論 文
56-1-33

근전의수의 제어시스템에 관한 연구

A Study on the Control System of Myoelectric Hand Prosthesis

崔 基 源† · 秋 俊 旭* · 崔 圭 夏**
(Gi-Won Choi · Jun-Uk Chu · Gyu-Ha Choe)

Abstract - This paper presents a myoelectric hand prosthesis(MHP) with two degree of freedom(2-DOF), which consists of a mechanical hand, a surface myoelectric sensor(SMES) for measuring myoelectric signal, a control system and a charging battery. The actuation for the 2-DOF hand functions such as grasping and wrist rotation was performed by two DC-motors, and controlled by myoelectric signal measured from the residual forearm muscle. The grip force of the MHP was automatically changed by a mechanical automatic speed reducer mounted on the hand. The skin interface of SMES was composed of the electrodes using the SUS440 metal in order to endure a wet condition due to the sweat. The sensor was embedded with a amplifier and a filter circuit for rejecting the offset voltage caused by power line noises. The control system was composed of the grip force sensor, the slip sensor, and the two controllers. The two controllers were made of a RISC-type microprocessor, and its software was executed on a real-time kernel. The control system used Force Sensing Resistors, FSR, as slip pick-ups at the fingertip of a thumb and the grip force information was obtained from a strain-gauge on the lever of the MHP. The experimental results were showed that the proposed control system is feasible for the MHP.

Key Words : myoelectric hand prosthesis, surface myoelectric sensor, control system

1. 서 론

우리나라는 약 86만 명으로 추정되는 절단 장애인들이 있으며, 이중에서 선천성 장애인이 약 5%이고, 나머지 95%는 교통사고 및 산업재해에 의한 후천적 장애인으로 알려져 있다[1]. 이러한 지체 장애인들의 정상적 사회복귀는 우리나라 뿐만 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 수행 할 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 모터를 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)에 의해 이루어지는 근전의수(myoelectric hand prosthesis)가 제안 되었다[2].

이러한 근전의수의 제어기는 잔존근육의 수의 수축(voluntary contraction)에 의해 발생하는 근전위 신호의 절대평균값(mean absolute value, MAV)과 미리 설정해 둔 문턱치(threshold value)와 비교하여 사용자의 의도(intention)를 인식한다. 대표적인 근전의수로써는 독일의 System ElectroHand (OttoBock Co.)[3], 미국의 Utah ProControl (Utah Arm Co.)[4] 등이 있다. 현재 출시되고 있는 대부분의 근전의수는 엄지, 검지, 중지의 삼지(three finger)로 구성되어 있으며, 모터의 동력에 의해서 직접 구동되는 삼지를 제외한 나머지 두개의 손가락은 검지와 중지의 움직임과 같이 움직이도록 의수의 내피에서 기구적으로 연결되어 있다. 상용화 된 근전의수의 삼지 형태는 사람의 손가락과 같은 관절 형태(interphalangeal joints)가 아닌 무관절 형태이다.

본 논문에서는 무관절 형태의 삼지를 가진 2자유도(degree of freedom, DOF) 근전의수를 제안하고 의수의 파지 동작 수행에서 안정적인 파지를 위한 제어시스템을 제안한다. 제안된 근전의수는 손 기능을 수행하는 기계식 의수, 근전위 신호를 검출하는 근전위 센서(surface myoelectric sensor), 의수의 동작과 파지력을 제어하는 제어시스템 그리고 의수의 동력원인 충전용 배터리로 구성되어 있다.

기계식 의수는 손과 손목 모듈로 구성되어 있으며 손의 파지와 손목의 회전은 두개의 소형 DC 모터로 각각 구동되고, 회전 방향 및 파지동작 수행은 잔존 근육 표면에서 근전위 센서로 취득한 근전위 신호로부터 사용자의 의도를 입력받아 제어된다.

† 교신저자, 正會員 : 재활공학연구소 선임연구원
E-mail : gwchoi@iris.korec.re.kr
* 正 會 員 : 경북대학교 전자공학과 박사과정
** 正 會 員 : 건국대학교 전자공학과 교수
接受日字 : 2006年 7月 20日
最終完了 : 2006年 11月 7日

근전위 센서는 피부와 접촉하는 전극부(skin interface)와 근전위 신호를 처리하기 위한 회로부가 센서에 내장되어 있다. 전극부는 땀과 습기의 영향을 줄이기 위해 SUS440 금속 재료를 사용하여 피부와 접촉하는 전극으로 구성하였고, 근전위 신호의 전도속도(conduction velocity)[5]와 중심주파수(median frequency)[6]를 고려하여 두 입력 전극 사이의 간격(inter-electrode distance)을 설정하였다. 근전위 센서에 내장된 회로부는 차동증폭기, 필터, 증폭기, 적분기 등으로 구성되어 있으며 최종 출력은 절대평균값으로 표현되는 MAV 신호이다.

본 연구에서 제안된 제어시스템은 두개의 제어기와 안정적인 파지동작을 수행하기 위한 파지력 센서, 미끌림 센서로 구성되어 있다. 각 제어기는 고속 CPU를 채용하고, 실시간 커널을 이용하여 구현되었다. 파지력 센서는 스트레인게이지를 사용하였고 미끌림 센서는 탄성체 저항(force sensing resistor : FSR)을 이용하여 제작하였다.

본 논문에서 제안하는 근전의수의 제어시스템은 가상의 근전위 신호를 이용한 실험에서 안정적인 파지 동작이 수행되는 것을 보여준다. 그리고 절단장애인에 대한 실험에서 개발된 근전의수 제어시스템이 사용에 있어서 편하다는 의견을 제시하였다.

2. 2자유도 근전의수

2.1 의수

손에 해당하는 기계식 의수는 손과 손목 모듈로 구성되어 있으며, 두 개의 소형 DC 모터로 각각 독립적으로 구동되는 2자유도(two degree of freedom) 의수이다. 표 1은 손과 손목 모듈에 사용된 각 DC 모터의 파라미터들이다.

