

형광 안저 사진의 기하 왜곡 교정

권갑현*, 하영호**, 김수중**

* 울산전문대학 전자과

** 경북대학교 전자공학과

초 록

형광 안저 사진은 형광 물질을 정맥에 주사한 후 안저를 연속 촬영한 것으로 이로부터 망막 및 맥락막의 혈관 상태를 관찰하여 안과계 질환 뿐만아니라, 당뇨병, 고혈압 등 내과계 질병도 진단한다. 순차적으로 안저 사진을 촬영할 때 안구의 불규칙적인 운동으로 인하여 프레임마다 특정 영역의 위치가 달라질 수 있으며, 조명 상태의 변동에 의해 프레임마다 배경 명암이 달라질 수 있다. 이러한 형광 안저 사진에서 프레임간 변화분을 검출하기 위해 직접 두 프레임을 빼는 것은 부적합하다. 본 논문에서는 형광 안저 사진의 프레임간 변화분을 정확하게 검출할 수 있도록 형광안저 사진의 기하 왜곡을 교정하는 방법을 제안한다. 먼저 안저 사진으로부터 혈관을 검출하고 이를 세션화하여 제어점의 좌표를 정한다. 제어점을 이용하여 기하 변환함수를 구하고 각 프레임을 맵핑하므로써 기하 왜곡을 교정한다. 기하 왜곡을 교정한 두 프레임을 화소별로 빼어 차영상을 구한 결과 프레임간 변화를 정확하게 검출할 수 있었다.

I. 서 론

형광 안저 사진(fluorescein ocular fundus photograph)은 일정량의 형광 물질을 주전 정맥(an-tecubital vein)에 주사한 후 안저(ocular fundus)를 연속 촬영한 것으로 각종 질병의 진단에 많이 이용되고 있다.¹⁾

Tamura 등은 시간에 따른 형광 물질 누출 추이를 측정하기 위해, 주어진 형광 안저 영상에서 혈관을 제거하고 형광 물질 누출 부위만 남게하여 그 화소수를 세어 형광 물질 누출 면적을 구하였다.²⁾ 그러나 두 프레임이 기하학적으로 동일하지 않다면 이 방법에 의한 면적 계산은 정확하지 못하다.

따라서 각 프레임간의 변화분을 정확히 검출하기 위해서는 두 영상을 기하학적으로 동일하게 맞추는 일 즉 기하학적 왜곡에 대한 교정이 필요하다.

본 연구에서는 일련의 형광 안저 사진에 대해 프레임과 프레임 사이의 변화분을 정확하게 검출하기 위하여 기하학적 왜곡을 교정하는 방법을 제안하고 실험 결과를 제시한다.

II. 기하 왜곡 교정

두 영상을 기하학적으로 동일하게 맞추기 위해서는 한 영상을 다른 영상으로 기하학적 변환(geometric transformation)을 하여야 한다. 이를 위해서는 변환에 필요한 맵핑 함수(mapping function)를 구해야 하며, 맵핑 함수를 구하기 위해서는 제어점(control point)을 정확히 구해야 할 필요가 있다.

본 연구에서는 안저 사진으로 부터 혈관을 검출하고 이를 세션화(thinning)하여 제어점을 선

정하고 이 제어점으로 구간 선형 맵핑 함수(piecewise linear mapping function)을 구하여 두 영상을 공간적으로 동일하게 맞춘다.

이상의 과정을 순서도로 나타내면 그림 1과 같다.

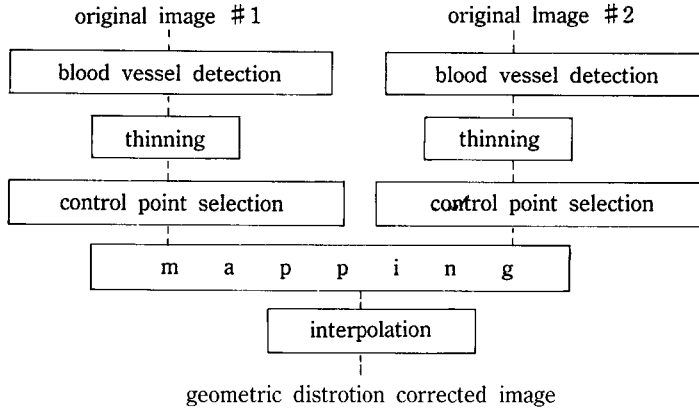


Fig. 1. Flowchart for the geometric distortion correction of fundus images.

