
사지마비 장애인을 위한 근전도 기반 입력 인터페이스 기술 및 그 응용

An EMG-based Input Interface Technology for the Tetraplegic and Its Applications

정혁, Hyuk Jeong*, 김종성, Jongsung Kim**,
손옥호, Wookho Son**, 김영훈, Younghoon Kim***

요약 본 논문에서는 사지마비 장애인이 활용할 수 있는 동작을 이용하여 마우스, 키보드, 전동휠체어 제어 등에 적용 가능한 근전도 기반 입력 인터페이스 기술을 제안하였다. 먼저 사지마비 장애인이 활용 가능하면서도 데이터 획득 및 처리가 용이한 동작으로서 이 (치아) 물기 동작을 선택하였다. 또한 좌측, 우측 및 양측 이 물기 동작 및 이 물기 시간의 조절을 통해 사지마비 장애인의 경우에도 몇 가지 명령어 수행이 가능하다. 이때, 이 물기 동작의 인식은 관자놀이 부근에 위치한 관자근에서의 근전도 (electromyogram) 신호를 이용하였다. 본 논문에서는 데이터를 획득하여 전송하고 처리하기 위한 하드웨어 및 소프트웨어, 그리고 전동휠체어 제어, 마우스 제어, 게임 제어를 위한 시범 시스템도 개발하였다. 또한 개발된 시범 시스템을 사지마비 장애인에게 적용하여 그 효용성을 평가하였다.

Abstract We propose an EMG-based input interface technology for helping the tetraplegic to utilize mouse, keyboard and power wheelchair. Among possible actions for the tetraplegic utilizing these devices, teeth-clenching is chosen as an input action. By clenching left, right or both teeth, and controlling the clenching duration, several input commands for utilizing the devices can be conducted. EMG signals generated by teeth-clenching are acquired around one's left and right temples and they are used as control sources for utilizing the devices. We develop signal acquisition devices, signal processing algorithms, and prototype systems such as power wheelchair control, mouse control, and game control. Our experimental results with the tetraplegic show that the proposed method is useful for utilizing the devices.

핵심어: 근전도, 중증 척수장애이용 인터페이스, 이 물기, 관자근

Keywords: EMG (Electromyogram), Interface for the tetraplegic, teeth-clenching, temporalis muscle

*주저자: 한국전자통신연구원 디지털콘텐츠 연구단 선임연구원: e-mail: jay@etri.re.kr

**공동저자: 한국전자통신연구원 디지털콘텐츠 연구단 선임연구원

***공동저자: 국립재활병원 재활의학과 전문의

1. 서론

차량 및 교통량의 증가에 의해 교통사고 회수가 빈번 해지고 많은 사람들이 스키 등의 다소 위험한 여가 활동을 즐기게 되면서 국내의 척수손상 환자의 수는 지속적으로 증가되고 있다. 아직까지 장애인의 수를 파악하기 위한 등록체계가 갖추어지지 않아 정확한 척수손상 장애인의 숫자를 알기는 어렵지만 1995년 보건복지부 및 한국 보건복지연구소에 의하면 우리나라의 장애인중 9.2%인 67,204명이 하지마비이고, 4.5%인 32,827명이 사지마비라고 보고되고 있다 [1].

특히 중증 척수 장애를 입어 팔다리를 사용할 수 없게 된 사지마비 장애인들도 엄연히 우리 사회의 구성원으로서 적극적인 사회 참여를 원하고 있지만 정보 접근이 어렵고 보호자의 도움 없이는 이동이 어렵기 때문에 현실적으로 사회 참여를 하는 것은 한계가 있다. 따라서 이와 같은 사지마비 장애인이 정보 단말기를 활용하여 쉽게 정보에 접근하거나 거주 환경에서의 여러 전자기기를 제어하고, 전동 휠체어 등의 이동 기기를 제어할 수 있게 하는 입력 인터페이스 기술 개발이 필요하다.

한편 근전도는 신체의 움직임에 따라 근육 표면으로부터 근 섬유를 따라 일어나는 전기적 신호를 의미하며, 근전도 신호의 크기는 대부분 10mV 이하이며 그 주파수 범위는 500 Hz 미만이다 [2]. 또한 근전도 신호는 근육 근처의 피부 표면에서 비교적 간단하게 측정할 수 있다. 따라서 사지마비 장애인이 목 움직임에 의한 근전도를 이용하여 휠체어를 제어하거나 [3] 팔움직임에 의한 근전도를 이용하여 정보기기 제어용 HCI 기술 [4-6] 등이 연구되고 있다.

본 논문에서는 사지마비 장애인이 활용 가능하고 직관적이며 쉽게 사용할 수 있는 근전도 기반의 HCI 기술에 대해 기술하고자 한다. 2장에서는 사지마비 장애인이 활용 가능한 근육의 결정 방법, 시스템의 개요 등의 근전도를 활용한 입력 인터페이스의 개요에 대해 다루고, 3장에서는 이 물기에 의한 입력 인터페이스의 응용 예로서 전동 휠체어 제어, 마우스 제어, 게임 제어 등의 시범 시스템을 구성하고 사용성 평가 결과 등에 대해서 기술하고자 한다.

