

비접촉 눈 깜박임 측정 안경형 디바이스를 이용한 실시간 스펠러의 구현

이정수¹ · 이홍지¹ · 이원규¹ · 임용규² · 박광석^{1,3}

¹서울대학교 대학원 협동과정 바이오엔지니어링 전공
²상지대학교 한방의료공학과, ³서울대학교 의과대학 의학과 의공학교실

Development of Online Speller using Non-contact Blink Detection Glasses

Jeong Su Lee¹, Hong Ji Lee¹, Won Kyu Lee¹, Yong Gyu Lim² and Kwang Suk Park^{1,3}

¹Interdisciplinary Program for Bioengineering, Graduate School, Seoul National University

²Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University

³Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

(Manuscript received 19 October 2015; revised 17 December 2015; accepted 19 December 2015)

Abstract: We proposed blink based online speller for the locked-in syndrome (LIS) patients, paralyzed in nearly all voluntary muscles except for the eyes, with a simple and easy-to-use eye blink detection glasses. Electrooculogram (EOG) is the golden standard method of eye movement or blink measurement with Ag/AgCl electrodes. However, this method has several drawbacks such as skin irritation and dehydration of conductive gel. To resolve the shortcomings, we used a blink detection system based on a transparent capacitively coupled electrode, which is conductive indium tin oxide (ITO) films. The films make it possible to measure eye blink without direct skin contact and obstruction of field of view. We finally developed user-friendly blink based online speller with the blink detection system. To classify voluntary and non-voluntary blink, we used the double blink for command of the speller. The online speller experiment result with six healthy subjects shows that mean accuracy is 98.96% and letter per minute (LPM) is 4.73, which are better result by comparison with conventional P300 or auditory brain-computer interface (BCI) paradigm. The result of the experiment demonstrates the possibility of applying the proposed system as a communication method for the LIS patients.

Key words: Wearable device, ITO film, Blink, Human-Computer Interface, speller

1. 서 론

감금증후군(락트-인 증후군, locked-in syndrome)은 의식은 있지만 전신마비로 인하여 자발적인 움직임을 하지 못

하는 특징을 보이며, 대표적인 질병으로는 루게릭병(amyotrophic lateral sclerosis : ALS), 척추외상(spinal cord injury) 등이 있다. 이중 루게릭병은 증상이나 병의 진행 정도는 다양하게 나타나지만 시각, 청각, 후각, 미각 등의 감각신경은 파괴되지 않아 정상적인 상태로 유지되며 특히 안구 운동에 필요한 근육은 파괴되지 않아 환자들이 눈의 움직임으로 자신의 의사를 전달 할 수 있는 특징이 있다. 이러한 환자들이 외부와의 의사소통을 가능하게 해주는 대표적인 기술로는 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain-Computer Interface : BCI)가 있다[1-3]. 이 기술은 뇌신경계로부터 신호를 측정 및 분석하여 환자의 의도를 파악하고 그 의도를 외

Corresponding Author : Kwang Suk Park
717, Basic Science Building, Seoul National University
College of Medicine, 103, Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul, Korea
TEL: +82-2-740-8594 / FAX: +82-2-744-7446

E-mail: pks@bmsil.snu.ac.kr

이 논문은 2010년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. NRF-2010-0020808).

부에 전달하거나 컴퓨터 또는 외부기기를 제어할 수 있도록 도와주는 기술이다[4].

이러한 기술 외에도 루게릭병 증상의 특징인 자발적인 눈 움직임을 이용한 기술도 환자의 의도를 파악할 수 있으며, 이러한 기술은 인간-컴퓨터 인터페이스(Human-Computer Interface : HCI)기술로 분류 될 수 있다. 눈의 움직임을 이용한 방법들의 예로는 어떠한 질문에 ‘예’, ‘아니오’의 대답을 눈 깜박임을 통해 할 수 있거나 사전에 약속해놓은 방향을 응시함으로써 의사를 표현 할 수 있는 방법들이 있다[5-9]. 또한 눈썹의 움직임을 이용한 경우도 있다[10]. 이러한 다양한 눈의 움직임을 측정 할 수 있는 기존 방법으로는 안전위(electrooculogram : EOG)를 이용하거나 비디오키메라를 통한 영상처리 기법을 활용하는 방법 등이 있다.

