

적용 필터링 알고리즘에 의한 근육 피로도의 실시간 측정

최영한 홍기룡 김철주 김성한  
서울시립대학교 공과대학 전자공학과

Real time muscle fatigue monitoring  
by adaptive filtering algorithm

Y.H. Choi, K.R. Hong, C.J. Kim, S.H. Kim  
Dept. of Electronic Eng., Seoul City Univ.

Abstract

A new approach to the real-time measurement of muscle fatigue by using adaptive filtering algorithm is proposed. Unlike previously reported methods, it can estimate the muscle fatigue at every sample as the EMG signal statistics change. As a result, the muscle conduction velocity ranged between 4.2 - 5m/s at low tension and 3 - 4m/s at fatigue state.

정확한 시지연 측정을 알 수 있는 장점이있다. (5, 6)  
본 연구에서는 지금까지 연구되어온 근피로측정 방법과는 달리 근육의 피로도를 적응 LMS 알고리즘을 이용하여 실시간적으로 측정할 수 있는 새로운 방법을 제시하였다. 이를 위하여 실제로 근육으로 부터 근 신호를 검출하기 위해 S/N비가 높고 신뢰성 및 안정도가 높은 표면전극을 쉽게 제작하였고 적응필터링 알고리즘 적용에 대한 수렴속도 및 필터의 하중벡터를 검토하였으며 부하 변화에 따른 근전도속도를 측정하였다.

1. 서론

근육이 수축할 때 근전도(EMG) 신호는 운동단위(motor unit)들의 자극에 의한 근섬유전위의 시공간적인 합으로서 랜덤신호의 형태를 나타낸다. 특히 근섬유를 따라 진행되는 활동전위의 전도속도 측정은 근피로(muscle fatigue)의 척도로서 근육질환의 임상진단과 스포츠 과학에 응용될 수 있다.

근육이 피로해지면 전도속도는 저하되고 근전도의 고주파 성분이 감소하여 스펙트럼이 저주파영역으로 전이하고 근전도 속도는 전극간격과 도출된 신호의 지연시간의 비로써 측정할 수 있다.

근피로의 측정은 dip 해석법(1), 중간주파수 해석법(2), zerocrossing 해석법(3), cross-correlation 해석법(4) 등이 발표되어있다.

dip 해석법은 스펙트럼의 정확한 dip 위치를 결정하기 어려운 단점이 있고, 중간주파수 해석법은 상대적인 근피로도 측정만 가능한것이 문제점이며, zero crossing 방법은 잡음에 약한 특징이 있고, cross-correlation 방법은 평균적인 전도속도만 측정이 가능하고 연산속도가 느린 단점이 있다.

그러나 이러한 방법 모두는 근피로도의 측정을 데이터 불확실성으로 처리해야 하고 많은 연산시간을 필요로하는 문제가 있다.

근래에 들어 적용 디지털 필터링(adaptive digital filtering) 기법의 발달로 인하여 widrow의 최소평균자승 알고리즘(LMS algorithm)을 이용한 시지연 측정 방법이 제안되었는데 이는 두 입력신호의 통계적성질이 변화하는 상태, 즉 비정상상태(nonstationary state)에서도 필터의 계수(weight)가 적응적으로 바뀌어서 각각 샘플단위로

2. 적응 LMS 시지연 추정기

LMS 적응필터 알고리즘은 시평면에서 필터의 계수를 조정함으로써 매 샘플링 수행시간이 다른 알고리즘에 비해 빠르게 시불변지연(fixed time delay)과 시변지연(time varying delay)의 측정에 공히 응용이 가능한 특징이 있다.

그림 1. 은 추정 알고리즘의 블록선도이다.