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 폄 동작이 엄지와 검지가 항상 동시에 작동되는 인체의 손동작을 모방하여 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 DC 모터는 4.5W, 8000rpm의 출력을 가지고 있다. 모터 출력은 마찰 유성감속기(friction planetary gear)에 의해 1/14로 1차 감속되고, 부하로부터 전달되는 역토크를 방지하기 위한 잠금장치(lock element)가 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 모터 동력을 전달한다. 이때의 파지력은 약 20~40N 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 모터 동력이 전달되어 2단으로 동력이 전달된다. 이때 자동변속기의 출력 회전 속도는 8:1로 감속되고, 최종 파지력은 최대 140N 까지 증가된다. 자동변속기의 동력 전달축을 90도 변환하기 위하여

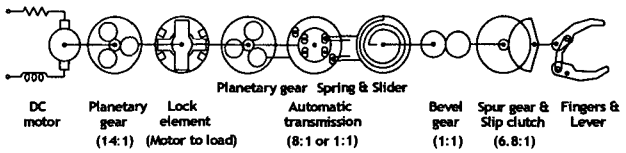


그림 1 손 모듈의 동력전달

Fig. 1 Power transfer of the hand module

표 1 근전의수의 DC 모터 파라미터

Table 1 parameter of DC Motor for MHP

사양	손	손목
전압 [V]	6	6
출력토크 [mNm]	5	2.5
회전수 [rpm]	8000	8000
저항(Rs) [Ω]	1.94	3.0
자기인덕턴스(Ls) [μH]	45	150
토크상수(Kt) [mNm/A]	6.92	6.10
회전자의 관성모멘트(Jm) [gcm^2]	2.7	2.5
마찰계수(Bm)[mN]	0.2	0.12

기어비 1:1의 베벨기어(bevel gear)를 사용하였고, 마지막으로 안전장치인 미끌림 클러치(slip clutch)가 내장된 평기어(spur gear)를 연결하여 손가락과 연결하였다(그림 1 참조).

손목 모듈 구동에 사용된 DC 모터의 출력은 2.9W 이며 회전수는 8000rpm 이다. 모터 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 14rpm으로 정역 회전이 가능하도록 설계하였다.

2.2. 근전위 센서

절단 장애인의 잔존근육에서 얻을 수 있는 근전위 신호에는 신체의 피부에 유도되는 공통성분의 잡음이 포함될 수 있으며, 근전위 신호 자체도 잔존근육의 활성도에 따라서는 잡음에 비해서 상당히 미약하다. 따라서 근전위 센서의 출력 특성은 미약한 신호를 근전의수의 제어 신호원으로 사용할 수 있도록 높은 공통성분 제거비(common mode rejection ratio, CMRR)을 가지면서, 동시에 우수한 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio, SNR)를 가져야 한다.

그림 2는 본 연구에서 개발한 표면 근전위 센서의 블록도이

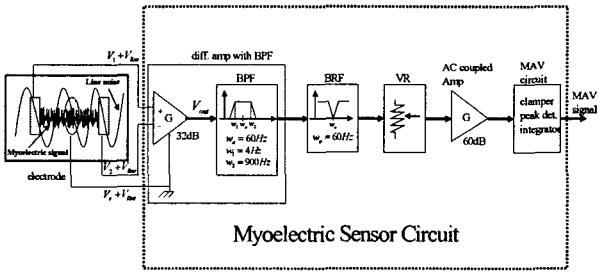


그림 2 근전위 센서의 블록도

Fig. 2 Block diagram of myoelectric sensor

다. 센서의 두 입력전극(input electrode)에서 감지된 신호는 차동증폭기의 입력신호로 사용되며 기준전극(reference electrode)은 차동증폭기의 접지와 연결되어 센서의 전원과 감지되는 근전위 신호의 공통 접지를 구성한다. 차동 증폭기는 4Hz~900Hz대역의 대역통과 필터와 함께 구성되어 있다. 이 대역의 신호들은 차동 증폭기에 의해서 동상성분 신호는 제거되고 동시에 대역통과 필터를 통하여 1차적으로 32dB 증폭된다. 그리고 신체에 유도되는 전원 잡음은 60Hz 대역저지 필터(band rejection filter, BRF)를 사용하여 제거된다. 하지만 본 연구에서 설계된 BRF는 R,C 수동소자로 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 60dB의 증폭 이득을 갖는 교류증폭기(AC amplifier)를 사용하였다. 이때 교류증폭기의 입력단은 사용자의 잔존근육 상태에 따른 근전위 신호의 최종 MAV 출력신호 크기를 조정하기 위해 수동으로 가변저항을 조정할 수 있도록 설계되었다. 근전위 신호의 절대평균값을 얻기 위한 MAV 회로는 클램프(clamp) 회로를 이용한 배전압기(voltage doubler)와 첨두치 검출회로(peak detector)로 구성하였고, 적분기(integrated circuit)를 거쳐 리플을 제거한 최종 MAV 신호가 출력되도록 설계되었다.

본 연구에서는 소형 표면 근전위 센서를 설계하기 위해 전극부는 기준전극이 두 입력전극의 가운데에 나란히 배치된 형태로 설계하였다. 근전위 신호의 평균전도속도를 4m/sec로 가정하고, 근전위 신호의 대표적인 중심주파수를 90Hz, 100Hz, 110Hz로 설정하였을 때 각 중심주파수가 최대의 출력을 가지는 전극부의 두 입력전극사이 간격은 각각 22㎜, 20㎜, 18㎜로 계산되었다. 정상인을 대상으로 한 실험의 결과 기준 전극과 입력전극이 모두 막대형이고 두 입력전극사이의 간격이 18㎜인 전극부가 소형 근전위 센서에 적합한 것으로 나타났다[7].