안구는 앞쪽에 위치한 각막과 뒤쪽의 망막사이에 각막-망막전위(corneo-retinal potential)가 존재한다. 이 전위는 망막색소상피의 대사활동에 의해 발생하는 전위로 양극인 각막과 음극인 망막간에 약 10~30 mV 전위차가 존재한다. 안전도는 이렇게 안구 앞뒤로 생성되어 있는 전위백터를 눈 주위에 상하 혹은 좌우에 한 쌍으로 부착한 Ag/AgCl 전극으로 측정을 하며 눈동자가 움직일 때 변화하는 전위백터의 크기를 이용해 눈동자의 방향을 측정 할 수 있다[6-9]. 그러나 전도성 젤을 사용해야 하는 Ag/AgCl 전극은 피부에 염증을 일으켜 이러한 시스템을 장시간 사용해야하는 ALS 환자들에게는 적합하지 않다. 또한 전도성 젤의 탈수화로 인해 시간이 지남에 따라 신호 대 잡음비(signal to noise ratio)가 감소하는 단점도 있다. 한편으로, 영상처리 기법을 통해 안구의 움직임을 측정하는 기술도 있다[10-13]. 이러한 기술들 대부분은 일정한 거리에 놓여 있거나 착용이 가능한 웹캠 등의 영상 녹화 장비를 통해 눈의 이미지 영상을 획득하여 눈동자의 움직임을 알고리즘을 통해 추정하는 방법을 사용하고 있다. 그러나 일정한 거리에서 측정하는 방법은 사용자가 고개를 숙이거나 돌리는 경우와 같이 사용자의 얼굴이 영상 녹화 장비의 촬영 각도를 벗어나게 되면 측정이 불가능한 단점이 존재한다. 또한 착용형으로 제작된 시스템의 경우 안구영상을 획득하기 위해 무게가 있는 카메라를 얼굴 앞쪽에 고정하기 위한 부피가 크고 무거운 시스템이 필요한 단점이 존재한다.

본 연구에서는 이러한 기존 방법들의 단점을 극복하여 전기적 접촉 없이 쉽고 간단하게 눈 깜박임을 측정 할 수 있는 착용형 시스템을 이용한 스펠러 시스템을 개발하였다. 스펠러 시스템을 구현하기 위해 사용된 눈깜박임 측정 시스템은 용량성 전극 기술과 투명 전도성 필름을 응용하여 구현되었다. 용량성 전극 기술은 인체와 전기적인 접촉 없이 생체신호를 측정 할 수 있는 기술로써 심전도나 뇌전도등의 생체전기신호들을 전기적 접촉 없이 무구속적으로 측정하는

기술에 많이 응용되고 있다[14-17]. 이러한 용량성 전극 기술을 응용하여 투명 전도성 필름을 전극으로 활용한 눈 깜박임 측정 착용형 시스템을 구현하였다. 투명 전도성 필름을 일반적인 안경의 렌즈에 위아래 한 쌍으로 부착하여 전기적 접촉 없이, 시야의 방해 없이 눈 깜박임을 측정 할 수 있었다. 본 연구에서는 사전 연구를 통해 이렇게 구현된 시스템의 검증을 위해 눈 깜박임 측정 여부 및 ‘예’ 나 ‘아니오’의 2진 결정(binary decision)을 사용자 스스로 눈 깜박임을 통해 내릴 수 있는 실험을 진행하였으며[5], 본 논문에서는 제안된 시스템을 사용하여 실시간 눈 깜박임 측정 및 검출을 통해 사용자가 원하는 글자를 컴퓨터에 입력할 수 있는 실시간 스펠러를 구현하여 검증하는 실험을 진행하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 비접촉 눈 깜박임 측정 시스템

전기적 접촉 없이 눈 깜박임을 측정 할 수 있는 착용형 시스템을 구현하였다. 제안된 시스템은 투명 전도성 필름을 일반적인 안경 렌즈에 부착하여 눈 깜박임을 전기적 접촉 없이 측정 할 수 있도록 하였다. 사용된 투명 전도성 필름은 ITO (indium Tin Oxide) 필름이다. 본 연구에 사용된 필름은 한쪽면만 전도성을 띠는 필름을 사용했으며, 전기적 특성은 30~60 Ω/sq 이고 두께는 0.15 mm 이다. 그림 1(a)에서 보이는 것과 같이 완벽히 투명한 성질을 가지고 있으며 플렉시블하다. 전도성 필름은 그림 1(b)와 같이 한쪽 안

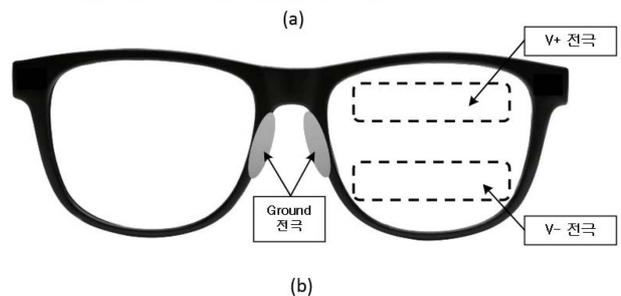


그림 1. (a) 전도성 투명 필름 및 투명도, (b) 안경 시스템의 구조.
Fig. 1. (a) Transparent conductive film and transparency, (b) Structure of glasses.

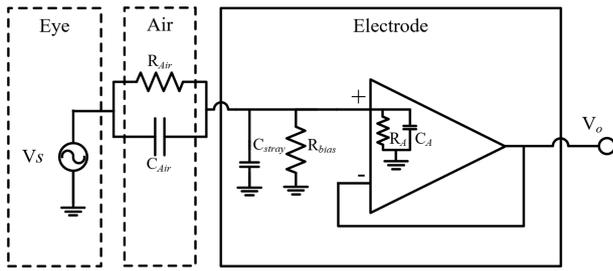


그림 2. 전극의 초단회로.
Fig. 2. Diagram of the electrical circuit of the electrode.