1. 제어점 선정

제어점으로는 보통 고변곡점(high curvature point), 선교차점(line intersection), 폐영역의 무게 중심점 등을 선택하는데³, 형광 안저 사진의 경우는 혈관의 교차점이나 분기점, 또는 시신경유두(optic disk)의 중심점 등을 제어점으로 정한다. 시신경유두는 지름 1.5mm 정도의 난원형으로서 그 중심점을 정하기가 쉽지 않으므로 본연구에서는 혈관의 교차점이나 분기점을 제어점으로 한다. 이를 위해서는 혈관 검출 과정이 필요하다. 본 절에서는 혈관 검출 알고리즘을 제안하고 이를 이용하여 혈관을 검출하며 이를 세선화한 다음 제어점을 선정한다.

혈관 검출

안저 사진에서 혈관은 가늘고 길며 형광 물질에 의해서 주위보다 밝다. 따라서 아래 식(1)과 같이 혈관과 수직인 방향으로의 평균 화소값과 중심화소값과의 차이를 구하여 식(2)와 같이 어떤 문턱치(threshold)보다 크면 혈관이라 할 수 있다. 여기서 방향은 8개를 고려하며 이에 대한 장은 그림 3과 같다.

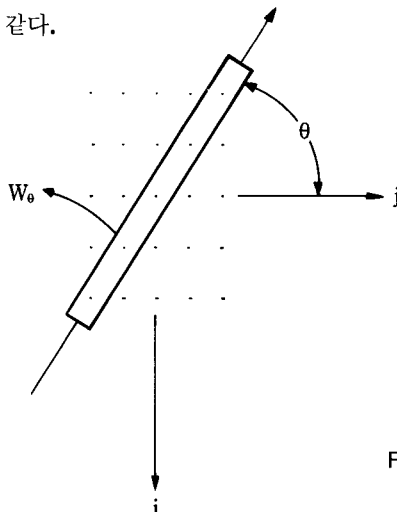


Fig. 2. Directional average.

$$v(i,j) = \text{MIN}_{k=1}^8 \frac{1}{N_w} \sum_{(i,j) \in W} f(i,j : \theta_k) \tag{1}$$

$$bv(i,j) = \begin{cases} 1, & f(i,j) - v(i,j) > T \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \tag{2}$$

| | | | | | | | | | |
|----------|---|---|---|---|------------|-----|-----|-----|---|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1/2 | 1 |
| 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1/2 | 1 | 1/2 | 0 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1/2 | 0 | 0 | 0 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| (a) 0° | | | | | (b) 22.5° | | | | |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1/2 | 1/2 | 0 |
| 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1/2 | 1/2 | 0 | 0 |
| 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| (c) 45° | | | | | (d) 67.5° | | | | |
| 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1/2 | 1/2 | 0 | 0 |
| 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1/2 | 1/2 | 0 |
| 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| (e) 90° | | | | | (f) 122.5° | | | | |
| 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1/2 | 0 | 0 | 0 |
| 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1/2 | 1 | 1/2 | 0 |
| 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 1/2 | 1 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| (g) 135° | | | | | (h) 157.5° | | | | |

Fig. 3. 8-directional windows

세선화

앞에서 구한 혈관은 그 굵기가 3~4화소 정도되므로 제어점을 정확히 검출하기 위해서는 세선화할 필요가 있다.

제어점 위치 선정

제어점의 위치를 정하는 방법에는 자동적인 방법 또는 반자동적인 방법이 개발되고 있으나, 여기서는 혈관 정보를 이용하여 수동적인 방법으로 관심 영역에서 고루 선정한다.

