

근전동 의지의 원리

재활공학연구소

최 기 원

Principle of Myoelectric Prosthesis

Gi-Won Choi, Ph.D.

Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center

J Korean Soc Prosthet Orthot 2008; 2: 1-12

서 론

사회가 발달할수록 사람과 기계시스템을 연결하는 인터페이스(human machine interface, HMI) 기기도 다양하게 발달되고 있다. 대부분의 인터페이스 기기들은 사람의 손가락 동작을 통하여 사람의 의도(intention)를 시스템에 전달하고 있다. 손가락의 동작은 사람의 뇌에서 발생한 전기적 자극(stimulus) 신호가 손가락 근육에 전달되어 손가락 근육이 수축함으로써 이루어진다. 즉 사람의 의도는 뇌의 전기적인 자극신호를 받은 근육의 수축(voluntary contraction)에 의해서 동작을 발생시키고, 이러한 동작은 여러 가지 인터페이스를 통하여 기계시스템에 전달된다. 이와 같이 사람의 의도는 결국 근육의 수축으로 나타난다는 것을 착안하여 사람의 근육이 수축할 때 발생하는 전기적 활동(activity)을 측정하여 사람의 의도를 인식할 수 있는 근전위 센서(myoelectric sensor)가 많이 연구되고 있다.¹⁻⁵

근전위 센서는 근육의 전기적인 활동을 측정하는 방식에 따라 침습형(needle type)과 비침습형인 표면형(surface type)으로 나눌 수 있다. 침습형은 인체 내의 특정 근육에서 발생하는 전기적 활동을 직접 측정하고, 표면형은 측정하고자 하는 피부 부위의 근육에서 발생하는 전체적인 전기적 활동을 측정한다. 침습형은 외과적인 시술행위 이므로 의사만이 사용할 수 있고 일반 공학자는 사용이 불가능하다. 공학자가 사용할 수 있는 표면형에는 습식(sweat type)과 건식(dry type)으로 다시 나눌 수 있다. 습식은 측정하고자 하는 피부 위에 젤(gel)을 도포한 후, 전극을 부착하여 사용하거나 젤을 함유하고 있는 1회용 전극을 주로 사용한다. 건식

은 젤이 필요없는 방식이며 측정하고자 하는 피부에 전극을 직접 부착하여 사용하므로 반영구적으로 사용되고 있다. 그러나 침습형과 표면형 모두 별도의 신호처리 회로부를 가지고 있으며 전극과 회로부는 일반적으로 차폐 전선으로 연결되어 있다.

공학자들에 의해 일반적으로 사용이 가능한 표면형 근전위 센서를 사람의 특정 근육 부위에 부착하고 근육이 수축할 때 발생하는 근전위 센서의 출력 신호를 이용하는 시스템이 많이 연구 개발되고 있으며 실용화를 앞둔 연구들도 있다.

사람의 어깨 근육에 부착된 근전위 센서에서 발생하는 출력 신호를 이용하여 전동 휠체어를 구동하는 연구가 국내에서 진행되었다.⁶ 전동 휠체어 제어기는 사람의 두 어깨 근육의 움직임에 의해서 발생하는 근전위 신호의 조합을 가지고 휠체어의 진행 방향을 설정하고 진행 방향에 해당하는 구동 신호를 만든다. 구동 신호는 구동부의 직류전동기 회전방향을 제어하여 전동 휠체어의 진행 방향을 제어한다. 결국 사람의 어깨 근육을 이용하여 전동 휠체어 운전이 가능하다는 것을 보여 주는 연구이다. 이러한 연구는 사지가 절단된 장애인이 전동 휠체어를 운전하는 방법 중의 하나로 계속 연구되고 있다.

최근에는 사람의 특정 부위에 부착된 근전위 센서의 출력 신호를 이용하여 사람의 근력을 보조할 수 있는 상하지 근력보조 시스템(hybrid assistive leg, HAL)이 일본에서 개발되어 상용화 되고 있다.^{7,8} 이것은 팔 근육에 부착된 근전위 센서의 출력 신호가 발생하면 사람이 물건을 들고자 하는 의도로 인식하여 제어기가 상지 시스템의 액추에이터를 구동하여 무거운 물건을 가볍게 들 수 있도록 사람의 상지 근력을 보조한다. 또한 다리 근육에 근전위 센서를 부착하여 사용자의 보행을 보조하므로 다리 근육의 피로도(fatigue)가 감소되어 장거리 보행을 가능하게 한다(Fig. 1).

우리나라는 약 100만 명으로 추정되는 절단 장애인들이 있으며, 이중에서 선천성 장애인이 약 5%이고, 나머지 95%

접수일: 2008년 10월 17일, 게재승인일: 2008년 11월 17일

교신저자: 최기원, 인천시 부평구 구산동 47-3

☎ 403-712, 재활공학연구소

Tel: 032-500-0765, Fax: 032-500-0760

E-mail: gwchoi@korec.re.kr

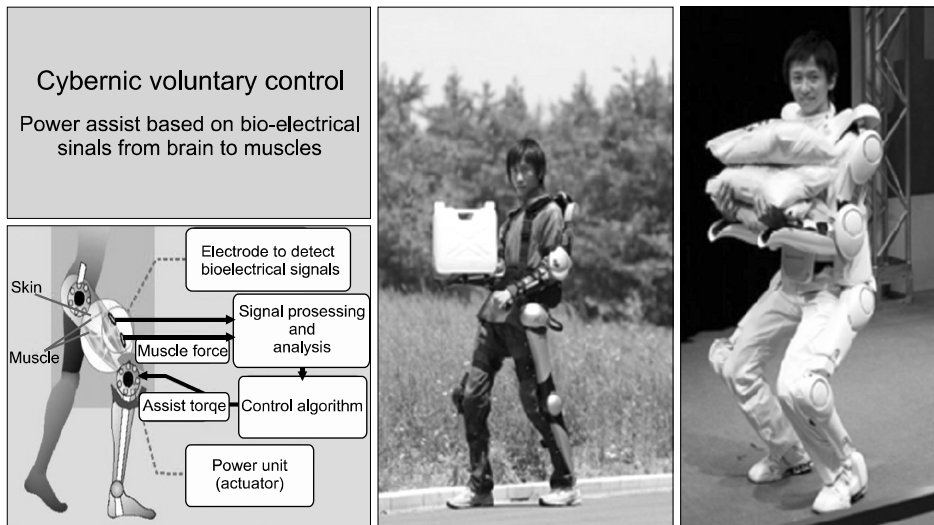


Fig. 1. Diagram of hybrid assistive leg (HAL).

는 교통사고 및 산업재해에 의한 후천적 장애인으로 알려져 있다.⁹ 이러한 지체 장애인들의 정상적 사회복귀는 우리나라뿐만 아니라 세계적으로도 큰 사회적인 문제로 대두되어 지원기기(assistive device)에 관한 많은 연구가 진행되었다. 특히 의족이나 의수(prosthetic hand)는 절단 장애인을 위한 대표적인 지원기기로써 오랫동안 연구가 되어 왔다.

의수의 경우, 손의 동작 기능 보다는 미용적인 기능만을 가지는 미관용 의수(cosmetic hand)로부터 시작하여, 신체의 어깨 움직임을 사용하여 파지(grasping) 동작을 수행할 수 있는 신체 구동형 의수(body-powered hand)가 개발되었다. 그러나 이러한 신체 구동형 의수는 의수 동작을 위해 손의 파지동작 수행과 관계없는 어깨 혹은 상체 부위의 움직임이 필요하고, 다른 신체의 움직임을 이용하므로 피로와 함께 장시간 사용하기에 불편하다는 문제점이 있었다. 따라서 이러한 의수들의 문제점을 해결하기 위하여 손과 같은 형상을 가지면서 배터리를 동력원으로 사용하여 전동기를 구동시키는 전동형 의수(electric-powered prosthetic hand)가 제안되었다. 특히 파지나 손목 회전(wrist rotation)과 같은 손 동작의 제어신호가 절단된 부위의 잔존근육(residual muscle)에서 검출한 근전위 신호(myoelectric signal, MES)에 의해 이루어지는 전동의수(myoelectric hand prosthesis, MHP)도 제안되었다.¹⁰⁻¹⁵ 이러한 전동의수의 제어기는 잔존 근육의 수의 수축에 의해 발생하는 근전위 신호와 미리 설정한 문턱치(threshold value)를 비교하여 사용자의 의도를 인식한다.

