

거동장애를 가진 전동휠체어 사용자를 위한 근전도 기반의 휴먼-컴퓨터 인터페이스

A Novel EMG-based Human-Computer Interface for Electric-Powered Wheelchair Users with Motor Disabilities

문인혁*, 이명준, 추준욱, 류제청, 문무성
(Inhyuk Moon, Myung-Joon Lee, Jun-Uk Chu, Je-Cheong Ryu, and Mu-Seong Mun)

Abstract : Electromyogram (EMG) signal generated by voluntary contraction of muscles is often used in rehabilitation devices because of its distinct output characteristics compared to other bio-signals. This paper proposes a novel EMG-based human-computer interface for electric-powered wheelchair users with motor disabilities by C4 or C5 spine cord injury. User's commands to control the electric-powered wheelchair are represented by shoulder elevation motions, which are recognized by comparing EMG signals acquired from the levator scapulae muscles with a preset double threshold value. The interface commands for controlling the electric-powered wheelchair consist of combinations of left-, right- and both-shoulders elevation motions. To achieve a real-time interface, we implement an EMG processing hardware composed of analog amplifiers, filters, a mean absolute value circuit and a high-speed microprocessor. The experimental results using an implemented real-time hardware and an electric-powered wheelchair showed that the EMG-based human-computer interface is feasible for the users with severe motor disabilities.

Keywords : electromyogram, human-computer interface, shoulder elevation motion, double threshold, electric-powered wheelchair

I. 서론

매년 질병이나 사고에 의한 후천적 장애인의 수가 증가하고 있으며, 세계적으로 이러한 지체 장애인들의 재활 및 정상적인 사회 복귀는 큰 사회적 문제로 대두되고 있다. 특히 유럽을 중심으로 재활 의지/보조기(prostheses/orthosis)에 관한 많은 연구가 이루어져 왔으며[1,2,3], 최근에는 로봇 공학 연구를 재활 시스템(rehabilitation system)에 접목시켜서 보다 향상된 의지/보조기를 연구하고 있다[4,5,6,7]. 이러한 연구에서 최근 시스템의 동작 신뢰성과 안전성에 대한 보완으로써 사람을 제어 루프의 한 요소로서 적용하는 휴먼-인-더-루프 시스템(human-in-the-loop system)에 관한 연구가 제안되었다[8]. 하지만 사람은 기계와 다른 정보 체계를 가진 시스템이므로 휴먼-인-더-루프 시스템에는 사람과 기계간에 정보를 변환할 수 있는 휴먼-컴퓨터 인터페이스(human computer interface, HCI)가 반드시 필요하다. 현재 많이 적용되고 있는 대표적인 인터페이스로써는 키보드나 마우스가 있지만, 장애자나 컴퓨터에 익숙하지 않은 고령자에게는 적합하지 않다. 따라서 최근에는 사용자의 편리성을 고려하여 영상[9]이나, 음성[10]을 이용한 사용자 중심의 인터페이스(user-centered interface)가 제안되었다. 하지만 영상 기반 인터페이스의 경우에는 많은 네이터량에 의해 높은 데이터 처리 비용이 들고, 음성 기반의 인터페이스는 주위의 잡음이나 환경의 영향을 쉽게 받는 문제점이 있다. 최근에는 근전도(electromyogram, EMG)[11], 뇌전도(electroencephalogram, EEG)[12], 안전도(electrooculography,

EOG)[13] 등의 생체 신호를 이용한 인터페이스가 제안되었다. 이러한 생체 신호들 중에서 특히 EMG는 다른 생체 신호들보다 비교적 진폭이 크고, 잡음에 강한 특성이 있어서 재활 시스템에 많이 적용되고 있다. 대표적인 예로서는 EMG에 의해 의수의 파지 동작(grasping)과 펌 동작(opening)을 제어하는 근전의수(myoelectric hand)가 있다[14].

본 연구에서는 상지 절단환자, 혹은 사지 마비환자가 신체의 특정 부위를 움직여 의도(intention)를 표현하고, 그때 발생하는 EMG를 측정하여 사용자의 의도를 인식하여 전동휠체어의 방향을 제어를 하는 HCI를 제안한다. 이 HCI에 적용할 수 있는 근육 부위로써는 독립적으로 수의수축(voluntary contraction)이 가능한 양 어깨, 양 전완(forearm), 양 대퇴 등이다. 사용자는 이러한 쌍으로 된 두 근육 부위를 한 쪽, 혹은 동시에 움직임으로써 최대 네 종류의 의도를 표현할 수 있다. 의도에 해당하는 동작의 유무는 해당 부위의 근육에서 취득한 EMG의 절대 평균값(mean absolute value, MAV)과 미리 정해둔 문턱치(threshold value)와 비교함으로써 인식할 수 있다. 그러나 사용자가 동시에 두 근육을 움직이고자 하는 의도가 있었다고 할지라도 근육의 발화(firing) 특성의 차이에 의해 시간차가 발생할 수도 있기 때문에, 단순한 비교 방법으로는 동시 수의수축(voluntary co-contraction)에 관한 사용자의 의도를 인식하기 어렵다.

이러한 문제를 해결하기 위하여 본 논문에서는 근육의 수의수축 인식에 필요한 문턱치를 이중으로 설정하는 이중 문턱치(double threshold) 인식방법을 제안한다. 이중 문턱치 인식방법에 의해 두 근육이 동시에 수의수축시에도 정확한 인식이 가능하므로, 각기 하나의 근육 수축 상태만을 인식하는 HCI보다도 많은 수의 인터페이스 명령을 생성할 수 있다. 또한 실시간 EMG 기반의 HCI를 구현하고, 그림 1과 같이 정상인을 대상으로 어깨올림 동작에 관여하는 어깨 올림근에

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2004. 7. 2., 채택확정 : 2004. 11. 29.

문인혁, 이명준, 추준욱, 류제청, 문무성 : 재활공학연구소
(ihmoon@iris.korec.re.kr/mjlee@iris.korec.re.kr/juchu@iris.korec.re.kr/jcryu@iris.korec.re.kr/msmun@iris.korec.re.kr)

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것입니다.(과제번호: 02-PJ3-PG6-EV03-0004).

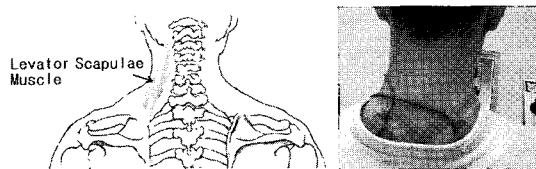


그림 1. 어깨 올림근과 전극 위치.

Fig. 1. Levator scapulae muscle and electrode position.

