

論文2003-40SC-3-12

전정 기능 평가를 위한 영상 안구 운동 측정 시스템의 개발

(Development of Videooculograph for Vestibular Function Test)

金 守 賛 * , 南 基 昌 * , 李 源 祥 ** , 金 德 源 *

(Soo Chan Kim, Ki Chang Nam, Won Sang Lee, and Deok Won Kim)

요 약

영상 안진기(VOG, Videooculograph)는 전정 안반사의 객관적 평가 방법으로 이용되고 있는 안구 운동 측정 방법 중의 하나이다. 영상 안진기의 핵심 기술은 눈꺼풀이나 속눈썹, 각막 반사, 그리고 눈 감박임과 같은 영향에 덜 민감하면서 동공의 중점과 회전 운동을 정확하게 찾는 것이다. 회전 운동의 측정에 있어 부정확한 동공의 중점은 부정확한 회전 운동 측정으로 이어지므로 3차원 영상 안진기에서는 중점의 정확한 추정이 매우 중요하다. 이를 위해 잡음에 영향을 적게 받는 동공 중점을 찾는 새로운 알고리즘을 제안하고 알고리즘의 성능에 영향을 주는 인자에 대해 분석하여 최적의 조건을 찾았다. 그리고 제안한 방법을 이용하여 안구의 수평, 수직, 회전 운동, 그리고 동공의 크기 변화를 측정할 수 있는 실시간 3차원 VOG 시스템을 구현하였다.

Abstract

Videooculography (VOG) is one of the eye-movement measurement methods used for objective evaluation of vestibulo-ocular reflex. A key feature of VOG is to estimate accurately the center of pupil and ocular torsion with being less influenced by the upper eyelid droop, eyelashes, corneal reflection, and eye blinks. Especially, it is important to find the accurate center of the pupil in 3-D VOG because the inaccurate pupil center causes significant errors on measuring torsional eye movement. A new algorithm was proposed to find the center of pupil which is a little influenced by factors mentioned above. In this study, real time three-dimensional VOG which can measure horizontal, vertical, torsional eye movements, and the diameter of pupil was implemented using the proposed method.

Keyword : eye movement, videooculography, real-time image processing, vestibular function

* 正會員, 延世大學校 醫科大學 醫學工學教室
(Department of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University)

** 正會員, 延世大學校 醫科大學 耳鼻喉科科學教室
(Department of Otorhinolaryngology, College of Medicine, Yonsei University)

※ 본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R01-2000-000-00384-0)지원으로 수행되었음.

接受日字:2003年1月28日, 수정완료일:2003年5月6日

I. 서 론

인체의 평형 기능은 전정계, 시각계 및 고유 감각계의 기능이 상호 작용되어 나타나는 것으로 복잡하게 얹혀 있어 직접적인 관찰이 어렵다. 이로 인해 전정계의 반응을 분석할 때, 자극에 따른 안구의 운동(전정 안반사)을 평가함으로써 보다 쉽게 평형 장애를 이해하고 전정 기관의 기능 장애를 평가할 수 있다^[1-2].

안구 운동을 측정하는 방법들로는 전기 안진 검사법

(EOG, Electrooculography), 사진을 이용하는 방법 (Photographic method), 자기장을 이용하는 방법 (SSC, Sclera search coil method), 그리고 영상을 이용하는 방법 (Video method) 등이 있다^[3~7]. 이중에서 전기 안진 검사법은 눈을 감은 상태에서도 측정이 가능하여 현재까지 임상에서 전정 안반사의 정량적 측정이나 다른 목적의 안구 운동을 검사하는데 널리 이용되고 있다^[3, 8]. 그러나 실험 전 보정이 요구되고 전극을 부착해야 하는 번거로움 등의 단점이 있다^[8].

최근에는 컴퓨터의 처리 속도 향상과 진보된 신호처리기술을 기반으로 영상을 이용한 안구 운동 측정법 (VOG, videooculography)이 등장하였다. 사진을 이용한 방법과 같이 직접적으로 안구 영상을 관찰하기 때문에 생체 전위를 이용하는 전기 안진기(EOG)나 전자장을 이용하는 SSC와는 달리 직류 변동(drift)이나 실험실 주변의 전자기파(EMI, electoromagnetic interference)에 의한 잡음 특성, 그리고 다른 전기 생리 신호에 의한 영향을 받지 않고, 비관혈적(non-invasive)이고, 보정이 용이하다는 장점을 가지고 있다^[1, 8]. 또한, Frenzel 안경과 동일한 기능을 가지고 안구 운동 자체를 관찰하는 방식을 취하므로 영상의 형태로 자료의 저장도 가능하여, 환자 치료와 교육에 도움을 줄 수 있다.

영상을 이용하여 3차원 안구 운동을 실시간으로 측정하는데 있어 일반적으로 이용하는 방법은 안구의 중점을 찾고 중점을 기준으로 하여 회전 운동을 측정하는 것이다. 동공 중점을 찾는 대표적인 방법은 동공 영상의 무게 중심점(COG, center of gravity)을 찾는 것으로 hot & pepper noise에 강할 뿐만 아니라 빠르고 정확하게 안구의 수평과 수직 위치를 찾는다^[9, 10]. 그러나 눈꺼풀, 속눈썹, 혹은 광원에 의한 각막 반사 (corneal reflections)에 의해 동공의 중심을 찾는 과정에서 오차가 발생한다^[11, 12]. 이러한 문제를 해결하고자 변형 템플렛(deformable template) 방법이나 곡률 (curvature)을 이용한 방법 등을 이용하여 동공을 완전한 원으로 보지 않고 타원으로 확장하여 잡음에 대한 영향을 상당히 줄었으나 계산량이 많고 계산 과정이 복잡하여 실시간으로 처리하는 데는 어려움이 따른다^[11].

