@cs.kwangwoon.ac.kr

^{**} 종신회원 : 광운대학교 컴퓨터과학과 교수
kws@cs.kwangwoon.ac.kr

논문접수 : 2001년 2월 19일

심사완료 : 2001년 11월 14일

기존의 혈관구조 분석을 위한 연구들은 일반적으로 정확성, 신속성, 자동화에 중점을 두었으며 혈관의 시작점을 선택하고 외형 및 중심을 추적하며 분기점 및 교차점을 감지하는 다양한 방법들이 소개되었다. 그 중에서도 탐색 및 추적(exploratory and tracking) 방법은 혈관의 국부적인 특성을 이용함으로써 실시간의 고해상도 처리가 가능하고 혈관의 구조적 정보를 제공할 수 있어 수많은 방법이 연구되어 왔으며 연결성, 정확성, 전체혈관의 재구성, 자동화, 처리속도문제 등의 특성을 좀더 만족할 수 있는 연구가 요구된다. 이와같은 연구의 하나로 [1]에서는 1단계에서 혈관의 특징점을 추정한 후 2단계에서 상세한 혈관의 외곽선과 중심선을 추적하는 두 단계(two-pass) 혈관추적 방법을 개발하였다. 이는 혈관의 특징점을 미리 추정함으로써 혈관의 추적방향 처리가 용이하고 복잡한 배경에서도 정확성을 유지하였으나 두 단계 처리에 의한 비용이 추가로 소요되었으며 계속적인 처리방향 전환으로 인하여 추적된 혈관이 비 연속성을 가지는 경우가 발생하였다.

본 연구에서는 탐색 및 추적 방법에 근접하는 방법으로 전체혈관 재구성, 완전 자동화의 특징을 만족하고 정확성과 연결성이 우수한 혈관추적 알고리즘을 제안한다. 본 연구는 혈관추적 처리방향에 수직인 혈관의 기울기 크기 단면도를 분석하여 혈관외형이 대칭적이고 최대값을 가지는 국부적인 정보를 이용함으로써 정확성을 보장할 뿐만 아니라 시작점과 끝점 및 분기점과 교차점을 자동으로 감지함으로써 전체 혈관추적의 완전 자동화를 실현하였다. 또한 각 특징점들을 미리 추정하는 단계없이 외형과 중심을 동시에 처리하는 단일단계(one-pass) 방법과 4 방향 처리방법을 사용함으로써 혈관추적의 신속성을 향상시키고 계속적인 추적 방향전환으로 인한 비연속적인 혈관윤곽 추적의 오류를 보완하였다.

본 논문은 2장에서 기존 방법들을 살펴보고 3장에서 혈관의 시작점, 처리방향, 분기점, 교차점, 끝점을 감지하면서 혈관을 추적하여 재구성하는 방법을 기술한다. 4장에서 ICG 망막영상에 적용된 실험결과를 보여주고 기존연구와 비교 분석한다. 마지막으로 5장에서 결론 및 향후 연구과제에 대해 기술한다.

2. 기존연구

자동 혈관추적 알고리즘은 응용에 따라 다소 차이가 있으나 시작점과 끝점 및 중심점 등의 수동입력 여부, 추적된 혈관의 연결성 여부, 연산의 복잡성 여부, 전체 혈관의 재구성 여부, 중심선 및 외형의 추출여부, 분기점 및 교차점의 효율적 처리여부 등의 특성이 존재하는지를

비교함으로써 혈관추적 방법의 장점 및 우수성을 차별화할 수 있다. 혈관을 추적하는 기존연구로 전체 화소를 처리하는 방법[2,3]은 혈관과 관련이 없는 화소들을 모두 처리함으로써 일반적으로 많은 연산시간을 요구하며 혈관에 대한 구조적 정보 제공이 어렵다. 또한 가변 템플릿이나 B-스플라인 스네이크(B-spline snake) 등을 이용하는 인자변형(parameterized variation) 방법[4,5]은 혈관 구조의 국부적인 정확성은 우수하나 각 인자의 초기화가 어렵고 분기점의 초기화 문제로 인해 분기구조의 혈관추적에 대부분 적합하지 않다. 반면 탐색 및 추적(exploratory and tracking) 방법은 영상의 모든 화소가 아닌 혈관에 밀접한 화소들만 처리함으로써 국부적 특성을 잘 활용하면 실시간의 선명한 고해상도 처리가 가능하며 혈관의 구조적 정보를 제공할 수 있어서 다양한 방법으로 연구가 진행되어 왔다. 혈관의 국부적 특성을 이용하여 최적의 외형 및 중심을 탐색하거나 추적하는 기존의 방법들은 특징점이나 화소를 노드의 집합으로 보고 트리 탐색 및 그래프 탐색을 이용하는 방법, 혈관의 국부적 특성을 고려하여 미리 정의된 정합 필터(matched filter)를 사용하는 방법, 특수한 템플릿을 혈관 특성에 알맞게 사용하는 방법 등으로 구분할 수 있으며 이러한 방법들은 특성과 기능이 다르며 상호 장단점이 존재한다.

