

재활 로봇 팔 제어를 위한 근전도 신호의 잡음제거에 관한 연구

오 승 환 , 백 승 은, 나 승 유, 이 희 영
전남대학교 전자공학과

TEL: 062-530-1751, FAX: 062-530-1759

Noise Rejection of EMG Signals for the Control of Rehabilitation Robotic Arm System

Seung Hwan Oh, Seung Eun Baek,
Heyoung Lee, Seung You Na
Dept. of EE, Chonnam National University
E-mail : neuron21@moiza.chonnam.ac.kr, se100@moiza.chonnam.ac.kr
syna@chonnam.ac.kr, leehy@chonnam.ac.kr

Abstract

In the rehabilitation robotic arm systems for the disabled with spinal code injury, EMG signals are used in the control of the robotic arm. EMG signals are corrupted by many kinds of noises such as ECG signal, power noise and contact noise of electrode. Noise rejection improves the performance of the EMG pattern classification. In this paper, a variable bandwidth filter (VBF) and wavelet transform are used for the noise rejection of EMG signals and the comparison of SNR is given. Also, some statistical characteristics of features are investigated.

I. 서론

근전도 신호를 통해 신경의 근육제어에 대한 정보와 신체의 움직임에 대한 여러 가지 정보를 추출 할 수 있다. 근전도 (electromyogram: EMG) 신호는 장애인을 위한 재활 로봇(rehabilitation robot) 제어와 근육병 진단 등의 목적으로 사용된다.

EMG 신호는 장애인과 노약자의 상실된 감각을 보충해 주거나 불완전한 활동을 도와주는 재활공학(rehabilitation engineering)시스템에서 이용될 수 있다. 재활공학의 한 예로 재활로봇을 들 수 있는데, 재활로

봇은 행동에 제약이 있는 사용자를 위해 사용된다. 재활 로봇은 다양한 방법을 사용하여 사용자의 명령을 로봇에게 전달한다. 사용자의 명령을 전달하기 위한 대표적인 입력 수단으로는 음성[7], 레이저 포인터[8], 키패드[9], 3차원 입력기[10], Eye Mouse 등이 있다.

키패드나 3차원 입력기는 비 구조화된 환경에서도 사용할 수 있는 장점이 있지만, 사용 대상자가 제한적이다[10]. 척수의 C4, C5 손상환자의 경우는 상체, 및 하체를 움직이는데 심각한 제약을 받는다. 많은 경우 상체의 일부 근육을 움직일 수 있다. 이런 환자의 경우에 몸에 부착한 전극을 통해 측정된 근전도 신호를 처리하여 휠체어의 이동 및 로봇제어, 기타 여러 장치를 제어하기 위한 신호를 발생시킬 수 있다. 근전도 신호는 비 구조화된 환경에서 시스템을 제어하기 위해 사용할 수 있으며, 많은 경우 조이스틱, 키패드, 3차원 입력기 등을 사용할 수 없는 중증 장애인에게도 적용 가능하다. 다른 입력장치에서 쉽게 추출할 수 없는 유용한 정보(팔의 움직임 속도[11], 힘[12])들을 추출하여 이용할 수 있다는 장점을 가지고 있다.

그러나 근전도 신호의 진폭은 보통 수십 μV 에서 수 mV 이므로 주변 환경의 영향을 많이 받아, 측정된 신호에는 잡음이 많다[13]. 인간과 공존하는 환경에서 사용되는 재활 로봇은 높은 안정성이 요구되므로 EMG 신호를 사용하여 로봇을 제어할 경우 잡음제거는 매우 중요하다.

본 연구에서는 근전도 신호의 패턴 분류 성능을 향상시킬 목적으로 EMG 신호의 잡음 제거에 대하여 논한다. 잡음을 제거하기 위하여 가변 대역폭 필터(variable bandwidth filter: VBF)[14]와 Wavelet 변환을 사용하였다. Wavelet 변환을 이용한 방법에서는 미리 결정된 문턱치 보다 작은 값을 갖는 변환 계수를 제거하는 방법을 사용하였다. VBF를 이용한 방법에서는 근전도 신호의 가변 대역폭을 스펙트로그램(spectrogram)을 통해 추정하고 VBF를 사용하여 잡음을 제거하였다. 본 연구에서는 이들 방법을 통해 잡음이 제거된 근전도 신호로부터 추출한 특징(feature)들의 통계적 특성을 비교하였다. 제 2장에서 근전도 신호의 발생원리와 특징에 대해 설명하고, 제 3장에서는 근전도 신호의 패턴 분류를 위한 4가지 특징에 대해 설명한다. 제 4장에서 Wavelet 변환과 VBF를 이용하여 잡음을 제거한 실험결과를 나타내었고, 제 5장에서 결론을 맺는다.