경렌즈 안쪽면에 위아래로 부착되어있으며, 전도성이 있는 면이 안쪽을 향하고 있다. 바깥쪽 면은 또 다른 투명 전도성 필름이 전체적으로 부착되어 있으며 외부 노이즈 차단을 위한 절드로 사용이 되었다[5]. 안구와 안경렌즈사이의 공간을 통해 신호를 획득하기 위해서 높은 입력 임피던스를 가지는 증폭기가 사용되었다. 사용된 증폭기는 OPA124 (Texas Instruments, Dallas, TX, USA)이고, 입력임피던스는 $10^{13} \Omega \parallel 1pF$ 이다. 이 증폭기를 사용하여 초단회로를 그림 2와 같이 구성하였다. 초단 회로의 이득은 식(1)과 같이 나타낼 수 있다. 식에서 Z_A 는 증폭기의 입력 임피던스(R_A 와 C_A 의 병렬 임피던스), Z_B 는 R_{bias} 와 C_{stray} 의 병렬 임피던스, Z_C 는 눈과 전극사이의 임피던스(R_{Air} , C_{Air})를 나타낸다.

$$G_S(s) = \frac{V_O}{V_S} = \frac{Z_B \parallel Z_A}{Z_C + Z_B \parallel Z_A} \quad (1)$$

위의 식에서 Z_A 가 Z_B 보다 월등히 높은 값을 가지게 되면 Z_A 는 무시될 수 있다[14,15]. 그래서 이득은 아래의 식으로 나타낼 수 있다.

$$G_S(s) = \frac{R_{bias} + sC_{Air}R_{bias}R_{Air}}{(R_{bias} + R_{Air}) + s(C_{stray} + C_{Air})R_{bias}R_{Air}} \quad (2)$$

여기에서 C_{stray} 는 센서로 사용된 ITO필름과 안경렌즈를 사이로 두고 있는 절드로 사용된 ITO 필름간의 기생 캐패시턴스를 나타낸다. 전체적인 시스템 구성도는 그림 3에 나타나있다. 두 전극에서 측정된 신호는 초단회로와 차동증폭기를 거쳐 하나의 신호로 나와 아날로그 필터 보드로 입력되며 필터링을 거친 신호는 Raspberry pi® 보드를 통해 디지털 신호로 변환된 후 PC로 전송된다. 아날로그 필터는 대역통과 필터로 통과대역 주파수는 0.5Hz ~ 35Hz 이다.

2. 눈 깜박임 검출 알고리즘

인간의 비자발적 눈 깜박임은 안정 상태에서 평균 분당 약 15회 정도 발생한다[19,20]. 이러한 비자발적 눈 깜박임과 자발적인 눈 깜박임을 구별하기 위해 본 연구에서는 자발적인 연속 두 번 깜박임을 이용해 사용자가 글자를 선택

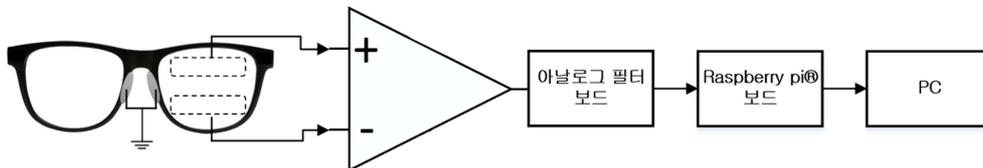


그림 3. 전체 시스템 구성도.
Fig. 3. Schematic of overall system.



그림 4. 온라인 스펠러 동작 순서의 예시 (알파벳 O).
Fig. 4. Example of operation sequency of online speller(alphabet O).

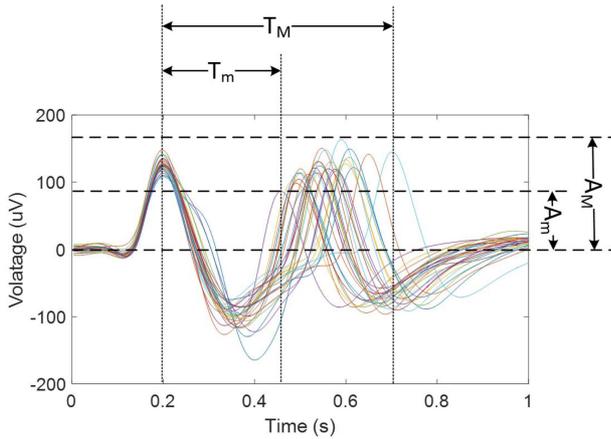


그림 5. 깜박임 신호의 최소 크기(A_m)와 최대 크기(A_M), 두 번 깜박임 사이의 최소시간(T_m)와 최대 시간(T_M).
 Fig. 5. Minimum (A_m) and maximum amplitude (A_M) of blink, minimum (T_m) and maximum (T_M) time interval between double blink.

