

논문 2013-50-12-15

근전도와 안전도 기반의 인간-기계 인터페이스기술

(Development of Human-machine Interface based on EMG and EOG)

강 경 우*, 김 태 선**

(Gyeong Woo Gang and Tae Seon Kim[Ⓢ])

요 약

최근 다양한 컴퓨터기반 장치들의 사용 확대에 따라 장애인에게도 정보접근의 용이성 확보가 요구되고 있다. 특히 사지를 움직일 수 없는 중증 장애인들을 위한 새로운 입력 인터페이스 기술의 개발이 절실히 요구된다. 이를 위해 본 논문에서는 중증 장애인이 활용 가능한 눈동자 움직임 및 깨물기를 통한 안전도(EOG)와 근전도(EMG)신호를 이용하여 아홉 가지의 명령이 가능한 인터페이스 시스템을 개발하였다. 구현된 시스템은 하드웨어로 구성된 센서모듈과 특징추출 및 패턴분류를 포함하는 소프트웨어부로 구성된다. 개발된 기술은 사용자의 편의성을 극대화하기 위해 두 개의 전극만을 이마부위에 부착하여 안전도와 근전도를 동시에 측정하고, 이를 통해 아홉 가지의 명령전달이 가능하도록 하였다. 성능평가를 위한 java 기반 실시간 모니터링 프로그램의 실험결과 92.52%의 인식률을 보였다. 또한, 구현된 시스템의 실용성을 입증하기 위해 다섯 종류의 명령을 이용하여 ER1 로봇의 조종에 성공적으로 적용 가능함을 보임으로써 장애인을 위한 새로운 인터페이스로서의 가능성을 보였다.

Abstract

As the usage of computer based systems continues to increase in our normal life, there are constant efforts to enhance the accessibility of information for handicapped people. For this, it is essential to develop new interface ways for physical disabled peoples by means of human-computer interface (HCI) or human-machine interface (HMI). In this paper, we developed HMI using electromyogram (EMG) and electrooculogram (EOG) for people with physical disabilities. Developed system is composed of two modules, hardware module for signal sensing and software module for feature extraction and pattern classification. To maximize ease of use, only two skin contact electrodes are attached on both ends of brow, and EOG and EMG are measured simultaneously through these two electrodes. From measured signal, nine kinds of command patterns are extracted and defined using signal processing and pattern classification method. Through Java based real-time monitoring program, developed system showed 92.52% of command recognition rate. In addition, to show the capability of the developed system on real applications, five different types of commands are used to control ER1 robot. The results show that developed system can be applied to disabled person with quadriplegia as a novel interface way.

Keywords : HMI, EOG, EMG, HRI, ER1

I. 서 론

* 학생회원, ** 평생회원, 가톨릭대학교 정보통신전자공학부

(School of Information, Communications and Electronics Engineering, Catholic University of Korea)

Ⓢ Corresponding Author(E-mail: tkim@catholic.ac.kr)

※ 본 연구는 2012년도 가톨릭대학교 교비연구비의 지원으로 이루어졌음. 본 과제(결과물)는 교육과학기술부의 재원으로 지원을 받아 수행된 산학협력 선도대학(LINC) 육성사업의 연구결과입니다.

접수일자: 2013년8월19일, 수정완료일: 2013년11월21일

사지를 잃거나 혹은 척수 손상으로 인해 사지를 움직일 수 없는 중증 장애인들은 다른 장애인들보다 정보의 접근이 어렵기 때문에 신체적인 차별 이외에 2차적인 차별을 받고 있다. 따라서 이 들의 정보의 접근에 대한 현실적인 문제를 해결하기 위해 사용자의 거동을 도와 신체적 제약을 해소하거나 정보기기를 보다 쉽게 조작할 수 있도록 하는 새로운 입력 인터페이스 기술의 개

발이 절실한 상황이다. 이러한 요구에 발맞추어 인간-기계 상호작용(human-machine interaction, HMI) 분야에서는 신체의 극히 일부분만을 이용해 의사를 전달하거나 주변 기기를 조작할 수 있도록 하여 장애인들의 접근성을 향상시킬 수 있는 인터페이스 기술들이 연구되고 있다. 이 때 대부분의 사지를 온전히 움직일 수 없는 장애인들이 비교적 자유로이 움직일 수 있는 머리 부근에 위치한 신체 부위를 이용하고 있으며 이 물기, 눈동자 움직임을 이용하는 방식과 사용자의 사고를 직접 읽어 들이는 방식이 있다. 이 중 이 물기를 이용한 방식^[1-2]은 좌·우·양측 이 물기로 패턴의 수를 늘리거나^[1] 이 물기에 대한 반복횟수와 지속시간으로 패턴 수를 증가시키는^[2] 등 다양한 방식이 제시되고 있으나, 이 물기에만 의존한 명령은 잦은 사용 시 피로감을 누적시켜 통증을 유발할 수 있는 단점을 가지고 있다. 눈동자의 움직임을 이용한 방식은 한쪽 눈의 상·하와 이마 양끝에 전극을 부착하여 마우스 포인터처럼 사용가능하다는^[3-4, 6] 장점이 있지만, 안면부에 다수의 전극을 부착하기 때문에 사용자에게 불편함과 동시에 외부에 노출된 전극으로 타인에게 거부감을 줄 수 있다. 또한 사용자의 사고를 직접 읽어 들이기 위해 뇌파를 사용하는 시스템^[7]은 가장 직관적으로 의사를 나타낼 수 있고 다양한 패턴을 표현할 수 있다는 점에서 우수한 방식이지만, 현재 기술 수준이 상용화 할 수 있을 정도로 높지 않아 원하는 뇌파를 인식시키기 위해 오랜 훈련기간이 필요하고 수많은 전극을 부착해야 하기 때문에 착용에 대한 거부감이 있다. 일선에서는 뇌파의 일부 기능만 추출하여 집중력이 높아졌을 때 사지마비장애인의 긴급 상황을 알리거나 게임에 응용^[8]하여 사용하는 경우가 있지만, 현재 수준에서는 사용할 수 있는 패턴이나 기능이 적어 활용범위에 한계가 있다.

