

논문 2007-44SC-6-5

Kalman filter를 이용한 비접촉식 응시점 추정 시스템에서의 빠른 머리 이동의 보정

(Compensation for Fast Head Movements on Non-intrusive Eye Gaze Tracking System Using Kalman Filter)

김 수 찬*, 유 재 하**, 김 덕 원***

(Soo Chan Kim, Jae Ha Yoo, and Deok Won Kim)

요 약

자연스러운 머리 움직임 하에서 응시점을 추정할 수 있는 시스템을 제안하였다. 이 시스템은 하나의 카메라와 2개의 거울로 구성되어 있으며, 이 거울은 안구에서 눈동자의 영상을 언제나 카메라로 획득할 수 있도록 유지시키는 기능을 한다. 그러나 영상의 획득 속도가 초당 30 프레임이므로 거울의 제어가 빠른 머리 움직임을 보상할 수 없다. 이러한 문제점을 극복하고자 현재 안구 이미지에서 다음 안구 이미지의 위치를 추정하기 위하여 Kalman filter를 적용하였다. 그 결과 수평방향으로 평균 55cm/s, 수직 방향으로 평균 45cm/s 정도의 속도의 머리 움직임에 대한 보상이 가능하였다. 그리고, 머리 움직임의 공간도 수평 60cm, 수직 30cm의 넓은 범위까지 가능하였다. 공간 해상도는 수평과 수직 각각 4.5°와 5° 였고, 자연스러운 머리 움직임 아래에서의 응시점의 정확도는 92% 였다.

Abstract

We proposed an eye gaze tracking system under natural head movements. The system consists of one CCD(charge-coupled device) camera and two front-surface mirrors. The mirrors rotate to follow head movements in order to keep the eye within the view of the camera. However, the mirror controller cannot guarantee the fast head movements, because the frame rate is generally 30Hz. To overcome this problem, we applied Kalman filter to estimate next eye position from the current eye image. In the results, our system allowed the subjects head to move 60cm horizontally and 40cm vertically, with the head movement speed about 55cm/sec and 45cm/sec, respectively. And spatial gaze resolutions were about 4.5 degree and 5.0 degree, respectively, and the gaze estimation accuracy was 92% under natural head movements.

Keywords : gaze tracking, Kalman filter, non-intrusive, natural head movement

I. 서 론

인간의 시각은 망막에 맺히는 상을 통해서 인식되는

데, 망막 중에서도 중심와(fovea)라는 좁은 영역만이 정확한 상을 볼 수 있는 곳으로 알려져 있다^[1~2]. 이러한 이유 때문에 사람은 자신이 보고자 하는 곳을 응시할 때 안구를 움직인다.

안구의 응시점으로부터 사람의 의지나 의도, 행동, 또는 외부 자극에 대한 반응을 객관적으로 평가할 수 있는 유용한 정보를 얻을 수 있기 때문에 구체적인 표현 등으로 정보를 얻기 어려운 영역인 인지나 학습 능력의 평가 및 학습 과정에 대한 연구에 많이 활용되고 있다. 특히, 응시점의 이동 경로(scan path)는 시각 인지(visual cognition)나 언어 인지 능력, 언어 학습 과정

* 평생회원, 환경대학교 생물환경·정보통신 전문대학원 (Hankyong National University Graduate School of Bio and Information Technology)

** 정회원, 환경대학교 전자공학과 (Hankyong National University of Electronics Engineering)

*** 평생회원, 연세대학교 의과대학 (Yonsei University College of Medicine)

접수일자: 2007년6월13일, 수정완료일: 2007년10월17일

등을 객관적으로 관찰할 수 있는 방법이다. 응시점 추정 정보는 휴먼 컴퓨터 인터페이스(human computer interface, HCI)와 가상 현실(virtual reality) 등에 활용되고 있다^[3~8].

응시점을 얻는 방법을 접촉식과 비접촉식으로 나눈다면, 접촉식으로는 전기 안진기(electrooculograph, EOG)와 sclera search coil(SSC)이 있다. SSC 방법은 3차원 안구 운동 측정과 정밀도에 있어 가장 정확한 안구 운동 측정법으로 알려져 있다. 비접촉식으로는 적외선(Infrared)을 이용한 IROG(infrared oculagraph) 방법과 카메라로 직접 안구 영상을 측정하는 방법이 있다. 각각의 일반적인 장단점에 대해서는 이미 많은 논문에서 언급되어 있고, 시간 해상도와 공간 해상도를 높이고자 하는 연구도 많이 진행되어왔다^[8~13]. 더욱이 컴퓨터 하드웨어의 발달로 영상 처리 속도가 향상되어 감으로써 영상을 이용한 비접촉식이 사용자에게 시야나 활동에 방해가 최소화하기 때문에 이상적인 방법으로 인식되고 있다.

