

근휴지기 측정을 위한 새로운 문턱치 결정 알고리즘에 관한 연구

김덕영
부천대학 디지털산업전자과
e-mail : dykim@bc.ac.kr

A Study of new Algorithm for Measuring Myo-silent period

Duck-young Kim
Dept. of Digital Industrial & Electrical Eng.
Bucheon University

Abstract

A mechanical or electrical stimulation to the muscle always produces special phenomena, as silent period. Generally, a mechanical stimulation is followed by a single silent period, and an electrical stimulation is followed by multiple silent periods. In this paper, we propose a new algorithm for determining the duration of the silent period.

I. 서론

휴지기(silent period : SP)는 근육의 전기적 활동 신호가 일시적으로 정지된 상태를 뜻한다. 이는 근전도(electromyography : EMG) 상에서 근육의 활동 신호가 갑자기 소멸되는 현상이며, 인체 내의 모든 근육에서 이러한 SP 현상이 나타난다[1]. 근전도를 이용한 검사방법은 근육이나 신경의 상태를 정량적으로 해석할 수 있어 객관적인 진단을 하는데 필요한 요소로 점차 인식되고 있다.

그러나 현재까지 근전도신호와 함께 근육의 휴지기를 측정할 수 있는 시스템은 개발되지 않고 있다. Takada 등[2]은 저작(masticatory)과정 동안의 SP를 측정했다. 그들은 반복된 실험을 통해 얻은 여러 개의 SP를 포함한 근전도 신호를 평활화(smoothing)한 후 평균값을 구하였으며, SP의 시작점과 끝점을 검출하기 위한 배열과정을 거쳐 실험적으로 문턱값을 설정하였다. 그러나 이와 같은 시도는 SP를 실시간(real time)으로 구할 수 없고 평균값을 구해야하며, 문턱치의 결정에 있어서 역시 임의로 수치를 설정하였기 때문에 정확한 SP 측정이 어렵다. 본 논문에서는 CLMS(constrained least mean square) 알고리즘을 통해 근전도 신호에 섞인 60Hz 전원잡음을 제거하고 mCFAR(modified constant false alarm rate)을 이용하여 근육의 수축력의 변화 특성을 정량화 한 후 문턱값을 결정하여 SP를 측정하는 실시간 시스템을 구현하

였다. 또한 측정시 발생하는 전원 잡음은 기존의 CLMS 알고리즘을 수정하여 R-CLMS(reverse-CLMS)라 칭하고 이를 이용하여 전원 잡음을 효과적으로 제거하였으며, median 필터링과 gaussian 필터링을 거친 후 문턱값을 결정하였다.

II. 본론

2.1 adaptive filtering을 이용한 측정 알고리즘

생체 신호를 분석할 때 가장 어려운 점으로 들 수 있는 것은 외부 환경 잡음의 유입이라 할 수 있으며, 대표적인 잡음으로 전원 잡음을 들 수 있다. 이러한 전원 잡음은 신호의 전체 크기를 변화시키는 것과 같은 근전도 신호의 왜곡을 발생시키고 SP측정을 불가능하게 만든다, 본 논문에서는 Connemann[3]등이 제시한 SP 결정 방법과는 달리 각각의 신호마다 SP를 결정할 수 있도록 하였다. 그림 1은 본 논문에서 제안한 SP의 문턱값 결정 알고리즘이며, 각 단계에서 처리되는 근전도 신호의 변화는 그림 2에 나타내었다.



그림 1. SP 측정을 위한 문턱값 결정 방법의 블록선도

SP가 포함된 근전도에서 SP를 측정하기 위해서 우선 window size를 1.2[ms]로 하는 variance 필터링을 하고, 이어서 window size를 10[ms]로 하는 median 필터링을 취했으며, 그 다음 gaussian 필터링을 하여, 이를 통해 문턱값을 결정하였다. 그림 2(a)는 전극을 통해 입력된 근전도이며, 그림 2(b)는 이것을 variance 필터링 한 결과이며, 그림 2(c)는 이 후에 median 필터링을 취한 것이며, 마지막으로 그림 2(d)는 gaussian 필터링 한 결과를 나타내었다.

variance 필터링은 통과대역(passband)안에서 활동전위와 휴지기 사이의 차이를 증폭하는 역할을 한다. $x(n)$ 은 입력신호이며, $x_1(n)$ 은 필터의 출력이다. $w_V(n)$ 은 window 함수이며, L_V 는 window size이다.

