

스테레오 안저 영상에서 시각신경원반과 시각신경패임의 분할

김필운[†], 박성현^{**}, 이운정^{***}, 원철호^{****}, 서용수^{*****}, 김명남^{*****}

요 약

본 논문에서는 스테레오 안저 영상에서 시각신경원반의 깊이 값을 고려하는 시각신경원반과 시각신경패임 영역의 새로운 분할방법을 제안하였다. 스테레오 안저 영상에서 스테레오 정합을 수행할 때 발생할 수 있는 오류의 요인들을 분석하여 보정 방법들을 구현하였다. 또한, 시각신경원반과 시각신경패임 영역을 정확하게 추출하기 위하여 시각신경원반의 3차원 깊이 정보를 이용하는 새로운 동적 윤곽선 모델을 제안하였다. 다양한 스테레오 안저 영상을 대상으로 한 실험결과, 제안한 방법이 시각신경원반과 시각신경패임을 효과적으로 분할 할 수 있음을 확인하였다.

Segmentation of the Optic Nerve Head and the Optic Cup on Stereo Fundus Image

P. U. Kim[†], S. H. Barg^{**}, Y. J. Lee^{***}, C. H. Won^{****},
Y. S. Seo^{*****}, M. N. Kim^{*****}

ABSTRACT

In this paper, we proposed the new segmentation method of optic nerve head and optic cub to consider the depth of optic nerve head on stereo fundus image. We analyzed the error factor of stereo matching on stereo fundus image, and compensated them. For robust extraction of optic nerve head and optic cub, we proposed the modified active contour model to consider the 3D depth of optic nerve head. As experiment result to various stereo fundus images, we confirmed that proposed method can segment optic nerve head and optic cup effectively.

Key words: Fundus Image(안저영상), Optic Nerve Head(시각신경원반), Stereo Matching(스테레오정합), Active Contour Model(동적윤곽선모델)

1. 서 론

녹내장(綠內障, glaucoma)은 여러 가지 임상소견과 병리조직학적 소견을 보이는 여러 가지 양상으로

이루어진 장애군이며 안압상승 뿐만 아니라 다른 여러 가지 요인으로 인하여 초래된 녹내장 특유의 시신경병증과 이에 따른 시야결손을 보이는 양상들의 총칭이다.[1]

※ 교신저자(Corresponding Author): 김명남, 주소: 대구시 중구 동인동 2가 101번지(700-422), 전화: (053)420-5266, FAX: (053)420-5264, E-mail: kimmn@knu.ac.kr
접수일: 2005년 3월 21일, 완료일: 2005년 4월 7일

[†] 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정 (E-mail: piluny@msn.com)

^{**} 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업 (E-mail: bmeo3@hotmail.com)

^{***} 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정

(E-mail: whitegleam@hanmir.com)

^{****} 정회원, 경일대학교 제어계측공학과 조교수 (E-mail: chulho@kiu.ac.kr)

^{*****} 동서대학교 정보시스템공학부 부교수 (E-mail: seoyong@dongseo.ac.kr)

^{*****} 정회원, 경북대학교 의대 의공학교실 부교수

※ 이 논문은 2004년도 경북대학교학술진흥연구비에 의하여 연구되었음.

녹내장의 진단에는 여러 가지 방법이 있으나, 시각신경원반에 대한 다양한 변수(variable)들을 이용하는 진단 방법이 가장 많이 쓰이며 최근에는 스테레오 안저 영상(stereo fundus image)을 이용한 안저의 3차원 영상화에 대한 연구가 많이 이루어지고 있다. Ramirez 등[2]은 평면 스테레오 안저 영상에서 시각신경원반(optic nerve head)표면을 3차원 디지털 영상화 하는 방법을 제시하였고, Enrique 등[3]은 녹내장에 있어서의 시각신경패임을 자동으로 계산하는 디지털 스테레오영상 분석에 대한 연구를 하였으며, Andrés 등[4]은 스테레오기법을 바탕으로 시각신경원반의 3차원 표면정보를 얻었다. 이처럼 기존의 연구들은 시각신경원반의 3차원 구조화에 초점이 맞추어져있고, 실제로 녹내장 진단에 유용한 정보를 가지는 시각신경원반과 시각신경패임(optic cub)의 분할 검출에 대한 연구는 이루어지지 않았다.

본 논문에서는 스테레오 안저 영상을 이용하여 시각신경원반의 깊이 값을 고려한 시각신경원반과 시각신경패임의 영역 분할방법을 제안하였다. 스테레오 정합을 수행할 때 발생하는 있는 오류의 요인을 분석하여 보정하였으며, 스테레오 영상을 얻을 때 생길 수 있는 영상의 밝기 차이 때문에 생기는 정합의 오류를 줄이기 위해 수평성분단위로 영상을 정규화하였다. 스테레오 정합은 극상선 제약조건에 근거하여 수행하기 위하여 극상선(epipolar line)이 맞지 않아 생길 수 있는 오류를 줄이기 위하여 두 스테레오 영상 사이에서 각각의 영상이 가지는 수평성분들의 상관관계를 고려하여 극상선을 맞추었다. 스테레오 정합기법으로는 처음 만들어진 기법으로 이론적으로 단순하여 적용하기 가장 쉬우며, 다른 대조기법보다 높은 정확도를 얻을 수 있는 영역기반 대조법(area based matching)가운데 NSSD(normalized sum of squared differences)알고리즘을 이용하여 3차원 영상화를 하였다. 시각신경원반과 시각신경 패임은 동적 윤곽선 모델(active contour model)을 개선하여 검출하였다. 시각신경원반과 시각신경 패임을 검출하기 위해 스테레오 정합으로 얻어진 시각신경원반의 3차원 깊이 정보를 이용하여 기존 동적 윤곽선 모델의 외부에너지를 재정의 하였다.