부착한 표면전극(surface electrode)으로부터 취득한 EMG를 사용하여 제안된 방법의 유효성을 평가한다. 어깨 올림근에서 취득한 EMG를 이용한 HCI는, 특히 경추 C4혹은 C5손상 장애인과 같이 상박까지의 근육은 수축활동이 가능하지만 어깨 올림동작은 거의 불가능한 장애인에게 유용하다고 할 수 있다. 마지막으로 정상인을 대상으로 전동 휠체어의 방향을 제어하는 실험을 통하여 본 논문에서 제안한 EMG기반의 HCI가 거동장애를 가진 전동 휠체어 사용자에게 적용 가능함을 보인다.

II. EMG 측정 및 신호처리

EMG는 근 섬유의 수축에 따라 0~10 mV의 진폭을 가지고, 30~500 Hz에 에너지가 집중되어 있으며[15], 근육의 수축 강도와 EMG의 진폭은 비교적 선형적인 관계에 있다고 알려져 있다[16]. 따라서 본 연구에서는 능동형 표면 EMG 전극(active surface EMG electrode)을 이용하여 취득한 EMG로부터 최종적으로 근육의 수축 강도를 측정할 수 있는 MAV 신호를 출력하는 신호처리를 수행한다.

먼저 그림 2와 같이 20 Hz 차단 주파수의 고역통과필터(high-pass filter, HPF)와 450 Hz 차단 주파수의 저역통과필터(low-pass filter, LPF) 및 60 dB 증폭기를 내장하고 있는 Delsys사의 능동형 표면 EMG전극 DE-2.3[17]을 이용하여 EMG를 취득한다. 이때 신호의 기준점(signal reference)으로서는 근육의 움직임에 비교적 영향을 적게 받는 쇄골(clavicle)을 선택하였다. 취득된 EMG는 전원 잡음 제거를 위해 60 Hz 차단 주파수의 대역저지필터(band-rejection filter, BRF)를 통하여 EMG성분만을 포함하는 신호 $x(t)$ 를 얻는다. 그리고 $x(t)$ 의 절대 평균인 MAV 신호 $u(t)$ 를 얻기 위해 전과정류와 적분 회로를 포함하고 있는 MAV 회로를 거친다. MAV 신호는 (1)과 같이 모델링 될 수 있으며, T와 K는 각각 적분시간과 DC이득을 나타낸다.

$$u(t) = \frac{K}{T} \int_{t-T}^t |x(t)| dt \quad (1)$$

최종적으로 저항과 커패시턴스로 구성된 R-C 1차 LPF를 이용하여 MAV 신호에 포함된 리플을 제거하고, 평활화된 MAV신호(smoothed MAV, SMAV) $y(t)$ 를 출력한다. 이 출력은 근육의 수축 유무의 인식을 위한 입력으로 사용된다. SMAV의 평활화에 사용되는 1차 R-C LPF의 전달 함수는,

$$G(s) = \frac{1}{\tau s + 1} \quad (2)$$

이고, 그 단위계단응답(unit step response)은 다음과 같다.

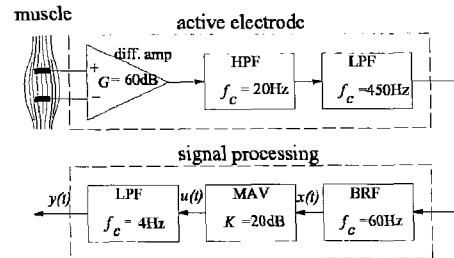


그림 2. EMG 신호처리 과정.

Fig. 2. Block diagram of EMG signal processing.

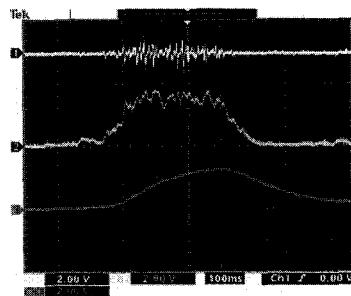


그림 3. EMG 신호처리 결과: EMG, MAV, SMAV.

Fig. 3. Results of EMG signal processing: EMG, MAV, and SMAV signals.

$$y(t) = 1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (3)$$

여기서 $\tau = RC$ 는 시정수(time constant)[s]이고, 차단 주파수 f_c 와는 다음과 같이 반비례의 관계가 있다.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi\tau} \quad (4)$$

따라서 필터의 응답 특성은 차단 주파수가 낮을수록 시간 지연(time delay)[s]이 커지게 된다. 본 연구에서는 실시간 EMG 기반의 HCI를 구현하기 위하여 이중 문턱치 인식을 포함한 총 신호처리에 걸리는 시간이 300 [msec]를 초과하지 않도록 [18], SMAV를 위한 저주파 통과 필터링에서 정상상태 도달시간이 200 [msec]이내가 되도록 차단주파수를 설계하였다. 시정수 τ 인 R-C LPF의 응답은 5τ 시간 후에는 정상 상태에 도달한다고 볼 수 있기 때문에, (4)로부터 다음과 같은 구속식으로부터 차단 주파수 f_c 를 계산할 수 있다.

$$5\tau = \frac{5}{2\pi f_c} < 200[msec] \quad (5)$$

본 연구에서는 (5)를 만족하는 주파수 f_c 중 가장 높은 주파수인 4 Hz를 선정하였다.

그림 3은 어깨 올림근을 수축 하였을 때 그림 2와 같은 기능을 수행하는 EMG신호처리 하드웨어에 의해 얻어진 각 출력 결과의 예이다. 1번 채널은 DE-2.3에서 취득한 EMG를, 2번 채널은 MAV신호 $u(t)$ 를, 3번 채널은 4 Hz LPF를 거쳐서 최종적으로 얻어진 SMAV 신호 $y(t)$ 를 보인다.

III. 이중 문턱치를 이용한 실시간 EMG 인터페이스

본 논문에서 언급하는 문턱치에 의한 인식 방법이란, 근육의 수의수축으로부터 검출된 SMAV 신호를 미리 정해둔 문턱치와 비교하여 문턱치보다 클 경우에는 움직임의 의도가 있는 것으로, 작을 경우에는 움직임의 의도가 없는 것으로 인식하는 방법을 말한다. EMG기반의 인터페이스를 구현함에 있어서는, 1) 빠른 인식 속도와, 2) 하나의 의도된 움직임에 대해 한 명령만으로 인식해야 하며, 3) 서로 다른 근육에 의해 발생하는 EMG를 함께 사용할 경우에는 근육 발화 특성에 의한 시간적 편차를 극복해야 하는, 세 가지 조건을 만족해야 한다. 따라서 본 논문에서는 사용자의 의도를 인식하기 위하여 주 문턱치(primary threshold)와, 주 문턱치보다 낮은 보조 문턱치(auxiliary threshold)를 갖는 이중 문턱치 방법을 제안한다.

1. 근육의 수의수축에 따른 방향 제어명령

서로 다른 두 근육의 수의수축을 이용하여 전동 휠체어의 전진과 멈춤, 그리고 좌우회전의 방향을 제어하기 위해서는 두 근육은 독립적으로 수의수축이 가능해야 한다. 하지만 경추C4나 C5가 손상된 마비 환자의 경우에는 주로 어깨나 목 등의 제한적인 부위에서의 움직임만이 가능하다. 따라서 본 연구에서는 이와 같이 거동장애가 심한 사용자의 경우에는 일상적인 행동과 구별될 수 있는 양쪽 어깨 올림근을 휠체어 방향제어를 위한 인터페이스에 적용한다.