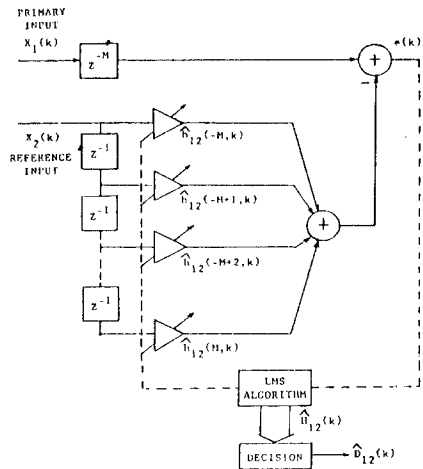


Fig. 1. Block diagram of the LMSTDE algorithm

근섬유 방향에 따라 위치한 표면전극으로 부터의 2개의 신호  $x_1(k)$ 와  $x_2(k)$ 가 입력신호로 사용되며 식 (1)의 필터계수가 매 샘플당 적응적으로 변화한다.

$$\hat{H}_2(k+1) = \hat{H}_2(k) + 2\hat{\mu}_2(k)e_2(k)X_2(k) \quad (1)$$

그리고

$$e_2(k) = x_2(k+M) - \hat{H}_2(k)X_2(k) \quad (2)$$

$$\hat{\mu}_2(k) = \alpha / \hat{\sigma}_2^2(k), \quad \alpha = (1-\beta)/2 \quad (3)$$

$$\hat{\sigma}_2^2(k) = \beta \hat{\sigma}_2^2(k-1) + (1-\beta)x_2^2(k) \quad (4)$$

$$H_2(k) = \hat{h}_2(-M, k) \dots \hat{h}_2(M, k) \quad (5)$$

$$X_2(k) = [x_2(k+M) \dots x_2(k-M)] \quad (6)$$

여기서  $\hat{\sigma}_2^2(k)$ 은 입력  $x_2(k)$ 의 variance 이고  $\beta$ 는 smoothing 파라미터 이며  $\hat{\mu}_2(k)$ 는 시변 convergence 파라미터 이다. 시지연  $\hat{D}_2(k)$ 는 신호들의 샘플순간마다 적응필터계수  $\hat{h}_2(m, k)$ 의 최대값을 출력함으로써 측정하도록 되어있다.

### 3. 실험장치 및 방법

근전도 신호처리를 위한 실험장치는 그림 2. 와 같이 근전도 증폭기, 능동필터, A/D변환기와 데이터처리 및 알고리즘 수행을 위한 IBM PC 로 구성하였다.

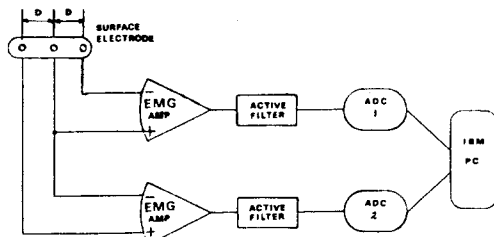


Fig. 2. EMG signal processing system.

근전도 증폭기는 입력임피던스 22M $\Omega$ , 이득 60db, CMRR 100db 이상, 입력잡음 5 $\mu$ V 이하의 조건을 만족하도록 제작하였으며 필터의 대역폭은 10Hz-1kHz로 하였다.

근신호를 검출하기 위한 전극은 습식과 건식이 있는데 습식은 페이스트나 젤리를 사용하여 전극 임피던스를 줄이고 있으나 이러한 물질은 탐과 신체의 움직임에 의해 불안정을 초래하므로 본 연구에서는 건식전극을 쉽게 제작하였다.

건식 전극은 향등을 밀링한 후 크롬도금하여 shell 모양의 구조에 임피던스 정합용 버퍼증폭기 Bi-FET op Amp(LF444)와 함께 내장시켜 드리프트, 전원 잡음 및 간섭현상을 최소로 줄였다. 전극의 간격은 15mm로 하였으며 이두박근(biceps brachii muscle)에 위치시키고 근신호의 샘플링 주파수는 4kHz로 하였다.

실험은 근육의 부하인가에 따라 두가지로 나누어 수행하였다. 첫번째 실험은 피로하지 않은 상태에서 1kg의 무게

를 30초간 손에 들게하여 수행하였고, 두번째 실험은 1분간은 1kg의 저부하를 다음 1분간은 6kg의 고부하를 다시 1분간은 1kg을 들게하여 근피로도를 유도한 다음 정상상태로 회복하는 과정을 측정하였다.

### 4. 실험 결과 및 고찰

본 연구에서는 적응 LMS 시지연 추정기의 필터 weight M 은 30으로 하였는데 이는 전극간격과 샘플링 주파수를 고려하여 선정하였으며 시지연값은 샘플링 주기와  $\hat{h}(m, k)$ 의 최대값이 발생하는 m값의 정수곱으로서 결정된다.