2. 시각신경원반의 영역분할

시각신경원반의 녹내장성 변화를 기술하는 데는

시각신경원반의 크기와 생김새, 시각신경원반테(optic disc rim)의 크기, 생김새와 창백함, 원반의 크기와 비교되는 시각신경패임(optic cup)의 크기, 원반패임의 생김새와 깊이, 원반패임의 지름비와 넓이비, 등과 같은 많은 변수들이 쓰인다.^[5] 본 논문에서는 시각신경원반을 3차원영상화하고 시각신경원반과 시각신경패임 영역을 분할하였다.

그림 1은 시각신경원반 영역분할방법에 대한 구성도이다. 시각신경원반의 영역 분할 방법은 크게 2 단계로 분할되어 수행한다. 1단계는 시각신경원반의 3차원 영상화 단계로서 스테레오 정합 오류를 최소화 하기위해 스테레오 영상의 전처리와 스테레오 정합을 수행한다. 스테레오 전처리는 스테레오 영상의 정규화, 극상선 조정을 수행하고, 전처리 수행 후 스테레오 정합을 수행한다. 2단계는 스테레오 안저 영상과 스테레오 정합 수행의 결과인 안저 3차원 영상을 근거로 하여 외부 에너지 값을 새롭게 수정한 동적윤곽선 모델을 이용하여 시각신경원반을 검출하고 시각신경원반 안에서 시각신경패임 검출하였다.

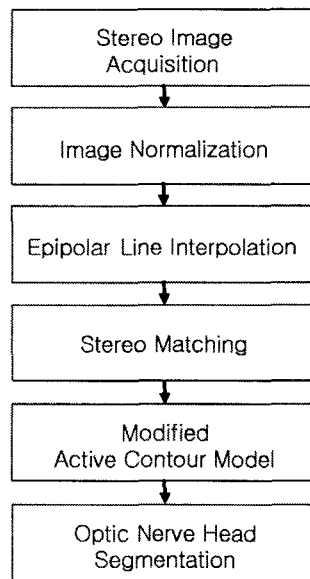
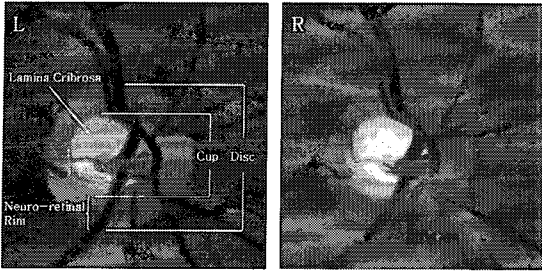


그림 1. 시각신경원반 영역분할 구성도

2.1 시각신경원반의 3차원 영상화

2.1.1. 스테레오 안저 영상과 영상의 정규화

그림 2는 안저 카메라를 이용하여 획득한 스테레오 안저 영상이다. 시각신경원반은 시신경과 혈관이



(a) (b)

그림 2. 시각신경원반의 스테레오 안저 영상

집중되는 부분으로, 시신경이 투명한 특성을 갖기 때문에 안저 카메라를 이용하여 영상을 획득하게 되면 비교적 주변에 비해 밝은 영역을 보이게 된다. 시각신경원반의 가운데 지역은 사상판 기저부가 드러나서 축삭이 없기 때문에 주로 창백하다.[6]

스테레오 정합은 일반적으로 좌우 영상의 밝기를 근거로 하여 정합을 수행한다. 그러나 좌우 영상이 동일한 환경 조건에서 획득되지 못한다면 스테레오 정합의 정확도를 저하시킨다. 표 1은 그림 2의 스테레오 영상의 기본정보이다.

표 1에서 왼쪽과 오른쪽의 두 스테레오 영상의 밝기는 평균 10, 표준편차 10, 중간값 7 차이를 보이고 있다. 이러한 차이가 생기는 것은 두 영상을 획득할 때 우측 영상이 좌측 영상보다 더 밝은 환경에서 획득된 것을 예측할 수 있다. 따라서 두 개의 영상을 정규화 해줌으로써 이러한 밝기가 서로 다르기 때문에 생길 수 있는 오류를 줄이므로 정합의 정확도를 높일 수 있다. 식 (1)은 영상 $I(i, j)$ 의 정규화 식이다.

$$I'(i, j) = \frac{I(i, j)}{\bar{I}(i)} \quad (1)$$

$$\bar{I}(i) = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} I(i, j) \quad (2)$$

표 1. 그림 2의 영상정보

Image	Mean	Std dev	Median
Fig. 2(a)	63.34	24.85	57
Fig. 2(b)	73.95	34.11	64

여기서, $\bar{I}(i)$ 은 i 행의 평균값이고, $I'(i, j)$ 은 영상 $I(i, j)$ 를 정규화한 영상이다. 스테레오 정합은 극상기하학에 근거하여 수행할 것이므로 조건에 만족되

는 행 이외의 다른 행의 밝기 값에 영향을 줄이기 위해 영상의 정규화는 각 행을 독립적으로 수행하였다.