먼저, 표 1과 같이 양쪽 어깨올림 근육중에서 한쪽 근육만을 수의수축한 경우와 두 근육을 동시에 수의수축한 경우에 획득된 EMG로부터 전동휠체어의 전진(go forward), 멈춤(stop), 우회전(turn right), 좌회전(turn left)의 4가지 방향제어 명령을 정의하였다. 여기서 ‘on’은 EMG로부터 얻어진 SMAV 신호가 설정된 문턱치보다 커서 사용자의 의도가 있음을, ‘off’는 그 반대로 의도가 없음을 나타낸다. 그리고 상태(state)는 각 명령을 단순히 숫자로써 표현한 값이다. 상태 4는 양쪽어깨의 올림이 없는 상태이지만, 본 연구에서는 어깨올림 동작에 의한 휠체어의 방향제어 인터페이스의 적용에 있어서 사용자 편의성을 고려하여, 이전 상태가 직진과 멈춤인 경우는 유지(preserve) 명령으로, 좌회전이나 우회전인 경우는 직진 명령으로 정의하였다.

2. 단일 문턱치 비교에 의한 인식의 오류

일반적으로 EMG의 진폭은 근육의 수축력이 증가함에 따라 커지기 때문에[16], SMAV 신호와 문턱치를 비교함으로써 근육의 활성화 유무를 판단할 수 있다. 흔히 사용되는 방법으로는 사용자의 근육 특성에 따라 문턱치를 미리 결정해 두

표 1. 어깨 올림근 활성화에 따른 전동 휠체어의 제어 명령.
Table 1. Control commands defined by motion of left and right levator scapulae muscle for electric powered wheelchair.

left EMG	right EMG	command	state
on	on	go forward / stop	1/0
on	off	turn left	2
off	on	turn right	3
off	off	preserve / go forward	4

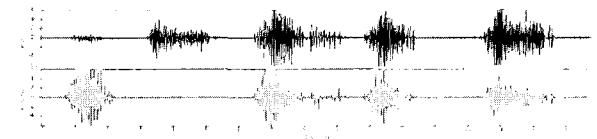


그림 4. 어깨 올림근에서 취득한 시계열 EMG 신호: 오른쪽(위)과 왼쪽(아래).

Fig. 4. EMG signals obtained from levator scapulae muscle: right(upper) and left(lower).

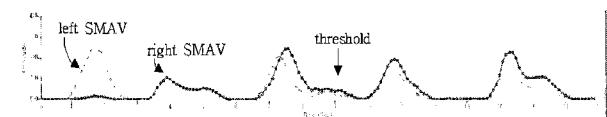


그림 5. 양쪽 어깨 올림근의 움직임에 따른 SMAV 값과 설정된 문턱치.

Fig. 5. SMAV signals by shoulder elevation motions and a preset threshold value.

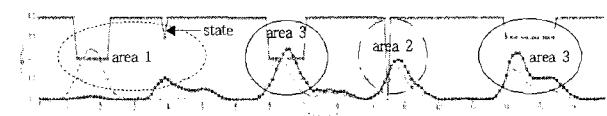


그림 6. 단일 문턱치 비교에 의한 인식 결과.

Fig. 6. Recognized result by comparing with a single threshold value.

고, SMAV 신호와 비교하는 것이다[14]. 의도 인식 성능을 평가하기 위하여 예비 실험을 수행하였다. 실험을 위하여 그림 2의 신호 처리 과정 중 능동 표면 전극 DE-2.3을 제외한 신호 처리 및 인식 과정은 NI사의 LabVIEW 환경에서 소프트웨어로 구현하였다. 이때 피검자는 어깨 올림동작을 수행함으로써 어깨 올림근육의 수의수축을 발생하도록 하였다.

그림 4는 피검자가 왼쪽 어깨 올림동작, 오른쪽 어깨 올림동작 후, 양 어깨를 동시에 올리는 동작을 세 번 반복하였을 때, DE-2.3 전극을 이용하여 양쪽의 어깨 올림근에서 검출한 EMG를 각 채널당 2 KHz 샘플링으로 취득한 결과이다. (1)로 표현되는 MAV 신호의 계산에서는 적분구간 T를 0.5[sec]로 설정하였고, 계산은 매 0.1[sec] 단위로 수행되도록 프로그래밍 하였다. 따라서 EMG의 샘플링 주파수가 2 KHz이기 때문에 MAV 계산을 위한 데이터 샘플수는 1,000[sample]이고, MAV는 매 200[sample]씩 새로운 데이터를 취합하여 계산하게 된다. 그림 5는 LabVIEW 프로그래밍으로 계산한 SMAV와 임의로 설정한 단일 문턱치(single threshold value)를 보인다. 그림 6에서는 그림 5에 나타낸 SMAV 값과 단일 문턱치를 비교하여 어깨 올림 동작을 인식한 결과를 표1의 상태값으로 나타내었다. 이 실험에서의 문턱치는 실험적으로 정하는데, SMAV 신호 최대값의 약30%인 1.0[V]으로 하였다. 인식 결과는 매 0.1[sec]마다 MAV계산과 동시에 얻어진다. 실험 결과, 왼쪽과 오른쪽 각각 한쪽 어깨만 올리려는 의도가 있었던 area 1에서는 정확히 인식되었다. 또한 양쪽 어깨를 동시에 올리려는 의도가 있었던 area 2에서는 양쪽 어깨의 올

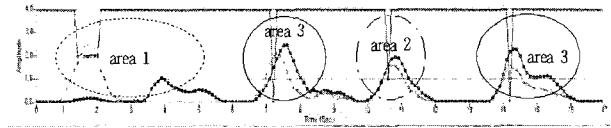


그림 7. 일정 지연시간 후 단일 문턱치 비교에 의한 인식 결과.

Fig. 7. Recognized result by comparing with a single threshold value after delay time.

림동작으로 인식한 결과가 얻어졌다. 그러나 양쪽 어깨를 동시에 올리려던area 3에서는, 좌우 어깨 올림 동작의 시간적 편차에 의해서 왼쪽(state 2) 혹은 오른쪽(state 3)과 같이 한 쪽 어깨만의 올림동작으로 오인식 하였다. 이러한 단일 문턱치에 의한 인식 방법의 문제점을 해결하기 위하여, SMAV 값이 단일 문턱치를 초과하는 순간 즉시 비교하지 않고, 일정 시간지연(time delay) 후에 비교하도록 하였다. 이때 지연시간은 0.2[sec]로 설정하였다. 그 결과, 그림 7과 같이 오인식 되었던 area 3은 시간지연 방법에 의해 동시 수의수축시의 시간차를 어느 정도 극복할 수 있었다. 그러나 area 1의 4[sec] 부근에서와 같이 오른쪽 어깨의 올림동작이 의도는 있었으나 SMAV 값이 문턱치를 초과하는 시간이 지연시간보다 짧을 경우에는 인식이 실패하였다.

