

근전도 기반 휴먼-컴퓨터 인터페이스를 위한 이중 문턱치 기법

이명준, 문인혁, 문무성

재활공학연구소

(2004년 3월 29일 접수, 2004년 12월 16일 채택)

Double Threshold Method for EMG-based Human-Computer Interface

Myungjoon Lee, Inhyuk Moon, Museong Mun

Korea Orthopedics & Rehabilitation Engineering Center (KOREC)

(Received March 29, 2004. Accepted December 16, 2004)

요약 : 근육의 수의 수축에 의해 발생하는 근전도 신호는 다른 생체 신호보다는 비교적 출력 특성이 뛰어나기 때문에 많은 재활 시스템에 적용되고 있다. 본 논문에서는 상지 절단 환자 혹은 경추 손상에 의한 마비 환자를 위한 근전도 기반의 휴먼-컴퓨터 인터페이스를 제안한다. 사용자는 독립적으로 수의 수축이 가능한 두 근육 부위를 각기 혹은 동시에 움직임으로써 최대 4가지의 의도를 표현할 수 있다. 근육의 수축 정도는 근전도 진폭 신호의 절대 평균값과 미리 정해진 문턱치를 비교하여 인식한다. 그러나 사용자가 동시에 두 근육을 수축하고자 할지라도 각각의 근육 발화 시점에 따른 시간차가 발생할 수 있기 때문에, 단순한 비교 방법으로는 동시 수의 수축에 관한 사용자의 의도를 정확하게 인식하기 어렵다. 따라서 근육의 수의 수축의 인식에 필요한 문턱치를 주 문턱치와 보조 문턱치의 이중 문턱치를 갖는 인식 방법을 제안한다. 이중 문턱치 인식 방법에 의해 두 근육이 동시에 수의 수축할 때에도 정확한 인식이 가능하므로, 각기 하나의 근육 수축 상태만을 인식하는 HCI보다도 많은 수의 인터페이스 명령을 생성할 수 있다. 구현한 실시간 근전도 처리 하드웨어를 이용하여, 정상인과 전환 절단 장애자에 대한 실험으로부터 본 논문에서 제안하는 이중 문턱치를 이용한 인식방법이 근전 의수와 전동 휠체어 제어용 HCI에 적용될 수 있음을 보인다.

Abstract : Electromyogram (EMG) signal generated by voluntary contraction of muscles is often used in a rehabilitation devices such as an upper limb prosthesis because of its distinct output characteristics compared to other bio-signals. This paper proposes an EMG-based human-computer interface (HCI) for the control of the above-elbow prosthesis or the wheelchair. To control such rehabilitation devices, user generates four commands by combining voluntary contraction of two different muscles such as levator scapulae muscles and flexor-extensor carpi ulnaris muscles. The muscle contraction is detected by comparing the mean absolute value of the EMG signal with a preset threshold value. However, since the time difference in muscle firing can occur when the patient tries simultaneous co-contraction of two muscles, it is difficult to determine whether the patient's intention is co-contraction. Hence, the use of the comparison method using a single threshold value is not feasible for recognizing such co-contraction motion. Here, we propose a novel method using double threshold values composed of a primary threshold and an auxiliary threshold. Using the double threshold method, the co-contraction state is easily detected, and diverse interface commands can be used for the EMG-based HCI. The experimental results with real-time EMG processing showed that the double threshold method is feasible for the EMG-based HCI to control the myoelectric prosthetic hand and the powered wheelchair.

Key words : Electromyogram, Human-computer interface, Double threshold value, Myoelectric prosthetic hand

서 론

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 및 보조기(prosthesis and orthosis)에 관한 많은 연구가 이루어져 왔으며[1, 2, 3], 최

근에는 로봇 공학 연구를 재활 시스템(rehabilitation system)에 접목시켜서 보다 향상된 의지/보조기를 연구하고 있다[4, 5, 6, 7]. 그러나 자율적 로봇(autonomous robot)의 경우에는 동작의 신뢰성과 안전성에 대한 문제를 완벽히 해결하지 못하기 때문에, 사람을 제어 시스템의 한 요소로서 적용하는 휴먼-인-더-루프 시스템(human-in-the-loop system)에 관한 연구가 제안되었다[8]. 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 HCI로서는 키보드나 마우스가 있지만, 장애자나 컴퓨터에 익숙하지 않은 고령자

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제번호: 02-PJ3-PC6- EV03-0004)

통신저자 : 문인혁, 인천시 부평구 구산동 47-3 재활공학연구소

Tel. 032-500-0598

E-mail. ihmoon@iris.korec.re.kr

에게는 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 데이터 량에 의해 많은 계산시간이 요구되며, 음성 기반의 인터페이스는 주위의 잡음이나 환경의 영향을 쉽게 받는 문제가 있다.

최근에는 근전도(electromyogram, EMG)[11], 뇌전도(electroencephalogram, EEG)[12], 안전도(electrooculogram, EOG)[13] 등의 생체 신호를 이용한 인터페이스가 제안되었다. 이러한 생체 신호들 중에서 특히 근전도 신호는 다른 생체 신호들보다 비교적 진폭이 크고, 잡음에 강한 특성이 있어서 재활 시스템에 많이 적용되고 있다. 대표적인 예로서는 근전도 신호에 의해 의수의 파지 동작(grasping)과 펴기 동작(opening)을 제어하는 근전 의수(myoelectric hand)가 있다[14].

본 논문에서는 신체의 서로 다른 두 근육 부위에서 검출한 근전도 신호로부터 사용자의 의도를 인식하고, HCI에 적용하는 방법을 제안한다. 사용할 수 있는 근육 부위는 두 근육 부위가 독립적으로 수의 수축(voluntary contraction)이 가능한 양 어깨 올림근(levator scapulae muscle, LSM), 양쪽 전완 부위의 손목 굽힘근(flexor carpi ulnaris)과 손목 펴기(extensor carpi ulnaris), 양쪽 대퇴근(quadriceps) 등이다.