영상을 이용한 헤드 마운트 방식의 경우 손쉽게 응시점 추정을 위한 고해상도의 안구 영상을 얻을 수 있는 장점은 있으나 사용자가 장치를 안경이나 헬멧 형태로 착용하여야 하므로 응시점 추정에 있어 이상적인 방법이라 할 수 없다^[12~15]. 비접촉식의 경우 안구와 카메라와의 거리가 많이 떨어져 있으므로 고해상도의 안구 영상을 얻기 위해 광학 줌 렌즈(zoom lens)를 카메라 앞에 장착하여 얼굴에서 안구 부분의 고해상도 영상을 얻는다. 이렇게 할 경우 카메라의 view field가 좁아지게 되어 조그마한 머리 움직임으로 인해 카메라는 안구 영상을 잡지 못하는 경우가 발생하게 된다. 이를 해결하고자 일반적으로 wide view field 카메라와 팬-틸트(pan-tilt)가 지원되는 narrow view field 카메라 2대를 함께 사용한다^[14,16]. 그러나 2대의 카메라를 사용할 경우 이미지 획득 보드의 수도 증가되고, 팬-틸트 카메라의 제어 반응 속도가 빠르지 않기 때문에 안정적인 응시점 추정이 쉽지 않다.

본 연구에서는 카메라의 무게 등을 고려하여 카메라를 직접 움직이지 않고, 2개의 거울을 이용하여 narrow view field를 제공하는 한 대의 카메라로 응시점 추정을 위한 확대된 안구 영상이 들어오도록 시스템을 구현하였다. 이러한 시스템에서 빠른 머리 움직임으로 인해 안구 영상을 정상적으로 획득하지 못하게 되면 시스템이 제 역할을 할 수 없는 심각한 문제가 발생된다. 이를 해결하고자 Kalman filter를 사용하여 머리의 움직임으로

로 인한 안구 영상의 위치를 미리 추정하여 빠른 머리 이동으로 인해 발생하는 문제를 해결한 시스템을 제안하였다.

II. 본 론

1. 시스템 구성

근적외선 CCD 카메라(TV zoom lens M6Z, Hitachi, Japan)와 직경이 15cm인 2개의 거울을 이용하여 그림 1과 같이 시스템을 구성하였다. 시스템은 컴퓨터 사용자 모니터의 정면에 놓여지고, 카메라는 Mirror 1과 Mirror 2로 부터 반사되어 온 영상을 얻게 된다. Mirror 1은 머리의 수직 이동을 보상하기 위해 y 축으로 회전할 수 있도록 하였고, Mirror 2는 수평 방향의 머리 이동을 보상하기 위해 z 축 방향으로 회전할 수 있도록 설계하였다^[13]. 여기서 x축은 카메라의 visual 축, y축은 Mirror1의 수직 회전 축, 그리고, z축은 Mirror2의 수평 회전 축이다.

주변 광원의 영향을 최소화하기 위해 시스템에 880nm에서 최고치를 갖는 근적외선 LED광원과 이 파장 대만 통과 시킬 수 있는 광학 band pass filter를 사용하였다^[7, 9, 12~13]. 그림 2a는 그림 1b의 바깥쪽 LED 광원이 켜졌을 때의 영상으로 적목 현상(red-eye effect)은 일어나지 않고, 각막 반사로 인해 동공의 중앙 부근에 밝게 보이는 glint만 형성된다. 그러나 그림 2b는 안쪽 LED 광원이 켜졌을 때의 영상으로 적목 현상과 glint가 모두 형성된다. 바깥쪽과 안쪽 LED 광원의 on/off는 CCD camera로 얻어지는 아날로그 영상 데이터에서 even과 odd field 신호와 동기를 맞추었다^[13].