II. 근전도 신호

인체의 근육은 일정한 수의 운동단위를 가지고 있다. 이 운동단위는 중추 신경의 전근(ventral root)에 있는 연접부(synaptic junction)와, 운동축색돌기, 그리고 근섬유 속의 운동종판(motor end plate)으로 구성되어 있다. 각각의 운동단위는 특별한 연접부인 운동종판을 통하여 하나의 운동신경원에 의하여 지배된다. 근육의 수축은 뇌의 운동피질(motor cortex)에서 발생한 신경 임펄스열(impulse train)이 척수를 통하여 각 운동단위에 연결된 신경에 연속적으로 전달됨으로써 이루어진다[1].



그림 1. 근전도 신호의 발생과 측정

운동신경원에 전달된 활동전위(action potential)는 운동종판에 이르러 일련의 전기 화학 작용을 유발하여 적당한량의 아세틸콜린(acetylcholine: ACh)을 방출한다. 이 방출된 ACh는 연접부의 틈을 넘어 뒤 연접부의 막(post synaptic membrane)을 탈 분극화시킨다. 이러한 탈 분극화 과정은 적절한 극소형 전극을 사용하여 측정할 수 있으며, 측정된 신호를 종판전위(end plate

potential: EPP)라 한다. EPP가 어떤 특성 값에 이를 정도로 충분히 크게 되면, 인접한 근섬유의 활동전위를 유발한다. 그 결과 근육에 힘이 발생하여 단수축(twitch)을 일으킨다. 이와 같이 근육의 수축에 의하여 발생하는 전기 신호를 근전도(electromyogram: EMG)라 한다[1]. 이러한 신호는 근육의 신장, 수축에 따라 변하며 몸을 움직이는 힘과 속도에 따라 달라질 수 있다[2][3].

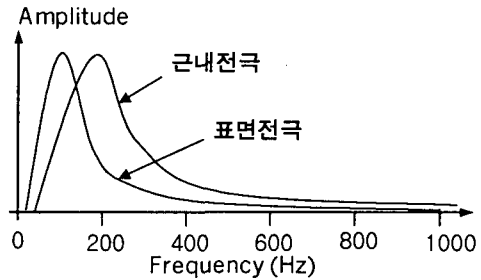


그림 2. EMG 신호의 주파수 스펙트럼

근전도 신호의 주파수 범위는 표면전극의 경우 10Hz에서 1,000Hz 사이이고, 근내전극은 20Hz에서 2,000Hz이다. EMG 신호의 주파수 스펙트럼에서 볼 수 있듯이 대부분의 신호들이 20에서 200Hz 사이에 모여 있고, 1,000Hz에 가까운 주파수를 가지는 성분은 매우 작다[1]. 근전도 신호는 크기가 작고 미약하며($\pm 5mV$) 여러 가지 잡음을 포함하고 있다. 잡음의 종류로는 60 Hz 전원 잡음, 심전도 신호, 신체의 움직임에 의한 전극의 접촉 잡음, RF 잡음 등이 있다. 잡음의 스펙트럼이 근전도 신호의 스펙트럼과 겹쳐질 경우 잡음을 제거하기가 매우 어렵다. LTI필터를 이용하여 고주파 잡음을 제거할 수는 있지만, 근전도 신호 대역 내에 있는 잡음은 제거할 수 없다[4-6]. 본 연구에서는 근전도 신호의 스펙트럼과 겹쳐진 잡음을 제거하기 위하여 VBF와 wavelet 변환을 사용하였다.

III. 근전도 신호 패턴분류를 위한 특징

근전도 신호의 패턴분류에서 특징추출은 매우 중요하다. 신호가 포함하고 있는 본질적인 특성을 유지하면서 신호의 의사성분과 잡음에 둔감한 특성을 갖는 특징 선택은 패턴 분류기의 성능을 좌우한다. 그러나 상기와 같은 특성을 갖는 특징들의 선택은 매우 어렵다. 많은 경우에 잡음은 통계적 측면에서 특징 값의 공간적 분포를 분산시킨다. 그러므로 신호의 잡음제거

는 매우 중요하다. 보통의 경우 근전도 신호의 패턴분류를 위해 아래와 같은 특징을 사용한다[13].