그림 3. 은 9000번째 데이터의 필터 weight를 나타내고 있다.

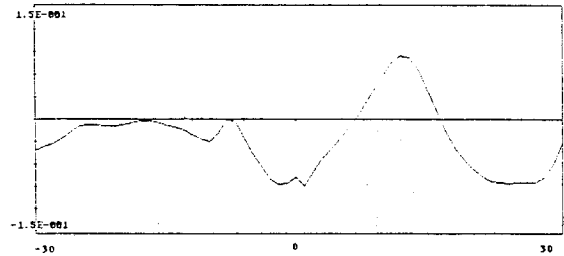
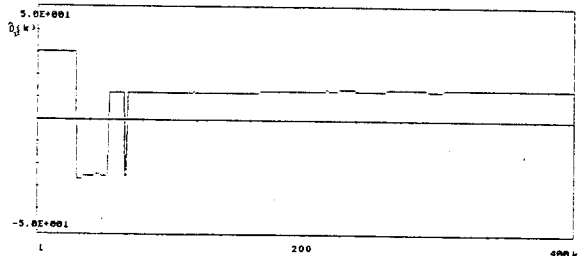


Fig. 3. Plot of  $\hat{h}(m, 9000)$ .

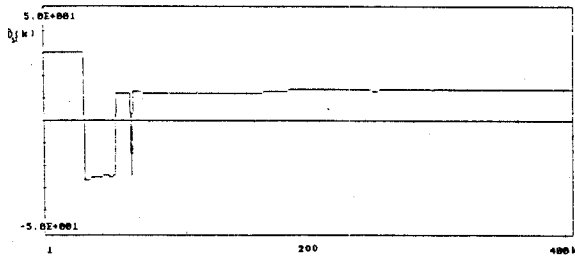
이는 자연된 근신호가 시변필터의 출력이고  $\hat{h}(m, k)$ 는 k인 시간에서의 임펄스 응답으로서 sinc 함수형태를 갖는다는 것을 의미하고 있다.

그림 3.에서 m은 12에서 최대치를 갖으므로 이때의 시간지연은 3m/s이고 근전도속도는 5m/s가 된다.

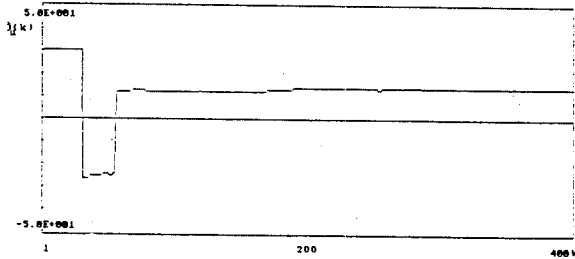
그림 4.는 smoothing 파라미터로  $\beta$ 에 대한 추정값의 수렴특성을 나타내고 있다. 초기상태에서 m이 30에서 최대치를 갖는 원인은 모든 실험에서 weight 벡터와 매개변수를 모두 영으로 선정하였기 때문이다. 반복 횟수가 100번 이후 부터는 과도현상이 없어지고 정상상태로 도입하였다.



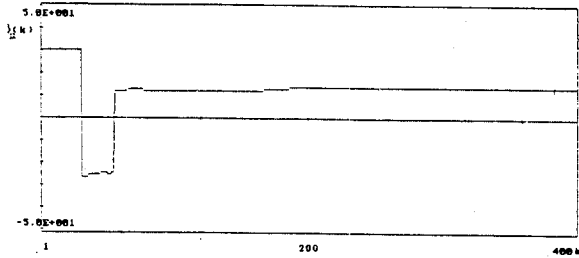
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 4. Plots of  $\hat{D}_1$   
 (a)  $\beta=0.99$  (b)  $\beta=0.998$   
 (c)  $\beta=0.999$  (d)  $\beta=0.9999$

그림 4. (a)와 (b)와 같이  $\beta$ 가 작은 값일 경우  $k$ 값이 67-69에서 갑자기  $\hat{D}_1(k)$ 값이 -25로 떨어지고 79이후에서는 다시 13으로 수렴하였다. 이와 같이  $\beta$ 값이 작을 때는 추정값의 바이어스는 작으나 잡음성분이 부가됨을 알 수 있다.