사용자는 두 부위의 근육을 각기, 혹은 동시에 수의 수축함으로써 4가지 이상의 의도를 표현할 수 있다. 근육의 수축 정도는 근전도 신호를 해석하여 알아낼 수 있는데, 대표적인 방법으로는 진폭이나 주파수 해석 등이 있다. 그 중에서 가장 간단한 방법은 근전도 진폭 신호의 절대 평균값(mean absolute value, MAV)과 미리 정해진 문턱치 값(threshold value)과의 비교에 의하여 인식하는 문턱치 비교 방법이다. 그러나 사용자가 동시에 두 근육을 수축하고자 할지라도 각각의 근육 발화(firing) 시점에 따른 시간차가 발생할 수 있기 때문에, 위와 같이 단순한 비교 방법으로는 동시 수의 수축에 관한 사용자의 의도(intention)를 정확하게 인식하기 어렵다.

이러한 문제를 해결하기 위하여 본 논문에서는 근육의 수의 수축의 인식에 필요한 문턱치를 이중으로 설정하는 이중 문턱치(double threshold value) 인식 방법을 제안한다. 두 근육이 동시에 수의 수축될 때에도 이중 문턱치 비교에 의해서 사용자의 의도가 보다 정확히 인식될 수 있으므로, 각기 하나의 근육 수축 상태를 인식하는 HCI보다도 많은 수의 인터페이스 명령을 생성할 수 있다. 제안된 근전도 기반의 의도 인식 방법을 전완 절단 장애자용 근전 의수의 제어와 제4번 경추(C4) 혹은 제5번 경추(C5) 손상에 의한 마비 환자의 전동 휠체어 제어에 적용할 수 있다. 따라서 정상인을 대상으로 각각의 HCI에 대해서 실험을 수행하고, 본 논문에서 제안한 이중 문턱치 인식 방법이 적용 가능함을 보인다.

근전도 측정 및 신호처리

근전도 신호는 근 섬유의 수축에 따라 0~10 mV의 진폭을 가지며, 30~500 Hz에 에너지가 집중되어 있는 것으로 알려져 있다[15]. 그리고 근육의 수축 강도와 근전도 신호의 진폭은 비교적 선형적인 관계에 있기 때문에 [16], 본 연구에서는 그림 1과 같이 능동형 표면 근전도 신호(active surface EMG electrode)로부터 최종적으로 근육의 수축 강도를 측정할 수 있는 MAV 신호를 출력하는

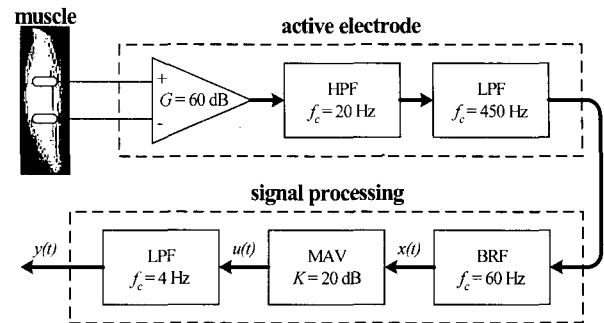


그림 1. 근전도 신호 처리 과정

Fig. 1. Block diagram of EMG signal processing.

근전도 신호 처리를 수행한다. 먼저 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 능동 표면 근전도 전극(DE-2.3, Delsys) [17]을 이용하여 근전도 신호를 취득한다. 이때 신호의 기준점(signal reference)으로서 근육의 움직임에 비교적 영향을 적게 받는 쇄골(clavicle)을 선택하였다. 취득된 근전도 신호는 전원 잡음 제거를 위해 60 Hz 차단 주파수의 대역저지필터(band-rejection filter, BRF)를 통과하여 근전도 신호 성분만을 포함하는 신호 $x(t)$ 를 얻는다. 그 다음, 전파정류와 적분 회로를 포함하고 있는 MAV 회로를 거쳐서 신호의 절대 평균인 MAV 신호 $u(t)$ 를 얻는다. 이때 MAV 회로의 DC 이득 K 는 20 dB이다. 따라서 MAV 신호는 다음과 같이 모델링 될 수 있다.

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

이때 T 는 적분시간이고, 커패시턴스와 저항을 이용하여 하드웨어로 구성한다.

최종적으로 저항과 커패시턴스로 구성된 R-C 1차 LPF를 이용하여 MAV 신호에 포함된 리플을 제거하고, 평활화된 MAV 신호(smoothed MAV, SMAV) $y(t)$ 를 출력한다. $y(t)$ 는 이중 문턱치 방법에 의해 근육의 수의 수축 유무를 인식한다. 이때 평활화(smoothing)에 사용되는 1차 R-C LPF의 전달 함수는,

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

이다. 여기서 $\tau = RC$ 는 시정수(time constant)이고, 차단 주파수 f_c 와는 다음과 같이,

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi\tau} \quad (3)$$

반비례의 관계가 있다. 따라서 필터의 응답 특성은 차단 주파수가 낮을수록 시간 지연이 커지게 된다. 본 연구에서는 실시간 근전도 HCI를 구현하기 위하여 이중 문턱치 인식 프로그램이 포함된 총 신호 처리에 걸리는 시간이 0.3[sec]를 초과하지 않기 위해 [18], SMAV를 위한 저주파 통과 필터링에서 정상 상태 도달 시간이 0.2[sec]이내의 지연 시간을 갖도록 차단주파수를 설계하였다. 시정수 τ 인

R-C LPF의 응답은 5τ 시간 후에는 정상 상태에 도달하기 때문에, 식(3)으로부터 다음과 같이 0.2[sec]의 지연 시간을 갖는 차단 주파수 f_c 를 계산할 수 있다.

$$5\tau = \frac{5}{2\pi f_c} < 0.2 \quad (4)$$

따라서 본 연구에서는 식(4)로부터 $f_c = 4$ Hz로 하는 1차 LPF를 이용하여 SMAV 신호를 출력하도록 하였다.

