

전동의수용 근전위 센서 설계

최기원*, 최규하**

*재활공학연구소, **건국대학교,

Design of myoelectrical sensor for myoelectric hand prosthesis

Gi Won Choi, Gyu Ha Choe

Korea Orthopedics & Rehabilitation Engineering Center

Konkuk University,

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. 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, amplifier, and a level 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.

1. 서 론

사람의 동작은 뇌에서 발생한 전기적인 자극신호가 근섬유에 전달되어 근섬유로 이루어진 근육이 수축함으로써 이루어진다. 즉 사람의 의도는 뇌의 전기적인 자극신호를 받은 근육의 수축(voluntary contraction)에 의해서 동작을 발생시키고 이러한 동작은 사람의 의도를 여러 가지 인터페이스를 통하여 기계시스템에 전달된다. 이와 같이 사람의 의도는 결국 근육의 수축으로 나타난다는 것을 착안하여 사람의 근육이 수축할 때 발생하는 근전위 신호(myoelectrical signal)를 측정하여 사람의 의도를 인식할 수 있는 근전위 센서가 많이 연구되고 있다^[1].

사람의 동작이 이루어질 때 발생하는 근전위 신호를 측정하는 표면 근전위 센서(surface myoelectric sensor, SMES)는 사람의 피부와 직접 접촉하는 입력부와 상용전원 잡음성분이 포

함된 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 설계하고, 근전위 신호의 중심주파수와 근섬유의 전도 속도를 이용하여 두 입력전극 사이의 간격을 설계하였다. 회로부(signal processing circuit)는 대역통과 필터가 내장된 차동증폭기, 상대역저지 필터, 근전위 신호의 원신호(raw signal)를 추출하기 위한 교류 증폭기, 근전위 신호의 레벨을 출력하기 위한 신호처리 회로로 구성하였다. 디지털 신호 분석 시스템을 이용하여 제안된 회로부의 출력특성을 조사하였고, 정상인에 대한 실험을 통하여 A형의 $k=18$ [mm]인 입력부를 선택하였다. 제작된 회로부와 선택한 입력부를 사용하여 제작된 근전위 센서는 상용전원 잡음 실험과 장애인에 대한 실험을 통하여 전동의수에 적용 가능함을 보여 주었다.

2. 표면 근전위 센서

그림 1은 본 연구에서 개발한 표면 근전위 센서의 블록도이다. 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 4~900[Hz]대역의 대역통과 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] 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 60[dB]의 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 설계되었다. 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 근신호(myo signal, MS)가 출력되도록 설계하였다.

본 논문에서는 근전위 신호의 대표적 주파수로서 90[Hz], 100[Hz], 110[Hz]의 세 개의 주파수를 선택하고, 각 주파수에서 근전위 신호의 전도속도를 고려하여 센서 입력부의 두 입력전극 사이 간격 k 를 다음과 같이 설계하였다.

하나의 단일 근육에서 발생하는 근전위 신호는 근섬유 전위의 전도속도 v [mm/sec]가 일정하고 근섬유 전위의 전도가 근육의 운동신경 종관에서 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 라 하면, 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호는 k/v [sec] 시간 차이에 의해 다음과 같은 위상차 θ_d 가 발생한다.

$$\theta_d = 2\pi f_0 \left(\frac{k}{v} \right) \text{ [rad]} \quad (1)$$

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

$$k = \frac{v}{2f_0} \left(\frac{\theta_d}{\pi} \right) \quad (n=1, 3, 5, 7, \dots) \quad (2)$$

본 연구에서는 v 를 근전위 신호의 평균 전도속도인 4[m/sec]로, f_0 는 근전위 신호의 중심주파수에서 대표적인 주파수인 90 [Hz], 100[Hz], 110[Hz]로 설정하였다. 그 결과 차동출력이 최대가 되는 k 는 식 (2)로부터 각각 22, 20, 18[mm]가 계산되었다.

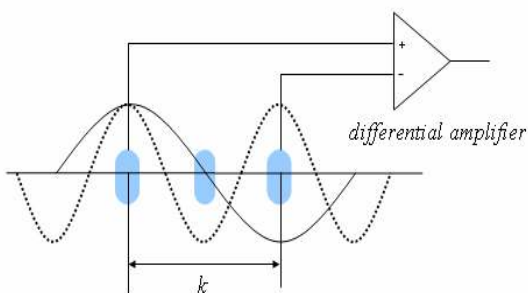


그림 1. 차동증폭기의 입력신호
Fig. 1. Signal input to the differential amplifier.

3 실험 및 결과

그림 2는 입력전극이 막대형이며 기준전극이 막대형인 A형과 원형인 B형의 두 가지 형상을 가진 입력부를 보여준다. 두 입력전극 사이의 간격은 차동출력이 최대가 되는 18, 20, 22 [mm]로 하였다.

