

# 형광안저 조영영상에서 선택적 영역침식을 이용한 맥락막혈관영상 향상

정지운<sup>\*</sup>, 김필운<sup>\*\*</sup>, 이윤정<sup>\*\*\*</sup>, 김명남<sup>\*\*\*\*</sup>

## 요 약

본 논문에서는 망막혈관의 밝기를 저하시킴으로써 맥락막혈관을 향상시킬 수 있는 새로운 방법을 제안하였다. 맥락막혈관신생 현상은 실명과 관련이 있는 것으로 알려져 있으며 이 현상의 주요 특징은 맥락막에 새로운 혈관의 발생이다. 인도시아닌 형광안저 조영영상에서 맥락막혈관의 밝기보다 망막혈관의 밝기가 더 크기 때문에 맥락막혈관을 관찰하기가 어렵다. 따라서 정확한 진단을 위해서는 영상에서 맥락막혈관의 밝기가 향상될 필요가 있다. 제안한 향상 방법은 3단계에 걸쳐 수행된다. 먼저, 다중크기 향상기법, 히스테리시스 문턱화, KNN 분류법을 이용하여 망막혈관을 검출하고 이로부터 망막혈관 마스크영상을 만든다. 그런 다음, 마스크영역이 없애질 때까지 마스크영역과 제안한 선택적 영역침식방식을 이용하여 망막혈관의 밝기를 저하시킨다. 최종적으로 처리된 영상에 대하여 맥락막혈관의 밝기를 향상시켰다. 실험을 통하여 제안한 방법이 안정적이고 효과적임을 확인하였다.

## Enhancement of a Choroid Vessel Using Conditional Erosion in ICGA Image

Ji Woon Jung<sup>†</sup>, Pil Un Kim<sup>\*\*</sup>, Yun Jung Lee<sup>\*\*\*</sup>, Myoung Nam Kim<sup>\*\*\*\*</sup>

## ABSTRACT

In this paper, we proposed new method to enhance choroidal vessels by suppressing retina vessels brightness. It is well-known that CNV(choroidal neovascularization) is related with sight loss. The main feature of CNV is the occurrence of new vessels in choroid. Unfortunately, because retina vessels brightness is stronger than choroidal vessels brightness in ICGA(indocyanine green angiography) image, so that the choroidal vessels were hardly recognized. Therefore, for correct diagnosis, the choroidal vessels must be enhanced in ICGA image. The proposed enhancement method consists of 3 strategies. First, the retina vessels were detected by multiscale enhancement technique, hysteresis thresholding, KNN(Kth-nearest neighbor) classification method. And then, a retina vessel mask was generated from detection result. Next, the brightness of retina vessels was suppressed by the proposed conditional region erosion method and mask region until the mask region was vanished. Finally, the brightness of choroidal vessel was enhanced on processed image. Through an experiment, we had confirmed that the proposed method was robust and efficient.

**Key words:** choroid vessel(맥락막혈관), retina vessel(망막혈관), conditional region erosion(선택적 영역침식), ICGA(인도시아닌 형광안저 혈관조영)

※ 교신저자(Corresponding Author) : 김명남, 주소 : 대구광역시 중구 동인동 2가 101번지(700-422), 전화 : 053)420-5266, FAX : 053)420-5264, E-mail : kimmn@knu.ac.kr  
접수일 : 2009년 3월 31일, 완료일 : 2009년 6월 1일

<sup>†</sup> 정회원, 경북대학교 대학원 의용생체공학과  
(E-mail : negociate@hanmail.net)

<sup>\*\*</sup> 준회원, 경북대학교 대학원 의용생체공학과

(E-mail : piluny@knu.ac.kr)

<sup>\*\*\*</sup> 준회원, 경북대학교 대학원 의용생체공학과  
(E-mail : whitegleam@paran.com)

<sup>\*\*\*\*</sup> 중신회원, 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실 교수  
※ 본 연구는 지식경제부 바이오의료기기전략기술개발사업의 지원(과제번호: 10031779)과 두뇌한국21(BK21)사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.

## 1. 서 론

눈의 구조에서 빛을 흡수하는 암실 역할을 하는 맥락막에는 혈관이 존재하고 있으며 맥락막혈관신생(CNV, choroidal neovascularization) 등과 같은 안과질환을 혈관의 모양을 이용하여 진단할 수 있다. 맥락막혈관신생은 영양 공급이 원활하지 않거나 독성 접촉으로 새로운 혈관이 생성되거나 기존 혈관 크기와 위치가 변하는 증상으로 시력 상실에 원인이 되는 증상이다[1]. 맥락막혈관 관찰에는 흡수과장과 방출과장이 다른 인도시아닌 형광안저 조영술(ICGA, indocyanine green angiography)을 이용한다[2]. 그러나 해부학적으로 망막혈관이 맥락막혈관 앞에 위치하기 때문에 망막혈관이 맥락막혈관보다 더 큰 밝기를 가지게 되고 맥락막혈관은 배경영역과 망막영역 사이의 밝기를 가지게 되어 안과 전문의가 맥락막혈관을 관찰하기 어려운 문제점이 있다. 그러므로 맥락막혈관 관찰에 방해요소가 되는 망막혈관 영역을 제거하거나 밝기를 낮출 필요가 있다.