그림 3은 본 연구에서 제작한 센서의 PCB와 전극부를 보여주고 있다. 입력전극과 기준전극의 두께는 2.5㎜로 설계하였고, 피부와 접촉하는 각 전극의 높이는 1.5㎜ 이상이 되도록 제작하였다. 제작된 근전위 센서의 전체 크기는 19×28×12㎜ [W×D×H]이다.

상용화된 근전위 센서 13E125[3]와 본 연구에서 제작된 근전위 센서인 KOREC sensor와의 성능 비교를 위하여 가상의 근전위 신호를 근전위 센서의 입력 전극에 입력하였다. 가상의 근전위 신호는 ±1㎷ 정현파를 출력할 수 있으며 출력 신호의 주파수를 가변시킬 수 있는 디지털 신호 분석 시스템(dynamic signal analysis : 35670A, Agilent Co.)의 내부 신호원을 사용하였다. 디지털 신호 분석 시스템의 출력 스위치를 이용하여 각 센서의 입력 전극에 가상의 근전위 신호를 제어하였다. 가상의 근전위 신호가 입력되지 않을 때 출력은 시스템의 잡음이 입력되어 출력 신호의 DC 옵셋 전압(offset voltage)으로 나타나고 ±1㎷ 정현파의 가상 근전위 신호가 입력될 때 가상 근전위 신호에 대한 MAV 출력 신호가 나타난다. 그림 4는 상용화된 근전위 센서와 제작된 근전위 센서에 300Hz의 가상 근전위 신호를 입력하였을 때 최종 출력된 MAV 신호를 보여준다.

표 2는 가상 근전위 신호의 정현파 주파수에 따른 최종 출력 신호를 5회 측정하여 평균한 것을 나타낸다. 가상 근전위 신호의 0Hz는 입력에 가상 근전위 신호를 입력하지 않았음을 의미하고, 이때의 MAV 출력은 시스템 잡음에 의한 DC 옵셋 전압을 나타낸다. 두 센서의 옵셋 전압은 0.08V, 0.18V 로서 KOREC 센서가 0.1V 높게 나타났다. 가상 근전위 신호가 전원잡음 성분인 60Hz가 입력되었을 경우에는 본 연구에서 제작된 KOREC 센서의 출력은 0.25V이고 상용화 된 센서의 출력은 0.17V로서 0.08V 높게 나타났다. 그러나 옵셋 전압을 고려한 전원잡음에 의한 상승치는 KOREC 센서가 0.07V이고 상용화 된 센서는 0.17V로서 상용화 된 센서의 상승치가 0.1V 더 높았다. 이것은 제작된 센서가 전원잡음에 대한 영향이 작다는 것을 의미한다. KOREC 센서의 출력이 상용화 된 센서의 출력보다 전반적으로 높게 나타났다. 이것은 두 센서의 설계에 있어서 회로부의 필터 성능 특성이 다르다는 것을 의미한다.

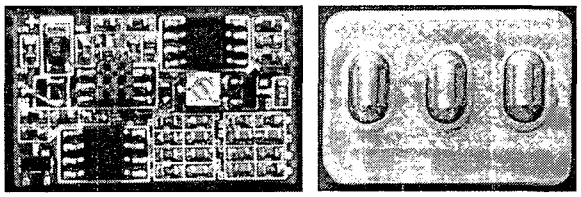


그림 3 개발된 근전위 센서의 PCB 및 전극부

Fig. 3 PCB and skin interface of development myoeletric sensor

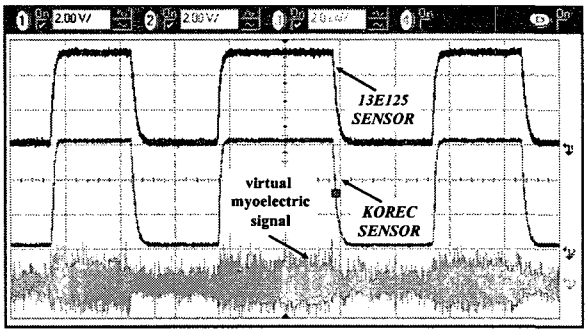


그림 4 근전위 센서의 MAV 출력신호 비교

Fig. 4 comparison of MAV output signal of myoelectric sensor

표 2 가상 근전위 신호의 정현파 주파수에 따른 MAV 출력 신호의 크기

Table 2 Amplitude of MAV output signal according to sine frequency of virtual myoelectric signal

frequency (Hz)	MAV output (V)	
	13E125 sensor	KOREC sensor
0	0.08	0.18
60	0.17	0.25
100	4.23	4.49
200	5.07	5.61
300	5.33	6.01
400	5.46	6.41
500	5.53	6.58

상용화된 근전위 센서와 본 연구에서 제작된 근전위 센서의 MAV 출력 신호의 상승 시간은 각각 155msec, 167msec 이고, 하강 시간은 각각 199msec, 230msec 로 나타났다. 제안된 근전위 센서의 MAV 출력신호의 상승과 하강 시간은 근전의수 제어시스템의 반응시간인 300msec[9]와 비교하면 빠른 응답시간이다. 따라서 제안된 센서가 근전의수 제어시스템에서 충분히 사용이 가능하다는 것을 알 수 있었다.

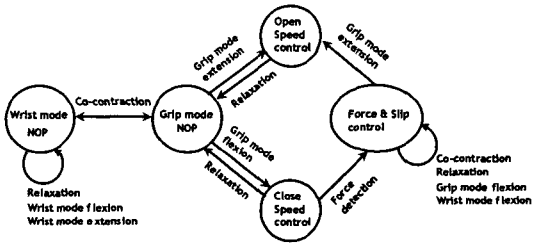
2.3. 제어시스템

근전의수에서 많이 사용하는 근육 부위로서는 상대적으로 근육이 많이 분포하고 있는 전완 부위의 손목 굽힘근(flexor carpi ulnaris)과 손목 폄근(extensor carpi ulnaris)이다. 근육의 수축 정도를 인식하는 대표적인 방법으로는 출력되는 근전위 신호의 절대 평균값으로 표현되는 MAV 신호의 크기를 미리 정해둔 문턱치와 비교하는 것이다. 본 논문에서 제안하는 근전의수용 제어시스템은 두 부위의 근육에서 검출한 근전위 신호를 사용하여 사용자의 의도를 인식하고 근전의수를 제어하였다.