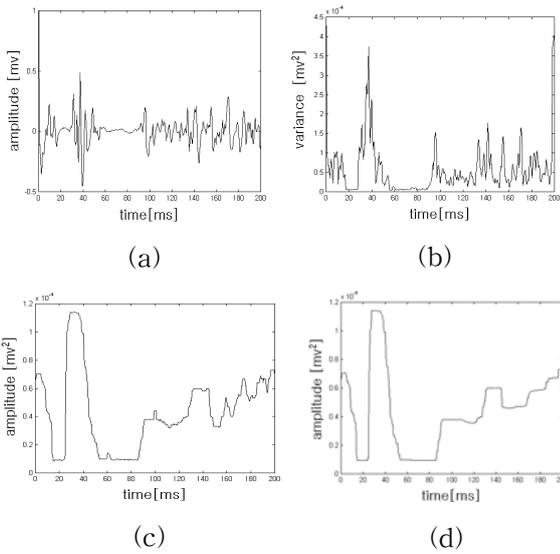


그림 2. 문턱치 결정 블록선도의 각 단계에서의 근전도 신호의 변화 (a) $x(n)$: 원래의 근전도 신호 (b) $x_1(n)$: variance 필터링 결과 (c) $x_2(n)$: median 필터링 결과 (d) $y(n)$: gaussian 필터링 결과

$$x_1(n) = \text{var}(x'(n)) \quad (1)$$

$$x'(n) = x(n)w_V(n) \quad (2)$$

$$w_V(n) = \begin{cases} 1, & 1 \leq n \leq L_V \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \quad (3)$$

median 필터링은 입력을 일정하게 유지되는 구간들과 이들 사이의 경계들로 구성된 함수로 변화하게 한다. 즉, 그림 2(c)와 같이 경계를 보호하고 스파이크(spike)를 없앤다. 식(4)~(6)는 본 논문에서 사용된 median 필터를 나타내고 있다.

$$x_2(n) = \text{Med}(x''(n)) \quad (4)$$

$$x''(n) = x_1(n)w_M(n) \quad (5)$$

$$w_M(n) = \begin{cases} 1, & 1 \leq n \leq L_M \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \quad (6)$$

다음으로 median 필터의 출력을 매끈하게 평활화하기 위하여 gaussian 필터를 사용하였다. gaussian 필터링을 거친 그림 2(d)를 보면 그림 7(c)에 보이는 SP2 기간 중에 돌출된 부분이 사라진 것을 알 수 있다. 아래 식은 gaussian 필터를 나타내고 있다.

$$y(n) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \sum_{j=-m}^m \exp\left(-\frac{j^2}{2\sigma^2}\right)x_2(n+j) \quad (7)$$

식 (7)에서 $x_2(n)$ 는 gaussian 필터의 입력이며, $y(n)$ 는 출력을 나타낸다. gaussian 필터의 주파수 응답 특성은 gaussian 함수의 표준편차 σ 에 의해 결정되며, 이는 식 (8)와 같이 필터의 차단주파수(cut-off

frequency) f_c 에 의해 결정된다.

$$\sigma = \frac{0.1325}{f_c} \quad (8)$$

2.2 결과 고찰

전원 잡음에 따른 SP의 변화를 실험하였다. 그림 3은 60Hz 전원 잡음이 포함된 근전도와 R-CLMS 적응 필터링 후의 근전도 신호를 나타내고 있다. 그림 3(a)는 전기자극을 가하여 발생된 휴지기를 포함하고 있는 근전도 신호이며, 그림 3(b)는 R-CLMS 적응 필터링 후의 신호를 나타낸 것이다.

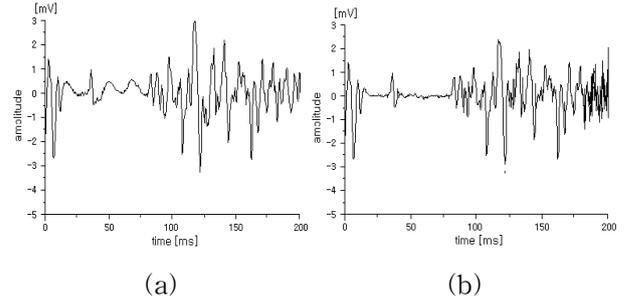


그림 3. R-CLMS 알고리즘에 의해 잡음이 제거된 근전도 신호 (a) 전원 잡음으로 오염된 근전도 신호 (b) R-CLMS 알고리즘을 이용한 적응 필터를 거친 근전도 신호

III. 결론

본 논문에서는 휴지기를 포함한 근전도 신호에서 자동으로 휴지기를 결정하는 알고리즘을 제안하였다. 이를 위해 variance 필터링, median 필터링 및 gaussian 필터링을 통해 문턱값을 결정하는 실시간 측정 알고리즘을 제안하였다. 근전도 신호의 왜곡을 가져오는 전원 잡음 성분의 제거를 위하여 CLMS 알고리즘을 수정하여 R-CLMS 적응 필터를 구현하였다.

참고 문헌

- [1] P. A. Merton, "The Silent Period in a Muscle of the Human Hand", J. Physiol., vol. 114, pp. 183-198, 1951.
- [2] K. Takada, M. Nagata, S. Miyawaki, R. Kuriyama, Y. Yasuda and M. Sakuda, "Automatic detection and measurement of EMG silent periods in masticatory muscles during chewing in man", Electromyogr. clin. Neurophysiol., vol. 32, pp. 499-505, 1992.
- [3] B. J. Connemann, et. al., "A Fully Automated System for the Evaluation of Masseter Silent Periods", Electroencephal. and clin. Neurophysiol., vol. 105, pp. 53-57, 1997.
- [4] M. Ferdjallah and R. E. Barr, "Adaptive Digital Notch Filter Design on the Unit Circle for the Removal of Powerline Noise from Biomedical Signals", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 41, No. 6, pp. 529-536, 1994.