본 연구에서는 영상을 이용하여 안구 운동을 측정할 수 있는 하드웨어를 구성하고, 눈꺼풀, 속눈썹 등에 의한 영향을 적게 받으면서 동공의 정확한 중점을 찾는 새로운 방법을 제안하였다. 제안한 방법의 성능에 영향을 주는 여러 인자들의 최적 조건을 실험을 통하여 결

정하고, 신뢰성 평가를 위해 기존의 시스템과 측정 결과를 비교하였다.

II. 본 론

1. 안구 운동 측정 시스템의 구성

안구 운동 측정을 위하여 영상을 획득하고 저장하기 위한 측정시스템의 하드웨어 구성은 <그림 1>과 같다. 안구 영상을 얻기 위해 고글(goggle)에 카메라를 부착하였고, 적외선 카메라의 영상은 고글, VCR (SLV-ED919KR, Sony, Japan), CRT(GBM-1009E, Honeywell, USA), 그리고 영상 획득 보드(PCI-1409, National Instruments, USA)를 통해 컴퓨터로 입력되는 구조이다. 이러한 시스템 구성을 통하여 안구 영상을 녹화하면서 실시간으로 안구 분석이 가능하게 되었다. 또한 녹화 후 재생 화면을 이용하여 안구 운동의 분석도 가능하도록 구현하였다. 안구 영상만을 저장할 경우 언제, 어떤 외부 자극이 가해졌는지를 확인하기 어려우므로 음성도 함께 저장하여 실험 방법, 환자 정보, 그리고 임상의의 소견 등을 기록할 수 있도록 하였다.

카메라는 고글에 부착하는 형태를 취하므로 소형이면서 가벼운 특성을 갖는 아날로그 후백 카메라(Watec 660D, Watec, USA)를 선택하였다^[13]. 장착된 카메라는 한 대이지만 좌우 이동이 가능하도록 하여 각각의 안구 운동을 측정할 수 있도록 하였고, 고글 앞에 탈착식 덮개를 사용하여 광 차단형(light-occluding field)과 개방형(free-field-of-view field)을 모두 지원하도록 제작하였다. 전정 기능 검사에서 안구 운동 검사는 대부분 빛을 차단한 상태에서 관찰하므로 광원으로 880nm의

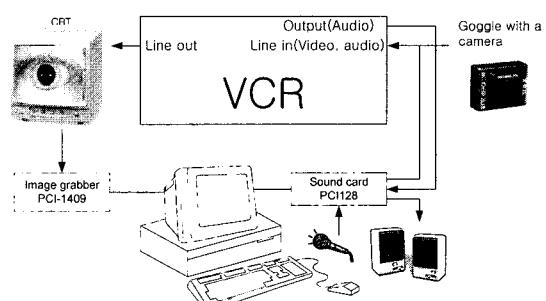


그림 1. 3차원 영상 안진기의 시스템 구성

Fig. 1. System diagram of 3-dimensional videooculograph.

적외선 다이오드 4개를 사용하였다.

제안한 알고리즘과 측정 시스템의 전반적인 프로그램은 Windows 2000 운영 체계에서 LabVIEW 6i (National Instruments, USA)를 이용하여 구현하였다. 메인 메모리는 128 Mbytes이고, CPU는 Pentium III 650E가 장착된 PC(personal computer)를 사용하였다.

1. 제안하는 동공의 중점 추정 방법

이진화 된 안구 영상에서 가로와 세로 좌표를 변경해 가며 동공의 바깥 경계를 찾는 대신 이전의 동공 중점을 임시 중점으로 하여 부채꼴 모양의 윈도우를 이용하여 <그림 2>와 같이 부채꼴의 바깥 경계인 외부 반경(outer radius)에서 내부 경계인 내부 반경(inner radius)으로 좌표를 변경해 가며 동공의 경계를 찾는 방식을 제안하고자 한다. 시작 각도(start angle)와 끝 각도(end angle)로 만들어지는 부채꼴 내부에서 반시계 방향으로 일정한 각도(rotation interval) 간격으로 동공의 경계를 찾았다. 내부에서 외부로 검색(scan) 할 경우에는 각막 반사에 의해 영향을 받을 수 있기 때문에 외부에서 내부로 검색하였다. 이로부터 얻어진 동공의 경계 좌표를 이용하여 식 (1)과 같이 최소 자승 오차(LSE, least square error)가 최소가 되도록 circle fitting을 수행하여 원의 중점과 반경을 추정하였다.

$$\text{Least square error} = \sum_{i=0}^{M-1} \{(x_i - \hat{C}_x) + (y_i - \hat{C}_y) - \hat{C}_r\}^2 \quad (1)$$

여기서, x_i , y_i 는 각각 이진화 된 영상에서 동공의 경계로 판단된 좌표이고, \hat{C}_x , \hat{C}_y , \hat{C}_r 은 각각 동공의 중점과 반지름으로 추정된 좌표이고, M 은 동공의 경계로 판단된 좌표들의 개수이다.

최소 자승 오차인 LSE와 좌표의 개수 (M)을 동공이 눈꺼풀에 어느 정도 가려져 있는가를 평가하는데 사용하고자 한다. 즉, 눈꺼풀에 의해 동공의 일부가 가려지게 되면 동공의 모양이 원의 모양에서 점차 벗어나게 되며 원의 모양에 많이 벗어날수록 LSE가 증가하기 때문이다. 만약 눈꺼풀에 의해 동공의 중점에 큰 영향을 미치는 정도가 되면 동공이 원이라는 가정에서만 가능한 circle fitting 방법으로 동공의 중점과 반경을 추정하는 것은 모순이다. 이와 같은 이유로 특정 문턱치 이상으로 LSE가 크게 나타나면 동공의 반경을 알고 있다는 가정아래 변형된 히스토그램(modified histogram)

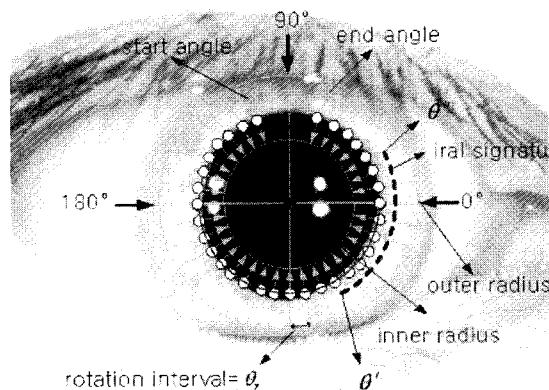


그림 2. 제안한 동공의 중점 추정 방법

Fig. 2. Proposed method for searching the pupil center.

