

전신마비 환자를 위한 EOG 기반 디스플레이 상의 응시 좌표 산출

Extraction of gaze point on display based on EOG for general paralysis patient

이동훈*, 유재환, 김덕환
D. H. Lee, J. H. Yu, D. H. Kim

요 약

본 논문에서는 EOG(Electrooculography) 신호를 이용하여 디스플레이상 응시하는 좌표를 산출 하는 방법을 제안하였다. 선형적인 특성을 가지는 EOG 신호를 기반으로 하여, 디스플레이와 EOG 신호의 2차원 좌표 계 사이에 존재하는 회전, 스케일링, 원점의 차이를 머리의 움직임 대신에 보정 작업으로 일치시켰다. 1680*1050 해상도를 가지는 모니터에서 출력한 원의 좌표와 이를 응시 할 때 발생하는 EOG 신호에 보정 방법을 적용하여 산출된 좌표와의 비교로 성능을 평가하였다. 실험 결과에서 x, y좌표는 평균적으로 각각 56픽셀(3%), 47픽셀(4%)의 오차를 보여주고 있다. 이 연구는 전신 마비 환자를 위한 포인팅 장치나 가상현실 게임과 같은 애플리케이션을 위한 HCI(Human Computer Interface)로 활용이 가능하다.

ABSTRACT

This paper proposes a method for extraction of the gaze point on display using EOG(Electrooculography) signal. Based on the linear property of EOG signal, the proposed method corrects scaling difference, rotation difference and origin difference between coordinate of using EOG signal and coordinate on display, without adjustment using the head movement. The performance of the proposed method was evaluated by measuring the difference between extracted gaze point and displayed circle point on the monitor with 1680*1050 resolution. Experimental results show that the average distance errors at the gaze points are 3%(56pixel) on x-axis, 4%(47pixel) on y-axis, respectively. This method can be used to human computer interface of pointing device for general paralysis patients or HCI for VR game application.

Keyword : EOG, Bio-Signal, General paralysis patient

1. 서론

장애인들의 신체적 한계 극복에 도움을 주고자 장애 형태에 따른 의료 보조 장비 개발에 많은 관심이 집중되며, 활발한 연구가 진행되고 있다. 이러한 연구와 함께 의료 보조 장비 제어의 주요 신호 원중 하나로 사용되는 생체신호에 대한 관심 또한 집중되고 있다. EOG(Electrooculography) 신호도 제

접 수 일 : 2011.11.28

심사완료일 : 2011.12.15

게재확정일 : 2011.12.17

* 이동훈 : 인하대학교 전자공학과 석사과정
dh83@iesl.inha.ac.kr (주저자)
유재환 : 인하대학교 전자공학과 석사과정
yjh1210@iesl.inha.ac.kr (공동저자)
김덕환 : 인하대학교 전자공학과 교수
deokhwan@inha.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2011-C6150-1102-0001).

※ 이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로

한국연구재단의 중점연구소 지원사업으로 수행된 연구임 (2011-0018394).

※ 본 과제(연구)는 지식경제부와 한국산업기술진흥원의 전략기술인력양성사업으로 수행된 결과임.

어 신호원 중 하나로 응용되고 있으며, 전신마비 환자의 경우 눈의 움직임으로 의사를 표현함으로써 EOG를 이용한 보조 장비를 활용할 경우 외부에 능동적인 영향을 줄 수 있다. EOG를 PC의 입력 장치 또는 임베디드 시스템의 입력 장치로써 활용하여 전신마비 환자에게 편의와 외부 영향력을 행사할 수 있는 도움을 준 사례가 있다.[1-6] EOG 신호를 활용한 기존 연구에서는 안구의 움직임 방향성을 분류하고 분류된 방향성을 이용하여 가상 키보드를 이용하거나 아이콘을 선택할 수 있게 한다.[1] 또는 임베디드 환경에서 방향성에 특정 의미를 부여하고 휠체어 또는 장난감 자동차 같은 외부기기를 동작하는 용도로도 활용된다.[5-6] 방향성만을 가지는 입력 장치는 PC의 입력 장치로 활용할 경우 웹 브라우징 또는 포인팅 입력을 사용하는 여러 애플리케이션으로 활용하기에는 부적합하므로 그 활용 범위가 제한적이다. EOG 신호를 기반으로 응시각도를 산출하여 PC에 대한 포인팅 장치로 응용한 연구가 있다.[7-10] 각도와 거리만을 이용한 방식은 사용자의 얼굴과 스크린이 대응되도록 EOG 신호와 스크린의 기준점 매칭과 비틀어진 각도를 일치시키기 위해 얼굴을 움직여야 하는 노력이 필요하며, EOG 신호가 스크린의 특정 지점과 매칭되기 위해서는 눈과 스크린과의 거리와 스크린 크기가 고려된 보상 인자를 계산하여 적용해주어야만 한다. 본 논문에서는 시선의 응시 지점에 의해 발생하는 EOG 신호의 크기와 디스플레이 좌표에 대한 기준점의 차이, 각도의 차이, 스크린 거리와 크기에 따른 비율 차이를 머리를 이동한 보정대신 임의의 위치에서 보정할 수 있도록 하였다.