2. Kalman filter를 이용한 머리 움직임 보정

머리의 움직임에 따라 2개의 거울은 CCD camera의

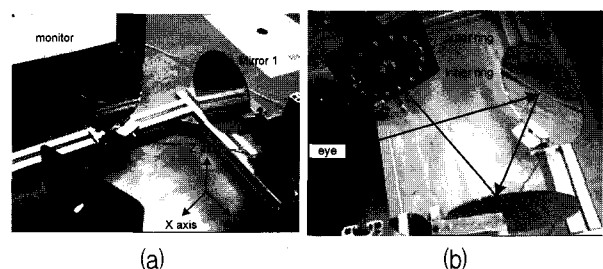


그림 1. 카메라 한대와 2개의 거울, 그리고 광원으로 구성된 안구 응시점 추정 시스템

Fig. 1. Gaze estimation system consisting of one camera, two mirrors, and light sources.

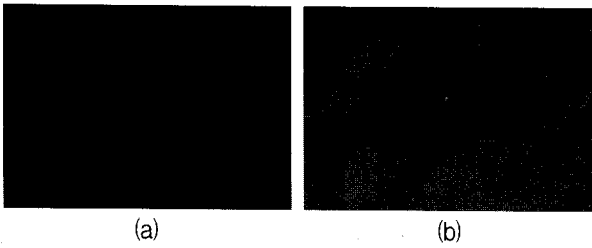


그림 2. 두 개의 거울을 통해서 얻어진 이미지 (a) 외부 광원이 켜졌을 때 (b) 내부 광원이 켜졌을 때
 Fig. 2. Images reflected from two mirrors (a) when outer light turns on (b) when inner light turns on.

view field 내에 들어오도록 조절되어야 한다. 각각의 거울의 반사는 서로 독립적이므로 각각을 분리해서 컨트롤할 수 있다. 사용자의 머리가 왼쪽으로 움직이면 그림 1의 Mirror 2는 영상의 중앙과 동공의 중앙의 차이에 비례하여 시계 방향으로 회전시킨다. 사용자의 머리가 위쪽으로 움직이면 그림 1의 Mirror 1은 위쪽 방향으로 회전한다^[13].

느린 머리 움직임의 경우 CCD camera의 view field가 안구 영상이 얻어지도록 거울의 제어를 통하여 조절 가능하다. 그러나 빠른 머리의 움직임이 발생할 경우 이를 따라가지 못하는 일이 종종 발생한다. 왜냐하면, 영상의 샘플링 주기(sampling rate)가 빠른 머리 움직임을 따라 갈만큼 충분히 빠르지 않기 때문이다. 이 문제를 풀기 위해, Kalman filter를 이용하여 현재의 안구 영상의 움직임으로부터 다음 안구 영상의 위치를 추정하여 거울을 제어하는 컨트롤의 성능을 향상시킴으로써 빠른 머리의 움직임에 있어서도 카메라가 안구의 영상을 놓치는 확률을 줄이도록 하였다.

구체적인 트래킹(tracking) 방법은 다음과 같다. 현재 상태 (s_t)는 식 (1)이 정의한다.

$$S_t = [x_t \quad y_t \quad v_{x,t} \quad v_{y,t}]^T \quad (1)$$

여기서, 시간 t 에서의 동공의 중점은 각각 x_t 와 y_t 이고, 속도는 $v_{x,t}$ 와 $v_{y,t}$ 이다. $t+1$ 에서의 상태 벡터는 식 (2)와 같이 놓을 수 있다^[19].

$$S_{t+1} = \Phi S_t + w_t \quad (2)$$

여기서, 프로세스의 천이 행렬은 Φ 이고, zero mean과 Gaussian random process로서 상태의 섭동(perturbation)을 모델링 한 것은 w_t 로 나타내었다. 프레임 간의 움직임은 선형적이라고 가정하면, 상태 행렬 S_{t+1} 는 식 (3)을 만족한다.

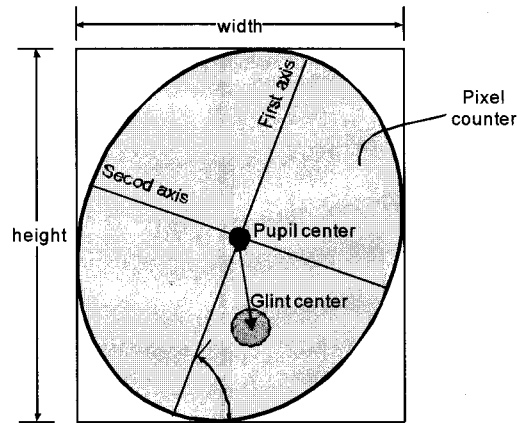


그림 3. 안구 영상으로부터 추출 가능한 특징점들
 Fig. 3. Features that can be extracted from eye images.