1) 절대적분치(integral absolute value: IAV) : 근전도 신호의 절대 적분치를 나타내는 특징으로서, 일정시간 동안 신호의 절대값을 적분 것이다.

$$X = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x(i\Delta t)| \quad (1)$$

x : 근전도 신호, Δt : 샘플링 시간 간격
 i : 샘플링 순서, N : 샘플 수

2) 분산(variance: VAR) : 근전도 신호가 평균값에서 얼마나 떨어져 분포되어 있는가를 나타낸다.

$$\sigma^2 = E[x^2] - E[x]^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(i\Delta t)^2 \quad (2)$$

$$E[x] = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(i\Delta t) : x \text{의 평균값}$$

3) 영교차수(zero-crossing: ZC) : 근전도 신호가 0점을 지나는 횟수를 나타낸다.

$$ZC = \sum_{i=0}^N q[x(i\Delta t)x((i+1)\Delta t)] \quad (3)$$

여기서 $q(x) \begin{cases} 1, & x < 0 \text{ 인 경우이다.} \\ 0, & \text{그외} \end{cases}$

4) 주파수 성분비(frequency ratio: FR) : 근전도신호를 주파수 변환하여 저주파성분의 전체전력과 고주파성분의 전체전력의 비를 구한 것이다.

$$FR = \frac{F(\cdot)_{(low\ freq)}}{F(\cdot)_{(high\ freq)}} = \frac{F(\cdot)_{(30Hz-200Hz)}}{F(\cdot)_{(200Hz-500Hz)}} \quad (4)$$

$|F(\cdot)|$ 는 근전도 신호의 푸리에 변환이다.

IV. 실험 결과

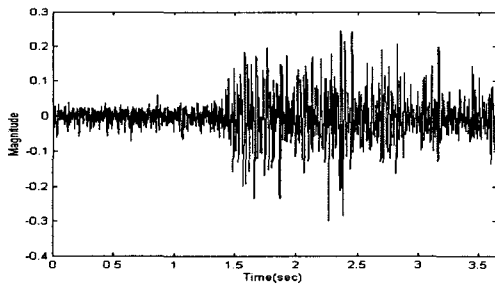


그림 3. Noisy EMG signal

그림 3은 실제 척수손상 장애인이 오른쪽 팔꿈치 굽히기를 했을 때 오른쪽 어깨에서 측정된 근전도 신호이다. 샘플링 주파수는 1000Hz이다. 그림 4는 그림 3의 근전도 신호와 이 근전도 신호의 순시 대역폭을 시간-주파수 영역에서 나타낸 것이다.

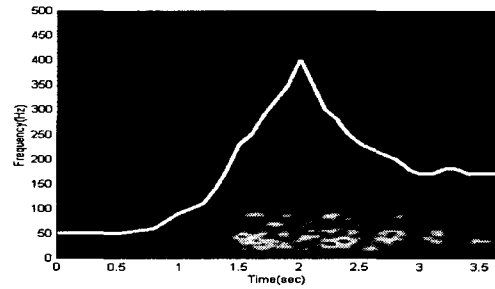


그림 4. Time-frequency representation of EMG signal

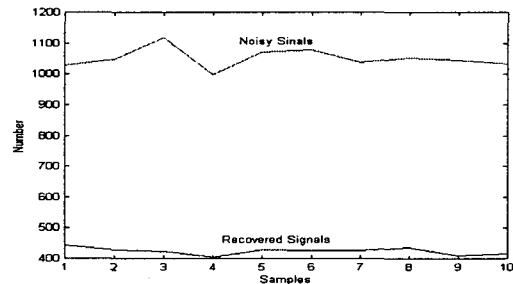


그림 5. Zero-crossing of noisy signal and recovered signal

그림 5는 그림 4와 같은 10개의 근전도 신호와 각각의 신호를 가변 대역폭을 갖는 필터를 이용해 잡음이 제거된 신호의 영교차수(zero-crossing)를 나타냈다.

실험에 이용한 근전도 신호는 환자의 오른쪽 어깨에서 측정된 10개의 근전도 신호를 원신호로 하고 가변 대역폭을 갖는 필터와 Wavelet 변환을 이용한 잡음 제거를 수행하였다. Wavelet은 symlets8을 이용하고, soft thresholding을 사용하였다.

표 1. 원신호와 잡음이 제거된 신호의 특징 비교

특징		원신호	VBF	Wavelet
절대적분치	평균	0.0384	0.0344	0.0204
	분산	3.934e-8	5.218e-8	1.477e-5
분산	평균	0.0039	0.0036	0.0021
	분산	9.615e-10	9.273e-10	1.959e-7
영교차수	평균	1,051	423	364
	분산	9.426e2	1.171e2	1.197e6
주파수 성분비	평균	0.238	0.246	0.043
	분산	4.119e-5	6.939e-18	4.588e-5

표 1은 측정된 10개의 근전도 신호와 가변 대역폭을 갖는 필터를 사용하여 잡음을 제거한 신호, 그리고 Wavelet Transform을 사용하여 잡음이 제거된 신호의 특징에 대한 평균과 분산을 나타냈다.

