

논문 2005-42SC-6-8

근전외수용 소형 표면 근전위 센서의 개발

(Development of Surface Myoelectric Sensor for Myoelectric Hand Prosthesis)

최기원*, 성소영*, 문인혁**

(Gi Won Choi, So Young Sung, and Inhyuk Moon)

요약

본 논문에서는 근전외수용 소형 근전위 센서를 제안한다. 근전외수용 근전위 센서를 의수 소켓에 내장시키기 위해서는 소형이어야 한다. 제안된 근전위 센서는 피부와 접촉하는 전극과 신호처리를 위한 회로부가 일체화된 형태로 소형화 하였다. 기준전극은 두 입력전극의 가운데에 나란히 배치되고, 입력전극은 막대형, 기준전극은 막대형과 원형의 두 가지 형상으로 설계하였다. 두 입력전극 사이의 간격은 근섬유의 근전위 신호의 전도속도와 중심주파수를 고려하여 18mm, 20mm, 22mm 의 세 개의 서로 다른 간격을 가진 전극을 제작하였다. 사용된 전극의 재료는 땀이나 습기에 강한 SUS440 금속을 사용하였다. 신호처리 회로부는 대역통과 필터를 갖는 차동 증폭기, 전원노이즈를 제거하기 위한 대역저지 필터, 교류결합증폭기, 절대평균값 회로로 구성 되어 있다. 실험에서는 정상인의 전완에서 근전위 신호를 취득하여 주파수 분석하고, 입력전극 사이의 간격과 기준전극의 형상에 따른 출력특성 평가하였다. 본 논문에서는 실험의 결과로부터 두 입력전극간의 거리가 18mm 이면서, 입력전극의 형상과 기준전극의 형상이 모두 막대형인 표면 근전위 센서가 근전외수에 최적임을 보인다.

Abstract

This paper proposes a compact-sized surface myoelectric sensor for the myoelectric hand prosthesis. To fit the surface myoelectric sensor in the socket for the myoelectric hand prosthesis, the sensor should be a compact size. The surface myoelectric sensor is composed of a skin interface and a single processing circuit that are mounted on a single package. The skin interface has one reference and two input electrodes, and the reference electrode is located in the center of two input electrodes. In this paper we propose two types of sensors with the circle- and bar-shaped reference electrode, but all input electrodes are the bar-shaped. The metal material of the electrodes is the stainless steel (SUS440) that endures sweat and wet conditions. Considering the conduction velocity and the median frequency of the myoelectric signal, we select the inter-electrode distance (IED) between two input electrodes as 18mm, 20mm, and 22 mm. The signal processing circuit consists of a differential amplifier with a band pass filter, a band rejection filter for rejecting 60Hz power-line noise, amplifiers, and a mean absolute value circuit. We evaluate the proposed sensor from the output characteristics according to the IED and the shape of the reference electrode. From the experimental results we show the surface myoelectric sensor with the 18mm IED and the bar-shaped reference electrode is suitable for the myoelectric hand prosthesis.

Keywords: surface myoelectric sensor, myoelectric hand prosthesis, electrode shape, inter-electrode distance

I. 서론

* 정회원, 재활공학연구소
(Korea Orthopedics & Rehab. Engineering Center)

** 종신회원, 동의대학교 (교신저자)
(Dong-Eui University)

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.

(과제 번호 : 02-PJ3-PG6-EV03-0004)

접수일자: 2005년7월1일, 수정완료일: 2005년10월31일

우리나라는 약 86만 명으로 추정되는 지체 장애인들이 있으며, 이 중에서 선천성 장애가 약 5%이고, 나머지 95%는 교통사고 및 산업재해에 의한 후천적 장애인으로 알려져 있다^[1]. 이러한 지체 장애인들의 재활 및 정상적 사회복귀는 우리나라뿐만 아니라 세계적으로도 큰

사회적인 이슈가 되어 지원기기(assistive device)에 관한 많은 연구가 진행되었다. 특히 의족(prosthetic leg)이나 의수(prosthetic hand)는 절단 장애인을 위한 대표적인 지원기기로써 오랫동안 연구가 되어 왔다. 의수의 경우, 손 동작 기능 보다는 미용적 기능만을 가지는 미용의수(cosmetic hand)로부터 시작하여, 신체의 움직임으로 파지(grasping)가 가능한 신체구동의수(body-powered hand)로, 그리고 모터로 구동되는 전동외수(electric hand)로 발전하였다. 특히 전동외수는 견인 케이블을 필요로 하는 신체구동의수보다는 더 편안하며, 미용외수와 형상이 유사하다는 장점이 있다^[2].

최근 미국과 유럽에서는 절단된 부위의 잔존근육(residual muscle)에서 검출한 근전위 신호(myoelectric signal)로부터 의수 사용자의 손동작 제어 의도를 인식하여 파지나 손목 회전(wrist rotation)을 제어할 수 있는 근전외수(myoelectric hand prosthesis)가 개발되었다^[2,3]. 일반적으로 사용자의 의도는 잔존근육의 수의수축(voluntary contraction)에 의해 발생하는 근전위 신호의 절대평균값(mean absolute value, MAV)을 미리 설정해 둔 문턱치(threshold value)와 비교함으로써 인식된다. 현재 개발된 대부분의 근전외수는 파지와 손목 회전과 같은 기본적인 2자유도 손 기능만이 가능하지만, 정상인의 손동작처럼 사용자의 잔존근육의 수의수축에 의해 제어되기 때문에 일종의 생체 모방형 시스템(biomimetic system)이라고 볼 수 있다^[4]. 따라서 잔존근육 부위의 표면에 부착되어 수의수축에 따라 발생하는 근전위 신호를 측정하는 표면 근전위 센서(surface myoelectric sensor, SMES)는 근전외수에 있어서 핵심 요소기술의 하나이다. 일반적으로 표면 근전위 센서는 의수의 소켓 내에 설치되어 소켓 착용과 동시에 잔존근육 부위의 피부에 밀착되어야 한다. 그러나 표면 근전위 센서는 소켓의 착용에 따라 발생하는 국소적인 땀과 습기의 영향을 받기 쉬우며, 또한 가전기기 등의 전자제품의 접촉에 의해서 신체에 유도되는 전원 노이즈의 영향으로 신호대 잡음특성이 나빠질 수도 있다. 그러므로 근전외수용 표면 근전위 센서는 소형이면서도 센서에 내장된 근전위 신호처리 회로가 우수한 신호대 잡음 출력특성을 가질 수 있도록 고도의 설계 기술이 요구된다.

