論文 88-25-9-8

적응 디지탈 필터를 이용한 근육 피로도의 측정

(Muscle Fatigue Monitoring Using Adaptive Digital Filter)

崔 榮 煥,** 邊 潤 植,*** 金 鐵 柱,* 金 成 煥*

(Young Hwan Choi, Youn Shik Byun, Chul Ju Kim and Sung Hwan Kim)

要 約

본 연구에서는 지금까지 연구되어온 근피로측정 방법과는 달리 근육의 피로도를 적응 디지탈 필터링 알고리듬을 이용하여 측정할 수 있는 새로운 방법을 제시하였다.

이를 위하여 실제로 근육으로부터 근 신호를 검출하여 적응 필터링 알고리듬 적용에 대한 수렴속도 및 필터의 하중벡터를 검토하였으며 부하 변화에 따른 근 전도속도를 측정하였다.

실험결과 저부하시는 근전속도가 4.2~5m/s 이었고 근피로 상태에서는 3~4m/s로 나타났다.

Abstract

A new approach to the measurement of muscle fatigue by adaptive digital 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.

I. 서 론

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

근육이 피로해지면 전도속도는 저하되고 근전도의 고주파 성분이 감소되어 스펙트럼이 저주파 영역으로 천이 하는데 전도속도 변화는 전극의 간격과 도출된 신호의 시간지연의 비로써 측정할 수 있다.

근피로의 측정은 dip 해석법[1], 중간주파수 (median frequency) 해석법,[2] zero-crossing 해석법,[3] cross-correlation 해석법[4] 등이 발표되어 있다. dip 해석법은 스펙트럼의 정확한 dip 위치를 결정하기 어려운 단점이 있고 중간 주파수 해석법은 상대적 근피로도 측정만 가능하고 또한 주파수 평면 연산이 필요한 것이 문제점이며, zero-crossing 해석법은 작은 zero-crossing 간격이 존재할 때 이의 제거가 어렵고 잡음에 약한 단점이 있으며 cross-correlaton방법은 평균적인 전도속도만 측정이 가능하고 연산속도가 느린 문제점이 있다. 그러나 이러한 방법 모두는 근피로도의 측정을 데이터 블럭 단위로 처리해야 하는 단점이 있다.

*正會員, **準會員, 서울市立大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Seoul City Univ.)
***正會員, 仁川大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Incheon Univ.)

接受日字 : 1988年 3月 7日
(※ 본 연구는 한국과학재단의 목적기초연구비 지원에 의하여 수행된 것임.)

근래에 들어 적응디지탈 필터링(adaptive digital filtering) 이론의 발달로 인하여 widrow의 최소평균자승 알고리듬(LMS algorithm)을 이용한 시간지연 측정 방법(LMSTDE : LMS time delay estimation algorithm) 이 제안 되었는데 이는 두 입력신호의 통계적 성질이 변화하는 상태, 즉 비정상상태(nonstationary state)에서도 필터의 계수(weight)가 적응적으로 바뀌어서 특히 각 샘플단위로 정확한 시지연을 측정할 수 있는 장점이 있다.[5,6]

본 연구에서는 지금까지 연구되어온 근피로 측정 방법과는 달리 근육의 피로도를 시평면에서 적응 LMS 알고리듬을 이용하여 매 샘플단위로 측정할수 있는 새로운 방법을 제시 하였다.

이를 위하여 실제로 근육으로부터 근 신호를 검출하여 적응 필터링 알고리듬 적용에 대한 수렴속도 및 필터의 하중벡터를 검토하였으며 부하 변화에 따른 근 전도속도를 측정하였다.

Ⅱ. 근피로도 측정에 사용된 LMSTDE 알고리듬

근피로 측정의 척도인 근섬유 전도속도 변화는 적응 LMS 알고리듬을 이용하여 다음과 같이 측정할 수 있다.

그림 1 은 전극간격이 15mm인 경우 이두박근으로부터 표면전극으로 검출된 근신호로서 유사한 파형을 가지며 두 신호는 시간지연 되어 있는 것을 볼 수 있다.

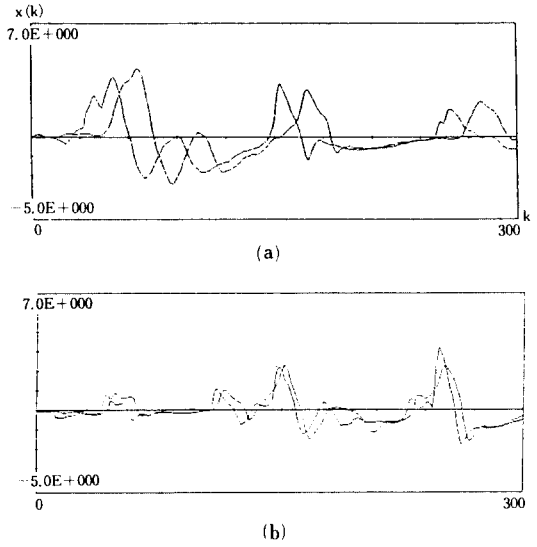


그림 1. 표면전극으로 검출된 근신호
(a) 고부하　　(b) 저부하

Fig. 1. EMG signals detected by surface electrode.
(a) high tension.　　(b) low tension.

근육의 활동전위가 v라는 속도로 진행한다면 시지연은 전극간격과의 비(t=d/v) 로서 구할 수 있다.