이중 문턱치를 이용한 실시간 근전도 인터페이스

본 논문에서 언급하는 문턱치에 의한 인식 방법이란, 근육의 수의 수축으로부터 검출된 SMAV 신호를 미리 정해진 문턱치와 비교하여 문턱치보다 클 경우에는 움직임의 의도가 있는 것으로(on), 작을 경우에는 움직임의 의도가 없는 것으로(off) 인식하는 방법을 말한다.

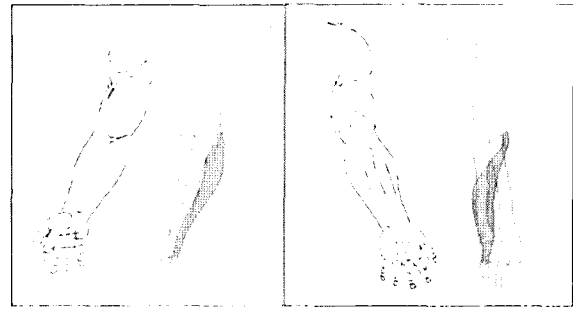
근전도 기반 인터페이스의 구현에 있어서는 1) 빠른 인식 속도와 2) 하나의 의도된 움직임에 대해 한 명령만으로 인식해야 하며, 3) 서로 다른 근육에 의해 발생하는 근전도 신호를 함께 사용할 경우에는 근육 발화의 시간적 편차를 고려해야 하는, 3가지 조건을 만족해야 한다. 따라서 본 논문에서는 사용자의 의도를 인식하기 위하여 주 문턱치(primary threshold)와 이 문턱치보다 작은 값인 보조 문턱치(auxiliary threshold)를 갖는 이중 문턱치(double threshold) 인식 방법을 제안한다.

1. 근육의 수축에 따른 제어 명령

본 논문에서는 서로 다른 두 근육의 수의 수축을 이용하여 파지와 회전이 가능한 2자유도 근전 의수의 제어와, 전동 휠체어의 전진과 멈춤, 그리고 좌우회전 제어용 인터페이스를 연구 대상으로 하였다.

근전 의수의 사용자인 절단 장애인들의 팔 근육은 정상인의 근육에 비해 위축되어 있어서 근전 의수의 제어를 위해 여러 부위의 근육을 사용하기 힘들다. 따라서 근전 의수 제어를 위해 절단 장애인의 잔존 근육 상태에 따라 한 두 개의 손목 굽힘근이나 손목 펴근과 같은 잔존 근육을 선택적으로 이용한다(그림 2 참조). C4나 C5가 손상된 상지 마비 환자의 경우에는 주로 어깨나 목 동작 등의 제한적인 움직임만이 가능하다. 이 중에서 목 근육의 경우에는 고개를 돌리는 등의 일상적인 행동에서 많이 사용되기 때문에, 따라서 상대적으로 사용 빈도가 낮은 그림 3과 같은 양쪽 어깨 올림근을 이용한 휠체어 제어 인터페이스를 적용한다.

두 근육 부위를 A와 B라고 가정할 때, A, B중 한 근육만 움직인 경우와 A와 B를 동시에 움직인 경우에 획득된 SMAV로부터 표 1과 같이 근전 의수의 내전(pronation), 외전(supination), 파지(grasp), 펴(open) 동작이나, 표 2와 같은 전동휠체어의 전진(go forward), 멈춤(stop), 우회전(turn right), 좌회전(turn left)의 4가지 동작을 수행하는 명령을 정의한다. 이때 두 근육 A, B는 각각 손목 펴근과 굽힘근, 혹은 양쪽 어깨 올림근이다.



(a) 손목 굽힘근 (b) 손목 펴근

그림 2. 손목 굽힘근과 손목 펴근

Fig. 2. Flexor carpi ulnaris and extensor carpi ulnaris.

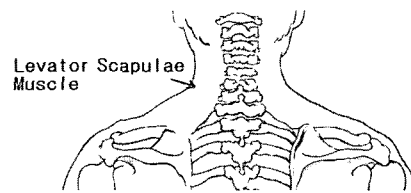


그림 3. 어깨 올림근

Fig. 3. Levator scapulae muscle.

표 7. 손목 굽힘근(A)과 손목 펴근(B)의 동작에 따른 근전 의수의 제어 명령

Table 7. Control commands of myoelectric hand defined by motion of flexor carpi ulnaris(A) and extensor carpi ulnaris(B).

A EMG	B EMG	state	command	
			grasping mode	rotation mode
on	on	1/0	mode change (grasping/rotation)	
on	off	2	grasp	pronation
off	on	3	open	supination
off	off	4	none	none

표 8. 왼쪽(A)과 오른쪽(B) 어깨 올림근의 동작에 따른 전동 휠체어의 제어 명령

Table 8. Control commands of electric powered wheelchair defined by motion of left(A) and right(B) levator scapulae muscle.