따라서, 본 논문에서는 인도시아닌 형광안저 조영 영상에서 망막혈관을 제거하는 방법을 제안하였다. 망막혈관 검출 연구로는 Akita가 에지 방식을 이용한 검출 연구를 제안하여 시작되었으며, 이후 다양한 연구를 통해 선 강조[3,4], 매칭 필터[5,6], 문턱치 방법[7,8] 등이 제안되었다. 본 논문에서는 맥락막혈관 향상을 위하여 망막혈관영역을 검출하는 부분에서는 기존에 제안된 다양한 방법들 중에서 본 연구에 가장 효과적일 것으로 판단되는 Martinez-Perez의 다중크기 향상기법[9], Condurache의 히스테레시스 문턱치 방법[10], Kth-nearest neighborhood(KNN) 분류법[11] 등을 이용하고자 한다. 전체적인 제안한 방법은 다음과 같이 수행된다. 먼저, 인도시아닌 형광안저 조영영상을 다중크기 향상기법으로 배경과 혈관들에 대조도 차이를 측정한 후, 히스테레시스 문턱치를 이용하여 배경과 망막혈관, 그 중간영역을 구분하였다. 그 중간영역은 맥락막혈관 밝기가 80 - 120 정도에 밝기를 가지는 작은 점이나 짧은 선이다. 다음으로 망막혈관은 KNN 분류법으로 혈관의 연속성을 유지하며 배경으로부터 망막혈관을 검출하였다. 그리고 망막혈관의 밝기는 제안한 선택적 영역 침식 방법을 이용하여 주변 배경밝기를 기반으로 밝기를 감소시켰다. 마지막으로 맥락막혈관은 히스테

레시스 방식으로 인해 정해진 영역을 기반으로 하여 배경영역의 밝기를 감소시키고 맥락막혈관영역의 밝기를 증가시켜 향상하였다. 제안한 맥락막혈관 향상방법은 환자 10명에 인도시아닌 형광안저 조영영상을 이용하여 실험하였다. 제안한 방법 검증을 위하여 검출된 망막혈관은 영상 편집 프로그램으로 검출한 영상과 비교하였다. 비교 결과는 88% 정확도를 가졌으며, 망막혈관영역의 밝기는 낮아지고 맥락막혈관영역의 밝기는 유지되는 것을 확인할 수 있었다.

## 2. 본 론

제안한 맥락막혈관의 향상방법은 세 단계의 과정으로 구성한다. 그림 1은 맥락막혈관 향상방법의 순서도이다. 첫 번째 단계에서는 인도시아닌 형광안저 혈관조영으로 원 영상을 획득한다. 두 번째 단계는 다중크기 향상기법, 히스테레시스 방식, KNN 분류법 등을 이용하여 망막혈관의 위치를 검출한다. 마지막 단계에서는 두 번째 단계에서 얻은 망막혈관의 위치데이터를 기반으로 마스크를 생성하고 마스크 영역인 망막혈관영역을 유사 배경으로 대체시키는 선택적 영역침식 방법을 적용하여 맥락막혈관영상을 향상시킨다.

그림 2는 인도시아닌 형광안저 혈관조영 영상이다. 조영 영상에서 망막혈관이 맥락막혈관보다 앞에 위치하게 되어 망막혈관이 맥락막혈관보다 배경에

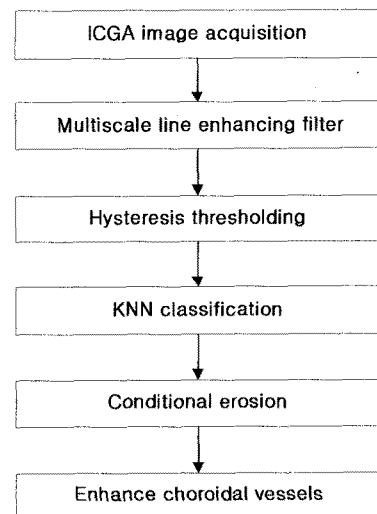


그림 1. 맥락막혈관영상 향상 블록도

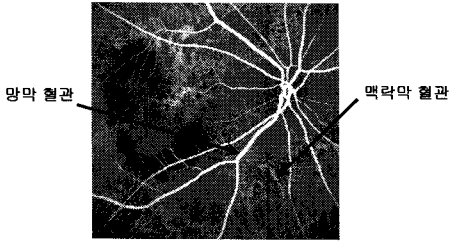


그림 2. 인도시아린 형광안저 혈관조영 영상들

대한 밝기가 커서 안과전문의가 관찰시 장애가 되는 문제가 있다.

2.1 망막혈관에 대한 마스크영상 구성

맥락맥혈관 향상을 위하여 제안한 선택적 영역침식 방식에 적용할 망막혈관에 대한 마스크영상을 획득하기 위하여 다중크기 향상, 히스테레시스 문턱치, KNN(Kth-nearest neighbor) 분류 등의 방법을 이용하였다.