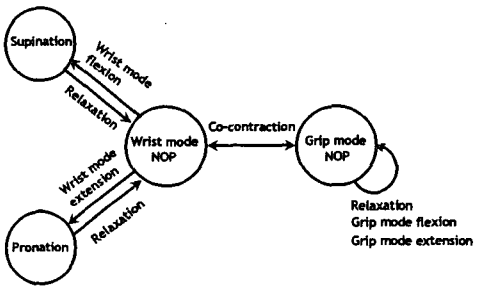
2 자유도 근전의수를 위한 제어시스템은 기계식 의수의 손과 손목 모듈을 각각 제어하는 제어부와 손의 안정적인 파지동작을 수행하기 위한 파지력 센서, 미끌림 센서로 구성되어 있다.

제어부는 손 제어기와 손목 제어기로 구분되며 손 제어기는 손의 파지(grasp)와 폄(open) 동작을 수행하고 손목 제어기는 손목의 내회전(pronation)과 외회전(supination) 동작을 수행한다. 그림 5는 손과 손목 제어기의 동작 알고리즘을 보여준다. 본 연구에서 제안된 두 제어기의 동작 모드 변환은 두 근육에서 동시 수의수축이 발생하여 두개의 근전위 센서 출력신호가 미리 설정된 문턱치보다 크게 된 후 수의수축이 해제되어 두 센서의 신호가 모두 문턱치보다 작아지면 이루어 진다. 최초 제어부에 전원이 투입되면 손 제어기 동작 모드만 수행이 가능하고(그림 5 (a) 참조) 손목 제어기의 동작 모드는 수행이 불가능하다. 그러나 두 근육의 동시 수의수축이 발생하여 두 근전위 센서 출력신호가 미리 설정된 문턱치보다 크게 된 후 수의수축이 해제되어 두 센서의 신호가 문턱치보다 작아지면, 손 제어기의 동작 모드는 멈추고 손목 제어기의 동작 모드만 수행된다(그림 5 (b) 참조). 다시 두 근육의 수축이 발생하면 원래의 손 제어기 동작 모드가 수행된다[8].

손 제어기 동작 모드에서는 손의 기본적인 파지와 폄 동작을 수행하며 부가적으로 파지한 물체의 미끌림을 방지하기 위한 파지력/미끌림 제어가 수행된다. 파지동작은 두개의 근전위 센서 출력신호 중에서 파지동작 수행을 위한 근전위 신호(MAV1)의 크기가 손 제어기에서 미리 설정된 문턱치보다 높게 되면 수행되며, 근전위 신호의 크기에 비례하여 파지속도와 기준 파지력이 증가한다. 파지동작 수행 중에 파지력이 감지되면, 파지력/미끌림 제어가 수행되어 입력된 근전위 신호의 크기에 따라 제어기에서 계산된 기준 파지력까지 파지상태를 유지한다. 손제어기의 파지력/미끌림 제어를 위한 비례-적분 제어 블록도를 그림 6에서 보여주고 있다. 비례-적분 제어의 입력 성분인 기준 파지력은 사용자의 잔존근육에서 검출되는 근전위 신호의 크기에 따라 설정되고, 실제 파지력 센서에서 감지되는 파지력과 기준 파지력의



(a) algorism of hand controller



(b) algorism of wrist controller

그림 5 제안된 근전의수의 모드변환 알고리즘
Fig. 5 algorism of mode transfer for proposed MHP

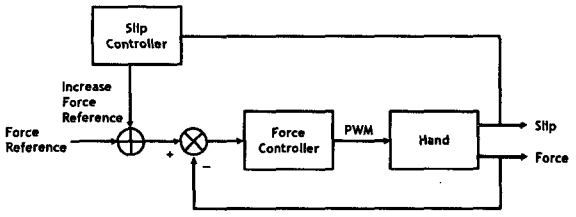


그림 6 파지력 및 미끌림 제어 블록도
Fig. 6 Block diagram of grip force and slip control

오차를 줄이도록 손 제어기는 모터의 출력을 제어한다. 또한 미끌림 센서의 출력을 통해 파지한 물체와의 접촉 수직력 변화가 설정치보다 크면 손 제어기는 파지한 물체가 미끌림이 발생 한 것으로 인식하여 기준 파지력을 높임으로써 모터의 출력 토크를 증가 시킨다. 결국 파지한 물체의 실제 파지력을 높여서 미끌림을 방지하도록 하였다. 그리고 파지력 센서의 출력이 미리 설정된 최대 파지력에 도달하면 파지동작 수행을 위한 근전위 신호가 입력되어도 손 제어기는 모터의 구동을 정지시켜서 의수의 기구적인 파손을 방지하고 배터리의 전류 소모를 줄이도록 설계되었다. 이러한 파지력/미끌림 제어가 수행되면 손 제어기 동작 모드의 폄 동작 수행 이외에는 제어 모드를 벗어나지 못하며 손목 제어기 동작 모드로 변환되어도 파지력/미끌림 제어는 수행된다.

폄 동작은 두개의 근전위 센서 출력신호 중에서 폄 동작 수행을 위한 근전위 신호(MAV2)의 크기가 미리 설정된 문턱치보다 높게 되면 수행되며, 마찬가지로 손의 폄 속도는 출력되는 근전위 신호의 크기에 비례하여 증가한다. 그리고 파지력 센서의 출력이 의수가 최대로 펴진 상태로 확인되면 손 제어기는 모터의 구동을 정지시켜서 폄 동작을 더 이상 수행하지 않도록 한다.