트리 및 그래프 탐색을 이용하는 방법으로 P. H. Eichel[6]은 경로 매트릭이라는 확률모델에 에지 경로의 신뢰도를 할당하여 최대 신뢰도를 가진 에지 경로를 선택함으로써 혈관을 추적하며 에지 경로 연결을 위해 마코프 체인 모델을 사용한다. 그러나 경로가 실제 에지인지 판단하기 어려워 교차점이나 분기점에서 혈관이 아닌 에지를 추적하게 되어 정확성이 결여되었다. M. Collins[7,8,9]와 M. A. T. Figueiredo[10]는 화소들을 노드로 사용하여 2D와 3D 그래프 탐색 방법으로 혈관의 외형을 추적하는 방법을 제안하였다. 이는 시작점과 끝점이 항상 미리 정해져 있기 때문에 부분적인 혈관처리에 적합하며 최소 경로 비용 문제에 따라 알고리즘의 효율이 결정된다.

정합필터 및 템플릿을 이용하는 방법으로 Y. Sun[11,12,13]은 미리 정의한 정합 필터를 국부적인 화소에 적용하고 감지-제거 구조(detection-deletion scheme)를 사용하여 혈관을 추적한다. 감지된 혈관을 제거하여 새로운 혈관추적 시 오류를 최소화함으로써 정확한 혈관 외형 추적이 가능하였으나 시작점과 끝점 및 방향을 수동으로 제공하여야 한다. 또한 O. Chutatape[14]는 혈관 단면도에서 칼만(Kalman) 필터로 다음 가능한 혈관의 추적 위치를 측정하고 가우시안 필터로 중심점과 넓이를 측정하였다. A. Can[15]은 한 화소 넓이의 격자

(grid) 위를 따라 화소의 선명도와 밝기를 평가하여 국부적 명암 최소점을 추출하고 정당성과 검증규칙에 의해 유효한 근원(seed) 점을 시작점으로 사용하여 방향성 정합 템플릿으로 혈관을 추적하였다. 이는 혈관추적의 시작점 자동추출이 환경에 덜 민감하고 혈관이 연결되어 있지 않아도 추적이 가능하며 실시간에 적합하나 연결성이 부족하였다.

이외에도 K. Haris[16,17]는 원 템플릿을 이용하여 ASEA(artery segment enclosing area)라는 부분 혈관 영역을 구분하고 그 영역에 워터셰드 알고리즘을 적용하여 혈관을 추출하였다. 이는 ASEA 내에 존재하는 혈관의 형이 비교적 정확하게 자동 추출되었으나 두 알고리즘 처리에 따른 비용문제와 ASEA 간의 독립적인 혈관추출로 인해 전체 혈관이 연결되지 않았다. Y. A. Tolas[18,19]는 퍼지 C-means 클러스터링에 의해 추적하였으며 시작점과 방향을 자동으로 감지하였으나 각 노드마다 클러스터링에 소요되는 비용이 크다.

3. 자동 혈관 추적

본 장에서는 ICG 망막영상의 시신경유두로 추출된 원주 위의 기울기크기와 명암도를 이용하여 혈관추적의 시작점과 초기방향을 결정하는 방법을 기술한다. 또한 혈관 기울기크기 단면도에서 국부적 특징점들을 분석하여 혈관의 외곽선 및 중심선을 추적하는 방법과 혈관 외곽점들의 방향성분을 조사하고 분기점 및 교차점을 감지하여 전체혈관을 자동추적하는 방법을 기술한다. 그림 1은 자동 혈관 추적의 전체 처리과정을 개략적으로 설명하고 있다.

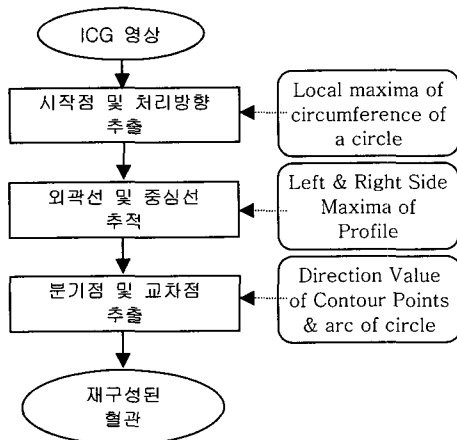


그림 1 전체 처리 과정

3.1 시작점 및 초기 처리방향

혈관추적은 초기에 추적의 시작점과 방향이 필요하고 추적이 끝나는 조건과 분기점 및 교차점을 감지하는 방법이 요구되며 세부적인 방법은 일반적으로 응용에 의존한다. 따라서 본 연구에서는 망막영상의 모든 혈관이 시신경 유두로부터 나와 혈관두께가 점차 감소되는 형태로 연결되어 있다는 선지식을 이용하여 동일인으로부터 촬영된 형광안저 영상을 통하여 ICG 망막영상에서 시작점과 초기 처리방향을 결정한다. 우선 시신경 유두가 비교적 정확하게 묘사되어 있는 형광안저 영상에서 특징이 추출되고 침식연산에 의해 잡음이 제거된 후 허프변환[20]에 의하여 원 모양의 시신경 유두가 추출된다. 다음으로 형광안저 영상에서 추출된 시신경 유두의 반지름은 ICG 망막영상에서와 동일하다는 가정 하에 동일한 크기의 원 템플릿을 ICG 망막영상의 영역분할 영상에 적용하여 동일한 크기의 시신경 유두가 수식 (1)에 의해 추출된다[21]. E_{region} 은 ICG 망막영상의 영역분할 영상에서 위쪽과 아래쪽 반원으로 둘러싸인 화소들의 총수인 영역에너지, $Ubound$ 와 $Lbound$ 는 각각 위쪽과 아래쪽 반원, (x, y) 는 원의 중심점 위치로 정의된다.

