

기준전극의 형상과 입력전극사이의 간격을 고려한 건식형 표면 근전위 센서 개발

論 文

55D-12-7

Development of Dry-type Surface Myoelectric Sensor for the Shape of the Reference Electrode and the Inter-Electrode Distance

崔基源[†] · 崔圭夏^{*}

(Gi-Won Choi · Gyu-Ha Choe)

Abstract - This paper proposes a dry-type surface myoelectric sensor for the myoelectric hand prosthesis. The designed surface myoelectric sensor is composed of skin interface and processing circuits. 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 is proposed 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, the inter-electrode distance (IED) between two input electrodes as 18mm, 20mm, and 22mm is selected. 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(MAV) circuit. Using SUS440, six prototype skin interface with different reference electrode shape and IED is fabricated, and their output characteristics are evaluated by output signal obtained from the forearm of a healthy subject. The experimental results show that the skin interface with parallel bar shape and the 18mm IED has a good output characteristics. The fabricated dry-type surface myoelectric sensor is evaluated for the upper-limb amputee.

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

1. 서 론

우리나라는 약 86만 명으로 추정되는 절단 장애인중에서 선천성 장애가 약 5%, 나머지 95%는 교통사고 및 산업재해에 의한 후천적 장애인으로 알려져 있다[1]. 세계적으로 이러한 지체 장애인들의 재활 및 정상적 사회복귀는 큰 사회적인 문제로 대두되어 최근 지능형 의지 (intelligent prosthesis)에 관한 많은 연구가 진행되었다. 특히 의족 (prosthetic leg)이나 의수(prosthetic hand)는 절단 장애인을 위한 대표적인 지원기기로써 오랫동안 연구가 되어 왔다[2]. 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 전동의수(electric hand)로 발전하였다. 특히 전동의수는 견인 케이블을 필요로 하는 신체구동의수보다는 더 편안하며, 미용의수와 형상이 유사하다는 장점이 있다[3].

최근 미국과 유럽, 일본 등에서는 잔존 근육(residual muscle)의 근전위 신호(myoelectric signal)로부터 구동되는 근전위의수(myoelectric prosthetic hand)를 연구 개발하여 현재 상품화된 근전위의수도 있다[4,6]. 현재 상용화된 의수 중

사용자가 가장 많이 사용하는 근전위의수는 독일 Otto Bock사의 근전신호 제어형 의수인 System Electrohand [4]이다. 이것은 엄지와 검지를 이용한 파지(grasping)와 손목 회전 동작의 2자유도 동작이 근전도 신호로 제어된다. 영국의 Southampton Hand [5]는 엄지 손가락은 2자유도, 검지는 독립적인 1자유도, 나머지 3개의 손가락은 반독립적으로 1자유도로 동작하는 5 손가락을 가진 근전위의수이다. 미국의 Utah Arm [6]은 두 근육의 근전도 신호를 이용하여 파지와 회전이 가능한 상지 절단 장애자용 근전위의수이다. 그 외 직류모터 1개의 정회전과 역회전에 의해 손가락의 개폐를 구동하는 상지 절단자용 근전위의수인 일본의 이마센(Imasen) 기술제작소에서 개발한 WIME hand [7] 등이 있다.

일반적으로 근전위의수 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. 따라서 잔존근육 부위의 표면에 부착되어 수의수축에 따라 발생하는 근전위 신호를 측정하는 표면 근전위 센서(surface myoelectric sensor, SMES)는 근전위의수에 있어서 핵심 기술의 하나이다. 표면 근전위 센서는 소켓에 삽입되어 근전위의수 착용과 동시에 절단된 잔존 근육 부위에 부착된다. 그리고 절단된 잔존부위가 협소하므로 기준전극과 입력전극이 나란히 배치된 일체형이 되어야 하며 크기는 소형 이어야 한다. 아울러 근전위의수는 착탈을 반복해야하므로 잔존 근육에 젤(gel)을 도포할 필요가 없는 건식형 표면 부착형이어야 한다. 이러한 착탈의 용이성과 함께 장기간 착용 중에도 표

[†] 교신저자, 正會員 : 재활공학연구소 선임연구원

E-mail : gwchoi@iris.korec.re.kr

^{*} 正會員 : 건국대 전기공학과 교수

接受日字 : 2006年 7月 20日

最終完了 : 2006年 10月 30日

면 근전위 센서는 출력특성이 변하지 않고, 땀과 습기에도 좋은 신호 대 잡음특성을 가져야한다.

미국 delsys사의 표면 근전위 센서 DE-3.1[8]은 이중 차동 방식(double differential preamplifier)을 적용하여 근전위 측정에 있어서 동적 잡음성분(motion artifact noise)과 공통 잡음 성분(common mode noise)을 제거하고 높은 신뢰성을 보장하지만, 근전위 신호의 기준점(reference point)이 되는 기준전극(reference electrode)을 별도로 부착하여야만 한다. Motion lab system사에서 상용화 한 MA-317[9] 근전위 센서는 기준전극이 전극부에 일체형으로 되어 있으나, 단지 근전위 신호의 원신호(raw signal)가 증폭만 되어 출력되므로 근전위수용으로 사용하기 위해서는 필터, 전파정류, 적분 회로와 같은 별도의 신호처리가 필요하다. 현재 근전위수용으로 상용화된 Ottobock사의 13E125[3]는 단일 배터리 전원을 사용하여 근전위수의 신호원으로 사용이 가능한 MAV 신호를 출력한다. 그러나 외부 전원잡음에 취약하다는 단점을 가지고 있다.

