

EMG신호 센싱과 로봇팔의 수직제어시스템 구현

한상일* · 류광렬* · 허창우*

*목원대학교

Realization for EMG Signal Sensing and Vertical Control System of Robotizing Arm

Sang Il Han* · Kwang Ryol Ryu* · Chang Wu Hur*

*Mokwon University

Email : ryol@mokwon.ac.kr

요 약

본 논문은 근전도 신호를 검출하고 로봇팔의 수직제어시스템을 구현하기 위한 연구이다. EMG 신호는 사람의 팔 근육에 흐르는 미세한 생체신호가 표면전극센서에 의해서 사용하여 검출되고 고성능 증폭, 필터링, ADC과 로봇팔의 서보 모터 구동 시스템으로 구현된다. 실험은 팔근육 움직임에 따른 EMG신호와 로봇팔의 다단계 수직제어 각도를 모니터링한다. 시스템의 실험결과 수직제어각도는 2도 정도이며 평균오차는 5%이다.

ABSTRACT

A realization for EMG signal sensing and vertical control system of robotizing arm is presented in this paper. The system is realized that a fine EMG bio-signals of humans' arm muscle are detected by surface electrode sensor, making a high performance amplifier and filtering, converting analog into digital signal and driving a servomotor for robotizing arm. The system is experimented by monitoring multiple step vertical control angles of robotizing arm corresponding to EMG signals in moving arm muscles. The experimental result are that the vertical control level is measured to around 2 degrees and mean error is 5% approximately.

KEYWORDS

EMG, robotizing arm, electrode sensor, servomotor, vertical control

1. 서 론

사람의 정신과 육체에 의해서 제어되는 컴퓨터화 제어시스템은 인간의 생리현상을 기반으로 하는 HCI (Human Computer Interface) 및 BCI (Brain Computer Interface)시스템에 의해서 구현되고, 인터페이스 시스템의 구성은 생체신호획득, 디지털화 신호, 신호처리, 장치제어 등으로 이루어진다. 이 시스템은 사람의 장애보조장치 및 치료에 이용된다.[1,2] 이 생체전기적신호를 이용한 분야는 생체의 신경세포나 근세포에 의해 발생하는 뉴런의 전기적 활동전위(Action Potential)신호를 센싱하고 신호처리한다. 센싱과 신호처리에는 EEG (Electroencephalography: 뇌전도), EMG (Electromyography: 근전도), ECG (Electrocardiogram: 심전도), EOG (Electrooculography: 안전도), ERG (Electroretinogram: 망막전도)등 있다.[3-10] EEG

는 BCI 구현, ECG는 심장치료, EOG및 ERG는 안구치료 및 보안장치에 이용되고 있다. EMG는 휠체어나 팔과 다리 등의 재활보조 및 안전장치 제어에 활용되며 보트와 같은 제어시스템에 그 응용도가 높다. 신호처리는 특징추출과 특징변환으로 이루어지고 장치에어는 외과적 인공기관 등의 명령으로 구성된다. EMG신호 처리는 크게 임상용 처리와 보철 제어용 처리로 나눌 수 있다. 그중에서 보철 제어용 신호처리는 현재 인공팔 제어연구가 많이 연구 되어 산업용 로봇과 의수나 기타 의료분야에도 많이 사용되고 있다. EMG신호는 다른 생체 신호보다 비교적 진폭이 크고, 잡음에 강하여 신호획득및 처리가 용이하다. 따라서 본 연구는 사람의 팔에서 EMG신호를 센싱하고 신호처리하여 로봇팔을 수직제어하는 시스템을 구현 실험한다.

II. EMG신호 센싱과 로봇팔 수직제어 시스템

2-1 EMG신호 센싱

생체신호 발생과정은 외부 자극에 의해 덴드라이트(dendrite)에서 센싱되어 감각뉴런(sensory neuron)이 발생되고 액손(axon)과 시냅스(synapse)를 통해 인터뉴런(interneuron)과 척수(spinal cord) 통한 운동뉴런(motor neuron)이 발생된다. 이 때 활동전위(action potential)는 70mV이다. EMG 신호는 근육의 수축이나 이완 시 발생하는 전기적 신호로 척수에서 신경임펄스가 발생 되어 운동뉴런을 활성화 시키면 운동단위내의 근섬유가 활성화 되면서 전위차가 발생한다. 이때 발생하는 진폭은 50uv~1mv이고 이때 주파수는 10~3000hz의 신호의 특성이 있다. 그림 1에서 EMG신호 획득 시스템의 순서도를 나타내고 있다. EMG신호 획득에는 침 전극법과 표면전극(surface electrode)을 이용하는 방법이 있다. 침전극은 전문 지식이 필요로 한 사람이 필요하고 측정 대상이 되는 사람에게 통증과 거부감을 주기 때문에 침 전극법 보다는 사용하기 용이하고 측정 대상에게 거부감과 통증을 줄이고 보다 효율적인 표면 근전도법을 사용한다.