이에 본 논문에서는, 기존 인터페이스들의 한계를 극복하기 위해 안전도(electrooculogram, EOG)와 근전도(electromyogram, EMG)를 동시에 이용하여 신체적인 제약이 있는 장애인에게 도움을 줄 수 있는 인터페이스 기술을 개발하였다. 제안된 시스템은 좌·우에 대한 직관적인 표현이 가능한 안구의 수평방향 EOG와, 외부에 노출되지 않고 즉각적인 의사전달이 가능한 이 물기를 통한 EMG를 병용하여 사용자의 거부감을 최소화 하면서도 다양한 조작 패턴을 표현 가능한 인터페이스이다. 또한 이를 로봇과 연동해 정해진 주행 경로를 완주하는

데 성공함으로써 실생활에서의 활용방안을 제시하였고 향후 전동휠체어와 연동되거나 PC 조작을 위한 리모트 컨트롤러의 역할을 수행하는 등 HMI 기술로서 다양하게 적용이 가능하여 거동이 불편한 장애인을 위한 새로운 인터페이스로의 발전이 기대된다.

II. 본 론

개발된 시스템은 그림 1과 같이 생체신호 측정을 위한 하드웨어부와 디지털 신호처리 및 패턴분류 알고리즘을 포함한 소프트웨어부로 구성된다. 사용자의 신체에서 발생하는 EMG와 EOG가 포함된 생체신호는 센싱 모듈에서 감지되어 아날로그 필터와 증폭기를 통해 잡음제거 및 신호의 증폭 과정을 거친 뒤 아날로그-디지털 변환(analog to digital convert, ADC)을 통해 양자화된다. 양자화된 신호는 직렬통신을 통해 컴퓨터로 전송되고, 소프트웨어에 의해 전처리와 특징 추출이 수행되며 패턴분류 알고리즘에 의해 9 가지의 패턴이 검출되어 사용자의 조작 명령으로 인식된다.

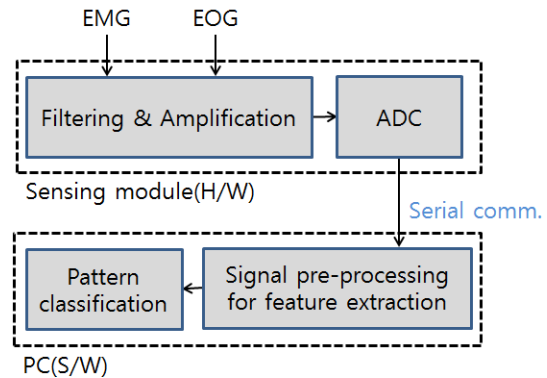


그림 1. 시스템 블록도
Fig. 1. Block diagram of developed system.

1. 명령 전달을 위한 생체신호 측정

가. 생체신호 종류 및 부착위치

본 논문에서는 이마에 부착된 두 개의 염화은(Ag/AgCl) 전극을 통해 EOG 및 EMG신호를 동시에 측정한다. EOG는 안구의 움직임에 의해 발생하는 각막-망막전위 신호다. 통상 목 뒤에 기준 전극을 붙이고, 이마의 양 끝에서는 눈의 좌우 움직임에 대한 수평신호를 얻고 눈의 위·아래에서는 눈의 상하 움직임에 대한 수

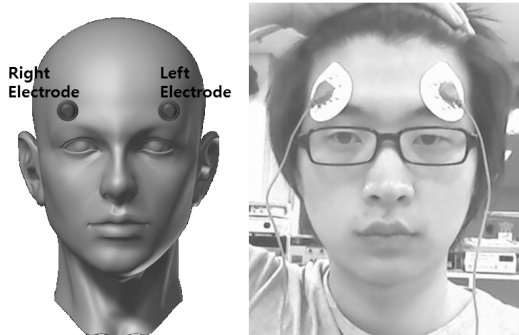


그림 2. EOG 및 EMG 신호 취득을 위한 전극 부착 위치
Fig. 2. Placement of electrodes for EOG and EMG signal acquisition.