본 논문에서는 습한 조건 및 외부 전원잡음 환경에서도 출력신호의 특성이 우수하며, 소켓에 간단히 부착될 수 있는 근전위수용 소형 표면 근전위 센서를 제안한다. 제안된 센서는 신호처리 회로부(signal processing circuit)와 피부와 접촉하는 전극부(skin interface)로 구성되어 있으며 전극부 내부에 회로부가 내장된 일체형으로 되어있다.

제안된 표면 근전위 센서의 신호처리 회로부는 대역통과 필터를 갖는 차동 증폭기, 대역저지 필터, 교류 증폭기, MAV 회로로 구성되어 있다. 표면 근전위 센서의 출력은 근전위 신호의 MAV 값이므로 회로의 최종단에는 신호의 리플을 제거하기 위한 저역통과 필터를 포함한다. 제안된 회로는 가상의 근전위 신호를 이용하여 주파수 응답특성과 MAV 출력신호를 평가한다.

전극부는 한개의 기준전극(reference electrode)과 두개의 입력전극으로 구성되어 있으며, 일반적으로 안정된 근전위 신호의 측정을 위해서 측정하고자 하는 근육부위의 수축과 이완과 관계없는 부위에 위치하는 것이 바람직하다. 그러나 기준전극을 근전위 센서의 외부에 별도로 두게 되면 근전위수의 착용성이 나빠진다. 그러므로 우리는 선행연구[10]에서 기준전극이 신호의 두 입력전극(input electrode)의 가운데에 나란히 배치하여 전극부가 차지하는 공간적 면적이 작은 표면 근전위 센서를 제안하였다. 이 결과, 전극부의 각 전극 단면적이 넓을수록 센서의 출력특성은 우수하나 전극의 단면적이 넓어지면 센서가 커지는 문제점이 있었다. 그래서 본 연구에서는 전극의 형상은 원형과 막대형 등 다양한 모양이 가능하지만, 신호의 출력특성 및 공간 제약성을 고려하여 입력전극은 막대형이며 기준전극이 막대형인 A형과 원형인 B형의 두 가지 형상을 가진 전극부를 제안하고 출력특성을 비교한다. 그리고 각 전극부의 두 입력전극사이 간격(inter-electrode distance, IED)은 근섬유(muscle fiber)에서의 근전위 신호의 전도속도(conduction velocity)와 중심주파수(median frequency)를 고려하여 18mm, 20mm, 22mm로 설정하였다. 세 개의 서로 다른 간격을 가진 6개의 전극부를 제작하여 정상인을 상대로 취득한 근전위 신호의 주파수 분석을 통하여 두 입력전극 사이의 간격과 기준전극의 형상에 따른 근전위 신호의 출력특성을 평가한다. 그리고 실험에서

사용한 전극 재료는 잔존근육에서 발생하는 땀이나 습기에 강한 SUS440을 사용한다.

실험 결과로부터 두 입력전극간의 간격이 18mm 이면서, 입력전극의 형상과 기준전극의 형상이 모두 막대형인 전극부가 소형 표면 근전위 센서를 제작하는데 최선의 선택임을 보인다. 그리고 가상의 근전위 신호를 이용한 실험에서 제안된 회로부가 상용화된 센서의 회로부와 비교하여 우수한 출력특성을 나타내는 것을 보인다. 이를 바탕으로 제작된 표면 근전위 센서를 가지고 절단 장애인의 잔존근육에 부착하여 근전위 신호를 측정된 결과 절단 장애인들이 사용하는 근전위수에 적용이 가능함을 보인다.

2. 표면 근전위 센서

2.1 회로부 설계

뇌에서 발생한 자극이 운동신경을 통하여 근육을 이루고 있는 근섬유에 전달되면 근섬유는 이온들의 이동이 발생하면서 수축된다. 이러한 근섬유의 수축과정을 통하여 근육은 수축되고 이때 수축과정에서 발생한 이온들의 이동을 측정 한 것이 근전위 신호이다[11]. 이러한 근전위 신호는 0.1~10 mV의 진폭[12]을 가지고 있고 주파수 성분은 0~10kHz의 대역에 걸쳐서 분포하지만, 95%이상의 에너지가 30~500Hz 에 집중되어 있다. 하지만 절단 장애인의 잔존근육에서 얻을 수 있는 근전위 신호에는 신체의 피부에 유도되는 공통성분의 잡음이 포함될 수 있으며, 근전위 신호 자체도 잔존근육의 활성화도에 따라 잡음에 비해서 상당히 미약할 수도 있다. 따라서 근전위 센서의 출력 특성은 미약한 신호를 근전위수의 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.

