

안저 영상에서 헤이지안 알고리즘을 이용한 혈관 검출

강호철[†], 김광기^{**}, 오휘빈^{***}, 황정민^{****}

요 약

망막 질환의 진단에서 안저영상은 환자의 망막 상태에 대한 객관적인 평가와 기록에 중요하다. 특히 혈관의 분석은 당뇨병, 고혈압 등의 진단과 경과 관찰에 매우 중요하다. 혈관 영역을 검출하기 위해 톱-햇(Top-hat) 필터를 사용하여 균일하지 않은 배경 영상을 보상하고, 대비 제한의 적응적 히스토그램 보정(contrast limited adaptive histogram equalization) 방법을 적용하여 대비를 향상시켰다. 영상에 전처리를 한 후 헤이지안 행렬(hessian matrix)을 적용하여 혈관 성분을 검출한 결과 제안된 방법이 기존의 정합 필터(matched filter) 방법보다 약 1.3% 더 정확하였다. 결론으로 제안한 알고리즘은 안저 영상에서 혈관 영역을 검출하는데 있어서 기존 방법에 비해서 향상되었다.

Detection of Retinal Vessels of Fundus Photograph Using Hessian Algorithm

Ho-Chul Kang[†], Kwang-gi Kim^{**}, Whi-Vin Oh^{***}, Jeong-Min Hwang^{****}

ABSTRACT

Fundus images are highly useful in evaluating patients' retinal conditions in diagnosing eye diseases. In particular, vessel regions are essential in diagnosing diabetes and hypertension. In this paper, we used top-hat filter to compensate for non-uniform background. Image contrast was enhanced by using contrast limited adaptive histogram equalization (CLAHE) method. Hessian matrix was next applied to detect vessel regions. Results indicate that our method is 1.3% more accurate than matched filter method. Our proposed method is expected to contribute to diagnosing eye diseases.

Key words: fundus image(안저영상), hessian matrix(헤이지안 행렬), vessel detection(혈관 검출)

1. 서 론

디지털 영상장비의 발전은 의학 영상에 많이 기여하였다. 특히 안저 영상 분석은 망막 질환의 진단에서 망막 상태에 대한 객관적인 평가와 기록에 중요한 역할을 한다. 1970년대에 안저 카메라의 개발로 시작된 이러한 진단 기법이 안과 영역에 도입된 이후 꾸준한 장비의 발전에 힘입어 간편하면서도 보편적인

검사로 널리 보급되어 눈 질환의 진단과 치료에 기여하고 있다[1]. 최근 디지털 영상 분석은 망막 질환의 객관적인 판단과, 원격진료, 집단 검진에서 자동화된 질환 스크리닝(screening) 등에 쓰일 수 있을 것으로 예측된다[2].

안저 영상에서 혈관 영역은 당뇨병, 고혈압 등의 진단의 중요한 요소로서, 이에 대해 미국의 Moran Eye Center 연구진의 미숙아망막병증에 관한 연구

* 교신저자(Corresponding Author): 김광기, 주소: 경기도 고양시 일산동구 정발산로 111(410-769), 전화: 031)920-2241, FAX: 031)920-2242, E-mail: kimkg@ncc.re.kr
접수일: 2008년 12월 4일, 완료일: 2009년 5월 31일

[†] 국립암센터 의공학연구과 연구원
(E-mail: hckang@ncc.re.kr)

^{**} 국립암센터 의공학연구과 선임연구원

^{***} 정회원, 국립암센터 의공학연구과 연구원
(E-mail: kimkg@ncc.re.kr)

^{****} 서울대학교 의과대학 안과학교실 교수
(E-mail: hjm@snu.ac.kr)

* 본 연구는 국립암센터의 기관고유사업 (0810122) 지원과 보건산업진흥원 (A060673), KOSEF (R01-2005-000-10875-0) 지원으로 수행되었음

와 Doheny Eye Institute와 Stanford대학 연구진의 당뇨병망막병증에 관한 연구가 활발하게 진행되고 있다[3].