$$s_{t+1} = \Phi s_t, \quad \begin{bmatrix} x_{t+1} \\ y_{t+1} \\ v_{x,t+1} \\ v_{y,t+1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_t \\ y_t \\ v_{x,t} \\ v_{y,t} \end{bmatrix} \quad (3)$$

측정 모델에 대한 필터는 식 (4)와 같다.

$$z_t = Hs_t + \mu_t \quad (4)$$

H 는 상태 벡터와 측정 벡터 간의 부잡음 상태에서의 관계이며 μ_t 는 불확실성을 의미한다. 단순화시키기 위해 불확실성(μ_t)을 0으로 하면, H 는 식 (5)와 같이 된다.

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Kalman filter 알고리즘의 첫 단계는 다음 상태 (S_{t+1}^-)와 covariance 행렬(Σ_{t+1}^-)의 갱신(update)을 식 (6)과 같이 한다^[19].

$$\begin{aligned} S_{t+1}^- &= \Phi S_t \\ \Sigma_{t+1}^- &= \Phi \Sigma_t \Phi^T + Q \end{aligned} \quad (6)$$

여기서, Q 는 시스템의 error covariance이고, Σ_t 와 Σ_{t+1}^- 는 각각 현재 error covariance와 추정된 covariance이다. 다음 단계로 식 (7)로부터 Kalman filter gain (K_{t+1})과 posteriori state estimate s_{t+1} 를 얻는다.

$$\begin{aligned} K_{t+1} &= \Sigma_{t+1}^- H^T (H^T \Sigma_{t+1}^- H^T + R)^{-1} \\ s_{t+1} &= S_{t+1}^- + K_{t+1} (z_{t+1} - Hs_{t+1}^-) \end{aligned} \quad (7)$$

마지막으로 식 (8)과 같이 posteriori error covariance를 갱신하고, 새로운 prior estimate를 예측한다.

$$\Sigma_{t+1} = (I - K_k H) \Sigma_t^- \quad (8)$$

위 과정을 반복하여 Kalman filter를 수행한다. 시스템에 Kalman filter를 적용시키기 위해서 초기상태 s_0 를 설정해야하는데, 이를 위해 두 개의 프레임 데이터 정보로부터 식 (9)를 이용해서 얻었다.

$$s_0 = [x_{t+1} \quad y_{t+1} \quad x_{t+1} - x_t \quad y_{t+1} - y_t]^T \quad (9)$$

초기 error covariance 행렬 Σ_0 를 4x4 zeros 행렬로 설정하고, 측정의 error covariance 행렬(R)과 시스템의 error covariance 행렬을 동공 운동에 기초하여 식 (10)과 같이 설정하였다. 단, 이들 모든 행렬은 stationary라고 가정하였다.

$$Q = \begin{bmatrix} 16 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 16 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 4 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 4 \end{bmatrix}, \quad R = \begin{bmatrix} 4 & 0 \\ 0 & 4 \end{bmatrix} \quad (10)$$

3. 신경망을 이용한 응시점 추정

빠른 머리 움직임의 보상뿐만 아니라 사용자가 응시하고 있는 응시점을 정확하게 추정하는 것이 응시점 추정 시스템의 성능을 평가하는데 있어 중요한 인자이다.

영상으로 얻을 수 있는 특징점으로는 그림 3과 같이 영상에서 얻을 수 있는 정보 Δx , Δy , r , g_x , g_y 가 있다. 여기서 Δx 는 동공의 중점과 glint 간의 x축 변위, Δy 는 동공의 중점과 glint 간의 y축 변위로서 응시점과 높은 상관관계가 있다. r 은 타원의 정도를 나타내는 장축과 단축의 비로써 얼굴 방향이나 머리 이동에 의한 영향을 고려할 수 있다. 예를 들어 거울과 얼굴이 화면 정면에 있을 경우 r 의 값은 1에 가까우며 고개를 돌리거나 머리가 모니터 정면이 아닐 경우 r 의 값은 1보다 작아지게 된다. 그리고 g_x 와 g_y 는 각각 화면상에서 glint의 x, y 중점이다. 추가적인 특징점으로는 Mirror 1과 Mirror 2의 회전 각도에 해당되는 m_{tilt} 와 m_{pan} 이 있다. m_{tilt} 와 m_{pan} 은 Mirror 1과 Mirror 2의 회전 각도에 대한 정보로써 머리 이동에 대한 정보를 반영한다. 얻어진 5개의 특징점 중 표준 편차에서 3배 이상 벗어나는 것은 예외로 간주하여 제거하였다.