본 연구에서는 표면 근전위 센서의 출력신호를 사용하여 두 대의 소형 직류 전동기와 감속기 모듈로 이루어진 2 자유도(degree of freedom, DOF) 전동의수를 구동하기 위한 제어시스템을 설계하였다. 사람의 동작이 이루어질 때 발생하는 근전위 신호를 측정하는 표면 근전위 센서는 사람의 피부와 직접 접촉하는 입력부와 상용전원 잡음성분이 포함

된 근전위 신호에서 사용자의 의도를 나타내는 레벨 신호를 출력하기 위한 신호처리 회로부로 구성되어 있다. 근전위 센서의 입력부(skin interface)는 두 개의 입력전극 사이에 하나의 기준전극이 위치하도록 하여 착탈의 용이성을 가지도록 설계되어 있고, 두 입력전극 사이의 간격은 근전위 신호의 중심주파수와 근섬유의 전도 속도를 이용하였다. 신호처리 회로부(signal processing circuit)는 근전위 신호의 주파수 분포를 참조하여 대역 통과 필터가 내장된 차동증폭기, 상용 전원 잡음을 제거하기 위한 대역 저지 필터, 근전위 신호의 원신호(raw signal)를 추출하기 위한 교류 증폭기, 근전위 신호의 레벨을 출력하기 위한 신호처리 회로로 구성한다. 일반적으로 근전위 신호의 순시치를 신호처리 하여 출력되는 근전위 신호의 레벨을 근신호(myoelectric signal, MS)라 한다.

전동의수의 제어시스템은 직류 전원을 사용하고 있으며 두 개의 제어기를 가진 제어부, 두 대의 직류 전동기, 전동의수의 파지력을 측정하기 위한 파지력 센서, 파지한 물체의 미끌림을 감지하기 위한 미끌림 센서로 구성되어 있다. 제어시스템은 미리 설정한 문턱치와 근신호를 비교하여 두 대의 전동기를 제어한다. 이때 두 개의 근신호를 두 개의 문턱치와 비교하는 이중문턱치(double threshold value) 방법을 사용하였다.

제작된 전동의수의 제어시스템은 피검자의 손목 굽힘근(flexor carpi ulnaris)과 손목 펴기근(extensor carpi ulnaris) 두 부위에 표면 근전위 센서를 부착하고 제어시스템의 구동실험을 수행함으로써 제안된 전동의수 제어 알고리즘의 신뢰성을 검증하였다.

근전위 신호

1) 근전위 신호의 발생

사람의 동작은 뇌에서 발생한 전기적 자극신호에 의해

근육이 수축되면서 이루어진다. Fig. 2는 손목 굽힘근이 수축하기까지 뇌에서 근육까지 자극신호의 전달을 보여주는 그림이다. 뇌에서 발생한 자극신호는 중추신경계(CNS: central nervous system)를 지나서 운동신경계(motor neuron)를 거쳐 근섬유까지 전달된다. 근섬유는 자극신호에 의해서 수축이 발생하며 수축과정에서 칼슘이온(Ca^{++})들이 발생한다. 발생한 이온들은 이웃한 근섬유를 자극하면서 근섬유로 구성되어 있는 근육 전체로 전달된다. 따라서 근육 전체가 수축되어 근육의 길이가 감소되면서 인대에 연결된 관절이 굴곡된다. 즉 관절의 굴곡은 사람의 동작으로 나타난다. 자극신호의 전달과정에서 발생하는 나트륨(Na^+), 칼륨(K^+) 등 여러 이온들의 이동을 활동전위(action potential)이라고 한다. 근육의 수축과정에서 발생하는 전기적인 활동 즉, 칼슘이온의 이동과 활동전위를 측정하는 것이 근전위 신호이다.

2) 표면근전위 센서

근전위 신호를 측정하는 방법에는 침습형과 비침습형인

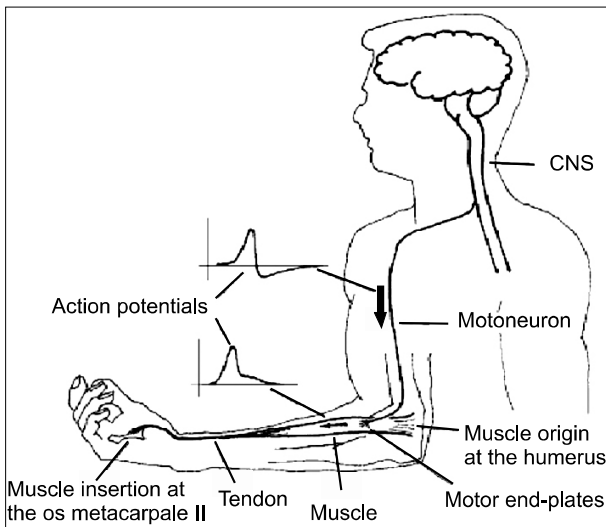


Fig. 2. Stimulus propagation demonstrated at the musculus flexor carpi radialis.

표면형이 있다. 침습형은 바늘을 통하여 측정하고자 하는 특정 근육의 근전위 신호를 측정할 때 많이 사용한다. 이러한 침습형은 인체의 피부를 관통해야 하므로 정적인 상태에서 근전위 신호를 측정해야 하며 바늘 자체는 근육까지의 통로 역할만 하고 근육의 근전위 신호를 취득하기 위한 전선이 내장되어 있다. 전선을 통하여 측정된 신호는 별도의 신호처리부에서 근전위 신호를 추출한다. 일반적으로 근육과 신경사이의 질병을 파악할 때 사용하며 의사만 사용이 가능하다.

반면에 표면형은 측정하고자 하는 부위의 피부에서 전체적인 근전위 신호를 측정하는데 사용하며 건식형과 습식형이 있다. 습식형은 측정하고자 하는 근육의 피부 위에 젤을 도포하여 근전위 신호를 측정한다. 일반적으로 측정하고자 하는 근육의 피부 위에 두개의 입력전극을 부착하고 측정하고자 하는 근육과 상관없는 부위에 기준전극을 부착하여 근전위 신호를 측정한다. 입력전극에서 감지된 신호는 별도의 신호처리부를 통하여 순수한 근전위 신호만을 추출한다. 주로 인체의 근전위 신호를 연구, 분석하고자 할 때 많이 사용하며 젤을 함유하고 있는 1회용 입력전극을 많이 사용한다. 건식형은 피부에 젤을 도포할 필요없이 근전위 신호를 측정하며 마찬가지로 습식형과 같이 별도의 기준전극을 두어야 한다. 신호처리를 위한 회로부가 있어서 전극과 신호처리부 사이를 전선으로 연결해야 하며, 반영구적인 사용이 가능하다.

일반적으로 피부표면에서 측정한 표면 근전위 신호(surface MES)의 크기는 0.1~10 mV (peak to peak)이며, 주파수 성분은 0~10 kHz의 대역에 걸쳐서 분포하고 있다. 하지만 표면 근전위 신호의 95% 이상의 에너지가 30~500 Hz 사이에 집중되어 있다. 이와 같은 근전위 신호의 특성을 이용하여 근전위 신호를 처리하기 위한 신호처리 회로부의 대역 통과 필터와 증폭기를 설계한다.

Fig. 3은 본 연구에서 사용한 표면 근전위 센서의 블록도이다. 센서의 두 입력전극(input electrode)에서 감지된 신호는 차동증폭기의 입력신호로 사용되며 기준전극(reference electrode)은 차동증폭기의 접지와 연결되어 센서의 전원과

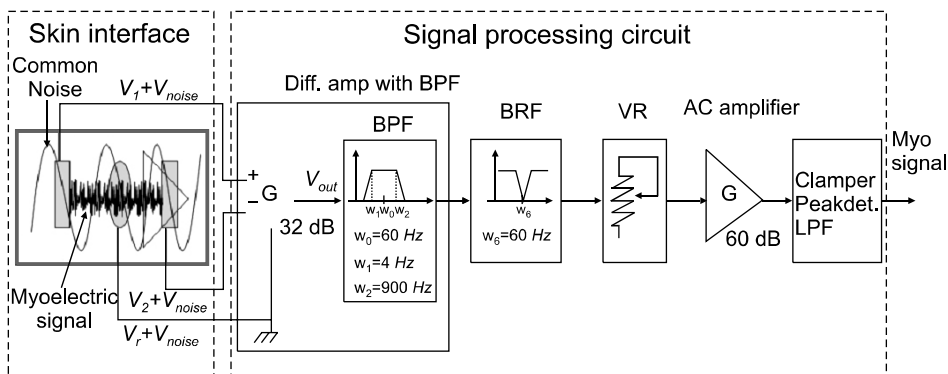


Fig. 3. Block diagram of surface myoelectric sensor.

