

근전외수용 건식형 능동 표면 근전도 전극의 개발

최기원, 문인혁, 추준욱, 김경훈, 문무성
재활공학연구소

Development of Dry-type Active Surface EMG Electrode for Myoelectric Prosthetic Hand

Gi Won Choi, In Hyuk Moon, Jun Uk Chu, Kyung Hoon Kim and Mu Sung Mun
Korea of Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center
E-mail : gwchoi@iris.korec.re.kr

Abstract

This paper proposes a dry-type active surface EMG electrode for the myoelectric prosthetic hand. The designed electrode is small size for embedding in the socket of prosthetic hand, and it has three leads including the reference of signal. To acquire EMG signal rejected the power noise, a precision differential amplifier and various filters such as the band pass filter, band rejection filter, low pass and high pass filter are embedded on the electrode. The final output of the electrode is integrated absolute EMG (IEMG) obtained by full rectifier and moving average circuits. From experimental results using the implemented dry-type active surface EMG electrode, the proposed electrode is feasible for the myoelectric prosthetic hand.

I. 서 론

매년 교통사고, 산업재해, 혹은 병 등으로 인하여 상하지(upper-lower limb)가 절단된 장애인의 수가 증가되고 있으며, 세계적으로도 이러한 지체 장애인들의 재활 및 정상적인 사회 복귀는 큰 사회적 문제로 대두되고 있다. 이에 따라 미국과 유럽 등에서는 잔존 근육(residual muscle)의 근전도

(electromyogram, EMG) 신호로부터 구동되는 근전외수용(myoelectric prosthetic hand)을 연구 개발하여 상용으로 판매하고 있다[1]. 이때 핵심이 되는 요소기술의 하나가 잔존 근육의 근전도를 측정할 수 있는 능동 표면 근전도 전극(active surface EMG electrode, ASEE)이다.

본 논문에서는 근전외수에 삽입할 수 있는 ASEE를 제안한다. 먼저 ASSE는 근전외수 사용자의 절단 부위와 연결되는 소켓에 삽입해야하므로 초소형이어야 하며, 근전외수의 착용과 동시에 부착이 이루어져야 하기 때문에 표면 부착형으로 한다. 또한 착탈의 용이성과 함께 장기간 착용하에서도 출력특성이 변하지 않고, 땀과 습기에도 좋은 신호대 잡음특성을 가지기 위해 건식형 전극으로 제작하여야 한다. 잡음을 제거한 근전도 신호만을 취득하기 위해 전극자체에 능동형 증폭기, 대역통과 및 대역저지 필터를 내장한다. 또한 근전도 신호로부터 근전도신호의 크기만을 얻기 위하여 전파정류 및 이동평균(moving average, MAV) 검출기를 내장하도록 설계한다.

본 논문에서 제안되는 ASEE의 필터부에 대한 성능을 시뮬레이션과 임상 실험을 통하여 검증하였다.

II. 본 론

2.1 근전도

모든 살아 있는 생체 세포는 막으로 둘러싸여 있는 데 이러한 막들 사이로 이온들이 전달되어 질 수 있기

때문에 막으로 둘러싸여진 세포들 사이에는 전위가 존재하게 된다. 생체세포에 미세선 전극을 삽입하여 막 전위를 측정하면 보통 90 mV 가 측정된다. 생체 근육에서 발생하는 활동전위(action potential)는 근육세포내의 K^+ , Na^+ 이동으로 나타난다(그림 1 참조). 주로 Na^+ 많이 활동함으로서 활동전위의 크기는 커지게 된다. 한 세포의 소극 작용(depolarization)이 막들 사이로 이온들이 침투하는 양상들을 변화시키면서 활동전위가 발생한다. 신경뉴런에서 발생된 활동전위는 세포의 축삭(axon)을 따라 전파되며 화학적인 전달작용으로 인해 전기적인 충격이 근섬유에 전해지게 된다.[2]

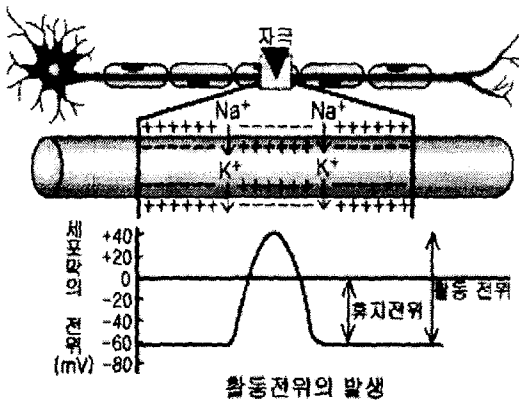


그림 1. 생체 근육에서의 활동 전위.