본 논문에서는 습한 조건 및 노이즈 환경에서도 출력 신호의 특성이 우수하며, 소켓에 간단히 부착될 수 있

는 근전외수용 소형 표면 근전위 센서를 제안한다. 안정된 근전위 신호의 측정을 위해서는 신호의 기준전극(reference electrode)이 측정하고자 하는 근육부위의 수축과 이완과 관계없는 부위가 바람직하다. 그러나 기준전극을 센서의 외부에 별도로 두게 되면 근전외수의 착용성이 나빠진다. 그러므로 우리는 선행연구^[5]에서 기준전극이 신호의 두 입력전극(input electrode)의 가운데에 나란히 배치하여 전극이 차지하는 공간적 면적이 작은 표면 근전위 센서를 제안하였다. 이 결과, 센서의 인터페이스 전극(interface electrode)의 단면적이 넓을수록 센서의 출력특성이 우수하다는 것을 알 수 있었다. 그러나 전극의 단면적이 넓어지면 센서가 커지는 문제점이 있었기 때문에, 본 연구에서는 전극의 형상은 원형과 막대형 등 다양한 모양이 가능하지만, 신호의 출력특성 및 공간 제약성을 고려하여 입력전극은 막대형이며 기준전극은 막대형과 원형의 두 가지 형상을 가진 전극을 제안하고 출력특성을 비교한다. 그리고 두 입력전극사이의 간격은 근섬유(muscle fiber)에서의 근전위 신호의 전도속도(conduction velocity)와 중심주파수(median frequency)를 고려하여 18mm, 20mm, 22mm의 세 개의 서로 다른 간격을 설정한 전극을 제작하여 출력특성을 비교한다.

제안된 표면 근전위 센서의 신호처리 회로는 대역통과 필터를 갖는 차동 증폭기, 대역저지 필터, 교류결합 증폭기, MAV 회로로 구성되어 있다. 표면 근전위 센서의 출력은 근전위 신호의 MAV 값이므로 회로의 최종단에는 신호의 리플을 제거하기 위한 저역통과필터를 포함한다. 입력과 기준 전극의 재료는 땀이나 습기에 강한 스테인레스(SUS440) 금속을 사용하였다.

실험에서는 본 연구에서 제작한 표면 근전위 센서로 정상인의 전완(forearm)에서 근전위 신호를 취득하고, 주파수 분석으로 입력전극 사이의 간격과 기준전극의 형상에 따른 출력특성 평가한다. 그리고 가상의 근전위 신호를 발생하는 별도의 하드웨어를 제작하여, 기존에 상용화된 표면 근전위 센서와 제안된 표면 근전위 센서와의 출력신호를 평가한다. 또한 표면 근전위 센서를 근육에 부착한 상태에서 다른 손으로 교류 220V 상용 전원을 잡았을 때 전원 노이즈에 대한 신호대 잡음의 특성을 평가한다. 이러한 실험의 결과로부터 우리는 두 입력전극간의 거리가 18mm 이면서, 입력전극의 형상과 기준전극의 형상이 모두 막대형인 표면 근전위 센서가

근전외수에 최적임을 보인다.

II. 표면 근전위 센서

1. 근전위 신호

근육을 이루고 있는 근섬유에 운동신경을 통하여 자극이 전달되면 근섬유는 이온들의 이동이 발생하면서 수축된다. 근육의 수축과정에서 발생한 이온들의 이동을 측정하는 것이 근전위 신호이다^[6]. 근전위 신호의 전도속도는 2~6m/sec이며^[7], 0.1~10mV의 진폭을 가지고 있다^[8]. 그리고 주파수 성분은 0~10kHz의 대역에 걸쳐서 분포하지만, 95%이상의 에너지가 30~500Hz에 집중되어 있다. 한편 근전위 신호의 중심주파수(median frequency)는 86Hz이지만, 백색노이즈(white noise)가 포함될 때는 110Hz로 중심주파수가 이동한다고 보고 되었다^[9]. 따라서 본 논문에서는 근전위 신호의 대표적 주파수로서 90Hz, 100Hz, 110Hz의 세 개의 주파수를 선택하고, 각 주파수에서 근전위 신호의 전도속도를 고려하여 센서의 입력전극 사이의 간격을 설정한다.