2. 근전도를 활용한 입력 인터페이스 개요

2.1 사지마비 장애인이 활용 가능한 근육의 결정

사지마비 장애인은 척수 손상의 정도에 따라 목을 움직일 수도 있으며, 목을 움직이기 어려운 상태에서는 눈 깜빡임, 안면 찡그림, 이 물기 정도의 동작이 가능하다. 목을 움직이는 방법은 휠체어 제어를 위한 인터페이스로서 고려된 적이 있으나 [3], 이동 중에 목의 움직임이 자유롭지 않고 목 움직임이 어려운 장애인에게는 적용하기 어려운 단점이 있다.

눈 깜빡임을 이용하는 인터페이스[7]는 의도되지 않게 눈을 깜빡일 수도 있으며 눈을 깜빡이는 순간에는 전면을 주시할 수 없기 때문에 휠체어 제어를 위한 입력 수단으로 사용하기 위해서는 별도의 처리 과정이 필요하다. 안면 찡그림도 사지마비 장애인이 활용 가능하지만 타인에게 거부감을 갖게 할 수 있으며 안면 찡그림에 의한 근전도 신호를 획득하기 위해서는 안면에 센서를 부착해야 하는데 이는 사용자의 불편함을 초래하고 미관상 문제가 있을 것으로 판단하여 고려대상에서 제외하였다.

한편, 이 물기 동작은 눈 깜빡임이나 안면 움직임과는 달리 조작하는 것이 외부로 쉽게 노출되지 않기 때문에, 부자연스러운 동작의 외부 노출을 꺼리는 장애인 사용자들에게는 거부감이 적다고 판단되었다. 또한 이 물기 동작은 좌, 우, 양쪽을 구분할 수 있기 때문에 좌측 이 물기, 우측 이 물기에 의한 좌, 우로의 방향 전환이 매우 직관적으로 이루어 질 수 있다. 이 물기 동작을 인식하기 위해 치아에 스위치를 부착하는 방법도 고려할 수 있으나 위생적인 문제, 탈부착의 번거로운 문제, 이물감 등으로 인해 이 방법은 실용적이지 못하다고 판단하였다. 만약 표면 근전도를 얼굴에서 측정하여 이 물기를 인식할 수 있다면 치아에 스위치를 부착하는 방법의 문제점을 해결할 수 있다. 따라서 본 논문에서도 이 물기를 인식하기 위한 방법으로서 근전도를 활용하고자 하였다.

이 물기 동작에 관계되는 근육은 양 턱에 위치한 깨물근(masseter muscle), 관자놀이 부근에 위치한 관자근(temporalis muscle)이 있다 [8]. 깨물근은 양 턱에 위치하고 있기 때문에 근전도 신호를 획득하기 위해서는 양쪽 턱에 센서를 부착하여야 하므로 센서의 부착이 용이하지 않으며, 부착이 되었다고 하더라도 사용하기에는 불편하다. 반면, 관자근은 양 이마의 관자놀이 부근에 위치하고 있기 때문에 센서를 모자나 헤드밴드에 부착하는 식으로 센서를 쉽게 위치시킬 수 있다. 또한 헤드밴드나 모자는 비장애인들도 많이 사용하는 소품이기 때문에 사용자의 거부감이 최소화된다. 따라서 본 논문에서는 사지마비 장애인의 활용할 수 있는 입력 수단으로서 이 물기를 사용하였으며 이에 따른 근전도 획득 지점은 관자근이 위치한 관자놀이 부근으로 정하였다. 이때 개인차는 있으나 대부분의 경우 이 물기에 의한 근전도 신호는 양쪽 눈썹 끝에서 귀 쪽으로 1 cm, 머리 쪽으로 1cm 정도의 위치에서 잘 획득된다.

2.2 시스템 개요

그림 1은 이러한 이 물기 동작에 의한 근전도 신호를 획득하여 처리하고 이로부터 정보단말기나 이동기기의 입력 방법으로 활용하기 위한 일련의 과정이다.

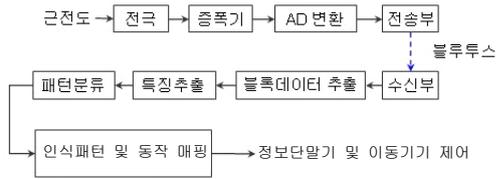


그림 1. 본 논문에서의 근전도 기반 입력 인터페이스의 개요

근전도 신호를 획득하기 위해서는 근전도 신호를 감지하여 증폭하는 역할을 하는 근전도 센서와 A/D 변환을 수행하고 무선으로 데이터를 전송하는 신호 전송부가 필요하다. 본 논문에서는 근전도 신호를 감지하고 증폭하기 위하여 증폭비가 930배에서 10000배, 주파수 대역이 80Hz에서 480Hz, S/N 비율이 30dB 이상인 능동형 근전도 센서를 제작하였다. 본 논문에서의 능동형 근전도 센서의 외관 및 스펙은 다음 그림 및 표와 같다.

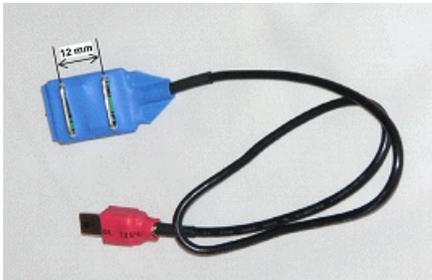


그림 2. 근전도 센서의 외관.