손목 제어기 동작 모드에서 손목 회전은 두개의 근전위 센서 출력신호 중에서 각 회전방향에 해당하는 근전위 신호의 크기가 손목 제어기에서 미리 설정된 문턱치보다 높게 되면 수행되며, 근전위 센서에서 출력되는 신호의 크기에 비례하여 회전속도는 증가한다.

제작된 손 제어기와 손목 제어기를 그림 7에서 보여주고 있다. 손 제어기는 소형 마이크로프로세서를 이용하여 21X 33 ㎜ 크기로 제작하였으며 손목 제어기는 원통형 flexible PCB로 제작되어 손목회전을 위한 모터 케이스 표면에 부착하였다.

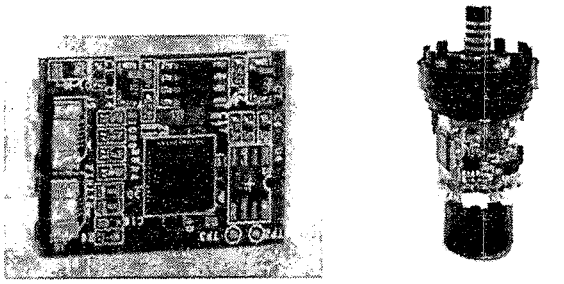
스트레인 게이지를 사용하는 파지력 센서는 손 모듈의 4절 링크구조에서 엄지와 검지를 연결하는 레버에 위치하며, 스트레인 게이지와 증폭기로 구성되어 있다. 4절 링크구조에서 레버는 0 에서 150N 까지의 파지력에 대하여 선형적인 굽힘응력이 측정될 수 있도록 설계되었다. 스트레인 게이지는 full-bridge 형태로서 레버의 상단에 길이방향으로 부착된다. 증폭기는 스트레인 게이지의 전압변동을 700배 이상 증폭되도록 설계되었다. 손 제어기는 증폭기의 출력신호를 받아서 실제 파지력을 계산하여 파지동작 수행 중 기준 파지력과 비교하는데 사용한다. 파지동작 수행 중 레버와 연결된 선이 구동 중인 모터와 접촉하여 모터 잡음이 증폭기에 입력될 수 있다. 따라서 레버의 움직임에 의한 노이즈 영향을 최소화하기 위하여 설계된 회로는 flexible PCB로 제작되었다. 제작된 flexible PCB는 스트레인 게이지의 터미널과 직접 결선되고 증폭기를 레버의 측면에 부착하였다. 그림 8은 제작된 파지력 센서의 사진이다.

미끌림 센서는 손의 엄지 끝에 위치한 눌림판, 탄성체 저항, 그리고 그림 9와 같은 형상의 방사형 회로로 구성하여 제작하였다. 방사형 회로는 서로 120°의 각을 가진 세개의 전기적인 회로로 이루어져 있으며, 방사형 회로 위에 놓인 탄성체 저항은 압력이 증가함에 따라 저항값이 감소하는 특성을 가지고 있다. 방사형 회로 위에 탄성체 저항을 배치하고 엄지 끝의 눌림판을 통해 전달되는 파지 물체와의 접촉압력 변화를 감지 할 수 있도록 그림 10과 같이 제작하였다. 따라서 물체를 파지하고 있을 때 방사형 회로의 출력은 세 개의 전기적인 신호로 나타나고, 손 제어기는 세 개의 신호를 입력으로 받아 평균값을 계산하여 미끌림을 감지하는데 이용한다.

3. 실험 및 결과

그림 11과 같이 조립된 손 모듈에 장착된 제어시스템에서 각 제어기는 RISC형 고속 8bit CPU인 ATMega32(ATMel Co.)를 채용하였고, 제어 프로그램은 실시간 커널인 uCOS-II에서 실행되도록 구현하였다. 두 제어기에서 사용된 DC 모터 구동IC는 모두 H 브리지 회로(h-bridge circuit)가 내장된 μPD16805(NEC C0.)가 사용되었다. DC 모터 구동IC의 제어 입력단자 4개(IN1, IN2, INC, STB) 중 두개(IN1, IN2)의 단자를 제어하여 모터의 정역회전을 구현하였으며, 제어기에서 출력되는 PWM 듀티(duty)를 사용하여 모터의 출력을 제어하였다.