2.1.2. 극상선 보정

극상선 제약 조건은 스테레오 정합에서 가장 중요하며 기본이 되는 방식이다.[7] 스테레오 영상에 투영된 한 점은 좌우 변이 값만 가지고 상하 변이 값은 갖지 않게 된다. 이러한 근거로 정합의 연산을 줄여 주고, 정합의 정확성을 높일 수 있다. 그러나 스테레오 안저 영상을 획득할 때 안구의 떨림과 카메라가 움직임에 의한 카메라의 떨림은 스테레오 안저 영상을 얻을 때 극상선의 평행축 조건에 어긋나는 문제를 발생시켜 극상선 제약 조건을 적용할 수 없다.

본 논문에서는 스테레오 정합을 하기에 앞서 극상선의 조건을 만족시키기 위해 정확한 극상선의 평행축을 계산하고 보정하였다. 스테레오 영상에서 극상선은 하나의 수평선이므로 두 선이 같은 물체에서 같은 곳이라면 두 영상에서의 밝기의 상관관계는 최대가 된다고 가정할 수 있다. 이러한 가정을 근거로 그림 3에서 두 영상에서의 극상선을 고려해보자

스테레오 영상의 세로의 변위 차 ΔVd_{err} 는 식(3)으로 정규화 된 왼쪽영상 I'_l 의 i_l 행 밝기와 오른쪽 영상 I'_r 의 i_r 행 밝기의 상관관계를 계산하여 두 영상사이의 관계가 최대가 되는 지점을 극상선이라 하였다.

$$CC(i_l, i_r) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (I'_l(i_l, i) - \bar{I}'_l(i_l)) (I'_r(i_r, i) - \bar{I}'_r(i_r))}{n\sigma_{I'_l(i_l)}\sigma_{I'_r(i_r)}} \quad (3)$$

$$i'_r = CC(i_l, i_r) |_{MAX} \quad (4)$$

$$\Delta Vd_{err} = i_l - i'_r \quad (5)$$

$CC(i_l, i_r)$ 는 영상 I'_l 의 i_l 행과 I'_r 의 i_r 행의

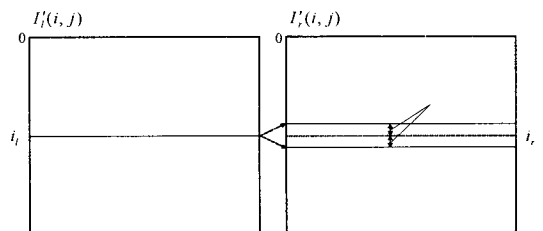


그림 3. 극상선 보정

상관관계이고, $\overline{T}_i'(i_i)$ 과 $\sigma_i(i_i)$ 은 i_i 행의 평균과 표준편차, $\overline{T}_i'(i_i)$ 과 $\sigma_i(i_i)$ 은 i_i 행의 평균과 표준편차, n 은 영상에서의 행의 개수이다. 따라서 i_i 행에서 CC 가 최대가 되는 i_i 을 계산하여 ΔVd_{err} 를 결정한다.

극상선 제약 조건이 맞지 않았을 경우 발생하는 3차원 영상화의 오류를 실험하기 위해 미 국무성 스테레오 영상을 이용하였다. 스테레오 우측영상을 수직 방향으로 이동시킨 후 스테레오 정합 과정을 거쳐 3차원 영상화 하였다. 그림 4의 (a)는 스테레오 원영상과 그 정합의 결과이고 (b)는 수직 방향으로 우측영상을 2 화소 이동시킨 영상의 정합 결과이다. (b)의 정합 결과인 3차원 깊이 지도를 분석해 보면 큰 오류를 발생하고 있는 것을 알 수 있다. 따라서 깊이 지도를 이용하여 3차원 영상화를 했을 경우 큰 문제점을 발생시킬 수 있다. (b)의 스테레오 영상을 이용하여 제안한 극상선 맞춤 방법 수행하면 ΔVd_{err} 값은 각각 2로 나타난다.

2.1.3. 스테레오정합과 깊이지도

스테레오 정합의 영상대조기법은 크게 영역기반, 특징기반, 그리고, 상관적 대조의 세 가지로 나눌 수 있다. 그 가운데 영역기반 대조법은 처음 만들어진 기법으로 이론적으로 단순하여 적용하기 가장 쉽다. 이 기법은 영상의 화소 값만을 정보로 쓰기 때문에 초기 근사 값이 잘못됐을 때는 예상과는 전혀 다른 결과를 얻기도 하나, 다른 대조기법보다 높은 정확도를 얻을 수 있어 대표적인 스테레오 대조방법으로

널리 쓰이고 있다.