표 1. 근전도 센서의 스펙

Mechanical	
Number of Contacts	2
Contact Dimension (mm)	15,0 x 1,5
Contact Spacing (mm)	12,7
Contact Material	99,9% Ag
Case Dimensions (mm)	29,0 x 21,0 x 8,5
Connector	Mini-USB 5p
Electrical	
Gain (V/V)	930 ~ 10000
Bandwidth High Pass	80 Hz
Bandwidth Low Pass	480 Hz
Supply Voltage	3,3 V

그림 2의 근전도 센서는 차등증폭을 이용하여 전극이 배열된 방향으로의 전위차만을 증폭한다. 차등증폭 방식을 이용하면 근육의 길이방향으로의 전위차만을 증폭하기 때문에 뇌파나 안전도는 각 전극에서 비슷한 전위를 가져 서로 상쇄되어 뇌파, 안전도와 같은 근전도 이외의 생체 전위와 전기잡음의 증폭을 최대한 억제한다. 또한 본 논문에서의 근전도 센서는 부착하기 위한 젤이나 테이프가 필요 없도록 건식타입으로 제작되었다.

근전도 센서로부터 획득되어 증폭된 신호는 처리과정을 거쳐 무선형태로 PC 등의 신호처리부로 전송된다. 그림 3은

근전도 신호 전송부의 외관이다. 센서부 연결단자는 미니 USB 형태이며, 센서로부터의 신호를 받고 센서부에 필요한 전기를 공급한다. 또한 리튬이온 배터리와 외부전원 입력단자를 채용하여 충전이 가능하도록 설계하였다. 근전도 센서는 최대 4개까지 연결할 수 있으며 접지를 위한 별도의 단자가 포함되어 있다. 무선전송에는 블루투스칩 (LG이노텍의 BlueCore02)을 사용하였으며, 샘플링은 1kHz, 12bit, 데이터 전송 시의 시간지연은 50ms이내, 송수신반경은 10m 이내이다.



그림 3. 근전도 신호 전송부 외관.

한편 근전도 센서 및 신호 전송부는 사용자가 착용할 수 있도록 헤드밴드에 그림 4와 같이 장착된다. 근전도 센서는 양쪽 관자놀이 위치에 놓이게 하였고 접지전극은 이마 중앙에 놓이도록 하였다. 센서 뒷면에는 벨크로 테이프를 이용하여 사용자에게 따라 그 위치를 가변 할 수 있도록 하였다.

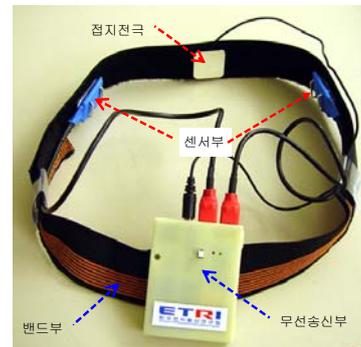


그림 4. 근전도센서 및 무선전송부가 헤드밴드에 장착된 모습

관자근이 활성화 되면서 획득된 근전도 신호는 블루투스 무선통신 프로토콜을 통해 컴퓨터로 전송된다. 이때의 전송된 신호를 컴퓨터에서 수신하기 위하여 블루투스 USB Dongle (Airlogic 사의 Airbridge calss 1.1)이 사용되었다. 본 논문에서 사용된 블루투스 USB Dongle은 시리얼통신을 지원하며 본 논문에서도 시리얼통신을 통해 데이터를 획득하였다.

신호 처리부로 전송된 근전도 신호는 각 채널별로 블록으로 나뉘어져 각 블록별로 특징을 구하고 각 특징으로부터 패턴을 학습하고 인식하게 된다. 그림 5는 근전도 신호를 분석하는 각 과정을 나타낸 것으로서 그림에는 근전도 신호를 적절한 데이터 블록으로 나누는 과정, 각 블록에서의 근전도 신호 특징을 추출하는 과정, 추출된 특징의 역치 (threshold)를 설정하는 과정, 역치 값에 따라 입력 패턴을

결정하는 과정, 결정된 패턴에 따라 시스템을 제어하는 과정 등이 포함되어 있다.

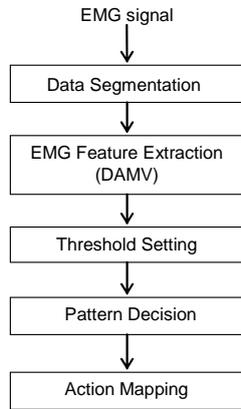


그림 5. 근전도 패턴 분류 과정의 개요

신호처리부로 전송된 근전도 신호는 각 채널 별로 신호를 블록으로 나누어 각 블록 별로 특징을 구하고 각 특징으로부터 좌, 우 채널의 역치 값을 설정하여 패턴을 분류한다. 본 논문에서 특징으로 사용된 것은 근전도 신호 분석에 많이 이용되고 있는 절대차분 평균치 (DAMV: Difference Absolute Mean Value)이며 그 정의는 다음과 같다. [2]

$$DAMV = \frac{1}{N-1} \sum_{i=2}^N |x(i) - x(i-1)| \quad (1)$$

여기에서 x 는 측정된 근전도 신호이며, i 는 샘플의 순서, N 은 샘플의 수를 나타낸다. $DAMV$ 는 정의에서와 같이 이웃하는 신호간의 차이를 이용하기 때문에 직류 성분을 배제할 수 있는 장점이 있다.