2장에서 시스템 구성과 오차보정 방법을 제안하고, 평가를 위해 구현된 프로그램에 대하여 설명한다. 3장에서는 구현된 시스템에서의 실험, 평가 방법, 실험 결과를 제시하고 마지막으로 4장에서 결론을 내린다.

2. 본론

2.1 EOG 신호의 특징

EOG는 안구의 움직임을 감지하는 신호로 사용된다. 그림 1과 같은 안구의 각막(Cornea)과 망막(Retina)에서 각 과분극(hyperpolarization)과 탈분극(depolarization)으로 인한 전기적 차이가 존재하게 되는데, 이 전위차를 EOG라 한다.[5]

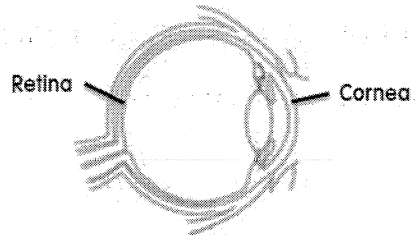


그림 1. 사람 눈의 단면도

이러한 전위차는 그림 2와 같은 지점에서 측정되어질 경우 좌/우, 위/아래 안구 운동에 대한 신호로써 측정되어질 수 있다.[11] EOG 신호는 수직, 수평 방향으로 1°씩 움직일 때 각각 16μV 그리고 14μV의 신호 차이를 나타내는 선형적인 특성을 가지고 있다.[1] 하지만 모든 각도 구간에서 선형적이진 않고, 수평 ±45° 구간, 수직 -38.7°~30.7°구간에서 선형적인 특성을 가지고 있다.[7]

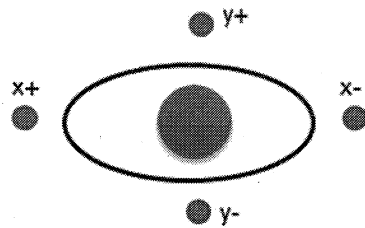


그림 2. EOG 신호 측정 전극 위치

이러한 특정 구간에서의 선형적인 특성에 기반하여 수직, 수평 신호는 각 축의 벡터로써 표현이 가능하며 합성 또한 가능하다.[11]

2.2 시스템 구성

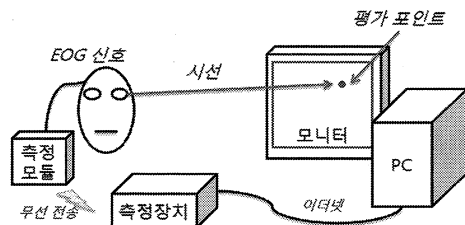


그림 3. 시스템 구성도

시스템 구성은 그림 3과 같이 측정 모듈, 측정 장치, 모니터 및 PC로 구성된다. 측정 모듈은 EOG 신호를 디지털 신호로 변환하여 측정 장치로 전달하고, 측정 장치는 수신한 EOG 신호 데이터를 PC로 전송한다. PC에서는 모니터의 특정 좌표에 원을

표시하고 그때 획득한 EOG 신호는 오차보정 방법이 적용되어 디스플레이 좌표로 예측된다. 실제 모니터에 출력된 원의 좌표와 예측된 좌표를 비교하여 정확도를 평가하는 방식으로 구성된다.