방법을 사용하여 동공의 중점을 찾는다^[14, 15].

제안한 방법을 효과적으로 구현하기 위해서는 알고리즘에 영향을 미치는 인자들에 대한 분석이 요구된다. 12명으로부터 얻은 사람의 안구 영상을 이용하여 다음 인자들을 분석하여 최적의 조건을 찾았다.

① 부채꼴 모양의 윈도우

- A. 부채꼴의 시작과 끝 각도 (<그림 2>에서 start angle과 end angle)
- B. 부채꼴의 내부와 외부 반경 (<그림 2>에서 inner radius와 outer radius)
- C. 부채꼴의 회전 방향으로 동공의 경계점을 찾는 간격 (<그림 2>에서 rotation interval)
- ② 눈꺼풀에 의한 동공의 일그러짐의 정도에 따라 circle fitting을 사용할 것인지 히스토그램 방법을 사용할 것인지의 결정을 위한 LSE 문턱치

회전 운동을 측정하는 방법으로 홍채의 특정 패턴을 인식하여 회전을 측정하는 방법과 홍채의 극좌표 방향에서의 상호 상관관계(cross correlation)를 이용하는 방법이 있다^[7, 9, 10]. 전자는 홍채 패턴의 선명도가 낮거나 동공의 크기 변화로 인해 홍채 패턴이 변경 될 수 있어 부정확한 측정이 이루어질 수 있고, 계산량이 많다는 단점이 있다. 이러한 이유로 실시간 구현이 가능한 후자의 방식을 선택하여 안구의 회전 운동을 측정하였다.

<그림 3>은 제안한 실시간 3차원 안구 운동을 측정하는 흐름도이다. 각종 변수를 초기화하고, 회전 운동을

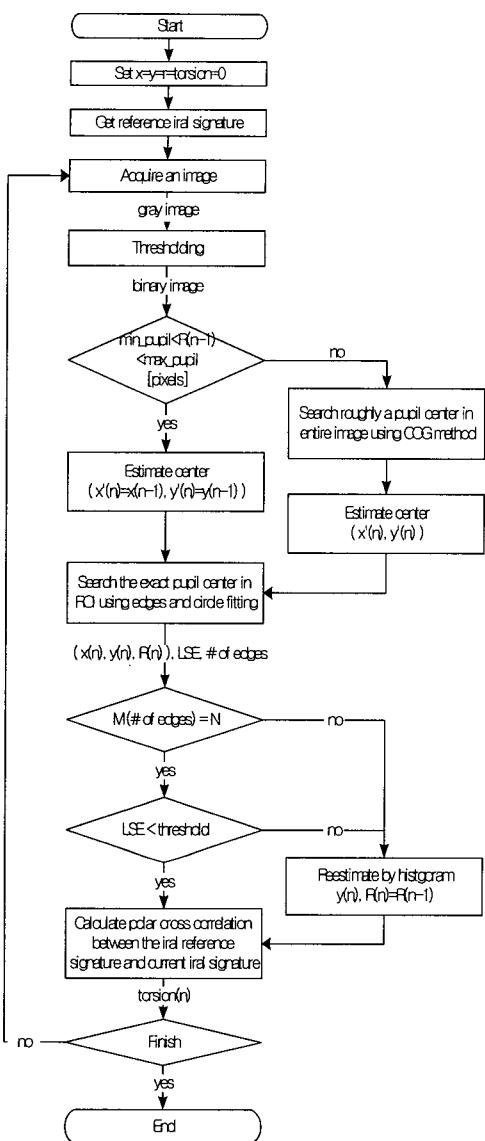


그림 3. 3차원 안구 운동 측정 흐름도

Fig. 3. Flowchart of 3D eye-movement measurement.

측정하기 위한 기준이 되는 1차원 홍채 패턴(reference irid signature, <그림 3>의 점선)을 얻는다. 영상 획득 보드에서 얻어진 영상은 동공의 경계를 정확하게 반영 할 수 있는 문턱치에 의해 이진화 되며 이때 문턱치는 사용자가 눈으로 확인하면서 조절이 가능하도록 하였다. 바로 전 프레임에서 얻은 반경 $R(n-1)$ 이 동공 크기의 정상 범위 이내이면 전 프레임에서 얻은 $x(n-1)$ 과 $y(n-1)$ 을 각각 임의의 중점 $x'(n)$ 과 $y'(n)$ 로 추정하고, 범위를 벗어났을 경우 눈을 감았거나 빠른 안구 운동

으로 인하여 안구 위치의 추정이 원도우 범위를 벗어났다고 판단하여 전체 영역에서 무게 중심을 이용한 방법(COG)을 사용하여 중점 $x(n)'$ 과 $y(n)'$ 을 추정하였다. 추정된 $x'(n)$ 과 $y'(n)$ 을 동공의 임시 중점으로 하여 동공의 경계 좌표를 구하고 얻어진 좌표 개수 (M)가 설정된 좌표 개수 (N)와 같으면 circle fitting을 하여 LSE가 문턱치보다 작으면 눈꺼풀에 의한 영향이 거의 없는 동공을 추정한 것으로 판단하고, 추정된 $x(n)$, $y(n)$, $R(n)$ 을 갱신(update)하였다. 그러나 LSE가 문턱 치 이상이면 눈꺼풀에 의해 동공이 영향을 받았다고 판단하여 변형된 히스토그램 방식을 이용하여 $x(n)$, $y(n)$ 을 얻고 $R(n)$ 은 이전의 $R(n-1)$ 의 값을 그대로 사용하였다. 얻어진 중점을 기준으로 상호 상관관계를 이용하여 안구의 회전 운동을 측정하였다.