2. 맵핑 함수

맵핑 방법에는 다항식 맵핑 함수(polynomial mapping function)를 이용하는 방법과 보간망(interpolation grid)을 이용하는 방법이 있다.⁴ 병진 이동(translation), 축척(scaling), 회전(rotation)

tion), 비틀림(skew), 및 전단변형(shear) 등 통상적인 왜곡에 대해서는 다항식 맵핑으로 비교적 정확하게 교정할 수 있다. 한편 보간망에 의한 방법은 망점(grid point)들만 맵핑함수에 의해 변환하고 나머지는 양선형보간법(bilinear interpolation)으로 계산하기 때문에 계산량을 줄일 수 있다.

또한 영상 맵핑 방법에는, 하나의 맵핑 함수로 영상 전체를 맵핑하는 전역적방법(global mapping)과, 영상을 몇 개의 소영역으로 나누어 각 영역마다 맵핑함수를 구하여 변환하는 구간 선형 맵핑법(piecewise linear mapping)이 있다.

한편, N개의 제어점에 대한 다항식 맵핑 함수의 일반식은 다음과 같다.

$$u = h_1(x, y) + \sum_{p=0}^N \sum_{q=0}^N a_{pq} x^p y^q \quad (3a)$$

$$v = h_2(x, y) + \sum_{p=0}^N \sum_{q=0}^N b_{pq} x^p y^q \quad (3b)$$

여기서 h_1 과 h_2 는 x 축 및 y 축에 대한 맵핑함수이고, x, y 는 변환전 좌표값이며, u, v 는 변환된 좌표값이다.

위 다항식에서 a 와 b 의 각 계수를 구하는 방법에는 다음의 두 가지가 있다. 하나는 다음과 같은 N개의 제어점에 대한 연립 방정식을 푸는 방법이다.

$$\begin{aligned} u_i &= h_1(x_i, y_i) \\ v_i &= h_2(x_i, y_i) \end{aligned} \quad (4)$$

여기서, $i=1, 2, \dots, N$ 이다.

두 번째 방법은 N개의 제어점에 대해 보간된 값과 원래의 값 사이의 제곱 거리(squared distance)를 최소화하는 다항식을 찾는 방법이다.

$$E_u = \sum_{i=0}^N [h_1(x_i, y_i) - u_i]^2 \quad (5a)$$

$$E_v = \sum_{i=0}^N [h_2(x_i, y_i) - v_i]^2 \quad (5b)$$

본 연구에서는 형광 안전 사진의 경우 왜곡이 심하지 않기 때문에 관심 영역을 몇개의 소영역으로 나누어 구간 선형 변환 방법으로 프레임간의 기하학적 차이를 교정한다.

변환 전 좌표를 (x, y) , 변환 후 좌표를 (x', y') 라 하면 어파인(affine) 변화식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} x' &= Ax + By + C \\ y' &= Dx + Ey + F \end{aligned} \quad (6)$$

여기서 6개의 파라미터를 구하기 위해서는 최소한 세 쌍의 제어점이 필요하다. 두 영상에서 대응하는 세 점의 좌표를 각각 (x_1, y_1) , (x_2, y_2) , (x_3, y_3) 와 (x'_1, y'_1) , (x'_2, y'_2) , (x'_3, y'_3) 라 할 때, 다음 연립 방정식을 풀면 6개의 파라미터 값을 구할 수 있다.

$$\left. \begin{aligned} x'_1 &= Ax_1 + By_1 + C \\ y'_1 &= Dx_1 + Ey_1 + F \\ x'_2 &= Ax_2 + By_2 + C \\ y'_2 &= Dx_2 + Ey_2 + F \\ x'_3 &= Ax_3 + By_3 + C \\ y'_3 &= Dx_3 + Ey_3 + F \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

이를 매트릭스 형태로 표현하면 다음과 같다.

$$\begin{bmatrix} x_1' \\ y_1' \\ x_2' \\ y_2' \\ x_3' \\ y_3' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & x_2 & y_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & x_3 & y_3 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \\ D \\ E \\ F \end{bmatrix} \quad (8)$$

3. 재표본화

재표본화(resampling)는 변환된 좌표에서의 화소값을 보간법으로 구하는 것을 말한다. 보간 법에는 복제(replication), 양선형 보간법(bilinear interpolation) 및 B-spline 등이 있으나, 본 연구에서는 계산이 간단하면서도 비교적 만족스러운 결과를 얻을 수 있는 양선형 보간법을 이용한다.

