생체 근육 신호를 이용한 보철용 팔의 제어

유재명*(중앙대 대학원 기계공학부), 김영탁(중앙대 기계공학부)

Prosthetic arm control using muscle signal

J. M. Yoo(Mechanical Eng. Dept. CAU), Y. T. Kim(Mechanical Eng. Dept., CAU)

ABSTRACT

In this paper, the control of a prosthetic arm using the flex sensor signal is described. The flex sensors are attached to the biceps and triceps brchii muscle. The signals are passed a differential amplifier and noise filter. And then the signals are converted to digital data by PCI 6036E ADC. From the data, position and velocity of arm joint are obtained. Also motion of the forearm ? flexion and extension, the pronation and supination are abstracted from the data by proposed algorithm. A two D.O.F arm with RC servo-motor is designed for experiment. The arm length is 200 mm, weight is 4.5 N. The rotation angle of elbow joint is 120° . Also the rotation angle of the wrist is 180° . Through the experiment, we verified the possibility of the prosthetic arm control using the flex sensor signal. We will try to improve the control accuracy of the prosthetic arm continuously.

Key Words : 재활공학(rehabilitation engineering), 생체 근육 신호(bio-muscle signal), 보철용 팔(prosthesis arm), 플렉스 센서(flex sensor)

1. 서론

사회가 발달함에 따라 산업재해, 교통사고, 질병 등에 의한 후천적 장애자의 수가 증가하고 있으며 의료기술의 발달에 따른 고령자의 수도 급증하고 있다. 이에 따라 장애자 및 고령자의 상실 혹은 마비된 인체의 기능을 대신할 수 있는 의료용 로봇이 많은 관심을 받고 있다.

의료용 로봇 특히, 인공 의수 등 보철 장치에 관한 연구는 1949 년 IBM에서 외부 동력을 이용한 인공 의수를 제작함으로써 시작되었다. 그 후 1971 년 Kreifeldt 는 생체에서 나오는 신호를 전기 모터의 제어 신호로 사용하려는 시도를 하였다.[1] 또한 1981 년 Stulen은 근육이 손상되지 않고 수족이 절단된 사람들에게서도 전기 신호가 검출됨을 증명하였다.[2] 이 두 연구 결과로 인해 생체 신호를 이용한 의수 제어 연구는 지금까지 활발히 진행되고 있다.

생체 신호를 이용한 의수 제어는 팔의 동작을 인식하는 신호 처리 부분이 매우 중요하다. 이것은 크게 두 가지 방법으로 나누어 진다. 하나는 팔 동작의 특성을 반영하는 특징 파라미터를 추출하는 것으로 1984 년 Stuler 에 의해 제안되었다.[3] 그 후 10 여 년 동안 많은 연구자들은 특징 파라미터를 추출하기 위한 여러 가지 방법을 시도하였다.[4-6] 또 다른 방법은 근전도 신호들 자체가 각기 다른 특징을 가지고 있다고 가정하고 그 특징들을 파악하여 패턴을 분류하는 것이다. 이것은 1975 년 Guaupe가 시계열 인식과정 기법을 이용하여 처음으로 시도하였다.[7] 최근에는 신경 회로망, 인공지능, FFT 기법 등을 이용하여 특정 부위의 다양한 동작 분류 기능을 가지는 보철 제어 연구가 계속 진행 중이다.[8-10]

인공 의수를 제어하기 위한 제어 신호로 보통 근육을 움직일 때 발생하는 전압 신호인 EMG (electromyograph) 신호를 많이 사용한다. 이 신호는 근육의 표면에 1 회용 전극(electrode)을 붙여 얻을 수 있다. 이 전극은 사용하기에는 편리한 장점이 있으나 노이즈가 많이 발생되고, 전류가 잘 통하도록 유약을 발라 사용해야 하는 단점을 가진다. 그리고 의수의 동작 속도를 일정하게 하거나 근육을 수축할 때 힘을 주는 정도와 비례적으로 증감하는 근전도 신호의 진폭 크기에 따라 속도를 제어할 수 있도록 한다. 또한 가능한 동작 수만큼의 제어 신호가 필요하다. 즉 자유도와 기능의 수가 증가된 의수의 경우, 실제 사용 가능한 근육 군들의 수는

적기 때문에 다 기능의 의수를 제작하기에는 많은 어려움이 따른다.

따라서 본 연구에서는 플렉스 센서(flex sensor)를 사용하여 굽힘(flexion)과 펴짐(extension) 그리고 내전(pronation)과 외전(supination)의 두 가지 기능을 분리한다. 또한 분리된 기능의 관절의 각도와 속도를 추정한다.