2. 근전위 센서의 회로부 설계

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

그림 1은 본 연구에서 개발한 표면 근전위 센서의 블록도이다. 회로의 내부전원은 7.2V의 단전원(unipolar source)을 분압하여 가상의 접지(virtual ground)를 가지는 양전원(bipolar source)으로 하고, 증폭기는 저전압 구동형을 사용하였다. 센서의 두 입력전극에서 감지된 신호는 차동증폭기의 입력신호로 사용되며, 기준전극은 차동증폭기의 접지와 연결되어 센서의 전원과 감지되는 근전위 신호의 공통접지를 구성한다. 차동 증폭기는 60Hz 중심 주파수를 가진 4Hz~900Hz대역의 대역통과 필터와 함께 구성되어 있어서, 이 주파수 대역에서의

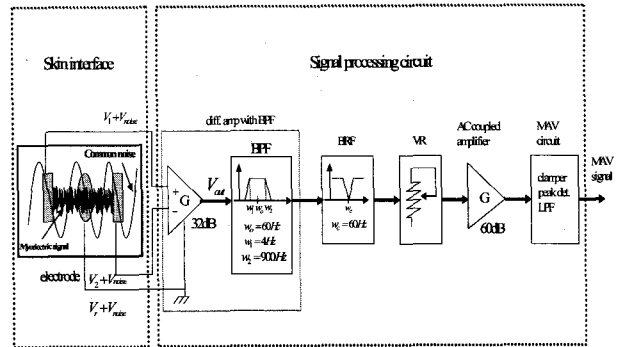


그림 1. 표면 근전위 센서의 블록도
Fig. 1. Block diagram of the proposed SMES.

공통성분 신호는 제거됨과 동시에 차동증폭기의 출력 신호는 1차적으로 32dB 증폭되며, 이때 증폭된 신호는 가상접지를 기준으로 나타난다. 예를 들어 두 입력전극에 감지되는 원신호가 V_1 와 V_2 라 하고, 기준전극의 전위를 V_r 이라고 하면, 기준전위에 대한 차동입력은 각각 $V_1 - V_r$, $V_2 - V_r$ 이 된다. 그러나 공통성분 잡음 V_{noise} 이 존재하므로 각각의 차동입력은 V_{noise} 이 포함된 신호가 검출된다. 이것을 고려하여 차동증폭기의 출력 V_{out} 을 구해보면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$V_{out} = G \{ \{ (V_1 + V_{noise}) - (V_r + V_{noise}) \} - \{ (V_2 + V_{noise}) - (V_r + V_{noise}) \} \} \quad (1)$$

$$= G (V_1 - V_2)$$

여기서 G 는 차동 증폭기의 이득이다. 결과적으로 식 (1)에 의해 공통성분과 기준전위가 제거된 신호성분의 차이만이 증폭됨을 알 수 있다.

신체에 유도되는 상용 전원 노이즈는 회로의 모든 부분에서 검출될 수 있으므로, 본 연구에서는 차동 증폭기 다음 단계 60Hz 차단주파수를 갖는 대역저지 필터(band rejection filter, BRF)를 설계하여 전원 노이즈가 제거되도록 하였다. 이때 BRF는 능동소자를 이용하여 차단 주파수에서 최대의 감쇄비가 이루어지도록 설계하는 것이 바람직하다. 하지만 본 연구에서는 센서의 공간적인 제약으로 인하여 R, C 수동소자만으로 BRF를 구현하였다. 설계된 BRF의 60Hz 감쇄비는 -60dB 정도로서 근전위 신호와 비교했을 때 충분한 감쇄비를 나타내었다. 하지만 설계된 BRF는 R,C 수동소자로 구성하였기 때문에 능동소자를 이용한 BRF보다는 대역폭이 증가하는 단점이 있다. 이러한 BRF의 특성으로 인하여 근전위 신호의 중심 주파수 성분도 함께 감쇄되

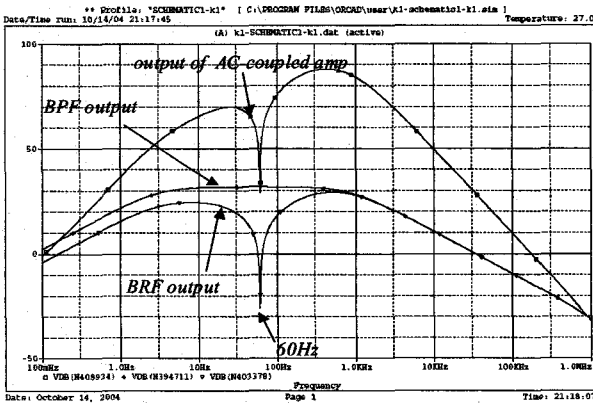


그림 2. 설계된 회로의 보드 선도
Fig. 2. Bode plot of the designed signal processing circuit.

는 현상이 발생한다. 따라서 본 연구에서는 R, C 수동 소자를 정밀급으로 설계하였고, BRF의 영향으로 감쇄된 근전위 신호의 중심주파수 성분을 보상하기 위하여 BRF의 출력단에 최대 60dB의 증폭 이득을 갖는 교류 결합증폭기(AC coupled amplifier)를 적용하였다. 사용자의 잔존근육 상태에 따라 근전위 신호의 출력특성이 다르기 때문에, 교류결합증폭기의 입력단은 가변저항으로 입력전압을 제어하여 최종 MAV 출력신호의 크기를 조정할 수 있도록 설계하였다. 근전위 신호의 절대평균값을 얻기 위한 MAV 회로는 클램프(clamp) 회로를 이용한 배전압기(voltage doubler)와 첨두치 검출 회로(peak detector)로 구성하였고, 저역통과필터를 거쳐 리플을 제거한 최종 MAV 신호가 출력된다. 이 최종 MAV 출력신호는 가상접지와 무관하게 전원의 접지에 대한 출력으로 나타난다. 그림 2는 Pspice를 사용하여 설계된 회로의 각 부분에서의 주파수에 따른 이득을 나타낸 보드선도이다. 교류 결합 증폭기의 특성에 따라 근전위 신호의 중심주파수보다는 300Hz 부근에서 최대이득이 나타났으며, 이때의 최대 이득은 88dB 이었다.