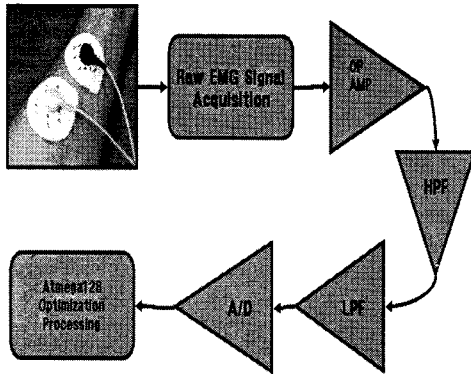


그림 1. EMG신호 획득시스템 블록

표면근전도를 측정하기 위하여 1회용 Ag/AgCl 전극을 사용하여 그림 2에서 보이는 그림같이 표면 EMG신호를 획득한다. 이때 표면전극의 부착위치에 따라 필요로 하는 EMG신호 측정이 달라지게 된다. 수직제어 시스템에 필요한 부분은 이두박근의 EMG신호이다. 이두박근의 경우에 팔을 굽힐때 가장 크게 나오는 근육부분에 측정전극을 부착하고 아래쪽 2cm 부분에 기준전극을 부착한다. 그리고 접지전극을 바깥쪽 3cm 부분에 부착하여 근전도 신호를 획득한다.

EMG신호의 증폭 및 인터페이스 설치는 그림3과 같이 전극, 증폭과 필터, 제어 및 전원으로 구성된다. EMG신호를 획득하여 이를 처리하기 위해 신호를 증폭시키고, 신호는 미세하기 때문에

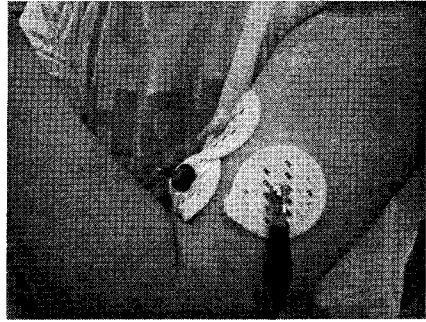


그림 2. EMG 센싱

필요한 신호값을 얻기 위해 차동증폭기를 사용한다. 차동증폭기 저항값의 변화에 따라 신호의 증폭률이 달라진다. 저항 값을 49.45Ω을 연결하여 1000배로 증폭시킨다.

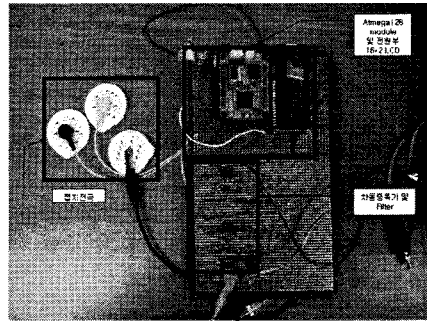


그림 3. EMG시스템 구성 및 인터페이스

EMG에서 필요로 한 신호대역은 10Hz~450Hz 사이에 분포되어있다. 차동증폭기 후단에 10Hz이하의 잡음을 제거하기 위해 HPF를 구성하고 HPF에 이어 450Hz이상의 잡음을 제거 하기 위해 LPF를 구성하여 신호를 통과시킨다. 그리고 A/D 컨버터의 전압레벨을 조정하기 위해 OP앰프를 이용하여 신호값을 획득한다.

그림 4는 근전도 신호를 획득한 과정이며 팔을 180° 자세로 있을 때 출력되는 신호의 값은 일정하게 유지되는 파형이다. 그러나 팔을 굽힐 때 그 신호의 값들은 점점 증가하는 과정이 그림 4에서 관찰된다. 팔이 50°로 유지된 상태에서는 진폭의 크기가 가장 크게 나타난다.