그림 5.는 피로하지 않은 상태에서 1kg의 무게를 30초 동안 들고 있을 경우 측정된 근전도 속도로 4.2-5m/s 범위에 있었고 평균속도는 4.6m/s 를 나타냈다.

그림 6.은 3분간 저부하와 고부하를 고대로 돌려가며 근피로를 유발하여 근 전도속도를 측정한 결과로서 3-4m/s로 나타났다. 6kg의 고부하를 들은 마지막 순간에서의 근 전도속도는 정상 상태에서의 속도보다 35% 정도 현저하게 감소함을 알 수 있었다.

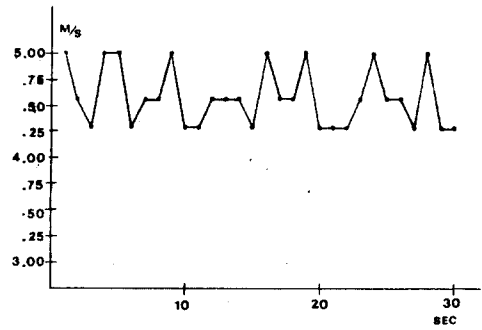


Fig. 5. Conduction velocity estimates under low tension level.

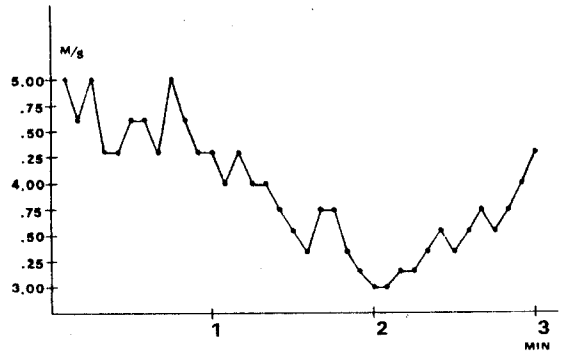


Fig. 6. Conduction velocity estimates under condition of severe muscle loading.

## 5. 결 론

본 연구에서는 적응 LMS필터링 알고리즘 을 이용하여 근육의 피로도를 매 샘플단위로 측정할 수 있는 새로운 방법을 제안하였다.

실험결과 저부하시는 근 전도속도가 4.2-5m/s이고 근피로 상태에서는 3-4m/s로 나타났고 알고리즘의 수렴속도는 매우 빠름을 알 수 있었다.

제시된 방법은 운동신경 이상과 근육 이양증 환자의 근육진단 및 스포츠과학 측면에서의 우수선수 선별과 육성 등에 활용이 되리라 기대된다.

## 6. 참고 문헌

- (1) L.Lindstrom, R.Magnusson, and

- I. Petersen, "Musclar fatigue and action potential conduction velocity changes studies with frequency analysis of EMG signal," *Electromyography*, vol.10, pp.341-356, 1970.
- (2) F.B.Stulen, C. J. De Luca, "Frequency parameter of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-28, pp.515-523, July. 1981.
- (3) P.A.Lynn, "Direct on-line estimation of muscle fiber conduction velocity by surface electromyography," *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. BME-26, pp.564-571, 1979.
- (4) M.Naeije, H.Zorn, "Estimation of the action potential conduction velocity in human skeletal muscle using the surface EMG cross-correlation technique," *Electromyogr. clin. Neurophysiol.*, 23, 73-80, 1983.
- (5) Y.T.Chan, J.M.Riley, and J.B.Plant, "A parameter estimation approach to time delay estimation and signal detection," *IEEE Trans. Acoust. Speech and Sig. Proc.*, Vol. ASSP-28, pp.8-16, Feb. 1980.
- (6) D.H.Youn, N.Ahmed, and G.C.Carter, "On using the LMS algorithm for time delay estimation," *IEEE Tran. Acoust. Speech., and Signal Processing*, vol. ASSP-30, pp.798-801, Oct. 1982.

-----  
 \* 본 연구는 1986년도 후반기 한국과학재단 일반연구  
 과제 지원에 의하여 이루어진것의 일부임.