직신호를 얻는다. 이 두 가지 신호 중, 본 논문에서는 사용자의 편의성을 위해 상대적으로 전극부착의 거부감이 적은 수평신호만을 사용한다. 이 물기에 사용되는 근육은 대표적으로 깨물근(masseter muscle)과 측두근(temporalis muscle)의 2가지가 있다. 깨물근은 턱의 양 끝부분에 위치하고 이 물기에 가장 큰 움직임과 신호를 나타낸다.^[9] 그러나 깨물근 신호의 측정위치는 외부에 노출되어 가릴 수 없는 턱 부위인 관계로 전극 부착에 거부감이 높다. 반면, 관자부근에 위치한 측두근은 깨물근 대비 신호의 크기는 작으나, 이 물기에 의한 활동 및 비활동 신호구분이 명확하고 이마 부근에서 측정이 가능하기 때문에 모자나 헤드밴드와 같은 액세서리로 가릴 수 있는 장점이 있다. 또한, 통상 다채널 생체신호 감지 시스템에서 필요로 하는 기준 전극을 제거하고 두 전극 간 차동신호를 입력으로 받아 처리하여 전극의 수를 줄였다. 따라서 수평 EOG 신호 및 측두근의 EMG 신호는 그림 2와 같이 이마에 위치한 두 개의 전극을 통해 동시에 획득되며, 이 두 가지 신호를 처리하는 자세한 방법은 'II. 2. 패턴분류를 위한 특징 추출' 절에서 설명한다. 이마의 평평한 피부는 전극의 부착에 용이하고, 상대적으로 얼굴의 다른 부위보다 몸의 움직임에 따라 발생하는 잡음에 강해 미관 및 잡음 문제 모두에 유리하다. 이를 통해 사용자에게 전극 부착에 따른 거부감을 낮추고 편의성을 높였다. 또한, 측정부와 전원부를 분리하여 갑작스럽게 전원으로부터 유입될 수 있는 과전류로부터 사용자를 보호할 수 있도록 구현하였다.

나. 센서부

센서부는 이마에 부착된 두 개의 전극으로부터 얻어

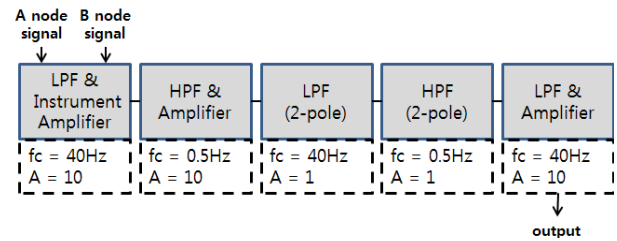


그림 3. 센서부의 하드웨어 구성 및 계수
Fig. 3. Designed hardware architecture and parameters for sensing module.

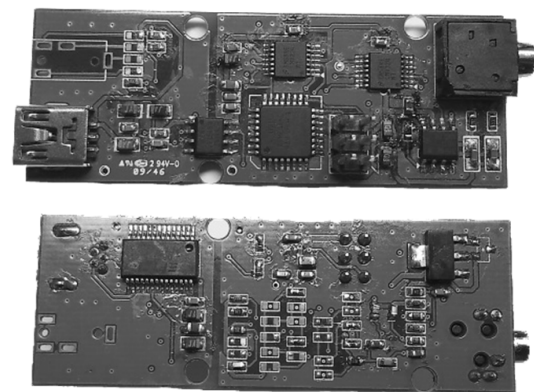


그림 4. 생체신호 측정모듈
Fig. 4. Bio-signal sensing module.

지는 생체신호를 증폭하고 잡음을 제거하는 역할을 한다. 그림 3은 이러한 센서부의 필터구성과 증폭방식을 나타낸다. 하나의 블록은 하나의 증폭기를 포함해 구성된 회로를 의미하며 각 블록마다 수행하는 역할, 차단 주파수(fc), 증폭률(A)을 표기하였다. 먼저 A node, B node는 각각 두 개의 전극에 하나씩 연결된다. 이를 통해 전달된 생체신호는 1차적으로 시스템에서 필요 없는 고주파 성분을 제거하기 위해 40Hz의 저역통과필터(low pass filter, LPF)를 거쳐 차단 계측증폭기로 넘어간다. 계측증폭기에서 차동증폭된 신호는 rail-to-rail 방식의 연산증폭기를 이용해 구성된 고역통과필터(high pass filter, HPF)와 LPF를 총 4 차례 더 거쳐 시스템에서 필요로 하는 정보를 가지고 있는 대역폭의 생체신호로 처리된다. 필터는 계측증폭단과 1차 HPF, 2차 LPF, 2차 HPF, 1차 LPF 순서로 구성되며 각각 LPF는 40Hz, HPF는 0.5Hz의 차단 주파수를 갖도록 하여 최종적으로 신호는 약 0.5~40Hz의 대역폭을 갖는다. 여기서 HPF의 차단 주파수는 보통 호흡잡음제거용으로 사용되는 2Hz 대신에 0.5Hz를 선정하여 1Hz 미만의 저주파 대역에서도 나타날 수 있는 EOG 신호가 크게 감쇄되어

SNR이 낮아지는 것을 방지하고, 몸의 움직임에 따라 간헐적으로 발생할 수 있는 큰 진폭의 저주파 신호에 의해 신호가 포화되어 손실되는 것을 방지했다. LPF는 전력선잡음을 제거하기 위해 통상 사용되는 60Hz 대역 제거필터(band reject filter, BRF)나 높은 차수(order)의 60Hz LPF 대신 2차의 40Hz LPF를 사용하여 회로를 단순화하면서 동시에 필터의 차수 대비 시스템의 이 물기에 의한 EMG를 감지해내는 성능을 최대한 만족하도록 하였다. 또한 신호의 증폭은 필터를 거치기 이전에 남아있는 잡음성분이 높은 이득으로 증폭되고 이로 인해 신호가 포화되어 정보가 손실되는 것을 방지하기 위해 3단계에 걸쳐 다단증폭을 하였다. 즉, 그림 3과 같이 초단 증폭단에서 10배, 2차 증폭단에서 10배, 그리고 마지막으로 3차 증폭단에서 10배로 총 1000배 증폭되도록 하였다. 이렇게 센서부를 통과한 신호는 8비트 MCU의 ADC를 통하여 10bit 분해능의 데이터로 표본화되어 USART 직렬통신형태로 PC로 전송된다. 그림 4는 필터 및 증폭부를 포함하는 센서부와 ADC 및 직렬통신기능을 포함하는 MCU로 구성된 하드웨어 모듈이다.