$$\max \left\{ E_{region} = \int \int_{Lbound}^{Ubound} CTemplate(x, y) dA \right\} \quad (1)$$

시신경 유두로 추출된 원주 위의 화소들에 대한 기울기크기와 명암도를 이용하여 혈관의 부분영역을 추출하고 이들 사이의 중심점들을 각 혈관의 시작점으로 결정한다. 즉, 기울기크기 $G(\theta)$ 와 명암도 $I(\theta)$ 의 합성함수 $S(\theta) = G^{-1}(\theta) + I(\theta)$ 에 대한 산술평균 S_m 과 표준편차 S_σ 가 다음 수식 (2)를 만족하는 연속된 화소집합의 중심을 시작점으로 결정한다. 또한, 시신경 유두로 추출된 원의 중심과 원주 위의 시작점이 이루는 각도가 측정되어 초기 처리방향이 결정된다.

$$S_m + S_\sigma < S(\theta) \quad (2)$$

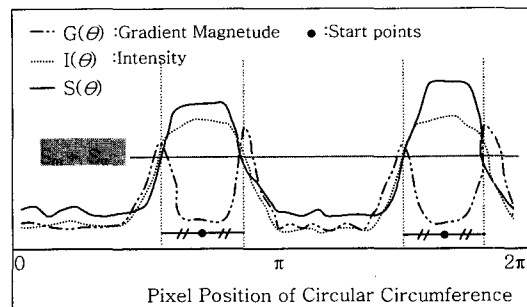


그림 2 원주 위의 화소분석에 의한 시작점 추출

그림 2는 원주 위의 기울기크기 $G(\theta)$, 명암도 $I(\theta)$, 합성함수 $S(\theta)=G^{-1}(\theta)+I(\theta)$, 산술평균과 표준편차의 합 S_m+S_σ , 시작점 사이의 관계를 보여주고 있다.

3.2 혈관 추적

추적하려는 혈관의 외곽선은 현재 추적방향에 수직인 혈관의 기울기크기 단면도에서 좌우에 존재하는 두 개의 국부적 최대점들의 집합이고 혈관의 중심선은 두 외곽점 사이의 중심점들의 집합이다. 혈관추적은 현재 중심점에서 처리방향에 수직인 혈관의 기울기크기 단면도를 구성한 후 좌우에 존재하는 두 개의 국부적 최대점을 추출하여 외곽선과 중심선을 추적하며 혈관방향 및 분기점과 교차점을 감지함으로써 수행된다.

3.2.1 혈관 외곽선과 중심선 추적

혈관 단면도의 국부적 최대점을 묘사하기 위한 방법으로 8 방향 소벨(Sobel)에 의한 영상의 기울기크기를 사용한다. 그림 3은 초기 시작점, 혈관 좌측 외곽점 EL_p , 우측 외곽점 ER_q , 중심점 C_k , 추적방향 D_i (DE, DW, DS, DN)의 관계 및 명암값과 기울기크기 단면도를 도식화하였다.

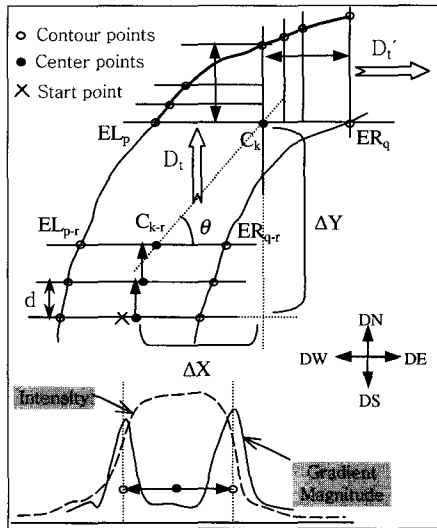


그림 3 혈관 추적

혈관추적의 처리방향에 수직인 혈관 단면도에서 임의의 화소 p_j 와 그 좌우에 존재하는 화소들의 집합을 $L = \{ p_j, j=j-n, \dots, j-1, j+1, \dots, j+m \}$ 이라 가정하면 혈관의 양측 외곽점 EL_p, ER_q 와 중심점 C_k 는 다음 수식 (3),(4),(5)와 같이 추출된다. $G(p_j)$ 는 외곽점에 대한 기울기크기, n 과 m 은 p_j 로부터 가장 가까운 좌우

의 국부적 최대점까지 화소 수이다.