A EMG	B EMG	state	command
on	on	1/0	go forward / stop
on	off	2	turn left
off	on	3	turn right
off	off	4	none

2. 단일 문턱치 비교에 의한 의도 인식의 오류

일반적으로 근전도 신호의 진폭은 근육의 수축 힘이 증가함에 따라 커지기 때문에[16], SMAV 신호와 문턱치를 비교함으로써 근육의 활성화 유무를 판단할 수 있다. 흔히 사용되는 방법으로는 사용자의 근육 특성에 따라 문턱치를

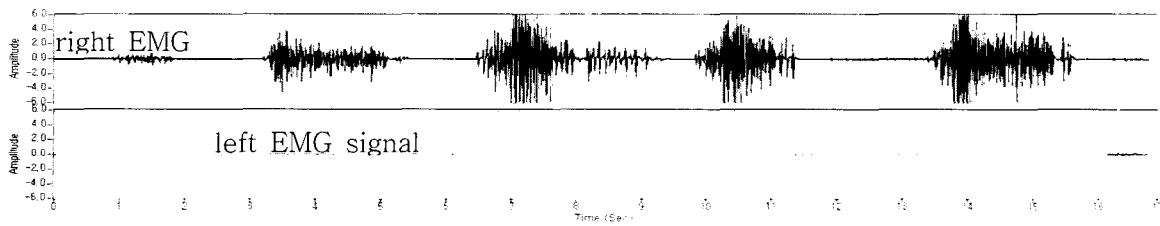


그림 4. 오른쪽(위)과 왼쪽(아래) 어깨 올림근에서 취득한 시계열 근전도 신호
 Fig. 4. EMG signals acquired from right(upper) and left(lower) levator scapulae muscle.

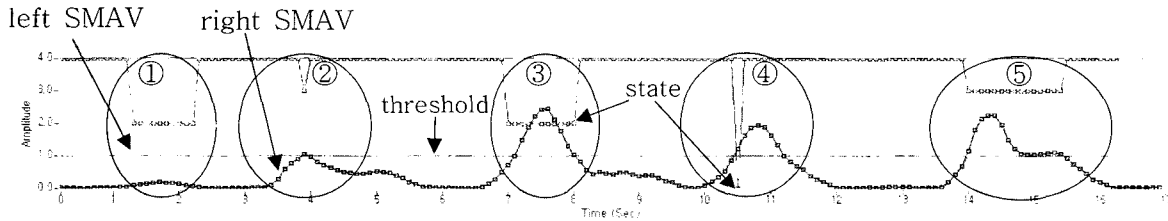


그림 5. 단순 비교에 의한 인식 결과
 Fig. 5. Recognized result by simple comparison of the SMAV with a threshold value.

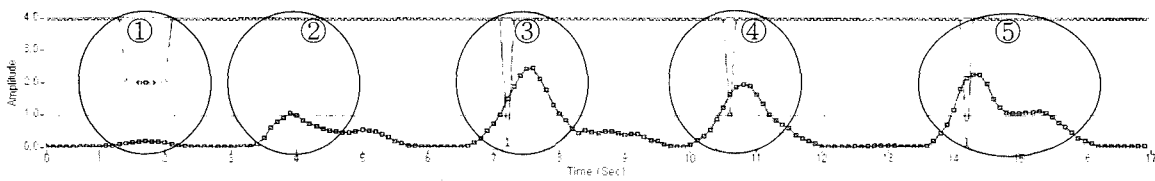


그림 6. 시간 지연에 의한 인식 결과
 Fig. 6. Recognized result by a time delay method.

미리 결정해 두고, SMAV 신호와 비교하는 것이다[14].
 의도 인식 성능을 평가하기 위하여 예비 실험을 수행하였다. 예비 실험은 그림 1의 신호 처리 과정 중 능동 표면 근전도 전극을 제외한 신호 처리 및 인식 과정을 LabVIEW 환경에서 소프트웨어로 구현하여 수행하였다. 그림 4는 피검자가 왼쪽 어깨 올림 동작, 오른쪽 어깨 올림 동작 후, 양 어깨를 동시에 올리는 동작을 세 번 반복했을 때, 양쪽의 어깨 올림근에서 전극을 이용하여 취득한 근전도 신호를 NI사의 데이터 취득보드로 각 채널당 2 kHz 샘플링으로 취득한 결과이다. 식 (1)로 표현되는 MAV 신호를 계산하기 위해 적분 구간 T 를 0.5초로 하였고, MAV 계산은 매 0.1초 단위로 수행하였다. 그림 5는 LabVIEW 프로그래밍으로 계산한 SMAV와 근육 활성화 유무를 판단을 위한 단일 문턱치와 비교하여 어깨 올림 동작을 인식한 결과이다. 이때, 단일 문턱치는 SMAV 출력 신호로부터 근육 활성화 유무가 가장 잘 구분된다고 판단되는 전압레벨을 실험적으로 설정하는데, 본 실험에서는 최대 SMAV 신호의 약 30%인 1.0[volt]로 정하였다.
 단일 문턱치 비교에 의한 실험 결과, 왼쪽과 오른쪽의 한쪽 어깨씩만 올리려는 의도가 있었던 ①과 ②영역에서는 각각 한 쪽 어깨만의 동작으로 인식하였다. 그러나 양쪽 어깨를 동시에 올리려는 의도가 있었던 ③, ④, ⑤ 영역 중 ④를 제외한 ③과 ⑤영역에서는 양쪽 어깨를 동시에 올리려는 의도에도 불구하고 인식에 오류가 있었다. 이것은

좌우 어깨 올림 동작의 시간적 편차에 의해서 왼쪽(state 2) 혹은 오른쪽(state 3)과 같이 한 쪽 어깨만의 동작으로 인식하였기 때문이다.
 이러한 단순 비교의 문제점을 해결하기 위해서 SMAV 값이 일정 시간 이상 문턱치를 초과할 경우에만 의도적인 동작으로 인식하는 방법을 적용할 수 있다. 그림 6은 SMAV 값이 0.2초 이상 문턱치를 초과할 경우에만 의도적인 동작으로 인식하도록 했을 때의 결과이다. 이 시간 지연 방법에 의해 ③과 ⑤영역에서와 같이 양쪽 어깨를 동시에 올릴 때 발생할 수 있는 시간 편차로 인한 오인식은 없앨 수가 있었다. 그러나 ②영역과 같이 어깨 올림 동작의 의도는 있으나 SMAV 값이 정해진 시간 이상 문턱치를 초과하지 못할 경우에는 동작을 인식하지 못하는 문제점이 있었다.