그림 5에서 서로 이웃하는 두 개의 영상 중 왼쪽 영상을 I_b 오른쪽 영상을 I_l 이라 하면, 왼쪽 영상 I_l 안에 있는 점 $\vec{x}=(x, y)$ 를 포함하는 부분영상을 $W(\vec{x})$ 라고 하면, 찾고자하는 공간 안에서 정수개의 화소만큼 떨어진 점이 $\vec{d}=(d_x, d_y)$ 일 때 영상 I_l 안의 그와 비슷한 부분영상 $W(\vec{x}+\vec{d})$ 를 생각할 수 있고, 식(5)를 이용하여 두 개의 일치하는 부분영상에서의 세기유형사이의 거리함수의 최소 값으로, 움직임 벡터 \vec{d} , 추정되는 영상범위가 얻어진다.

$$dist = f(W, W'(\vec{d})) \tag{6}$$

이러한 거리 차 함수들 가운데 대표적인 함수로는 최소제곱법과 상호상관법이 있다. 그 가운데 $NSSD$ (Normalized sum-of-squared differences)는 다음과 같다. 식 (5)에서 계산된 세로 변위 차 ΔVd_{err} 는 극상 제약 조건에 근거하는 정합을 수행할 수 있다. 따라서 $\vec{d}=(d_x, d_y)$ 의 d_y 는 ΔVd_{err} 이고 원도우 크기가 $N=i \times j$ 이라하면 $NSSD$ 는 식(7)과 같이 쓸 수 있다.

$$NSSD(\vec{x}, \vec{d}) = \frac{\sum_{i,j \in N/2}^{N/2} (I_l(x+i, y+j) - I_l(x+d_x+i, y+\Delta Vd_{err}+j))^2}{\sum_{i,j \in N/2}^{N/2} I_l(x+i, y+j) \sum_{i,j \in N/2}^{N/2} I_l(x+d_x+i, y+\Delta Vd_{err}+j)} \tag{7}$$

$NSSD(\vec{x}, \vec{d})$ 이 최소가 되는 I_l 의 $(\vec{x}+\vec{d})$ 점의 d_x 값이 I_l 의 \vec{x} 에 대한 불일치 $d(\vec{x})$ 가 된다. 극상 기하학에서의 영상의 깊이 $D(x, y)$ 는 변위 초점

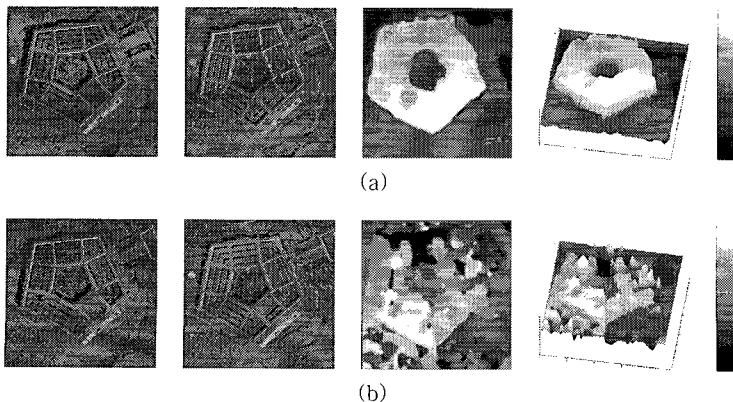


그림 4. 극상선의 어긋남으로 생기는 변위지도와 3차원영상의 오류비교 (a) 평행축이 맞는 영상, (b) $\Delta Vd_{err}=2$

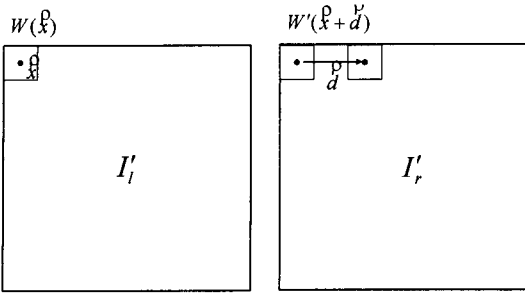


그림 5. 부분영상 정합 법을 이용한 스테레오영상대조

의 거리를 f , 렌즈 중심까지의 거리 B 라 하면 식 (8)을 이용하여 계산할 수 있다.[7] $D(x, y)$ 은 가우시안 필터로 보정하여[8] 평면 스테레오 영상을 3차원적으로 재구성하였다.

$$D(x, y) = B \frac{f}{d(x, y)} \tag{8}$$

2.2. 시각신경원반의 영역화

동적윤곽선모델(active contour model)은 영상처리분야에서 널리 쓰이고 있는 영역 분할 알고리즘으로서 관심 있는 영역의 형태와 영상의 특징을 한꺼번에 고려하여 내부에너지와 외부에너지를 최소화시키는 윤곽선을 찾는 알고리즘이다.[9]

동적 윤곽선 모델은 곡선 $v(s) = [x(s), y(s)]$, $s \in [0, 1]$ 으로 동적 윤곽선의 모수적 표현인 모수적 곡선의 생김새를 가지며, 에너지함수를 최소화하기 위해 영상의 공간영역을 통하여 움직이게 된다. 그러므로 내부에너지와 외부에너지에 의해 조절하는데, 이 두 에너지를 균형있게 조화시켜 에너지함수를 최소화시키면 윤곽선을 얻을 수 있다.

$$E = \int_0^1 E(v(s)) ds = \int_0^1 (E_{int}(v(s)) + E_{ext}(v(s))) ds \tag{9}$$

E_{int} 는 동적 윤곽선의 내부에너지를 나타내고, E_{ext} 는 외부에너지로 입력받는 영상의 에너지를 나타낸다. E_{int} 는 곡선의 본질적인 특성에 의존하는 것으로 탄성에너지와 곡률 에너지의 합이다.