$$EL_p = \max_{j=j-1, \dots, j-n} [G(p_j)] \quad (3)$$

$$ER_q = \max_{j=j+1, \dots, j+m} [G(p_j)] \quad (4)$$

$$C_k = \frac{1}{2} (EL_p + ER_q) \quad (5)$$

여기서 현재의 중심점 C_k 는 처리방향으로 거리 d 만큼 증가한 후 다음 혈관 단면도에서 국부적 최대점들을 찾기 위한 기준 위치로 사용된다. 혈관의 두께가 임계값 T_e 이하이면 현재 혈관추적이 종료되고 다음 새로운 혈관을 반복적으로 추적한다. 또한 두 화소 P_1, P_2 사이의 유클리디언 거리(Euclidian distance)를 $D_e(P_1, P_2)$ 라 하고 다음 수식 (6)을 만족하면 끝점으로 처리되어 현재 혈관의 추적이 종료된다.

$$D_e(EL_p, ER_q) > T_e \quad (6)$$

3.2.2 혈관추적 처리방향 결정

혈관의 외곽선과 중심선이 추적되면서 혈관의 진행방향에 알맞은 처리방향이 결정되어야 한다. 본 연구에서는 추적 시 방향결정 문제를 단순화시켜 속도를 향상시키기 위해 4 방향의 처리방향만을 결정하여 혈관을 추적하는 방법을 사용한다.

처리방향의 자동전환을 위해 우선, 그림 3에 표시한 바와 같이 현재 중심점과 현재 중심점에서 처리방향 거리 $-r \times d$ 에 존재하는 이전의 중심점 사이의 기울기 θ 를 계산한다. 여기서, r 은 현재 혈관단면도에서 이전 혈관단면도까지의 수, d 는 인접한 혈관단면도 사이의 거리를 나타낸다. 계산된 기울기 θ 를 사용하여 처리방향 D_i 를 다음 수식 (7)과 같이 4 방향으로 결정한다. ΔX 는 $-r \times d$ 에 존재하는 혈관단면도에서 중심점과 외곽점 사이의 거리, ΔY 는 현재 혈관단면도와 $-r \times d$ 에 존재하는 혈관단면도 사이의 거리를 나타낸다.

$$D_i = \begin{cases} DN, & \text{if } \frac{\pi}{4} < \theta \leq \frac{3\pi}{4} \\ DW, & \text{if } \frac{3\pi}{4} < \theta \leq \frac{5\pi}{4} \\ DS, & \text{if } \frac{5\pi}{4} < \theta \leq \frac{7\pi}{4} \\ DE, & \text{if } -\frac{\pi}{4} < \theta \leq \frac{\pi}{4} \end{cases} \quad (7)$$

$$\text{where, } \theta = \tan^{-1} \left(\frac{\Delta Y}{\Delta X} \right)$$

위의 수식 (7)에 의해 측정된 처리방향 D_i 가 D_i' 로 변화한 경우는 크게 두 가지로 구분되는데 하나는 혈관의 진행방향이 점진적으로 변화하였을 경우이고 다른 하나는 혈관이 분기나 교차되었을 경우이다. 분기나 교차가 아닌 혈관방향의 전환으로 판단되면 해당 처리방향으로 지속적인 추적을 수행하는데 처리방향의 반대

편 외곽점들이 연결되지 않은 경우가 발생한다. 따라서 전환된 방향으로 혈관추적을 수행하기 전에 그림 3에 짙은 실선으로 표시한 바와 같이 한쪽의 외곽점들만을 처리하여 전환된 처리방향의 반대쪽에 대한 혈관의 연결성을 보존한다.

3.2.3 혈관 분기점 및 교차점 감지

처리방향이 변화하였을 경우에 외곽점들의 방향성분을 조사하여 분기나 교차지점의 여부를 판단한다. 임의의 외곽점 P 주위의 N*N 국부적 화소집합에서 상하좌우 및 대각 화소들의 차이 중 가장 큰 값에 의해 선택된 방향성분을 DV(P)라 하고 현재와 이전의 좌우 외곽점들에 대한 방향성분의 동일성을 비교하여 다음 수식(8)을 만족하면 분기나 교차된 지점으로 추정한다.

$$\begin{aligned}
 & (DV(ELp) \neq DV(ERq)) \text{ and} \\
 & ((DV(ELp) \neq DV(ELp-1)) \text{ or} \\
 & (DV(ERq) \neq DV(ERq-1))) \quad (8)
 \end{aligned}$$

분기나 교차된 지점으로 추정되면 현재 중심점 C_k를 중심으로 형성된 원 내부의 기울기크기를 조사하여 연속된 화소집합들로 구성된 호를 찾아냄으로써 혈관이 연결된 부분이 감지된다. C_k에서 원주 상의 화소까지 모든 직선의 집합을 L={ l_j, j=0,1,...,n}라 하고 각 직선위의 화소집합을 l_j={ p_i, i=0,1,...,k}라 하면 직선 l_j 위에 존재하는 화소들의 기울기크기 평균이 G_m(l_j) < T_g 을 만족하는 직선 l_j 을 결정한다. 이와 같이 결정된 직선과 만나는 원주 위의 연속된 화소집합들은 혈관 내부에 존재하게 되며 연속된 화소집합들로 구성된 호의 개수는 분기점과 교차점을 구분해 준다. 그림 4는 구분된 분기점과 교차점을 자세히 보여주고 있다. 원의 굵은 실선은 다음에 추적될 혈관의 통로이며 분기점에서는 혈관의 통로가 2개, 교차점에서는 3개 이상이라는 점을 알 수 있다.