2.1.1 다중크기 향상기법(multiscale enhancement technique)

형광안저 혈관조영 영상에서 직경이 다양한 망막 혈관영역을 향상(enhancement)하기 위해서는 다양한 혈관 직경에 적용할 수 있는 향상방법이 필요하다. 본 논문에서는 가우시안 커널과 헤이시안 행렬을 이용한 방법을 적용하였다[12-14]. 식 (1)과 (2)는 영상에서의 휘도  $I(x, y)$ 와 가우시안 커널  $G(x, y; s)$ 의 상승적분(convolution)으로 이루어지는 연산방법이다.

$x$ 와  $y$ 는 영상의 좌표를 나타내고,  $s$ 는 혈관의 직경 요소이며  $n$ 은 미분차수이다.

$$\partial^n I_s(x, y; s) = I(x, y) \otimes s^n \partial^n G(x, y; s) \tag{1}$$

$$G(x, y; s) = \frac{1}{2\pi s^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2s^2}} \tag{2}$$

망막혈관의 특성은 1차 및 2차 미분을 통하여 계산하였다. 배경 및 혈관의 밝기는 그림 4와 같이 일직선상에서 능선(ridge) 형태를[15] 가지기 때문에 수치적으로 크기를 알기 위해서 미분을 이용하였고 이를 이차원 배열로 구성된 영상에 반영하기 위해서 식 (3)인 헤이시안 배열을 사용하였다.

$$H = \begin{pmatrix} \partial_{xx} I_s & \partial_{xy} I_s \\ \partial_{yx} I_s & \partial_{yy} I_s \end{pmatrix} \tag{3}$$

헤이시안 행렬의 고유값  $\lambda_+$ ,  $\lambda_-$ 은 볼록(convexity), 오목(concavity) 정도를 나타내며 이를 이용하여 식 (4)와 (5)가 정의된다.

$$\lambda_+ = \max(\lambda_+, \lambda_-), \quad \lambda_- = \min(\lambda_+, \lambda_-) \tag{4}$$

$$\lambda_1 = \max(|\lambda_+|, |\lambda_-|) \tag{5}$$

그림 3은 혈관의 밝기에 따라  $\lambda_+$ ,  $\lambda_-$ 이 어떻게 변화하는지 보여주는 그래프이다. 혈관의 밝기가 배경보다 크므로  $\lambda_+ \approx 0$ ,  $\lambda_- \ll 0$ 인 위치가 혈관영역임을 알 수 있다. 여기서,  $\lambda_1$ 은 혈관 밝기의 곡률(curvature)을 나타낸다.

그림 4는 혈관에 대한 직경 요소의 크기가 각각 1과 4일 때 혈관 밝기의 곡률(curvature)에 대한 영상이다. 그림 4에서 혈관에 대한 직경 요소의 크기가 작을수록 폭이 좁은 혈관을 강조되며 직경 요소의 크기가 클수록 넓은 혈관을 강조되는 것을 볼 수 있다. 이러한 특성에 근거하여 식 (6)과 같이 다양한 크기 요소  $s$ 를 적용하고 같은 위치의  $\lambda_1$ 들 중의 최댓값으로써 혈관향상 영상  $k$ 를 만들 수 있다[9].

$$k = \max \left[ \frac{\lambda_1(s)}{s} \right] \tag{6}$$

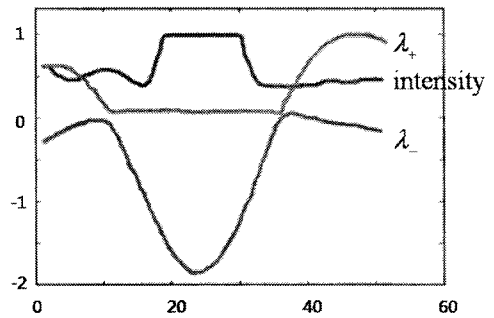


그림 3. 영상의 강도와  $\lambda_+$ ,  $\lambda_-$

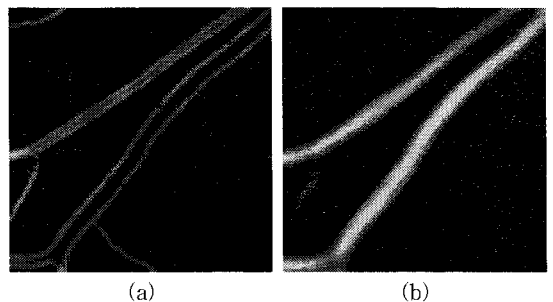


그림 4. (a)  $s=1$ 과 (b)  $s=4$ 에 대한  $\lambda_1$  영상

2.1.2 히스테레시스 문턱치

혈관향상 영상에 대하여 최적한 두개의 문턱치를 갖는 히스테레시스 문턱치 방법[10]을 이용하여 망막혈관영역, 배경영역, 중간영역으로 문턱화하였다. 중간영역은 맥락막혈관과 중간 밝기의 끊어진 선들로써 중간영역을 배경영역으로 설정함으로써 정확한 망막혈관영역을 검출할 수 있다.

최초 설정한 문턱치는 'hard'라 지정하고 식 (7)과 같이 확률분포함수(probability density function)를 이용하여 설정한 확률 범위에서 문턱치를 결정하였으며 이를 이용하여 배경영역을 설정하였다.