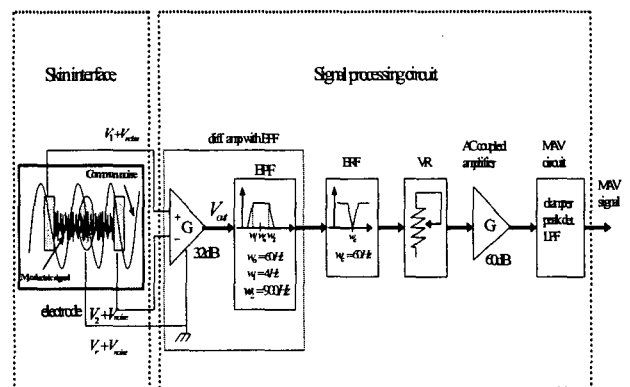


그림 1 표면 근전위 센서의 블록도
Fig. 1 Block diagram of the proposed SMES.

차동 증폭기는 근전위 신호의 주파수 성분을 고려하여 60 Hz 중심 주파수를 가진 4Hz~900Hz 대역의 대역통과 필터와 함께 구성되어 있어서, 이 주파수 대역에서의 공통성분 신호는 제거된다. 동시에 차동증폭기의 출력신호는 1차적으로 32dB 증폭되며, 이때 증폭된 신호는 가상접지를 기준으로 나타난다. 예를 들어 두 입력전극에 감지되는 원신호가 V_1 과 V_2 라 하고, 기준전극에서 감지되는 신호를 기준전위 V_r 이라고 하면, 기준전위에 대한 차동입력은 각각 $V_1 - V_r$, $V_2 - V_r$ 이 된다. 그러나 공통성분 잡음 V_{noise} 가 존재하므로 각각의 차동입력은 V_{noise} 가 포함된 신호가 입력된다. 이러한 관계를 고려하여 차동증폭기의 출력 V_{out} 을 구해보면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

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

여기서 G 는 차동 증폭기의 이득이다. 결과적으로 식 (1)에 의해 공통성분 잡음 V_{noise} 와 기준전위 V_r 가 제거되어 두 입력전극에서 감지된 신호성분의 차이만이 증폭됨을 알 수 있다.

신체에 유도되는 상용 전원 잡음은 회로의 모든 부분에서 검출될 수 있으므로, 본 연구에서는 차동 증폭기 다음 단계 60Hz 차단주파수를 갖는 대역저지 필터(band rejection filter, BRF)를 설계하여 전원 잡음이 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 BRF는, R, C 수동소자로 구성하였기 때문에 능동소자를 이용한 BRF보다는 대역폭이 증가하는 단점이 있다. 이러한 BRF의 특성으로 인하여 근전위 신호의 중심 주파수 성분도 함께 감쇄되는 현상이 발생한다. 따라서 본 연구에서는 R, C 수동 소자를 정밀급으로 설계하였고, BRF의 영향으로 감쇄된 근전위 신호의 중심 주파수 성분을 보상하기 위하여, BRF의 출력단에 최대 60dB의 증폭 이득을 갖는 교류 증폭기(AC amplifier)를 적용하였다.

사용자의 잔존근육 상태에 따라 근전위 신호의 출력특성이 다르기 때문에, 교류 증폭기의 입력단은 가변저항으로 입력되는 근전위 신호의 크기를 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 검출회로(peak detector)로 구성하였고, 지역통과 필터를 거쳐 리플을 제거한 최종 MAV 신호가 출력된다. 이 최종 MAV 출력신호는 가상접지와 무관하게 전원의 접지에 대한 출력으로 나타난다.

그림 2는 Pspice를 사용하여 설계된 회로에서 대역통과 필터, 대역저지 필터, 교류 증폭기까지 주파수에 따른 이득을 나타낸 보드선도이다. 수동소자로 설계된 대역저지 필터의 영향을 보상하기 위한 교류 증폭기의 특성에 따라 근전위 신호의 중심 주파수보다는 400Hz 부근에서 최대이득이 나타났으며, 이때의 최대 이득은 93dB 이었다. 최소 이득은 60Hz 부근에서 23dB 이었다.

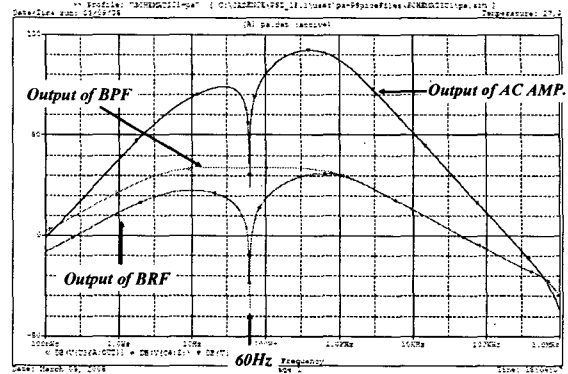
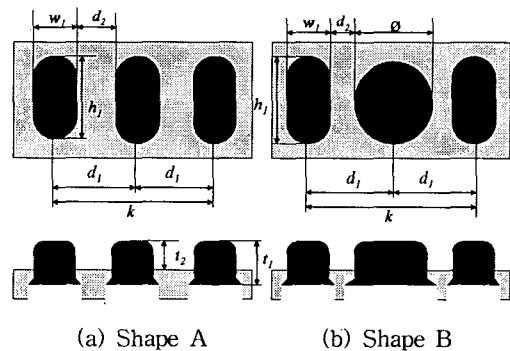


그림 2 설계된 회로의 보드 선도

Fig. 2 Bode plot of the designed signal processing circuit.