3. 시스템 보정 및 신뢰성 평가

영상 안전기에서 얻어진 수평 및 수직 좌표는 임상에서 일반적으로 통용하는 각도가 아닌 화소값이므로, 안구의 이동 각도로 환산하여야 한다. 이를 위해 안구 이동 각도를 알 수 있는 시각 자극기(Nystagmus, Nicolet, USA)를 이용하여 안구 영상의 이동 화소를 안구의 이동 각도로 환산하였다. 피검자와 자극기 간의 거리는 91cm이고, 수평 방향의 자극 범위는 $\pm 35^\circ$ 로 하였다. 수직 방향의 자극 각도는 수평 방향과 동일한 방법으로 하였으며, 자극 범위만 $\pm 25^\circ$ 로 조정하였다.

개발한 시스템의 신뢰성 평가를 위해 전정 기능 이상으로 치료나 진단을 받은 경험이 없는 건강한 성인 3명을 대상으로 안구의 회전 운동을 유발하여 안구의 수평, 수직, 회전 운동을 측정하였다. 그리고 비정상인 (나이: 82세, 남자) 1명을 대상으로 자발적인 안구 운동을 측정하였다. 측정 결과는 상용화된 영상 안전기 중의 하나로 널리 이용되고 있는 2D VOG(SMI 2D, SensoMotoric Instruments, Germany)의 결과와 비교하였다.

III. 결과 및 고찰

1. 동공의 경계 추출을 위한 부채꼴의 모양 결정

12명을 대상으로 눈꺼풀에 의해 동공이 전혀 가려지지 않은 동공 영상을 얻어 제안한 방법으로 동공의 중점을 추정해 보았다. <그림 4(a)>에서 보듯이 동공의 반경은 부채꼴의 평균 각도가 $360^\circ(90^\circ-90^\circ)$ 혹은 320°

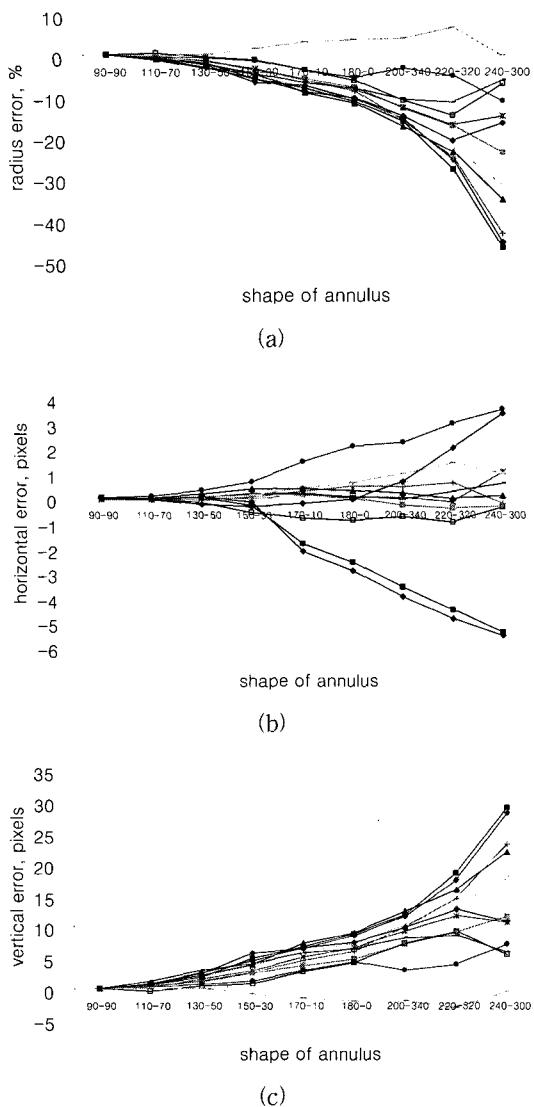


그림 4. 부채꼴의 평균 정도가 추정 인자에 미치는 영향 ($N=12$); (a) 동공 반경의 오차, (b) 수평 좌표의 오차, (c) 수직 좌표의 오차

Fig. 4. Influence of annulus shape on estimate parameters ($N=12$); (a) error of pupil radius, (b) error of horizontal coordinates, (c) error of vertical coordinates.

(110~70°)까지는 1% 이하로 정확하게 평가 되었으나 그 이하로 줄이게 되면 동공의 반경 추정에 오차가 발생하였다. 반경에 대한 오차의 경향은 각도가 줄어들에 따라 한 명의 피검자를 제외하고는 대부분 실제 반경 보다 작게 추정되었다. <그림 4(b)>와 <그림 4(c)>는 수평 및 수직 좌표에 대한 오차로서, 이상적인 원의 경우와는 달리 부채꼴의 평균 정도에 크게 의존하는 것

을 알 수 있다. 사람의 동공은 이상적인 원이 아니고 부채꼴 내부에서 얻어진 경계 좌표 또한 영상 잡음에 의해 영향을 받기 때문이다. 특히 수평 보다 수직 좌표에 오차가 크게 발생하는데 이것은 부채꼴의 시작과 끝 각도가 가로 축에 대칭으로 설정되어 있기 때문이다. 만약 세로축을 중심으로 설정되었다면 수직보다 수평 좌표에서 오차가 크게 나타났을 것으로 사료된다.