3. 이중 문턱치 비교에 의도 인식

본 연구에서는 2절에서와 같은 인식의 오류 문제를 해결하기 위하여 설정된 단일 문턱치(주 문턱치라고 칭함)에, 이보다 작은 보조 문턱치를 추가한 이중 문턱치 인식 방법을 제안한다(그림 8 참조). 먼저 두 근육 부위를 A, B라고 했을 때, 각 근육의 움직임을 인식하기 위한 주 문턱치 A_{PT} , B_{PT} 와 보조 문턱치 A_{AT} , B_{AT} 를 설정한다. 단일 문턱치 인식 방법과 같이 A의 SMAV 값이 A_{PT} 보다 크지만 B의 SMAV 값이 B_{AT} 보다 작다면, 우선 근육 A의 움직임만을 인식한다. 만약 A의 SMAV 값이 A_{PT} 를 초과하고, B의 SMAV 값이 B_{PT} 보다는 작지만 B_{AT} 를 초과한다면, 두 개의 근육을 동시에 움직이려는 의도가 있다고 판단하여 인식을 유보한다. 그러나 어느 순간 B의 SMAV가 B_{PT} 를 초과하면, 그때서야 비로소 두 근육이 동시에 움직였음을 인식한다.

반면 B의 SMAV가 B_{AT} 보다 작아지면, 더 이상 B쪽의 근육을 움직일 의도가 없다고 판단하여 A쪽 근육의 움직임만을 인식한다. 이렇게 함으로써 두 근육을 동시에 움직일 때 발생할 수 있는 시간적 편차를 고려하면서, 동시에 하나의 의도된 움직임에 대해 하나의 인식결과를 얻을 수 있다. 만약 A와 B가 동시에 문턱치 A_{PT} , B_{PT} 보다 크다면, 두 근육 모두 움직이는 것으로 즉시 인식한다. 일단 근육의 움직임에 대한 의도 인식이 되면, 다음 의도를 입력 받기 위해서 두 근육의 SMAV 값이 모두 A_{AT} , B_{AT} 보다 작아질 때까지 기다린다.

이중 문턱치를 이용한 예비 실험 결과는 그림 9에 나타내었다. 이 실험에서는 주 문턱치와 보조 문턱치를 각각 1.0[V]와 0.5[V]로 설정하였다. 실험 결과, 각각 한쪽 어깨만을 올리려는 의도가 있었던 area 1에서는 각각 왼쪽과 오른쪽 한쪽 어깨 올림동작으로 인식하였다. 그리고 양 어깨를 동시에 올리려는 의도가 있었던 area 2,3에서도 양 쪽 어깨 올림동작으

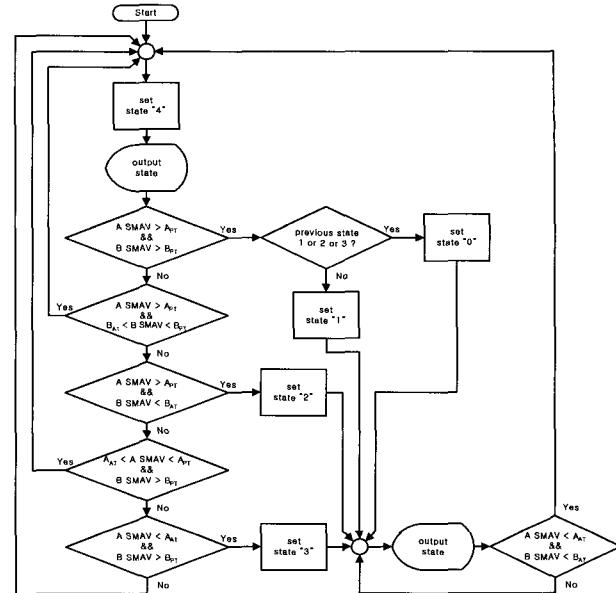


그림 8. 이중 문턱치 인식 방법.

Fig. 8. Block diagram of the double threshold method.

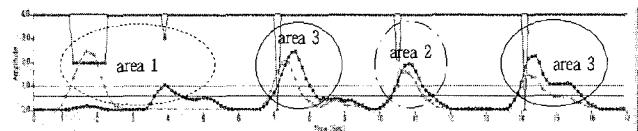


그림 9. 이중 문턱치 방법에 의한 인식 결과.

Fig. 9. Recognized result by the double threshold method.

로 인식하였다. 특히 area 3에서는 동시 수의수축의 시간차가 있었지만, 양쪽 어깨의 동시 올림동작으로 인식하였다. 이것은 동시 올림 동작에서 근육수축의 발화 특성의 차이 혹은 동작의 시간적 편차가 있더라도 적용될 수 있음을 보여준다. 그리고 동시 수의수축을 인식한 후에는, 양쪽 SMAV 가 모두 보조 문턱치보다 작아질 때까지 인식을 대기하고 있음을 알 수 있다. area 2,3에서의 인식결과는 직전의 동작 상태에 따라 멈춤(state 0)과 전진(state 1)의 상태값으로 출력된다.

4. 이중 문턱치 인식방법의 성능평가

본 연구에서 제안한 이중 문턱치 인식방법의 성능을 평가하기 위하여 5명의 정상인 피검자를 대상으로 양 어깨 올림 동작의 인식율을 평가하였다. 각 피검자의 근육상태에 따라 EMG의 진폭특성이 다르기 때문에 주 문턱치와 보조 문턱치를 피검자마다 각각 설정하여야만 한다. 그러나 실험의 일관성을 위하여 피검자의 EMG로부터 얻어진 최대 SMAV의 30%와 20%의 값을 주 문턱치와 보조 문턱치로 설정하였다. 그리고 피검자는 실험에 앞서 표 1에서 정의한 어깨올림 동작을 약 3분 정도 훈련을 실시하였다.

본 평가실험은, 각 피검자가 인식 결과를 확인할 수 없는 상태에서 연속적으로 동작을 수행하는 실험과, 모니터상에 동작에 따른 EMG 신호와 인식결과를 나타내어 피검자가 결과를 인지할 수 있는 상태, 즉 시각피드백이 있는 상태에서의 실험으로, 구분하여 수행하였다. 피검자가 행한 일련의 동작은, 양쪽 올림(전진), 왼쪽 올림(좌회전), 오른쪽 올림(우회

표 2. 이중 문턱치 방법에 의한 어깨 올림 동작의 인식 결과.
Table 2. Recognized results of shoulder elevation motions by the double threshold method.

visual feedback	motion (state)	subject					average (%)
		A	B	C	D	E	
none	both (0/1)	100	100	100	85	100	97
	left (2)	100	100	100	80	100	96
	right (3)	100	100	100	85	100	97
given	both (0/1)	100	100	100	95	100	99
	left (2)	100	100	100	85	100	97
	right (3)	100	100	100	95	100	99

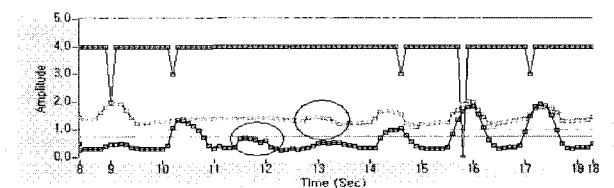


그림 10. 피검자 D의 SMAV 신호와 인식 결과.