할 수 있도록 하였다. 스펠러가 작동하는 동안 사용자가 원하는 글자가 포함된 행이나 열이 깜박이게 되면 깜박임이 발생한 후 1.5 초의 데이터 구간을 분석하여 자발적인 두 번 연속 깜박임의 유무를 판별했다. 먼저 자발적인 연속 두 번의 눈 깜박임의 간격과 눈 깜박임의 신호의 크기를 피실험자별로 알아보기 위하여 사전 실험을 진행하였다. 사전 실험에서는 5분 동안 임의로 주어지는 명령에 따라 피실험자가 자의적인 두 번의 눈 깜박임을 30회 정도 수행하도록 하였으며, 제안된 안경 시스템과 Ag/AgCl 전극을 기반으로 하는 EOG 레퍼런스 장비(BIOPAC MP150, BIOPAC Inc., Goleta, CA, USA)로 동시에 눈 깜박임 신호를 획득 하였다. 그림 5는 제안된 시스템으로 측정된 두 번 깜박임이 발생할 때의 신호를 총 30번 겹쳐서 나타낸 그림이다. 눈 깜박임 신호중 가장 크기가 작은 것과 가장 크기가 큰 것은 각각 A_m 과 A_M 이다. 또한 가장 짧은 두 번의 깜박임 간격은 T_m 이고 가장 길었던 깜박임 간격은 T_M 이었다. 피실험자마다 다르게 나타나는 T_m , T_M , A_m 그리고 A_M 의 값을 이용하여 눈 깜박임 판별 알고리즘에 각각 적용하였다. 두 번의 자의적인 눈 깜박임과 비자발적으로 연속되는 눈깜박임을 구별하기 위해서 T_m 과 T_M 두 개의 파라미터를 사용하였다. 연

속되는 눈깜박임의 간격이 T_m 보다 크고 T_M 보다 작은 범위에 있는 연속된 두 번의 깜박임만 자의적인 눈 깜박임으로 판별되도록 하였다. 또한 A_m 는 A_M 눈 깜박임과 외부 영향에 의한 잡음을 구별하기 위해 사용되었다. 임의의 외부 자극이 연속적으로 발생하여 그 간격이 T_m 보다 크고 T_M 작을 때 자의적인 두 번의 눈 깜박임이 발생했다고 판별할 수 있는데 그러한 오류를 줄이기 위해 사용되었다. 눈 깜박임 추출 알고리즘의 순서도는 그림 6에 나타나 있다. 자극이 발생하고 1.5 초 동안 깜박임 횟수를 측정한다. 1.5초의 시간은 사용자들이 자극이 켜지는 것을 눈으로 확인해 인지하고 바로 두 번의 눈 깜박임을 충분히 수행 할 수 있는 시간이며, 사전 실험을 통해 사용자의 반응속도와 눈깜박임 수행 시간을 반영하여 결정되었다. 먼저 피크의 크기가 A_m 부터 A_M 범위 안에 있는 것의 개수를 센다. 그 개수가 한 개이거나 없으면 피실험자의 자의적인 두 번 깜박임은 발생하지 않은 것으로 간주한다. 두 번 이상의 깜박임이 발생 했을 때에는 모든 깜박임 간의 간격을 분석하여 사전 실험을 통해 얻어진 범위 이내(T_m 에서 T_M 사이)로 존재하는 간격이 하나라도 있으면 자의적인 두 번 깜박임이 발생한 것으로 간주하였다.

3. 실시간 스펠러

안경에서 나온 신호는 아날로그 필터 보드와 오픈 플랫폼인 라즈베리파이(Raspberry pi[®])를 거쳐 PC로 전송된다. 온라인 스펠러는 MATLAB[®]을 이용해 구현되었다. MATLAB[®]에서 실시간으로 라즈베리파이에서 전송된 신호를 받아서 처리할 수 있는 MATLAB[®] Support Package for Raspberry Pi를 이용하였다. 온라인 스펠러는 그림 4에 나타나 있는 것처럼 6행 7열로 구성되어 있다. 영어 알파벳과 숫자 그리고 6개의 기능키로 구성되어 있다. 기능키는 위에서부터 아래로 ‘Space bar(띄어쓰기)’, ‘Delete(전체글자삭제)’, ‘ESC(한글자삭제)’, ‘Enter(줄바꾸기)’, ‘End(끝내기)’ 그리고 ‘CALL(응급전화걸기)’로 구성되어 있다. 온라인 스펠러는 그림 4에 나와 있는 것처럼 동작을 하며, 알파벳 ‘O’를 선택하는 예시를 보여 주고 있다. 이 스펠러는 BCI 패러다임중 하나인 P300을 이용하는 R-C 패러다임(Row-Column paradigm)혹은 F-D 패러다임으로 불리는 방법과 동일하게

286

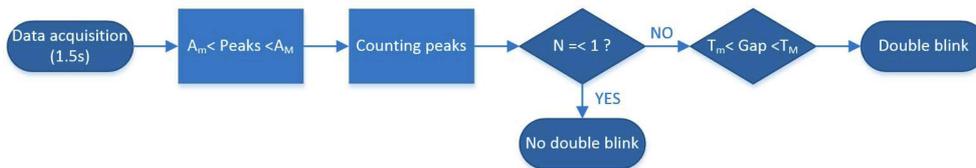


그림 6. 두 번 눈 깜박임 분별 알고리즘.
 Fig. 6. Double blink classification algorithm.