여기서,  $t_b$ 는 배경 문턱치,  $w_b$ 는 배경의 밝기,  $x$ 는 화소의 밝기,  $a$ 는 배경영역 확률이다.

$$\int_{-\infty}^{t_b} p(x|w_b) = a \tag{7}$$

두 번째 문턱치는 'weak'로 지정하고 식 (8)로 나타내었으며 'hard' 방식과 같이 확률분포함수 방식을 이용하여 문턱치를 계산하였다. 여기서,  $t_w$ 는 혈관의 문턱치,  $w_w$ 는 혈관의 밝기,  $x$ 는 화소의 밝기,  $b$ 는 혈관영역의 확률이다.

$$\int_{-\infty}^{t_w} p(x|w_w) = b \tag{8}$$

히스테레시스 문턱치는 먼저 Otsu의 방법을 이용해서 혈관영역, 배경영역으로 분할하는 문턱치를 계산한 후, 분할된 혈관영역과 배경영역에 대한 평균과 표준편차를 계산한다[10]. 마지막으로 평균값과 99%정확도에 대응되는 표준편차( $\sigma$ ) 3에 대한 확률 분포함수를 이용하여 히스테레시스 문턱치를 계산하였다.

2.1.3 KNN(Kth-nearest neighbor) 분류

문턱화된 이진 영상에서 혈관이 끊어지거나 솔트잡음(salt noise)처럼 작은 방해물을 제거하고 혈관의 연속성을 유지하기 위하여 일정한 영역에 다수의 패턴들 중에서 가장 높은 확률을 가지는 패턴을 미정의 패턴으로 결정하는 KNN 분류법을 적용하였다[11]. KNN 분류법을 적용한 결과 영상은 망막혈관과 배경에 대한 이진영상으로서 본 논문에서 새로이 제안하고 있는 다음의 선택적 영역침식방법에서 마스크영상으로 사용된다.

2.2 제안한 선택적 영역침식방법

맥락막혈관 향상을 위하여 마스크영상을 이용하여 망막혈관영역의 밝기를 주변부의 유사 밝기로 대체시키는 선택적 영역침식방법을 제안하였다.

침식은 팽창과 함께 가장 기본적인 영상처리 형태학적 연산으로서 이진 영상에서는 객체를 줄이는 연산을 한다. 그리고 회색조 영상에서는 구조요소 범위 안에서 최소값을 가진다[16]. 이 연산을 통해서 높은 밝기를 갖는 망막혈관영역이 배경과 유사한 휘도로 변환될 수 있다. 식 (9)는 영상에서 일반적인 침식 수식이며 대부분의 형태학적 영상처리에서 전체 영상에 대하여 수행된다.

$$f \ominus b(x,y) = \min(f(x+x', y+y') | (x',y') \in D_b) \tag{9}$$

그러나 이러한 일반적인 형태학적 영상처리방법은 침식자체가 구조요소내의 범위에서 가장 낮은 값이 현재의 값으로 대체되기 때문에 어두운 영역 주변이 더욱 어두워지는 문제점도 있다. 따라서 이러한 단점을 해결하기 위하여 가변적인 마스크영역을 이용하여 특정영역을 선택적으로 침식함으로써 특정한 영역 밝기만을 주변 배경밝기로 대체하는 방법을 제안하였다. 처리 순서는 다음과 같다.

- 1) 획득한 마스크영상에서의 망막혈관영역이 원 영상의 망막혈관을 포함하기 위하여 마스크영상에서의 망막혈관영역을 약간 확장한다.
- 2) 마스크영상에서 망막혈관영역과 동일한 위치에 대한 원 영상의 화소 밝기를 재설정하기 위하여 침식의 3x3 크기의 구조요소(structure element)를 적용한다. 구조요소의 중심화소가 마스크영상의 망막혈관 위치에 있으면 구조요소 영역내의 원 영상의 화소 밝기들 중에서 최소값으로써 마스크 영상과 원 영상의 중심화소의 밝기를 재설정한다.
- 3) 모든 마스크영상의 망막혈관 위치에서 단계 2)를 반복한다. 이로써 마스크영상에서의 망막혈관영역의 크기가 축소되고 축소된 영역의 위치에 대응되는 원 영상의 위치에 새로운 밝기가 설정된다.
- 4) 축소된 새로운 마스크영상의 망막혈관영역에 대하여 단계 2)에서 단계 3)을 반복한다.
- 5) 마스크영상의 망막혈관영역이 모두 소멸될 때까지 단계 2)에서 단계 4)를 반복한다.

이상의 전체적인 처리 순서를 그림 5에서 보였다.