한편, 안정적이면서도 짧은 반응시간을 만족하는 패턴 분류를 위해서는 특징을 구하기 위한 블록 크기를 얼마로 할 것인가가 중요하다. 본 논문에서는 주어진 패턴에 따라 이 물기를 수행하도록 하여 블록 크기에 따라 특징 벡터를 구하고 역치 설정만으로 패턴을 분류할 수 있는 블록 크기를 결정하고자 하였다. 그림 6은 이 물기에 의해 발생된 이마 양측 관자근에서의 근전도 신호의 특징 벡터를 가로축은 채널 1의 DAMV값으로 세로축은 채널 2의 DAMV값으로 나타낸 것이다. 그림에서 50ms의 블록사이즈의 경우에는 역치 설정만으로 패턴을 분류하기가 어려웠으며 블록사이즈가 100ms 이상인 경우는 어느 정도 허용할 만한 수준으로 패턴 분류가 가능한 것을 확인할 수 있었다. 따라서 본 논문에서는 특징을 구하기 위한 블록 사이즈로서 100ms를 설정하였다.

패턴 분류를 위한 역치의 설정은 각 채널별로 그 크기를 정하도록 하는 방식으로 이루어진다. 예를 들면 분류된 패턴에 따라 좌측, 우측, 또는 양측이 표시가 되도록 그래픽 인터페이스를 만들고 피험자가 좌측, 우측 또는 양측 이를 물어 자

신이 원하는 데로 분류가 되도록 각 채널의 역치 값을 설정한다.

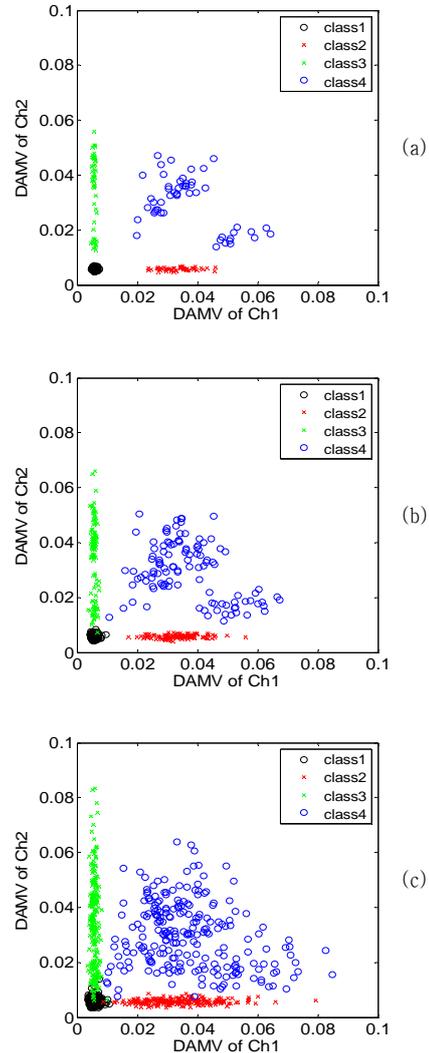


그림 6. 이 물기에 의한 관자근에서 발생된 근전도의 특징 벡터. (a) 블록 사이즈가 50ms 인 경우, (b) 블록 사이즈가 100ms 인 경우, (c) 블록 사이즈가 200ms 인 경우.

결정된 패턴에 따라 시스템을 제어하는 과정에서는 각 시스템에 따라 이전 단계에서의 명령과 분류된 현재 및 과거의 패턴을 고려하여 적절한 명령을 수행하도록 한다. 실시간으로 좌, 우, 양측 이 물기 인식이 가능하다면 적용할 대상에 따라 기본 동작을 조합하고 적절한 사용자 인터페이스를 구성하여 포인팅디바이스, 문자입력, 전동휠체어 등의 입력 인터페이스로서 본 논문에서의 방법을 사용할 수 있다. 다음에서는 각 응용 시스템에 따라 이 물기에 의한 입력 방법이 활용되는 예를 살펴보고자 한다.

3. 이 물기에 의한 입력 인터페이스의 응용 예

3.1 전동 휠체어 제어

이 물기에 의한 입력 인터페이스의 첫 번째 응용 예는 전동 휠체어 제어이다. 사지마비 장애인들을 위한 전동 휠체어 제어 방법으로는 호흡을 이용한 방법 [9], 손으로 조이스틱을 조작하는 대신 조이스틱을 턱 주위에 설치해서 턱을 움직여서 조작하는 방법 등이 있다. 이러한 방법들은 각각 이용하는 상황에 따라 장점 및 단점이 있다. 예를 들면 호흡을 이용하는 방법은 들숨과 날숨을 이용하여 방향 전환, 전진 멈춤 등을 수행해야 하는데 숨 쉬는 것과 방향과는 직관적인 연관성이 없어서 익숙해지는데 어려움이 있다. 또한 턱을 움직여서 조이스틱을 조작하는 방법은 목이 쉽게 피로해 질 수 있으며, 목을 마음대로 사용하기 어려운 사용자들에게는 적용되기 어렵다. 반면 사용자가 이 물기만 가능하다면 이 물기를 통해 전동 휠체어를 제어할 수 있다.

전동 휠체어를 제어하기 위한 신호 처리 및 디스플레이를 위해 그림 7과 같은 신호처리 모듈을 구성하였다.



그림 7. 휠체어용 근전도 신호 처리모듈의 외관 및 설치 예.