2. 패턴분류를 위한 특징 추출

직렬통신을 통해 컴퓨터로 전송된 데이터는 사용자의 명령을 인식하기 위하여 특징추출의 과정을 필요로 하며, 이를 위해 몇 가지의 전처리과정을 거치게 된다. 전처리는 EOG, EMG신호의 분리추출을 위한 디지털 필터링 과정과 필터링 후 변동된 기저선(baseline, BL)을 찾는 기저선 선정과정으로 구성된다.

전처리 과정을 거쳐 최종적으로 패턴분류에 사용되는 EOG 및 EMG 신호의 파형형태는 통상 그림 5와 같다. 그림 5 (a)에 나타난 바와 같이 전처리된 EOG 신호로부터 추출되는 특징값은 신호의 형태 파악에 필요한 P_n 과 지연시간 파악에 필요한 T_n 으로 구성된다. 즉, EOG신호는 BL을 기준으로 파형과 BL의 교점 위치를 좌측부터 각각 T_1, \dots, T_n 으로 나타내었고, 파형의 진행되는 T_n 과 T_{n-1} 사이의 구간에 나타난 샘플 수를 L_n 로 나타낸다. 또한, 각 L_n 의 구간 동안 BL을 기준으로 각 파형의 면적은 S_n 으로 나타낸다. 단, S_n 은 파형에서 BL값의 차를 통해 구해지므로, 파형이 BL의 상부에 위치할 때는 양수의 값을, BL의 하부에 위치할 때는 음의 부호를 갖도록 정의한다. 이중, S_n 의 절댓값이 700 이상이고 $15 < L_n < 35$ 인 경우 이 구간의 파형을

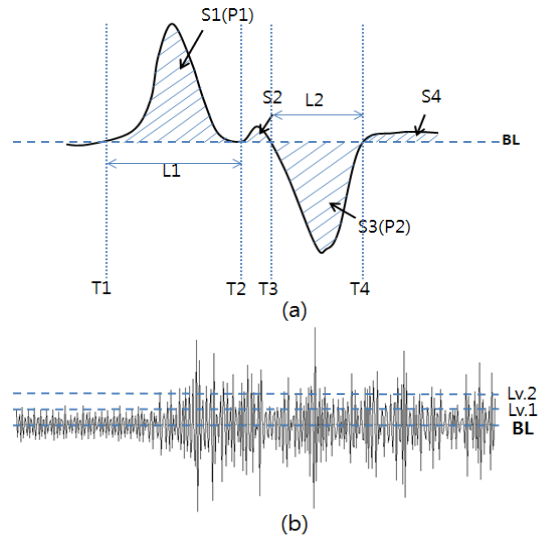


그림 5. 전처리된 신호의 예 및 특징점 (a)EOG (b)EMG

Fig. 5. Typical shape and features of pre-processed signal (a)EOG (b)EMG.

P_n 으로 표시하게 되고 이중 가장 최근에 나타난 두 개의 P_n 파형을 각각 P_1, P_2 로 나타낸다. 또한, P_1 과 P_2 시작점간의 시간차이를 $T_d = T_3 - T_1$ 로 나타내고 P_2 와 함께 패턴분류를 위한 중요한 특징으로 사용한다.

이 물기에 의한 EMG는 그 강도가 강할수록 큰 진폭으로 나타나는데 그림 5-(b)는 이 물기를 분류하기 위한 두 개의 임계치 Lv.1 과 Lv.2를 나타낸다. BL을 기준으로 이러한 두 개의 임계치를 사용하여 이 물기의 강도에 따라 상태를 세 단계로 구분할 수 있도록 하였으며, 추출된 EOG신호의 특징들과 조합하여 명령 패턴이 정의된다.

가. EOG · EMG 추출

EOG 수평신호는 그림 6 (a)에 나타난 바와 같이 눈이 우측 이동 후 제자리로 돌아오는 패턴의 운동을 하였을 때 양의 곡선과 음의 곡선이 차례로 나타나는 경향은 동일하게 나타나지만, 눈이 이동 후에 머물러 있는 지연시간에 따라 그 파형의 모양이 다양하여 일관성을 찾기 어렵다. 이에 본 논문에서는, 통상 사용자가 눈동자의 이동 후 제자리에 돌아오는 시간으로 수용할 수 있는 0.2초에서 0.8초의 지연시간을 갖는 EOG 수평신호로 인식범위를 제한했다. 또한, 패턴인식의 용이성을 위해 K 차(order) 1.5Hz HPF를 통해 신호의 저주파성분을 제거한 뒤 고주파성 잡음을 이동평균필터($N=5$)를