3. 이중 문턱치 비교에 의한 동작 인식

본 연구에서는 앞의 2절에서와 같은 인식의 오류 문제를 해결하기 위하여 기존의 단일 문턱치에 이 문턱치보다 작은 문턱치를 추가한 이중 문턱치(double threshold) 인식 방법을 제안한다(그림 7 참조). 본 논문에서는 이중 문턱치 방법에서는 단일 문턱치를 주 문턱치(primary threshold)로, 주 문턱치보다 작은 문턱치를 보조 문턱치(auxiliary threshold)라고 부른다.

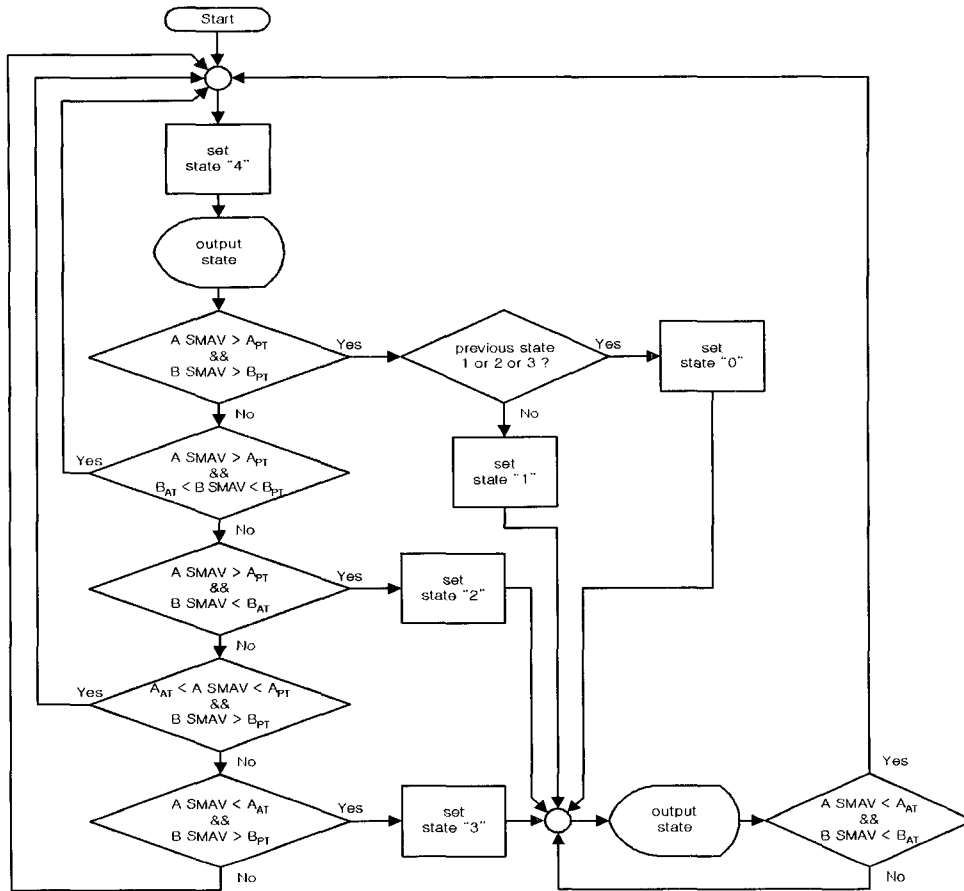


그림 7. 이중 문턱치 인식 방법
Fig. 7. Double threshold recognition method.

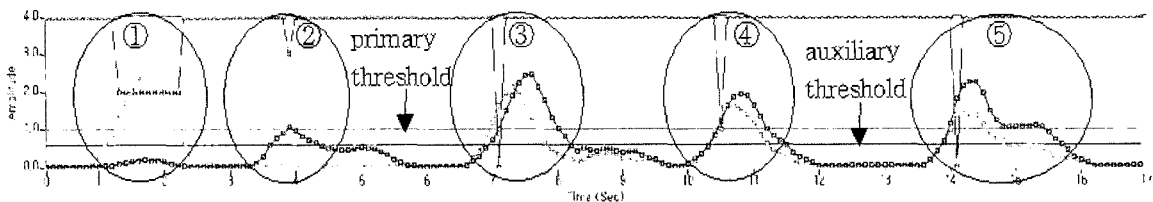


그림 8. 이중 문턱치 방법에 따른 결과
Fig. 8. Recognized result by the double threshold method.

먼저 두 근육 부위를 A, B라고 하고, 각 근육의 움직임 을 인식하기 위한 주 문턱치 A_{PT} , B_{PT} 와 보조 문턱치 A_{AT} , B_{AT} 를 정한다. 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 값 이 A_{PT} 를 초과하고, B의 SMAV 값이 B_{PT} 보다는 작지만 B_{AT} 를 초과한다면, 두 개의 근육을 동시에 움직이려는 의 도가 있다고 판단하여 인식을 유보한다. 그러나 어느 순 간 B의 SMAV가 B_{PT} 를 초과하면, 그때서야 비로소 두 근 육이 동시에 움직였음을 인식한다. 반면 B의 SMAV가 B_{AT} 보다 작아지면, 더 이상 B쪽의 근육을 움직일 의도가 없 다고 판단하여 A쪽 근육의 움직임만을 인식한다. 이렇게 함 으으로써 하나의 의도된 움직임에 대해 한 명령만 출력하며,

두 근육을 동시에 움직일 때 발생할 수 있는 시간적 편차 를 고려할 수 있다. 만약 A와 B가 동시에 문턱치 A_{PT} , B_{PT} 보다 크다면, 두 근육 모두 움직이는 것으로 즉시 인식한 다. 일단 근육의 움직임에 대한 의도 인식이 되면 다음 의 도를 입력 받기 위해서 두 근육의 SMAV 값이 모두 A_{AT} , B_{AT} 보다 작아질 때까지 기다린다.