그림 12에서는 가상의 근전위 신호를 손 제어기에 입력하였을 때 신호의 크기에 따라 파지력이 제어되는 과정을 볼



(a) hand controller (b) wrist controller

그림 7 손 제어기와 손목 제어기
Fig. 7 fabricated hand and wrist controller

그림 8 제작된 파지력 센서
Fig. 8 fabricated grip force sensor

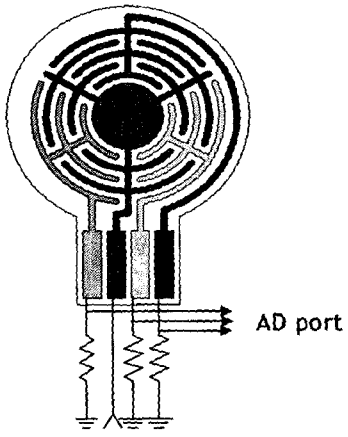


그림 9 미끌림 센서의 회로 형상
Fig. 9 circuit shape of slip sensor

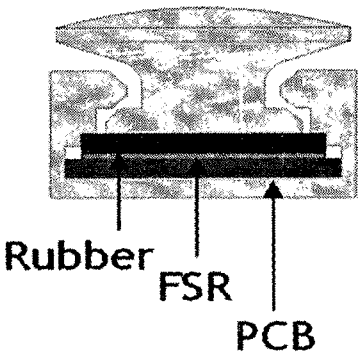


그림 10 제작된 미끌림 센서의 구조
Fig. 10 structure of fabricated slip sensor

수 있다. 그림 12에서 (a)의 (1)~(4)는 파지동작을 수행하기 위한 크기가 다른 가상의 근전위 신호이며 (a)의 (5)는 손의 폄 동작을 수행하기 위한 가상의 근전위 신호이다. (a)의 출력값은 손제어기의 입력으로 들어오는 가상의 근전위 신호를 A/D(analog to digital converter)한 값이고 실험에서는 사용자의 의도를 파악하기 위하여 사용된 손 제어기의 문턱치 값을 51(1V)로 설정하였다. (b)는 가상의 근전위 신호의 크기에 따른 제어기에서 계산된 기준(reference) 파지력 값과, 그림 14의 (c)와 같은 실제 파지력 센서의 출력 신호를 A/D하여 계산된(real) 값을 함께 보여주고 있다. (c)는 모터의 출력 PWM의 듀티 값을 보여주며, (d)는 미끌림 센서에서 감지되는 세 개의 출력신호를 A/D하여 평균한 값을 보여주고 있다. 가상의 근전위 신호의 크기가 (1)에서 (4)까지 증가함에 따라 기준 파지력이 증가하고 손 제어기의 비례-적분 제어에 의하여 모터의 출력 PWM 듀티 값이 증가되어 실제 파지력 센서의 출력이 기준 파지력을 추종하는 것을 볼 수 있다(그림 12 (b), (c) 참조). 가상의 근전위 신호 (5)가 출력되면, 손 제어기가 폄 동작을 수행하므로 기준 파지력, 실제 파지력, 모터의 출력 PWM 듀티 값, 미끌림 센서의 출력이 모두 0 가 되는 것을 볼 수 있다.

그림 13에서는 미끌림 센서의 수직력 변화를 임의로 주었을 때 파지한 물체와의 미끌림을 감지하고 손 제어기가 기준 파지력을 증가시키는 과정을 볼 수 있다.

그림 13에서 가상의 파지신호 (1)에 의해서 손 제어기는 설정된 파지력을 유지하고 있다(그림 13 (a) 참조). 하지만 파지한 물체에 임의의 수직력을 주었을 때 미끌림 센서의 출력이 감소한 (2), (3) 지점에서 손 제어기는 파지력의 기준값을 증가시켜 실제 파지력을 증가시킨다(그림 13 (b), (d) 참조). 결국 손 제어기는 파지한 물체의 미끌림을 감지하여 실제 파지력을 증가시켜서 파지한 물체의 미끌림을 방지함으로써 안정적인 파지가 유지되도록 제어한다.

두 실험의 결과로부터 초기 가상 근전위 신호의 크기에 의해서 계산된 기준 파지력에 도달하는 실제 파지력 센서의 출력은 약 150msec 정도 소요되지만(그림 14 (b) 참조), 이후 가상 근전위 신호의 크기가 증가하여 제어기에서 계산되는 기준 파지력이 증가함에 따라 실제 파지력 센서의 출력이 추정하는 시간은 50msec 이내로서 근전의수 제어시스템의 반응시간인 300msec[9]와 비교하면 상당히 짧은 시간이다. 이것은 제안된 손 제어기가 절단장애인이 사용하는데 문제가 없다는 것을 의미한다.

마지막으로 상지 절단장애자를 대상으로 사용 편리성에 대해 실험하였다. 피검자는 현재 외국 제품 근전의수를 2년 동안 사용해온 장애인이다. 그러나 사용한 근전의수는 1자유도로써 손목의 회전 기능이 없는 근전의수였다. 손목 회전과 손가락 파지, 동작 모드 변환을 위한 두 근육의 동시 수의수축 훈련을 약 10분 정도 수행하였다. 실험 결과, 피검자는 개발된 의수의 4가지 동작을 쉽게 구현하였으며 각 동작 구현에 있어서 편하며, 빨리 익숙해 질 수 있다는 의견을 제시하였다.

그림 14는 손 제어기 동작 모드에서 피검자의 근전위 신호에 따른 파지력의 변화와 전류 파형을 나타낸 사진이다. 그림 14에서 (a)의 (1)~(4)는 손의 파지동작을 수행하기 위한 피검자의 근전위 신호이며 (b)의 (5)는 손의 폄 동작을

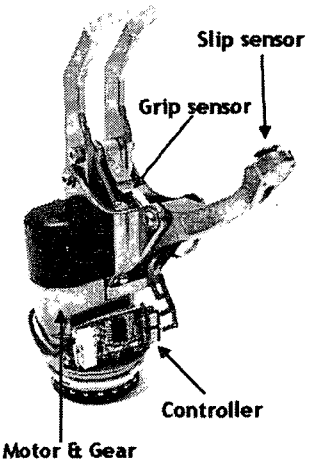


그림 11 조립된 손 모듈
Fig. 11 assembled hand module

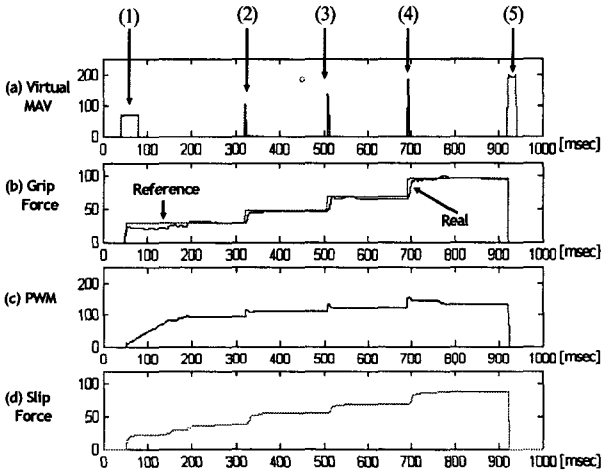


그림 12 가상의 근전위 신호에 따른 파지력 제어
Fig. 12 grip force control according to virtual myoelectric signal