(a) Shape A

(b) Shape B

그림 3 전극부의 형상과 치수 기호

Fig. 3 Shape and dimension of the designed skin interfaces.

2.2 전극부 설계

본 연구에서는 소형 근전위 센서를 실현하기 위하여 전극부의 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 원형(A형 이라고 함)과 원형(B형 이라고 함)의 두 가지 형태의 전극을 설계하였다. 그림 3은 본 연구에서 설계한 전극의 형태와 치수 기호를 보여 준다. 센서의 전체 크기를 고려하여 막대형은 $w_1 = 5.5\text{mm}$, $h_1 = 9.5\text{mm}$ 로 설계하였고, B형의 기준전극 직경은 10mm로 하였다. 그리고 근전위 신호의 전도속도는 2~6m/sec[13]로 알려져 있으며 근전위 신호의 중심주파수는 86Hz 이지만, 백색잡음(white noise)가 포함될 때는 110Hz 로 중심주파수가 이동한다고 보고되었다[14]. 따라서 본 논문에서는 근전위 신호의 대표적 주파수로서 90Hz, 100Hz, 110Hz의 세 개의 주파수를 선택하고, 각 주파수에서 근전위 신호의 전도속도를 고려하여 센서 전극부의 두 입력전극 사이 간격 k 를 다음과 같이 설계 한다.

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.

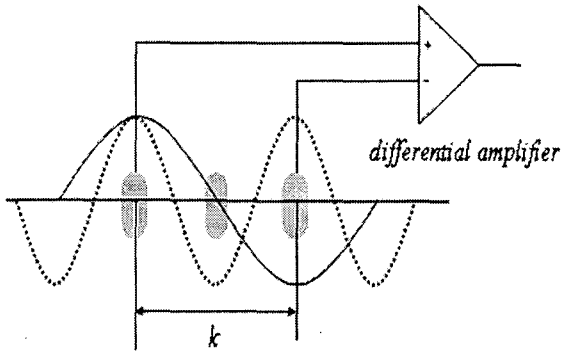


그림 4 차동증폭기의 입력신호
Fig. 4 Signal input to the differential amplifier.

만약 근전위 신호의 주파수가 f_0 라 하면, 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호는 k/v [sec] 시간 차이에 의해 다음과 같은 위상차 θ_d 가 발생한다.

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

일반적으로 두 입력전극에서 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.

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

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

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

만약 두 입력전극에 감지되는 근전위 신호의 위상차가 π [rad]의 기수배가 되면 두 입력전극에서 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 두 입력전극사이 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.

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

본 연구에서는 v 를 근전위 신호의 평균 전도속도인 4m/sec 로, f_0 는 근전위 신호의 중심주파수에서 대표적인 주파수인 90Hz, 100Hz, 110Hz로 설정하였다. 그 결과 차동출력이 최대가 되는 k 는 식 (5)로부터 각각 22mm, 20mm, 18mm가

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.

$$\begin{aligned} f_m &= n_{\text{odd}}v/2k \quad (n = 1, 3, 5, 7, \dots) \\ f_c &= nv/k \quad (n = 1, 2, 3, 4, \dots) \end{aligned} \quad (6)$$

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

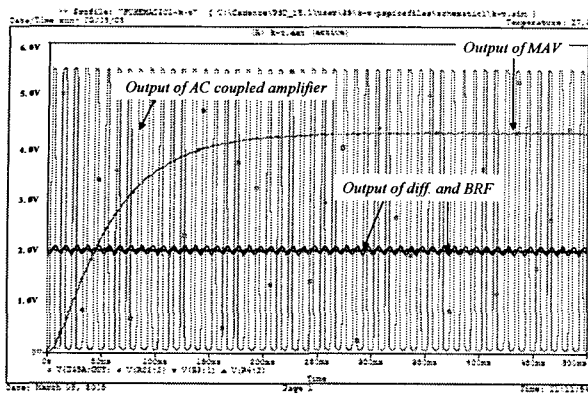
본 연구에서는 $k = 20\text{mm}$, $v = 4\text{m/sec}$ 로 설정하고 각 주파수에서의 출력특성을 시뮬레이션 하였다. 그림 5는 60Hz, 100Hz, 200Hz의 정현파 신호를 입력하였을 때의 출력 결과이다. 이때 입력한 각 신호의 진폭은 1mV 이며 식 (2)에 의한 위상차를 고려하였다. 그 결과 $f_m = 100\text{Hz}$ 에서는 차동증폭기의 출력이 가상접지를 기준으로 하여 800mV이고, BRF의 출력은 32mV이다. 교류 증폭기를 통과하면서 peak-peak의 크기는 5.5V이고, MAV 출력신호는 클램프의 다이오드 전압강하로 인하여 전원접지에 대하여 4.48V로 나타났다(그림 5(a) 참조). 반면에, $f_c = 200\text{Hz}$ 의 경우 차동증폭기의 출력은 거의 나타나지 않아서 가상접지와 같은 전위를 보이며 교류 증폭기를 거처도 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. 교류 증폭기를 거친 후 최종 MAV 출력 신호는, 초기에는 400mV 까지 증가하나 최종적으로는 f_m 에서의 출력인 5.5V에 비해 무시할 정도로 작은 200mV 정도로 나타났다 (그림 5(c) 참조).