3. 전극 형상 설계

본 연구에서는 소형 근전위 센서를 실현하기 위하여 전극이 차지하는 공간적 면적이 작도록 기준전극이 두 입력전극의 가운데에 나란히 배치한 형태로 설계하였다. 전극의 형상은 다양한 모양이 가능하겠지만, 신호의 출력특성 및 공간 제약성을 고려하여 두 입력전극은 막대형으로, 기준전극은 막대형(A형 이라고 함)과 원형(B형 이라고 함)의 두 가지 형태의 전극을 설계하였다. 그

림 3은 본 연구에서 설계한 전극의 형태와 치수 기호를 보여 준다. 센서의 전체 크기를 고려하여 막대형은 $w_l = 5.5\text{mm}$, $h_l = 9.5\text{mm}$ 로 설계하였고, B형의 기준전극 직경은 10mm로 하였다. 그리고 두 입력전극 사이의 간격 k 는 근전위 신호의 중심주파수와 전도속도를 고려하여 다음과 같이 설계하였다.

4. 전극 간격 설계

하나의 단일 근육에서 발생하는 근전위 신호는 근섬유 전위의 전도속도 v [mm/sec]가 일정하고 근섬유 전위의 전도가 근육의 운동신경 종판에서 근육의 인대방향으로 전도된다고 가정하면, 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호는 두 입력전극간의 간격 k [mm]에 의해 k/v [sec]의 시간차가 발생한다. 만약 근전위 신호의 주파수가 f_0 라고 하면, 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호는 k/v [sec] 시간 차이에 의해 다음과 같은 위상차 θ_d 가 발생한다.

$$\theta_d = 2\pi f_0 (k/v) [\text{rad}] \tag{2}$$

일반적으로 두 입력전극에 감지되는 근전위 신호의 위상차가 π [rad]의 우수배가 되면 두 신호는 동상이 되어 두 입력전극에서의 전위는 같다(그림 4의 점선). 따라서 차동증폭기의 특성상 동상의 등전위는 제거되어 차동 출력은 나타나지 않는다. 그러므로 식 (2)에 $\theta_d = 2n\pi$ ($n = 1, 2, 3, 4, \dots$)를 대입하면 다음과 같다.

$$2n\pi = 2\pi f_0 (k/v) \quad (n = 1, 2, 3, 4, \dots) \tag{3}$$

결과적으로 식 (3)으로부터 주파수 f_0 와 전도속도 v 가 주어지면 차동출력이 제거되는 전극간격 k 는 다음과 같이 계산된다.

$$k = n (v/f_0) \quad (n = 1, 2, 3, 4, \dots) \tag{4}$$

만약 두 입력전극에 감지되는 근전위 신호의 위상차가 π [rad]의 기수배가 되면 두 입력전극에 검출되는 근전위 신호의 차는 최대가 되므로(그림 4의 실선), 차동증폭기의 출력은 최대가 된다. 따라서 주파수 f_0 와 전도속도 v 가 주어지면 차동 출력이 최대가 되는 전극 간격 k 는 식 (2)에 $\theta_d = n_{\text{odd}}\pi$ ($n = 1, 3, 5, 7, \dots$)을 대입함으로써 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$k = \frac{n_{\text{odd}}}{2} (v/f_0) \quad (n_{\text{odd}} = 1, 3, 5, 7, \dots) \tag{5}$$

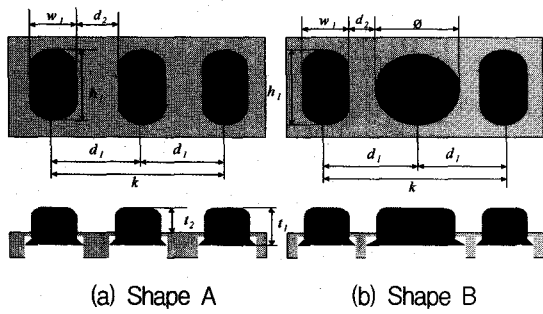


그림 3. 전극 형상과 치수 기호
Fig. 3. Shape and dimension of the designed skin interfaces.

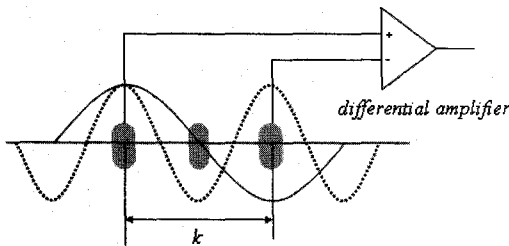


그림 4. 차동증폭기의 입력신호
Fig. 4. Signal input to the differential amplifier.

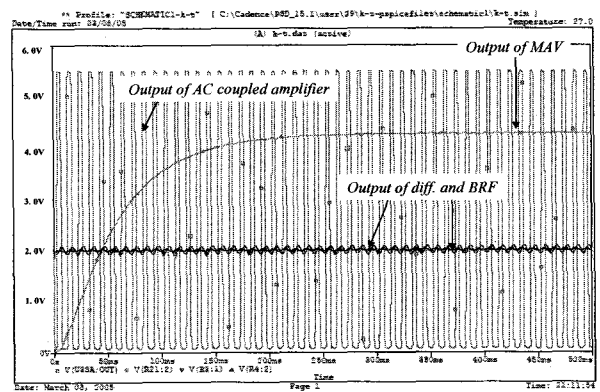
본 연구에서는 v 를 근전위 신호의 평균 전도속도인 4m/sec로, f_0 는 근전위 신호의 중심주파수에서 대표적인 주파수인 90Hz, 100Hz, 110Hz로 설정하였다. 그 결과 차동출력이 최대가 되는 k 는 식 (5)로부터 각각 22.2mm, 20mm, 18.1mm가 계산된다. 역으로 간격 k 와 전도속도 v 가 주어지면 식 (4)와 식 (5)로부터 차동출력이 최대가 되는 주파수 f_m 과 차동출력이 제거되는 주파수 f_c 는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$f_m = n_{odd}v/2k \quad (n = 1, 3, 5, 7, \dots) \quad (6)$$