감지되는 근전위 신호의 공통 접지를 구성한다.

차동 증폭기는 4~900 Hz의 대역 통과 필터와 함께 구성되어 있다. 이 대역의 신호들은 차동 증폭기에 의해서 동상 성분 신호는 제거되고 동시에 대역통과 필터를 통하여 1차적으로 32 dB 증폭된다. 그리고 신체에 유도되는 전원 잡음은 60 Hz 대역 저지 필터(band rejection filter, BRF)를 사용하여 제거된다. 하지만 본 연구에서 설계된 BRF는 R, C 수동 소자로 구성하였기 때문에 능동소자를 이용한 BRF보다는 대역폭이 커지고, 이로 인해 근전위 신호의 중심주파수 성분도 함께 감쇄되는 현상이 발생한다. 본 연구에서는 BRF의 영향으로 감쇄된 근전위 신호의 중심주파수 성분을 보상하기 위하여 BRF의 출력단에 최대 60 dB의 증폭 이득을 갖는 교류증폭기(AC amplifier)를 사용하였다. 이때 교류증폭기의 입력단은 사용자의 근육 상태에 따른 근전위 신호의 최종 출력신호로 나타나는 근신호의 크기를 조정하기 위해 수동으로 가변저항을 조정할 수 있도록 설계하였다. 근전위 센서의 최종 출력신호인 근신호를 얻기 위한 회로는 클램프(clamp) 회로를 이용한 배전압기(voltage doubler)와 첨두치 검출회로(peak detector)로 구성하였고, 적분기(integrated circuit)를 거쳐 리플을 제거한 최종 근신호가 출력되도록 설계하였다.

자유도 전동의수

1) 의수

손에 해당하는 기계식 의수는 손과 손목 모듈로 구성되어 있으며, 두 개의 소형 직류전동기로 각각 독립적으로 구동되는 2 자유도(two degree of freedom) 의수이다.

손의 외형은 엄지 및 검지와 중지의 삼지를 가지고 있으며, 각 손가락은 무관절 형태이다. 검지와 중지는 서로 커넥팅 로드(connecting rod)로 결합되어 있으며 이 두 손가락과 엄지 사이는 링크 구조로 이루어져 파지 및 손의 펴 동작이 엄지와 검지가 항상 동시에 작동되는 인체의 손동작을 모

방하여 설계되었다. 특히 파지동작을 수행할 때는 엄지와 검지의 끝이 서로 맞닿게 되어 작은 물체를 잡을 수 있는 집기(pinch) 동작이 가능하도록 설계되었다.

손 모듈 구동에 사용된 직류전동기는 4.5 W, 8000 rpm의 출력을 가지고 있다. 전동기의 출력은 마찰 유성감속기(friction planetary gear)에 의해 1/14로 1차 감속되고, 부하로부터 전달되는 역토크를 방지하기 위한 잠금장치가 마찰 유성감속기와 연결되어 있다. 그리고 파지부하에 따라 자동으로 파지력(grip force)을 증가시키기 위하여 유성기어와 조합된 2단 기계식 자동변속기(automatic transmission)를 설계하였다. 파지 부하가 작을 때는 유성기어의 특성을 이용하여 1단으로 전동기 동력을 전달한다. 이때의 파지력은 약 20~40 N 정도로 낮지만 최종 파지 속도는 비교적 빠르다. 그러나 손의 파지동작 수행 중에 파지 부하가 증가하면, 자동변속기의 원형 스프링이 파지부하의 변화를 감지하고 유성기어의 캐리어(carrier) 축으로 전동기 동력이 전달되어 2단으로 동력이 전달된다. 이때 자동변속기의 출력 회전 속도는 8 : 1로 감속되고, 최종 파지력은 최대 140 N 까지 증가된다. 자동변속기의 동력 전달축을 90° 변환하기 위하여 기어비 1 : 1의 베벨기어(bevel gear)를 사용하였고, 마지막으로 안전장치인 미끌림 클러치(slip clutch)가 내장된 평기어(spur gear)를 연결하여 손가락과 연결하였다.

손목 모듈 구동에 사용된 직류전동기의 출력은 2.9 W이며 회전수는 8,000 rpm이다. 전동기 출력부와 직결되어 있는 유성감속기에 의해 1/19로 1차 감속된다. 그리고 기어비 30 : 1의 하모닉(harmonic) 기어를 사용하여 동력 전달축의 변화 없이 2차로 감속하여 동력을 전달한다. 손목 모듈의 최종 회전 속도는 14 rpm으로 정역 회전이 가능하다(Table 1).

2) 제어 알고리즘

일반적으로 전동의수는 사용자의 잔존부위에서 서로 독립적으로 수의 수축이 가능한 다른 두 근육에서 검출한 근전위 신호로부터 사용자의 의도를 인식하게 되지만, 장애자의 절단 부위에 따라서는 근전위 신호를 취득할 수 있는 근육 부위가 적을 수도 있다. 전동의수에서 많이 사용하는 근육 부위로서는 상대적으로 근육이 많이 분포하고 있는 전완 부위의 손목 굽힘근과 손목 펴근이 많이 사용된다.

Table 1. Parameters of Direct Current Motor for Myoelectric Hand Prosthesis

Parameters	Hand	Wrist
Voltage [V]	6	6
Output torque [mNm]	5	2.5
Rotation number [rpm]	8,000	8,000
Impredence (Rs) [Ω]	1.94	3.0
Self inductance (Ls) [μ H]	45	150
Torque constant (Kt) [mNm/A]	6.92	6.10
Moment of inertia rotor (Jm) [gcm ²]	2.7	2.5
Friction coefficeint (Bm) [mN]	0.2	0.12
Back electro-motice force constant (Ke) [mV/rpm]	0.725	0.639

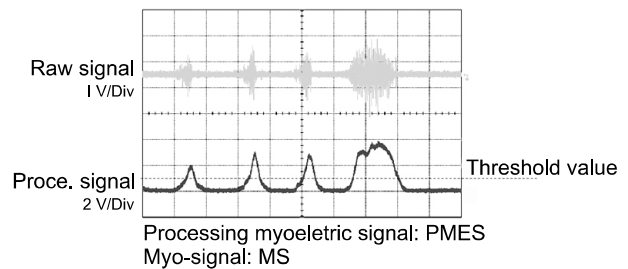


Fig. 4. Raw signal and level signal by muscle contraction.

제어 알고리즘에서 사용하는 근전위 신호구동에는 원신호 구동과 문턱치 구동으로 나눌 수 있다. Fig. 4는 근육이 수축할 때 발생하는 원신호와 레벨 신호를 보여준다. 원신호 구동은 근육이 수축할 때 발생하는 근전위 신호의 원신호 특징(feature)을 해석하여 구동 신호를 만들어 주는 방법으로 대표적인 방법이 패턴인식(pattern recognition)이다 (Fig. 5). 패턴인식은 특징추출(feature extraction) 방법으로 특징벡터를 정의하고 다양한 패턴분류(pattern classification) 방법들을 도입하여 사용자의 의도를 파악하고 이에 따르는 구동 신호를 만들어 주고 있다. 패턴인식은 복잡한 특성을 가지고 있는 근전위 신호의 원신호 특성을 분류하여 구동 신호를 생성하는 방법에 있어서 여러 가지 신호해석 기술을 사용하고 있으며 신호해석 방법 상호간의 비교실험을 통하여 인식률을 향상시키고 있다. 하지만 현재까지 3개 이상의 근전위 센서 출력이 필요하고 개인용 컴퓨터에서 실시간이 가능하다. 개인용 컴퓨터가 아닌 독립적인 시스템의 구축에는 많은 연구의 진행이 필요하며 전동수수 제어 시스템 등과 같이 많은 동작 구현이 필요하지 않는 분야에서는 적절한 방법이 아니다. 그리고 사용자 개인마다 근전위 신호의 원신호 출력특성이 다르기 때문에 반복학습 훈련을 통하여 사용자만의 특징을 추출해야 하고 학습에 의

한 적응시간이 많이 필요하다는 결정적인 단점을 가지고 있다.

문턱치 구동은 근전위 신호의 원신호를 신호처리한 근전위 신호의 레벨이 미리 설정된 문턱치와 비교하여 구동 신호를 만들어 주는 방법이다(Fig. 6). 문턱치의 설정은 사용자에게 따라 다르지만 보통 1 V에 둔다. 설정된 문턱치보다 근전위 신호의 레벨이 높으면 해당하는 시간만큼 정해진 구동 신호를 만들어 준다. 이러한 문턱치 구동은 단순히 구동 신호만 만들어 줄 뿐만 아니라 구동부의 기준 토크나 구동 속도와 같은 정보를 동시에 만들어 줄 수 있다. 즉 근전위 신호의 레벨의 크기에 따라 구동 토크나 속도가 비례적으로 제어되는 비례제어가 가능하다.