위 결과로부터 동공의 정확한 중점과 반경을 추정하기 위해서는 눈꺼풀에 의한 영향이 전혀 없다고 하더라도 동공의 일부 영역만의 경계 좌표를 이용하기보다 동공 전체 영역의 경계 좌표를 활용하는 것이 이상적이다. 그러나 대부분의 사람들이 눈꺼풀을 의식하지 않고 눈을 뜨고 있을 경우 동공의 윗부분은 가려지는 경우가 많기 때문에 오차를 최소화할 수 있는 적절한 부채꼴의 평균 각도를 320°(110~70°)로 설정하였다.

2. 부채꼴 내외부 반경과 회전 간격(rotation interval)

부채꼴의 내부 및 외부 반경과 회전 방향으로 동공의 경계점을 찾는 회전 간격(rotation interval)의 결정 기준은 처리 시간에 두었다. 부채꼴 영역에서 동공의 경계 좌표를 검색하는 데이터량은 외부 반경과 회전 간격과 관련이 있다. <그림 5>는 외부 반경의 크기와 회전 간격에 따른 처리 시간을 측정한 결과이다. 처리 시간은 외부 반경보다는 회전 간격에 더 큰 영향을 받았다. 회전 간격을 더 좁게 하더라도 처리 시간에 큰 영향을 주지 않는 20°로 결정하였다. 외부 반경은 암실에서 동공이 최대한 확장된 상태를 기준으로 동공 전체가 포함될 수 있는 크기인 140 화소로 설정하였다. 부채꼴의 내부 반경은 경계의 검색 방식이 외부에서

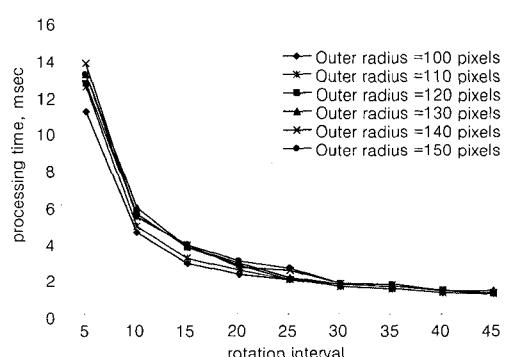


그림 5. 외부 반경과 회전 간격이 처리 시간에 미치는 영향

Fig. 5. Influence of external radius and rotation interval on the processing time.

내부로 이루어지므로 경계를 만나면 다음 각도로 진행 하므로 크게 영향을 미치지 않아 내부 반경은 0으로 결정하였다.

3. 눈꺼풀에 의해 동공이 가려진 정도와 LSE와의 관계 눈꺼풀에 의해 동공이 가려지는 정도와 LSE와의 관계를 알아보기 위해 동공의 일부가 가려짐에 의해 circle fitting 시 발생되는 LSE를 12명 중 한 사람의 안구 영상에 대하여 조사하였다. 눈꺼풀로 가려지는 정도를 정량적으로 설정하기 위해 인위적으로 동공의 직경을 기준으로 점차적으로 10% 씩 가렸다.

<그림 6>은 눈꺼풀에 의해 동공의 일부가 가려질 때 측정 인자, 즉 수평과 수직 오차, 동공의 반경, LSE, 그리고 동공의 경계 좌표 개수 (M)의 영향을 살펴본 것이다. 수평 좌표는 눈꺼풀에 의해 거의 영향을 받지 않지만, 수직 좌표는 상대적으로 크게 영향을 받는다는 것을 알 수 있다. 눈꺼풀에 의해 동공이 가려질수록 LSE는 점점 증가하다가 60% 이상 가려지는 순간 오차가 감소하였다. 이것은 경계 좌표를 모두 찾지 못하여 경계 좌표 개수 (<그림 6>에서 points, M)가 감소함으로 인하여 LSE가 감소하는 것으로 좌표 개수와 LSE를 함께 고려할 경우 눈꺼풀에 의해 동공이 가려진 정도를 평가할 수 있다. 만약 LSE가 20보다 큰 값을 보이면, circle fitting으로 동공의 중심을 찾는 대신 변형된 히스토그램 방식을 이용하였다.

동공의 크기가 사람마다 차이가 있으므로 동공의 크기가 LSE에 어떠한 영향을 주는지 조사해 보았다. 동공의 크기에 따라 LSE가 영향을 받으면 눈꺼풀에 의한 동공의 가려짐에 대한 영향을 LSE로 평가하는 것은 부

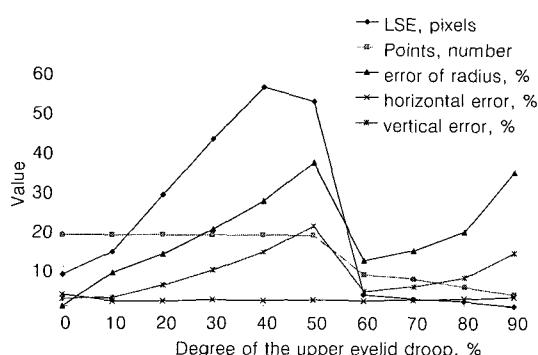


그림 6. 동공이 눈꺼풀에 가려진 정도에 따른 측정 인자의 영향

Fig. 6. Influence of the degree of the upper eyelid droop on measurement parameters.

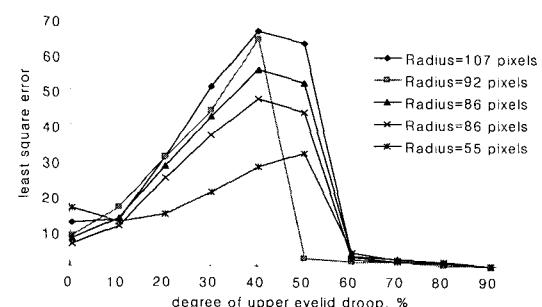


그림 7. 동공이 눈꺼풀에 가려진 정도에 따른 LSE의 변화

Fig. 7. Change of LSE by degree of the upper eye droop.