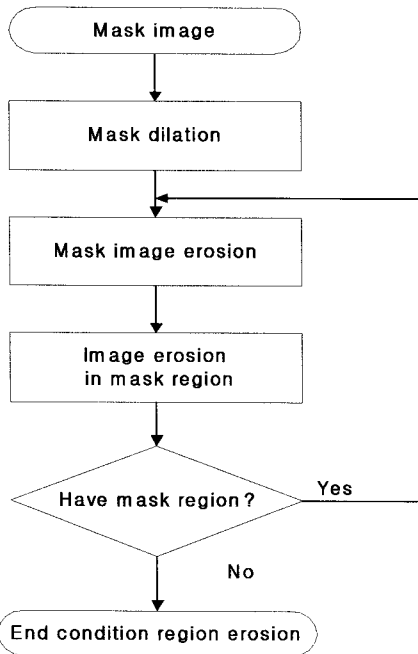


그림 5. 제안한 선택 영역 침식 순서도

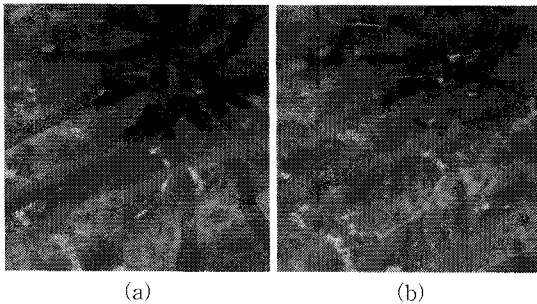


그림 6. 반복 침식으로 망막혈관 밝기 감소 (a) 고정 마스크 방법, (b) 제안한 선택적 영역침식 방법

망막혈관에 대한 일반적인 침식의 결과와 제안한 선택적 영역침식의 결과를 그림 6에서 보였다. 고정 마스크를 이용하는 일반적인 침식은 망막혈관영역이 배경보다 어두운 영역이 되는 문제점을 보여준다. 제안한 선택적 영역침식은 침식과정에서 마스크영역을 축소하면서 침식을 수행하기 때문에 배경에 근접한 형태가 됨을 볼 수 있다.

### 3. 실험 및 결과

제안한 방법의 유효성을 평가하기 위하여 10명의 환자에 대하여 획득한 512×512 크기의 인도시아닌

형광안저 혈관조영 영상을 실험대상 데이터로 이용하였으며 제안한 방법들은 프로그램 도구들 중에서 널리 사용되는 MATLAB 7.1 환경 상에서 구현하였다. 그림 7에서는 환자 10명의 인도시아닌 형광안저 혈관조영 영상들 중에서 본 논문에서 실험과정으로서 보여질 2개의 영상인 영상A와 영상B를 보여주고 있다.

획득영상을 분석한 결과 대부분의 망막혈관 직경의 최대값이 화소수를 기준으로 약 8 이었기 때문에 본 실험에서 사용되는 다중크기 향상기법에서의 요소의 크기를 각각 1, 2, 4, 6, 8로 설정하여 작은 혈관부터 굵은 혈관까지 반영하게 하였다. 그림 8은 다중크기 향상기법을 그림 7의 영상들에 적용한 결과 영상들이다.

다중크기 향상기법의 결과 영상들에 대하여 히스테레시스 문턱치 방법을 통하여 배경영역, 중간영역, 혈관영역으로 분류하였다. 표 1은 그림 8에서 'weak' 영역인 혈관영역과 'hard' 영역인 배경영역의 문턱치들이다. 그림 9는 중간영역을 배경영역에 포함시킴으로써 형성된 혈관영역만 나타낸 영상이다.

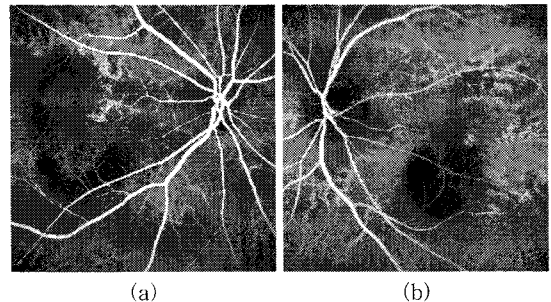


그림 7. 인도시아닌 형광안저 혈관조영 영상들 (a) 영상A (b) 영상B

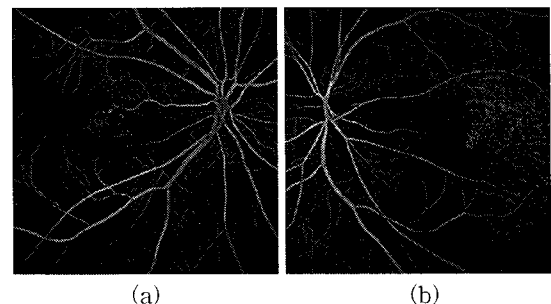


그림 8. (a) 영상A와 (b) 영상B에 대하여 다중크기 향상기법을 적용한 영상들

표 1. 히스테레시스 문턱치들

Image	Hard threshold value	Weak threshold value
Fig. 8.(a)	7.1	108.65
Fig. 8.(b)	10.1	112.84

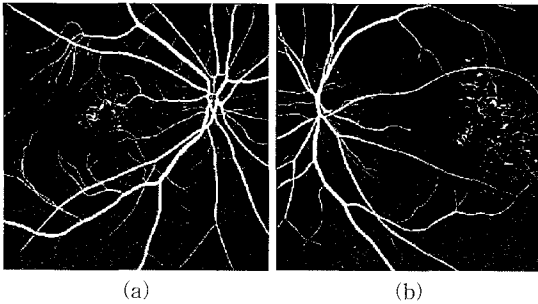


그림 9. 그림 8(a)와 (b)에 대하여 히스테레시스 문턱치를 적용한 영상들

문턱화된 영상에서 끊어진 영역이나 솔트 잡음 같은 흰 영역을 제거하여 혈관의 특징인 연결성이 갖도록 하기 위하여 KNN 분류법의 선택범위  $k$ 는 100, 혈관영역  $n$ 은 51로 정하여 그 비율을 0.51로 설정하였다. 그림 10은 KNN 분류법으로 분류한 결과이고 이때 흰 영역은 망막혈관의 위치 정보가 된다.