3. 실험 및 결과

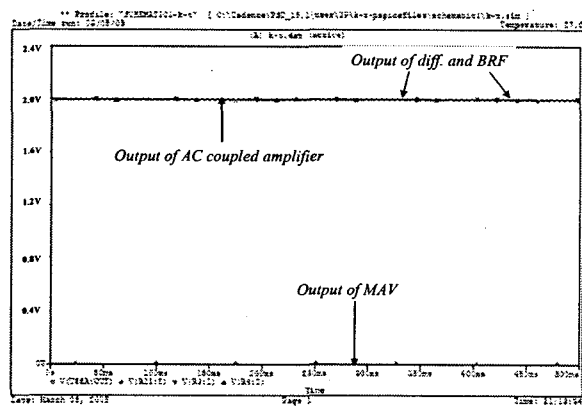
3.1. 전극 간격 실험

그림 6은 입력전극이 막대형이며 기준전극이 막대형인 A형과 원형인 B형의 두 가지 형상을 가진 전극부를 보여준다. 이때 그림 3의 전극부 형상에서의 입력전극과 기준전극의 두께 t_1 은 1.9mm로, 피부와 접촉하는 전극의 높이 t_2 는 1.5mm 이상이 되도록 제작하였으며 위에서 계산된 것과 같이 두 입력전극 사이의 간격은 차동출력이 최대가 되는 22mm, 20mm, 18mm로 하였다.

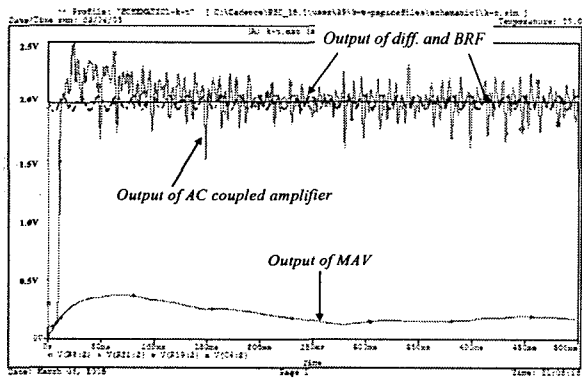
제작된 전극부의 두 입력전극사이 간격 k 에 따른 출력특성을 조사하기 위하여 정상인의 전완부에서 제작된 전극부를 착용하여 근전위 신호를 취득하였다. 먼저 피검자가 전완부에서 일정한 근육수축을 발생시키기 위하여 무릎위에 팔을 올려놓고 손목부위가 무릎에서 10cm의 간격을 유지한 다음, 손목 굽힘근을 사용하여 10kg의 바벨을 45° 이상 올리게 하였다. 손목 굽힘근의 수축이 10초 이상 유지하고 있을 때 본 연구에서 제안한 신호처리 회로부의 차동증폭기 출력신호를 60dB 증폭한 근전위 신호를 취득하고, 주파수 해석을 수행하였다. 이때 윈도우의 길이(window length)는 1초로



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



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

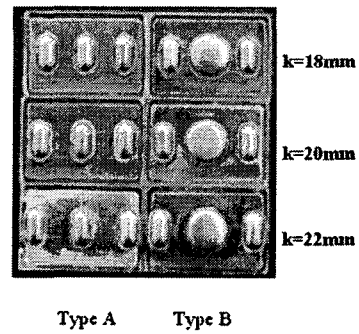


(c) $f_o=60\text{Hz}$

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

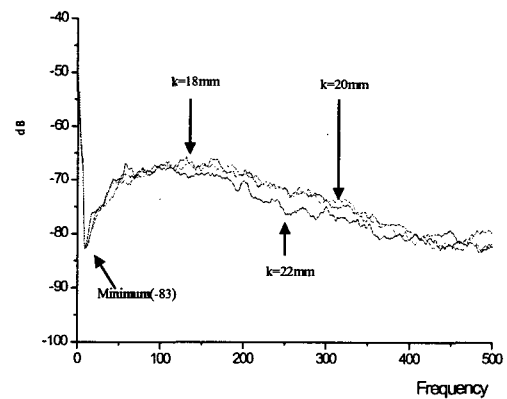
하고, 스펙트럼 손실을 보상하기 위하여 Hamming window 를 적용하였다.