먼저 센서를 팔의 상완이두근과 상완삼두근에 단단히 밀착시켜 고정한다. 이 센서에 의해 팔의 구부러진 정도가 측정된다. 이 측정된 신호들은 제안된 알고리즘을 통해 두 가지 운동으로 분리된다. 그리고 분리된 운동으로부터, 측정된 위치와 속도로 인공 팔을 동작시킨다. 실험을 위해 사용된 인공 팔은 RC 서보 모터를 내장한 2 자유도의 팔이다. 팔의 전체 길이는 200 mm 이며, 무게는 4.9 N 이다. 또한 팔꿈치 관절의 회전 각도는 120 도, 손목 관절의 회전 각도는 180 도이다.

2. 센서 부착위치와 신호처리

참고문헌 (11)에는 센서의 특성과 부착 위치에 관한 연구내용이 언급되어 있다. 센서는 미국 Abrams Gentile 사의 플렉스 센서로서, 이것은 굽힘량에 비례하는 신호가 출력되는 일종의 전기 저항형 센서이다. 센서의 저항값은 최소 10kΩ 에서 최대 40kΩ이며, 센서를 구부리기 위해 필요한 힘은 약 0.049N이다.

이 센서를 굽힘과 내전에 관계하는 상완이두근(biceps brachii muscles)과 외전을 담당하는 상완삼두근(triceps brachii muscles)에 부착시키고 공기를 주입하는 수동용 혈압 측정용 장치를 이용하여 피부에 단단히 밀착되도록 하였다.

센서의 출력 전압은 입력 전압에 따라 달라진다. 본 연구에서는 입력 전압을 5V 로 사용하였고, 증폭기를 통과한 후 센서의 출력 전압의 범위는 ±5V 이내 이다. 그리고 노이즈를 제거하기 위해 1 차 저역 통과 필터(Low Pass Filter)를 사용하였다. 사용된 앰프와 필터는 Texas Ins. 사의 INA 118 과 OP07C 이고 제작된 필터의 차단 주파수는 500 Hz이다.

3. 실험장치와 방법

3.1 A/D 변환

필터를 통과한 두 개의 신호는 AD 변환 과정을 거친다. 본 연구에서 사용된 AD 변환기는 NI 사의 PCI 6036E 로서 16Bit 분해능, 최대 샘플링 비율이 200kS/s 이다. Table 1 에 PCI 6036E 의 간략한 규격을 나타낸다.

Table 1 Specification of the PCI 6036E

Model	PCI 6036E
Analog Inputs	16 SE / 8 DI
Input Resolution	16 bits
Max Sampling Rate	200kS/s
Input Range	±0.05 to ±5V
Analog Outputs	2
Output Rate	10kS/s
Output Range	±5V
Digital I/O	8
Counter/Timers	2, 24-bit

3.2 인공 팔

본 연구의 실험을 위한 간단한 2 자유도의 로봇 팔을 제작하였으며 Fig. 1 은 그 사진이다.

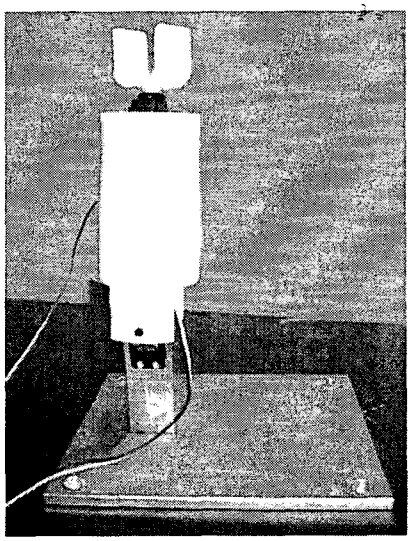

Fig. 1 Overview of the arm

제작된 팔의 액츄에이터는 HITEC 사의 RC 서보 모터이다. 팔꿈치와 손목의 관절로 사용된 모터는 각 각 HS225MG 와 HS81MG 로서 Table 2 에 각 규격을 나타낸다.

Table 2 A specification of the actuator

	HS225MG		HS81MG	
Power supply	4.8V	6.0V	4.8V	6.0V
Torque (kg• ㎝)	3.9	4.8	2.6	3.0
Speed	0.14	0.11	0.1	0.09
Size (mm)	32x17x31		30x12x30	
Weight (g)	31		19	
Apply joint	Elbow		Wrist	

그리고 팔을 고정하는 부품의 재질은 알루미늄 합금강을 사용하였다. 그리고 무게를 가볍게 하기 위해 나머지 부품의 재질은 PVC 로 제작하였다. 제작된 팔의 기본 규격은 Table 3 에 보인다.