$$E_{int} = E_{elastic} + E_{bending} = \int_0^1 \frac{1}{2} (\alpha |v_s(s)|^2 + \beta |v_{ss}(s)|^2) ds \tag{10}$$

식 (10)에서 $v_s(s)$ 와 $v_{ss}(s)$ 는 s 에 대한 $v(s)$ 의 1차 미분과 2차미분이고, α 와 β 는 동적 윤곽선 모델의

장력과 세기를 조절하는 가중매개변수를 나타낸다. 곧, 탄성에너지는 곡선의 퍼짐을 막아주고, 곡선의 윤곽선들이 서로 가까워질 수 있도록 한다. 또한 구부러짐 에너지는 곡선을 얇은 쇳조각처럼 움직이게 해주며, 곡선이 원의 생김새일 때 이 에너지를 최소가 된다. 외부에너지 E_{ext} 는 영상으로부터 얻어지게 되고, 경계선과 같은 관심특성에서 내부 에너지의 합에 의해 에너지가 최소의 값을 갖도록 정의된다. 연속적인 위치변수 (x, y) 의 함수로 주어진 회색조영상 $I(x, y)$ 에서 외부에너지 E_{ext} 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_{ext}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2 \tag{11}$$

$$E_{ext} = -|\nabla (G_\sigma(x, y) * I(x, y))|^2 \tag{12}$$

$G_\sigma(x, y)$ 는 표준편차 σ 를 가진 2차원 가우시안 함수, ∇ 는 기울기 연산자이다. σ 값이 클 때 경계선 부분이 번지게 되나, 일반적으로 윤곽선의 획득영역을 증가시키게 된다. 따라서 이 모든 것들을 하나의 식으로 모으면 식 (13)과 같게 된다.

$$E = \int_0^1 \left(\frac{1}{2} (\alpha |v_s(s)|^2 + |v_{ss}(s)|^2) + E_{ext}(v(s)) \right) ds \tag{13}$$

식(13)을 $F(s, v_s, v_{ss})$ 로 하면, 공간영역에서의 에너지 E 를 최소화하기 위한 오일러 라그랑제(Euler Lagrange)필요조건이 유도된다. 이것을 힘 F_{int} 는 퍼짐과 구부러짐을 막아주고, 외부 힘 F_{ext} 는 찾고자하는 영상태두리를 향하여 내부 에너지와 함께 윤곽선을 수렴시키게 된다.

$$F_{int} + F_{ext} = 0 \tag{14}$$

여기서 F_{int} 의 경우, 1차미분만 고려하여 이 힘의 균형방정식을 만족시키면서 원하는 윤곽선을 얻을 수 있다. 이와 같이, 동적 윤곽선 모델은 윤곽선을 제어하는 점들을 옮기면서 내부 에너지와 외부 에너지가 최소화를 이루는 곳을 윤곽선으로 검출하는 방법이다.[9,11]

2.3 시각신경원반과 시각신경패임의 검출

시각신경원반과 시각신경패임의 검출은 영상의

특성과 안저의 해부학적 구조에 근거하여 검출을 수행하였다. 시각신경원반은 안저 영상의 밝기가 밝고 안저를 기준으로 상대적으로 깊은 곳에 위치하고 있다. 게다가 안저는 일반적으로 깊이의 변화가 없는 영역이므로 안저에서 밝고 깊이의 변화가 있는 곳을 시각신경원반의 영역이라 가정할 수 있다. 본 논문에서는 영상의 밝기 정보를 이용하는 기존의 동적 윤곽선 모델에 3차원 특징을 고려하기 위하여 식 (12)의 외부 에너지 E_{ext} 에 깊이 정보 $D(x, y)$ 를 식(12)에 적용하여 외부에너지를 식(15)로 새로 정의 하였다.

$$\bar{E}_{ext}(x, y) = -|\nabla(I(x, y) \times D(x, y))|^2 \quad (15)$$

$$\bar{E}_{ext} = -|\nabla(G_\sigma(x, y) * (I(x, y) \times D(x, y)))|^2 \quad (16)$$

동적 윤곽선 모델은 식(16)를 통해 영상의 밝기 정보와 깊이의 기울기 정보에 영향을 받게 되므로 시각신경원반을 효과적으로 검출할 수 있다. 시각신경패임은 시각신경원반 내부에 존재하며 그 특징은 안저와 시각신경원반의 차이와 유사하다. 시각신경패임은 안저에서 가장 밝은 영역이며, 깊이는 가장 깊은 곳에 존재를 한다. 따라서 시각신경패임은 검출한 시각신경원반 내부에서 제안한 외부 에너지의 동적 윤곽선 모델을 이용하여 검출 할 수 있다.

3. 실험결과

본 논문에서는 Screen-Eye사의 Discam[®]을 통해

스테레오 안저 영상을 획득하였다. 그림 6은 실험에 사용된 회색조 256×256 스테레오 안저 영상으로서 현재 녹내장이 진행되고 있는 환자군에서 획득하였다.

표 2는 그림 5의 각각의 밝기에 대한 평균, 표준편차, 중간 값이다.

표 2에서 각각의 스테레오 영상들의 밝기 차이가 크게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 따라서 스테레오 정합을 하기 이전에 스테레오 영상의 정규화 작업이 필요하다.