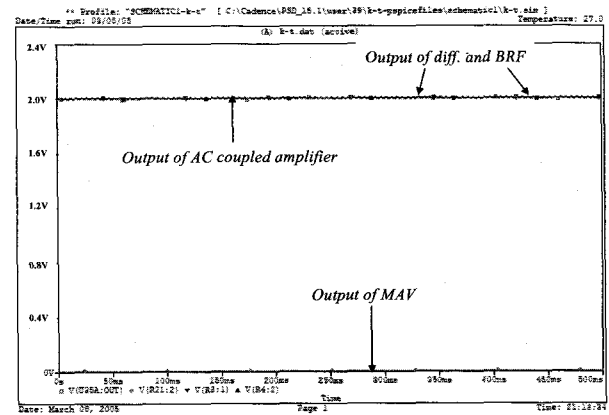
$$f_c = nv/k \quad (n = 1, 2, 3, 4, \dots)$$

예를 들어 두 입력전극의 간격 $k = 20\text{mm}$ 이고, 근섬유의 전도속도 $v = 4\text{m/sec}$ 이면, 식 (6)으로부터 $f_m = 100\text{Hz}$, 300Hz, 500Hz, ... 이고, $f_c = 200\text{Hz}$, 400Hz, 600Hz, ...가 된다.

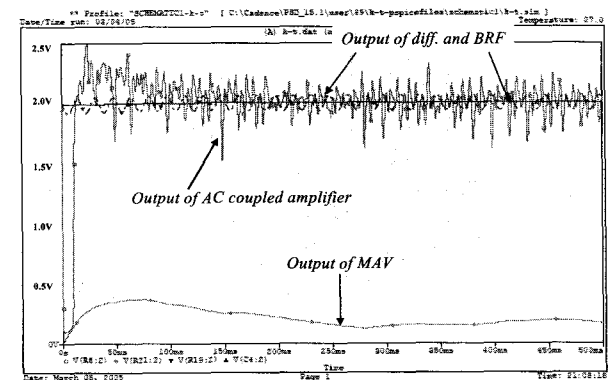
본 연구에서는 $k = 20\text{mm}$, $v = 4\text{m/sec}$ 로 설정하고 각 주파수에서의 출력특성을 시뮬레이션 하였다. 그림 5는 60Hz, 100Hz, 200Hz의 정현파 신호를 입력하였을 때의 출력 결과이다. 이때 입력한 각 신호의 진폭은 1mV 였다. 그 결과 $f_m = 100\text{Hz}$ 에서는 차동증폭기의 출력이 가상접지를 기준으로 하여 800mV이고, BRF의 출력은



(a) $f_m = 100\text{Hz}$



(b) $f_c = 200\text{Hz}$



(c) $f_0 = 60\text{Hz}$

그림 5. $k = 20\text{mm}$, $v = 4\text{m/sec}$ 에서의 주파수별 출력 비교

Fig. 5. Output comparison according to the frequency when $k = 20\text{mm}$ and $v = 4\text{m/sec}$.

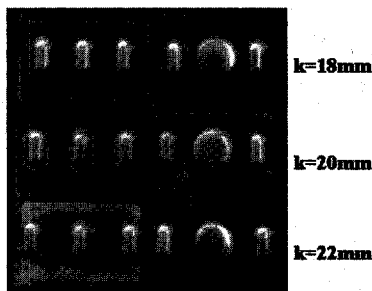
32mV이다. 교류 결합증폭기를 통과하면서 peak-peak의 크기는 5.5V이고, MAV 출력신호는 클램프의 다이오드 전압강하로 인하여 전원접지에 대하여 4.48V로 나타났다(그림 5(a) 참조). 반면에, $f_c = 200\text{Hz}$ 의 경우 차동증

폭기의 출력은 거의 나타나지 않아서 가상접지와 같은 전위를 보이며 AC 결합증폭기를 거쳐도 peak-peak의 크기가 3mV 이하가 되어 최종 MAV 출력신호는 나타나지 않았다(그림 5(b) 참조). 60Hz 신호는 차동증폭기의 출력이 30mV 이상이지만 BRF의 출력에서는 거의 나타나지 않았다. AC 결합증폭기를 거친 후 최종 MAV 출력 신호는, f_m 에서의 출력인 5.5V에 비해 무시할 정도로 작은 200mV 정도로 나타났다 (그림 5(c) 참조).

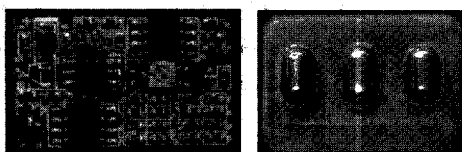
III. 실험 및 결과

1. 전극 간격 실험

본 연구에서 그림 3의 전극 형상에서의 입력전극과 기준전극의 두께 t_1 은 1.9mm로, 피부와 접촉하는 전극의 높이 t_2 는 1.5mm 이상이 되도록 제작하였다. 그림 6은 본 연구에서 제작한 전극과 센서용 PCB를 보인다. 우리는 제작된 센서의 두 입력전극사이의 간격 k 에 따른 출력특성을 조사하기 위하여 정상인의 전완부에서 제작된 센서를 이용하여 근전위 신호를 취득하였다. 먼저 피검자가 전완부에서 일정한 근육수축을 발생시키기 위하여 무릎위에 팔을 올려놓고 손목부위가 무릎에서 10cm의 간격을 유지한 다음, 손목 굽힘근을 사용하여 10