근섬유막(muscle fiber membrane)이 소극되면 소극작용은 섬유의 양방향을 따라 전파되어 수축의 파형을 야기한다. 이러한 근섬유막의 소극작용은 작은 전기적인 전위를 나타내게 된다. 그러나, 모든 근섬유가 동시에 소극되거나 근육의 긴장상태로 되는 것은 아니기 때문에 여러 근섬유의 전위 움직임의 중첩을 통해 복잡한 양상의 전위형태가 나타난다. 근섬유의 속으로 삽입된 전극이나 피부에 부착된 전극을 통해 이러한 전위를 감지해 낼 수가 있는데 이를 근전도 신호라 한다. 이때 상용 전원 노이즈나 계측기 노이즈도 함께 감지될 수 있다. 이러한 노이즈는 여러 필터를 통하여 제거하여야 한다. 즉 근전도는 근육이 수축할 때 생기는 활동 전위를 적당한 방법으로 유도하여 증폭 및 기록하는 것을 말한다. 따라서 피검자가 피검근을 임의로 수축(voluntary contraction) 시킴으로써 자신의 운동 의도를 전달할 수 있다.

이러한 근전도는 0~10mV의 진폭과 0~10kHz의 주파수 대역의 특성을 나타낸다. 하지만 95%이상의 에너지가 30~500Hz에 집중되어 있다고 알려져 있다. 따라서 ASEE는 증폭기의 이득과 동적범위, 입력 임피던스, 주파수 응답, 동상전압 제거비(common mode rejection Ratio,

CMRR) 특성 등을 고려하여야 한다. 특히 상지 절단 장애인들의 잔존 근육 형태는 정상인과 많이 다르고 움직임도 작다. 따라서 근전도의 사용자 잔존 근육에서 얻을 수 있는 근전도는 상당히 미약하고 불안정하다. 따라서 본 연구에서는 큰 CMRR 가지면서 미약한 근전도를 측정할 수 있고, 기준점(reference signal)을 전극의 가운데에 위치시킨 3점식 진식형 ASSE를 제안한다.

2.2 능동표면 근전도 전극(ASSE)의 설계

본 연구에서는 먼저 3점식 ASEE의 회로를 설계하였다(그림 2 참조). 피부와 접촉되는 회로의 입력단은 차동 증폭기를 적용하여 동상전압을 제거함과 동시에 1차 증폭한다. 이때 장애인마다 근전도의 출력 특성이 다르기 때문에 CMRR 은 80dB 이상이 되며, 증폭 이득은 가변 저항을 이용하여 1~80dB로 조절할 수 있도록 하였다. 그리고 입력단에서 발생하는 신호의 왜곡이나 감소를 막기 위해 10MΩ의 고 입력 임피던스를 갖도록 설계하였다.[3]