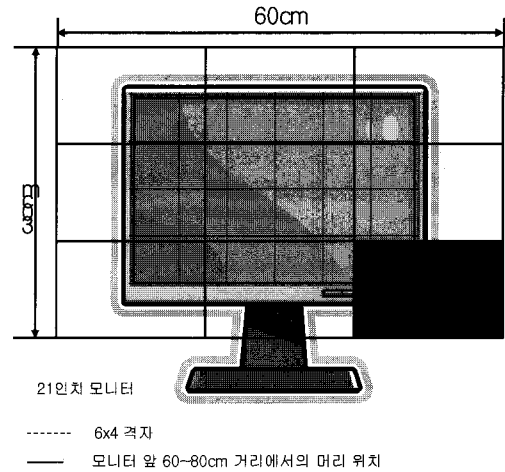


그림 4. 모니터의 6x4 응시 격자와 모니터 앞에서의 머리 위치

Fig. 4. 6x4 grid on a monitor and head position in front of the monitor.

그림 4와 같이 21인치 모니터 상에서 가로 6, 세로 4로 총 24개의 격자 모양의 영역에 대한 응시점을 추정하도록 설계하였다. 사용자 마다 차이가 있을 수 있으므로 피검자 10명을 대상으로 9곳의 각기 다른 머리 위치에 대하여 150개의 데이터 셋(10명 * 24 points * 9곳 * 150개 = 324,000set)을 오른쪽 눈에서 학습을 위한 영상의 특징점들을 모았다. 각기 다른 9곳의 머리 위치는 그림 4와 같이 모니터 앞에서 60~80cm 떨어진 범위내의 위치에서 모니터를 중심으로 가로 60cm, 세로 30cm 정도의 공간을 3등분하였다.

응시점 추정을 하기 위해서는 획득된 영상 정보로부터 추출된 특징점과 응시점과의 관계를 설정하는 맵핑 함수가 필요하다. 맵핑 함수를 만들기 위해 본 논문에서는 비선형 맵핑 함수로 universal function approximator로 잘 알려진 generalized regression neural network (GRNN)을 이용하였다^[20]. 이 방식은 학습 속도가 빠르고, 충분한 데이터가 주어질 경우 노이즈에도 강한 특성을 보이기 때문이다.

정확성을 높이기 위해 1 pass가 아닌 2 pass를 갖는 hierarchical GRNN (H-GRNN) classifier 구조를 이용하였다. 식 (11)과 같이 H-GRNN은 첫 단계에서는 전체 맵핑 함수 (f_{HGRNN})를 이용하여 응시점을 추정하고, 2번째 단계에서는 추정된 응시점의 주변 데이터만으로 학습된 함수 ($f_{HGRNN}^{(G_{point})}$)를 이용하여 다시 추정점을 추정하는 방식으로 그 정확도를 높였다. 함수에서 사용되는 인자인 Δx , Δy , r , m_{tilt} , m_{pan} 으로 앞의 특징점에서 g_x 와

g_y 는 제거하였다. 왜냐하면 이 특징점을 포함하였을 경우와 그렇지 않았을 경우에 있어 차이를 보이지 않았고, 오히려 경우에 따라서는 좋지 않은 결과를 보였기 때문이다.

학습 데이터들의 경우 전체 분포를 알고 있기 때문에 미리 정규화 작업을 마친 이후에 입력으로 사용하여 사용자에게 따른 재보정이 필요 없도록 하였다. 알고리즘의 구현은 Visual C++(마이크로소프트사, 미국)와 OpenCV library(OpenCV beta 1.0, SourceForge.net)를 이용하여 영상 처리 부분과 거울 제어를 수행하였으며 신경망 함수 부분은 MATLAB의 Neural Network Toolbox (MathWorks, 미국)를 활용하여 PC 환경에서 개발하였다.

III. 실험 결과 및 고찰

1. 빠른 머리 움직임 아래에서의 안구 운동 추적

사용자가 스크린 모니터와 약 60~80cm 떨어진 곳에 앉은 상태에서 얼굴은 화면의 정면을 향한 자세를 기본으로 하였다. 수평으로 60cm, 수직으로 30cm 범위 내에서 좌우, 상하, 혹은 자유로운 방향으로 움직이면서 움직임의 속도는 변화시켰다. 머리 움직임의 속도는 머리에 가속도계(Low-g accelerometer, Vernier, UK)를 밴드로 부착하여 가속도로부터 속도를 계산하였다.