본 연구에서 제안한 이중 문턱치를 이용한 예비 실험 결과는 그림 8과 같다. 이 실험에서 있어서 주 문턱치와 보조 문턱치는 인식 결과에 크게 영향을 끼친다. 본 연구 에서는 주 문턱치는 단일 문턱치 방법과 같이 최대 SMAV값 의 약 30%의 전압레벨로 정하였고, 보조 문턱치는 주 문턱치 의 50%로 실험적으로 정하였다. 따라서 그림 8의 실험에서는 주 문턱치와 보조 문턱치는 각각 1.0[volt]와 0.5[volt]로 설정

하였다. 실험 결과, 왼쪽(state 2)과 오른쪽(state 3)의 한쪽 어깨씩만 올리려는 의도가 있었던 ①과 ②영역에서는 각각 한 쪽 어깨만의 동작으로 인식하였다. 양쪽 어깨를 동시에 올리려는 의도가 있었던 ③, ④, ⑤영역에서도 양 쪽 어깨의 동작(state 0/1)으로 인식하였다. 그 후, 그림 7에서 제안한 것처럼 양쪽 SMAV 값이 보조 문턱치보다 작아질 때까지 인식을 유보한 상태를 유지한다. 특히 ③과 ⑤영역에서처럼 좌우 어깨 올림 동작의 시간적 편차가 존재할 때에도 양쪽 어깨의 동작으로 인식하였다. 이 때 인식된 상태 값은 이전의 동작 상태에 따라 표 2에서 정의한 상태 값 1 혹은 0으로 교번하면서 나타난다.

4. 실시간 근전도 인터페이스

본 연구에서는 실시간 근전도 신호를 처리하기 위하여 그림 1의 신호 처리 과정을 하드웨어로 구현하였다. 그리고 이중 문턱치를 이용한 인식 수법은 마이크로프로세서 (PIC16F73, Microchips)를 이용하여 구현하였다(그림 9, 10 참조). 표면 근전도 전극으로부터 검출된 신호는 그림 1의 신호 처리 과정을 거쳐서 SMAV 신호로 변환되고, SMAV 신호는 마이크로프로세서에 내장된 AD 변환기에 입력된다. 이중 문턱치는 가변 저항을 이용하여 외부에서 설정할 수 있도록 설계하였다. 최종적으로 인식된 4가지의 명령은 디지털 출력단에 연결된 LED로 나타냄과 동시에 RS-232C 직렬 통신을 이용하여 외부 제어기에 인식 결과를 출력하도록 하였다. 구현된 근전도 인터페이스 하드웨어는 휴대가 가능하도록 9V 건전지를 전원으로 사용하였다.

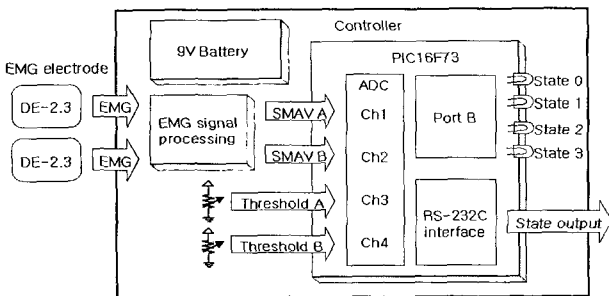


그림 9. 실시간 근전도 인터페이스의 블록선도
Fig. 9. Block diagram of implemented real-time EMG interface.

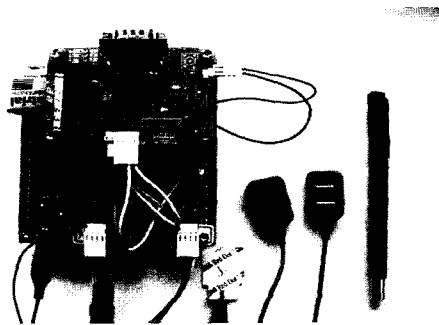


그림 10. 구현된 실시간 근전도 인터페이스 하드웨어와 DE-2.3 근전도 센서
Fig. 10. Implemented real-time hardware and DE-2.3 EMG electrodes.

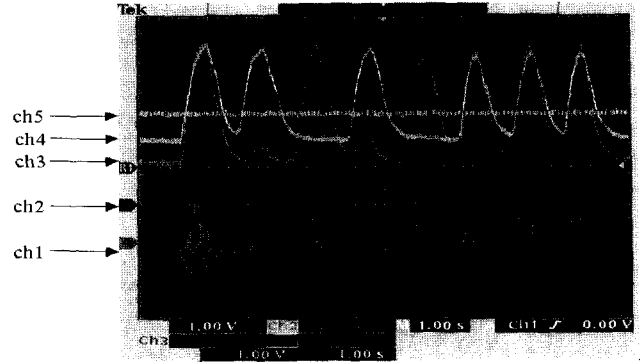


그림 11. 구현된 하드웨어를 이용한 근전도 신호처리 결과
Fig. 11. Results of EMG signal processing using the implemented real-time hardware.

본 연구에서 구현한 근전도 처리 및 인식 하드웨어는 일반적인 근전도 신호 샘플링 주파수의 2배 이상 빠른 속도로 인식을 수행하므로 실시간 인식이 가능하다. 그림 11은 구현된 하드웨어를 사용하여 얻은 결과의 예이다. 채널 1번과 1번은 서로 다른 두 근육에서 측정된 EMG 신호이고, 채널 3번과 4번은 각 EMG 신호로부터 얻은 SMAV 값이며, 채널 5번은 주 문턱치를 나타내었다.