2.3 오차보정

2.3.1 디스플레이와 시선 사이의 오차

EOG 신호는 시선 각도에 따라 크기가 선형적으로 변하는 특성을 가지고 있다. 각 축의 합성으로 좌표계의 2차원 x, y축으로 표현이 가능하며, 모니터 영역 역시 2차원 좌표계로 볼 수 있다. 두 2차원 좌표계 사이에는 그림 4와 같이 회전(a), 스케일링(b) 및 원점(c)의 오차가 존재할 수 있다. 이러한 오차는 물리적인 움직임으로 회전과 좌표계 중심의 차이를 줄이고, 거리와 모니터 크기에 따른 스케일링 인자를 계산하여 보상해 줌으로써 보완이 가능하다. 그에 반해 오차 인자를 역으로 산출할 수 있다면, EOG 신호 좌표계에 오차 인자를 적용하여 디스플레이 좌표계로 변환함으로써 물리적인 이동 없이 두 좌표계를 일치시킬 수 있다.

2.3.2 오차 보정 방법

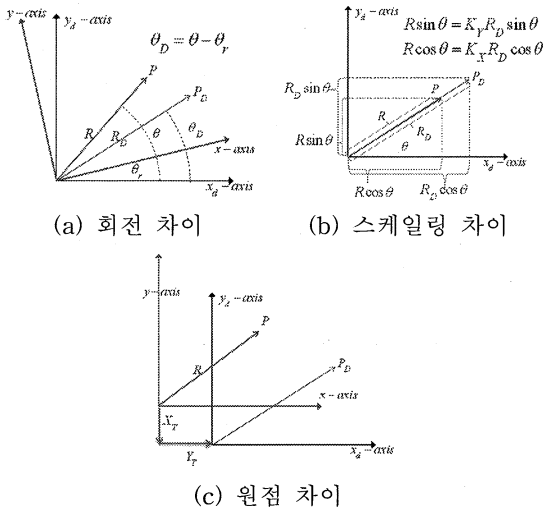


그림 4. 두 2차원 좌표계의 차이

$$P_D = f(P) \tag{1}$$

식 1에서 P_D 는 디스플레이의 좌표이고, P 는 EOG 신호 각 축의 신호이며, $f(x)$ 는 P 를 P_D 로 변환하기 위한 오차 인자가 적용된 변환 함수이다.

변환 함수를 도출하기 위하여 다음과 같은 방법을 통하여 EOG 좌표에 오차 인자들을 적용한다.

$$P = [X, Y] = [R \cos \theta, R \sin \theta] \tag{2}$$

$$P' = [R \cos(\theta - \theta_r), R \sin(\theta - \theta_r)] \tag{3}$$

$$P'' = [K_X R \cos(\theta - \theta_r), K_Y R \sin(\theta - \theta_r)] \tag{4}$$

그림 4에 EOG 좌표계와 디스플레이 좌표계 간의 차이를 표현하였다. 여기서 R 은 P 벡터 크기, R_D 는 P_D 벡터 크기, θ 는 x_d 축을 기준으로 했을 때의 P 벡터 각도, θ_D 는 x_d 축을 기준으로 했을 때의 P_D 벡터 각도, θ_r 은 EOG 신호 좌표계와 디스플레이 좌표계간의 회전 차이를 나타낸다. 식 2와 같이 EOG 각 축 신호를 나타내었을 때, 식 3와 같이 P 의 EOG 신호 벡터 각도에 좌표계 오차 θ_r 을 보정해 주어 디스플레이 벡터 각도로 변환하면 $\theta_D = \theta - \theta_r$ 이고, 식 3의 P' 과 같이 나타낼 수 있으며, 각 축의 스케일링 인자 K_X, K_Y 를 적용하면 식 4의 P'' 과 같이 나타낼 수 있다.

$$P_D = [K_X R \cos(\theta - \theta_r) + X_T, K_Y R \sin(\theta - \theta_r) + Y_T] \tag{5}$$

여기서 각 축에 X_T 와 Y_T 를 더하여 원점을 일치시켜주면 식 5와 같이 디스플레이 좌표를 오차 인자가 적용된 EOG 신호로 표현할 수 있다.

$$P_D = [K_X \cdot \cos(\theta_r) \cdot X + K_X \cdot \sin(\theta_r) \cdot Y + X_T, K_Y \cdot \sin(\theta_r) \cdot X - K_Y \cdot \cos(\theta_r) \cdot Y + Y_T] \tag{6}$$