또한, 분기점과 교차점에서 분기혈관 및 교차혈관의 처리방향과 시작점을 추출하여 저장한 후에 새로운 혈관추적

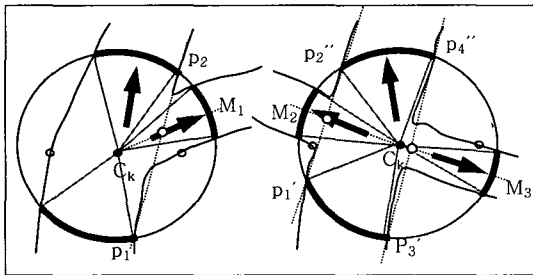


그림 4 분기점 및 교차점

의 초기 정보로 사용한다. 현재 처리방향을 제외하던 분기점에서 처리방향은 하나이고 교차점에서 처리방향은 두 개 이상이며 위에서 결정된 원 위의 연속된 화소집합의 중심화소 M_n에 대한 방향을 처리방향으로, C_k와 M_n을 잇는 선분과 두 P_n(P_n', P_n'')을 잇는 선분의 교차점을 각 분기 및 교차 지점에서의 시작점으로 결정한다.

위에 기술한 바와 같이 자동 감지된 시작점들로부터 혈관이 추적되고 분기나 교차된 혈관이 반복적으로 추적되는 전체혈관 재구성 알고리즘의 흐름도는 그림 5와 같다.

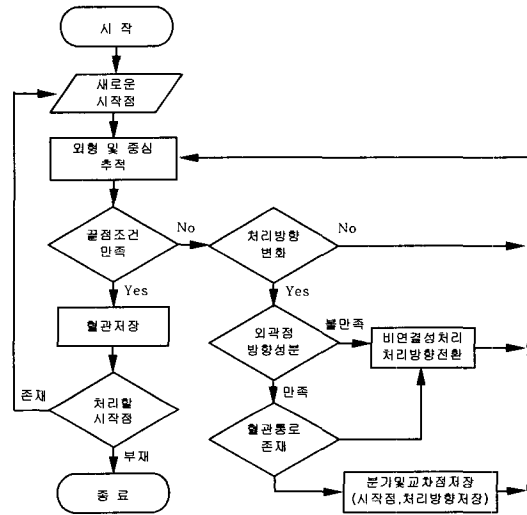


그림 5 혈관 재구성 알고리즘 흐름도

4. 실험 결과

본 연구에서 제안한 혈관추적 알고리즘은 윈도우즈 환경에서 C++로 구현되었으며 병원에서 환자들로부터 획득한 512x512 화소 크기의 ICG 망막영상과 형광안저 촬영된 영상에 적용하여 실험하였다.

4.1 초기 시작점 및 처리방향 추출 실험결과

ICG 망막영상에서 모든 혈관의 자동추적을 위해 초기에 시작점과 처리방향이 자동으로 결정되어야 한다. 그림 6은 3.1절에서 설명한 시신경 유두의 추출 및 시작점과 처리방향을 자동 결정한 실험결과를 처리순서로 보여주고 있다. 형광안저영상에 허프변환을 적용하여 시신경 유두로 추출되는 원의 반지름 범위가 요구되며 본 연구에서는 실험치를 통하여 반지름 r의 범위를 55화소~70화소로 실험하였다. 즉, 실험에 사용한 모든 망막영상에서 시신경 유두의 크기는 반지름이 모두 이와 같은 범위에 존재하였다. 그림 6의 (d)를 보면 형광안저

영상에서 시신경 유두는 뚜렷하게 표현되는 특성이 있기 때문에 비교적 정확하게 추출되었다. 반면에 (e)의 ICG 영상에서 시신경 유두는 어두운 화소들의 집합을 형성하며 그 모양이 원과 비슷하지는 않지만 형광안저 영상으로부터 동일한 크기 정보를 이용하여 대체로 근접한 위치에서 동일한 크기로 추출되었음을 알 수 있다. (f)에서 추출된 시작점은 7개이며 X로 표시하였고 원과 추적 처리방향을 나타내는 화살표는 알아보기 쉽게 인위적으로 표현한 것이다. ICG 영상에서 시신경 유두 추출의 목적이 정확성보다는 대략적인 위치에서 혈관의 시작점과 처리방향을 추출하는데 있기 때문에 대략적인 시신경유두 추출만으로도 충분히 만족할 수 있었다.