Fig. 10. SMAV signal and recognized result of the subject D.

전), 왼쪽 올림(좌회전), 오른쪽 올림(우회전), 양쪽 올림(멈춤) 동작이었다. 그리고 실험은 두 조건에 대해 각각 10회 반복 실험하였다.

표 2는 이중 문턱치 방법에 의한 어깨 올림 동작의 인식 결과이다. 이 결과로부터 EMG를 기반으로 하는 어깨올림 동작의 인식은 시가적인 피드백의 유무에 상관없이 높은 인식율을 나타낸다. 그러나 피검자 D의 경우 다른 피검자에 비해 인식율이 낮았다. 이것은 어깨 근육의 피로에 의한 경직에 의해, 어깨 동작이 없는 상태에서의 출력신호와 수의수축에서의 출력신호의 진폭 차이가 크지 않았기 때문이다(그림 10 참조). 한편 시각 피드백이 있는 상태에서는 피검자들이 문턱치를 넘기 위해 더 많이 근육을 수축시킬려는 경향을 보였다. 그 결과 시각 피드백이 없는 경우 보다는 높은 인식율이 나타남을 알 수 있었다.

5. 실시간 EMG 인터페이스 구현

본 연구에서는 실시간 EMG 인터페이스를 구현하기 위하여 그림 2의 신호처리 과정과 그림 8의 이중 문턱치 인식 방법을 하드웨어로 구현하였다(그림 11 참조). 능동형 표면 EMG 전극인 DE-2.3으로 검출된 EMG는 하드웨어에 의한 신호처리 과정을 거쳐서 SMAV 신호를 출력하고, SMAV 신호는 RISC계열의 마이크로 제어기인 PIC16F73의 ADC에 의해 디지털 값으로 변환된다. 한편 EMG의 출력 진폭특성은 피검자의 근육상태에 따라 다르게 나타나기 때문에, 이중 문턱치는 가변 저항을 이용하여 외부에서 설정할 수 있도록 설계하였다. 그리고 본 연구에서 제안하는 이중 문턱치 인식방법은 총 400개 이하의 명령어로 구성되어 PIC16F73의 내부 프로그램 메모리에 내장되었다. 따라서 4 MHz의 클럭 주파수를 사용할 경우에 PIC16F73 마이크로제어기는 1[usec]마다 한 명령어가 수행될 수 있기 때문에, 이중 문턱치에 의한 인

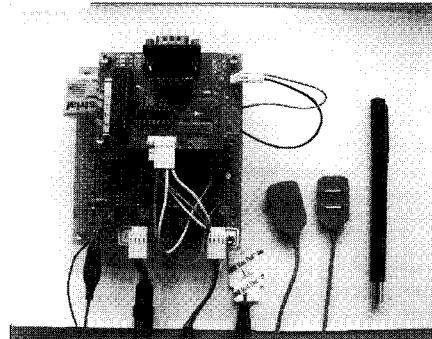


그림 11. 구현된 실시간 EMG 인터페이스 하드웨어와 DE-2.3 EMG 전극.

Fig. 11. Implemented real-time hardware for EMG interface and DE-2.3 EMG electrodes.

식결과는 최장 400[usec] 이내에서 얻을 수 있다. 이것은 2KHz 샘플링 주파수의 데이터 취득시간 간격인 500[usec]보다도 짧기 때문에, 본 연구에서 구현한 EMG 기반의 HCI는 실시간(real-time)으로 수행한다고 볼 수 있다. 인식된 결과는 디지털 값으로 출력될 수 있으며, 동시에 RS-232C 직렬통신으로 외부 장치로도 전송이 가능하다. 제작된 하드웨어의 전원 회로는 한 개의 6F22형 9[V] 건전지로 구동 되도록 설계되어, 휴대가 가능하도록 하였다.

IV. HCI기반의 전동휠체어

1. 주행계획

그림 12는 EMG 기반의 HCI에 의한 전동휠체어의 주행 상태 천이를 보인다. 여기서 1과 r은 왼쪽과 오른쪽을, 그리고 0은 의도된 어깨올림 동작의 유무를 나타낸다. 휠체어의 멈춤, 전진, 좌회전, 우회전의 4 가지 주행상태는 표1과 같이 각각 0, 1, 2, 3으로 표시하였고, 각 상태에서 다른 상태로의 천이는 HCI에 의해 입력되는 의도에 따라 이루어진다.

먼저, 멈춤 상태에서 어떠한 입력이 없으면($l=0 \& r=0$), 멈춤 상태를 유지하고 있다가, 왼쪽이나 오른쪽의 한쪽만이 유효

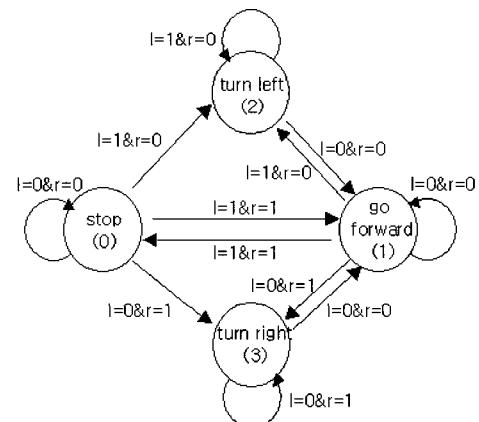


그림 12. EMG 기반의 HCI에 의한 전동휠체어의 주행 상태 천이도.

Fig. 12. State transition diagram of wheelchair's motion by the EMG-based HCI.

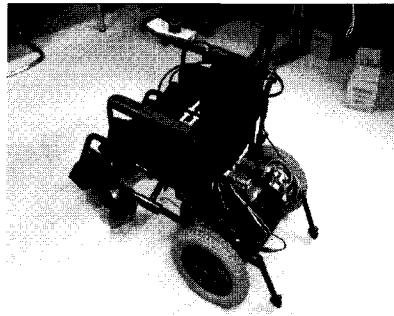


그림 13. HCI 기능을 가진 전동휠체어.

Fig. 13. Electric-powered wheelchair with HCI.