이를 삼각함수 덧셈 공식으로 정리하면 식 6과 같은 P_D 를 얻을 수 있다. 전신 마비 환자의 경우와 같이 모니터를 바라볼 때 발생하는 회전, 스케일링, 원점 차이가 항상 일정하다고 가정한다면, 식 6에서의 $K_X, K_Y, \sin \theta_r, \cos \theta_r, X_T, Y_T$ 를 일정한 상수로 볼 수 있다. 따라서 다음과 같이 최종적인 식 7을 얻을 수 있다.

$$P_d = [AX + BY + C, DX - EY + F] \tag{7}$$

P_d 는 디스플레이 상의 각 픽셀 x, y좌표이며, X, Y 는 P_d 를 바라보았을 때의 EOG 신호의 크기이다. 미지수 6개가 쌍으로 존재하므로, 디스플레이의 특정 좌표에 대응되는 EOG 신호의 각 축 크기를 3회

이상 획득한다면 미지수인 A, B, C, D, E 및 F 를 구할 수 있다.

2.3.3 오차보정 방법의 계수 산출 일반화

제안된 방법을 PC 프로그램 구현에 적용하기 위하여 계수 산출을 일반화할 필요성이 있다. 디스플레이 각 축 좌표는 다음과 같이 표현한다.

$$\begin{aligned} X_{Dn} &= AX_n + BY_n + C \\ Y_{Dn} &= DX_n - EY_n + F \end{aligned} \quad (8)$$

n 번째 샘플에서 X_{Dn}, Y_{Dn} 는 디스플레이의 x, y 좌표이며, X_n, Y_n 는 디스플레이 좌표에 표시된 포인트를 바라보았을 때 발생한 각 축의 EOG 신호 크기이다. 샘플이 3개 존재할 때 다음과 같이 x 축에 대하여 행렬로 표현한다.

$$\begin{pmatrix} X_{D0} \\ X_{D1} \\ X_{D2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_0 & Y_0 & 1 \\ X_1 & Y_1 & 1 \\ X_2 & Y_2 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A \\ B \\ C \end{pmatrix} \quad (9)$$

이를 크래머의 법칙(Cramer's rule)을 이용하여 A, B 및 C 를 산출하면 식 10과 같이 일반화된 식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} K &= (Y_1 - Y_2)X_0 + (Y_2 - Y_0)X_1 + (Y_0 - Y_1)X_2 \\ A &= \frac{(Y_1 - Y_2)X_{D0} + (Y_2 - Y_0)X_{D1} + (Y_0 - Y_1)X_{D2}}{K} \\ B &= \frac{(X_{D1} - X_{D2})X_0 + (X_{D2} - X_{D0})X_1 + (X_{D0} - X_{D1})X_2}{K} \\ C &= \frac{(X_1 Y_2 - X_2 Y_1)X_{D0} + (X_2 Y_0 - X_0 Y_2)X_{D1} + (X_0 Y_1 - X_1 Y_0)X_{D2}}{K} \end{aligned} \quad (10)$$

위와 같이 D, E 및 F 도 동일한 방법으로 일반화 한다.

2.4 시스템 구현

2.4.1 측정 환경 구성

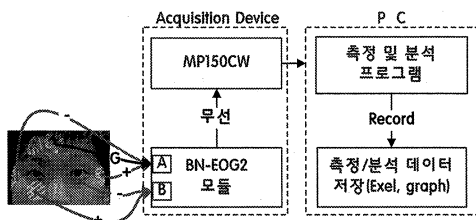


그림 5. EOG 신호 측정 시스템 구현

측정 장치는 Biopac사의 MP150와 BN-EOG2 무선 모듈을 이용하였다. BN-EOG2는 EOG 신호를 측정할 수 있는 채널을 2개 가지고 있으며, 각 채널을 통해 EOG 수평, 수직 신호를 그림 5와 같은 위치에서 측정한다. BN-EOG2는 0.005~100Hz의 Band pass 필터를 내장하고 있으며 2,000dB의 고정된 이득을 가지고 있다. MP150의 EOG 신호 측정 샘플링은 167Hz로 한다. 측정된 신호는 PC에서 이더넷을 통해 수신하며 구현한 프로그램을 통해 처리한다.