실험 및 결과

본 연구에서 구현한 실시간 근전도 인터페이스를 이용하여 5명의 정상인 피검자를 대상으로 양 어깨 올림근과 좌측 전완근의 움직임에 대한 인식률을 측정하였다. 먼저, 양쪽 어깨 올림근과 전완근의 수축과 이완을 훈련하기 위해, 실험전에 양쪽 어깨 올림 동작과 주먹 쥐 동작, 그리고 손목의 굽힘(wrist flexion)과 펴짐(wrist extension) 동작을 약 10분간 훈련을 수행하였다. 특히, 전완근의 경우는 어깨 올림 동작과 달리, 전완의 손목 굽힘근과 펴짐근의 동시수축(co-contraction)시 양 근육으로부터 비슷한 크기의 SMAV 신호를 얻기 위해서는 주먹 쥐 동작의 힘 조절 훈련이 절대적으로 필요하였다. 한편, 이 훈련의 결과로써 SMAV 신호의 최대 진폭을 알 수 있으며, 따라서 주 문턱치와 보조 문턱치를 정할 수 있다. 주 문턱치는 입력된 SMAV의 최대값의 30%의 값으로, 보조 문턱치는 주 문턱치의 50%의 값으로 설정하였다.

인식률 비교를 위한 실험에서는 표 2와 같은 전동 휠체어의 제어를 위한 어깨 올림 동작/명령은, 양쪽 올림/직진, 왼쪽 올림/좌회전, 오른쪽 올림/우회전, 왼쪽 올림/좌회전, 오른쪽 올림/우회전, 양쪽 올림/멈춤, 순으로 실행하였다. 그리고 표 1에 정의된 근전의수 제어를 위한 전완 동작/명령은, 주먹 쥐/모드전환, 손목 굽힘/파지, 손목 펴짐/패, 주먹 쥐/모드전환, 손목 굽힘/내전, 손목 펴짐/외전, 순으로 실행하였다. 피검자의 훈련 상태에 따른 인식률을 평가를 위해, 피검자가 동작의 인식 결과를 보지 않은 상태에서 각 동작을 10회 반복할 때의 인식 결과와, 피검자가 근전도 신호 출력과 인식 결과를 모니터로 보는 시각 피드백이 있는 상태에서 같은 동작을 10회 반복했을 때의 인식 결과를 비교하였다. 표 3과 4는 본 연구에서 제안한 이중 문턱치 방법을 이용하여 어깨 올림근과 전완근을 이

표 9. 어깨 올림 동작의 인식률 (성공횟수/시행횟수)
Table 9. Recognition rate of shoulder elevation motions (success number/trials).

visual feedback	motion (state)	subjects					average success rate (%)
		A	B	C	D	E	
none	both (0/1)	20/20	20/20	20/20	17/20	20/20	97
	left (2)	20/20	20/20	20/20	16/20	20/20	96
	right (3)	20/20	20/20	20/20	17/20	20/20	97
personal success rate(%)		100	100	100	83	100	96
given	both (0/1)	20/20	20/20	20/20	19/20	20/20	99
	left (2)	20/20	20/20	20/20	17/20	20/20	97
	right (3)	20/20	20/20	20/20	19/20	20/20	99
personal success rate (%)		100	100	100	91	100	98

표 10. 전완 동작의 인식률 (성공횟수/시행횟수)
Table 10. Recognition rate of forearm motions (success number/trials).

visual feedback	motion (state)	subjects					average success rate (%)
		A	B	C	D	E	
none	grasp (0/1)	19/20	20/20	18/20	20/20	17/20	94
	flexion (2)	20/20	20/20	20/20	20/20	20/20	100
	extension (3)	20/20	20/20	20/20	20/20	20/20	100
personal success rate (%)		98	100	96	100	95	98
given	grasp (0/1)	19/20	20/20	19/20	20/20	20/20	98
	flexion (2)	20/20	20/20	20/20	20/20	20/20	100
	extension (3)	20/20	20/20	20/20	20/20	20/20	100
personal success rate (%)		98	100	98	100	100	99

용한 의도 인식결과를 보인다.

표 3의 어깨 올림 동작에 의한 의도 인식률을 측정된 결과에서, 시각 피드백의 유무에 상관없이 피검자 D의에는 100%의 인식률을 보임을 알 수 있었다. 그러나 피검자 D의 경우에는 그림 12와 같이 근육의 움직임이 없는 상태에서도 일정 출력 전압이 나타났기 때문에, 다른 피검자들에 비해 인식률이 낮았다. 근육이 피로하게 되면 근전도의 중심주파수가 저주파 성분으로 이동하게 되며, 오프셋 전압이 높게 되는 경향이 있다. 따라서 피검자 D의 경우는 근육의 피로에 의한 근육의 강직에 기인한 것으로 판단된다. 한편 시각 피드백이 있는 경우에는 피검자들이 출력을 보면서 근육의 수축 강도를 조절할 수 있으므로, 피검자 D의 경우도 시각 피드백이 없는 경우 보다는 시각 피드백이 있는 상태에서 보다 높은 인식률을 나타내었다.

전완 동작의 인식률을 측정된 결과는 표 4와 같다. 한쪽 근육만 사용할 경우에는 모든 피검자가 시각적인 피드백의 유무에 관계없이 모두 100%의 인식률을 보였다. 그러나 주먹 쥐 동작의 경우에는 피검자의 훈련 정도에 따라 차이를 보였으며, 시각 피드백이 있는 경우에는 피검자가 근육의 수축강도를 실시간으로 조절하므로 시각 피드백이

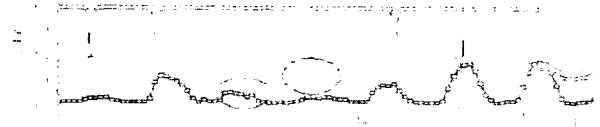


그림 12. 피검자 D의 SMAV와 인식 결과
Fig. 12. SMAV and recognition results of subject D.

없는 경우보다 높은 인식률을 보였다.