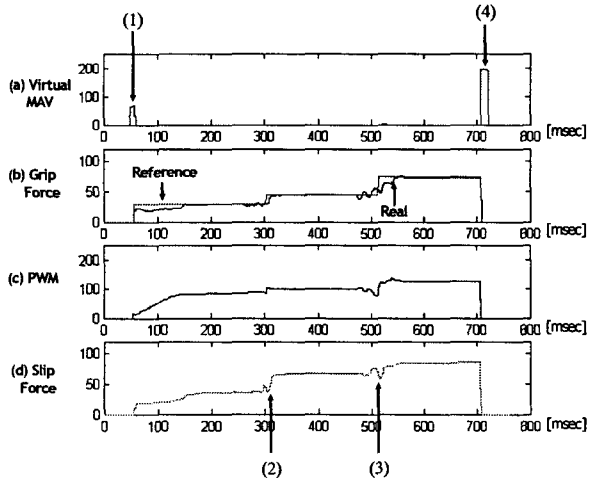


그림 13 가상의 미끌림에 의한 파지력 제어
Fig. 13 grip force control according to virtual slip signal

수행하기 위한 피검자의 근전위 신호이다. 실험에서는 피검자의 의도를 파악하기 위하여 사용된 손 제어기의 문턱치 값을 51(1V)로 설정하였다. (c)는 각 근전위 신호에 의한 파지력 센서의 출력 변화를 보여주며, (d)는 각 근전위 신호에 의한 근전의수 제어시스템의 전류 파형을 나타내고 있다. 초기에 의수가 펴진 상태에서 피검자의 근전위 신호(1)에 의해 손의 파지가 시작되면 파지력 센서의 변화가 시작되는 것을 볼 수 있다(그림 14의 (6) 참조). 근전위 신호(2), (3)에 의해 파지하고자 하는 물체를 파지하고, 안전한 파지를 유지하기 위하여 피검자는 최대의 근전위 신호(4)를 발생시켜서 최대 파지력까지 파지한다(그림 14의 (7) 참조). 이때 손 제어기는 최대 파지력을 발생한 순간 모터에 인가된 전류를 차단하고, 제어 시스템에는 직류 모터의 역기전력이 발생된다(그림 14의 (9) 참조). 그러나 파지력 센서의 출력이 허용치 범위를 벗어나면 제어기는 다시 모터에 전류를 인가하여 최대 파지력을 유지하려고 한다(그림 14의 (10) 참조). 의수의 폄 동작을 위한 피검자의 근전위 신호(5)에 의해 손 제어기는 의수를 폄 동작을 수행하면서 파지력 센서의 변화가 시작되고 최대 폄 동작점까지 구동시킨다(그림 14의 (8) 참조). 최대 폄 동작점까지 구동되면 손 제어기는 모터에 인가되는 전류를 차단하고, 마찬가지로 제어 시스템에는 모터의 역기전력이 발생된다.

피검자의 근전위 신호에 의한 의수의 구동에서 제어시스템의 소모전류는 평균 250㎃, 순간 최대 전류는 1000㎃ 이었다. 의수의 제어시스템에서 사용된 Li-Ion 배터리의 용량이 1100㎃h 이므로 시스템에 미치는 영향이 없는 것으로 판단된다. 그리고 사용된 배터리는 피검자의 일상생활에서 의수를 사용하는 평균 4시간은 충분히 가능한 것으로 판단된다. 그림 15는 실험에 참여한 피검자가 완성된 근전의수를 착용하고 물건을 파지하는 사진이다.

상용화된 근전의수 sensorhand[10]와 개발된 근전의수를 표 3에서 비교하였다. 개발된 근전의수의 동작범위와 최대 파지력은 상용화된 근전의수 보다 우수하나 파지속도와 파지력 제어에서는 다소 불리한 면이 있다. 배터리는 모두 Li-ion을 사용하고 있으며 용량에서는 충분한 것으로 판단된다. 특히 근전의수 사용자들이 가장 민감한 의수의 무게는 개발된 제품이 90g 가벼운 것을 알 수 있다. 이것은 의수를 장시간 착용할 경우 신체적인 피로감을 덜어 주어 의수의 사용에 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

4. 결 론

본 논문에서는 파지와 손목 회전의 2자유도 기능을 가진 2자유도 근전의수를 제안하였다. 설계된 의수는 2단 기계식 자동 감속기를 채택하여, 부하에 따라 자동으로 변속하여 파지의 제어에 유리하면서도 파지력을 증가할 수 있도록 하였다. 잔존근육에서 근전위 신호를 검출하는 근전위 센서는 기존의 상용화된 센서와 본 연구에서 제작된 KOREC 센서를 비교한 결과 가상 근전위 신호를 이용한 실험에서 옵셋 전압을 고려한 전원잡음에 의한 상승치는 KOREC 센서가 0.07V이고 상용화 된 센서는 0.17V로서 상용화 된 센서의 상승치가 0.1V 더 높았다. 이것은 제작된 센서가 전원잡음에 대한 영향이 작다는 것을 의미한다. KOREC 센서의 출력이

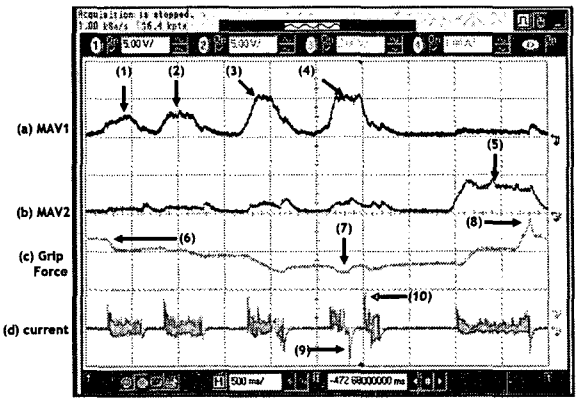


그림 14 근전위 신호에 따른 파지력 제어와 전류 파형
Fig. 14 grip force control and current wave according to virtual myoelectric signal