그림 11은 원 영상과 마스크 영상의 차영상이다. 그림 11에서 마스크영역은 원 영상의 망막혈관영역보다 작은 것을 확인 할 수 있다. 따라서 먼저 마스크영역을 팽창시킨 후, 그림 12처럼 선택된 망막혈관영역이 없어질 때까지 반복한다. 그림 12와 13은 영상A와 영상B를 침식시킨 결과 영상들이다. 표 2는 선택 침식 반복으로 수렴하는 수치들이다.

맥락막혈관의 관찰을 용이하게 하기 위하여 결과

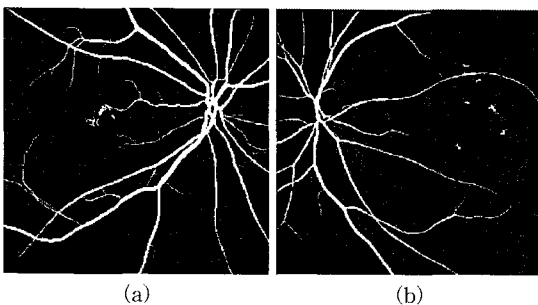


그림 10. 그림 9(a)와 (b)에 대하여 KNN 분류법에 의한 결과 영상들

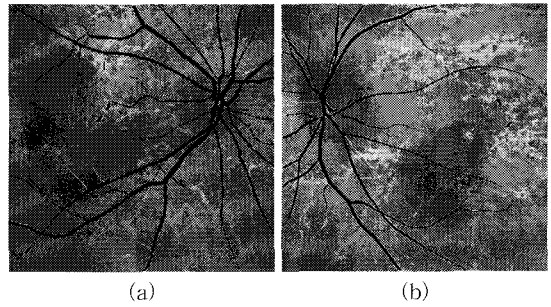


그림 11. (a) 영상A와 (b) 영상B에 대한 원 영상과 마스크 영상의 차영상들

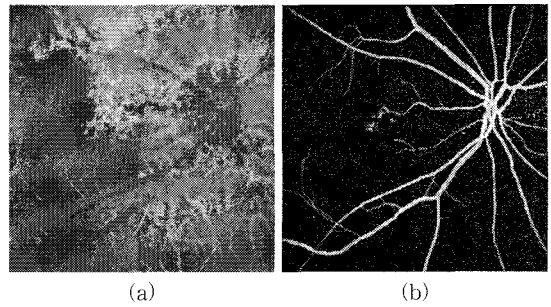


그림 12. 영상A에 대한 (a) 선택 영역 침식 결과 영상 및 (b) 원 영상과 결과 영상의 차영상

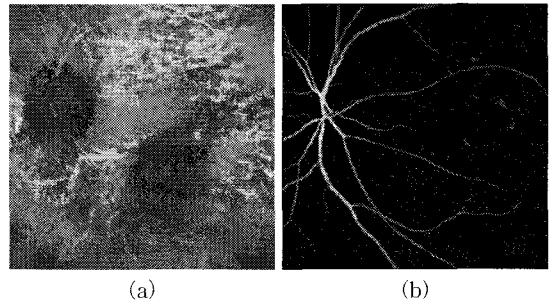


그림 13. 영상B에 대한 (a) 선택영역 침식 결과 영상 및 (b) 원 영상과 결과 영상의 차영상

표 2. 선택 침식 반복 횟수

Image	Recursive count
Image A	8
Image B	6
Mean (10 images)	7.2

영상에 대하여 맥락막혈관 영상향상을 시도하였다. 이는 히스테레시스 문턱치를 통해 설정한 중간영역과 배경영역을 이용하였다. 중간 영역은 맥락막혈관이 포함되므로 밝기 20% 향상시키고 배경영역은 밝

기를 20% 감소시킴으로써 망막혈관영역의 밝기 변환없이 향상된 맥락막혈관을 얻을 수 있었다. 맥락막혈관이 향상된 영상들을 그림 14에서 보였다.

망막혈관 마스크의 위치 검증은 영상 편집 프로그램을 이용하여 수동으로 검출한 망막혈관과 비교하였다. 그림 15는 망막혈관의 수동 검출 결과 영상이다.

비교 방법은 수동으로 얻은 망막혈관영역 대비 자동으로 얻은 망막혈관영역으로 얼마나 위치적으로 정확항가를 나타내는 *TPR*(true Positive rate)와 수동으로 얻은 망막혈관 이외 영역 대비 자동으로 얻은 망막혈관영역을 나타내는 *FPR*(false positive rate)를 이용하였다. 식 (10)은 *TPR*, 식 (11)은 *FPR*을 나타낸다.

$$TPR = \frac{\text{region of true vessel}}{\text{region of vessels Groundtruth}} \quad (10)$$

$$FPR = \frac{\text{region of true vessel}}{\text{region of vessels Groundfalse}} \quad (11)$$

본 논문에서의 망막혈관 마스크의 정확성과 앞서 망막혈관 마스크 생성 후 마스크 팽창의 타당성을 확인하기 위하여 마스크 팽창이 없는 경우와 본 논문에서 적용한 마스크팽창이 있는 경우에 대하여 각각