한 개의 근전위 센서의 출력 신호 레벨과 한 개의 문턱치를 이용하여 두 개의 구동 신호를 만들 수 있다. 근전위 신호의 레벨이 설정된 문턱치와 비교하여 높은 상태가 될 때 근전위 신호 레벨의 상승비(rising rate)를 측정하여 상승비가 일정 비율 이상이면 구동 신호 1을 출력하고 일정 비율 이하로 나타나면 구동 신호 2를 출력할 수 있다. Fig. 7은 근전위 신호 레벨의 상승비에 따른 구동 신호 발생을 보여주는 그림이다. 이러한 방법은 근전위 센서의 수를 1개로 할 수 있어서 사용자의 편의를 최대한 도모할 수 있지만,

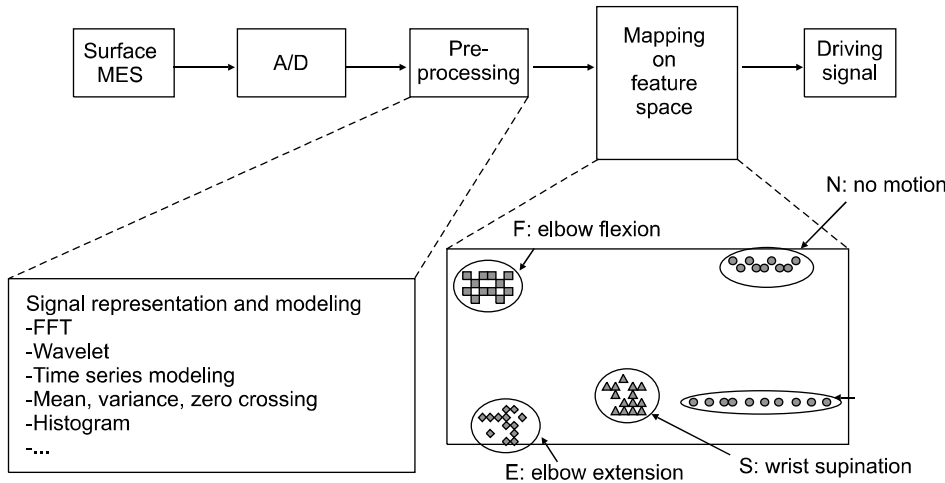


Fig. 5. Driving signal according to basic pattern recognition.

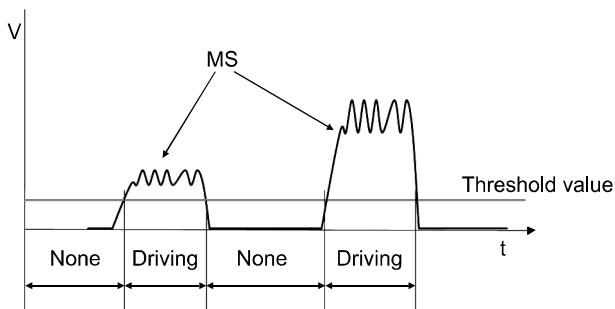


Fig. 6. Driving signal by threshold value.

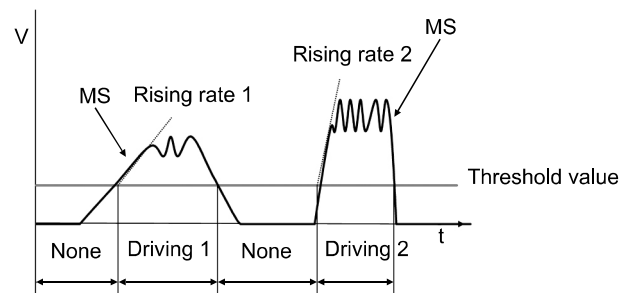


Fig. 7. Driving signal by rising rate of myo-signal (MS).

근전위 레벨 신호의 상승속도를 사용자가 제어하기 위한 별도의 많은 훈련을 수행해야 하는 단점이 있다.

그리고 한 개의 근전위 센서의 출력 신호 레벨과 두 개의 문턱치를 이용하여 두 개의 구동 신호를 만들 수 있다. 두 개의 문턱치는 문턱치 1과 문턱치 2로 설정하고 문턱치 2는 문턱치 1보다 두 배로 보통 결정한다. 근전위 신호 레벨이 문턱치 1보다 높고 문턱치 2보다 낮으면 구동 신호 1을 출력하고, 문턱치 2보다 높으면 구동 신호 2를 출력한다. Fig. 8은 근전위 신호 레벨과 두 개의 문턱치를 이용한 구동 신호 발생을 보여주는 그림이다. 근전위 신호의 레벨이 문턱치 1과 문턱치 2에서 안정된 상태를 유지해야 하며, 만약 문턱치 1과 문턱치 2 사이에서 근전위 신호 레벨이 흔들리면 제어시스템은 구동 신호를 만들 수 없다. 따라서 근전위 신호의 레벨을 문턱치 1과 문턱치 2 사이에서 안정적으로 출력하기 위한 사용자의 많은 훈련이 필요하다. 따라서 한 개의 근전위 센서를 이용하면 기본적으로 2가지의 구동 신호를 만들 수 있지만 사용자의 많은 훈련 과정이 필요하다.

한 대의 전동기의 제어에서 필요한 구동 신호는 정회전과 역회전 두 개의 신호가 필요하다. 본 연구에서 제어하고자 하는 2 자유도 전동기수 제어시스템에서는 두 대의 전동기를 제어하므로 4개의 구동 신호가 필요하다. 따라서 한 개의 근전위 센서의 출력을 이용하여 4개의 구동 신호를 만들기에는 부족한 면이 있다.

따라서 본 연구에서는 근전위 센서 두 개와 최소한 한 개 이상의 문턱치를 이용하여 4개의 구동 신호를 만들 수 있도

록 하였다.

두 개의 근전위 센서는 각각 사용자의 손목 굽힘근과 손목 펴기에 부착되어 있으며 손목 굽힘근을 수축하여 발생하는 근전위 센서의 출력 레벨을 MS 1이라 하고, 손목 펴기를 수축하여 발생하는 근전위 센서의 출력 레벨을 MS 2라 설정하였다.

Fig. 9는 근전위 신호의 출력 레벨 MS 1과 MS 2가 한 개의 문턱치와 비교하여 2 자유도 전동기수 제어시스템의 구동 신호를 만드는 그림이다. 제어시스템에서 제어기 1의 제어 모드(MODE 1)와 제어기 2의 제어 모드(MODE 2) 전환은 MS 1과 MS 2의 신호가 동시에 문턱치 보다 높게 나타난 상태가 일정시간 유지한 후, 두 신호가 모두 문턱치 보다 낮게 나타나면 비로소 이루어진다.

제어기 1은 MS 1의 크기가 설정된 문턱치보다 높으면 전동기 1의 정회전을 위한 구동 신호를 만들고, MS 2의 크기가 문턱치보다 높으면 전동기 1의 역회전을 위한 구동 신호를 만든다. 제어기 2는 마찬가지로 MS 1의 크기가 설정된 문턱치보다 높으면 전동기 2의 정회전을 위한 구동 신호를 만들고, MS 2의 크기가 문턱치보다 높으면 전동기 2의 역회전을 위한 구동 신호를 만든다. 각각의 구동 신호는 MS 1과 MS 2가 각각 문턱치보다 높은 구간에서만 발생되고 문턱치보다 낮으면 제어기는 구동 신호를 생성하지 않는다.

그러나 MS 1과 MS 2가 독립적으로 출력될 때는 위와 같은 구동이 가능하지만 사용자의 팔의 근육에서 발생하는 신호이기 때문에 상호간섭이 생길 수 있다. 근육 상호간섭으로 인하여 두 근전위 신호 MS 1과 MS 2는 완전하게 독립된 신호로 나타나기 힘들다. 이와 같은 근육의 상호간섭의 영향을 감소시키면서 독립된 구동 신호를 발생하기 위한 방법에는 복수(dual) 문턱치와 이중(double) 문턱치를 이용하는 방법이 있다.