제작된 입력부의 두 입력전극사이 간격 k 에 따른 출력특성

을 조사하기 위하여 정상인의 전완부에서 제작된 입력부를 착용하여 근전위 신호를 취득하였다. 취득한 신호는 주파수 해석을 수행하였고, 이때 윈도우의 길이(window length)는 1초로 하고, 스펙트럼 손실을 보상하기 위하여 Hamming window를 적용하였다. 그림 3은 제작한 입력부 A형과 B형을 이용하여 취득한 근전위 신호의 스펙트럼을 나타낸다.

본 논문에서 제안한 표면 근전위 센서의 회로부를 그림 8과 같은 PCB로 제작하였다. 제작된 회로부의 두 차동입력단자에 가상 근전위 신호를 입력하여 출력되는 MS 신호의 출력특성을 비교하였다. 이때 입력된 가상 근전위 신호는 크기가 $\pm 1mV$ 인 정현파이며 정현파의 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.

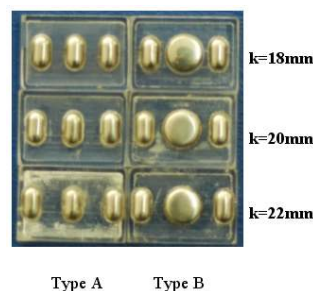
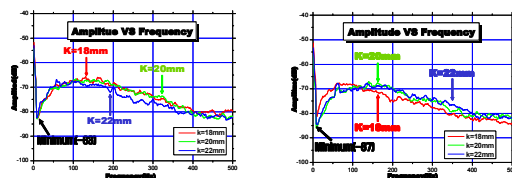


그림 2. 기준전극형상과 간격을 고려하여 제작된 입력부
Fig. 2. Fabricated the skin interface with different IED and shapes of the reference electrode



(a) Spectrums of type A (b) Spectrums of type B
그림 3. A, B형 입력부의 간격별 주파수 스펙트럼
Fig. 3. Spectrums of myoelectric signals measured from an able-subject using the skin interfaces with various IEDs.

그리고 디지털 신호 분석 시스템을 이용하여 제안된 회로부에서 차동입력부에서 교류증폭기 사이의 주파수 이득(그림 4 참조)을 조사하였다. 두 실험결과를 가지고 전동의수 제어시스템의 반응시간인 300[msec][2]와 비교하면 상승시간은 3배정도, 하강시간은 2배정도 빠른 것을 알 수 있다. 그리고 출력 MS 신호의 크기가 주로 사용되는 문턱치보다 크게 나타난다. 이것은 제작된 회로부가 전동의수에 사용이 가능하다는 것을 의미한다.

실험의 결과에 따라 A형의 $k=18$ [mm]인 입력부에 제작된 회로부의 PCB를 내장하여 그림 5에서 나타난 근전위 센서를 제작하여 신체로 유도되는 잡음 중에 최악의 경우의 하나인, 전원 잡음에 대한 실험을 수행하였다. 피검자는 현재 외국 제품 전동의수를 2년 동안 사용해온 장애인으로서 실험을 시작하기 전에 근전위 센서에 대한 이해도가 있었으며, 본 연구에서 제작된 근전위 센서를 부착하여 30분정도 연습하였다. 절단장애인의 잔존 근육위에 근전위 센서를 부착한 상태에서 잔존 근육

을 2회 수축한 후 센서를 착용하지 않은 손으로 통전중인 220[V] 전원선을 접촉한 상태에서 센서가 부착된 잔존근육을 수축하도록 하였다. 이때 근전위 센서의 전원 잡음에 대한 최종 MS 출력신호의 영향을 조사하였다(그림6 참조).

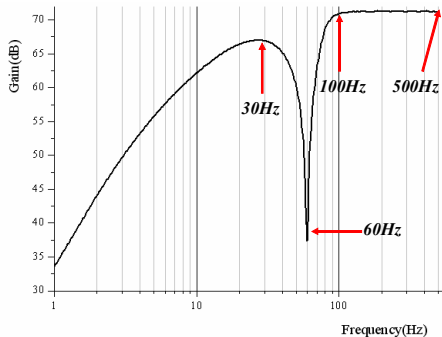


그림 4 제작된 회로부의 차동증폭기에서 교류증폭기까지의 주파수 이득

Fig. 4 Frequency gain from the differential amplifier to ac amplifier of the fabricated signal processing circuit.