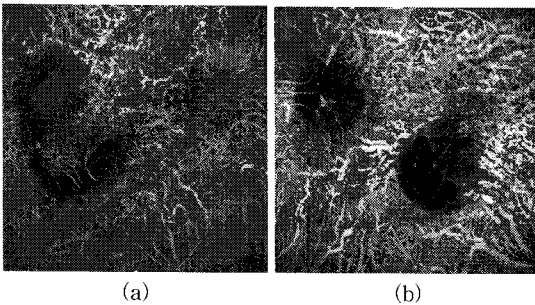


그림 14. (a) 영상A와 (b) 영상B에 대한 맥락막혈관이 향상된 영상들

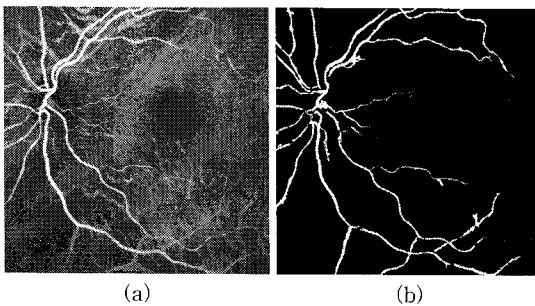


그림 15. (a) 원 영상과 (b) 수동적으로 검출한 망막혈관영역

표 3. 망막혈관 마스크에 대한 *TPR*과 *FPR*

Region \ Image	<i>TPR</i>		<i>FPR</i>	
	mask	expanded mask	mask	expanded mask
Image A	0.7684	0.9153	0.021	0.063
Image B	0.6637	0.9006	0.017	0.051
Mean (10 images)	0.6963	0.8807	0.017	0.05

표 4. 선택적 영역 감소에 의한 망막혈관영역 및 망막혈관 이외 영역 밝기 변화

Region \ Image	Retinal region			Non-retinal region		
	Original	Result	Diff.	Original	Result	Diff.
Image A	201.5	76.96	124.54	83.92	83.29	0.63
Image B	203.62	95.47	108.15	104.05	103.14	0.91
Mean (10 images)	187.32	82.08	105.24	87.78	87.1	0.68

*TPR*과 *FPR*을 표 3에서 나타내었다. 일반적인 마스크 팽창이 없는 자동 망막혈관 마스크 적용 시 수동 및 자동의 일치도는 약 70%정도이나 본 논문에서 적용되었던 마스크 팽창을 적용한 방법에서는 약 88%의 일치도를 보이고 있어 자동 망막혈관 마스크의 적용 가능성을 알 수 있었으며 생성 마스크의 팽창방식의 적용도 적절함을 확인할 수 있었다.

선택적 영역 감소가 계산 전과 계산 후에 망막혈관의 밝기, 망막 이외 영역의 밝기가 얼마나 감소한 것인가를 표 4에서 나타내었다. 망막혈관영역에서 원 영상에 비하여 결과 영상의 밝기가 평균적으로 약 100 정도 감소하였으나 망막혈관영역을 제외한 다른 영역에서는 밝기가 약 0.7 정도만 감소함으로써 본 논문에서 목표로 하는 망막혈관영역이 배경 영상화되고 다른 영역에는 변화가 없었음을 확인할 수 있었다.

#### 4. 결 론

맥락막혈관은 시력 상실과 관련 있는 중요한 안과 진단 정보이나 형광안저 혈관조영영상에서 맥락막혈관은 망막혈관보다 대조차가 낮아 관찰하기 힘든 문제점이 있었다. 따라서 본 논문에서는 이러한 문제를 해결하기 위하여 인도시아닌 형광안저 혈관조영영상에서 망막혈관을 제거하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법에서는 다중크기 향상기법, 히스테레시

스 문턱치 방법, KNN 분류법들을 이용하여 망막혈관 마스크영역을 획득하고, 그 영역에 대하여 제안한 선택적 영역 침식 방법을 이용하여 망막혈관영역을 배경화함으로써 망막혈관을 제거하고, 맥락막혈관을 향상시키는 방법을 제안하였다. 세부적인 내용은 다음과 같았다. 먼저, 인도시아닌 형광안저 혈관조영 영상을 다중크기 향상기법으로 배경과 혈관들에 대조도 차이를 측정한 후, 히스테레시스 문턱치를 이용하여 배경과 망막혈관, 그 중간영역을 구분하였다. 다음으로 망막혈관은 KNN 분류법으로 혈관의 연속성을 유지하며 배경으로부터 망막혈관을 검출하였다. 그리고 망막혈관의 밝기는 제안한 선택적 영역 침식 방법을 이용하여 주변 배경밝기를 기반으로 밝기를 감소시켰다. 마지막으로 맥락막혈관은 히스테레시스 방식으로 인해 정해진 영역을 기반으로 하여 배경영역의 밝기를 감소시키고 맥락막혈관영역의 밝기를 증가시켜 향상하였다. 제안한 맥락막혈관 향상방법은 환자 10명에 인도시아닌 형광안저 혈관조영영상을 이용하여 실험하였다. 제안한 방법에 대한 실험 결과 정확한 망막혈관의 검출 확률은 평균적으로 약 88% 이며 망막혈관 위치가 아닐 확률은 약 5%가 존재 하는 것을 확인하였다. 그리고 망막혈관 영역에서의 밝기 감소가 약 100정도이나 망막혈관 이외의 영역에서의 감소는 약 0.7 정도로써 안저영상에서 망막혈관영역에 대한 배경화가 적절하게 이루어졌을 확인할 수 있었다. 마지막으로 배경영역 밝기를 감소시키며 중간영역 밝기 향상 시켜 맥락막혈관영상의 밝기를 향상시켰다. 따라서 본 논문에서 제안한 방법이 형광 안저영상에서 맥락막혈관영상 관찰에 효과적임을 확인하였다.