2.4.2 측정 프로그램 구현

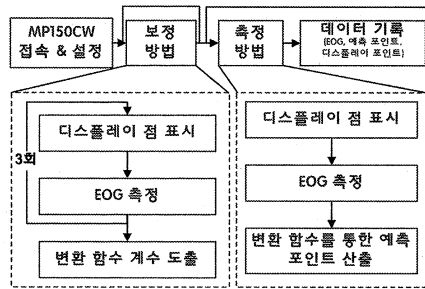


그림 6. 측정 및 분석 프로그램 블록도

그림 6은 구현한 프로그램의 블록도를 나타내고 있다. MP150CW 접속 및 설정 단계에서 샘플링 주파수를 167Hz로 하고, 측정 채널을 활성화한 후, 측정 장치에 접속한다. 그 후에 보정 방법을 통하여 오차보정 계수를 산출하고, 오차보정 계수가 적용된 변환 함수를 이용한 측정 방법 단계에서 EOG 신호를 디스플레이 좌표로 변환한다. 변환된 예측 디스플레이 좌표와 실제 모니터 상에 출력된 원의 좌표는 분석을 위해 저장되어진다.

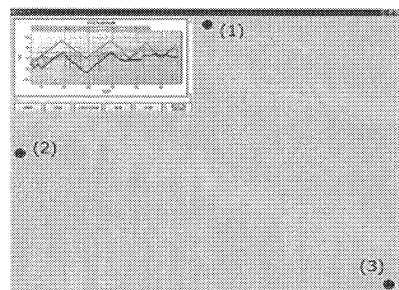


그림 7. 오차 보정을 위한 샘플 측정 위치

보정 방법은 그림 7과 같이 최상단의 중간 지점 (1), 좌측의 중간 지점(2) 및 우측 최하단 지점(3)에

순차적으로 5초간 원을 표시하고 피험자가 이 점을 바라볼 때의 EOG 신호를 획득한다. 획득된 데이터는 오차 보정 계수를 산출하는데 사용되어지고, 변환 함수는 도출된다.

측정 방법은 디스플레이상 특정 좌표에 원을 표시하고, 그 때의 EOG 각 축 신호를 변환 함수 입력으로 사용하여 예측된 디스플레이 좌표를 산출한다.

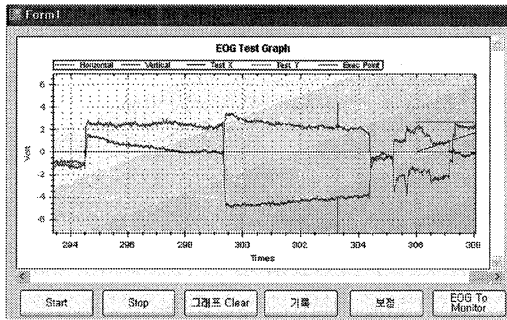


그림 8. 측정 프로그램의 인터페이스

측정 프로그램은 C#으로 구현되었으며, Zedgraph 라이브러리와 .Net FrameWork Class Library 기반으로 작성되었다. 인터페이스는 그림 8과 같이 구성되며, 장비 접속/해제를 위한 'Start', 'Stop' 버튼이 있다. 측정된 그래프를 초기화하기 위한 '그래프 Clear' 버튼이 있고, '기록' 버튼은 측정된 데이터를 파일로 저장하는 작업을 수행한다. '보정' 버튼은 보정 방법을 수행하며, 'Eog To Monitor'는 보정을 통해 얻은 변환 함수를 이용하여 EOG 신호를 디스플레이 좌표로 변환하는 작업을 수행하기 시작하는 활성화 버튼이다. 그래프는 시간에 따른 EOG 각 축 신호 크기를 표현해 준다.

3. 실험 및 결과

실험은 건강한 일반인 대상으로 실시되었다. 피험자를 1680*1050의 해상도를 가지는 22인치 모니터에서 EOG 신호를 측정할 수 있도록 구성하고, 보정 작업을 수행한 후, 특정 위치에 표시되는 원을 응시하도록 하였다.

실험에서 특정 좌표에 출력된 원을 인지하고 바라볼 때까지의 시간을 고려하여, 특정 좌표에 원을 표시한 직후 1.5초간 데이터는 무시하고, 0.5초간 데이터의 평균값을 예측된 좌표로 하였다.