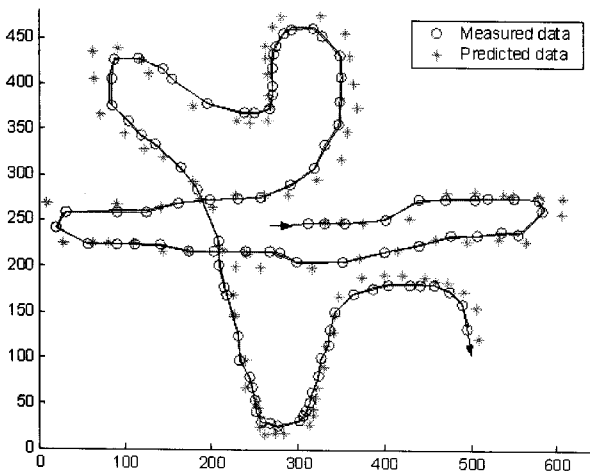


그림 5. 실제 동공의 위치와 예상된 동공의 위치의 이동 경로(○: 실제 측정된 데이터, *: Kalman filter를 이용하여 현재와 과거의 측정 결과를 바탕으로 다음 위치를 예상한 데이터)

Fig. 5. Trajectory of the real and predicted pupil positions. (○: the actual measurement data, *: the predicted results from current measurement data by Kalman filter)

4명을 대상으로 10회 반복 실험하였고, 그 결과 머리의 움직임은 앞의 수평과 수직 범위 내에서 모두 적용되었다. Kalman filter를 이용하여 움직임의 예상점을 추정하지 않았을 경우에는 수평 방향으로의 머리 이동이 가능한 최대 속도는 수평, 수직 모두 $13 \pm 3 \text{cm/sec}$ 였고, Kalman filter를 활용한 경우에는 수평 방향으로 $55 \pm 5 \text{cm/sec}$, 수직 방향으로 $45 \pm 4 \text{cm/sec}$ 였다.

그림 5는 실제 동공의 위치와 Kalman filter로 예측한 결과를 보여 주는 하나의 예이다. 동공의 움직임이 느린 경우 narrow view field 내의 현재 동공의 중심점과 다음 동공의 이동 중심점 간의 차이가 거의 없으나, 머리가 빠르게 움직일 때 예측된 동공 위치는 동공 중심점의 이동 방향으로 앞선 위치를 적절히 추정해 주고 있음을 알 수 있다. 이는 narrow-view field CCD 카메라의 광축 내에 동공을 유지시키는데 충분히 유용하다. 그림 1에서 보여지는 바와 같이 카메라의 시야를 벗어나기 전에 예측된 동공 위치로 2개의 거울을 조절하여 언제나 카메라의 중심축에 안구 영상이 올 수 있도록 제어된다.

2. 응시점 추정

획득된 324,000set의 데이터 중에서 226,800set는 신경망을 학습하는데 활용하였고, 나머지 97,200set을 정 확성 분석에 활용하였다.

$$g = [\Delta x, \Delta y, r, m_{\text{tilt}}, m_{\text{pan}}]$$

$$1^{\text{st}} \text{ pass} : G_{\text{point}} = f_{\text{GRNN}}(g) \tag{11}$$

$$2^{\text{nd}} \text{ pass} : \text{Gaze}_{\text{point}} = f_{\text{HGRNN}}^{(G_{\text{point}})}(g)$$

f_{GRNN} : 전체 학습 데이터를 이용한 맵핑 함수

$f_{\text{HGRNN}}^{(G_{\text{point}})}$: 인접한 이웃 데이터를 만을 이용한 맵핑 함수

GRNN의 경우 평균 정확도는 85%였고, H-GRNN의 경우 94%였다. 예상과 같이 H-GRNN이 GRNN보다 정확도가 조금 더 높게 나타났다. 특히 응시점이 화면의 중앙 부근에서 보다 바깥쪽에 해당되는 영역에서 정확도가 10% 내외로 두드러지게 향상되었다. 이것은 인접한 주변 영역만을 이용하여 학습된 sub-classifier가 해당 영역에 대해서는 보다 높은 공간 해상도를 가지고 있기 때문인 것으로 사료된다.