2-2 EMG 신호처리

신호획득과 필터링을 거친 Raw EMG 신호를 받아들여 Processor에 내장 되어 있는 10bit A/D 컨버터를 사용하여 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환한다. 이때 샘플링 주파수는 1000Hz로 설정하여 Raw EMG 신호가 입력된다. 샘플링 되어 들어오는 Raw EMG 신호를 100개의 데이터로 저장하여 이 값들을 제공하여 평균을 구하고 그 값

의 제곱근을 취하여 Raw EMG 신호값을 처리하기 쉽게 RMS값으로 변환한다.

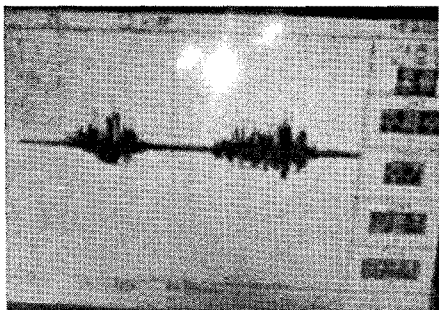


그림 4. EMG신호 파형

$$RMS[n] = \sqrt{\frac{1}{100} \int_n^{100} EMG^2(t)dt}$$

RMS 처리된 데이터를 10개의 구간을 나누워서 각 구간에 맞는 신호 값을 서보모터 제어에 활용하여, 변환된 값을 각 구간에 설정해놓은 모터의 각도로 출력하도록 하여 근전도 신호를 처리하도록 설계하고 또한 그림 3과 같은 LCD창을 통하여 실시간 평균값이 디스플레이된다.

2-3 로봇팔 수직제어 시스템

서보모터 동작방법은 입력펄스에 따라 각도 조절이 가능하다. 그림 5에와 같이 0.7msec펄스에 0°로 시작한다면 1.5msec때에는 90°, 2.3msec때에는 180°각도로 동작 하여, 각 펄스에 따라 각도의 변형이 가능하다. 이때 일정한 펄스로 신호를 주어주면 모터는 그 자리에서 같은 동작을 반복한다. 즉 그 자리에서 멈추어 서있게 된다. 이에 따라 표 1에서 구간별로 설정한 각도에 따라 움직이게 된다. 표 1에 각 구간별 입력시간에 따른 각도의 변환 값을 볼 수 있다. 입력 구간의 설정에서 우선 RMS값의 불규칙한 신호의 값을 10개의 구간별 범위 설정에 각 전압레벨의 크기를 나누어 그 범위를 설정한다. 불안정한 RMS값은 다수의 실험으로 그 평균치를 범위값으로 정해 그 오차의 범위를 최소화 한다.

그림 6은 각 10-20°의 팔 움직임에 따른 각도와 서보모터로 구성된 로봇팔을 구성한 모습이다. 수직제어에 사용되는 모터의 수는 한 개로 제어가 가능하여 서보모터 한 개와 팔을 대신하는 인공물을 이용하여 수직으로 구동 되도록 제작된다.

표 1. 수직제어 각도

구간	1	2	3	4	5
서보모터 각도	180	160	140	120	100
입력시간	0.7msec	0.9msec	1.0msec	1.2msec	1.4msec
구간	6	7	8	9	10
서보모터 각도	90	80	70	60	50
입력시간	1.5msec	1.6msec	1.7msec	1.8msec	2msec

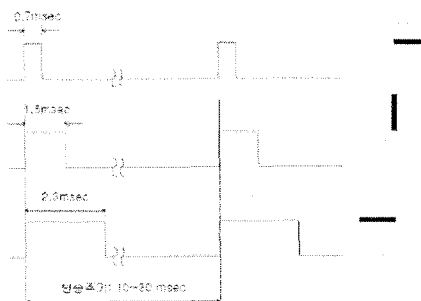


그림 5. 서보모터 제어신호 시간도

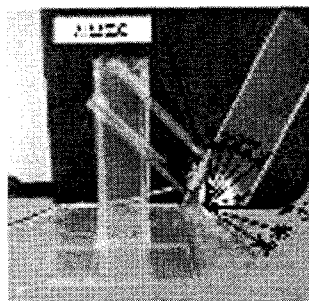
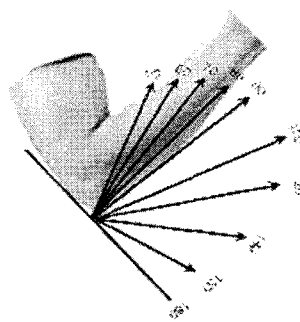