표 3은 그림 6의 영상들의 ΔVd_{err} 를 계산한 결과이다. 그림 7에서는 그림 6의 각각 왼쪽영상에 중심선 $i_{f=128}$ 행을 실선으로 이 선에 대응되는 오른쪽 영상의 $i_{r=128}$ 은 점선으로 나타냈다. i_r 에 대응하는 극상선($i_r + \Delta Vd_{err}$)은 오른쪽영상에서 실선으로

표 2. 그림 5의 스테레오 안저 영상의 정보

Image		Mean	Std dev.	Median
Fig. 5(a)	L	75.28	22.18	70
	R	87.91	38.83	78
Fig. 5(b)	L	57.70	23.81	51
	R	70.61	32.52	61
Fig. 5(c)	L	81.72	22.21	78
	R	97.34	33.21	92
Fig. 5(d)	L	111.04	42.56	96
	R	108.59	46.32	97

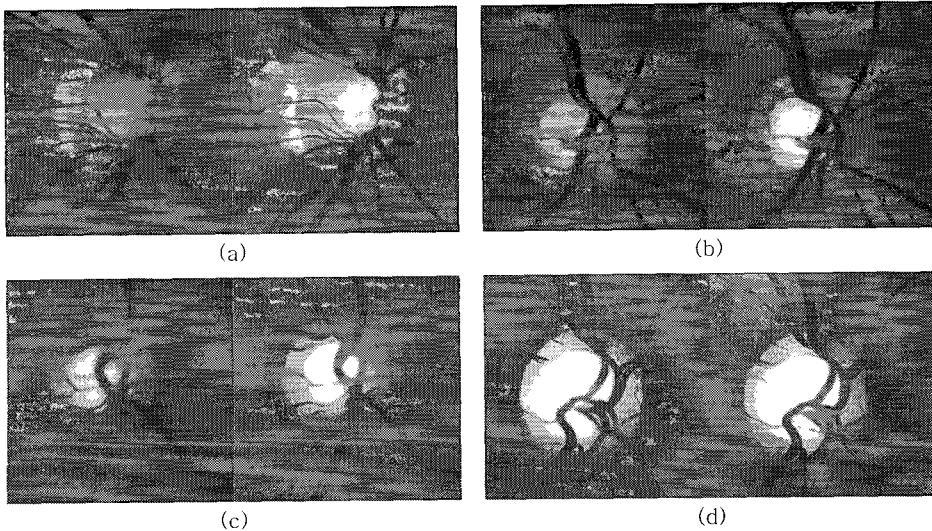


그림 6. 스테레오 안저 영상들

표 3. 그림 6 영상의 극상선의 어긋남 정도

Image	ΔV_{derr} [pixel]
Fig. 5(a)	-2
Fig. 5(b)	2
Fig. 5(c)	-2
Fig. 5(d)	4

나타내었다.

시각신경원반의 분할은 스테레오 안저 영상의 왼쪽영상과, 스테레오 정합을 이용해 계산된 안저의 3차원 정보를 동적윤곽선모델에 적용하여 시각신경과 안저 사이에서 에너지가 최소가 되는 윤곽선을 찾음으로써 안저 영상으로부터 분할하였다. 그림 8은 스테레오 왼쪽 영상에 가우시안 필터링을 하고 제안한 동적 윤곽선 모델을 이용하여 시각신경원반을 분할한 결과이다.

이처럼 제안한 동적 윤곽선 모델을 적용하여 안저 영상으로부터 비교적 효과적으로 시각신경원반을 분할할 수 있었다. 시각신경 분할된 시각신경원반 내부에서 다시 제안한 동적 윤곽선 모델을 이용하여 시각신경원반 안에 있는 시각신경 패임을 검출하였다. 그림 9는 안저 영상에서 시각신경원반과 시각신경 패임을 분할한 최종 결과이다.

그림 10과 그림 11은 제안한 동적 윤곽선 모델의 검출 결과를 비교하기 위해 스테레오 왼쪽 영상과 깊이 지도에 각각 기존 동적 윤곽선 모델을 적용하였

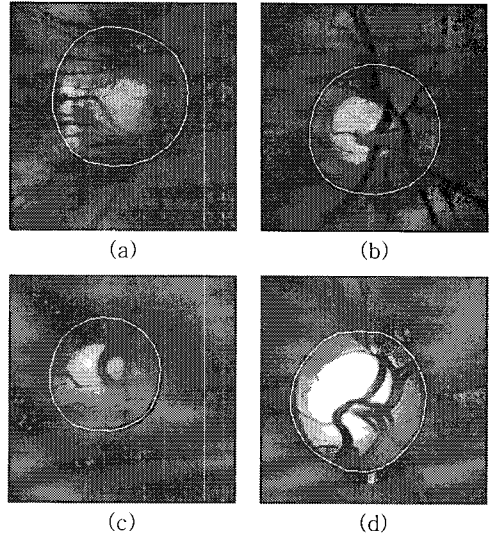


그림 8. 제안한 동적 윤곽선 모델을 이용한 안저 영상의 시각신경원반 영역분할

다. 그림 10은 기존의 동적 윤곽선 모델을 이용하여 시각신경패임을 검출한 결과이다. 밝기 값만을 근거로 하기 때문에 시각신경원반과 시각신경패임에 영향을 주는 혈관은 시각신경원반 안에서 어두운 부분이므로 밝기만을 가지고 검출을 수행할 경우 정확성을 저하시키는 결과를 초래하게 된다.