안저 영상을 분석하여 눈 질환을 진단하는 연구는 계속 되어 Pappas는 혈관 타원 형태의 혈관 프로파일(profile)을 이용하여 혈관 직경을 측정하는 연구를 하였다[4]. Figueiredo는 에지 검출에 의한 혈관영역 검출 방법을 제안하여 에지 검출시 정량적인 분석을 위해 스무딩효과를 주지 않았고 일정한 배경영역이 없다고 가정하였다[5]. 하지만 에지 추출에 의한 방법은 잡음 및 영상의 균일성에 따라 에지 검출율이 크게 영향을 받기 때문에 잡음이 많은 경우 오검출율이 높을 수밖에 없다. Tolia는 퍼지 알고리즘을 이용하여 시작점을 기준으로 혈관 분기점을 따라 추적(tracking)하는 방법을 제안한 결과 주(major) 혈관 검출률은 98.03%였고 부(minor) 혈관 검출률은 23.53%로 총 79.41%의 검출률을 보였다[6]. 이 방법은 시작점의 설정에 따라 검출률이 다르기 때문에 적절한 시작점의 위치를 설정하는 문제가 생기고, 시작점으로부터 혈관을 추적하여 혈관의 검출이 완료 될 때까지 시간이 오래 걸리는 단점이 있다. 정합 필터는 혈관이 작은 곡률의 특징으로 가우시안 커브 형태인 것을 이용하여 혈관을 검출하는 방법이다 [7-8]. 2차원 커널을 가우시안 커브의 형태로 계산하여 컨볼루션의 값을 이용하여 혈관을 검출한다. 정합 필터를 이용하여 혈관을 자동으로 검출한 결과와 사람이 수동으로 그린 결과를 비교하여 민감도와 특이성을 측정하면 결과 80%의 민감도와 90%의 특이성을 확인하였다. 그러나 이 방법은 혈관 뿐 아니라 잡음 검출률이 높다는 단점이 있다.

이 연구에서는 헤이지안 행렬을 이용하여 안저 영상에서 혈관 영역을 검출하는 방법을 도입하여 기존의 혈관검출 방법인 정합 필터와 비교하였다. 혈관 검출 결과를 정합 필터와 비교할 때 통계적으로 보다 좋은 결과를 도출하였다. 제안된 방법 2에서는 정합 필터에 대한 소개와 3에서는 안저영상의 구조, 4에서는 제안하는 방법, 5에서는 실험결과, 6에서는 결론 순서로 기술하였다.

2. 정합 필터

정합 필터는 혈관이 작은 곡률의 특징으로 가우시

안 커브 형태에 가깝다는 것에 착안하여 제안된 방법이다[9-10].

2차원 정합 필터는 i번째 커널에서 다음과 같은 가중치를 갖는다.

$$K_i(x,y) = -\exp(-d^2/2\sigma^2) \quad \forall p_i \in N \quad (1)$$

K_i 는 커널이며, d 는 수직성분의 거리이며, \bar{p}_i 는 변환된 화소값 위치, σ 는 화소값 분포도의 폭이다. A 가 N 의 포인트 개수라고 할 때, 커널의 평균값은 다음과 같다.

$$m_i = \sum_{\bar{p}_i \in N} K_i(x,y) / A \quad (2)$$

15° 씩 12 커널로 이루어진 2차원 정합 필터에 의한 결과 영상은 그림 1과 같다.

3. 안저영상 구조

그림 2는 안저 영상의 구조이다[11].

그림 2의 (a)에서 OD 라고 표시 되어있는 부분은 시신경 유두(Optic Disk)이고 중심와(Fovea)를 나타낸다. 시신경 유두는 시신경이 모여서 나가는 곳으로 지름이 약 1.4mm 이고, 후극에서 내측으로 약 3mm, 상방 약 1mm 의 위치에 있다. 중심와는 수정체오목

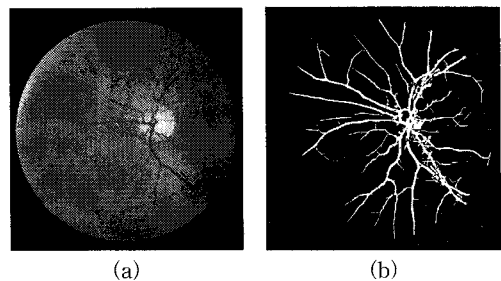


그림 1. (a) 안저영상 (b) 정합 필터 결과 영상

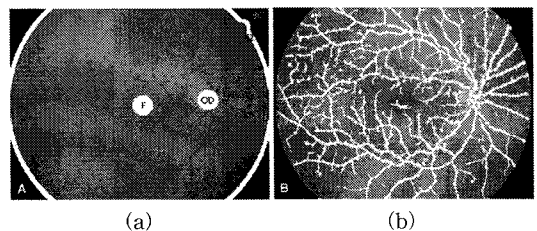


그림 2. (a) 안저영상에서의 시신경 원판과 중심와 (b) 안저 영상에서의 혈관

또는 황반이라고도 불리며 망막중의 뒷쪽의 빛이 들어와서 초점을 맺는 부위를 말한다.