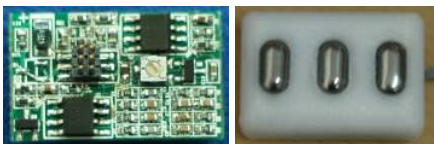


그림 5 제작된 회로부 PCB 와 조립된 근전위 센서
Fig. 5 Developed PCB and assembled SMES

표 2 가상 근전위 신호의 주파수에 따른 MS 출력과 이득
Table 2. Comparison of the MS outputs according to the frequency of the virtual myoelectric signal.

| f_0 [Hz] | MS output [Volt] | Rising time [msec] | Falling time [msec] | Gain [dB] |
|---------------|---------------------|-----------------------|------------------------|--------------|
| 0 | 0.18 | - | - | - |
| 30 | 1.80 | 97 | 138 | 66.9 |
| 60 | 0.25 | - | - | 40.1 |
| 90 | 4.09 | 84 | 132 | 70.4 |
| 100 | 4.49 | 81 | 129 | 70.8 |
| 110 | 4.68 | 80 | 128 | 71.0 |
| 200 | 5.61 | 75 | 137 | 71.2 |
| 300 | 6.10 | 73 | 138 | 71.2 |
| 400 | 6.41 | 71 | 139 | 71.2 |
| 500 | 6.58 | 71 | 139 | 71.2 |

피검자의 잔존근육을 수축하였을 때의 MS 출력신호는 3.0[V] 이상이었으며, 윽셋 전압은 0.05[V] 이었다. 그리고 통전중인 전원선을 접촉한 상태에서 잔존근육을 수축하였을 때 유도되는 상용 전원 잡음에 의한 MS 출력신호의 윽셋 전압은 각각 0.15[V]로 나타났다. 따라서 전원잡음에 의한 윽셋 전압 상승치는 0.1[V]로서 전동수의 제어시스템에서 문턱치로 주로 사용되는 1[V]와 비교하면 10%정도이기 때문에 무시할 수 있다. 결과적으로 본 연구에서 제작된 근전위 센서가 전원 잡음의 영향을 적게 받는 것을 알 수 있었다.

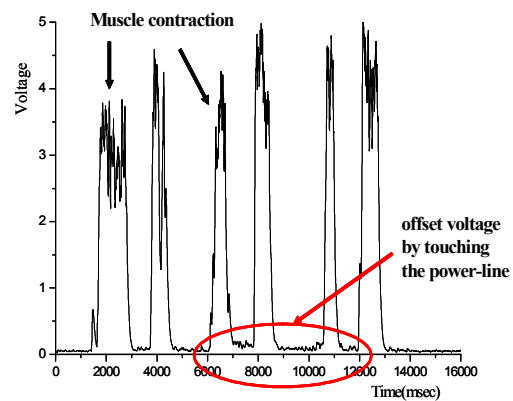


그림 6 전원 잡음에 대한 MS 출력
Fig. 6 MS output for the power line noise

4. 결론

본 연구에서는 절단장애인의 잔존근육 피부와 직접 접촉하는 입력부와 잔존근육에서 발생하는 근전위 신호를 처리하기 위한 신호처리 회로부로 구성되는 전동의수용 건식형 표면 근전위 센서를 제작하였다. 입력부는 두개의 입력전극과 한 개의 기준전극으로 구성하였다. 신호처리 회로부는 대역통과 필터를 갖는 차동 증폭기, BRF, 교류증폭기, 레벨 회로로 설계하였고 정상인의 손목 굽힘 근육으로부터 취득한 근전위 신호를 주파수 해석하여 제작된 입력부의 형상과 간격에 따른 출력신호의 에너지를 조사한 결과 A형의 $k = 1.8$ [mm]가 가장 높은 에너지를 나타내었다.

실험의 결과를 통하여 기준전극의 형상이 막대형인 A형의 $k = 1.8$ [mm]인 입력부에 제작된 회로부의 PCB를 내장하여 조립된 근전위 센서를 가지고 전동의수를 사용하고 있는 절단장애인을 대상으로 인체에 유도되는 전원 잡음에 대한 실험을 수행하였다. 결과적으로 본 연구에서 제작된 근전위 센서가 전원 잡음의 영향을 적게 받는 것을 알 수 있었으며 따라서 개발된 근전위 센서가 전동수에 사용이 가능하다는 것을 알았다.

향후에는 절단 장애인들이 사용하는 전동수에 개발된 근전위 센서를 장착하여 장시간 임상실험을 수행할 필요가 있으며 다양한 생활환경에서 다양한 상지 절단 장애인을 대상으로 근전위 센서에 대한 성능평가 실험을 수행 할 필요가 있다.

참고 문헌

[1] M. Ferdjallah, J. J. Wertsch, and G. F. Hams, "Effects of Surface Electrode Size on Computer Simulated Surface Motor Unit Potentials," *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 39, 1999, pp. 259-265.
[2] K. D. Englehart and B. Hudgins, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, No. 7, July 2003, pp. 848-854.