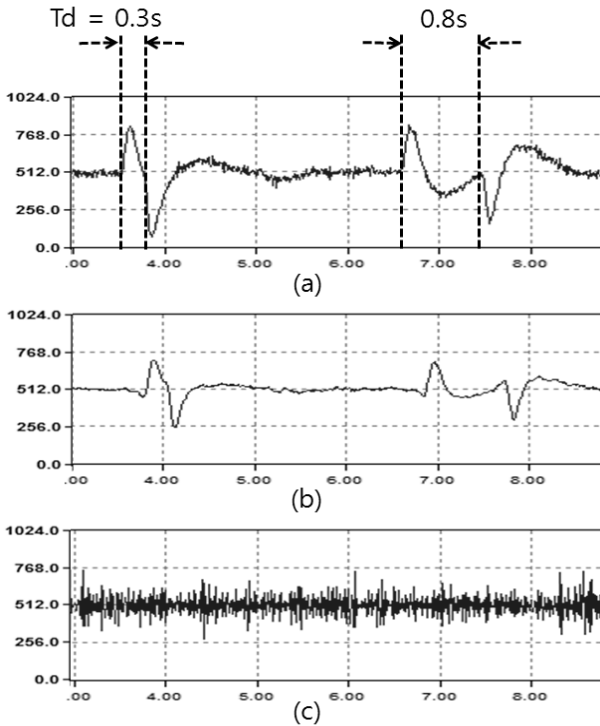


그림 6. 다양한 지연시간을 갖는 신호에서의 EOG 및 EMG 신호 추출결과 (a)원신호 (b)추출된 EOG (c)추출된 EMG

Fig. 6. EOG and EMG signal extraction results from original signals with various time-delay (a)original signal (b)EOG (c)EMG.

통해 제거하여 그림 6 (b)과 같은 EOG신호를 얻는다. 이 두 가지 필터는 각각 수식 (1)과 수식 (2) 의 연산을 통해 적용된다.

$$y[m] = \sum_{n=0}^{K-1} h[n] \cdot x[m-n] \quad (1)$$

단, $x[n]$ 는 수신된 최근 EOG 데이터
 $h[n]$ 는 HPF 계수
 K 는 필터의 차수

$$z[m] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} y[m-n] \quad (N=5) \quad (2)$$

EOG 수평신호와 깨물기를 통한 EMG신호는 동시에 측정되어 원신호에 섞여 나타나지만 각기 다른 대역의 주파수성분을 갖는다. 따라서 원신호에서 EMG신호의 추출을 위해서는 EOG 신호추출과 동일한 방식의 두 가지 필터를 적용하되 25Hz의 차단주파수를 갖는 HPF를 사용하여 추출가능하다.

3. 제어명령 패턴분류 알고리즘

패턴분류를 위해서는 추출된 패턴의 규칙성을 찾아야 한다. 추출된 EOG신호에서는 눈동자의 움직임에 따라 신호가 규칙적인 곡선 형태를 갖는다. 즉, 눈동자가 좌측으로 움직일 때는 BL을 기준으로 양의 곡선을, 우측으로 움직일 때는 BL을 기준으로 음의 곡선을 그리며 BL으로 되돌아온다. 예를 들어 그림 6 (b)는 눈이 좌측으로 이동 후 각각 0.3초와 0.8초의 지연시간 후 정면으로 되돌아 온 경우의 파형으로, 두 파형 모두 눈이 좌측으로 이동했을 때 나타나는 양의 곡선과 눈이 우측으로 이동했을 때 나타나는 음의 곡선이 차례로 한 번씩 나타나되 각 곡선 사이의 시간 간격이 달라지는 것을 보인다. EMG 신호의 크기는 이 물기의 강도에 따라 그 진폭이 확연하게 차이가 나기 때문에 임계치를 적용시키는 것으로 쉽게 분류가 가능하다. 단, 순간적인 진폭의 변화가 큰 EMG의 특성상 이를 고려하여 판단하기 위해 크기가 10인 이동평균필터를 통과시킨 값(M)을 구한 뒤 임계치와 비교하여 깨물기 신호 M 의 크기가 해당되는 범위를 결정하여 패턴분류에 사용된다.

그림 7은 패턴분류 알고리즘의 순서도를 나타낸다. 패턴분류를 위한 첫 번째 과정은 눈동자의 움직임을 인식하는 과정이다. 먼저, 전처리를 통해 추출된 EOG 신호에서 S_n 과 L_n 성분이 그림 7의 순서에 따라 검사되고, 이를 통해 눈의 움직임 신호(P_n) 유무가 판단된다. 최근에 수신된 눈의 움직임인 P_2 가 음의 곡선을 그리면

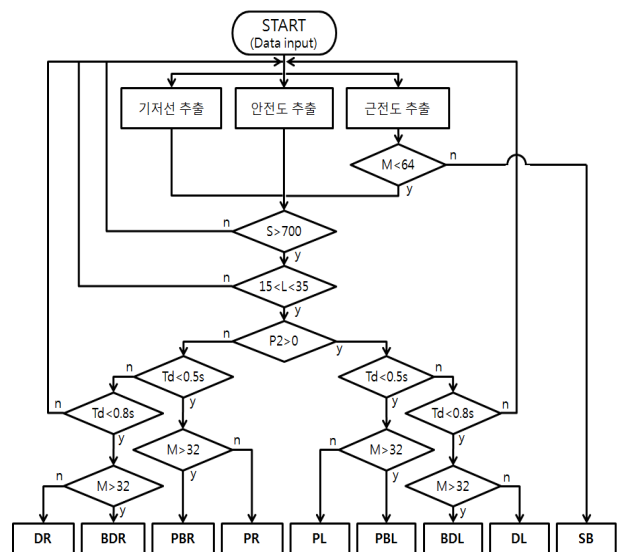


그림 7. 패턴분류 순서도
Fig. 7. Pattern classification flowchart.