그림 2의 (b)에서 흰색으로 표시된 부분이 혈관으로 이 혈관의 상태를 관찰 함으로써 안과계 질환 뿐만 아니라 당뇨병, 고혈압 등의 내과계 질병도 진단한다[12]. 이 논문에서는 안저 영상에서의 혈관을 검출하는 방법을 제안한다.

4. 제안하는 방법

그림 3은 제안된 방법의 흐름도이다.

안저영상에서 혈관 검출 방법은 다음과 같다. 먼저 녹색(green) 영상으로 모폴로지 기법인 톱-햇[13] 변환을 이용하여 균일하지 않은 배경 영상을 보정한 후, 3×3 중간값 필터(median filter)를 이용하여 잡음을 제거하였다. 잡음을 제거한 영상은 대비 제한의 적응적 히스토그램 보정 방법을 적용하여 대비를 향상한다[14]. 향상된 영상은 혈관 영역뿐만 아니라 주변의 잡음까지도 영향을 미치므로, 혈관 성분을 강조하기 위하여 헤이지안 행렬을 이용한 최대 고유값 영상을 생성하였다. 생성된 영상은 Otsu의 적응적 이진화 방법을 이용하여 혈관 영역 검출을 수행하였다[15].

4.1 톱-햇 필터 사용

안저 영상은 조명 및 구조적인 요인으로 균일하지 않은 배경 영상이 존재한다. 균일하지 않은 배경 영상은 혈관 검출 정확도에 영향을 미치므로, 본 논문에서는 이러한 배경영상을 보정하기 위해서 모폴로

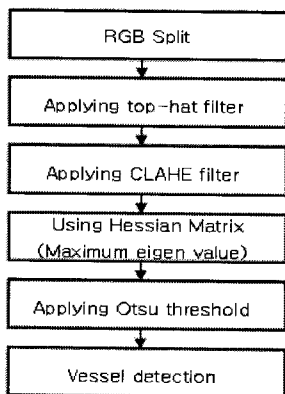


그림 3. 제안된 방법 흐름도

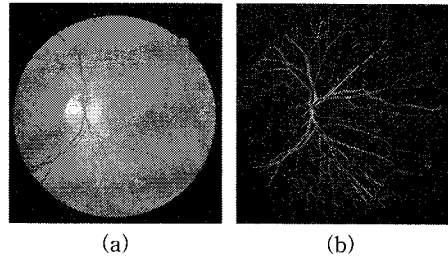


그림 4. (a) 녹색 영상 (b) 톱-햇 결과 영상

지 기법인 톱-햇 변환을 적용하였다. 그림 4는 적용 후 균일하지 않은 배경 영상이 제거됨을 보여준다.

4.2 대비 제한의 적응적 히스토그램 보정을 이용한 대비 향상

기존의 히스토그램을 이용한 대비를 향상하는 방법인 적응적 히스토그램 보정 (Adaptive Histogram Equalization)은 원 영상을 부분영상으로 나눈 후 양선형 보간법(bilinear interpolation)을 이용하여 화질을 향상하는 방법이다. 대비 제한의 적응적 히스토그램 보정 방법은 적응적 히스토그램 보정 방법에 한계값(clip limit)으로 히스토그램을 제한하는 것으로써 영상을 향상한다(그림 5).

4.3 헤이지안 행렬의 최대 고유값 적용

대비가 향상된 영상에서 혈관 영역을 검출하기 위하여 헤이지안 행렬을 적용하였다. Sato는 3차원 영상에서 헤이지안 행렬의 고유값(eigen value)을 통하여 선, 점, 면 영역을 구분하는데 응용하였다[16-18]. 본 논문에서는 헤이지안 행렬의 최대 고유값(maximum eigen value)을 이용하여 2차원 영상에서의 혈관 영역인 선 성분을 검출하였다.