상용 임베디드 리눅스용 보드를 이용하여 구성된 신호처리 모듈은 무선으로 전송되는 근전도 신호를 수신하고 이를 처리하여 패턴 인식 결과 및 휠체어 제어 명령을 디스플레이 하고, 전동 휠체어의 조정기에 전달하는 기능을 수행한다. 이용된 임베디드 리눅스 보드는 FA Linux사의 EZ-X5로서 EZ-X5는 Intel PXA255-400을 탑재한 보드로서 그래픽환경을 위한 터치패드와 최대 1024x768을 지원할 수 있는 LCD 인터페이스를 제공한다. 또한 무선으로 전송되는 근전도 신호의 수신을 위해 이니타움 사의 RS232 시리얼 포트를 지원하는 SD202 [10]를 사용하여 케이스 내에 삽입하였다.

그림 7의 신호처리 모듈의 디스플레이 부분에서 각 채널별로 역치를 설정한다. 즉, 디스플레이 좌측 상단 부분에는 사용자의 이 물기 동작 패턴이 표시되는데, 이때 사용자의 이 물기 동작과 표시되는 패턴이 일치되도록 적절한 역치 값을 설정한다. 예를 들어 좌측 채널의 역치 값이 너무 작으면 이를 물지 않았는데도 좌측 이를 문 것으로 인식되어 표시되는데 이때 좌측 채널의 역치 값을 좌측 이를 물었을 때만 반응이 되도록 증가시킨다. 만일 역치 값이 너무 크게 설정되었을 경우에는 이를 세게 물어야 이를 물었다고 인식이 되므로 역치를 적절한 값으로 낮춘다.

이와 같이 관자근에서의 근전도 신호로부터 썸, 좌측, 우측 및 양측 이 물기 동작을 각각 구분할 수 있다. 그러나 보다

자유롭게 전동 휠체어를 제어하기 위해서는 기본적인 이 물기 패턴을 전동휠체어의 이동 상황에 따라 서로 다르게 적용해야 한다. 먼저 전동 휠체어가 정지해 있는 상태에서는 좌 또는 우측 이 물기에 의해 휠체어는 좌 또는 우측으로 제자리에서 회전하게 된다. 이때 좌 또는 우측 이 물기를 지속하는 동안에만 전동 휠체어가 회전한다. 휠체어를 회전시켜 특정한 이동 방향이 결정되면 휠체어를 앞으로 전진시켜야 하는데 이때는 양측 이를 특정 시간 동안 (약 1초) 물어야 한다. 휠체어가 앞쪽으로 이동하면 장애물을 피하거나 목 적지를 조정하기 위해 방향을 전환해야 하는데 이때는 좌측 또는 우측 이를 한번 물었다 놓는다. 이때 이동 방향을 제어하기 위해서 동일한 동작을 반복한다. 또한 이동 중에 급격하게 선회를 사용자가 원할 경우에는 좌측 또는 우측 이를 약 1.5초 정도 물었다다가 놓는다. 본 논문에서는 이와 같은 방법에 의해 전진 중에 7단계로 방향 전환을 가능하게 하였다. 휠체어의 진행 방향은 그림 8과 같이 표시되어 사용자가 현재 어느 방향으로 이동하고 있는지 확인이 가능하다.

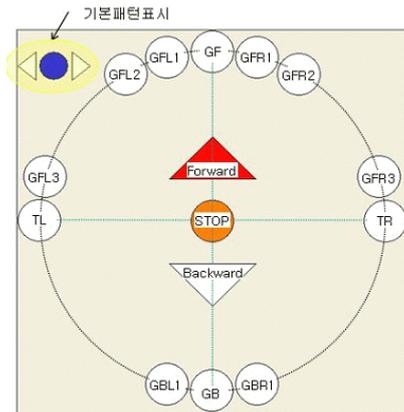


그림 8. 휠체어 이동 방향 디스플레이 예.

그림에서 GF, GFL1, GFL2, GFL3, GFR1, GFR2, GFR3 등은 해당 위치로 휠체어가 진행되는 것을 의미한다. 사용자가 후진을 원하는 경우에는 휠체어가 멈춘 상태에서 양측 이를 연달아 두번 물었다 놓으면 그림에서 'Forward', 'Backward'라고 표시된 방향 선택이 전환되어 이동할 방향을 표시해 준다. 이때 전진의 경우와 마찬가지로 양측 이를 길게 물면 휠체어가 후진을 하게 되며 후진 중에는 좌측 또는 우측 이를 물었다 놓아 이동 방향을 전환할 수도 있다. 이와 같은 과정에 의해 휠체어를 이동하게 하는 명령어는 기존의 논문에서 구성된 휠체어 조정기 인터페이스 모듈 [11]과 연동되어 휠체어를 제어하게 된다.

한편 본 논문에서 개발된 전동 휠체어 제어기 시제품을 이용하여 국립재활원과의 공동연구를 통해 실수요자인 척수손상 장애인의 사용성 평가시험을 수행하였다. 실험 대상은 일반전동휠체어 사용에 제한이 있는 척수손상 환자로서 그 선정기준은 진단이 경추 4-5번 장애로 판정되고, 발병 후 기

간이 6개월 이상이고, 인지수준이 프로그램을 이해할 정도인 장애인을 대상으로 하였다.