한 입력이 주어지면 해당하는 방향으로 회전하거나, 혹은 동시에 양쪽 어깨의 올림($l=1 \& r=1$)에 의해 전진한다. 좌회전과 우회전의 방향 전환은 해당하는 어깨의 올림 동작($l=1 \& r=0$, $l=0 \& r=1$)이 유지될 때에만 이루어지고, 회전 명령이 끝난 직후 양쪽 어깨 올림 동작이 없으면($l=0 \& r=0$) 전진 상태로 전환된다. 전동휠체어는 좌우회전을 포함하여 일단 움직이기 시작하면 멈춤 상태로의 전환은 반드시 전진 상태로 전환 후, 양쪽 어깨의 동시 올림동작($l=1 \& r=1$)으로 이루어진다. 따라서 양쪽어깨의 올림이 없을 때의 상태는 이전 상태에 따라 전 상태를 유지(preserve)하거나 혹은 전진(go forward)으로 전환된다. 이 주행상태 천이는 사용자의 편의성을 고려하여 결정하였다.

2. 전동휠체어의 구성

본 연구의 실험을 위하여, 기존의 전동휠체어를 개조하여 HCI에 의한 주행제어가 가능하도록 하였다(그림 13 참조).

구동 모터는 DC모터 대신에 BLDC모터를 이용하였고, 모터 제어기는 본 연구그룹에서 개발한 BLDC 제어기를 탑재하였다[19]. 이 모터 제어기는 직렬통신으로 양쪽 바퀴의 목표 속도의 입력이 가능하기 때문에, HCI와 연동될 수 있다. 그림 11의 EMG 인터페이스 하드웨어에서 인식한 명령은 RS-232C직렬 통신으로 모터 제어기에 전달되고, 모터 제어기는 명령에 따라 미리 정해진 직진속도(linear velocity) $v(t)$ 및 회전속도(angular velocity) $w(t)$ 와 역운동학(inverse kinematics) 모델을 이용하여 양 바퀴속도를 계산하여 피드백 제어한다[19]. 본 연구에서는 실험시 탑승자의 안전과 승차감을 고려하여, 전진시에는 $v(t) = 60[\text{cm/sec}]$, $w(t) = 0[\text{deg/sec}]$ 로, 회전시에는 $v(t) = 0[\text{cm/sec}]$, $w(t) = 40[\text{deg/sec}]$ 로 설정하였다.

V. 실험 및 결과

1. 휠체어 유도 평가

본 연구에서는 EMG 기반의 HCI를 이용한 휠체어 유도 실험에 앞서, HCI의 성능을 평가를 위해 먼저 6개의 장애물을 배치된 가상공간에서 본 연구에서 제안하는 EMG 기반의 HCI와 키보드를 이용한 인터페이스에 의한 휠체어 유도 시간을 비교하는 모의 실험을 수행하였다. 가상공간의 면적은 $1800 \times 1800 [\text{cm}^2]$ 이며, 장애물은 $300 \times 300 [\text{cm}^2]$ 정사각형 블록으로 가정하였다. 휠체어의 폭과 길이는 각각 실제의 휠체어와 같이 각각 $60[\text{cm}]$ 과 $80[\text{cm}]$ 로 하였으나, 휠체어의 직진

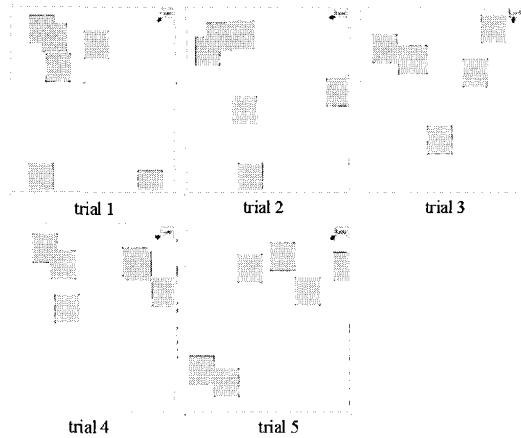


그림 14. 5종류의 가상 실험 환경.

Fig. 14. Five kinds of virtual experimental environment.

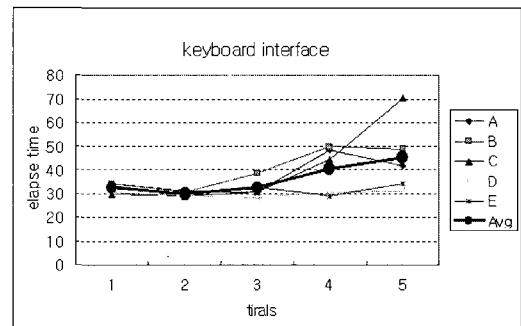


그림 15. 키보드 인터페이스에 의한 휠체어 유도 시간.

Fig. 15. Navigation time by keyboard interface.

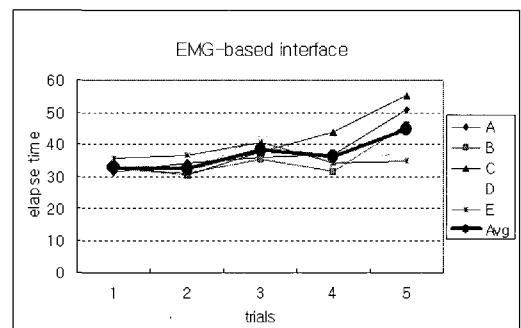


그림 16. EMG 기반의 HCI에 의한 휠체어 유도 시간.

Fig. 16. Navigation time by EMG-based HCI.

속도와 회전속도는 실험 편의상 $45[\text{cm/sec}]$ 와 $90[\text{deg/sec}]$ 로 설정하였다. 휠체어의 유도시, 장애물과 충돌이 발생할 때에는 휠체어는 자동으로 멈춤 상태로 전환되고, 다음 명령이 주어질 때까지 대기하도록 하였다. 실험은 총 5명의 피검자를 대상으로 그림 14와 같은 5 종류의 가상 공간에서 실시하였다. 먼저, 그림 15는 화살키(arrow key)를 이용한 인터페이스로 휠체어를 골까지 유도했을 때 경과한 시간을 나타낸다. 그 결과, 장애물의 배치에 따라 종점까지의 경과 시간은 달랐으나, 같은 장애물 환경에서는 5명의 피검자가 비슷한 경

향을 나타내었다. 이 실험에서 5명에 대한 전체 평균 경과 시간은 36 [sec]였다. 그림 16은 본 연구에서 제안한 EMG기반의 HCI를 이용한 휠체어 유도 결과이다. 5종류의 환경에 대한 실험은 그림 15와 같이 환경 종류에 따라 비슷한 추세를 나타내었고, 5명의 전체 평균 경과 시간은 37 [sec]였다. 따라서 본 논문에서 제안한 EMG기반의 HCI는 화살기에 의한 유도보다는 평균 1[sec] 길었다. 하지만 표준편차가 5[sec]이기 때문에 키보드 인터페이스에 의한 유도와 시간의 차이는 없다고 볼 수 있다. 두 인터페이스에 대하여 Student's t-test 분석에 의해 유의성을 조사하였다. 그 결과 각각의 실험에 대해 $p > 0.05$ 로, 마찬가지로 두 인터페이스간 유의한 차이가 없었다.