3. 시스템 평가

학습에 활용한 10명의 데이터 이외에 전혀 새로운 대상자 3명에 대하여 자연스러운 머리 움직임을 하면서 컴퓨터 모니터에 24개의 영역 중에서 임의의 한 영역에 포인터가 나타나면 피검자가 그곳을 응시하도록 하였다. 피검자가 모니터 앞에 앉은 상태에서 머리를 자유롭게 이동하고, $\pm 10^\circ$ 정도의 머리 회전을 한 상태에서 응시를 시도하였다. 그 결과 정확도는 92%였다. 처리 속도는 field당 평균 15msec 이내로 실시간 처리가 가능하였다.

학습에 사용된 데이터 이외의 새로운 데이터 및 새로운 피검자를 시스템의 재 보정(re-calibration) 과정 없이 사용하였음에도 불구하고, 그 정확도가 90% 이상으로 높게 나온 것은 GRNN의 입력으로 데이터를 넣기 전에 수행한 정규화 과정의 효과로 볼 수 있다.

실험에 사용한 데이터는 모두 오른쪽 안구 영상을 이용하였다. 왼쪽 눈을 이용할 경우 오른쪽보다 정확하게 응시점 추정을 할 수 없었다. 그러므로 오른쪽 눈을 이용하여 학습된 시스템은 오른쪽 눈을 사용할 것을 권한다.

추가적으로 narrow view field를 갖는 하나의 카메라만을 이용하므로 여전히 안구의 초기 위치를 찾는 것과 언급한 머리 이동 속도 이상으로 빠르게 머리를 이동한 경우 안구 추적을 성공적으로 수행하지 못하였다. 이 경우에는 사용자가 시스템의 view field내에 안구가 들어가지도록 얼굴 위치를 옮겨야 하는 문제점은 여전히 남아 있다.

IV. 결 론

정확성이 매우 높은 대부분의 응시점 추정 시스템은 가능한 피검자의 머리의 움직임을 억제시킨 상태에서 사용된다. 이러한 제한으로 인하여 피검자는 사용의 불편함을 느끼고, 특히 심리와 관련된 검사에서는 이러한 제약이 실험 결과에 영향을 미칠 수도 있다. 본 연구에서는 단지 하나의 카메라와 2개의 front-surface mirrors, 자체 광원을 이용하여 자연스러운 머리 움직임 하에서의 응시점 추정 시스템을 제안하였다. 빠른 머리 이동에 의한 안구 영상이 카메라 시각에서 벗어나는 것을 Kalman filter를 이용하여 효과적으로 방지할 수 있었고, 이로 인하여 안정적으로 응시점 추정이 가능하였다.

H-GRNN을 이용하여 응시점 분석 결과의 정확성을 GRNN보다 상당히 높일 수 있었다. 또한 사용자의 얼

굴이 카메라 정면에서 좌우로 약 $\pm 10^\circ$ 정도로 회전하였을 경우에도 응시점 추정이 가능하였다. 입력 파라미터로 정규화된 값을 이용하므로 사용자마다 재 보정하는 번거로운 작업도 줄일 수 있었다.

제안한 시스템은 기존의 다른 시스템들과 비교했을 때 공간 해상도는 높지 않으나 카메라를 한 대만 사용하여 시스템 가격을 줄였을 뿐만 아니라 자연스러운 머리 움직임 아래에서 비접촉식으로 응시점 추정이 가능하다는 장점이 있다.

ACKNOWLEDGMENT

본 연구는 한경대학교 2005년도 학술연구조성비의 지원에 의한 것임.