복수 문턱치는 문턱치 1과 문턱치 2가 있으며 문턱치 1은 보통 1 V 정도이고 문턱치 2는 일반적으로 문턱치 1의 두 배나 세 배 정도인 2 혹은 3 V로 설정한다. Fig. 10은 근전위 신호 MS 1과 MS 2 그리고 복수 문턱치를 이용한 4가지 구동 신호를 보여 준다. 근신호 MS 1은 전동기 1의 정회전과 역회전을 제어하고, 근신호 MS 2는 전동기 2의 회전방향을

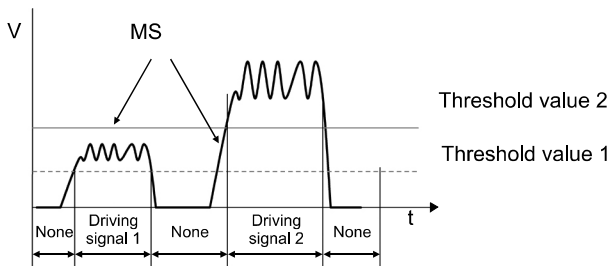


Fig. 8. Driving signal by two threshold values and myo-signal (MS).

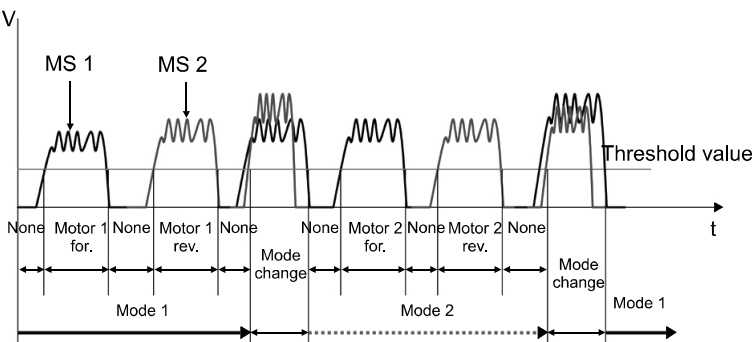


Fig. 9. Driving signal by myosignal(MS) 1, MS 2 and one threshold value.

제어한다.

전동기 1의 정회전은 MS 1이 문턱치 1보다 높고 문턱치 2보다 낮은 상태가 유지될 때 생성되며, 역회전은 MS 1이 문턱치 2보다 높을 때 생성된다. 전동기 2의 정회전은 MS 2가 문턱치 1보다 높고 문턱치 2보다 낮은 상태가 유지될 때 생성되며, 역회전은 MS 2가 문턱치 2보다 높을 때 생성된다. 이러한 구동 신호의 생성은 근신호 MS 1과 MS 2가 설정된 영역내에서 안정된 상태를 유지해야 하고 만약 설정된 영역사이를 반복 이동하게 되면 정상적인 구동 신호의 생성이 곤란하다. 그리고 구동 신호의 동작(ON/OFF)만이 생성할 수 있으며 해당하는 전동기의 속도나 토크의 정보는 줄 수 없다. 사용자의 측면에서 본다면 각 전동기의 역회전 구동 신호는 정회전 구동 신호보다 훨씬 높은 MS가 필요하다. 따라서 장시간 전동기를 구동할 경우 사용자의 팔 근육의 피로도가 증가하여 근신호의 크기가 감소하는 현상이 발생한다. 따라서 복수 문턱치를 이용한 제어는 장시간 2 자유도 전동의수 운전에 불리한 점이 발생할 수 있다.

이중 문턱치를 이용하여 구동 신호를 생성하는 방법은 전동기의 속도나 토크 정보를 제어시스템에 줄 수 있다. 이중 문턱치를 이용한 구동 신호의 생성은 Fig. 11에서 볼 수 있다. 복수 문턱치와 마찬가지로 문턱치 1과 문턱치 2가 있다. 그러나 문턱치 1과 문턱치 2의 관계가 반대로 되어 있

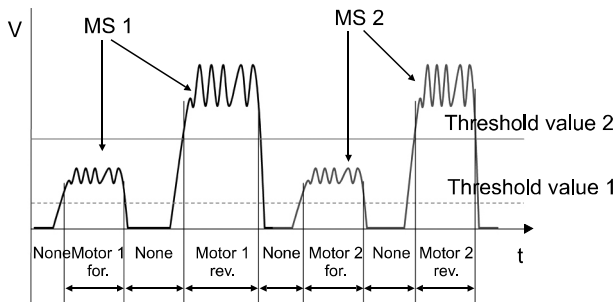


Fig. 10. Driving signal by dual threshold.

다. 문턱치 2는 일반적으로 사용하는 1 V이고 문턱치 1은 문턱치 2의 50%에 해당하는 0.5 V로 대부분 설정한다. 여기서 문턱치 2는 주(primary) 문턱치로 사용되고, 문턱치 1은 보조(auxillary) 문턱치로 사용된다. 제어 모드는 두 개로 구성되어 있어서 전동기 1을 제어하기 위한 제어 모드 1과 전동기 2를 제어하기 위한 제어 모드 2가 있다.

제어 모드 1에서 제어기 1은 MS 1의 크기가 설정된 문턱치 2보다 높으면 직류전동기 1의 정회전을 위한 구동 신호 (motor 1 forward signal, M1FS)를 만들고, MS 2의 크기가 문턱치 2보다 높으면 전동기 1의 역회전을 위한 구동 신호 (motor 1 reverse signal, M1RS)를 만든다. 하지만 MS 1의 크기가 설정된 문턱치 2보다 높은 상태에서 MS 2의 크기가 설정된 문턱치 2보다 작고 문턱치 1보다 높으면 제어기 1은 M1FS를 생성하지 않으며 어떠한 구동 신호도 생성하지 않는다. 반대로 MS 2의 크기가 설정된 문턱치 2보다 높은 상황에서 MS 1의 크기가 설정된 문턱치 2보다 작고 문턱치 1보다 높으면 제어기 1은 M1RS를 생성하지 않고, 마찬가지로 어떠한 구동 신호도 생성하지 않는다(Fig. 12, 13).

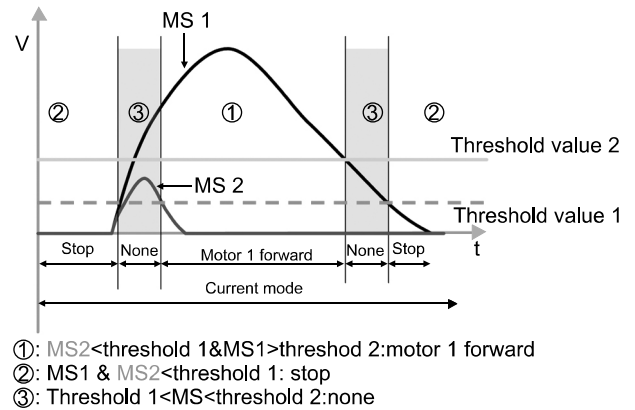


Fig. 12. Driving signal of motor 1 forward signal (M1FS) by double threshold value.

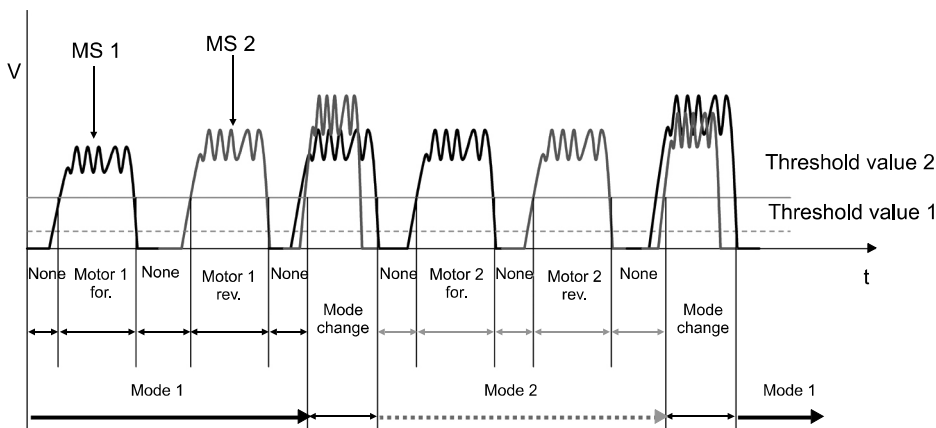
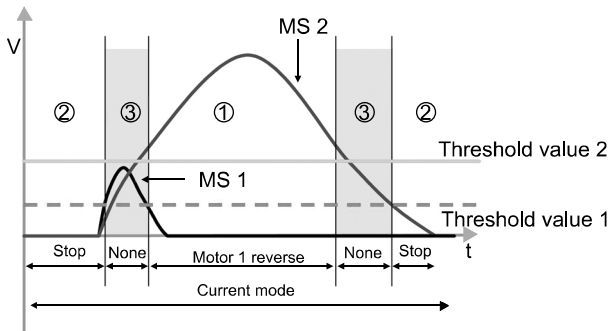


Fig. 11. Driving signal by double threshold value.