$$f(T(x, y)) = f(U, V) + d_u d_1 + d_v d_2 + d_u d_v d_3 \quad (9)$$

여기서

$$d_u = u - U$$

$$d_v = v - V$$

$$d_1 = f(U+1, V) - f(U, V)$$

$$d_2 = f(U, V+1) - f(U, V)$$

$$d_3 = f(U+1, V+1) + f(U, V) - f(U, V+1) - f(U+1, V) \text{이다.}$$

그리고, U와 V는 각각 u와 v의 정수 부분이며, T는 기하학적 변환 함수이다.

III. 차영상

차영상(difference image) f_d 는 두 영상 $f_1(i, j)$ 과 $f_2(i, j)$ 사이의 차이를 나타내는 영상으로서, 공간적으로 맞추어진 두 영상을 화소끼리 빼어서 구한다. 차영상의 화소값이 음으로 되지 않게 하기 위해 적당한 오프셋을 더하는데, 차이가 없는 경우에 중간 명암도(예, 128)를 갖도록 한다.

$$d(i, j) = f_1(i, j) - f_2(i, j) \quad (10)$$

두 영상 f_1 과 f_2 의 차이 $d(i, j)$ 의 범위가 $[a, b]$ 인 경우 차영상의 명암도 범위가 $[0, 255]$ 의 중간에 오도록 하기 위한 오프셋 m 은

$$m = \frac{256 - (a + b)}{2} \quad (11)$$

와 같다.

IV. 실험 및 고찰

실험에 사용한 안저 사진은 형광물질(sodium fluorescein)을 주사한 후 각각 671초와 833초에 촬영한 것을 256×256 의 크기와 8비트의 명암도로 디지털화한 것이다. 그림 4는 실험에 사용한 원영상으로서 명암을 반전시켜 촬영한 것이다.

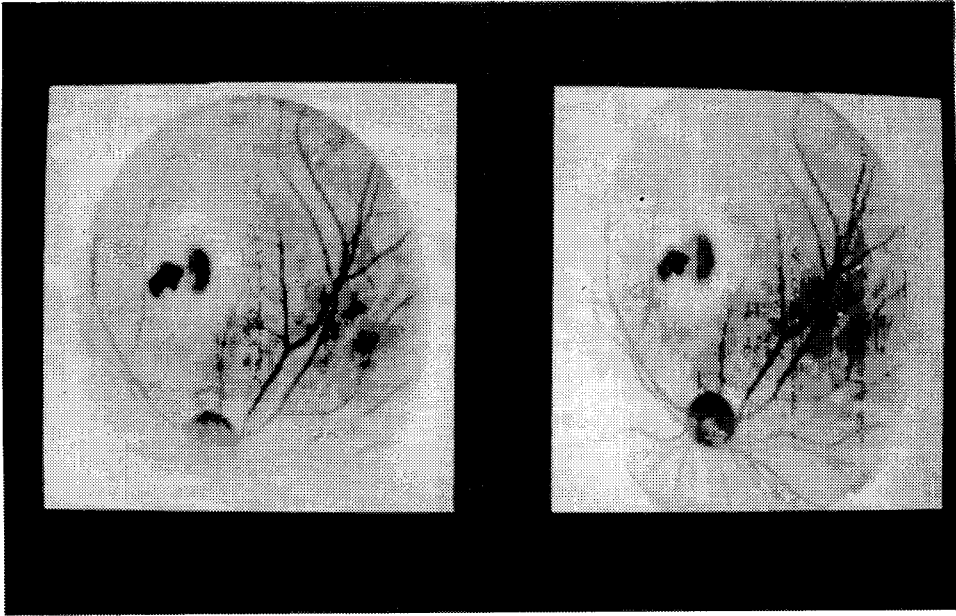


Fig. 4. Inverted original images (a) Image 1(671 sec.), (b) Image 2(833 sec.).

기하학적 왜곡 교정에 앞서 프레임간 배경 명암도 변화에 따른 오차를 없애기 위해 명암 교정이 필요하며⁶, 그림 4는 [6]의 방법을 사용하여 원영상을 명암 교정한 것이다.