2차원 영상이 $f(x)$ 라고 할 때, 헤이지안 행렬의 식

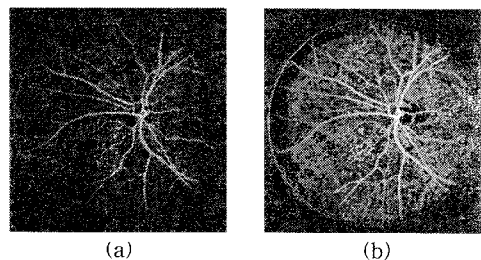


그림 5. (a) 톱-햇 결과 영상 (b) CLAHE 결과 영상

은 (3)과 같다.

$$\nabla^2 f(x) = \begin{bmatrix} f_{xx}(x) & f_{xy}(x) \\ f_{yx}(x) & f_{yy}(x) \end{bmatrix} \quad (3)$$

각 성분은 2차 미분 성분들로 식은 다음과 같다.

$$f_{xx}(x) = \frac{\partial^2}{\partial x^2} f(x), f_{yy}(x) = \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} f(x), f_{yy}(x) = \frac{\partial^2}{\partial y^2} f(x) \quad (4)$$

$\nabla^2 f(x)$ 의 고유값을 $\lambda_1, \lambda_2 (\lambda_1, \lambda_2)$ 이라고 할 때, λ_1 의 고유값의 scale 값을 적용하여 최대 고유값 영상(maximum eigen value image)을 생성하였다.

그림 6과 같이 최대 고유값이 선 성분을 강조하므로 본 논문에서는 혈관 영역 검출에 적용하였다.

4.4 혈관 영역 검출

헤이지안 행렬을 이용한 최대 고유값 영상에서 혈관 영역은 주변의 화소값보다 높음을 이용하여 Otsu의 적응적 이진화 방법을 적용하여 혈관 영역을 검출하였다. 그림 7과 같이 미세한 혈관까지 검출 되었다.

5. 실험 결과

지금까지 안저 영상의 혈관을 검출하는 방법을 제

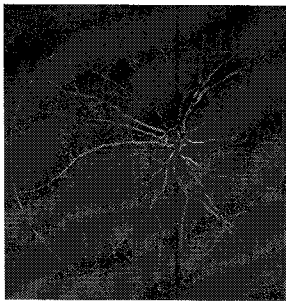


그림 6. 최대 고유값이 적용된 영상 결과

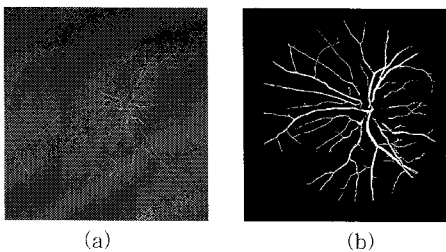


그림 7. (a) 최대 고유값 방법이 적용된 결과, (b) (a)에서 Otsu의 방법이 적용된 결과

안하였다. 먼저 녹색 영상으로 모폴로지 기법인 톱-햇 변환을 이용하여 조명의 영향과 같은 균일하지 않은 배경 영상을 보정한 후, 3×3 중간값 필터를 이용하여 잡음을 제거하였다. 잡음을 제거한 영상은 대비 제한의 적응적 히스토그램 보정 방법을 적용하여 대비를 향상하였다. 향상된 영상은 혈관 영역뿐만 아니라 주변의 잡음까지도 영향을 미치므로, 혈관 성분을 강조하기 위하여 헤이지안 행렬을 이용한 최대 고유값 영상을 생성하였다. 생성된 영상은 Otsu의 적응적 이진화 방법을 이용하여 혈관 영역 검출을 수행하였다.