표 1. 명령 패턴 목록

Table 1. List of command patterns.

패턴	내용
DR	Delayed Right
BDR	Bite with Delayed Right
PBR	Prompt Bite Right
PR	Prompt Right
PL	Prompt Left
PBL	Prompt Bite Left
BDL	Bite with Delayed Left
DL	Delayed Left
SB	Strong Bite

오른쪽 안구운동으로 판단되어 패턴이름에 R(right)을 갖고, 양수이면 좌측안구운동으로 판단되어 L(left)을 패턴이름에 포함한다. 이때, 안구운동의 시간지연을 판단하기 위해, P_1 과 P_2 신호간의 시간 차(T_d)를 확인한다. 시간차가 $0.2초 < T_d < 0.5초$ 일 때는 즉각적인 안구 움직임으로 판단하여 P(prompt)를 패턴 이름에 포함하고 $0.5초 < T_d < 0.8초$ 일 때는 지연시간을 갖는 안구운동으로 판단하여 D(delayed)를 패턴 이름에 갖게 된다. 시간차가 0.8초 이상일 때는 잡음신호로 판단하여 패턴분류에서 제외된다. 또한 EMG 세기에 따라 M 의 값이 32 미만인 경우는 이 물기를 하지 않은 것으로 고려되어 패턴 이름에 이 물기 성분이 붙지 않고, $M > 64$ 의 경우에는 강한 이 물기로 판단되어 SB(Strong Bite)가 패턴이름에 사용되며, 나머지의 경우는 가벼운 이 물기 신호로 판단되어 B(bite)가 사용된다. 이렇게 패턴분류 알고리즘은 총 9가지의 명령패턴을 구분하여 인식하며 각 패턴이름을 표 1에 정리하였다.

III. 실험

제안한 인터페이스기술을 응용시스템에 적용하기 전, java로 구현한 실시간 모니터링 프로그램을 통해 명령 인식 성능을 평가하였다. 평가를 위해 사용자는 정의된 아홉 가지 명령신호 중 임의의 명령신호를 비정기적으로 20여 차례 보내도록 하였다. 이를 한 회의 연속 명령으로 정의하고, 이를 10회 반복하였다. 따라서 전체적으로는 9가지의 명령들이 각기 200여회 실행되었다. 표 2는 정의된 9가지 명령에 대한 인식결과를 나타낸다. 실험결과 총 1842회 명령에 대한 평균 인식률은 92.52%로 일반적인 인터페이스 방식으로 사용하기에 무리가 없는

표 2. 명령인식률 결과

Table 2. Results of command recognition rate.

	성공 횟수	실패 횟수	명령 인식률(%)
DR	192	10	95.04
BDR	172	28	86.00
PBR	197	25	88.73
PR	200	3	98.52
PL	195	8	96.05
PBL	182	17	91.45
BDL	180	31	85.30
DL	185	17	91.58
SB	200	0	100.00

수준으로 나타났다. 각 명령 유형별 인식 거부율은 0%에서 최대 14.69%의 편차를 보인다. 인식 거부율에 대한 분석결과 EOG만을 이용한 명령보다는 EOG와 EMG를 동시에 사용한 명령이 사용되는 경우 상대적으로 낮은 명령인식률을 보이는 것으로 나타났다.

사용자의 의사가 제대로 전달되지 않은 경우에 대한 원인 분석을 실행하였고, 그 결과는 표 3에 정리되었다. 실험에 있어 명령이 주어지지 않았으나, 잡음으로 인해 명령이 주어진 것으로 오인되는 경우는 나타나지 않았으나, 특정 패턴입력 시 다른 패턴으로 인식되거나 전달된 명령을 잡음으로 판단하여 명령을 무시한 경우가 대부분을 차지했다. 실패 요인 중 가장 빈도가 높은 것은 ‘작은 크기 EOG’로 S의 값이 충분히 크지 않아 사용자의 명령이 잡음신호로 무시된 경우이다. 특히 안구운동이 좌측으로 일어나는 경우에 실패의 빈도가 높았는데, 이는 피실험자의 좌측 EOG 신호가 우측 EOG 신호보다 상대적으로 작게 나타나 명령신호로 인식하지 못함으로 인해 발생한 오류로 추정된다. 이 문제는 초기 사용자의 생체신호 특성을 기반으로 각 신호의 임계값을 적절히 조정할 수 있으면 보상이 가능할 것으로 본다. 두 번째로 ‘신호 간 시간 차’는 T_d 의 값이 $0.2초 < T_d < 0.8초$ 범위에 있지 않아 생기는 경우이다. 이는 피실험자의 시간 감각에 의존성이 강하기 때문에 생기는 것으로 훈련에 의해 인식률을 높일 수 있을 것으로 본다. 실제로 본 실험을 통해서도 실험의 진행도에 따라 사용자가 명령전달에 익숙해져서 인식률이 높아지는 경향을 볼 수 있었다. 세 번째는 ‘작은 크기 EMG’로 이 물기를 한 세기가 임계값을 충분히 넘지 못해 생기는 경우로, 이 물기 세기 조절의 실패에 따라 PR, PL, DR, DL 등의 신호로 변질되어 패턴분류가 되었다. 이 물기

표 3. 명령인식 실패에 대한 원인 분석 결과
Table 3. Analysis results of command recognition failures.