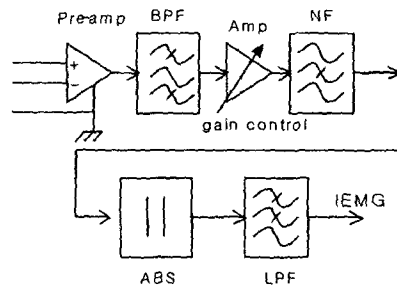


그림 2 설계한 필터부와 정류 회로부 개념도

차동 증폭기를 통과하면서 증폭된 신호는 30~500Hz의 대역통과필터(band pass filter, BPF)를 거쳐서 근전도 신호 성분만을 추출한다. 본 연구에서는 1차 수동형 저역통과 필터(low pass filter, LPF)와 고역통과 필터(high pass filter, HPF)를 직렬로 연결하였기 때문에 출력신호는 감쇠되어 나타난다. 따라서 BPF를 거친 신호는 20dB 증폭하였다. 그리고 대역통과 필터를 통과한 신호는 상용 전원에 의한 60Hz 전원 노이즈가 포함되어 있기 때문에 이 전원 노이즈는 대역저지 필터(band rejection filter, BRF)를 사용하여 제거하였다. 이때 BRF의 R, C 능동(passive) 소자만으로는 Q를 크게 할 수 없으나 OP 앰프의 플리스 귀환을 이용하여 Q의 특성을 개선하였다. 결국 BRF의 Q를 개선하여 60Hz를 중심으로 좁은 대역에서만 신호의 감쇠가 일어나도록 설계하였다[4]. 증폭된 신호는 근전도의 제어 신호원으로 사용하기 위하여 전파 정류 및 MAV 검출기를 거쳐 1Hz LPF로

리플을 제거한 IEMG(integrated absolute EMG)를 최종적으로 출력한다.

2.3 ASSE의 시뮬레이션

실제된 필터부와 전파정류 회로부는 시뮬레이션을 통하여 검증하였다. 표 1의 사양을 기반으로 설계된 ASSE의 회로는 Pspice(Ver. 6.2)로 시뮬레이션 하였다. 시뮬레이션에서 필터부에 입력된 신호원은 30, 50, 60, 100 120, 150, 200, 300 400, 500, 1000Hz 의 주파수를 가진 0.1V의 정현파를 합성한 신호를 사용하였다.

표 1. ASSE의 사양

modules	type	range
filter	HPF	fc=30 Hz
	LPF	fc=500 Hz
	Notch	fc=60 Hz
	gain	40~80dB
	output	-0.5~+0.5 V
envelope detector	LPF	1Hz
	gain	20dB
	output	0~4.2 V
input power	DC	6 V
	current	1mA max.
internal power	positive	+2.5V
	negative	-2.5V

신호원은 필터부를 거치면서 증폭되어 크기가 증폭되었고, 위상도 거의 일치함을 볼 수 있었다. 그림3 은 각 주파수 대역에서의 이득을 보드선도를 통하여 보여주고 있다. 30~500Hz 의 BPF 및 60Hz BRF 성능이 우수함을 보여 준다.

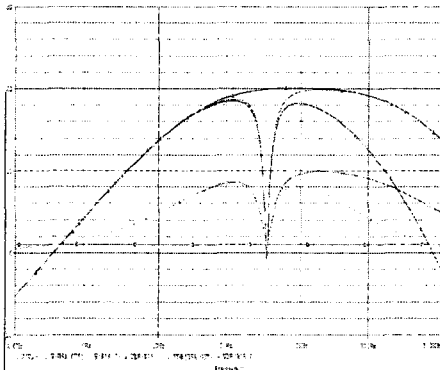


그림3. 시뮬레이션 결과 보드 선도.

2.3 능동표면 근전도 전극의 제작

본 연구에서 제안하는 ASSE는 차동증폭기의 두 입

력과 기준점의 간격이 좁게 나열된 3점식이기 때문에 피부와 전극 사이의 전해질이 땀이나 오염물질과 반응하여 잡음을 유발하기 쉽다. 따라서 전극의 리드(lead) 간의 간격과 크기를 고려하여 제작하였다. 그리고 ASSE가 근전도의수에 내장되기 위해서는 소형이어야 하므로 그림 4와 같은 18×29×4 mm 크기를 갖는 ASSE를 제작하였다.