적합하기 때문이다. 외부 조명을 이용하여 동공을 수축 및 확장시켜 LSE의 변화를 관찰한 결과 <그림 7>과 같이 LSE는 눈꺼풀이 10% 정도 내려왔을 경우에는 동공의 크기 변화에 관계없이 모두 20보다 작은 값을 보였다. 눈꺼풀에 의해 동공이 60% 이상 가려지는 순간 오차가 감소하는 모순을 보여주고 있으나 이것은 앞에서 언급한 것과 같이 경계 좌표를 모두 찾지 못하여 경계 좌표 개수 (<그림 6>에서 points, M)가 감소함으로 인하여 LSE가 감소하는 것으로 좌표 개수 (M)와 LSE를 함께 고려할 경우 동공의 크기에 관계없이 눈꺼풀에 의해 동공이 가려진 정도를 평가할 수 있었다.

4. 실시간 처리를 위한 고려

처리 시간은 운영 체계(operating system)나 시스템의 특성상 언제나 일정하지 않으므로 1000번 반복하여 평균 처리 시간을 얻었다. 처리 시간은 카메라로부터 얻은 영상을 컴퓨터 화면에 보여주는 영상의 크기에 따라 영향을 받는다. 화면 크기와 소요 시간과의 관계를 관찰해 본 결과 <그림 8>과 같이 화면의 크기가 적을 수록 처리 시간이 지수함수적으로 감소하였다. 화면 크기를 줄이더라도 처리 시간에 큰 영향을 받지 않는 128×96 화소로 결정하였고, 이때의 소요되는 시간은 5.2msec이다.

제안한 방법은 기존의 무게 중심을 이용한 방법, 히스토그램 방법, 변형된 히스토그램 방법, 그리고 maximum likelihood 방법과 제안한 방법들 간의 처리 시간과 정확도를 비교해 보았다^[14-16]. 측정된 처리 시간은 이미 녹화해둔 동일한 안구 운동 영상을 60 초간 (1800frames) 분석하는데 걸리는 시간을 평균하였다. 알고리즘의 특성상 회전 운동을 측정하지 못하는 방법도 있기 때문에 동공의 중심을 찾는 과정에서 소비되

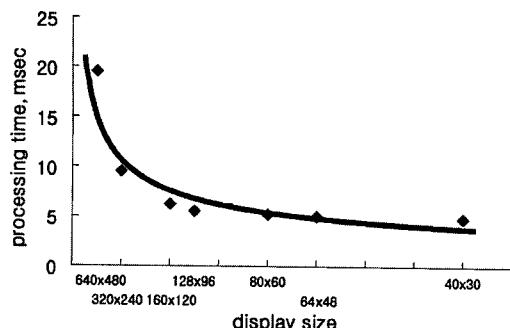


그림 8. 출력 화면의 크기와 처리 속도와의 관계
Fig. 8. Relationship between the display size and processing time.

표 1. 동공 중점 추정에 소요되는 시간
Table 1. Processing time that takes to estimate the pupil center.

	Processing time [msec]
Proposed method	7
Center of gravity	7
Histogram	16
Modified histogram	16
Maximum likelihood method	22

는 시간만을 비교하였다. 제안한 방법은 한 가지 방법만을 이용하고 있지 않기 때문에 테스트 하는 영상의 특성에 따라 처리 시간이 변경될 수는 있다. 제안한 방법의 처리 시간은 최소 6msec에서 최대 12msec 였고, 평균 처리 시간은 <표 1>과 같이 7msec로 속도 면에서 가장 빠른 무게 중심을 이용한 방법과 동일한 성능을 보였다.

화면 출력 시간과 처리 시간을 모두 고려할 경우 최대 처리 시간은 약 18 msec (12 msec + 5.2 msec)이었고, 최소 처리 시간은 약 12 msec (6 msec + 5.2 msec)이었다. 그리고 회전 운동의 측정을 위해서 소비되는 시간은 2msec 이내 였다. 30 frames/s의 속도로 영상을 처리할 경우 실시간으로 처리가 가능하고 나머지 여유 시간동안 추가적인 프로세스(느린 성분의 안구운동 속도(slow phase eye movement velocity), 빠른 성분의 안구운동 속도(fast phase eye movement velocity), 그리고 안구진탕(nystagmus)의 발현 횟수 등)의 계산도 가능할 것으로 사료된다.

5. 동공 중점 추정의 정확성 평가

눈꺼풀에 의해서 동공의 일부가 가려졌을 경우에도

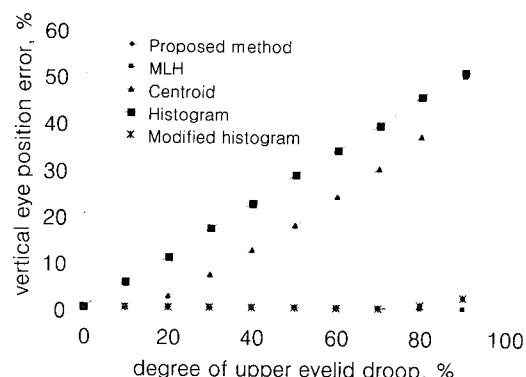


그림 9. 동공 중점 추정 방법에 따른 정확성 비교
Fig. 9. Accuracy comparison among the methods estimating the pupil center.