V. 결론 및 추후연구

본 연구에서는 근전도 신호 패턴 분류기의 성능을 향상시키기 위해 가변 대역폭 필터 및 Wavelet 변환을 사용한 잡음제거에 대하여 논하였다. 이 두 방법을 통해 잡음이 제거된 근전도 신호로부터 추출한 특징(feature)들의 통계적 특성을 비교하였다. VBF를 사용하여 잡음을 제거할 경우 EMG 신호의 패턴을 분류하는데 영교차수가 좋은 특성을 나타냄을 알 수 있었고, Wavelet 변환은 특징 값들의 분산수치가 증가함으로써 패턴을 분류하는데 도움이 되지 못함을 알 수 있었다. 근전도 신호로부터 추출된 특징들은 재활 로봇 제어를 위한 패턴 분류기와, 무선통신을 이용한 24시간 건강모니터링 시스템에 이용할 수 있다. 특히, 24시간 건강모니터링 시스템의 경우 일상 생활에의 적용이 필수적이므로, 전극의 접촉불량에 의한 잡음과 같은 여러 가지 잡음이 섞일 가능성이 높다. 그러므로 정확한 패턴분류를 위해서는 잡음 제거가 필수적이다. 향후, 측정된 근전도 신호의 최적 순시 대역폭을 구하는 알고리즘 개발과 여러 가지 움직임에 의한 근전도 신호들의 패턴을 분류하기 위한 특징 추출이 필요하다.

참고문헌

[1] David A. Winter, 강권 역, 운동생체학 (Biomechanics of Human Movement), 건국대학교 출판부, 1992.
 [2] V.Baltzopoulos and D. A. Brodie, "Isokinetic dynamometer applications and limitations," Sports Med., vol. 8, pp. 101-116, 1989.
 [3] J. M. H. Cabri, "Isokinetic strength aspects of human joints and muscles," CRC Crit. Rev. Biomed. Eng., vol. 19, pp. 231-259, 1991.
 [4] B. Widrow, J. R. Glover, J. M. McCool, J. Kaunitz, C. S. Williams, R. H. Hearn, J. R. Zwidler, E. Dong, and R. C. Goodlin, "Adaptive noise cancelling: Principles and applications," Proc. IEEE, vol. 63, pp. 1692-1716, 1975.
 [5] P. Hoells, "Intermediate frequency side-lobe canceller," U. S. Patent 3202 990, Aug. 24, 1965.
 [6] P. Akkiraju and D. C. Reddy, "Adaptive

cancellation technique in processing myoelectric activity of respiratory muscle," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 39, pp. 652-656, June 1992.

[7] Kazuhiko Kawamura, Sugato Bagchi, Moenes Iskarous, and Magued Bishay, "Intelligent Robotic Systems in Service of the Disabled," IEEE Tr. on Rehab. Eng., vol. 3, No. 1, pp. 14-21, March, 1995.

[8] Kazi, Z. Salganicoff M., Beitler, Chen S., Chester D. and Foulds R., "Direct Manipulation of 3-D Objects Through Multimodal Control: Towards a Robotic Assistant for People with Physical Disabilities," ASEL Technical Report #ROB9509, AI duPont Institute, Univ. of Delaware.

[9] Carol A. Stanger, Carolyn Anglin, Wiliam S. Harwin, and Douglas P. Romilly, "Devices for Assisting Manipulation: A Summary of User Task Priorities," IEEE Tr. on Rehab. Eng., vol. 2, No. 4, pp. 256-265, Dec., 1994.

[10] Jin-Woo Jung, Won-Kyung Song, Heyoung Lee, Jong-Sung Kim, Zeungnam Bien, "A Study on the Enhancement of Manipulation Peformance of Wheelchair-mounted Rehabilitation Service Robot," Proc. of ICORR 99, pp. 42-49, Stanford, California, U.S.A. July 1-2, 1999.

[11] Branda Bigland and O. C. J. Lippold, "The relation between force, velocity and integrated electrical activity in Human Muscles," J. Physiology. Vol. 123, pp. 214-224, 1954.

[12] 김성환 외, "골격근의 근전도 신호 분석을 위한 디지털 신호처리 시스템의 설계," 의공학회지, 제 17권, 제 2호, pp. 155-164, 1996.

[13] 한정수, 김종성, 송원경, 방원철, 이희영, 변중남, "소프트 컴퓨팅 기법을 이용한 근전도 신호의 패턴 분류와 재활로봇 팔 제어에의 응용," 전자공학회논문지, 제 37권, 제 6호 pp.50-63, 2000.

[14] Heyoung Lee and Zeungnam Bien, "Reconstruction of signals with known instantaneous frequency using linear time-varying filter", Electronics Letters, vol. 34, No. 24, pp. 2313-2313, Nov. 1998