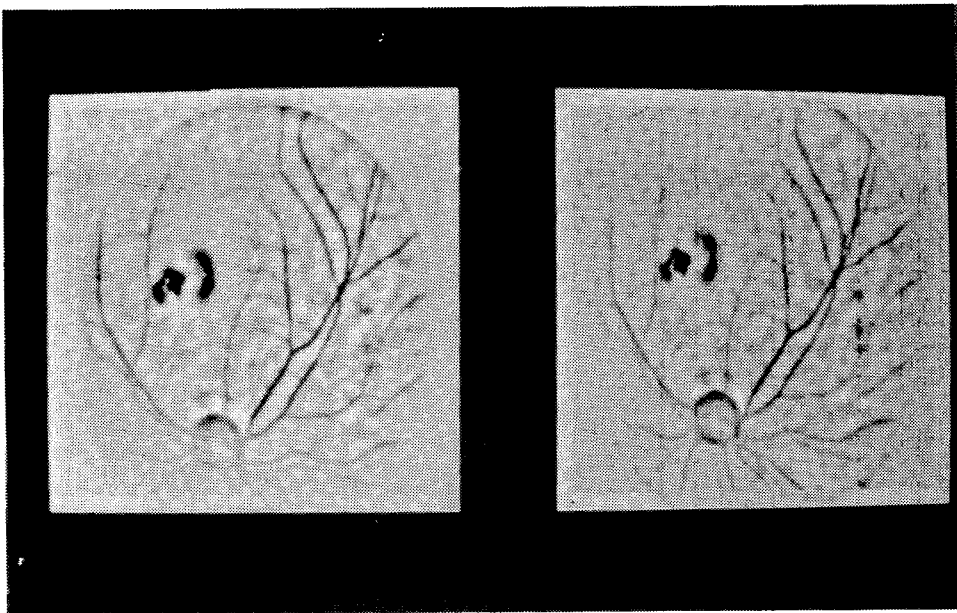


Fig. 5. Inverted shading corrected images (a) Image 1, (b) Image 2.

제어점을 선정하기 위해 혈관을 검출하고 이를 세선화 한다. 그림 6은 혈관 검출 결과이며, 그림 7은 세선화한 후 제어점을 선정한 것이다. 제어점은 수동으로 정하였으며 X표로 나타나 있다.

| Control point | Image 1 | Image 2 |
|---------------|------------|------------|
| 1 | (86, 62) | (76, 65) |
| 2 | (50, 144) | (43, 147) |
| 3 | (168, 50) | (156, 52) |
| 4 | (159, 151) | (150, 151) |

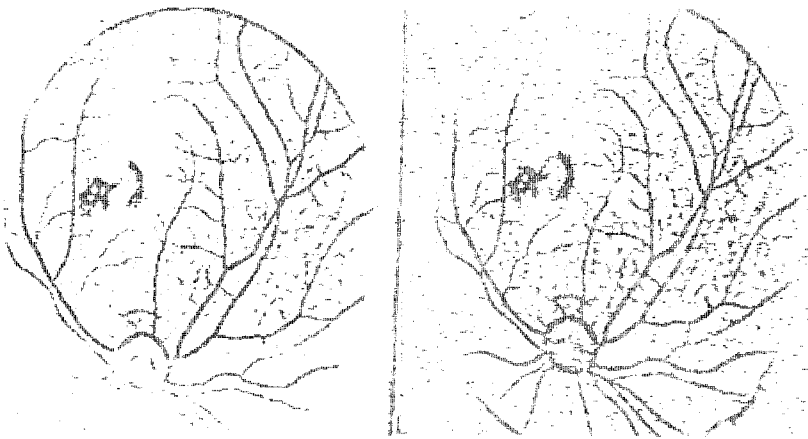


Fig. 6. Results of blood vessel detection.