제안한 방법이 수직 안구 운동을 정확하게 측정할 수 있는지를 무게 중심을 이용한 방법, 히스토그램 방법, 변형된 히스토그램 방법, 그리고 통계적 특성을 이용하는 maximum likelihood 방법과 비교하였다. <그림 9>에서 보듯이 변형된 히스토그램 방법은 제안하는 방법과 동일한 성능을 보이지만 <표 1>과 같이 처리 시간이 상대적으로 많이 걸리는 단점을 가지고 있다. 여기서 수평 좌표의 오차는 식 (2)를 사용하여 계산하였다. 제안한 방법은 90%까지 동공이 눈꺼풀에 의해 가려져 있더라도 3% 이내의 오차로 수직 안구 위치를 찾을 수 있었다. 수평 좌표의 오차는 위의 모든 방법에서 거의 차이가 없었다.

$$\text{error} = \frac{\text{true value} - \text{measured value}}{\text{true value}} \times 100 (\%) \quad (2)$$

6. 구현된 시스템의 사양 및 기존의 2D VOG와의 비교

제작된 고글을 착용하고 좌우 35°와 상하 25°로 범위의 안구 운동을 보정하였다. 수평축은 1°당 약 3.3 화소로서 0.3°/pixel의 해상도를 가졌고 수직 축은 1°당 약 2.3 화소로 0.4°/pixel의 해상도를 보였다. 회전 운동의 해상도는 0.2° 까지 측정이 가능하였다.

<그림 10>은 개발된 3차원 안구 운동 측정 시스템으로 시야를 고정하고 회전 안구 운동(torsional eye movement)을 유발하였을 때 발현되는 수평(horizontal eye position), 수직(vertical eye position), 회전 안구 운동(torsional eye position)의 분석과 안구의 직경(pupil diameter)을 측정한 결과이다. 회전 안구 운동은

수직 축에서 양의 값은 반 시계 방향으로 안구가 회전 운동하는 것을 의미한다. 따라서 처음 1~4초간은 고개를 오른쪽으로 기울일 때 고개를 기울인 방향과 반대인 반 시계 방향으로 안구가 회전함을 알 수 있다. 시야를 고정하였음에도 불구하고 수평과 수직 안구 운동과 회전 안구 운동이 함께 관측되었다. 이것은 회전 안구 운동은 순수한 회전 운동이 아닌 내회전(intorsion) 혹은 외회전(extorsion)에 의한 것임을 보여주는 결과이다.^[1]

<그림 11>은 수평 자발 안진(spontaneous nystagmus)이 있는 환자를 대상으로 개발된 시스템과 상용 시스템인 2D VOG(SMI, USA)로 측정한 수평 및 수직 안구 운동 측정 결과이다. 이 경우에도 상용화된 제품

에서는 수평, 수직 모두 10~20초 사이에 7~8회 정도의 스파이크 노이즈가 발생하였으나 본 시스템에서는 전혀 노이즈 없이 깨끗한 측정 결과를 얻었다.

IV. 결 론

동공의 경계를 이용하여 동공의 크기를 정확하게 평가하기 위해서는 동공의 90% 이상이 보여야 한다. 동공 아래 부분만의 경계를 사용하여 동공 전체의 반경과 위치를 추정하는 것은 동공이 이상적인 원이 아니기 때문에 오차를 유발한다. 부채꼴 모양의 원도우를 이용하여 정확한 동공의 중심과 크기를 추정하기 위해서는 부채꼴의 펴진 각도가 적어도 320° 이상은 되어야 한다. 제안한 방법으로 눈꺼풀, 속눈썹, 각막 반사(corneal reflection), 그리고 눈 깜박임에 의한 영향을 적게 받으면서 동공의 중심(안구의 수평, 수직 위치)과 크기를 동시에 측정할 수 있었다. 동공의 반경을 알고 있는 경우에는 동공이 전체의 10%만 보여도 안구의 수직 위치는 3% 이내의 오차로 측정이 가능하였다. 수평, 수직, 회전, 그리고 동공의 반경을 추정하는데 걸리는 시간은 14~20 msec 이내로 개발된 영상 안진기로 안구 운동의 실시간 측정이 가능하였다. 수평, 수직, 그리고 회전 안구 운동의 해상도는 각각 0.3°, 0.4°, 그리고 0.2° 였고 측정 범위는 각각 ±35°, ±25°, 그리고 ±18°였다.

시간 해상도는 30Hz까지 가능하나 단속 운동(saccadic eye movement)의 경우 200Hz 이상의 샘플링 주파수가 요구되므로 단속 운동의 측정에는 한계점이 있다. 본 연구에서 구현한 시스템을 임상에 효과적으로 활용하기 위해서는 안구 운동 측정 데이터로부터 각속도와 자극에 대한 이득, 자극에 대한 반응 속도 등을 얻어내는 추가적인 데이터 분석 작업이 요구된다.

참 고 문 헌

- [1] 1. R. J. Leigh and D. S. Zee, *The Neurology of Eye Movements*. 2nd ed. F.A. Davis. pp. 1~9, 1991.
- [2] D. W. J. Chung, M. Eizenman, B. S. K. Cheung, R. C. Frecker, "Estimation of ocular torsion with dynamic changes in pupil size", in Proc. of 16th Annual International Conference

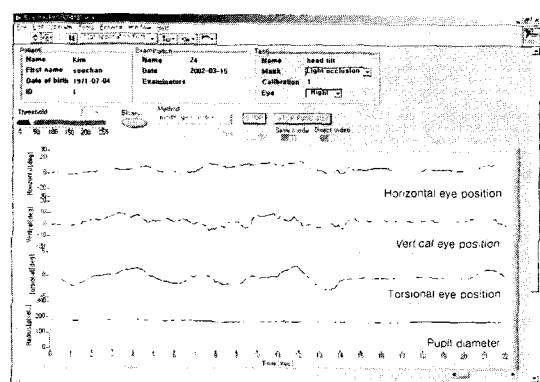


그림 10. 머리를 좌우로 기울일 때 발생되는 안구 운동을 제안한 방법을 이용하여 측정

Fig. 10. Measurement of eye movements using the proposed method for rolling a head.