본 논문에서는 DRIVE(Digital Retinal Images for Vessel Extraction) 데이터 베이스를 이용해서 실험하였다[16]. 565×584 사이즈의 24bit 컬러영상 15장을 사용하였다. 안과 전문의가 분석한 영상을 정합 필터와 제안하는 방법을 비교하였다. 그림 8과 그림 9는 제안하는 방법의 결과영상이다. 8-a, 9-a는 입력 받은 안저 영상이고 8-b, 9-b는 입력 받은 영상을 전문의가 혈관으로 정의한 부분을 영상화 한 결과이다. 흰색 영역이 혈관을 나타낸다. 8-c, 9-c는 제안된 헤이지안 방식으로 검출한 결과 영상이고 전 영상과 같이 흰색 영역이 혈관을 나타낸다. 안과 전문의가 분석한 영상에 비하여 제안된 방식에서는 두꺼운 혈관에 대한 검출률이 높고 명암의 차이가 거의 나지 않고 얇은 혈관은 검출률이 낮았다. 이는 헤이지안 적용시 파라미터 값과 이진화 할 때 문턱치값의 영향

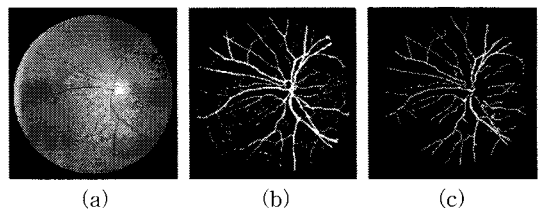


그림 8. 결과 예제 1 (a) 녹색 영상 (b) 안과 전문의가 분석한 영상 (c) 제안된 결과 영상

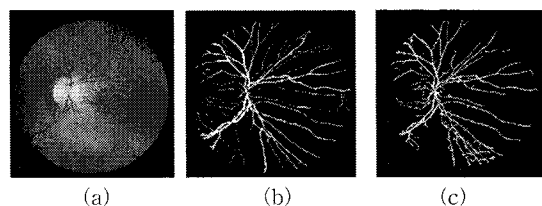


그림 9. 결과 예제 2 (a) 녹색 영상 (b) 안과 전문의가 분석한 영상 (c) 제안된 결과 영상

을 많이 받기 때문이다. 실험결과 비교는 식 (5)와 같이 전문가가 분석한 영상과 각 방법들로 도출된 결과 영상과의 화소 일치율로 나타내었다.

$$\frac{N(O_{(x,y)} = I_{(x,y)})}{T} \times 100 \quad (5)$$

x, y 는 각 영상의 화소 위치이고 $O(x,y)$ 는 전문가가 분석한 영상, $I(x,y)$ 는 비교대상 영상이다. N 은 화소값이 일치한 총 개수이고, T 는 총 화소 개수이다.

15개의 영상 실험 결과 표 1과 같이 제안된 방법이 정합 필터보다 평균 약 1.3% 우수한 것으로 나타났다. Paired t-test 에 의한 분석에서 $p < 0.05$ (95%CI [-1.552, -0.986]) 로 유의한 차이가 났다. 툴은 Stata/SE (ver 10.1, StataCorp LP, TX, USA) 를 사용하였다(그림 10).

표 1. 유사도 평가 실험 결과

No	정합 필터(%)	헤이지안 방법(%)
1	90.12	91.34
2	89.98	90.22
3	90.51	90.91
4	90.77	92.45
5	91.42	92.01
6	88.65	90.39
7	90.08	91.29
8	91.02	92.90
9	89.65	91.25
10	89.61	91.12
11	90.25	91.35
12	91.01	92.09
13	90.71	92.18
14	91.03	92.83
15	90.26	91.78
평균	90.338	91.607
표준편차	0.708	0.807

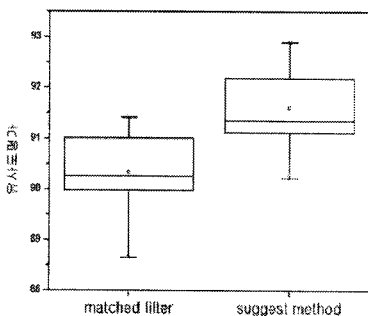


그림 10. Paired t-test 에 의한 분석 결과

그림 10은 정합 필터를 이용한 기존의 방식과 헤이지안을 이용한 제안된 방식의 결과를 Paired t-test로 비교한 그래프이다. 그래프의 Y축은 영상간의 유사도를 나타내는 것으로 Y축의 값이 클수록 유사도가 높다는 것을 알 수 있다. 유사도는 안과 전문가가 혈관으로 분석한 영상과 자동으로 검출한 영상간의 유사한 정도를 나타내는 값으로 이 실험에서는 전문의의 영상과 정합필터의 유사도를 구하고 전문의의 영상과 헤이지안 방식의 유사도를 구하여 두 유사도의 값을 비교하였다. 본 실험에서 정합필터를 이용한 유사도의 평균은 90.34% 이고 헤이지안을 이용한 유사도의 평균은 91.61% 로 약 1.27% 높게 나타났다. 유사도가 높다는 의미는 전문가가 혈관으로 판단한 혈관 영역과 자동 검출된 혈관의 영역의 유사한 정도가 높다는 의미이므로 유사도가 높을수록 혈관의 검출률이 높다고 판단된다.