Table 3 Specification of the arm

Number. of D.O.F		ea	2
Total weight		kg	0.5
Maximum Height		mm	200
Rotation Angle	Elbow	deg	±60
	Wrist	deg	±90

3.3 실험 방법

근육의 휘어짐 정보를 얻기 위한 신호 처리 과정은 Fig. 2 에 블록 다이어그램으로 나타낸다.

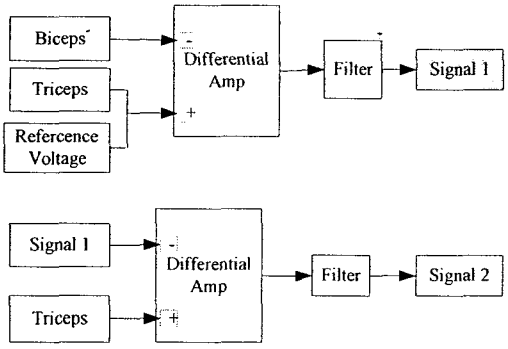

Fig. 2 Block diagram of the signal process

이렇게 얻어진 두 개의 신호는 AD 변환에 의해 디지털 데이터들로 변환된다. 그리고 이 데이터들은 작성된 컴퓨터 프로그램에 의해 PWM (pulse width modulation) 신호로 변환되어, 각 모터로 전송된다.

4. 실험결과

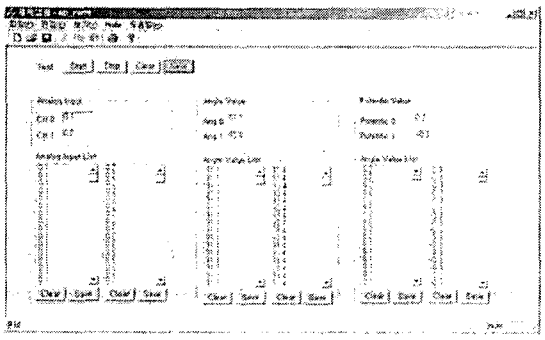

Fig. 3 monitoring program of the each input

Fig. 3 은 모든 신호들을 각도로 변화하여 모니터링 할 수 있는 프로그램이다. Fig. 3 에서 왼쪽의 값들은 상완이두근과 상완삼두근에서 얻은 팔의 위치를 각도로 출력한 것이고, 가운데 표시된 값들은 모터를 구동하기 위해 출력되는 PWM 값을 각도로 변환하여 표시한 것이다. 마지막에 표시된 값들은 모터의 위치를 측정하기 위해 부착된 포텐셔미터의 값들을 각도로 환산하여 나타낸 것이다. 이 값들을 각 각 저장하여 입력 값과 출력 값을 비교하였다.

Fig. 4 와 Fig. 5 에 굽힘과 펴짐 운동 시 운동 속도를 다르게 하여 발생되는 실제 팔의 위치와 모터의 위치 그리고 컴퓨터에서 발생되는 PWM 출력을 표시하였다.

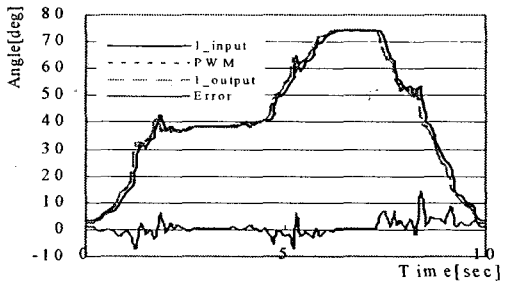

Fig. 4 Flexion and Extension – slow speed

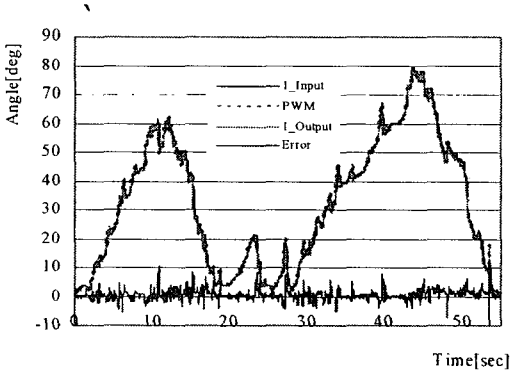

Fig. 5 Flexion and Extension – fast speed

Fig. 4 와 5 에서 보듯이 실제 팔에서 입력된 각도 값과 모터의 포텐셔미터에서 측정된 각도 값은 ±8 도 정도의 오차를 갖는 것을 알 수 있다.

Fig. 6 은 내전과 외전에 관한 움직임이다. 이 경우에는 실제 팔과 인공 팔의 움직임이 일치함을 알 수 있다.