본 연구에서 구현한 실시간 근전도 인터페이스가 유용함을 보이기 위하여 전완 절단 장애자를 대상으로 가상 근전의를 제어하는 실험을 수행하였다(그림 13 참조). 실험은 절단 장애자가 잔존 전완근의 손목 굽힘근과 펴는근의 수축에 따라 근전 의수를 제어 명령을 생성하는 것이다. 피검자는 2002년에 우측 전박이 절단된 58세의 남성이며, 근전 의수의 사용 경력은 없다. 근전 의수의 제어를 위한 전완 동작/명령은, 주먹 쥐/모드 전환(state 0), 주먹 쥐/모드 전환(state 1), 손목 굽힘/내전(state 2), 주먹 쥐/모드 전환(state 0), 손목 굽힘/파지(state 2), 주먹 쥐/모드 전환(state 1), 손목 펴/외전(state 3), 주먹 쥐/모드 전환(state 0), 손목 펴/펴(state 3), 순으로 실행하였다.

먼저, 인식률 실험에 앞서 약 30분 정도의 전완근 수축 동작 연습을 수행하였다. 이때 주 문턱치와 보조 문턱치는 앞에서와 같이 각각 최대 SMAV의 30%와 주 문턱치의 50%인 1.0[volt]와 0.5[volt]로 설정하였다. 그림 14는 장애인에 대한 의수제어 명령을 실행하고 인식한 결과를 보인다. 전완 절단 피검자의 의도가 100% 인식되어 근전 의수 제어에 적용될 수 있음을 알 수 있다.

결론

본 논문에서는 양 어깨 올림근에서 취득한 근전도 신호로부터 이중 문턱치 인식 방법을 사용하여 사용자의 움직임 의도를 인식할 수 있는 인터페이스를 제안하였다. 각각 어깨 올림 동작과 전완 동작을 기반으로 전동휠체어의 전진, 멈춤, 우회전, 좌회전 제어 명령과 근전 의수의 내전, 외전, 파지, 펴 동작의 제어 명령을 인식하는 실험을 수행



그림 13. 전완 절단 장애자의 가상 근전 의수 제어 실험
Fig. 13. Experiment to control virtual myoelectric hand for a forearm amputee.

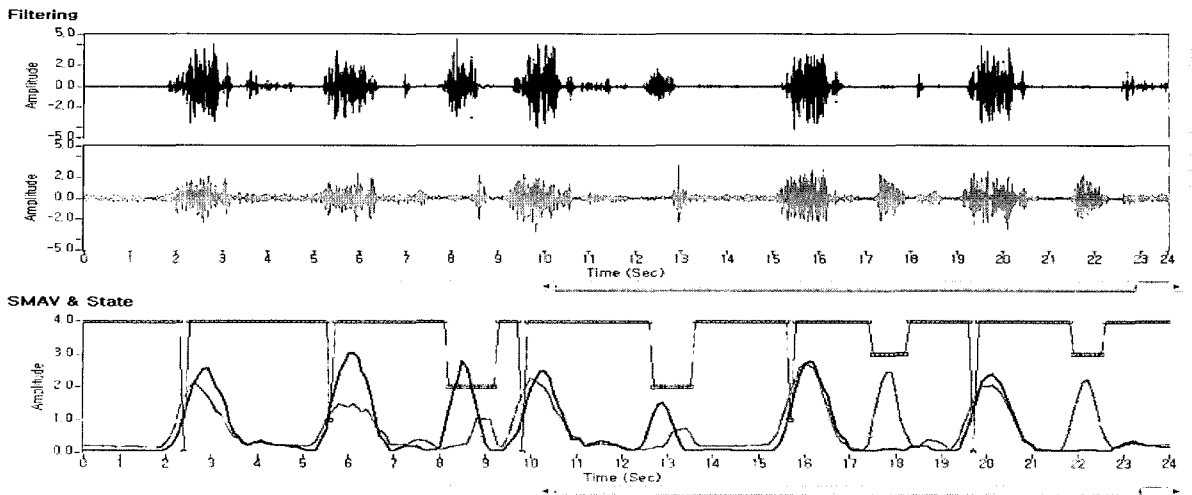


그림 14. 전완 절단 피검자의 근전도 신호(위)와, SMAV, 이중 문턱치 및 인식 결과(아래)
 Fig. 14. EMG signal of forearm amputee(upper), and SMAV, double threshold value and recognized results(lower).

하였다. 이 실험의 결과, 시각 피드백의 유무에 관계없이 높은 인식률을 보였다. 또한 소형 실시간 근전도 인터페이스 하드웨어를 구현하여 근전도 기반의 웨어러블(wearable) 인터페이스에 적용될 수 있음을 보였다.

현재는 실험실 환경에서 주로 정상인들을 대상으로 실험을 수행하였지만, 다양한 환경에서 더 많은 수의 장애인 피검자들을 대상으로 구현한 인터페이스를 실험할 필요가 있다. 그리고 근육의 피로에 따라 문턱치를 자동으로 보정하는 것이 향후 연구 과제이다.

참 고 문 헌

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. of 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. on 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. on Robotics and Automation, pp. 1378-1383, 2000
7. S. Schulz, C. Pylatiuk, and G. Bretthauer, "A New Ultralight Anthropomorphic Hand", Proc of Int'l Conf. on Robotics and Automation, 2001
8. D.J. Kim, W.K. Song, and Z.N. 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.C. Simpson and S.P. Levine, "Voice Control of a Powered Wheelchair," IEEE Trans. on 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", J. of Rehabilitation Research and Development, Vol. 37, no. 1, 2000
12. L. Kirup, A. Searle, A. Craig, P. Mclsaac, 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. Gips and P. Oliviere, "EagleEyes: An Eye Control System for Persons with Disabilities", Proc. of int'l Cong. on Technology and Persons with Disabilities, 1996
14. <http://www.ottobock.com>
15. C.J. De Luca, Surface Electromyography: Detection and Recording, Report of 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 Transactions on biomedical engineering, Vol. 50, No. 7, 2003