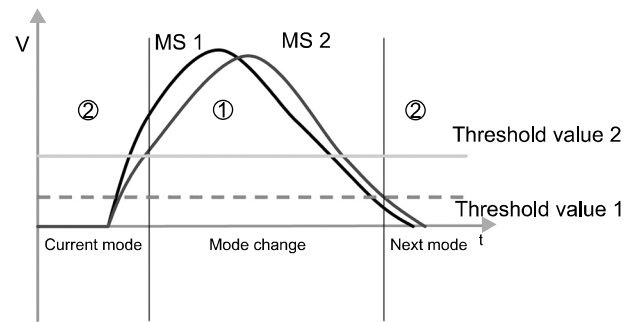
- ①: $MS1 < \text{threshold 1} \& MS2 > \text{threshold 2}$: motor 1 reverse
 ②: $MS1 \& MS2 < \text{threshold 1}$: stop
 ③: $\text{Threshold 1} < MS < \text{threshold 2}$: none

Fig. 13. Driving signal of motor 1 reverse signal (M1RS) by double threshold value.

마찬가지로 제어 모드 2도 제어 모드 1과 같이 구동 신호를 생성한다. 제어 모드 2에서 제어기는 MS 1의 크기가 설정된 문턱치 2보다 높으면 전동기 2의 정회전을 위한 구동 신호(motor 2 forward signal, M2FS)를 만들고, MS 2의 크기가 문턱치 2보다 높으면 전동기 2의 역회전을 위한 구동 신호(motor 2 reverse signal, M2RS)를 만든다. 하지만 MS 1의 크기가 설정된 문턱치 2보다 높은 상황에서 MS 2의 크기가 설정된 문턱치 2보다 낮고 문턱치 1보다 높으면 제어기 2는 M2FS를 생성하지 않고 어떠한 구동 신호도 생성하지 않는다. 반대로 MS 2의 크기가 설정된 문턱치 2보다 높은 상황에서 MS 1의 크기가 설정된 문턱치 2보다 낮고 문턱치 1보다 높으면 제어기 2는 마찬가지로 M2RS를 생성하지 않고 어떠한 구동 신호도 생성하지 않는다. 따라서 근신호 MS가 문턱치 1보다 높고 문턱치 2보다 작은 상태가 유지되면 제어기에서는 근육의 상호간섭이나 상용전원 잡음에 의한 영향으로 판단하고 사용자의 의도가 반영되지 않은 것으로 판단하여 어떠한 구동 신호도 생성하지 않는다.

제어시스템에서 전동기 1의 제어를 위한 제어 모드 1과 전동기 2의 제어를 위한 제어 모드 2의 전환은 두 개의 근신호 MS 1과 MS 2의 신호가 동시에 문턱치 2보다 높게 나타난 상태가 일정시간 유지한 후 반드시 두 신호가 모두 문턱치 1보다 낮게 나타나면 비로소 이루어진다. 하지만 두 개의 근신호 MS 1과 MS 2 중에서 한 개의 근신호라도 설정된 문턱치 1보다 높고 문턱치 2보다 작은 상태가 유지되면 두 제어 모드의 전환은 이루어질 수 없다(Fig. 14).

이러한 방법은 한 개의 문턱치를 이용하는 방법과 비슷하지만 근육 상호간섭과 상용전원 잡음에 의한 구동 신호의 오동작을 미리 방지할 수 있다는 장점이 있다. 본 논문에서는 오동작을 미리 방지할 수 있는 이중 문턱치를 이용하여 제어기 1과 제어기 2를 프로그래밍 하였다.



- ①: $MS1 \& MS2 < \text{threshold 2} \rightarrow MS1 \& MS2 < \text{threshold 1}$: mode change
 ②: $\text{Threshold 1} < MS < \text{threshold 2}$: previous mode

Fig. 14. Mode change by double threshold value.

3) 제어시스템

본 연구에서 제안하는 전동의수용 제어시스템에서는 두 부위의 근육에서 검출한 근전위 신호를 사용하여 사용자의 의도를 인식하고 전동의수를 제어하도록 하였다.

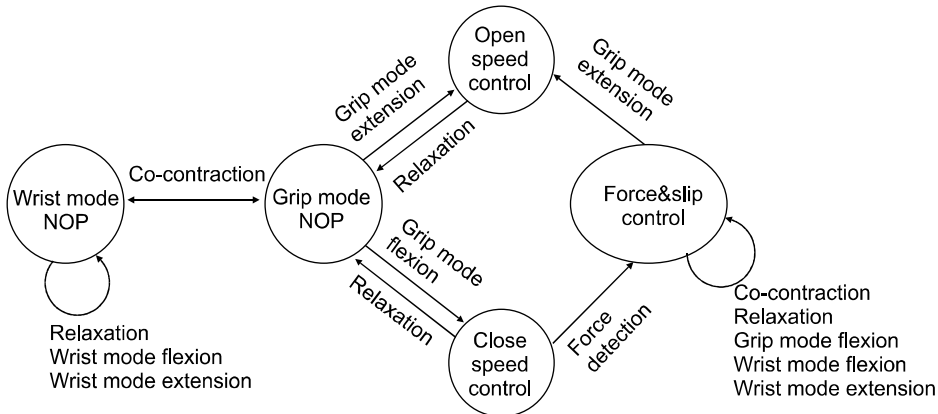
2 자유도 전동의수를 위한 제어시스템은 기계식 의수의 손과 손목 모듈을 각각 제어하는 두 개의 제어기로 구성되어 있다. 제어부는 손 제어기와 손목 제어기로 구분되며 두 제어기에서는 두 개의 근전위 센서를 이용하여 측정된 근신호로부터 사용자의 의도를 인식하여 각각 손의 파지 및 손목회전과 같은 4 가지 동작을 수행한다. Fig. 15는 이러한 동작 수행을 위한 동작 모드 변환 알고리즘을 보여준다.

제안된 동작모드 알고리즘에서 두 제어기는 각각 두 근육의 동시 수의 수축에 의하여 각 동작 모드의 변환이 수행된다. 즉 제어부의 전원이 투입되면 손 제어기 동작 모드만 수행이 가능하고 손목 제어기의 동작모드는 수행이 불가능하다. 그러나 두 근육의 동시 수의 수축이 발생하여 두 개의 근전위 센서 출력 신호가 미리 설정된 문턱치보다 크게 된 후 수의 수축이 해제되어 두 센서의 신호가 문턱치보다 작아지면, 손 제어기의 동작 모드는 멈추고 손목 제어기의 동작 모드만 수행된다. 다시 두 근육의 수축이 발생하면 원래의 동작모드를 수행하도록 프로그램 하였다.⁶

손 제어기 동작 모드 1에서는 손의 기본적인 파지와 펌 동작을 수행하며 부가적으로 파지한 물체의 미끄러움을 방지하기 위한 파지력/미끄러움 제어가 수행된다. 파지동작은 두 개의 근신호 중에서 파지동작 수행을 위한 근신호의 크기가 손 제어기에서 미리 설정된 문턱치보다 높게 되면 수행되며, 근신호의 크기에 비례하여 파지속도와 기준 파지력이 증가한다. 파지동작 수행 중에 파지력이 감지되면, 파지력/미끄러움 제어가 수행되어 입력된 근신호의 크기에 따라 제어기에서 계산된 기준 파지력까지 파지상태를 유지한다.