이때 실험의 독립변인으로서 본 논문에서의 입력 인터페이스 기술을 적용한 전동휠체어와 기존에 상용화되어 사용되고 있는 호흡조절 (sip & puff control) 전동휠체어가 설정하였다. 호흡조절 방법은 들숨을 짧고 길게 하거나 날숨을 짧고 길게 하는 4개의 조합으로 전진, 전진 중 좌회전, 전진 중 좌/우 회전, 멈춤을 수행할 수 있다. 따라서 비슷한 조건 하에서의 두 방법의 비교를 위해 앞서 기술한 7단계의 방향 전환이 가능한 휠체어 제어 방법 대신 전진, 전진 중 좌우 회전, 멈춤 명령만이 반영 되도록 휠체어 작동 방법을 수정하여 사용성 평가를 하였다.

시험 목적이 두 가지 방법 중 어떤 방법이 신속하고 정확하게 전동휠체어를 조정할 수 있는지를 비교하는 것이어서, 전진, 전진 중 좌우 회전이 모두 이용될 수 있도록 시험 선로를 설정하고 실험의 종속변인으로서 시험 선로를 통과할 때의 시간과 충돌횟수가 측정되었다. 실험에 이용된 테스트 코스는 폭 1.5미터, 길이 10 여 미터의 굴절코스로서 구체적인 것은 다음 그림과 같다.

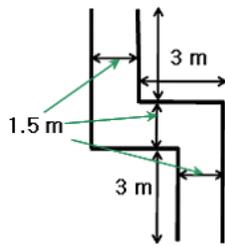


그림 9. 사용성 평가용 시험 선로.

실험 방법은 먼저 피험자에게 전체적인 작동 방법을 설명한 후 전동 휠체어에 앉게 한다. 그리고 인터페이스 시스템만 전원을 켜고 전동휠체어의 전원은 끈 상태에서 직진, 전진 중 좌/우 회전, 멈춤 명령 수행을 훈련한다. 그 다음 전동휠체어 전원을 켜고 5회 훈련 후 종속변인을 측정하였다. 측정은 각 피험자에게 3번씩 수행이 되었다.

피험자가 장애 정도가 심하면 실험 후에 충분한 휴식이 필요하기도 하여 하루 동안에 두 가지 휠체어 제어 방법을 모두 평가 할 수가 없는 경우도 발생했다. 따라서 이 물기를 이용한 방법은 총 20명이, 호흡 방식의 제어 방법은 총 12명만이 참가하였다. 두 가지 휠체어 제어 방법에 모두 참가한 인원은 10명이었으며 이 중 2명은 테스트 도로를 벗어나는 경우가 3회 이상이어서 이를 제외한 나머지 8명만의 데이터를 분석하였다. 두 방법 모두 이동 속도는 중증 척수 장애인 이 이동 시에도 부담을 느끼지 않으면서 가능한 빠른 속도인 약 0.4 m/s 정도로 설정하였다.

다음 그림은 각 피험자들이 이 물기에 의한 방법과 호흡에

의한 방법으로 테스트 도로를 통과한 시간을 나타낸 것이다. 이때 이 물기에 의한 평균값 및 표준편차는 각각 44.2초, 6.0초 이며, 호흡에 의한 평균값 및 표준편차는 각각 57.3초, 15.1초 이었다.

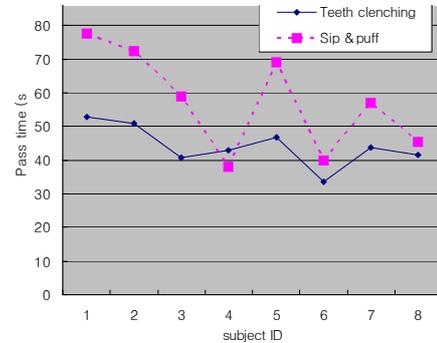


그림 10. 도로 통과에 걸리는 시간.

그림에서와 같이 데이터 분석에 이용된 8명 중 1명만이 호흡에 의한 제어 방법이 이 물기에 의한 제어 방법 보다 통과시간이 짧았으며 나머지 피험자들은 모두 이 물기에 의한 방법이 기존의 호흡에 의한 제어 방법 보다 통과시간이 짧았다. 평균값 및 표준 편차를 비교하더라도 기존의 호흡에 의한 방법 보다는 이 물기에 의한 방법이 약 22% 정도 통과시간이 단축되었으며 사용자간 표준편차도 40% 수준으로 줄어들었다.

다음 그림은 도로 통과 시험 시 도로를 벗어난 회수를 각 피험자 별로 나타낸 것이다.

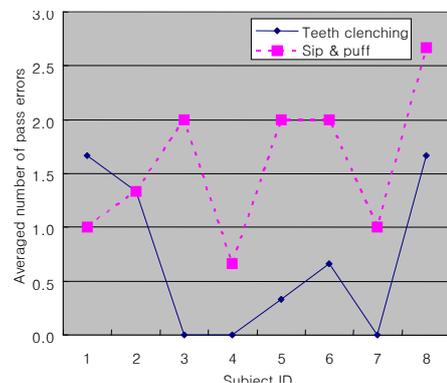


그림 11. 도로 통과 시험 중 도로를 벗어난 회수.

테스트 도로를 벗어난 경우도 호흡에 의한 기존방법이 평균 1.6회인 반면 이 물기에 의한 방법은 0.7회로 절반 이상 줄어든 것을 확인할 수 있었다.