작동하며, 자극은 임의의 순서가 아닌 순차적인 순서로 발생한다[18]. R-C 패러다임은 6개의 행과 6개의 열이 무작위 순서로 자극이 되며 행과 열이 만나는 교차지점에서 발생하는 뇌파의 P300 파라미터를 이용해 사용자의 의도를 파악한다. 사용자는 자신이 원하는 글자가 속해있는 행이나 열이 자극이 될 때 두 번의 자의적 눈 깜박임을 통해 선택을 하게 된다. 처음엔 행을 먼저 선택하고 행이 선택되면 선택된 행중에서 하나의 글자를 선택하게 된다. 자극이 켜지는 시간은 1.5초이며, 이전 자극이 꺼지는 동시에 다음 자극이 켜지는 방식으로 작동된다. 만약 행을 선택하기 위한 과정중 첫 번째 행부터 여섯 번째 행까지 돌아간 후 어떠한 행도 선택되지 않았다면 다시 첫 번째 행부터 자극이 시작되어 반복된다. 또한 하나의 행이 선택된 후 열을 선택하는 과정에서 어떠한 열도 선택이 되지 않았다면 다시 그 선택된 행의 첫 번째 열부터 자극이 다시 반복된다.

4. 실험

6 명의 정상인 피실험자를 통해 검증 실험을 진행하였다. 피실험자는 사전에 실험에 대한 충분한 설명을 들었으며, 동의서를 통해 실험 참여에 대한 의지를 스스로 밝혔다. 피실험자들은 편안하게 앉은 상태에서 제안된 안경 시스템을 착용하고 컴퓨터 모니터 화면으로 나타나는 스펠러를 응시하도록 하였다. 각 피실험자들은 “HCI”, “BLINK”, “HELLO”, “ALS” 글자를 자의적인 두 번의 눈 깜박임을 통해 컴퓨터에 입력하도록 지시받았다. 모든 피실험자는 온라인 스펠러 실험전 ‘3. 눈 깜박임 검출 알고리즘’ 세션에 언급되어 있는 사전실험을 수행하였다.

III. 연구 결과

그림 7은 두 번 깜박임이 발생했을 때 얻어진 파형의 예를 나타내고 있다. 그림에서 위의 신호는 제안된 안경 시스템에서 측정된 신호이며 아래는 레퍼런스 EOG 장비를 이용해 측정된 신호이다. 레퍼런스 EOG는 Ag/AgCl 전극을 통해 측정되었으며, 전극의 위치는 안경에 투명 전극이 부착되지 않은 반대편 눈썹 위(V+전극), 안구아래(V-전극) 그리고 이마중앙(ground)이다. 레퍼런스 신호의 경우 기준점이 약 400 uV에서 시작해 천천히 내려가는 것이 관찰되는데 이러한 현상은 DC drift에 의한 현상으로 땀과 같은 요인에 의해 발생한다. 반면 제안된 시스템으로 측정된 신호는 이러한 DC drift가 관찰되지 않는다. 이것은 그림 2에 나타나 있는 공기층의 캐패시턴스 C_{stray} 와 바이어스 저항 R_{bias} 이 일차 하이패스필터(1st order high-pass filter)를 형성하면서 나타나는 필터링의 효과이다. 한편, 제안된 시스템으로 측정된 신호는 베이스라인 노이즈(baseline noise)가

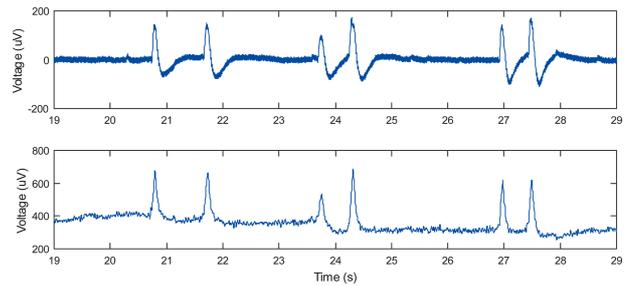


그림 7. 두 번 눈 깜박임 파형의 예(위 : 제안된 시스템, 아래 : 레퍼런스 EOG).

Fig. 7. Examples of double blinks (top : proposed system, bottom : EOG reference).

표 1. 각 피실험자의 T_m , T_M , A_m , A_M 의 값.