(a) Skin interfaces with different IED and shapes of the reference electrode

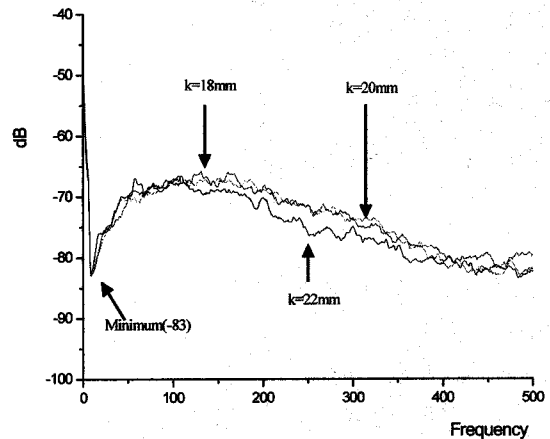


(b) Developed PCB and assembled SMES

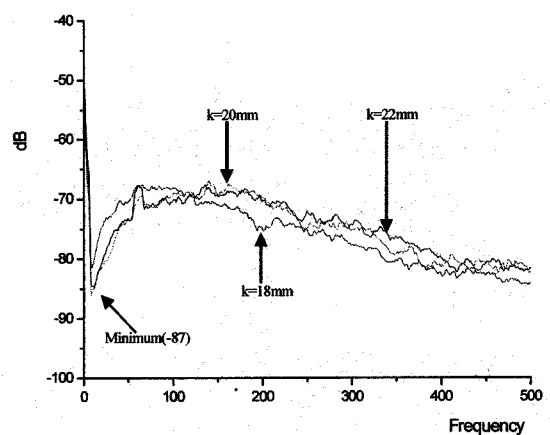
그림 6. 개발된 근전역수용 근전위 센서
Fig. 6. Developed SMES for the myoelectric hand.

kg의 바벨을 45° 이상 올리게 하였다. 손목 굽힘근의 수축이 10초 이상 유지하고 있을 때의 근전위 신호를 취득하고, 주파수해석을 수행하였다. 이때 윈도우의 길이 (window length)는 1초로 하고, 스펙트럼 손실을 보상하기 위하여 Hamming window를 적용하였다.

그림 7은 본 연구에서 개발한 A형과 B형의 근전위 센서를 이용하여 취득한 근전위 신호의 스펙트럼을 나타낸다. 주파수 스펙트럼의 면적은 원신호의 에너지와 같다고 볼 수 있으므로, 본 논문에서는 스펙트럼 면적을 비교함으로써 전극의 형상과 간격에 따른 출력특성을 비교하였다. 이를 위해 먼저 A형과 B형의 스펙트럼 최소값인 -87dB를 0으로 일반화하기 위해 각 스펙트럼에 87을 더한 후 면적을 구하였다(표 1참조). 먼저 표 1



(a) type A



(b) type B

그림 7. 전극 A, B형의 간격별 주파수 스펙트럼
Fig. 7. Spectrums of myoelectric signals measured from an able-subject using the skin interfaces with various IEDs.

표 1. 형상과 간격에 따른 근전위 신호의 에너지

Table 1. Signal energy according to the IED and the reference electrode shape.

Type	IED (mm)	Energy	Average
A	18	6817	6463
	20	6585	
	22	5987	
B	18	5528	5921
	20	6011	
	22	6225	

의 형상에 따른 평균에너지(스펙트럼 면적)를 보면 A형이 6463으로 써 B형 5921에 비해 9.1% 높았다. 따라서 A형이 B형에 비해 다소 높은 출력을 나타냄을 알 수 있었다. 그리고 A형에서 간격에 따른 신호의 에너지는 $k=18\text{mm}$ 가 최대로 나타났고, 최소인 $k=22\text{mm}$ 에 비해 14.7% 높았다. 결과적으로 A형의 $k=18\text{mm}$ 인 전극이 가장 좋은 출력특성을 나타내었으며, 동시에 소형의 센서를 구현하기에 적합함을 알 수 있었다.

한편 본 연구에서는 근전위 신호의 중심주파수인 90Hz, 100Hz, 110Hz에서 최대의 출력을 가지는 전극 간격 $k=22\text{mm}$, 20mm, 18mm의 전극을 제작하였다. 따라서 그림 7에서도 각 간격 k 에 따라 해당하는 중심주파수에서 높은 에너지가 나타나야 한다. 그러나 그림 7에서는 이러한 특징이 나타나지 않았다. 이것은 입력전극 자체가 단면적을 가지고 있어서 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호의 주파수 위상차가 크지 않고, 근전위의 전도속도가 항상 일정하게 유지될 수 없기 때문에 이러한 현상이 나타난 것으로 판단된다^[10].

2. 상용화된 근전위 센서와의 출력특성비교

본 연구에서는 상용화된 표면 근전위 센서(13E125, Ottobock Co., O-SMES 라 함)^[2]와 본 논문에서 제안한 표면 근전위 센서(K-SMES 라 함)를 가상 근전위 신호에 따른 출력특성을 비교하였다. 이때 K-SMES는 전극이 A형이면서 $k=18\text{mm}$ 인 센서를 사용하였다. 가상 근전위 신호는 $\pm 100\text{mV}$ 정현파를 1/100 배율을 가진 감쇄기를 거쳐서 생성된 $\pm 1\text{mV}$ 의 정현파 신호로 하였다. 그리고 정현파의 주파수는 0~500Hz까지 가변되도록 하였다.

그림 8은 O-SMES와 K-SMES의 입력전극에 300Hz의 가상 근전위 신호를 입력하였을 때의 최종 MAV 출력신호의 예를 보인다. 이와 같이 각각 다른 주파수의

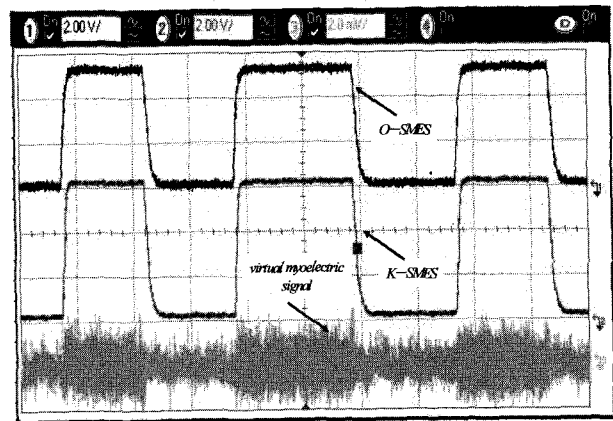


그림 8. 가상의 근전위 신호(300Hz) 입력에 대한 상용화된 센서와 제안된 표면 센서의 MAV 출력 신호

Fig. 8. Virtual myoelectric signal and MAV output of O-SMES and K-SMES.