성능 평가를 위한 에러율은 실제 원의 좌표와 예측된 좌표간의 오차를 각 축의 해상도에 대한 비율로써 식 11과 같이 산출하였다.

$$\text{에러율}(\%) = \frac{|\text{실제 좌표} - \text{예측된 좌표}|}{\text{각 축의 해상도}} \quad (11)$$

표 1. 실험별 평균 오차

실험	평균오차 (pixel)		에러율 (%)	
	X	Y	X	Y
1	59	84	4	8
2	56	29	3	3
3	22	50	1	5
4	98	40	6	4
5	71	40	4	4
6	13	14	1	1
7	91	40	5	4
8	74	37	4	4
9	30	51	2	5
10	49	87	3	8
평균	56	47	3	4

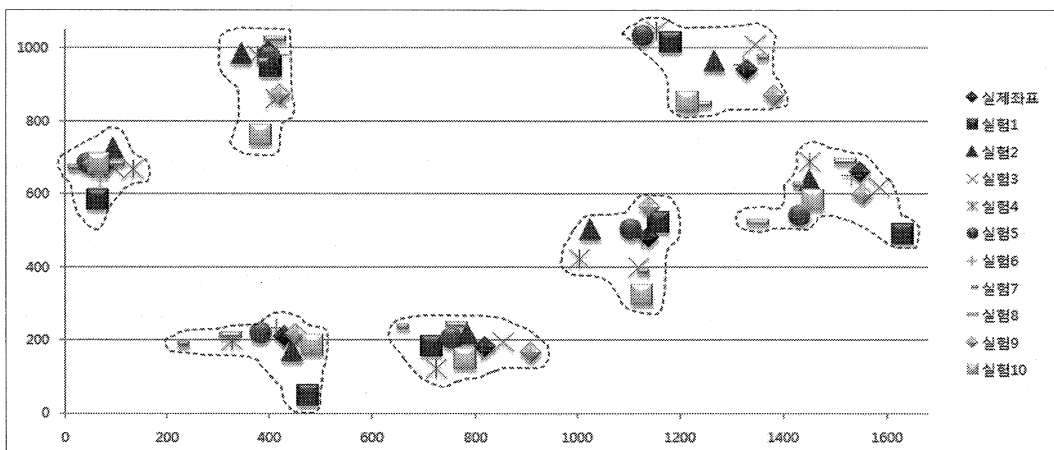


그림 9. 실제 좌표 및 예측 좌표

그림 9는 10회 실험 결과를 좌표 그래프로 표현하였고, 표 1에 각 실험별 평균 오차와 에러율을 나타내었다. 각 실험은 표 2와 같이 머리의 위치 변경과 전극을 다시 부착하며 수행한 결과이다.

표 2. 실험 규칙

실험	거리	각도	중심위치
1	50	0	중앙
2	50	0	2/3지점
3	50	5	중앙
4	100	0	중앙
5	30	0	중앙
6	50	5	2/3지점
7	50	10	중앙
8	50	10	2/3지점
9	50	-10	중앙
10	50	-10	1/3지점

표 2에서 거리는 눈과 모니터와의 거리를 나타내고, 각도는 모니터를 중심으로 얼굴이 틀어진 각도를 나타낸다. 왼쪽으로 틀어진 경우 -, 오른쪽으로 틀어진 경우는 +이다. 중심 위치는 정면을 바라볼 때의 모니터 위치를 나타낸다.

원이 출력된 실제 좌표 주위에 각 실험에서 예측된 좌표가 분포하고 있다. 실험에서 모니터와 근접시 전원 노이즈가 발생하고 전극과 피부사이의 불안정성으로 인해 유동이 심한 신호가 측정됨을 확인할 수 있었다. 실험 환경에서는 모니터에서 약 50cm 정도 일 때 전원 노이즈 유입이 없었으며, 전극 부착 이전에 부착 위치를 씻어주고, 전극 부착한 다음 5분 후에 신호를 측정할 경우 신호가 안정화되어 많은 오차를 줄일 수 있는 것을 확인할 수 있었다.

4. 결론

본 논문에서는 EOG 신호를 이용하여 응시하는 디스플레이 좌표를 산출하였다. 평가 실험 이전에 보정 작업이 이루어졌고, 평가하기 위해 실제 원의 출력 좌표와 원을 응시했을 때의 EOG 신호로 예측된 응시 좌표를 비교하였다. 1680*1050 해상도를 갖는 모니터에서 x, y좌표는 각각 56pixel(3%), 47pixel(4%)의 오차가 발생했고, 이러한 오차는 주변 환경의 노이즈와 미세한 머리 이동 그리고 피부와 전극 사이의 불안정성으로 인한 영향으로 판단된다.