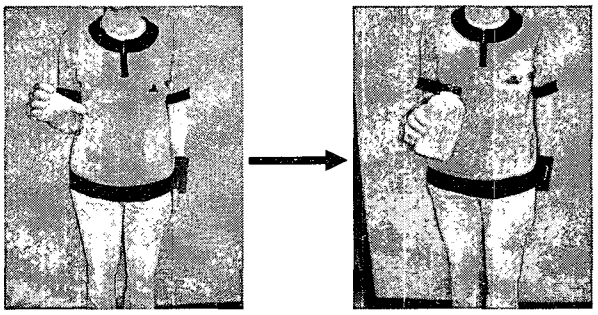


그림 15 상지절단자의 근전의수 동작 사진
Fig. 15 picture of grasping for MHP by upper-limb amputee

표 3 상용화 된 근전의수와 개발된 근전의수의 비교
Table 3 comparison of commercial and development MHP

Specification	Commercial MHP	Development MHP
Opening width	100㎜	110㎜
Grip force	10~100N	50~150N
Grip Speed	15~130㎜/sec	50~130㎜/sec
slip detection	yes	yes
Power source	750㎃h(Li-ion)	1100㎃h(Li-ion)
Operating voltage	6V, 7.2V	7.4V
weight	460g	370g

상용화 된 센서의 출력보다 전반적으로 높게 나타났다. 따라서 제작된 근전위 센서가 근전의수에 사용이 가능하다는 것을 알 수 있었다.

제안된 제어시스템은 제어부와 파지력 센서 미끌림 센서로 구성되어 실시간으로 제어기가 동작하도록 프로그램 하였다. 가상의 근전위 신호와 미끌림 신호를 이용한 파지력 실험을 수행한 결과 본 연구에서 제안한 제어시스템의 안정된 파지동작을 확인하였다. 상지 절단 장애자를 대상으로 한 평가실험의 결과, 피검자의 근전위 신호에 의한 근전의수의 구동에서 제어시스템의 소모전류는 평균 250㎃, 순간 최

대 전류는 1000㎃ 이었다. 사용된 배터리의 용량을 고려하면 근전의수를 사용하는 평균 4시간은 충분하고 판단된다. 특히 상용화된 근전의수와 개발된 근전의수를 비교한 결과 근전의수 사용자들이 민감하게 생각하는 무게에 있어서 개발된 의수가 90g 가벼운 것으로 나타났다. 따라서 실제로 상지 절단 장애인들이 일상생활에서 개발된 근전의수를 장시간 사용할 때 신체적인 피로감을 덜어 주어 의수 사용에 많은 도움이 될 것으로 판단된다.

본 연구에서 제안한 근전의수가 보다 높은 안정성을 확보하고, 제품의 신뢰성을 높이기 위해서는 다양한 사용자를 대상으로 장시간에 걸친 실제 생활환경 실험을 수행할 필요가 있다. 이러한 실험이 완료되면 국내의 상지 절단 장애자들의 삶의 질 향상에 기여할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

[1] 한국보건사회연구원 2000년 전국 장애인 추정치

[2] H. Nicolai, L. Teodorsscu, and L. C. Jain, Intelligent systems and technologies in rehabilitation engineering, CRC press, pp. 243-246, 2001.

[3] http://www.ottobock.com

[4] S. Jacobsen, D. Knutti, and R. Johnson, "Development of the Utah Artificial Arm", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-29, No. 4, pp. 249-269, 1982.

[5] C. J. Luca, "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 26, No. 6, 1979.

[6] D. Kumar and A. Melaku, "Electrode Distance and magnitude of SEMG," Proc. of the Second Joint EMBS/BMES Conf., vol. 3, pp. 2477-2480, October 2002.

[7] 최기원, 문인혁, 이명준, 추준욱, 성소영, 문무성, ''전극의 형상과 간격을 고려한 건식형 표면 근전위 센서 개발,'' 제31회 대한의용생체공학회 추계학술대회, 2004. 11.

[8] 이명준, 문인혁, 문무성, ''근전도 기반 휴먼-컴퓨터 인터페이스를 위한 이중 문턱치 수법,'' 대한의용생체공학회 논문지, vol. 25, No. 6, pp. 471-478, 2004.

[9] K. D. Englehart and B. Hudgins, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 50, No. 7, pp. 848-854, July 2003.

[10] http://www.ottobockus.com/products/upper_limb_prosthetics/myoelectric_hands_sensorhand.asp

저 자 소 개

최 기 원 (崔 基 源)

1968년 8월 7일생. 1994년 건국대학교 전기공학과 졸업. 1996년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1996년~현재 산재의료관리원 재활공학연구소 선임연구원. 2001년~현재 건국대 대학원 전기공학과 박사과정

Tel : 032-500-0580
Fax : 032-512-9794
E-mail : gwchoi@iris.korec.re.kr

추 준 욱 (秋 俊 旭)

1974년 1월 17일생. 1998년 영남대학교 전기공학과 졸업. 2000년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사). 2002년~2006년 산재의료관리원 재활공학연구소 선임연구원. 2000년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정

Tel : 053-940-8662
Fax : 053-950-5505
E-mail : juchu@ee.knu.ac.kr

최 규 하 (崔 圭 夏)

1955년 7월 24일생. 1978년 서울대 공대 전기공학과 졸업. 1980년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1986년 동 대학원 전기공학과 졸업(공박). 현재 건국대 전기공학과 교수.

Tel : 02-450-3486
Fax : 02-447-9186
E-mail : ghchoe@konkuk.ac.kr