표 2. 가상 신호의 주파수에 따른 MAV 출력 비교

Table 2. Comparison of the MAV outputs according to the frequency of the virtual myoelectric signal.

f_0 (Hz)	MAV output (Volt)		Rising time (msec)		Falling time (msec)	
	O-SMES	K-SMES	O-SMES	K-SMES	O-SMES	K-SMES
0	0.08	0.18	-	-	-	-
30	1.62	1.80	87	97	130	138
60	0.17	0.25	-	-	-	-
90	3.72	4.09	106	84	145	132
100	4.23	4.49	102	81	146	129
110	4.45	4.68	102	80	145	128
200	5.07	5.61	103	75	147	137
300	5.33	6.10	101	73	145	138
400	5.46	6.41	100	71	146	139
500	5.53	6.58	100	71	144	139

가상 근전위 신호를 입력하였을 때의 최종 MAV 출력 신호의 특성을 조사한 결과가 표 2이고, MAV 출력신호의 최대치와 상승 및 하강시간은 5회 측정결과를 평균한 값이다. 가상 근전위 신호의 0Hz는 입력에 가상 근전위 신호를 입력하지 않았음을 의미하고, 이때의 MAV 출력은 백색잡음에 의한 DC 오프셋 전압(offset voltage)을 나타낸다. K-SMES와 O-SMES의 오프셋 전압은 각각 0.18V와 0.08V로서 K-SMES가 0.1V 높았으나, 110Hz에서의 최대출력 4.68V에 비해서는 약 3.8% 정도이기 때문에 무시할 수 있다. 30Hz의 가상 근전위 신호를 입력하였을 때의 K-SMES와 O-SMES의 최대치는 각각 1.80V와 1.62V이었다. 그리고 K-SMES 출력 신호의 상승 및 하강시간은 97msec, 138msec로서 O-SMES에 비해 상승시간은 .10msec, 하강시간은

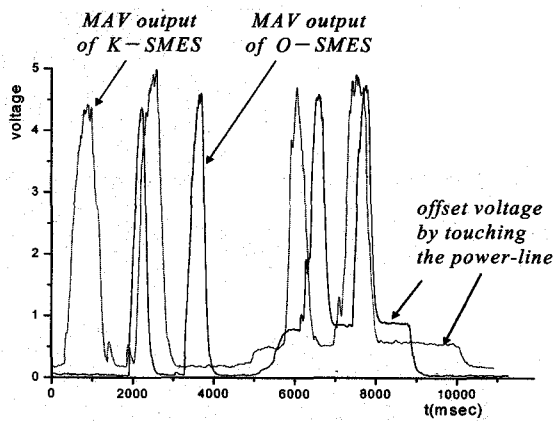


그림 9. 전원노이즈에 의한 옴셋 전압
Fig. 9. Offset voltage by touching the power-line.

8msec 정도의 차이가 있었다. 그러나 근전수의 제어시스템의 반응시간인 300msec^[11]와 비교하면 무시할 수 있다. 상용 전원노이즈 성분으로서 60Hz의 가상 근전위 신호를 입력하였을 경우에는 K-SMES의 MAV 출력이 0.25V로 O-SMES에 비해 0.08V 높게 나타났다. 그러나 DC 옴셋 전압을 고려하면 60Hz에 의한 실질적 MAV 출력신호의 상승치는 O-SMES의 상승치인 0.09V보다 K-SMES가 0.07V로 0.02V 작았다. 이것은 K-SMES가 전원노이즈에 대한 영향이 작다는 것을 의미한다. 근전위 신호의 중심주파수에서 대표적인 주파수인 90Hz, 100Hz, 110Hz의 경우 K-SMES의 MAV 출력은 4.09V, 4.49V, 4.68V이었고, O-SMES의 3.72, 4.23V, 4.45V에 비해 각각 0.27V, 0.26V, 0.23V 높게 나타났다. 그리고 K-SMES의 상승 및 하강시간도 O-SMES의 상승 및 하강시간에 비해 빠른 것으로 나타났다. 또한 200Hz 이상의 주파수에서도 K-SMES가 O-SMES보다 우수한 것으로 나타났다.

최근 근전수의 제어에 있어서 근전위 신호의 크기에 비례하여 근전수의 파지동작 속도를 제어하는 것을 볼 수 있다. 그리고 손목회전과 손가락의 파지와 같은 두 개의 서로 다른 동작의 전환은 다중문턱치(multi-threshold)를 사용하여 인식한다. 비례제어나 다중문턱치를 사용하기 위해서는 전원노이즈를 포함한 MAV 출력 신호의 옴셋 전압과 최대 출력전압의 차이가 3V 이상이 되어야만 한다. 따라서 본 연구에서는 신체로 유도되는 노이즈 중에 최악의 경우의 하나인, 전원 노이즈에 대한 실험을 수행하였다. 근전위 센서를 장착한 상태에서 센서를 착용하지 않은 손으로 가동 중인 전자

제품의 220V 전원선을 잡았을 때, 센서의 최종 MAV 출력신호의 영향을 조사하였다(그림 9 참조). SMES가 부착된 근육을 수축하였을 때의 MAV 출력신호는 O-SMES와 K-SMES의 모두 4.0V 이상이었고, 전원선을 잡았을 때 유도되는 상용 전원 노이즈에 의한 MAV 출력신호의 옴셋 전압은 각각 0.9V, 0.6V로 나타났다. 전선을 잡지 않았을 때 두 센서의 출력 옴셋 전압은 각각 0.08V, 0.18V 이었으므로 O-SMES의 전원노이즈에 의한 옴셋 전압 상승치는 0.82V, K-SMES의 옴셋 전압 상승치는 0.42V로 나타났다. 결과적으로 K-SMES는 O-SMES보다 상용전원 노이즈에 의한 MAV 출력신호의 옴셋 전압이 0.3V 작았고, 전원 노이즈에 의한 옴셋 전압 상승치도 O-SMES보다 0.4V 작으므로 전원 노이즈의 영향을 작게 받는 것을 알 수 있었다.