따라서 기존의 호흡에 의한 방법과 이 물기에 의한 방법을 비교 했을 때 이 물기에 의한 방법이 기존의 호흡에 의한 방법보다 조작이 쉽고 정확하여 사용이 편리하다는 것을 확인할 수 있었다.

3.2 마우스 제어

이 물기에 의한 입력 인터페이스의 두 번째 응용 예는 마우스 포인터의 제어이다. 사지마비 장애인들을 위한 마우스 포인터 제어 방법으로는 다수의 초음파 센서를 장착하거나 화상 인식 등을 통해 머리의 움직임을 추적하는 방법 등이 이용되고 있다. 각 방법은 모두 장단점이 있으며 머리의 움직임을 추적하는 방법과는 달리 본 논문에서의 방법은 목을 움직이지 못하는 경우에도 사용할 수 있다. 반면 본 논문에서의 방법은 제한된 수의 이 물기 패턴을 이용하기 때문에 다른 방법에 비해 조작 자유도가 낮은 단점도 있다.

이 물기를 이용하여 마우스의 위치를 제어하는 기존의 방법에서는 '상하좌우 제어' 방식 [12]이 사용되었다. 즉, 이 물기 동작의 기본 패턴을 조합으로 이용하여 마우스포인터를 상하좌우로 이동하였다. 그러나 이 방법은 사용상의 직관성이 떨어지고 두 번 연달아 물기 동작의 인식 오류가 빈번하여 마우스포인터 위치 제어에 이용하는 데에는 한계가 있었다. 이와 같이 제한된 수의 이 물기 패턴을 이용하는 경우에는 그림 12와 같은 '이동각 제어' 방식의 마우스 포인터 위치 제어 방법을 고려할 수 있다. 즉, 어느 한쪽 부분의 이를 무는 것에 따라 마우스 포인터의 이동할 방향을 시계방향 또는 반시계방향으로 회전하면서 결정한다. 그리고 양측 치아를 동시에 물어 결정된 방향으로 마우스포인터를 이동시킨다. 이때 양측 치아를 동시에 무는 시간에 따라 포인터의 이동과 멈춤을 조작한다. 포인터가 이동 중인 경우에 한쪽 치아를 물게 되면 포인터가 정해진 방향으로 회전하면서 이동하게 된다.

아이콘의 선택이나 실행은 한쪽 방향으로의 이 물기를 특정 시간 이상 했을 때 동작하게 하거나 연달아 물게 하는 식의 방법으로 수행하게 할 수 있다. 이때 포인터가 멈춘 상태에서 좌 또는 우측 무는 동작만으로는 포인터가 이동하지 않기 때문에 이 물기를 연달아 수행할 때 잘못 인식되어 포인터가 의도하지 않은 방향으로 이동했던 기존의 상하좌우 제어 방식에 비해 포인터 조작의 오류를 줄일 수 있다.

한편 그림 13은 본 논문에서의 마우스포인터 조작 방법의 비교평가를 위한 프로그램 GUI이다. 본 프로그램을 이용하여 왼쪽 화면상에 표시된 사각형으로 마우스포인터를 이동하고, 선택(마우스 왼쪽 버튼)을 하면 임의의 위치로 사각형이 이동하며 이와 같은 동일 작업을 100번 정도 반복하여 한번 작업 수행시의 평균 시간을 비교하였다. 비교 시험은 국립재활병원의 도움을 받아 1명의 사지마비 장애인과 1명의 비장애인을 대상으로 이루어졌다. 장애인의 경우에는 1시간 미만의 인터페이스 시제품 사용 후 평가가 이루어졌다.

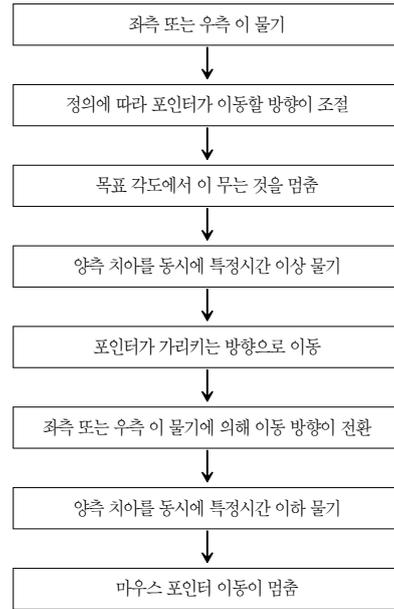


그림 12. 이동각 제어방식에 의한 마우스 포인터 조작방법.

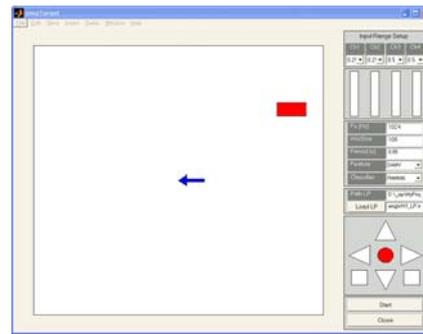


그림 13. 본 논문에서의 마우스 인터페이스 사용성 평가를 위한 프로그램 GUI.

마우스작업에 능숙한 비장애인이 일반 마우스를 이용하는 경우, 사각형으로 포인터를 이동시키고 선택하는데 걸리는 시간은 평균 1.07초, 키패드를 이용한 경우에는 평균 4.09 초이었다. 또한 장애인과 비장애인의 경우, 본 논문에서의 근전도 기반 마우스 인터페이스를 사용할 때 사각형으로 포인터를 이동시키고 선택하는데 걸리는 시간은 평균 7.67초 정도이었다. 추후 보다 많은 피험자에 의한 실험이 필요하겠지만 본 논문에서의 방법이 기존의 마우스를 이용하는 방법에 비해 사용성이 약 1/7 수준인 것을 확인할 수 있었다.