그림 7은 제작한 전극부 A형과 B형을 이용하여 취득한 근전위 신호의 스펙트럼을 나타낸다. 주파수 스펙트럼의 면적은 취득한 근전위 신호의 에너지와 같다고 볼 수 있으므로, 본 논문에서는 스펙트럼 면적을 비교함으로써 전극부의 형상과 간격에 따른 출력특성을 비교하였다. 이를 위해 먼

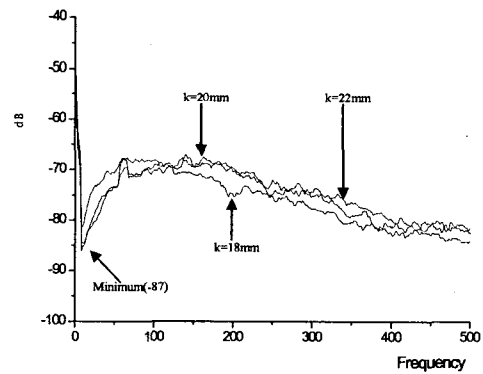


Type A Type B

그림 6 기준전극형상과 간격을 고려하여 제작된 전극부
 Fig. 6 Fabricated the skin interface with different IED and shapes of the reference electrode



(a) Spectrums of type A



(b) Spectrums of type B

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

저 A형과 B형의 스펙트럼 최소값인 -87dB 를 0으로 일반화 하기 위해 각 스펙트럼에 87을 더한 후 면적을 구하였다(표 1참조). 먼저 표 1의 형상에 따른 평균에너지(스펙트럼 면적)를 보면 A형이 6463으로 B형 5921에 비해 9.1% 높았다. 따라서 기준전극의 형상이 막대형인 A형이 원형인 B형에 비해 다소 높은 출력을 나타냄을 알 수 있었다. 그리고

표 1 기준 전극형상과 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	

A형에서 두 입력전극사이의 간격에 따른 신호의 에너지는 $k=18\text{mm}$ 가 최대로 나타났고, 최소인 $k=22\text{mm}$ 에 비해 14.7% 높았다. 결과적으로 기준전극의 형상이 막대형인 A형의 $k=18\text{mm}$ 인 전극부가 가장 좋은 출력특성을 나타내었으며, 동시에 소형의 센서를 구현하기에 적합함을 알 수 있었다.

그러나 본 연구에서는 근전위 신호의 중심주파수인 90Hz, 100Hz, 110Hz에서 차동 증폭기의 최대 출력을 가지는 두 입력전극사이의 간격 $k=22\text{mm}$, 20mm, 18mm의 전극부를 제작하였다. 따라서 그림 7에서도 각 간격 k 에 해당하는 중심주파수에서 상대적으로 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, 근전위 신호의 전도속도가 항상 일정하게 유지될 수 없기 때문에 이러한 현상이 나타난 것으로 판단된다[15].

3.2 회로부의 출력특성

본 논문에서 제안한 표면 근전위 센서의 회로부를 그림 8과 같이 PCB로 제작하였다. 제작된 근전위 센서의 전체 크기는 $19 \times 28 \times 12\text{mm}$ [W×D×H]이다. 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. 입력된 가상 근전위 신호는 크기가 $\pm 1\text{mV}$ 인 정현파이며 주파수는 0~500Hz까지 가변되도록 하였다. 가상 근전위 신호 발생기는 출력 신호의 크기와 주파수를 가변시킬 수 있는 디지털 신호 분석 시스템(dynamic signal analysis : 35670A, Agilent Co.)의 내부 신호원을 사용하였다.

그림 9는 O-SMES와 K-SMES의 두 입력전극에 300Hz의 가상 근전위 신호를 입력하였을 때 최종 MAV 출력신호의 예를 보인다. 이와 같이 각각 다른 주파수의 가상 근전위 신호를 입력하였을 때의 최종 MAV 출력신호의 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%

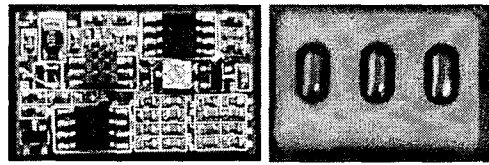


그림 8 제작된 회로부 PCB 와 조립된 근전위 센서
Fig. 8 Developed PCB and assembled SMES

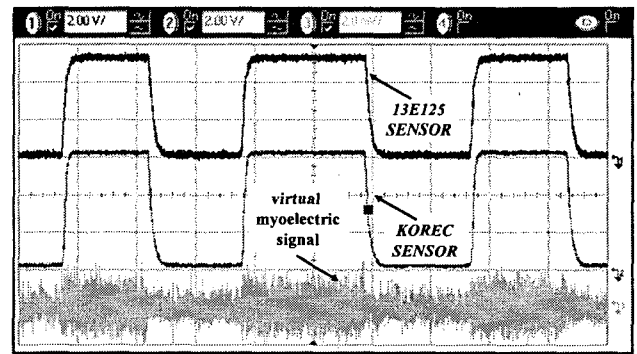


그림 9 300Hz 가상 근전위 신호의 입력에 대한 회로부의 MAV 출력

Fig. 9 MAV output of a signal processing circuit by 300Hz of Virtual myoelectric signal

표 2 가상 근전위 신호의 주파수에 따른 MAV 출력비교
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