6. 결 론

이 논문에서는 안저 영상의 혈관 검출하는 방법을 제안하였다. 영상에 모폴로지 기법을 적용하고 잡음을 제거한 뒤 대비차이를 높게 한다. 전 처리된 영상에 헤이지안 행렬을 이용한 혈관성분을 강조하고 이진화 하여 혈관을 검출하였다.

실험결과 정합 필터보다 유사도가 좋은 결과를 얻을 수 있었다. 그 이유는 정합 필터는 혈관 성분뿐만 아니라 잡음도 검출하여 오검출률이 높았으나, 이 논문에서 헤이지안 행렬의 성질을 이용하였기 때문에 혈관 성분인 선 성분 검출률이 높았고, 상대적으로 잡음 검출률이 낮았기 때문이다.

제안된 방법에서 대비 제한의 적응적 히스토그램 보정 방법만 적용한다면 혈관뿐만 아니라 주변의 잡음도 강조가 되기 때문에 헤이지안 행렬을 적용하여 선 성분을 찾아낼 수 있었다. 헤이지안 행렬은 최근 3차원 영상에서 고유값의 상호관계에 따라서 혈관 성분 및 중앙성분을 검출하는 것에 사용되며[17-19], 본 논문에서는 2차원에서 적용하여 선 성분을 찾는 부분으로 응용하였다. 일정 굵기 이상의 혈관을 검출하였으나 미세혈관은 상대적으로 화소값이 낮기 때문에 최대 고유값 영상에서 미검출 영역이 있었다.

표 1 에 나타낸 유사도와 평균, 표준 편차 등은 전문가가 분석한 영상과 각 방법을 비교한 결과를

나타낸 것이다. 정합 필터를 적용한 경우와 이 논문에서 제안된 헤이지안 방법을 적용한 경우의 통계적 차이를 비교한 결과 제안된 방법의 유사도가 높았다. 향후 빛의 밝기 변화에 따른 검출 문제, 혈관의 끊어진 성분을 이어주는 알고리즘과 미세혈관들을 찾을 수 있는 방법이 개선된다면 검출률을 높일 수 있을 것이다.