Fig. 7 에 굽힘과 펴짐의 운동과 내전과 외전의 두 가지 운동을 동시에 측정하여 나타낸다. Fig. 7 에서 알 수 있듯이 굽힘과 펴짐 운동 중에는 내전과

외전의 움직임은 나타나지 않는다.

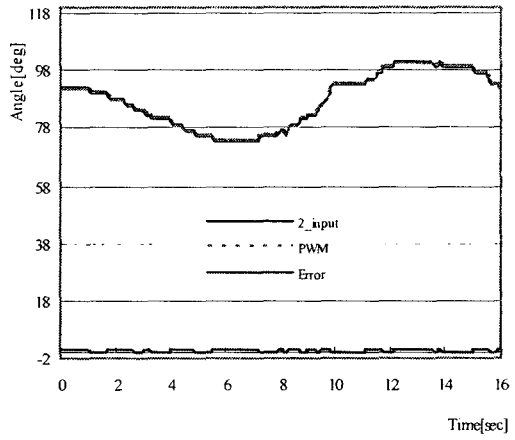

Fig. 6 Pronation and Supination

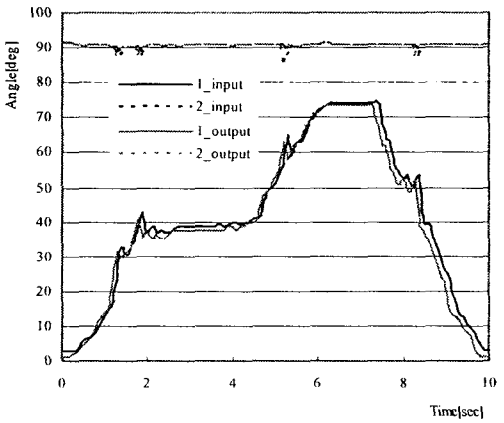

Fig. 7 Motion of the arm

5. 결론

본 논문에서는 플랙스 센서를 이용한 인공 팔의 제어에 대하여 기술하였다. 센서신호로부터 팔의 굽힘과 펴짐 그리고 내전과 외전의 두 가지 운동을 분리하는 알고리즘을 제안하였으며 실험을 통해 그 유용성을 입증하였다. 실험에서 실제 팔의 위치와 인공 팔의 최대 오차는 관절각으로 나타냈을 때 최대 ±8 도 정도였으나 노이즈 등의 영향이 포함된 것으로 판단된다. 인공 팔의 운동 속도는 실제 팔의 운동 속도와 매우 일치하였다.

향후 보완연구를 통하여 제어 정밀도 향상을 추구하려고 한다.

참고문헌

1. J. Kreifeldt, "Signal versus noise characteristics of filtered EMG used as a control source," IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. BME-18, pp. 16-22, 1971,
2. F. B. Stulen, C. J. Luca, "Frequency parameters of the myoelectric signal as a meaure of muscle conduction velocity," IEEE Tran. Biomedical Engineering, Vol BME-28, pp. 515-523, 1981
3. R. M. Studer, "An algorithm for sequential signal estimation and system identification for EMG signals," IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. BME-31, No. 3, pp. 285-295, 1984
4. S. M. Kay, "Modern Spectral Estimation: Theory and Application," Englewood Clifs, NJ : Prentice-Hall, 1988
5. T. Kiryu, Y. Saitoh and K. Ishioka, "Inverstigation on parametric analysis of dynamic EMG signals by a muscle-sutrutured simulation model," IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. BME-39, pp. 280-288, 1992
6. P. A. O'Neill, "Myoelectric singal characteristics from muscles in residual upper limbs," IEEE Trans. Rehabilitation Engineering, Vol. 2, No. 4, 1994
7. D. Graupe, W. Cline, "Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prostehesis control purposes," IEEE Trans. on System, Man and Cybernetics, Vol. SMC-5, No. 2, pp. 252-259 1975
8. K. Kuribayashi, K. Okimura, T. Taniguchi, "A Discrimination System Using Neural Network for EMG-Controlled Prostheses," Proceedings of IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, pp. 63-68, 1992
9. B. Karlik, H. Pastaci and M. Korurek, "Myoelectric neural networks signal analysis," Proceedings, 7th Mediterranean Electrotechnical Conference, Vol.1, pp. 262-263, 1994
10. S. Park, S. Lee, "EMG Pattern Recognition based on Artificial Intelligence Techniques," IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering, Vol. 6, No. 4, 1998
11. 여인철, 인공 의수의 능동 제어를 위한 근전도 신호 처리에 관한 연구, 한국특허학회지, Vol. 6, No. 4, pp. 7-12, 2003