2. 휠체어 유도

그림 13의 본 연구에서 개발된 HCI기능을 가진 휠체어를 이용하여 고정된 장애물이 있는 실내환경에서의 휠체어 유도 실험을 수행하였다. 피검자는 29세의 정상인 남자였고, 어깨 올림 동작이 충분히 훈련이 된 피검자를 대상으로 하였다. 그림 17은 유도되고 있는 시퀀스를 보여준다. 그림에서의 숫자는 시퀀스 번호를 나타내었다. 먼저 시작 위치인 '01'의 멈춤 상태에서 '02'의 양쪽 어깨 올림 동작으로 휠체어를 전진 한다. 그러면 '04'의 전진 상태로 진행하다가, 전방의 장애물을 회피하기 위하여 피검자는 왼쪽 어깨를 올림으로써 왼쪽으로 방향을 전환한다('05'). 방향전환 후 양쪽어깨를 모두 내려 전진 상태로 진행한다('08'). 그리고 '10', '13', '15'와 같이 세번 오른쪽으로 방향 전환한 뒤, 양쪽어깨를 모두 내림으로써 전진한다('17~20'). 그 후, 기동을 중심으로 회전하기 위해

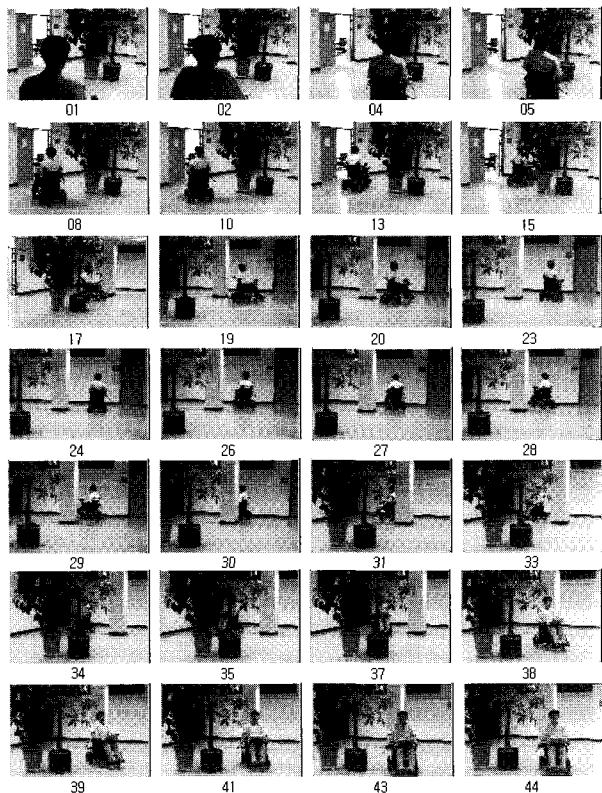


그림 17. EMG 기반의 HCI에 의한 휠체어 유도.

Fig. 17. Wheelchair navigation by EMG-based HCI.

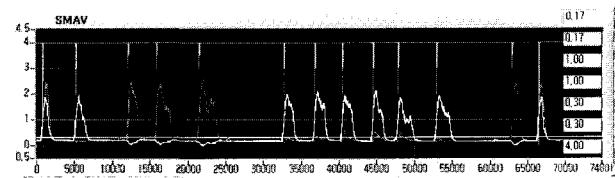


그림 18. 휠체어 유도중 취득한 SMAV 신호.

Fig. 18. Acquired SMAV signal while navigating wheelchair.

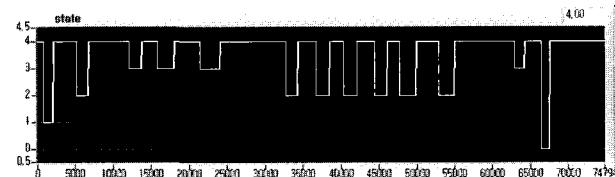


그림 19. 이중 문턱치 방법에 의해 인식된 상태값.

Fig. 19. Recognized states by the double threshold method.

서 왼쪽 어깨를 올림동작으로 반복하고 ('23~37'), 다시 전진 한다('38'). '39'에서 오른쪽 방향으로 회전 후, 전진하다가 ('41'), 마지막으로 '43'과 같이 양쪽어깨를 올림으로써 휠체어 유도를 멈춘다('44'). 이 실험에서 양 어깨 올림근에서 취득한 EMG의 SMAV신호는 그림 18과 같고, 이중 문턱치 방법에 의해 인식된 결과는 그림 19에 보인다. 마지막으로 그림 20은 유도된 결과이다. 검은색 영역은 장애물을, 실선은 이동 궤적을 나타낸다. 이동 궤적상의 원, 사각형, 삼각형 기호는 각각 전진, 좌회전, 우회전 명령이 주어진 위치이다. 시작과 목표 위치는 휠체어를 의미하는 큰 삼각형으로 표시하였다. 단, 이동궤적은 외부관측에 의한 위치화(localization)없이, 양 쪽 바퀴의 속도를 적분하여 추정하였기 때문에 누적 오차에 의해 실제 이동 궤적과 차이가 있음을 밝혀둔다.

VI. 결론

본 논문에서는 사지 마비환자와 같이 심한 거동장애가 있는 장애자가 전동 휠체어를 사용할 수 있도록, 양쪽 어깨 올림근에서 취득한 EMG를 이용한 새로운 HCI를 제안하였다. 휠체어 유도에 적용하기 위해서 왼쪽 어깨, 오른쪽 어깨, 그리고 양쪽 어깨에서의 근육의 활성화 정도에 따라 4가지 방향제어 명령을 제안하였다. 또한 양쪽 어깨 올림근의 동시 수축시에 근육의 발화 특성의 차이에 의한 시간차 문제는 이중 문턱치 비교방법을 제안하여 해결하였다.

이 방법은 근육의 피로도가 낮은 상태에서는 100% 인식율을 보였다. 본 연구에서 제안된 방법은 하드웨어로 제작하여 SMAV신호의 샘플링 주기보다 빠르게 실행될 수 있는 실시간 HCI를 구현하였다. 모의실험 결과, 본 연구에서 제안한 EMG기반의 HCI는 키보드 조작에 의한 휠체어 유도와 유의한 차이가 없는 결과를 얻을 수 있었다. 이를 이용하여 실내 환경에서 전동 휠체어의 유도에 적용하였다. 그 결과 사용자의 의도를 충분히 반영하면서 안전하게 유도할 수 있는 HCI로써 적용 가능함을 알 수 있었다. 그러나 현재에는 정상인을 대상으로, 소수의 고정된 장애물만이 존재하는 환경에서만 실험을 수행하였다. 이동 장애물이 많은 병원과 같은