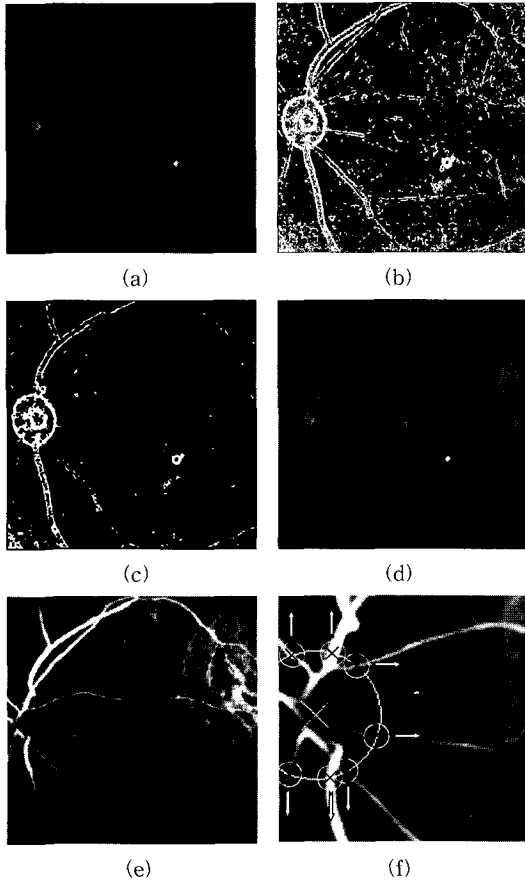


그림 6 시신경 유두 및 초기 시작점과 처리방향 추출 예 (a) 형광안저영상, (b) 에지영상, (c) 침식 연산(2회), (d) 허프변환에 의한 시신경 유두, (e) ICG 망막영상에서 원 템플릿에 의한 시신경 유두, (f) 초기 시작점과 처리방향

4.2 분기점 및 교차점 감지 실험결과

혈관추적 과정에서 분기나 교차지점이 감지되며 새로운 시작점과 처리방향이 추출된 후에 혈관추적에 사용된다. 분기나 교차지점을 추정할 때 수식 (8)에서와 같이 각 외곽점들의 방향성분이 요구되며 방향성분 결정에 필요한 외곽점 주위의 화소들 $N=5$ 즉, 5×5 내의 화소들을 사용하였다. 또한, 분기점과 교차점을 구분하기 전에 기울기크기의 평균에 대한 임계값이 요구되는데 이는 실험치에 의해 $T_g=10$ 을 사용하였다. 그림 7은 ICG 망막영상에서 분기점 및 교차점이 감지된 실험 결과를 보여주고 있다. 혈관추적 시 자동으로 감지된 분기점과 교차점은 각각 시작점과 처리방향을 저장하고 있으며 검은 실선의 원은 분기점, 흰색 실선의 원은 교차점으로 구분하여 표시하였다. 현재 추적중인 혈관으로부터 분기점과 교차점이 대체로 정확하게 감지되었다는 점을 알 수 있다. 그림 7의 (d)에서 위쪽 원을 자세히 살펴보면 교차되는 지점이 분기점으로 감지되었는데 이는 혈관두께가 혈관두께의 조건인 임계값 $T_c=3$ 화소보다 작아서 왼쪽 혈관이 무시되었기 때문이다.

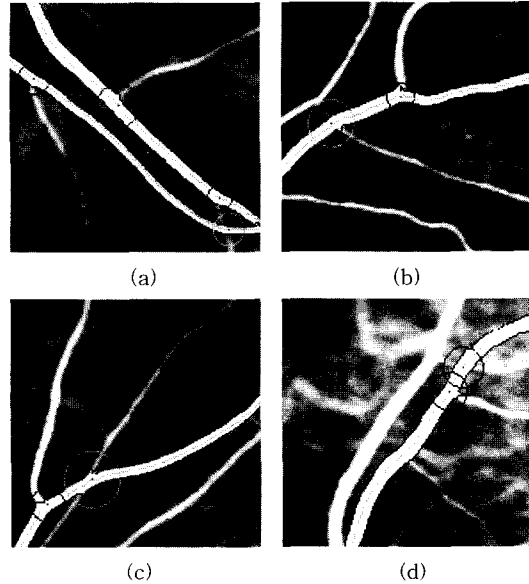


그림 7 분기점 및 교차점 감지 결과

4.3 전체혈관 추적 실험결과

전체혈관 재구성은 초기 시작점과 처리방향에 의해 시신경 유두로부터 나오는 주요혈관의 추적이 시작되어 끝점 조건을 만족하면 현재 혈관추적이 종료된다. 또한, 모

든 주요혈관 추적이 끝나면 분기 및 교차혈관의 추적이 반복적으로 수행된다. 그림 8은 ICG 망막영상에서 전체 혈관이 추적된 실험 결과로 혈관의 외곽선은 검은색, 혈관의 중심선은 회색으로 원 영상 위에 표시하였으며 대체로 모든 혈관이 정확하게 추출되었고 연결되어 있다는 점을 알 수 있다. 분기점은 현재 추적하고 있는 혈관으로부터 분기되었으며 교차점은 다른 혈관으로부터 분기된 혈관이 현재 추적중인 혈관과 교차되어 있기 때문에 미리 추적된 분기나 교차혈관은 다음 추적대상에서 제외된다. 본 실험에서 추적이 수행되지 않은 미세 혈관들은 두께가 임계값 $T_e=3$ 화소 보다 작기 때문이다.

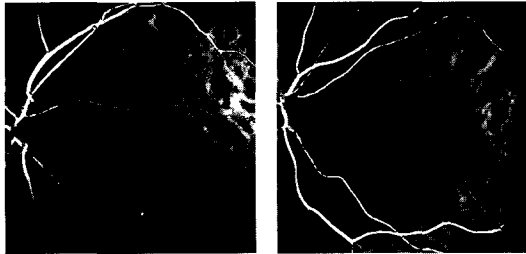


그림 8 전체혈관 추적결과

본 알고리즘의 기능을 기존방법과 비교하기 위해 시작점과 끝점의 수동입력 요구, 추적혈관의 분기점 및 교차점의 감지 여부, 연결성 여부, 전체혈관의 자동 재구성 등을 비교하였다. 표 1은 기존 연구들과 본 연구의 특성을 비교하여 나타내었다. 본 연구는 기존에 포함되지 않은 기능이 추가되었으며 응용에 의존하는 시작점과 끝점의 자동감지, 기술기크기 단면도 분석에 의한 외곽선과 중심선의 동시 추적, 분기점 및 교차점을 구분하여 자동으로 전체혈관을 구성하는 특징을 가지고 있다는 점을 알 수 있다.