그림 11은 깊이 정보만을 이용하여 외부에너지의 식 (12)에서 함수 $I(x, y)$ 를 $D(x, y)$ 로 치환하여 기존 방식으로 계산한 동적 윤곽선 모델을 적용한 결과가

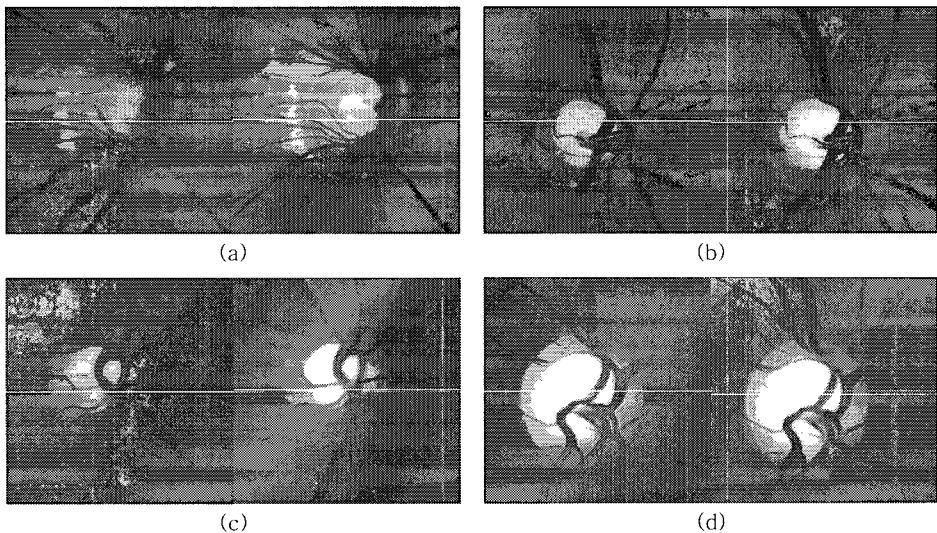


그림 7. 스테레오 안저 영상에서의 극상선 맞춤

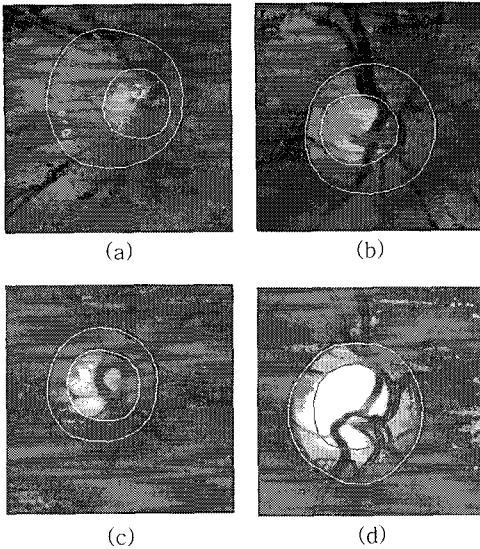


그림 9. 시각신경원반의 영역 분할 결과

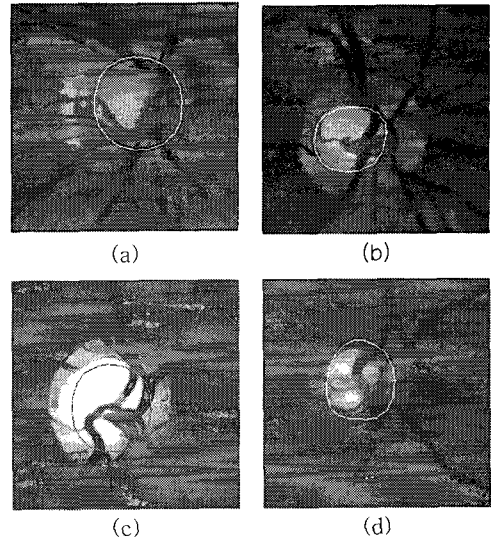


그림 11. 깊이지도에서 시신경 패임의 검출

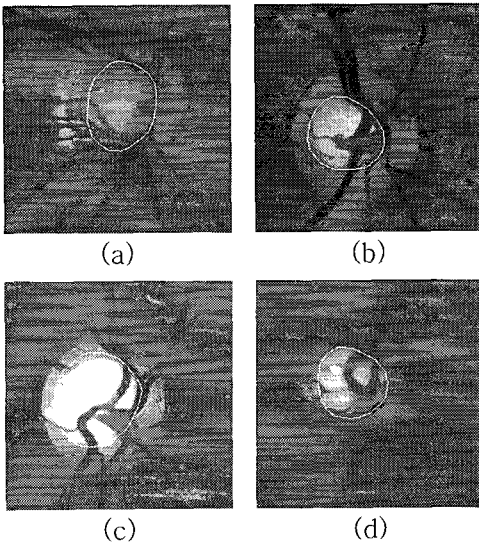


그림 10. 안저 스테레오 왼쪽 영상에서 시신경 패임 검출 결과

다. 그림 11의 결과를 분석하면 깊이 지도를 이용하여 시각신경패임을 검출은 가능한 것을 알 수 있다. 그러나 밝기의 변화에 영향을 받지 않기 때문에 밝기에 의한 경계는 무시되므로 밝은 영역이나 깊이의 변화가 적은 부분에서 정확한 경계를 찾지 못하는 단점을 볼 수 있다.