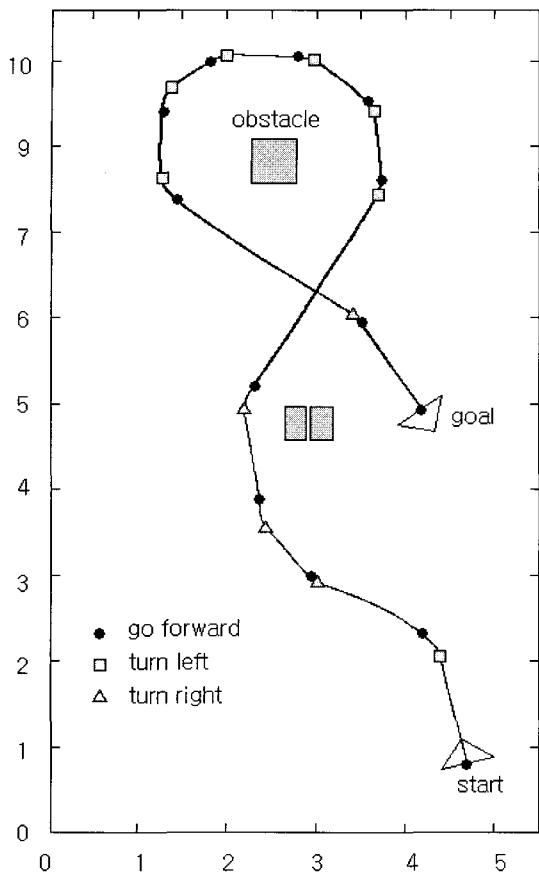


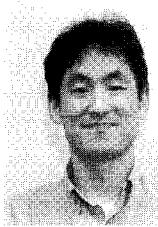
그림 20. 휠체어 유도 결과.

Fig. 20. Result of wheelchair navigation.

환경에서는 상황에 따라서는 방향전환을 위해 많은 어깨올림동작이 필요할 수도 있다. 또한 문턱치의 설정은 실험에 의해 설정하였다. 따라서 향후에는 장애인을 대상으로 다양한 환경에서 실험을 수행하여 본 논문에서 제안한 EMG 기반의 HCI의 유용성 평가와 동시에, 문턱치를 사용자에 적응하여 설정하는 방법의 연구가 요구된다.

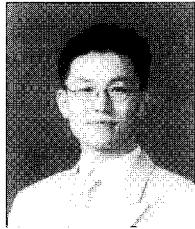
참고문헌

- [1] H. Schmidl, "The INAIL-CECA prostheses", *Centro Protesi INAIL di Budrio*, 1983.
- [2] R. Sorbye, "Myoelectric controlled hand prostheses in children, clinical consultations", *Proc. 2nd European Conf. Rehabilitation International*, 1978.
- [3] M. Nader, "The substitution of missing hands with myoelectric prostheses", *Clin. Orthop. Related Res.*, 9-17 1990.
- [4] B. Claudio, D. Angelo, F. Cesare, S. Rinaldo, and S. Terenzi, "Automatic tuning of myoelectric prostheses", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 35, no. 3, pp. 294-304, 1998.
- [5] D. Nishikawa, W. Yu, H. Yokoi, and Y. Kakazu, "EMG prosthetic hand controller using real-time learning method", *Proc. of IEEE Int'l Conf. Systems, Man and Cybernetics*, 1999.
- [6] H. Huang and C. Chiang, "DSP-Based controller for a multi-degree prosthetic hand", *Proc. of IEEE Int'l Conf. Robotics and Automation*, pp. 1378-1383, 2000.
- [7] S. Schulz, C. Pylatiuk, and G. Breithauer, "A new ultralight anthropomorphic hand", *Proc. of Int'l Conf. Robotics and Automation*, 2001.
- [8] D. J. Kim, W. K. Song, and Z. Bien, "Effective intention reading in rehabilitation robots", *Proc. of 2nd Int'l Workshop on Human-friendly Welfare Robotic Systems*, pp. 179-184, 2001.
- [9] I. Moon, S. Joung, and Y. Kum, "Safe and reliable intelligent wheelchair robot with human robot interaction", *Proc. of IEEE Int'l Conf. on Robotics and Automation*, 2002.
- [10] R. Simpson and S. Levine, "Voice control of a powered wheelchair", *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, no. 2, 2002.
- [11] A. Barreto, S. Scargle, and M. Adjouadi, "A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, no. 1, 2000.
- [12] L. Kirup, A. Searle, A. Craig, P. McIsaac, and P. Moses, "EEG-based system for rapid on-off switching without prior learning", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 35, pp. 504-509, 1997.
- [13] J. Gips and P. Oliviere, "EagleEyes: An eye control system for persons with disabilities", *Proc. of int'l Cong. Technology and Persons with Disabilities*, 1996.
- [14] <http://www.ottobock.com>
- [15] C. J. De Luca, "Surface electromyography: detection and recording", *Delsys Incorporated*, 2002.
- [16] C. J. De Luca, "The use of surface electromyography in biomechanics", *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 13, no. 2, pp. 135-163, 1997.
- [17] <http://www.delsys.com>
- [18] E. Kevin and H. Bernard, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 7, 2003.
- [19] J. U. Chu, I. H. Moon, G.W. Choi, J. C. Ryu, and M. S. Mun, "Design of BLDC motor controller for electric power wheelchair", *Proc. of IEEE Int'l Conf. on Mechatronics*, 2004.

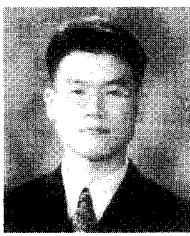
문 인 혁

1992년 경상대학교 전자공학과 (공학사). 동대학원 석사(1994). 1999년 일본 Osaka 대학 전자제어기계공학과 (공학박사). 1999년~2000년 일본 하마마츠테크노폴리스 추진기구 Post Doc 연구원. 2000년~2002년 연세대학교 의공학과 연구교수.

2002년~현재 재활공학연구소 전자제어팀 책임연구원. 관심분야는 HCI, 바이오메카트로닉스, 이동로봇 및 재활복지로봇.

**이 명 준**

2002년 연세대학교 의공학과 (보건학사). 2002년~현재 재활공학연구소 위촉연구원. 관심분야는 바이오메카트로닉스, 생체신호처리.

추 준 육

1998년 영남대학교 전기공학과 (공학사). 2000년 경북대학교 전자공학과 (공학석사). 동대학원 박사과정 수료(2002). 2002년~현재 재활공학연구소 연구원. 관심분야는 학습제어, 생체신호처리 및 패턴인식.

**류 제 청**

1985년 중앙대학교 기계공학과 (공학사). 동대학원 석사(1987). 동대학원 박사(1992). 1995년~현재 재활공학연구소 책임연구원. 관심분야는 재활공학, 바이오메카트로닉스, 생체역학.

문 무 성

1978년 서울대학교 기계설계학과 (공학사). 동대학원 석사(1982). 1992년 University of Minnesota 의공학과 (공학박사). 1981년~1985년 동양공업전문대학 전임강사. 1993년~1994년 경희대학교 의과대학 연구교수. 1994년~현재 재활공학연구소 소장. 관심분야는 생체역학 및 재활시스템.