	작은 크기	작은 크기	신호 간	패턴 간	기타
	EOG	EMG	시간 차	시간 차	
DR	2	0	6	2	0
BDR	9	11	7	1	0
PBR	8	5	1	11	0
PR	1	0	0	1	1
PL	6	0	0	1	1
PBL	10	1	0	6	0
BDL	19	6	6	0	0
DL	9	0	7	1	0
SB	0	0	0	0	0
합계	64	23	27	23	2

의 지속적인 사용은 사용자에게 피로감을 줄 수 있기 때문에 가볍게 이 물기로 설정 해놓은 임계값 값이 피실험자의 세기조절 실패로 이어졌다. 이는 피실험자가 피로해지지 않는 범위 내에서 이 물기 세기를 조절하면 인식을 향상이 가능할 것으로 기대되나 필요에 따라 깨물기 정도의 구분을 보다 단순화해야 할 필요가 있을 것으로 보인다. 네 번째는 ‘패턴 간 시간 차’로 패턴 인식 후 다음패턴을 입력할 때, 바로 새로운 입력이 들어와 이전 패턴의 데이터와 새로운 패턴의 데이터의 지연 시간 값이 $0.2\text{초} < T_d < 0.8\text{초}$ 범위에 들어와서 생기는 경우로 아홉 가지 패턴 중 하나로 변질되어 나타났다. 이는 지연시간의 최소화와 패턴입력간의 제한시간설정을 통해 개선이 필요할 것으로 본다. 마지막으로 ‘기타’의 경우는 두 가지 이상의 요인이 동시에 작용하여 오류가 발생한 경우로 그 빈도는 매우 낮았다.

구현된 시스템의 실용 가능성을 평가하기 위하여, 본 논문에서는 안구운동과 깨물기를 통한 EOG와 EMG 신호만을 이용하여 로봇의 움직임을 제어 가능하도록 구현했다. 대상 로봇으로는 휴대용 컴퓨터를 통한 인터페이스가 용이한 evolution robotics社의 ER1을 이용하였다. 구현된 시스템은 telnet을 통해 ER1로봇과 무선으로 연결되어 명령신호를 전달하고, 명령신호를 전달 받은 로봇은 드라이버를 통해 모터를 제어하며 그림 8과 같은 하나의 응용시스템 구조를 이룬다. ER1은 그림 9 (a)와 같이 메인 프로세서로 노트북을 이용하고, USB로 연결된 드라이버를 통해서 좌우측에 각각 1개씩 부착된 모터를 제어하는 로봇이다. 따라서 사용자는 로봇과의 인터페이스로 구현된 HMI기술을 사용해 명령을 로봇에게 전송하여 원하는 방향으로 이동 및 정지시키

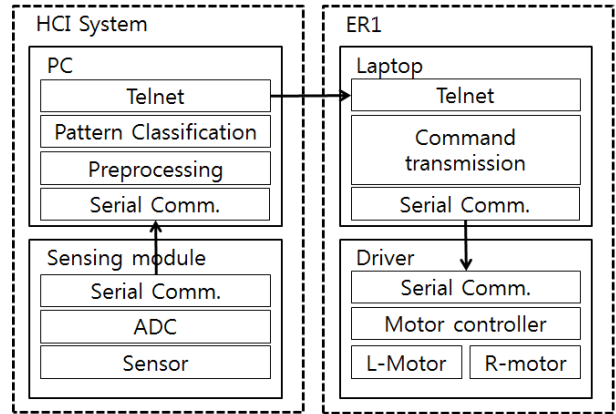


그림 8. 응용시스템 구조
Fig. 8. application system architecture.

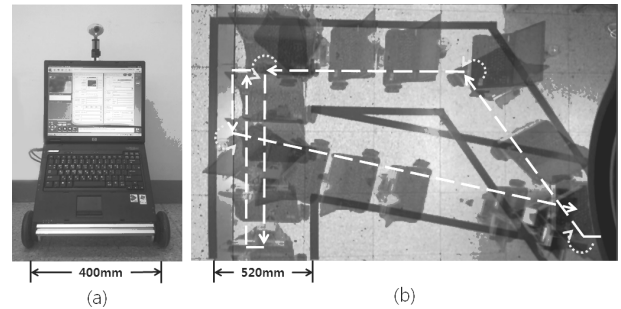


그림 9. ER1로봇 평가용 주행경로 (a)ER1 로봇 (b)주행 경로 및 주행궤적
Fig. 9. ER1 robot and defined path for evaluation (a)ER1 robot (b)Defined path and trace of ER1 robot.

도록 할 수 있다. 시스템을 통한 로봇 주행 성능의 평가를 위해, 본 논문에서는 그림 9 (b)와 같이 로봇이 주행해야 할 경로를 미리 지정하고 탈선하지 않고 완주가 가능한지를 실험하였다. 사용자가 로봇을 조종하기 위한 가장 직관적이고 간편한 신호를 사용할 수 있도록, 정의된 아홉 개의 패턴 중 안전도만을 이용한 PR, PL, DR, DL 의 네 가지 명령과 근전도만의 신호인 SB를 포함하여 총 5가지 명령 패턴을 각각 우회전, 좌회전, 전진, 후진, 정지 기능으로 로봇 조종에 사용하였다. ER1 로봇은 그림 9 (b)의 화살표가 시작되는 시작 (start)지점부터 움직여 다시 끝(end)지점으로 도달하도록 조종된다. 즉, 먼저 PR 명령에 의해 원하는 우회전 명령이 전달되고 사용자의 명령에 따라 적절한 방향으로 회전이 되면 SB에 의해 정지한다. 이후 DR명령에 의해 전진, SB, PL, SB, ... 와 같은 순서로 ER1에 명령이 전달된다. 이와 같은 방식의 명령을 통해 출발지점에서