실험 결과는 EOG 신호를 이용하여 디스플레이 상의 좌표를 산출할 수 있음을 보여주고 있다. 오차

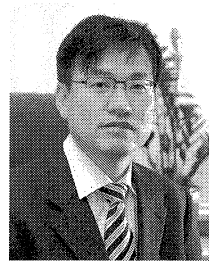
범위 내에서 선택할 수 있는 아이콘의 크기를 가지는 애플리케이션으로 응용하여 전신마비 환자를 위한 PC 활용을 지원하거나, 가상현실 게임과 같은 애플리케이션에 보정 방법을 적용하여 HCI로 활용할 수 있을 것으로 예측된다.

참 고 문 헌

- [1] Usakli A.B. and Gurkan S., "Design of a Novel Efficient Human Computer Interface : An Electrooculagram Based Virtual keyboard", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol.59, no.8, pp.2099-2108, 2010.
- [2] Ubeda A., Iañez E., and Azorin J.M., "Wireless and Portable EOG-Based Interface for Assisting Disabled People", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol16, no.5, pp.870-873, 2011.
- [3] Yingxi C. and Wyatt S.N., "A Human-Robot Interface Based on Electrooculography", *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, vol.1, pp.243-248, 2004.
- [4] Kirbis M. and Kramberger I., "Mobile Device for Electronic Eye Gesture Recognition", *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, vol.55, no.4, pp.2127-2133, 2010.
- [5] Barea R., Boquete L., Mazo M. and Lopez E., "System for Assisted Mobility Using Eye Movements Based on Electrooculograph", *IEEE Transactions on Natural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.10, no.4, pp.209-218, 2002.
- [6] Lin M. and Li B., "A wireless EOG-based Human Computer Interface", *IEEE International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, vol.5, pp.1794-1796, 2010.
- [7] Kumar D. and Poole E., "Classification of EOG for human computer interface", *Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint*, vol.1, pp.64-67, 2002.
- [8] Uchtiomi H. and Hori J., "Development of

Pointing Device using DC-Coupled Electrooculogram”, *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, Minneapolis, MN, Sept., pp.6193-6196, 2009.

- [9] 박중훈, 천우영, 박형준, “EOG를 이용한 디지털 화면상의 방향지시기 개발”, 1998년도 대한전기학회 추계학술대회 논문집 B, pp.403-757, 1998.
- [10] 박형준, 박중환, 천우영, “EOG를 이용한 포인팅 디바이스의 개발”, 전기학회논문지 제48A권 제10호, pp.1175-1368, 1999.
- [11] Doyle T.E., Kucerovsky Z., and Greason W.D., “Design of an Electroocular Computing Interface”, *Electrical and Computer Engineering, CCECE '06. Canadian Conference on*, Ottawa, Ont, pp.1458-1461, May. 2006.
- [12] 이동훈, 유재환, 김덕환, “EOG 신호를 이용한 디스플레이 상의 응시 좌표 산출”, 2011년도 한국재활복지공학회 정기학술대회 논문집, 제5권, 1호, pp.62-64, 2011.



김 덕 환

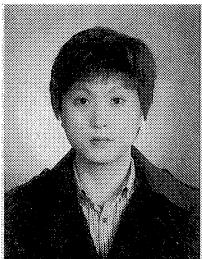
1987년 2월 서울대학교 계산통계학 졸업 (학사)

1995년 2월 한국과학기술원 컴퓨터 공학 석사

2003년 2월 한국과학기술원 컴퓨터 공학 박사

2006년 - 현재 인하대학교 전자공학부 교수

관심분야 : 시각정보 처리, 생체신호 처리 및 활용, 임베디드 시스템, 스토리지 시스템

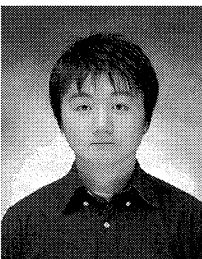


이 동 훈

2011년 2월 유한대학 컴퓨터 제어공학과 전공심화 졸업 (학사)

2011년 3월 - 현재 인하대학교 전자공학과 석사 과정

관심분야 : 시각정보 처리, 생체신호 처리 및 활용, 임베디드 시스템



유 재 환

2010년 2월 부천대학 정보통신과 졸업 (전문학사)

2010년 8월 학점은행제 정보통신공학 졸업 (학사)

2011년 3월 - 현재 인하대학교 전자공학과 석사 과정

관심분야 : 임베디드 시스템, 초분광영상 처리 및 활용, 데이터베이스, 생체신호 처리 및 활용