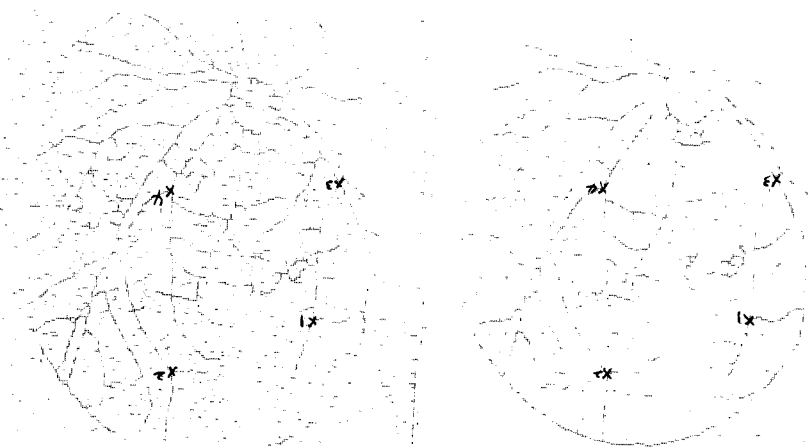


Fig. 7. Results of control point selection selection and thinning

이 4개의 제어점으로 둘러싸인 관심 영역(area of interest)을 두 개의 소영역, 즉 좌하반부($\triangle 134$)와 우상반부($\triangle 124$)로 나눈다. 한편, $\triangle 124$ 와 $\triangle 134$ 에 대한 6개의 파라미터는 다음과 같다.

| Parameter | $\triangle 134$ | $\triangle 124$ |
|-----------|-----------------|-----------------|
| A | 1.0203 | 1.0198 |
| B | -0.0291 | -0.0286 |
| C | 10.3489 | 10.3592 |
| D | 0.0159 | 0.0276 |
| E | 1.0212 | 1.0111 |
| F | -5.5873 | -5.8218 |

이때 두 삼각형의 경계선에 대한 식은

$$y = \frac{159-86}{151-62}x + (86-62 \times \frac{159-86}{151-62})$$

$$= 0.8202247x + 35.146067 \quad (12)$$

와 같다.

그림 8은 영상1을 영상2로 기하학적 변환시킨 결과이며, 그림 9는 그림 8의 기하학적 왜곡 교정 영상과 영상2와의 차이를 구하여 적당한 오프셋을 더한 차영상이다.

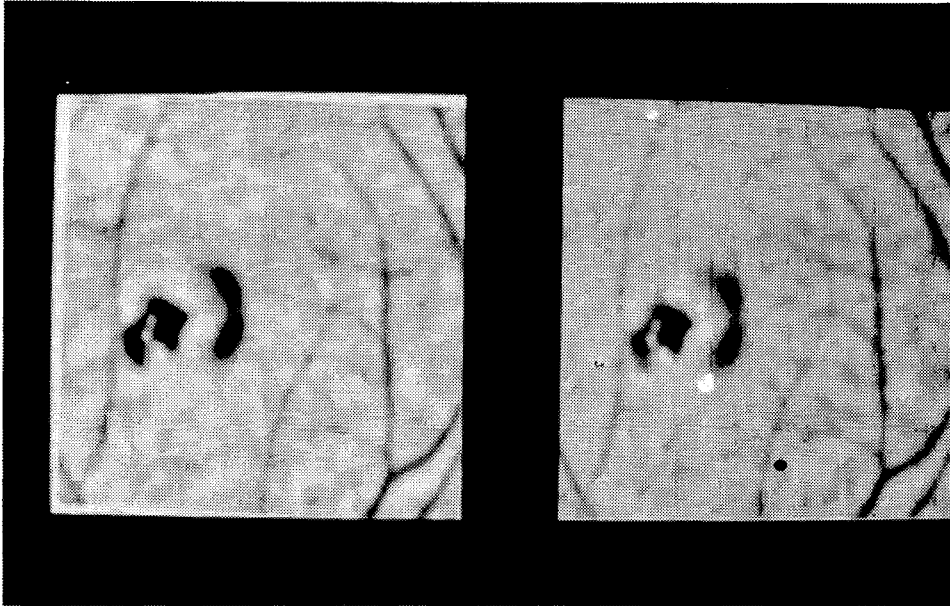


Fig. 8. Geometric distortion corrected image for image1 (inverted)

그림 9의 차영상에서 어두운 부분은 형광 물질의 농도가 줄어들고 있음을 나타내고 있으며, 회색(중간 명암도)은 변화가 없음을 나타낸다. 실험에 사용한 두 영상은 종말 단계(late phase)의 것으로서, 전반적으로 혈관 및 병소의 형광 물질 농도가 줄어들고 있음을 알 수 있다.