Table 1. Respective values of T_m , T_M , A_m , A_M .

subject	두 번 깜박임 간격		깜박임시 측정된 신호크기	
	최소 (T_m , 초)	최대 (T_M , 초)	최소 (A_m , uV)	최대 (A_M , uV)
1	0.2578	0.5039	86.87	163.4
2	0.2188	0.3711	170.3	320.2
3	0.4098	0.9098	185.8	532.9
4	0.3190	0.6367	70.27	167.8
5	0.4961	0.6299	127.3	279.5
6	0.3828	0.5938	110.8	183.7
평균	0.3474	0.6075	125.22	274.58

상대적으로 크게 나타나는 것을 확인 할 수 있으며 눈 깜박임이 발생 시 큰 특징을 보이는 파형이 잘 측정 된 것을 확인 할 수 있다. 이 베이스라인 노이즈는 60Hz의 전원잡음에 의한 영향으로 센서와 눈이 공기층을 사이로 일정한 거리를 두고 위치해 있기 때문에 외부잡음에 쉽게 노출 될 수 있는 구조적인 특징에 의해 나타나는 현상이다. 눈 깜박임시 발생하는 파형의 크기는 EOG 레퍼런스의 경우 약 300 uV이고 제안된 시스템의 경우 약 180 uV 정도이다. 표 1 은 사전 실험을 통해 얻어진 각 피실험자의 T_m , T_M , A_m 그리고 A_M 의 값들을 나타내고 있다. 각 값에 대한 피실험자들의 평균값은 각각 $T_m = 0.3474$ 초, $T_M = 0.6075$ 초, $A_m = 125.22$ uV 그리고 $A_M = 274.58$ uV 이다. 표 2 에는 온라인 스펠러 실험 결과가 나타나있다. 주어진 네 개의 단어들에 대해 실제로 피실험자가 입력한 글자와 모든 글자를 입력하는데 걸린 시간, 그에 따른 정확도 및 LPM (letter per minute) 이 나타나 있다. 피실험자4를 제외한 모든 피실험자들은 주어진 단어를 오타 없이 완벽하게 입력하였다. 피실험자4의 경우 단어 “HCI”를 입력할 때 글자 ‘H’를 입력한 후 글자 ‘I’을 입력하는 오류를 범하여 ‘L’을 지우고 다시 글자 ‘C’를 쳐서 “HCI” 단어를 완성시켰다. 오타를 지우고 다시 입

표 2. 온라인 스펠러 실험 결과 (각 칸에 나타난 시간은 입력소요시간을 나타냄, ACC: accuracy, LPM: letter per minute).

Table 2. Result of online speller experiment (each time indicates total spelling time, ACC: accuracy, LPM: letter per minute).

Subject	'HCI'	'BLINK'	'HELLO'	'ALS'	ACC(%)	LPM
1	H-C-I 30.99s	B-L-I-N-K 61.83s	H-E-L-L-O 68.32s	A-L-S 33.77s	100	4.93
2	H-C-I 31.38s	B-L-I-N-K 61.95s	H-E-L-L-O 67.98s	A-L-S 33.48s	100	4.93
3	H-C-I 31.32s	B-L-I-N-K 61.88s	H-E-L-L-O 68.04s	A-L-S 33.58s	100	4.93
4	H-L-C-I 80.61s	B-L-I-N-K 60.58s	H-E-L-L-O 79.13s	A-L-S 33.46s	93.75	3.78
5	H-C-I 31.36s	B-L-I-N-K 60.55s	H-E-L-L-O 68.52s	A-L-S 33.24s	100	4.93
6	H-C-I 31.35s	B-L-I-N-K 61.86s	H-E-L-L-O 68.45s	A-L-S 33.78s	100	4.92
평균	39.50s	61.44s	70.07s	33.55s	98.96	4.73

력하는 과정으로 인해 시간이 다른 피실험자에 비해 길어진 것을 확인 할 수 있다. 그리고 단어 “HELLO”를 입력할 때 글자 ‘E’를 입력하기 위해서 첫 번째 행은 한 번에 선택을 하였지만 첫 번째 행내에서 글자 ‘E’가 속해있는 다섯 번째 열을 선택할 때 선택하지 못하여 다시 커서가 다섯 번째 열로 돌아올 때까지 기다렸다가 입력하는 과정 때문에 다른 피실험자에 비해 시간이 길어졌다. 여섯명의 평균 정확도는 98.96%이고, LPM은 4.73 이었다.

IV. 고 찰

두 번의 연속 눈 깜박임은 자의적으로 수행해야하는 특성 상 사람의 성향에 따라 간격이 달라질 수 있으며 매번 깜박임마다 간격이 다르게 나타나는 것을 확인했다. 이러한 문제점을 보완하기 위해 눈 깜박임 검출 알고리즘에 사용되는 파라미터들을 피실험자 각각의 특징을 최대한 반영 할 수 있도록 구현하였다. 또한 눈 깜박임의 크기 또한 안경을 착용하는 방법에 따라 달라질 수 있다. 안경을 가까이 쓰거나 멀리 쓰거나 하는 개인적인 선호도에 따라서 신호의 크기가 영향을 받는 특징이 발견되었다. 그리고 ALS 환자의 경우 병이 진행됨에 따라 자의적인 안구 움직임도 서서히 마비되는 특징이 있는데 그에 따른 눈 깜박임의 신호 또한 감소할 것으로 예측된다. 이러한 신호의 감소가 제안된 시스템의 성능 저하로 나타나지 않게 하기 위해선 주기적인 캘리브레이션 (calibration) 과정이 필요하다.