표 1 기존연구와 본연구의 알고리즘 비교

연구들	수동입력요구		추적 결과					
	시작점	끝점	외곽선	중심선	분기점	교차점	연결성	전체혈관
M. Sonka [8,9]	yes	yes	yes	no	no	no	yes	no
M. A. T. Figueiredo [10]	yes	yes	yes	yes	no	no	no	no
I. Liu, Y. Sun [12,13]	yes	no	yes	yes	yes	yes	no	yes
O. Chutatape [14]	no	no	no	yes	yes	yes	no	yes
A. Can [15]	no	no	no	yes	yes	yes	yes	yes
K. Haris [16,17]	yes	no	yes	yes	no	no	no	yes
Y. A. Tolias [18,19]	no	no	yes	yes	yes	yes	no	yes
this research	no	no	yes	yes	yes	yes	yes	yes

4.4 정량적 실험결과 및 분석

본 알고리즘의 성능을 분석하기 위해 실제 10명의 환자에 대한 ICG 망막영상 100개를 실험에 사용하여 시작점 감지율, 분기점 및 교차점의 감지율, 혈관 감지율을 계산하여 표 2와 같은 결과를 확인할 수 있었다. 각 영상마다 시작점의 평균수는 약 8개, 분기점의 평균수는 약 20개, 교차점의 평균수는 약 10개, 추적될 주혈관의 수는 약 5개로 조사되었다. 시작점이 감지되지 않은 경우는 시신경 유두로 추출된 원주 위의 혈관 명암도가 뚜렷하지 못하여 $S(\theta)$ 의 값이 S_m+S_e 보다 작은 경우이다. 혈관의 두께가 얇거나 혈관 명암도가 주위와 비슷한 경우에 분기 및 교차지점을 감지하지 못하였다. 또한, 주 혈관이 미세혈관과 겹쳐있을 때 주 혈관의 추적이 부정확하였으며 혈관의 두께가 $T_e=3$ 화소 이하인 경우에 분기나 교차혈관이 추적되지 못하였다.

표 2 혈관추적 정량적 실험결과

측정분류	실제수	감지된수		감지율 및 정확도(%)
시작점	812	True	795	98.05
		False	17	
분기점	2036	True	1989	97.69
		False	47	
교차점	991	True	961	96.97
		False	30	
혈관	496	True	485	97.78
		False	11	

5. 결론

본 연구에서는 ICG 망막영상에서 혈관추적의 시작점과 처리방향을 자동으로 감지하고 혈관의 기술기크기 단면도로부터 국부적 최대점을 분석함으로써 혈관의 외형과 중심을 추적하는 동시에 분기점 및 교차점을 감지

하고 반복적인 처리를 통하여 전체 혈관구조를 추적하는 알고리즘을 제안하였다. 제안한 혈관추적 알고리즘은 외형과 중심을 동시에 처리하는 단일단계 방법과 4 방향 처리방법으로 혈관추적의 신속성을 향상시키고 지속적인 추적 방향전환으로 인한 혈관윤곽의 비연속성을 보완하였다. 또한 혈관의 국부적인 기울기 단면도를 분석하여 정확성을 보장하였을 뿐만 아니라 시작점과 끝점 및 분기점과 교차점을 자동으로 감지함으로써 전체 혈관추적의 완전 자동화를 실현하였다. 실제 병원에서 촬영한 환자의 ICG 망막영상을 본 알고리즘에 실험해본 결과 분기점 및 교차점이 정확하게 감지될 뿐만 아니라 혈관의 외곽선 및 중심선이 대체로 양호하게 추적되었다는 점을 알수 있었고 분기 및 교차되는 지점의 감지는 비교적 정확하였으나 두 가지를 구분할 때 원의 크기에 따라 교차점이 분기점으로 판단되는 경우가 종종 발생하였다. 향후에는 분기점 및 교차점의 더욱 정확한 구분방법에 대한 연구가 요구되며 미세혈관의 증첩에 의해 형성된 과형광 부위로 인한 혈관추적 오류는 추적된 혈관두께 정보를 적절히 이용하여 해결할 수 있는 방법이 요구된다.