이 연구는 향후 혈관 검출에 의한 눈 질환 진단 및 질병 추적 및 관찰에서 도움을 줄 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] Yen KG, Hess D, Bruke B, Johnson RA, Feuer WJ and Flynn JT. "Telephotoscreening to detect retinopathy of prematurity : preliminary study of the optimum time to employ digital fundus camera imaging to detect ROP," *J AA POS*, Vol.6, No.2, pp. 64-70, 2002.
- [2] 이병일 and 최홍국 "의료영상처리 및 분석 방법," *한국멀티미디어학회지*, Vol.4, No.4, pp. 51-69, 2000.
- [3] Lim JI, LaBree L, Nichols T and Cardenas I. "A comparison of digital nonmydriatic fundus imaging with standard 35-millimeter slides for diabetic retinopathy," *Ophthalmology*, Vol.107, No.5, pp. 866-870, 2000.
- [4] T. N. Pappas and J. S. Lim, "A new method for estimation of coronary artery dimensions in angiograms," *IEEE Trans. Acoust. Speech, Signal Processing*, Vol.36, pp.1501-1512, Sept. 1988.
- [5] M. A. T. Figueiredo and J. M. N. Leitao, "A nonsmoothing approach to the estimation of vessel contours in angiograms," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.14, pp. 162-172, Mar. 1995.
- [6] Y. A. Tolias and 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, Apr. 1998.
- [7] Hoover, A., Kouznetsova, V., and Goldbaum, M., "Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.19, No.3, pp. 203-210, Apr. 1998.
- [8] A. Hoover and M. Goldbaum, "Locating the optic nerve in a retinal image using the fuzzy convergence of the blood vessels," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol. 22, No.8, pp. 951-958, Aug. 2003.
- [9] M. Sofka and C. V. Stewart, "Retinal vessel centerline extraction using multiscale matched filters, confidence and edge measures," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.25, No.12, pp. 1531-1546, Dec. 2006.
- [10] M. Sofka and C. V. Stewart, "Erratum to retinal vessel centerline extraction using multiscale matched filters, confidence and edge measures," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.26, No.1, pp. 133-133, Jan. 2007.
- [11] B. M. Ege, O. K. Hejlesen, O. V. Larsen and Bek T, "The relationship between age and colour content in fundus images," *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, Vol.80, No.5, pp. 485-489, 2002.
- [12] 강전권, 한영환, 홍승홍, 이용혁 and 민홍기, "안저영상 해석을 위한 특징영역의 분할에 관한 연구," *대한의용생체공학회 의공학회지*, Vol.16, No.2, pp. 121-128, 1995.
- [13] Gonzalez RC and W.R., *Digital image processing using MatLab*. 2004: ITC.Seoul.
- [14] Zuiderveld, K., "Contrast limited adaptive histogram equalization," *Graphics gems IV*, Academic Press Professional, Inc., San Diego, CA.,
- [15] Otsu, N., "A threshold selection method from gray_level histograms," *IEEE Trans Systems Man and Cybernetics*, Vol.9, No.1, pp. 62-66, 1979.
- [16] M. Niemeijer and B. van Ginneken, 2002 [Online]. Available: <http://www.isi.uu.nl/research/Databases/DRIVE/results/php>
- [17] Sato, Y., Shin Nakajima, Nobuyuki Shiragaa, Hideki Atsumia, Shigeyuki Yoshidab, Thomas Kollerc, Guido Gerigc and Ron

Kikinisa, "Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images," *Med. Image Anal.*, Vol.2, No.2, pp. 143-168, 1998.

- [18] Y. Sato, C.-F. Westin, A. Bhalerao, S. Nakajima, N. Shiraga, S. Tamura and R. Kikinis, "Tissue classification based on 3D local intensity structures for volume rendering," *IEEE Trans Visualization and Computer Graphics*, Vol.6, No.2, pp. 160-180, 2000.
- [19] 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," *CVR Med-MRCAS'97*, pp. 213-222, Mar. 1997. Lecture Notes in Computer Science 1205, Springer Verlag.



강 호 철

2001년 성균관대학교 전기전자 및 컴퓨터 공학부 학사
 2003년 성균관대학교 전기전자 및 컴퓨터 공학부 석사
 2003년~2004년 삼성 SDS 근무
 2004년~2006년 LG전자기술원 연구원,

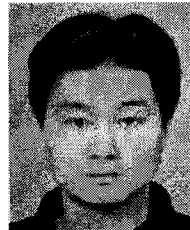
2006년~2007년 LG전자 MC연구소 연구원
 2007년~2008년 SK C&C 연구소 연구원
 2009년~현재 국립암센터의공학 연구과 연구원
 관심분야 : 의료영상, 영상처리, 컴퓨터 그래픽스



김 광 기

1996년 안동대학교 물리학과 학사
 1998년 포항공과대학교 물리학과 석사
 2005년 서울대학교 공학 박사
 1998년~2006년 서울대학교 의학연구원 선임 연구원
 2004년~2005년 Washington

Univ. in St. Louis(MO, USA), 연구원
 2006년~2007년 서울대학교 의학연구원 전임대우 연구 조교수
 2007년~현재 국립암센터 의공학연구과 선임연구원
 관심분야 : 의료영상, 영상처리, 의료정보



오 휘 빈

2003년 단국대학교 컴퓨터공학부 학사
 2005년 단국대학교 컴퓨터 공학 석사
 2005년~2008년 (주)이오테크닉스 근무
 2008년~2009년 국립암센터 의공학연구과

관심분야 : 의료영상, 영상처리



황 정 민

1985년 서울대학교 의과대학 의학과 학사
 1991년 서울대학교 의과대학 의학 석사(안과학)
 1996년 서울대학교 의과대학 의학 박사(안과학)
 1994년~현재 서울대학교 의과대

학 전임강사, 조교수, 부교수, 교수
 2003년~현재 분당서울대학교병원 안과 교수
 관심분야 : 신경안과, 사시, 소아안과