참 고 문 헌

- [1] Tutis Vilis, <http://www.physpharm.fmd.uwo.ca>
- [2] H. Bekkering and S.F.W. Neggers, "Visual search is modulated by action intentions," *Psychological Science*, 13, pp. 370-374, 2002.
- [3] M. L. Phillips and A.S. David, "Visual scan paths are abnormal in deluded schizophrenics," *Neuropsychologia*, vol. 35, pp. 99-105, 1997.
- [4] M. J. Green, L. M. Williams, D. Davidson, "Visual scanpaths to threat-related faces in deluded schizophrenia," *Psychiatry Res.* vol. 119(3), pp.271-85, 2003.
- [5] G. Csibra, "Teleological and referential understanding of action in infancy," *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, vol. 358, pp. 447-58, 2003.
- [6] M. K. Tanenhaus and M. J. SpiveyKnowlton, "Eye-tracking," *Language and Cognitive Processes*, vol. 11, pp. 583-588, 1996.
- [7] Q. Ji and X. J. Yang "Real-time eye, gaze, and face pose tracking for monitoring driver vigilance," *Real-Time Imaging*, 8, pp. 357-377, 2002.
- [8] 이의철 박강령 조용주, "1인칭 슈팅 게임에서 눈동자 시선 추적에 의한 3차원 화면 조정," 멀티미디어학회논문지, 제8권, 제10호, 1293~1305쪽, 2005.
- [9] Y. Ebisawa, "Improved video-based eye-gaze detection method," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 47, pp. 948-955, 1998.
- [10] R. B. Murray, M. H. Loughnane, "Infrared video pupillometry: a method used to measure the pupillary effects of drugs in small laboratory

animals in real time," *J Neurosci Methods* 1981; 3: 365-75.

[11] D. Robinson, "A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol 10, pp.137-45, 1963.

[12] D. Zhu, S.T. Moore, T. Raphan, "Robust pupil center detection using a curvature algorithm," *Comput Methods Programs Biomed* vol. 59: 145-57, 1999.

[13] 김수찬, M. Sked, Q.. Ji, "머리 움직임이 자유로운 안구 응시 추정 시스템," 전자공학회논문지, 제41 권 SC편, 제5호, 57-64쪽, 2004년 9월

[14] O. Takehiko, M. Naoki, "A free-head, simple calibration, gaze tracking system that enables gaze-based interaction," in Proc. of the 2004 symposium on Eye tracking research & applications, pp. 115-122, San Antonio, USA, March, 2004.

[15] H. Craig, N. Borna, L. Peter, "A single camera eye-gaze tracking system with free head motion," in Proc. of the 2006 symposium on Eye tracking research & applications, pp.87-94, San Diego, USA, March, 2006.

[16] D. H. Yoo, M. J. Chung, "A novel non-intrusive eye gaze estimation using cross-ratio under large head motion," *Computer Vision and Image Understanding*, Vol98, Issue 1, 25-51, 2005.

[17] B. Nouredin, P. D. Lawrence, C. F. Man, "A non-contact device for tracking gaze in a human computer interface," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 98, Issue 1, 52-82, 2005.

[18] Y. Ebisawa, M. Ohtani, A. Sugioka, S. Esaki, "Single mirror tracking system for free-head video-based eye-gazedetection method," *Engineering in Medicine and Biology society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 4, pp. 1448-1451, 1997.

[19] Greg Welch and Gary Bishop, An Introduction to the Kalman Filter, <http://www.cs.unc.edu/~welch/kalman/kalmanIntro.html>, July, 2006.

[20] D. F. Specht, "A General Regression Neural Network," *IEEE Transactions on Neural Networks*, vol.2, pp. 568-576, 1991.

저 자 소 개



김 수 찬(평생회원)-교신저자
 1994년 인제대학교 의용공학과 (공학사)
 1998년 연세대학교 대학원 생체 공학협동과정 (공학석사)
 2003년 연세대학교 대학원 생체 공학협동과정 (공학박사)

2003년~2004년 Rensselaer Polytechnic Institute (Post Doc.)

2004년~현재 한경대학교 생물환경·정보통신 전문대학원 전임강사, 조교수

<주관심분야: 생체계측 및 분석, 안구운동측정, HCI 등>



유 재 하(정회원)
 1990년 연세대학교 전자공학과 (공학사)
 1992년 연세대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
 1996년 연세대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)

1996년~2002년 LG전자 Digital Media 연구소 책임연구원

2002년~현재 국립한경대학교 전자공학과 조교수, 부교수

<주관심분야: 적응신호처리 응용, 잡음제거 및 제어, 반향 및 간섭 제거, Hearing Aids 등>



김 덕 원(평생회원)-교신저자.
 1976년 서울대학교 공과대학 (공학사)
 1980년 미국 Northwestern University 전자공학과. (M.S.)

1986년 미국 Univ. of Texas at Austin 의공학과과정(Ph.D.)

1999년~2005년 연세의대의학공학교실주임교수

1987년~현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실 조교수 부교수 교수

2003년~현재 연세대학교 대학원 생체공학 협동과정주임교수

2005년~현재 대한전자공학회 제어 및 시스템 소사이어티부회장

<주관심분야 비관혈적생체계측 의료기기 전자과유해성등