참 고 문 헌

- [1] 임문철, 조근정, 김우생, "ICG 망막영상에서 특징점 추적에 의한 자동 혈관 추출", 한국정보처리학회 춘계학술 발표논문집, April 2000.
- [2] S. Chaudhuri, S. Chatterjee, N. Katz, M. Nelson, and M. Goldbaum, "Detection of Blood Vessels in Retinal Images Using Two-dimensional Matched Filters", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.8, No.3, pp.263-269, September 1989.
- [3] L. Zhou, M. S. Rzeszotarski, L. J. Singerman, and J. M. Chokreff, "The Detection and Quantification of Retinopathy Using Digital Angiograms", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.13, No.4, pp.619-626, December 1994.
- [4] L. H. Staib, and J. S. Duncan, "Boundary Finding with Parametrically Deformable Models", *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, Vol.14, pp.1061-1075, November 1992.
- [5] A. K. Klein, F. Lee, and A. A. Amini, "Quantitative Coronary Angiography with Deformable Spline Models", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.16, No.5, pp.468-482, October 1997.
- [6] P. H. Eichel, E. J. Delp, K. Koral, and A. J. Buda, "A Method for a Fully Automatic Definition of Coronary Arterial Edges from Cineangiograms", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.7, pp.313-319, December 1988.
- [7] S. R. Fleagle, M. R. Johnson, C. J. Wilbricht, D. J. Skorton, R. F. Wilson, C. W. White, M. L. Marcus, and S. M. Collins, "Automated Analysis of Coronary Arterial Morphology in Cineangiograms: Geometric and Physiologic Validation in Humans", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.8, No.4, pp.387-400, December 1989.
- [8] M. Sonka, C. J. Wilbricht, S. R. Fleagle, S. K. Tadikonda, M. D. Winniford, and S. M. Collins, "Simultaneous Detection of Both Coronary Borders", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.12, No.3, pp.588-599, September 1993.
- [9] M. Sonka, M. D. Winniford, and S. M. Collins, "Robust Simultaneous Detection of Coronary Borders in Complex Images", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.14, pp.151-161, March 1995.
- [10] M. A. T. Figueiredo, J. M. N. Leitao, "A Nonsmoothing Approach to the Estimation of Vessel Contours in Angiograms", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.14, pp.162-172, March 1995.
- [11] Y. Sun, "Automated Identification of Vessel Contours in Coronary Arteriograms by an Adaptive Tracking Algorithm", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.8, No.1, pp.78-88, March 1989.
- [12] I. Liu, Y. Sun, "Recursive Tracking of Vascular Trees in Angiograms Using a Detection-Deletion Scheme", in *Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, Philadelphia, PA, pp.169-170, 1990.
- [13] I. Liu, Y. Sun, "Recursive Tracking of Vascular Networks in Angiograms Based on the Detection-Deletion Scheme", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.12, No.2, pp.334-341, June 1993.
- [14] O. Chutatape, L. Zheng, and S. M. Krishnan, "Retinal Blood Vessel Detection and Tracking by Matched Gaussian and Kalman Filters", *Proc. 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.20, No.6, pp.3144-3149, 1998.
- [15] A. Can, H. Shen, J. N. Turner, H. L. Tanenbaum, and B. Roysam, "Rapid Automated Tracing and Feature Extraction from Retinal Fundus Images Using Direct Exploratory Algorithms", *IEEE Trans. Inform. Tech. in Biomedicine*, Vol.3, No.2, pp.125-138, June 1999.
- [16] K. Haris, S. N. Efstratiadis, N. Maglaveras, J. Gourassas, C. Pappas, G. Louridas, "Automated Coronary Artery Extraction Using Watersheds", in *Proc. Computer Cardiology'97*, pp.741-744, 1997.
- [17] K. Haris, S. N. Efstratiadis, N. Maglaveras, C. Pappas, J. Gourassas, and G. Louridas, "Model-Based Morphological Segmentation and Labeling of Coronary Angiograms", *IEEE Trans.*

- Med. Imag., Vol.18, No.10, pp.1003-1015, October 1999.*
- [18] Y. A. Tolias, S. M. Panas, "An Unsupervised Fuzzy Vessel Tracking Algorithm for Retinal Images", in Proc. 6th IEEE Int. Conf. Fuzzy Systems(FUZZIEEE-97), Barcelona, Spain, Vol.1, pp.325-330, July 1-5, 1997.
- [19] Y. A. Tolias, S. M. Panas, "A Fuzzy Vessel Tracking Algorithm for Retinal Images Based on Fuzzy Clustering", IEEE Trans. Med. Imag., Vol.17, No.2, pp.263-273, April 1998.
- [20] R. O. Duda, P. E. Hart, "Use of the Hough Transform to Detect Lines and Curves in Pictures", Commun. ACM, Vol.15, No.1, pp.11-15, 1972.
- [21] Alan L. Yuille, David S. Cohen and Peter W. Hallinan, "Feature extraction from faces using deformable templates," Computer Vision and Pattern Recognition, Proceedings CVPR '89., IEEE Computer Society Conference on, pp.104-109, April 1989.



임 문 철

1994년 순천대학교 전산학 학사. 1996년 광운대학교 이학석사. 2002년 광운대학교 공학박사. 현재 (주)코디콤 책임연구원. 관심분야는 영상/비디오 처리, 패턴인식, 컴퓨터비전



김 우 생

1982년 서울대학교 수료. 1985년 University of Texas at Austin 학사. 1987년 University of Minnesota 이학석사. 1987년 ~ 1988년 현대전자 Zeus Computer 과장. 1991년 University of Minnesota 이학박사. 1992년 ~ 현재 광운대학교 컴퓨터과학과 교수. 관심분야는 멀티미디어, 영상/비디오처리, 데이터베이스