3.3 컴퓨터 게임 제어

이 물기를 이용한 입력 방법은 테트리스와 같은 간단한 컴퓨터 게임 제어에도 적용될 수 있다. 테트리스 게임은 블록을 좌, 우로 움직이고, 회전시키고, 바닥으로 떨어뜨리는 4 가지 기본 조작으로 이루어진다. 따라서 좌측 또는 우측 이를 물어 블록을 움직이게 하고, 양측 이를 짧게 물었다 놓아 블록을 회전시키고, 양측 이를 길게 물었다 놓아 블록을 바닥으로 떨어뜨리게 인터페이스 프로그램을 설정한다. 그림

14는 이 물기를 이용하여 테트리스를 조작하는 장면이다.



그림 14. 본 논문에서의 방법에 의해 테트리스 게임을 조작하는 장면.

4. 결론

본 논문에서는 이 물기에 의해 발생된 근전도 신호를 획득하고 이를 전송 및 처리하여 사지마비 장애인이 사용할 수 있는 입력 인터페이스 기술 및 전동 휠체어 제어를 위한 응용 시스템을 개발하였다. 또한 제한된 이 물기 동작으로 보다 편리하게 전동 휠체어, 마우스, 컴퓨터 게임 등을 조작할 수 있도록 명령 입력 방법 및 조작 방법도 제안하였다. 본 논문에서의 근전도 기반 전동 휠체어 제어 시제품과 기존의 상용 제품의 사용성 비교를 위해 실수요자인 사지마비 장애인을 대상으로 하는 평가 시험이 이루어졌으며 시험 선로를 통과하는 시간과 선로를 벗어난 회수를 고려할 때 본 논문에서의 방법이 기존의 방법에 비해 조작이 편하고 정확하다고 판단된다.

참고문헌

- [1] 박창일, "척수손상장애인에 대한 임상조사 및 재활 대책", iletdown.com.ne.kr/dataform/ data09.hwp.
- [2] 박상희, 생체신호처리 및 응용, 예드텍 1999.
- [3] Han J.S., Bien Z. Z., Kim D. J., Lee H. E. and Kim J. S., "Human-Machine Interface for Wheelchair Control with EMG and Its Evaluation," Proc. EMBS 2003, 1602-1605, 2003.
- [4] Jeong H., and Choi J. H., "An EMG-controlled Graphic Interface Considering Wearability," "Human-Computer Interaction INTERACT '03, 958-961, 2003.
- [5] Rosenberg R., "The Biofeedback Pointer: EMG Control of a Two Dimensional Pointer, Second International Symposium on Wearable Computers," 162-163, 1998.
- [6] Tsuji T, Fukuda O., Murakami M., Kaneko M., "An

EMG Controlled Pointing Device Using a Neural Network," Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers, 37, 5, 425-31, 2001.

- [7] 이남용, 김정열, "눈꺼풀의 움직임에 이용한 입력 장치," 대한민국특허등록번호 10-0179250-0000, 1998.
- [8] Delagi E. F., Iazzetti J., Perotto A., and Morrison, D., Anatomical Guide For The Electromyographer, The Lombs and Trunk, 3rd Edition, Springfield, Illinois, U.S.A, 1994.
- [9] ASL Pneumatic Switch ("Sip & Puff" Switch) www.asl-inc.com.
- [10] <http://www.initium.co.kr/korean/promi-sd.html>
- [11] 정혁, 김종성, 손욱호, "사지마비 장애인용 근전도 기반 휠체어 인터페이스," 2005 대한전자공학회 하계학술대회, Vol. 28, No. 1, pp. 141-144, 2005
- [12] Jeong H., Jong-Sung Kim, and Choi J. H., "A Study of an EMG-controlled HCI Method by Clenching Teeth," Lecture Notes in Computer Science 3101, pp. 163-170, 2004.



정 혁

음향신호처리

1991년 2월 KAIST 기계공학과 졸업.
1993년 2월 KAIST 기계공학과 졸업.
1999년 8월 KAIST 기계공학과 졸업 (공학박사). 2000년 3월 - 현재 ETRI 선임연구원. 관심분야는 HCI, 심리음향,



김 종 성

는 HCI, 자동제어, 패턴인식

1989년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업. 1991년 2월 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업. 1996년 2월 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업 (공학박사). 1997년 2월 - 현재 ETRI 선임연구원. 관심분야



손 욱 호

관심분야는 HCI, VR, 햅틱

1987년 2월 연세대학교 전산학과 졸업. 1993년 9월 Texas A&M University 전산학과 졸업. 2001년 5월 Texas A&M University 전산학과 졸업 (이학박사). 2001년 8월 - 현재 ETRI 선임연구원.



김 영 훈

1998년 2월 고려대학교 의과대학 졸업.
2003년 3월 재활의학과 전문의 자격 취득. 2003년 5월 - 2006년 4월 국립재활원 재활의학과 임상과장. 2006년 5월
- 현재 대한체육회태릉선수촌 의무실

장. 관심분야는 재활의학 (뇌졸중, 스포츠손상)