부터 차례로 우회전, 정지, 직진, 정지, 좌회전, 정지, 직진, 정지, 좌회전, 정지, 직진, 정지, 후진, 정지, 직진, 정지, 좌회전, 직진, 정지 와 같은 순서로 로봇을 조종하여 전체 경로는 일주하였다. 그림 9 (b)에 나타난 바와 같이 ER1은 정의된 경로를 벗어남이 없이 충분히 조종 가능하였으며, 개발된 사용자 인터페이스는 로봇 이외에도 다양한 기기에 적용되어 유용하게 사용될 수 있을 것으로 본다.

IV. 결 론

본 논문에서는 사지를 움직이지 않고도 이마의 양 끝에 부착된 전극과 장치를 통해서 컴퓨터와 소통할 수 있는 인터페이스 시스템을 개발하였다. 개발된 시스템은 사용자의 편의성을 고려하여 두개의 피부부착전극만으로도 안구의 움직임으로 발생하는 EOG와 이 물기에 의해 발생하는 EMG신호를 동시에 측정 가능하도록 하였다. 원신호에 섞여서 나타나는 이 두 가지 신호를 분리해 추출하고 병용함으로써 두 가지^[5], 세 가지^[1], 혹은 여섯 가지 명령패턴^[2]이 가능한 기존 연구대비 보다 다양한 명령이 가능하도록 총 아홉 가지의 명령패턴을 구분하여 인식할 수 있도록 하였다. 이러한 아홉 가지 명령패턴의 인식성능 평가 실험에서 평균 92.52%의 성능을 보였고 그 중 비교적 조작 난이도가 낮은 다섯 가지 패턴 대해서는 평균 96.23%의 인식률을 보여 기존 관련 연구에서 보인 82%^[5], 95%^[2], 95%^[4] 대비 부족함 없는 성능을 보였다. 또한 응용시스템으로서 다섯 가지 패턴을 이용하여 ER1 로봇의 조종에 응용하여 실생활에서의 활용방안을 제시했으며 HRI로도 충분히 사용가능함을 보였다. 제안된 시스템은 전동휠체어와 같은 보조기구에 응용하여 운신을 돕거나 PC 조작을 위한 리모트 컨트롤러의 역할을 수행함으로써 정보 소외계층의 접근성 향상에 이바지 하는 등 HMI 기술로서 다양하게 적용이 가능하여 거동이 불편한 장애인을 위한 새로운 인터페이스로의 발전이 기대된다.

REFERENCES

- [1] H. Jeong, J. S. Kim, W. H. Son, Y. H. Kim, "Freelz: An EMG-Based Power Wheelchair Controller for the Tetraplegic," *IEEK Summer Conference 2006*, pp. 823-824, JeJu, Korea, 2006.
- [2] H. H. Kim, E. S. Kim, "Development of Character Input System using Facial Muscle Signal and Minimum List Keyboard," *The Journal of Korean Institute of Maritime Information and Commucation Sciences*, vol. 14, no. 6, pp. 1338-1344, 2010.
- [3] L. Y. Deng, C. L. Hsu, T. C. Lin, J. S. Tuan, and S. M. Chang, "EOG-based Human - Computer Interface system development," *Expert Systems with Applications*, vol. 37, no. 4, pp. 3337-3343, Apr. 2010.
- [4] A. B. Usakli, S. Gurkan, "Design of a Novel Efficient Human - Computer Interface: An Electrooculogram Based Virtual Keyboard," *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, vol. 59, no. 8, pp. 2099-2018, Aug. 2010.
- [5] J. H. Kim, H. J. Lee, W. H. Jung, D. Lee, S. G. Lee, "Classification of EOG signal based adaptive variable threshold and window," *The Conference of HCI Korea*, pp. 84-86, Pyeong Chang, Korea, 2012.
- [6] A. A. Al-Haddad, R. Sudirman, C. Omar, "Guiding Wheelchair Motion based on EOG Signals using Tangent Bug Algorithm," *International Conference on Computational Intelligence Modelling & Simulation(CIMSiM)*, pp. 40-25, Langkawi, Malaysia, 2011.
- [7] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, "Brain-Computer Interface Research at the Wadsworth Center," *IEEE Trans. on Rehabilitation Eng.*, Vol. 8, No. 2, pp. 222-225, 2000.
- [8] C. J. Lee, "Development of the Game for Increasing Intensive Power using EEG Signal," *The Journal of Korea Game Society*, Vol. 9, no. 2, pp. 23-28, 2009.
- [9] J. S. Kim, H. K. Kim, H. Jeong, K. H. Kim, S. J. Im, W. H. Son, "Human-Computer Interface Based on Bio-Signal," *Electronics and Telecommunications Trends*, Vol. 20, no. 4, pp. 67-81, 2005.

저 자 소 개



강 경 우(학생회원)
2010년 가톨릭대학교 정보통신
전자공학부 학사 졸업.
2013년 가톨릭대학교 정보통신
전자공학과 석사 졸업.
<주관심분야 : 컴퓨터, 지능형시
스템, BIT융합기술>

김 태 선(평생회원)-교신저자
대한전자공학회 논문지
제46권 CI편 6-3 참고