한편, 본 연구에서 얻어진 평균 LPM 값은 4.73 이다. 이를 P300 기반이나 청각자극을 이용한 BCI 패러다임의 결

과와 비교해 보면 더 좋은 결과를 나타내고 있는 것을 볼 수 있다[24,25]. P300을 기반으로 한 시스템의 경우 P300을 유발시키기 위해서 한 타겟에 여러 번의 자극을 주고 앙상블 평균(ensemble average)하는 과정이 필요한데 자극을 여러번 주는데 시간이 오래 걸리는 이유로 본 시스템보다 성능이 낮다. 한편 청각 자극을 기반으로 제안된 스펠러의 경우 0.89 LPM의 성능을 나타낸 예가 있다[26]. 청각 자극의 경우 본 시스템에서 제안한 것과 같이 36개의 글자중 하나를 선택 할 수 있는 패러다임을 구현하기 어렵고 단지 왼쪽이나 오른쪽 집중을 통한 이진선택이 가능한 패러다임 구현이 가능하여 성능이 떨어질 수밖에 없다.

또한 본 연구에서 얻어진 결과보다 성능을 더욱 높이기 위한 전략들이 존재한다. 먼저 온라인 스펠러의 글자 배치 방법이 전체적인 성능에 큰 영향을 미칠 수 있다. 본 연구에서 제안된 스펠러의 경우 알파벳 순서로 글자들을 배열 하였지만 일반적으로 영어 단어에서 자주 사용되는 순서로 알파벳들을 정렬한다거나 스펠러의 모양을 중심부터 자주 쓰이는 글자들로 배치한 형태의 Bremen 스펠러 등을 응용한다면 더 높은 성능의 LPM을 얻을 것으로 기대된다[21-23]. 또한 원하는 글자가 아닌 다른 글자가 선택되었을 때 잘못 선택된 글자를 지우고 다시 쓰는 과정에서 소비되는 시간을 줄여 오타에 의해 LPM이 낮아지는 것을 최소화 시킬 수 있다. 본 연구에서 제안된 시스템의 경우 잘못 선택된 글자를 지우기 위해선 약 15초가량의 시간이 소비되는데 ‘ESC’ 버튼을 앞쪽에 배치하여 오타에 의해 시스템의 전체적인 성능이 낮아지는 것을 보완할 수 있다. 세번째로 LPM 높이기 위한 방법으로는 스펠러의 자극 시간을 줄이

는 방법이 있다. 본 연구에서는 어떤 행이나 열이 자극되고 1.5초의 시간이 흐른 후 다음 행이나 열로 넘어가도록 설계가 되어 있는데 이 시간을 단축시키면 전체적인 스펠러의 동작시간이 줄어들게 되어 결국 LPM이 올라가게 된다. 하지만 자극시간이 너무 짧아지게 되면 사용자가 두 번 눈 깜박임을 마치기전에 다음 자극으로 넘어 갈 수 있는 경우가 발생될 수 있으므로 적절한 자극시간에 대한 연구도 필요하다.

V. 결 론

본 연구에서는 전극을 이용한 접촉방식이 아닌 비접촉방식의 눈 깜박임을 측정 할 수 있는 안경형의 웨어러블 디바이스를 이용한 온라인 스펠러를 구현하였다. 제안된 시스템은 일반적인 안경에 투명전도성 필름을 이용하여 사용자의 시야를 방해하지 않고 눈 깜박임을 쉽고 간단하게 측정 할 수 있다. 또한, 부피가 크고 무거운 영상촬영 카메라나 Ag/AgCl 전극을 사용하는 기존의 방법의 단점을 극복하고 전기적 직접 접촉 없이 눈 깜박임 측정이 가능하다. 또한 저가형 오픈 플랫폼인 라즈베리파이를 응용하여 전체적인 시스템을 저렴하게 제작하였다. 하지만, 제안된 온라인 스펠러의 경우 영어 알파벳으로 구성된 시스템으로 한글을 사용하는 국내의 ALS 환자들에겐 적합하지 않을 수 있기 때문에 한글을 쉽게 입력할 수 있는 형태의 스펠러에 대한 연구가 필요하다. 또한 사용자가 필요할 경우에만 시스템을 사용할 수 있는 asynchronous 형태로 발전 시켜야 한다.

향후 실제 이러한 시스템이 필요한 환자들을 대상으로 실험을 진행하고 개선하여 현재까지도 ALS로 인해 고통 받고 있는 환자들과 가족들에게 실질적인 도움이 될 수 있는 기술로 발전시켜나갈 예정이다.