### 참 고 문 헌

[ 1 ] Y. Hong, S. Makita, M. Yamanari, M. Miura, S. Kim, T. Yatagai, and Y. Yasuno, "Three-Dimensional Visualization of Choroidal Vessels by Using Standard and Ultra-High Resolution Scattering Optical Coherence Angiography," *Optics Express*, Vol.15, Issue 12, pp. 7538-7550, 2007.

[ 2 ] 정흠, 강세웅, 이원기, 망막 질환과 형광안저혈관조영, 내외학술, 서울, 2000.

[ 3 ] K. Akita and H. Kuga, "A Computer Method of Understanding Ocular Fundus Images," *Pattern Recognition*, Vol.15, Issue6, pp. 431-443, 1982.

[ 4 ] D.C. Wu, B. Schwartz, J. Schwoerer, and R. Banwatt, "Retinal Blood Vessel Width Measured on Color Fundus Photographs by Image Analysis," *Acta Ophthalmol. Scand. Suppl.*, Vol.215, pp. 33-40, 1995.

[ 5 ] 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. Medical Imaging*, Vol.8, No.3, pp. 263-269, 1989.

[ 6 ] A. Hoover, V. Kouznetsova, and M. Goldbaum, "Locating Blood Vessels in Retinal Images by Piecewise Threshold Probing of a Matched Filter Response," *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol.19, No.3, pp. 203-210, 2000.

[ 7 ] L. Zhou, M. S. Rzeszutowski, L. J. Singerman, and J. M. Chokreff, "The Detection and Quantification of Retinopathy Using Digital Angiograms," *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol.13, No.3, pp. 619-626, 1994.

[ 8 ] X. Gao, A. A. Bharath, A. J. Hughes, A. Stanton, N. Chapman, and S. Thom, "Towards Retinal Vessel Parametrisation," *Proc. of SPIE Medical Imaging*, Vol.3034, pp. 734-744, 1997.

[ 9 ] M. E. Martinez-Perez, A. D. Hughes, S. A. Thom, A. A. Bharath, and K. H. Parker, "Segmentation of Blood Vessels From Red-Free and Fluorescein Retina Images," *Medical Image Analysis*, Vol.11, Issue1, pp. 47-61, 2007.

[ 10 ] A. P. Condurache and T. Aach, "Vessels Segmentation in Angiograms Using Hysteresis Thresholding," *Proc. of IAPR Conference on Machine Vision Applications*, 2005.

[ 11 ] B. Zang and S. N. Srihari, "A Fast Algorithm



for Finding K-Nearest Neighbors with Non-Metric Dissimilarity," *Proc. of the 8th International Workshop on Frontiers in Handwriting Recognition*, pp. 13-18, 2002.

- [12] A. F. Frangi, W. J. Niessen, K. L. Vincken, and M. A. Viergever, "Multiscale Vessel Enhancement Filtering," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol.1496, pp. 130-137, 1998.
- [13] C. Lorenz, I. C. Carlsen, T. M. Buzug, C. Fassnacht, and J. Weese, "Multiscale Line Segmentation with Automatic Estimation of Width, Contrast and Tangential Direction in 2D and 3D Medical Images," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol.1205, pp. 233-242, 1997.
- [14] Y. Sato, S. Nakajima, H. Atsumi, T. Koller, G. Gerig, S. Yoshida, and R. Kikinis, "3D Multi-Scale Line Filter for Segmentation and Visualization of Curvilinear Structures In Medical Images," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol.1205, pp. 213-222, 1997.
- [15] D. Eberly, *Ridges in Image and Data Analysis : Computational Imaging and Vision*, Kluwer Academic Publishers, Netherlands, 1996.
- [16] R.C. Gonzales, *Digital Image Processing*, Prentice Hall, 2002.



정 지 운

2002년 2월 계명대학교 전자공학과(공학사)  
 2009년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)  
 2009년 3월~현재 (주)인포피아 연구원

관심분야 : 생체신호처리, 의용전자기기



김 필 운

2001년 2월 경운대학교 컴퓨터공학과(공학사)  
 2003년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)  
 2004년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정

관심분야 : 의학영상처리, 의용전자기기, 생체신호처리



이 윤 정

2003년 2월 경북대학교 전자전기공학부(공학사)  
 2005년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)  
 2005년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정

관심분야 : 생체신호처리, 의용전자기기



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)  
 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)  
 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)  
 1996년~현재 경북대학교 의전원 의공학교실 주임교수

관심분야 : 생체신호처리시스템, 의학영상처리