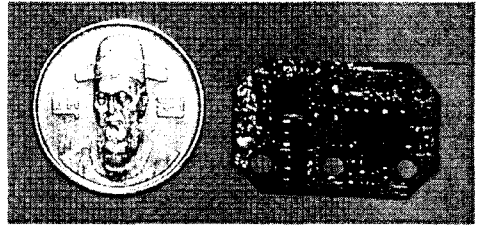


그림 4. 제작한 ASSE

제작한 ASSE의 PCB 내에는 6V 단일 전원 입력으로부터 ± 2.5V 양극 전원을 생성하는 전원부와 필터 및 증폭기, 전파 정류기, 그리고 MAV 출력부 모두가 내장되어 있다. ASSE의 리드로는 일반적으로 부식되지 않는 금속 재료를 사용한다. 본 연구에서는 리드의 적용에 앞서 부착형 전극에 리드를 배선하여 실험하였다. 그림 5는 정상인의 전완부에 전극 리드를 부착하고 피검자가 주먹을 쥐고 폼을 반복하였을 때 측정된 결과이다. 그림 5에서 CH1은 입력된 근전도 신호, CH2는 MAV, 그리고 CH3은 1Hz LPF를 통하여 리플을 제거한 IEMG 출력이다. IEMG의 최대치는 ASSE의 내부 전원이 ± 5V일 때 약 3.4V였다. 그림 6은 실험 장면이다. 실험에 사용된 오실로스코프는 Locroy사의 9354TM이다.

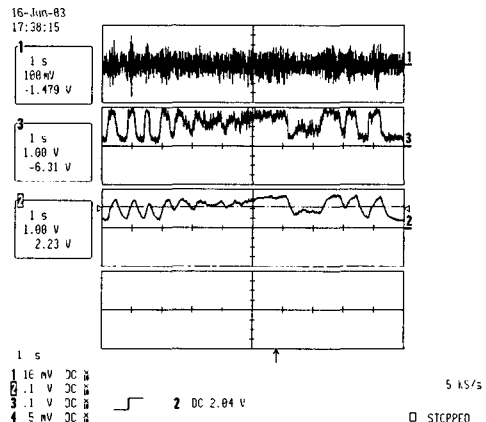


그림 5. 정상인의 파지동작에 의한 상완 근전도 측정결과

현재 정상인에 대한 근전도 신호만을 측정하였는데 앞으로 절단 장애인을 대상으로 실험을 수행할 예정이다. 실용화에 앞서 전극의 재료에 따른 입력단의 상세 설계 및 근전신호의 모델링이 필요하다.

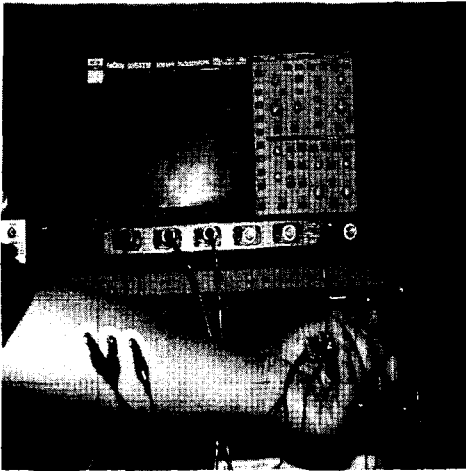


그림 6. ASSE 실험 장면

Acknowledgement

본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.(과제 번호 : 02-PJ3-PG6-EV03-0004)

참고문헌

III. 결론

본 연구에서는 ASEE의 회로부를 설계하고 회로부의 각 필터부와 전과정류부의 회로를 시뮬레이션을 통하여 검증하였고 기준점을 전극의 가운데에 위치시킨 3점식 프로토타입의 ASEE를 제작하여 실험하였다. 제작된 ASSE에 리드선을 연결하여 정상인을 상대로 한 실험에서는 근전도의 신호원으로 충분히 사용이 가능한 출력신호를 보여 주었다. 따라서 실험에 사용한 ASEE를 이용하여 측정된 결과로부터 향후 실용화 ASEE에 적용할 수 있는 것으로 사료된다.

- [1] R. Okuno, K. Akazawa, M. Yoshida, " Biomimetic Myoelectric Hand with Voluntary Control of Finger Angle and Compliance" *Frontiers Med. Biol. Engng*, Vol. 9, No. 3, pp. 199-210, 1999
- [2] "팔 절단 장애인용 촉각 동력의수 개발" 1997. 포항 산업과학연구원
- [3] R. Pall s-Areny and J. G. Webster, " AC Instrumentation Amplifier for Bioimpedance Measurement", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 40, No. 8 pp 830-833, August 1993
- [4] 아날로그 IC 활용 핸드북, 1998