손목 제어기 동작모드에서는 손목의 내·외 회전동작(supination, pronation)을 수행한다. 손목 회전은 두 개의 근전위 센서 출력신호 중에서 각 회전방향에 해당하는 근신

Algorism of hand controller



Algorism of wrist controller

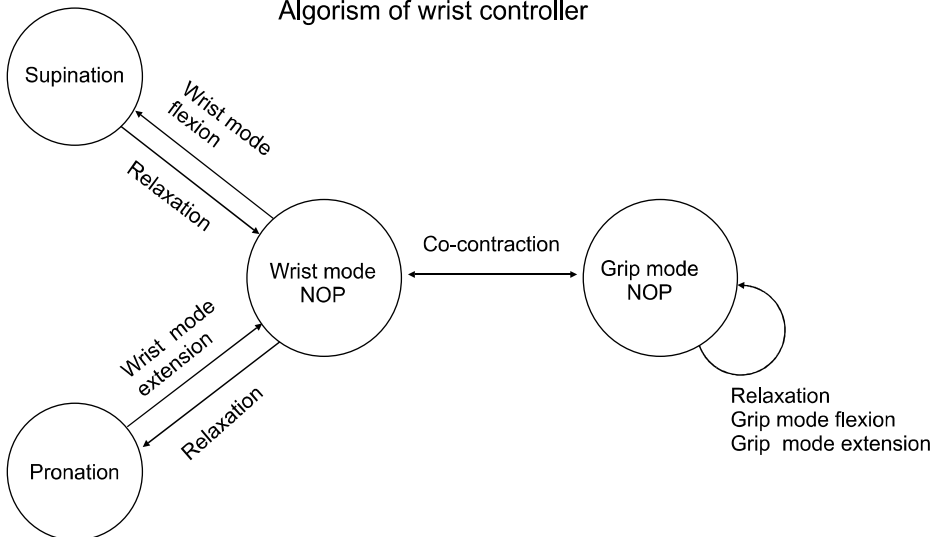


Fig. 15. Algorism of mode transfer for proposed myoelectric hand prosthesis.

호의 크기가 손목 제어기에서 미리 설정된 문턱치보다 높게 되면 수행되며, 근전위 센서에서 출력되는 신호의 크기에 비례하여 회전속도는 증가한다.

제작된 손 제어기와 손목 제어기를 Fig. 16에서 보여주고 있다. 손 제어기는 소형 마이크로프로세서를 이용하여 21×33 mm 크기로 제작하였으며 손목 제어기는 원통형 flexible PCB로 제작되어 손목회전을 위한 전동기 케이스 표면에 부착하였다.

실험 및 결과

제안된 제어 알고리즘의 검증을 위하여 피검자를 대상으로 실험하였다. 피검자는 현재 외국 제품 전동의수를 10년 동안 사용해온 상肢 절단인이며 50세 남자이다. 그러나 사용하고 있는 전동의수는 1 자유도로써 손목의 회전 기능이

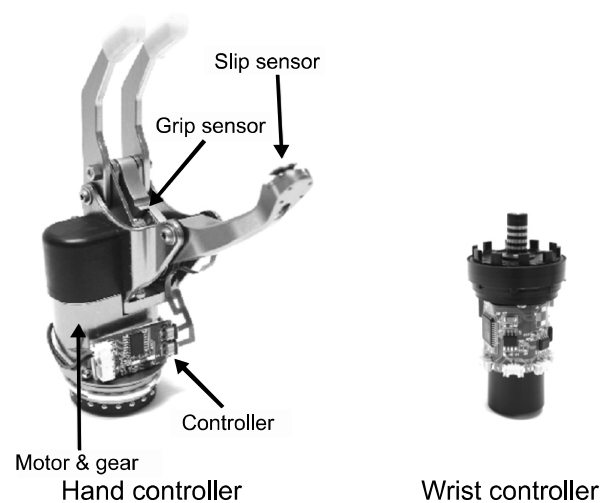


Fig. 16. Fabricated hand and wrist controller.

없는 전동의수였다. 손목 회전과 손가락 파지, 동작 모드 변환을 위한 두 근육의 동시 수의 수축 훈련을 약 10분 정도 수행하였다. 실험 결과, 피검자는 개발된 의수의 4가지(손의 파지와 펌 손목의 내회전과 외회전) 동작을 쉽게 구현하였으며 각 동작 구현에 있어서 편하며, 빨리 익숙해 질 수 있다는 의견을 제시하였다.

Fig. 17은 손 제어기 동작 모드에서 피검자의 근신호에 따른 파지력의 변화와 전류 파형을 나타낸 사진이다. (a)의 (1)~(4)는 손의 파지동작을 수행하기 위한 피검자의 근신호이며, (b)의 (5)는 손의 펌 동작을 수행하기 위한 피검자의 근신호이다. 실험에서는 피검자의 의도를 파악하기 위하여 사용된 손 제어기의 문턱치 값을 51 V로 설정하였다. (c)는 각 근신호에 의한 파지력 센서의 출력 변화를 보여주며, (d)는 각 근신호에 의한 손 모듈에서 사용된 직류전동기의 전류 파형을 나타내고 있다.

초기에 의수가 퍼진 상태에서 피검자의 근신호(1)에 의해 손의 파지가 시작되면 파지력 센서의 변화가 시작되는 것을 볼 수 있다(Fig. 17-(6)). 근신호 (2), (3)에 의해 파지하고자 하는 물체를 파지하고, 안전한 파지를 유지하기 위하여 피검자는 최대의 근신호(4)를 발생시켜서 최대 파지력까지 파지한다(Fig. 17-(7)). 이때 손 제어기는 최대 파지력이 발생한 순간 손 모듈의 손상을 방지하기 위하여 직류전동기에 인가된 전류를 차단하고, 직류 모터에는 역기전력이 발생된다(Fig. 17-(9)). 그러나 파지력 센서의 출력이 허용치 범위를 벗어나면 제어기는 다시 직류전동기에 전류를 인가하여 최대 파지력을 유지하려고 한다(Fig. 17-(10)). 의수의 펌 동작을 위한 피검자의 근신호(5)에 의해 손 제어기는 의수를 펌 동작을 수행하면서 파지력 센서의 변화가 시작되고 최대 펌 동작점까지 구동시킨다(Fig. 17-(8)). 최대 펌 동작점까지 구동되면 손 제어기는 전동기에 인가되는 전류를 차단하고, 마찬가지로 모터에는 역기전력이 발생된다.

Fig. 18은 피검자의 근신호를 이용하여 2 자유도 전동의 수 제어시스템의 제어모드 전환을 통하여 손 제어기의 모

드 1과 손목 제어기의 모드 2 동작을 보여 주고 있다. (a)는 피검자의 손목 굽힘근의 수축에 의해서 발생하는 근신호이고, (b)는 펌근에서 발생하는 근신호이다. (c)는 손목제어기 동작모드 2에 의한 손목 모듈에 사용된 직류전동기 2의 구동을 보여주는 전류파형이고, (d)는 손 제어기 동작모드 1에 의한 직류전동기 1의 구동 전류 파형을 보여주고 있다.

먼저 제어시스템에 전원이 인가되면 직류 전동기 1을 제어하기 위한 손 제어기 모드 1이 수행되고 손목 제어기는 모드 2의 수행이 불가능하다. 근신호 (1)은 현재 손 제어기 모드 1의 운전 상태이므로 문턱치 2의 1 V 보다 높고 이때 (b)의 근신호가 문턱치 1보다 낮게 출력되어 손 제어기는 직류 전동기 1을 정회전 시켜서 파지동작을 수행한다. 이때 제어기 1은 근신호(1)에 의한 기준 파지력을 계산하고 파지력 센서의 출력이 기준 파지력에 도달하도록 직류전동기 1을 제어한다(Fig. 18-(9)). 근신호 (a)의 (2)와 (b)의 (5)가 동시에 문턱치 2보다 높게 된 후 일정시간 후 모두 문턱치 1보다 낮게 되어 제어모드의 전환이 이루어 졌다. 따라서 손 제어기는 모드 1의 수행이 불가능하고 손목 제어기의 모드 2는 근신호에 따른 직류전동기의 제어가 가능하게 되었다. 따라서 근신호 (3)이 문턱치 2의 1 V 보다 높고 (b)의 근신호가 문턱치 1보다 낮게 출력되어 손목 제어기는 직류 전동기 2를 정회전 시켜서 손목을 내회전시킨다. 근신호 (3)이 문턱치 2보다 작아질 때까지 손목은 내회전 한다(Fig. 18-(10)). 그리고 근신호 (6)이 문턱치 2의 1 V보다 높고 (a)의 근신호가 문턱치 1보다 낮게 출력되어 손목 제어기는 직류 전동기 2를 역회전 시켜서 손목을 외회전시킨다. 손목의 외회전은 근신호 (6)이 문턱치 1 보다 낮게 출력되면 정지한다(Fig. 18-(11)).