그림 6. 로봇팔 수직제어 과정 및 시스템

III. 실험 및 고찰

8명의 측정대상자로부터 같은 동작을 10번 반복 시도한다. 한번 실험 후 5~6분간의 휴식을 한 뒤 다시 측정하는 방식으로 근육의 피로도가 가장 적게 유지하여 측정값의 오차의 한도를 감소시킨다. 그리고 개개인의 EMG신호의 크기가 다른 점을 고려하여 50°~180° 각도를 50°=0, 180°=100으로 하여 최소, 최고점을 정한다. 측정대상자들의 가장 큰 측정값이 나오는 부분과 가장 작은 측정값이 나오는 부분의 측정값을 이용하여 최소, 최고 지점의 기준점을 정하고 그 측정값들의 평균치를 구하여 수직제어시스템의 동작에 적용한다.

표 2. 측정 평균값과 오차범위

	최고지점	최하지점	평균오차
측정1	98	25	3%
측정2	96	22	4%
측정3	99	28	3%
측정4	100	31	2%
측정5	89	18	5%
측정6	95	23	1%
측정7	97	28	2%
측정8	98	26	4%

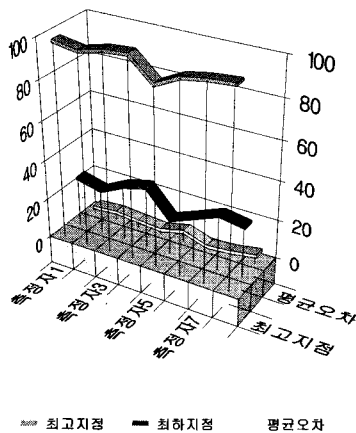


그림 7. 측정값 곡선

표2와 같이 동일한 조건에서 10회 측정 시 최고 지점과 최하지점의 평균값에 각각의 측정값들

의 오차 한도는 5% 이내이다. 여기서 오차는 10회 측정시 일정하지 않은 각각의 값과 기준값에 대한 각각의 오차율을 %로 표시한다.

IV. 결 론

본 논문은 인간의 생체에서 나오는 신호 중 EMG신호를 이용하여 신호를 측정하는 근전도 센서와 센서의 값을 이용하여 다단계로 동작 가능한 로봇 팔을 구현하였다. 실험결과 로봇팔의 수직제어각도는 평균 2도의 정확도이며 평균오차는 5%정도이다. 이 인터페이스 시스템은 인체의 생체 신호를 이용하여 로봇의 구동을 할 수 있다는 점은 사람이 작업하기 어려운 장소나 사람의 할 수 없는 무리한 작업 그리고 군사적 또는 제활의 학 분야에서 활용 될 수 있다. 앞으로 수평과 원 움직임을 추출과 변환 및 제어가 연구 될 예정이다.

참고문헌

- [1] Ranganatha Sitaram, "fMRI Brain Computer Interfaces", IEEE Signal Processing Magazine, pp. 95-106, Jan. 2008.
- [2] Paul S. Hammon, "Predicting Researching Targets from Human EEG", IEEE Signal Processing Magazine pp. 69-77, Jan. 2008.
- [3] Deutsch, Sid and Deutsch Alice, Understanding the Nervous System, IEEE, 1999.
- [4] 이규진, 안상면, 권영철, 이명호, "인공팔의 제어를 위한 근전도 신호의 패턴분류", 1984.
- [5] 최창목, 한효영, 하성도, 김정, "지체장애인을 위한 근전도 기반의 컴퓨터 인터페이스 개발", 한국과학기술원 CAD/CAM연구센터
- [6] 추준욱, 최규하, "근전도의 제어시스템에 관한연구" 전기학회논문지, pp. 214-221, 2007
- [7] 홍석교, 고영길, 유근호, "EMG신호의 패턴인식을 이용한 동작판정에 관한연구", 한국자동제어학회지의논문집, 한국과학기술대학, pp. 694-698, 1987
- [8] Guidetti, L. ; Rivellini, G. ; Figura, F. "EMG Patterns During Running: Intra- and Inter-individual Variability", pp. 412-420, 1987
- [9] Barry Keane, "EEG Phasic Event Detection By MicroComputer", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-25 pp. 297-299, 1978
- [10] Paul B. Brown, Lavi Malhotra, "A 60-Hz Harmonic Eliminator", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-25 pp.392-397, 1978.