References

- [1] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T.M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 797-791, 2002.
- [2] T. Ebrahimi, J. Vesin, G Garcia, "Brain-computer interface in multimedia communication," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 20, pp. 14-24, 2003.
- [3] J.J. Daly, J.R. Wolpaw, "Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation," *Lancet Neurol*, vol. 7, no. 11, pp. 1032-1043, 2008.
- [4] C.H. Lim, "Introduction to EEG-based Brain-Computer Interface (BCI) technology," *J. Biomed Eng. Res.*, vol. 31, no. 1, pp. 1-13, 2010.
- [5] J.S. Lee, Y.G. Lim, S.J. Kwon, and K.S. Park, "Non-contact blink detection glasses utilizing transparent conductive film for binary communication," *Electronics Letters*, vol. 51, no. 5, pp. 382-384, 2015.
- [6] J. Hori, K. Sakano, and Y. Saitoh, "Development of communication supporting device controlled by eye movements and voluntary eye blink," *Proc. 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, Sep. 2004, pp. 4302-4305.
- [7] A.B. Usaki, S. Gurkan, F. Aloise, G. Vecchiato and F. Babiloni, "On the Use of Electrooculogram for Efficient Human Computer Interfaces," *Computational intelligence and neuroscience*, vol. 2010, 2010.
- [8] M. Merino, O. River, I. Gomez, A. Molina and E. Dorronzoro, "A method of EOG signal processing to detect the direction of eye movements," *Sensor Device Technologies and Applications (SENSORDEVICES)*, 2010 First International Conference on, pp. 100-105, 2010.
- [9] Z. Lv, X.P. Wu, M. Li and D.X. Zhang, "Development of a human computer Interface system using EOG," *Health*, vol. 1, no.1, pp. 39-46, 2009.
- [10] K. Grauman, M. Betke, J. Lombardi, J. Gips, and G.R. Bradski, "Communication via eye blinks and eyebrow raises: video-based human-computer interfaces," *Uni Access inf Soc*, vol. 2, no. 4, pp. 359-373, 2003.
- [11] S.R. Rupanagudi, N.S. Vikas, V.C. Bharadwaj, N. Dhruva and K.S. Sowmya, "Novel methodology for blink recognition using video oculography for communicating," *Advances in Electrical Engineering (ICAEE)*, 2014 International Conference on, pp. 1-6, 2014.
- [12] M. Chau and M. Betke, "Real time eye tracking and blink detection with usb cameras," *Boston University Computer Science*, vol. 2215, no. 2005-2012, pp. 1-10, 2005.
- [13] A. Picot, S. Charbonnier and A. Caplier, "Drowsiness detection based on visual signs: blinking analysis based on high frame rate video," *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, 2010 IEEE, pp. 801-804. 2010.
- [14] Y.G. Lim, K.K. Kim, and K.S. Park, "ECG measurement on a chair without conductive contact," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, pp. 956-959, 2006.
- [15] J.S. Lee, J. Heo, W.K. Lee, Y.G. Lim, Y.H. Kim, and K.S. Park, "Flexible Capacitive Electrodes for Minimizing Motion Artifacts in Ambulatory Electrocardiogram," *Sensors*, vol. 14, no. 8, pp. 14732-14743, 2014.
- [16] T. Matsuda and M. Makikawa, "ECG monitoring of a car driver using capacitively-coupled electrodes," *Engineering in Medicine and Biology Society, 30th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1315-1318, 2008.
- [17] Y.G. Lim, K.K. Kim, and K.S. Park, "ECG recording on a bed during sleep without direct skin-contact," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 54, pp. 718-725, 2007.
- [18] L.A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 70, no. 6, pp. 510-523, 1988.
- [19] E. Ponder, and W.P. Kennedy, "On the act of blinking," *Exp physiol*, vol. 18, pp. 89-119, 1928.
- [20] A.R. Bentivoglio, S.B. Bressman, E. Cassetta, D. Carretta, P. Tonali, and A. Albanese, "Analysis of blink rate patterns in normals," *Movement Disorders*, vol. 12, no. 6, pp. 1028-1034, 1997.
- [21] I. Volosyak, "SSVEP-based Bremen-BCI interface-boosting information transfer rates," *Journal of neural engineering*,

- vol. 8, no. 3.
- [22] I. Volosyak, D Valbuena, T Malechka, J Peuscher and A Graser, "Brain-computer interface using water-based electrodes," *J. Neural Eng.*, vol. 7, no. 6, pp. 066007, 2010.
- [23] H.J. Baek, H.S. Kim, H. Jeong, Y.G. Lim and K.S. Park, "Brain-computer interfaces using capacitive measurement of visual or auditory steady-state responses," *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 2, pp. 024001, 2013.
- [24] E. Donchin, K.M. Spencer and R. Wijesinghe, "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface," *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 8, no. 2, pp. 174-179, 2000.
- [25] D.W. Kim, J.C. Lee, Y.M. Park, I.Y. Kim and C.H. Lim, "Auditory brain-computer interfaces (BCIs) and their practical applications," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 2, no. 1, pp. 13-17, 2012.
- [26] J. Hohne, M. Schreuder, B. Blankertz and M. Tangermann, "A novel 9-class auditory ERP paradigm driving a predictive text entry system," *Frontiers in neuroscience*, vol. 5, 2011.