근신호 (4)와 (7)이 동시에 문턱치 2보다 높게 된 후 일정 시간 후 모두 문턱치 1보다 낮게 되어 제어모드의 전환이 다시 이루어 졌다. 따라서 손 제어기의 모드 1은 입력되는 근신호에 의한 직류 전동기 1의 제어가 가능하게 되었고 손목 제어기는 입력되는 근신호에 따른 직류전동기의 제어

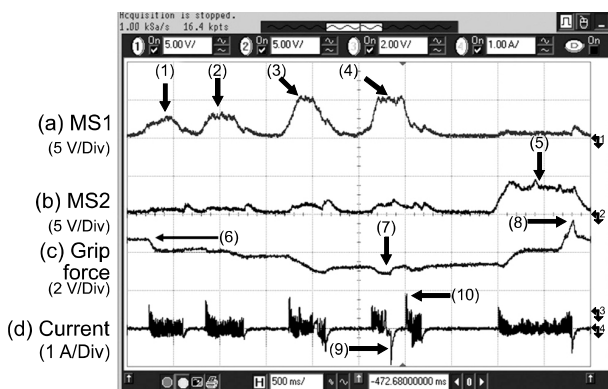


Fig. 17. Grip force control and current wave according to myoelectric signal of upper-limb amputee.

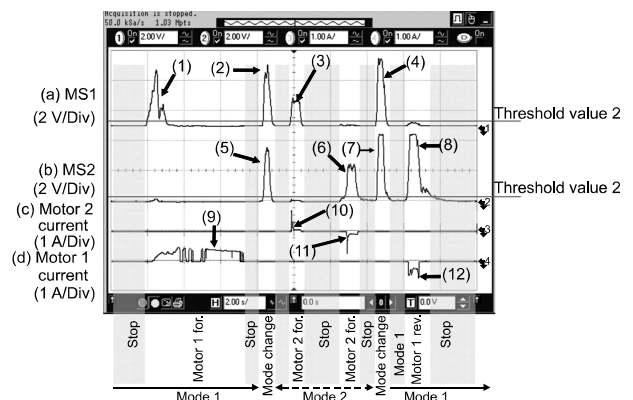


Fig. 18. Grip force control and mode transfer according to myoelectric signal of upper-limb amputee.

가 불가능하게 되었다. 손 제어기는 문턱치 2 보다 높은 근신호 (8)이 입력되고 (a)의 근신호 출력이 문턱치 1보다 작은 상태이므로 직류 전동기 1을 역회전 시켜서 손 모듈의 펌동작을 수행한다(Fig. 18-(12)). 근신호 (8)이 문턱치 1보다 작아지면 손 제어기는 직류전동기 1의 역회전을 정지하여 펌동작을 멈추게 한다. 그리고 손 제어기는 입력되는 근신호의 출력이 모두 문턱치 1보다 작게 나타나므로 직류 전동기 1을 정지상태로 유지한다.

결 론

최근 미국의 시카고 재활연구소에서는 새로운 전동의 제어방법을 소개하고 있다. 기존의 방법인 팔의 잔존 근육에서 발생하는 근전위 신호를 이용하는 것이 아니라, 가슴근육에서 발생하는 다수의 근전위 신호를 이용하여 팔 전체를 대신하는 전동의수를 제어하고 있다. 실제 남녀 각 한명씩 개발한 전동의수 시스템을 착용하고 몇 가지 동작을 보여주는 동영상을 인터넷으로 쉽게 볼 수 있다. 우리나라도 이러한 방법을 사용하는 전동의수 시스템의 연구개발이 진행되어야 한다(Fig. 19).

전동의수 시스템을 착용하는 상지절단 장애인들의 초기 적응 시간을 줄이고 원활한 사회복귀를 위한 방법 중의 하나가 상지 절단 장애인의 잔존 부위에 대한 초기 시술이 중요하다고 생각한다. 전동의수 시스템을 착용하는데 중요한 관건은 잔존 부위의 피부 조직과 형상이며 이 부분은 초기 시술에 의해서 결정된다. 일례로 피부 조직의 형상이 깨끗하지 못해서(수술 흉터, 늘어진 조직 등) 전동의수 사용을 위한 근전위 신호의 취득이 불가능한 경우도 있고 출력되는 근신호의 크기가 작아서 훈련시간이 많이 소요되는 경우도 있다.

본 연구에서는 사람의 의도를 인식할 수 있는 표면 근전위 센서를 사용하였으며, 센서의 출력신호를 사용하여 두

대의 소형 직류 전동기와 감속기 모듈로 이루어진 2 자유도 전동의수를 제어하기 위한 제어시스템을 설계하였다. 전동의수의 제어시스템은 직류 전원을 사용하고 있으며 두 개의 제어기를 가진 제어부, 두 대의 직류 전동기, 전동의수의 파지력을 측정하기 위한 파지력 센서, 파지한 물체의 미끄러움을 감지하기 위한 미끄러움 센서로 구성되어 있다. 제어시스템의 제어 알고리즘은 이중문턱치 방법을 사용하여 손과 손목 모듈에 사용된 두 대의 전동기를 제어하였다.

상지 절단 장애자를 대상으로 한 실험의 결과, 피검자의 손목 굽힘근과 손목 펴근 두 부위에 부착된 표면 근전위 센서의 출력 신호인 근신호에 의하여 전동의수는 손의 파지와 펌동작, 손목 모듈의 내회전과 외회전 동작을 수행하였다. 이때 각 모듈에 사용된 직류전동기 구동에서 제어시스템의 소모전류는 평균 250 mA, 순간 최대 전류는 1,000 mA이었다. 그리고 사용된 배터리의 용량이 1,100 mAh이므로 2 자유도 전동의수를 가지고 일상생활을 하기에는 충분하다고 판단된다.

본 연구에서 제안한 전동의수가 보다 높은 안정성을 확보하고, 제어시스템의 신뢰성을 높이기 위해서는 다양한 사용자를 대상으로 장시간에 걸친 실제 생활환경 실험을 수행할 필요가 있다.

참 고 문 헌

1. Ferdjallah M, Wertsch JJ, Hams GF. Effects of surface electrode size on computer simulated surface motor unit potentials. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1999;39:259-265.
2. Giroux B, Laontagne M: Comparison between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1990;30:397-405.
3. Jensen C, Vasseljen O, Westgaard RH. The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 1993; 67:266-273.
4. Hof AL: Errors in frequency parameters of EMG power spectra. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991;38:1077-1088.
5. Thusneyapan S, Zahalak GI. A practical electrode-array myo-processor for surface electromyography. *IEEE Trans Biomed Eng* 1989;36:295-299.
6. Moon IH, Lee MJ, Chu JU, Ryu JC, Mun MS. A novel emg-based human-computer interface for electric-powered wheelchair users with motor disabilities. *J Control Auto Syst Engin* 2005;11:41-49.
7. Okamura J, Sankai Y, Tanaka H. EMG based prototype powered assistive system for walking aid. *Proc ASIA* 1999: 229-234.
8. Kawamoto H, Sankai Y. Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL. *Adv Robotics* 2005;19:717-734.

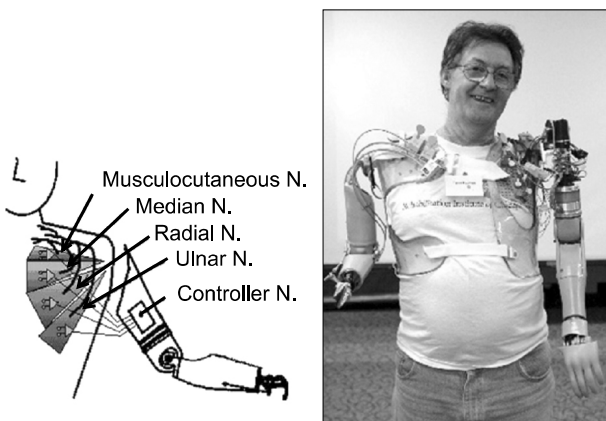


Fig. 19. Myoelectric prosthesis of rehabilitation institute of Chicago.

9. 보건사회연구원 정책보고서 2006-4, 2005년도 장애인 실태 조사 2005;157.
 10. Nader M. The substitution of missing hands with myoelectric prostheses. Clin Orthop Related Res 1990;9-17.
 11. Claudio B, Angelo D, Cesare F, Rinaldo S, Terenzi S. Automatic tuning of myoelectric prostheses. J Rehabil Res Develop 1998;35:294-304.
 12. Nishikawa D, Yu W, Yokoi H, Kakazu Y. EMG prosthetic hand controller using real-time learning method. Proc IEEE Int Conf. Systems, Man and Cybernetics 1999;1:153-158.
 13. Huang H, Chiang C. DSP-based controller for a multi-degree prosthetic hand". Proc IEEE Int Conf. Robotics and Automation 2000;2:1378-1383.
 14. Barreto A, Scargle S, Adjouadi M. A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities. J Rehabil Res Develop 2000;37:53-63.
 15. Kyberd P, Chappell P. The Southampton hand: an intelligent myoelectric prosthesis. J Rehabil Res Develop 1994;31: 326-334.
-