정도이기 때문에 무시할 수 있다. 30Hz의 가상 근전위 신호를 입력하였을 때의 K-SMES와 O-SMES의 최대치는 각각 1.80V와 1.62V이었다. 그리고 K-SMES 출력신호의 상승 및 하강시간은 97msec, 138msec로서 O-SMES에 비해 상승시간은 10msec, 하강시간은 8msec 정도의 차이가 있었다. 그러나 근전의수 제어시스템의 반응시간인 300msec[16]와 비교하면 무시할 수 있다. 상용 전원 잡음 성분으로서 60Hz의 가상 근전위 신호를 입력하였을 경우에는 K-SMES의 MAV 출력이 0.25V로 O-SMES에 비해 0.08V 높게 나타났다. 그러나 DC 오프셋 전압을 고려하면 60Hz에 의한 실질적 MAV 출력신호의 상승치는 O-SMES의 상승치인 0.09V보다 K-SMES가 0.07V로 0.02V 작았다. 이것은 K-SMES가

전원 잡음에 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 근전위수 제어에 있어서 근전위 신호의 크기에 비례하여 근전위수의 파지동작 속도를 제어하는 것을 볼 수 있다. 그리고 손목회전과 손가락의 파지와 같은 두개의 서로 다른 동작의 전환은 다중문턱치(multi-threshold)를 사용하여 인식한다. 비례제어나 다중문턱치를 사용하기 위해서는 전원 잡음을 포함한 MAV 출력 신호의 오프셋 전압과 최대 출력전압의 차이가 3V 이상이 되어야만 한다. 따라서 본 연구에서는 신체로 유도되는 잡음 중에 최악의 경우의 하나인, 전원 잡음에 대한 실험을 수행하였다. 근전위 센서를 장착한 상태에서 센서를 착용하지 않은 손으로 통전 중인 전자제품의 220V 전원선을 접촉했을 때, 두 센서의 최종 MAV 출력신호의 영향은 그림 10에서 보여주고 있다. SMES가 부착된 근육을 수축하였을 때의 MAV 출력신호는 O-SMES와 K-SMES가 모두 4.0V 이상이었고, 전원선을 잡았을 때 유도되는 상용 전원 잡음에 의한 MAV 출력신호의 오프셋 전압은 각각 0.9V, 0.6V로 나타났다. 전선을 잡지 않았을 때 두 센서의 출력 오프셋 전압은 각각 0.08V, 0.18V이었으므로 O-SMES의 전원 잡음에 의한 오프셋 전압 상승치는 0.82V, K-SMES의 오프셋 전압 상승치는 0.42V로 나타났다. 결과적으로 K-SMES는 O-SMES보다 상용전원 잡음에 의한 MAV 출력신호의 오프셋 전압이 0.3V 작았고, 전원 잡음에 의한 오프셋 전압 상승치도 O-SMES보다 0.4V 작으므로 전원 잡음의 영향을 작게 받는 것을 알 수 있었다.

상지절단 장애인을 대상으로 K-SMES의 MAV 출력을 실험 하였다. 피검자는 현재 외국 제품 근전위수를 2년 동안 사용해온 장애인으로서 실험을 시작하기 전에 근전위 센서에 대한 이해도가 있었으며, 본 연구에서 제작된 근전위 센서 K-SMES를 부착하여 30분정도 연습하였다. 절단장애인의 잔존 근육위에 K-SMES를 부착한 상태에서 잔존 근육을 2회 수축한 후 K-SMES를 착용하지 않은 손으로 통전 중인 220V 전원선을 접촉한 상태에서 K-SMES가 부착된 잔존근육을 수축하도록 하였다. 이때 제작된 K-SMES의 전원 잡음에 대한 최종 MAV 출력신호의 영향은 그림 11에서 볼 수 있다. 절단 장애인이 잔존근육을 수축하였을 때의 MAV 출력신호는 3.0V 이상이었고, 오프셋 전압은 0.05V 이었다. 그리고 통전 중인 전원선을 접촉한 상태에서 잔존근육을 수축하였을 때 유도되는 상용 전원 잡음에 의한 K-SMES의 MAV 출력신호 오프셋 전압은 0.15V로 나타났다. 따라서 전원 잡음에 의한 오프셋 전압 상승치는 0.1V로서 근전위수의 제어시스템에서 문턱치로 주로 사용되는 1V와 비교하면 10%정도이기 때문에 무시할 수 있다. 절단 장애인에 대한 실험의 결과를 통하여 본 연구에서 제작된 근전위 센서 K-SMES가 전원 잡음의 영향을 작게 받는 것을 알 수 있었고, 근전위수를 제어하기 위한 비례제어나 다중문턱치를 이용한 제어가 가능하다는 것을 알 수 있었다.