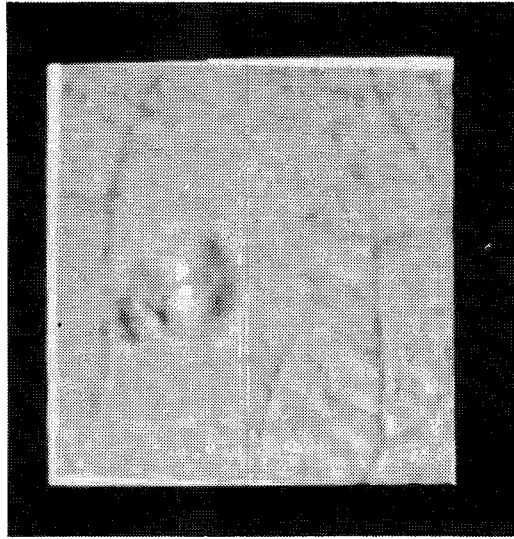


Fig. 9. Difference image of image1 and image2.

V. 결 론

본 연구에서는 일련의 형광 안저 사진에 대해 기하학적 왜곡을 교정하여 프레임간의 정확한 차영상을 구할 수 있는 방법을 제안하였다. 이를 위해 안저사진으로 부터 혈관을 검출하는 알고리즘을 새로이 고안하였으며, 이 혈관 정보로 부터 제어점을 선정하고 이를 이용하여 구간 선형 맵핑 방법으로 두 영상을 기하학적으로 동일하게 맞추었다. 차영상을 구하는데 있어서 기하학적 왜곡뿐만아니라 명암 왜곡에 대한 영향도 없애기 위해 원영상에 대한 명암 교정된 영상을 사용하였다. 기하왜곡을 교정한 두프레임을 화소별로 빼어 차영상을 구한 결과 프레임간 변화를 정확하게 검출할 수 있었다.

Reference

1. Daniel Vanghan, Taylor Asbury : General Ophthalmology, 11th ed. Prentice-Hall, New Jersey, 1986 : 27-28.
2. S. Tamura, K. Tanaka, S. Ohmori, et. al. : Semiautomatic Leakage Analyzing System for Time Series Fluorescein Ocular Fundus Angiography. Pattern Recognition 16(2) : 149-162, 1983.
3. A. Goshtasby : Piecewise Linear Mapping Functions for Image Registration. Pattern Recognition 19(6) : 459-466, 1986.
4. George Wolberg : Digital Image Warping, IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, California, 1990 : 41-94
5. Robert J. Schalkoff : Digital Image Processing and Computer Vision, John Wiley & Sons, New York, 1989 : 454-455
6. 권갑현, 하영호, 김수중 : 형광 안저 사진의 영상 등록을 위한 명암 교정. 제4회 신호처리 합동 학술대회 논문집 4(1) : 311-314, 1991.

Geometric distortion correction of fluorescein ocular fundus photographs

Kap Hyun Kwon*, Yeong Ho Ha**, Soo Jung Kim**

**Electronics dept., Ulsan Junior College*

***Dept. of Electronic Eng., Kyungpook National Univ.*

Abstract

Ophthalmoscopy following the intravenous injection of fluorescein has gained great diagnostic importance in ophthalmology. This technique provides sequential evaluation of the anatomic and physiologic status of the choroidal and retinal vasculature. In order to detect the changes between fluorescein ocular fundus image frames, the direct subtraction of the two frames is inadequate because of geometric distortions and background gray level differences in two images. In this study, a scheme for the correction of the geometric distortions is proposed. Precise control point coordinate values for transformation functions are manually determined after the process including a series of blood vessel detection and thinning, and one frame is mapped to another, and then a geometric distortion corrected image is obtained. When the corrected image is used in interframe change detections, a successful result is ensured.