IV. 결 론

본 연구에서는 절단장애인 사용하는 근전수의용건식형 3극 표면 근전위 센서를 제안하였다. 피부와 접촉되는 전극은 두개의 입력전극과 한 개의 기준 전극으로 구성된다. 본 논문에서는 입력전극의 형상은 막대형으로, 기준전극의 형상은 원형과 막대형인 두 가지 종류의 전극을 제작하였다. 이때 두 입력전극의 간격은 근전위 신호의 전도속도와 중심주파수를 고려하여 각각 18, 20, 22 mm의 세 가지로 하여 총 6종의 전극을 제작하였다. 그리고 전극의 재료는 땀과 습기에 강한 스테인레스(SUS440)을 사용하였다. 신호처리 회로는 대역통과 필터를 갖는 차동 증폭기, BRF, 교류결합증폭기, MAV 회로로 설계하였다. 근전위 센서의 최종 출력은 근전위 신호의 MAV 값이므로 회로의 최종단에는 신호의 리플을 제거하기 위한 저역통과필터를 포함시켰다. 손목 굽힘 근으로부터 취득한 근전위 신호를 주파수 해석하여 전극의 형상과 간격에 따른 출력특성을 평가하였다. 기준 전극이 막대형인 A형과 원형인 B형의 전극으로 측정된 출력신호의 에너지를 조사한 결과 A형의 $k = 18\text{mm}$ 가 가장 높은 에너지를 나타내었다. 이것은 또한 전극간의 간격이 짧아 상대적으로 크기가 작은 소형 근전위 센서의 제작이 가능하였다.

가상 근전위 신호를 이용하여 상용 근전위 센서인 O-SMES와 본 연구에서 개발된 센서인 K-SMES의 출력비교 실험을 수행한 결과 최종 출력신호의 크기, 상승

시간, 하강시간의 특성이 K-SMES가 O-SMES보다 우수하였고, 특히 K-SMES가 전원노이즈에 대한 영향이 작다는 것을 알 수 있었다.

근전위수 사용자는 자동차나 전철 등의 생활환경이 다양 할 뿐만 아니라 절단된 잔존 부위도 다양한 양상을 보이고 있다. 따라서 향후에는 다양한 생활환경에서 다양한 상지 절단 장애인을 대상으로 근전위 센서에 대한 성능평가 실험을 수행 할 필요가 있다.

real-time control scheme for multifunction myoelectric control," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 50, no. 7, pp. 848-854, July 2003.

참 고 문 헌

- [1] 한국보건사회연구원, 2000년 전국 장애인 추정치, 2001.
- [2] P. Kampas, "The optimal use of myoelectrodes," http://www.healthcare.ottobock.com/info_download/pdf/Elektroden_Test_GB.pdf
- [3] <http://www.utaharm.com>
- [4] R. Okuno, M. Yoshida, K. Akazawa, "Development of biomimetic prosthetic hand controlled by electromyogram," in Proc. of Int'l. Workshop on Advanced Motion Control, pp. 103-108, 1996.
- [5] 최기원, 문인혁, 이명준, 추준욱, 문무성, "전극형상에 따른 건식형 능동 표면 근전도 전극의 성능 평가," 제 29 회 대한의용생체공학회 추계학술대회, 2003.
- [6] 양 덕진, 전 창익, 이 영석, 이진, 김 성환, "공간필터에 의한 운동단위 활동전위의 분해능 향상에 관한 연구," 대한전기학회 논문지 D, vol. 53, pp. 55-64, 2004.
- [7] C. J. Luca, "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 26, No. 6, 1979.
- [8] D.K. 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.
- [9] D.J. Hewson, J. Duchene and J.Y. Hogrel, "Changes in impedance at the electrode-skin interface of surface EMG electrodes during long-term EMG recordings," Proc. of the 23rd Annual EMBS Int'l Conf., pp. 3345-3348, 2001.
- [10] D. Farina and R. Merletti, "A novel approach for estimating muscle fiber conduction velocity by spatial and temporal filtering of surface EMG signals," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 50, no. 12, pp. 1340-1351, December 2003.
- [11] K. Englehart and B. Hudgins, "A robust,

저 자 소 개



최 기 원(정회원)
 1996년 건국대학교 전기공학과 석사 졸업.
 1996년~현재 산재의료관리원 재활공학연구소 연구원
 <주관심분야 : 생체신호처리, 전 동기 구동>



성 소 영(정회원)
 2001년 충남대학교 전기공학과 석사 졸업.
 2004년~현재 산재의료관리원 재활공학연구소 연구원
 <주관심분야 : 통신, 컴퓨터, 신호 처리, 반도체>



문 인 혁(정회원)
 1999년 Osaka University 전자제어기기계공학과 박사 졸업.
 2002년~2005년 산재의료관리원 재활공학연구소 책임연구원.
 2005년~현재 동의대학교 메카트로닉스공학과 전임강사.
 <주관심분야 : 휴먼컴퓨터인터페이스, 재활로봇, 바이오메카트로닉스 등>