4. 결 론

본 논문은 스테레오정합방법을 이용한 깊이지도

를 써서 녹내장성 시각신경원반과 패임을 찾아내고, 녹내장의 진행을 3차원적으로 관찰함으로써 질병의 진단과 치료에 적절한 도움이 되는 새로운 방법을 찾는데 초점을 두고 연구하였다. 영상대조(image matching)는 수치영상을 써서 3차원 정보를 얻을 수 있어 중요하나, 컴퓨터가 자동으로 결과를 내려면 많은 가정과 제약 조건이 있어야하는, 함수에서 독립변수 값들에 의존적인 문제이므로, 초기 값에 매우 민감하다. 곧, 초기영상의 품질과 상황에 따라 결과가 달라질 수 있는 문제가 있다. 따라서 본 논문은 스테레오 안저사진의 촬영환경에 의해 생기는 오류를 고려하여 정합방법을 적절히 조절하고, 3차원 영상화하였고, 시각신경원반과 시각신경패임의 영상 해부학적 구조에 근거하여 수정한 동적윤곽선모델을 이용함으로써 안저 영상에서 효과적으로 검출 할 수 있었다. 이렇게 얻은 정보를 이용하여 녹내장의 진행 정도를 정성적으로 평가한다면, 안과 전문의에 의한 녹내장의 진단에 적절한 도움이 되리라 사료된다.

참 고 문 헌

[1] D.M. Albert and F.A. Jakobiec, *Principles and Practice of Ophthalmology*, Philadelphia, W.B.Saunders Co. 2000.
 [2] M. Ramirez, S. Mitra, A. Kher and J. Morales, "3D digital surface recovery of the optic nerve

head from stereo fundus images”, *Proceedings Fifth Annual IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*, pp. 284-291, June 1992.

- [3] E. Corona, S. Mitra, M. Wilson and T. Krile, “Digital stereo image analyzer for generating automated 3-d measures of optic disc deformation in glaucoma”, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 21, No. 10, pp. 1244-1253, Oct. 2002.
- [4] A. Guesalaga, P. Irarrázabal, M. Guarini and R. Álvarez, “Measurement of the glaucomatous cup using sequentially acquired stereoscopic images”, *Measurement*, Vol. 34, Issue 3, pp. 207-213, Oct. 2003.
- [5] J.M Jonas, W.M. Budde and S. Panda-Jonas, “Ophthalmoscopic evaluation of the optic nerve head”, *Surv Ophthalmol*, Vol 43, Issue 4, pp. 293-320 1995.
- [6] D.J. Rhee, *GLAUCOMA : Color Atlas & Synopsis of Clinical Ophthalmology*, Wills Eye Hospital, Mc Graw Hill, 2003.
- [7] K. Berthold, P. Horn, *Robot Vision*, The MIT Press, 1986.
- [8] D. Mumford and J. Shah, “Boundary detection by minimizing functionals,” in *Proc. IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition*, San Francisco, pp. 22-26, 1985.
- [9] D. J. Williams and M. Shah, “A fast algorithm for active contours and curvature estimation,” *CVGIP : Image Understanding*, Vol. 55, Issue. 1, pp. 14-26, 1992.
- [10] F. Leymarie and M. D. Levine, “Tracking deformable objects in the plane using an active contour model,” *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, Vol. 15, No. 6, pp. 617-634, 1993.
- [11] 윤동호, 이상욱, 최역, *OPHTHALMOLOGY*, 일조각, 2002.



김 필 운

2001년 2월 경운대학교 컴퓨터 공학과 졸업(공학사)
 2003년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업(공학석사)
 2004년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과

박사과정

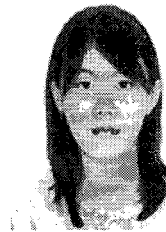
관심분야: 의학영상처리, 의용전자기기, 생체신호처리



박 성 현

1998년 2월 대구대학교 물리학과 졸업(공학사)
 2005년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업(공학석사)

관심분야: 의학영상처리, 생체신호처리



이 윤 정

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

박사과정

관심분야: 생체신호처리, 의용전자기기

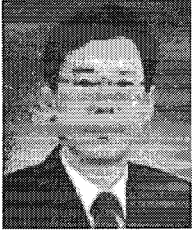


원 철 호

1992년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
 1998년 8월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

1998년 3월~1998년 11월 계명대학교 의공학과 연구강사
 1999년 11월~2002년 2월 Univ. of Iowa, Dept. of Radiology, Post-Doc Fellow

2002년 3월~현재 경일대학교 제어체공학과 조교수
 관심분야: 의학영상처리, 생체신호처리, 컴퓨터 비전



서 응 수

1975년 2월 경북대학교 전자공
학과 졸업(공학사)
1982년 2월 동아대학교 대학원
전자공학과 졸업(공학석사)
1992년 2월 경북대학교 대학원
전자공학과 졸업(공학박사)
1990년 3월~1991년 2월 일본 군

마대학 전자공학과(외국인 연구자)

1994년 3월~현재 동서대학교 정보시스템공학부 부교수

관심분야: 영상처리, 패턴인식, Remote Sensing 등임



김 명 남

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

관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리