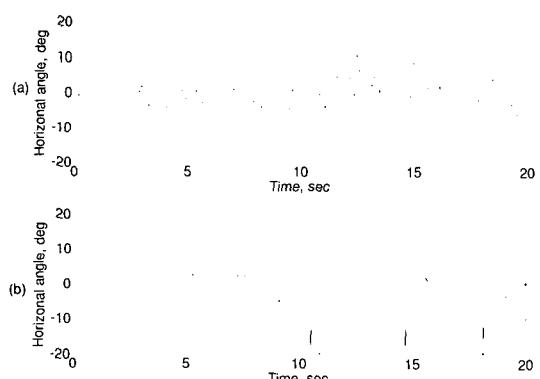


그림 11. 비정상인에 대한 수평 안구 운동 측정; (a) 제안된 시스템, (b) 상용화된 제품

Fig. 11. Measurement of horizontal eye movement for the abnormal subject; (a) the proposed system (b) commercial system.

- of the IEEE. Baltimore, MD, USA, 1994.
- [3] M. Brigell, M. Bach, C. Barber, K. Kawasaki, A. Kooijman, "Guidelines for calibration of stimulus and recording parameters used in clinical electrophysiology of vision", Calibration-Standard Committee of the International Society for Clinical Electrophysiology of Vision (ISCEV). Doc Ophthalmol, vol. 95, no. 1, pp. 1~14, 1998.
- [4] C. Fernandez and J. R. Lindsay, "Vestibular tests: methods of recording eye movements", Arch Otolaryngol, vol. 82, no. 6, pp. 664~6, 1965.
- [5] A. M. Eckert and M. Gizzi, "Video-oculography as part of the ENG battery", Br J Audiol, vol. 32, no. 6, pp. 411~6, 1998.
- [6] D. Robinson, "A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field", IEEE Trans Biomed Eng, vol. 10, pp. 137~145, 1963.
- [7] M. Hatamian and D.J. Anderson, "Design consideration for a real-time ocular counter roll instrument", IEEE Trans Biomed Eng, vol. 30, no. 5, pp. 278~288, 1983.
- [8] A. Iijima, H. Minamitani, and N. Ishikawa, "Image analysis of quick phase eye movements in nystagmus with high-speed video system", Med Biol Eng Comput, vol. 39, no. 1, pp. 2~7, 2001.
- [9] S. T. Moore, I. S. Curthoys, and S.G. McCoy, "VTM—an image-processing system for measuring ocular torsion", Comput Methods Programs Biomed, vol. 35, no. 3, pp. 219~30, 1991.
- [10] T. Haslwanter and S.T. Moore, "A theoretical analysis of three-dimensional eye position measurement using polar cross-correlation", IEEE Trans Biomed Eng, vol. 42, no. 11, pp. 1053~61, 1995.
- [11] D. Zhu, S.T. Moore, and T. Raphan, "Robust pupil center detection using a curvature algorithm", Comput Methods Programs Biomed, vol. 59, no. 3, pp. 145~57, 1999.
- [12] J. P. Ivins, J. Porritt, and J.P. Frisby, "Deformable model of the human iris for measuring ocular torsion from video images", IEE Proceedings-Vision Image and Signal Processing, vol. 145, no. 3, pp. 213~220, 1998.
- [13] National Instruments, IMAQ Vision for G Reference Manual. Austin, Texas: National Instruments, 1997.
- [14] 김수찬, 남기창, 김덕원, 정운교, 이원상, "수직 안구 운동 측정을 향상시킨 실시간 video eye tracking", 대한의용생체공학회 춘계학술대회, vol. 24, no. 1, pp. 240~1, 2001.
- [15] S. C. Kim, D. W. Kim, K. C. Nam, W. S. Lee, M. R. Bae, C. Y. Ryu, "Minimization of Influence by the Partial Eyelid Closure in Measuring 3-D Eye Movements", 2nd Joint Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and the Biomedical Engineering Society, Houston, Texas USA, October, pp. 23~26, 2002.
- [16] K. J. Sung and D. J. Anderson, "A video eye tracking system based on a statistical algorithm", Proceedings of the 36th Midwest Symposium of Circuits and Systems at Detroit, MI, USA, 1993.

저자소개

金守贊(正會員)

1994년 : 연세대학교 의용공학과 졸업(학사). 1998년 : 연세대학교 생체공학 협동과정 졸업(공학석사). 1998년~2003년 : 동 대학원 졸업(공학박사). 1994년~2003년 : 연세 의대 의학공학교실 연구조교 2003년~현재 : 연세의대 의학공학교실 연구강사



南基昌(正會員)

1997년 : 연세대학교 의용전자공학과 졸업(학사). 1999년 : 동 대학원 생체공학 협동과정 졸업(공학석사). 1999년~현재 : 동 대학원 박사과정. 2000년~현재 : 연세의대 의학공학교실 연구조교





李 源 祥(正會員)

1976년 : 연세대학교 의과대학 의학과 학사졸업. 1983년 : 동 대학원 의학과 석사졸업. 1997년 : 영남대학교 의과대학 의학과 박사졸업.
1998년 ~ 현재 : 연세의대 이비인후과학교실 교수



金 德 源(正會員)－통신저자

1976년 : 서울대학교(공학사). 1980년 : Northwestern Univ. 전기공학(MS). 1986년 : Univ. of Texas at Austin 의공학(Ph.D). 1987년 ~ 현재 : 연세의대 의학공학교실 조교수, 부교수, 교수. 1999년 ~ 현재 : 동교실 주임교수, 2003년 ~ 현재 : 대한전자공학회 의용전자/생체공학 연구위원회 위원장