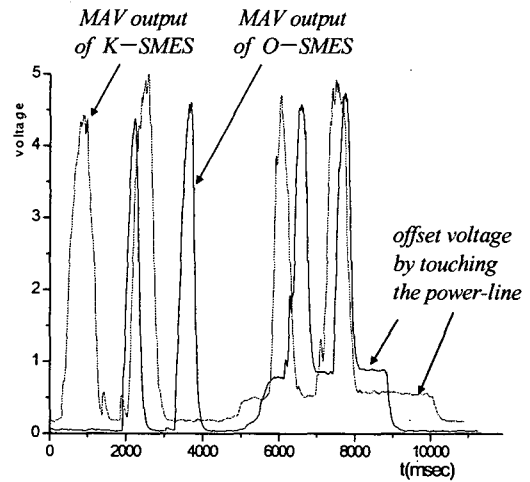


그림 10 정상인의 전원 잡음에 대한 MAV 출력
Fig. 10 MAV output by touching the power-line for the healthy subject

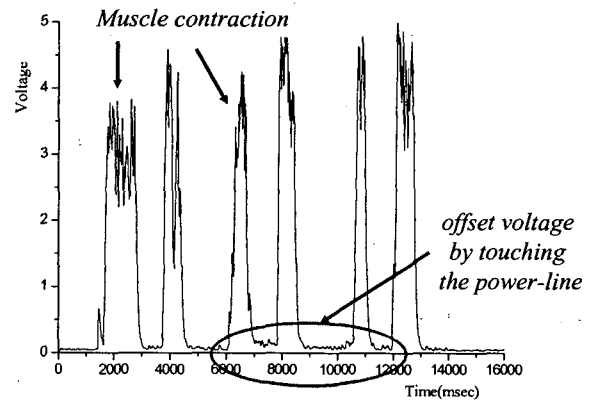


그림 11 상지 절단 장애인의 전원 잡음에 대한 MAV 출력
Fig. 11 MAV output by touching the power line noise for the upper-limb amputee.

4. 결 론

본 연구에서는 절단장애인 사용하는 근전위수용 건식형 3극 표면 근전위 센서를 제안하였다. 피부와 접촉되는 전극부는 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, 22mm의 세 가지로 하여 총 6종의 전극을 제작하였다. 그리고 전극의 재료는 땀과 습기에 강한 스테인레스(SUS440)을 사용하였다. 신호처리 회로부는 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. 기준전

극이 막대형인 A형과 원형인 B형의 전극으로 측정된 출력 신호의 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 출력 특성 비교 실험을 수행한 결과 최종 출력신호의 크기, 상승시간, 하강시간의 특성이 K-SMES가 O-SMES보다 우수하였고, 특히 K-SMES가 전원잡음에 대한 영향이 작다는 것을 알 수 있었다. 그리고 근전의수를 사용하고 있는 절단 장애인에 대한 실험의 결과를 통하여 본 연구에서 제작된 근전위 센서 K-SMES가 전원 잡음의 영향을 작게 받는 것을 알 수 있었고, 근전의수를 제어하기 위한 비례제어나 다중문턱치를 이용한 제어가 가능하다는 것을 알 수 있었다. 따라서 개발된 건식형 표면 근전위 센서 K-SMES가 근전의수에 사용이 가능하다는 것을 알 수 있었다.

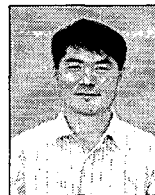
근전의수 사용자는 자동차나 전철 등의 생활환경이 다양할 뿐만 아니라 절단된 잔존 부위도 다양한 양상을 보이고 있다. 따라서 향후에는 절단 장애인들이 사용하는 근전의수에 개발된 근전위 센서 K-SMES를 장착하여 장시간 임상 실험을 수행하여 센서의 신뢰성을 검증 받을 필요가 있다.

참 고 문 헌

[1] 한국보건사회연구원, 2000년 전국 장애인 추정치, 2001.
 [2] H. Nicolai, L. Teodorsscu, L. C. Jain " *Intelligent systems and technologies in rehabilitation engineering.*" CRC press, pp.243-246, 2001.
 [3] P. Kamps, "The optimal use of myoelectrodes," <http://www.ottobockus.com/ASSETS/9C5BFB5A32664A7EB45869D7EB51E773/Kamps%20Electrode%20Article.pdf>
 [4] <http://www.ottobockus.com>
 [5] P. J. Kyberd, C. Light, P. H. Chappell, J. M. Nightingale, D. Whatley and Mervyn Evans, " *The design of anthropomorphic prosthetic hands: A study of the Southampton Hand*". *Robotica*, vol. 19, pp.593-600, 2001.
 [6] <http://www.utaharm.com>
 [7] http://www.imasen.co.jp/welfare_lapoc.html
 [8] <http://www.delsys.com>
 [9] <http://www.emgsrus.com>
 [10] 최기원, 문인혁, 이명준, 추준욱, 문무성, "전극형상에 따른 건식형 능동 표면 근전도 전극의 성능 평가," 제 29회 대한의용생체공학회 추계학술대회, 2003.
 [11] 양 덕진, 전 창익, 이 영식, 이진, 김 성환, "공간필터에 의한 운동단위 활동전위의 분해능 향상에 관한 연구," 대한전기학회논문지D, vol. 53, pp. 55-64, 2004.
 [12] 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.

[13] C.J. Luca, "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 26, No. 6, 1979.
 [14] 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.
 [15] 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.
 [16] K. 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.

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



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(공학박). 현재 건국대 전기공학과 교수.
 Tel : 02-450-3486
 Fax : 02-447-9186
 E-mail : ghchoe@konkuk.ac.kr