두 근신호를 $x_1(k), x_2(k)$ 라 하면 아래와 같은 식(1)로 표시할 수 있다.

$$x_1(k) = S_1(k) + w_1(k)$$
$$x_2(k) = S_2(k) + w_2(k) \qquad (1)$$

여기서 $S_1(k) = S_2[k - D_{12}(k)]$ 이고 $w_i(k)$는 잡음신호이며 $D_{12}(k)$ 는 두 신호의 시간지연 함수이다. 그리고 $S_i(k)$ 와 $w_i(k)$ 는 서로 uncorrelated 된것으로 가정한다.

일반적으로 임의의 두신호 간에 시지연이 시불변(time-invariant) 인 경우 S(k) 와 S(k−D) 사이에는 Fourier 변환에 의해 식(2)와 같은 관계가 성립한다.

$$F\{S(k-D)\} = S(w)H_d(w) \qquad (2)$$

여기서 $H_d(w) = e^{-jwD}$ 이고 식(2)는 S(k) 가 입력신호로서 인가될 때 임펄스 응답이 $h_d(m)$ 으로 주어지는 필터의 출력으로 볼 수 있다. 즉

$$S_d(k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} h_d(m)\ S(k-m) \qquad (3)$$

식(3)에서 $h_d(m) \triangleq F^{-1}\{H_d(w)\} = \mathrm{sinc}(m-D)$ 이고 $|m| < \infty$이다. 또한 $S_d(k) \triangleq S(k-D)$ 이고 $\mathrm{sinc}(\cdot) = \sin\pi(\cdot)/\pi(\cdot)$ 이다.

이는 지연된 신호 $S_d(k)$ 가 무한개의 weight를 갖는 필터의 출력임을 의미한다. 그러나 실제적으로 근전도속도 측정시에는 유한개로 truncation 할 수 밖에 없다.

시지연이 시변(time-varying) 인 경우는 $H_d(w,n) = e^{-jwD(n)}$ 인 전달함수를 갖는 시불변 필터의 뱅크(bank) 로서 $S_d(k,n)$ 을 구할 수 있다.

시간 k에서 n번째 필터의 출력은

$$S_d(k,n) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} h_d(m,n)\ S(k-m)$$
$$= S(k-D(n)) \qquad (4)$$

로서 $h_d(m,n) = \mathrm{sinc}[m-D(n)]$ 이다.

k=n에서 $S_d(k,n)$ 의 샘플값을 $S_d(k,k)$ 라 하고 이를 $S_d(k)$ 로 나타내어 필터의 길이를 truncation 하여 추정하면

$$\hat{S}_d(k) = \sum_{m=-P}^{P} h_d(m,k)\ S(k-m) \qquad (5)$$

이된다. 식 (5)에서 $h_d(m,k), |m| \le p$는 시간 k에서의 weighting 함수가 되고 이 함수의 최대치가 발생되는 m값이 지연시간 D(k) 로 된다. 그러므로 두 신호가

$X_1(k)$, $X_2(k)$ 인 경우는 $D(k)$ 를 $D_{12}(k)$ 로 $h_d(m,k)$는 $h_{12}(m,k)$ 로 나타낼 수 있다.

시변 시지연 계통의 임펄스 응답 $h_{12}(m,k)$ 의 추정은 두 입력신호 $x_1(k)$, $x_2(k)$ 를 식 (6)과 같이 표시함으로서 $\hat{h}_{12}(m,k)$ 를 얻을 수 있다.

$$x_1(k)=\sum_{m=-P}^{P}\hat{h}_{12}(m,k)\,x_2(k-m)+e(k) \qquad (6)$$

여기서 $e(k)$ 는 추정오차이다. 추정오차 자승의 기대치 $E[e^2(k)]$ 를 LMS 알고리듬으로서 최소화 시킴으로서 weight 벡터의 추정치 $\hat{H}_{12}(k)$ 를 얻을 수 있다.[6]

그림 2 는 시지연 추정알고리듬의 블럭선도이다.

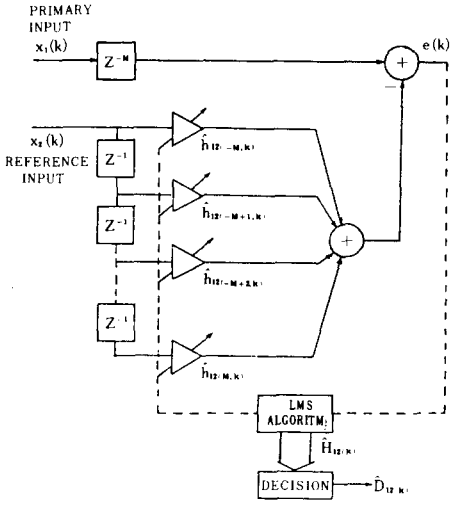


그림 2. 시지연 추정 알고리듬의 블럭선도
Fig. 2. Block diagram of the LMSTDE algorithm.

근섬유 방향에 따라 위치한 표면전극으로부터의 두 신호 $x_1(k)$ 와 $x_2(k)$ 가 입력신호로 사용되며 식(7)의 필터계수가 매 샘플당 적응적으로 변화한다.

$$\hat{H}_{12}(k+1)=\hat{H}_{12}(k)+2\,\hat{\mu}_2(k)\,e_1(k)\,X_2(k) \qquad (7)$$

여기서

$$e_1(k)=x_2(k+M)-H'_{12}(k)\,X_2(k)$$
$$\hat{\mu}_2(k)=\alpha/\hat{\sigma}^2_{x_2}(k),\quad \alpha=(1-\beta)/2$$
$$\hat{\sigma}^2_{x_2}(k)=\beta\,\hat{\sigma}^2_{x_2}(k-1)+(1-\beta)x_2^2(k)$$
$$H'_{12}(k)=[\hat{h}_{12}(-M,k)\cdots\hat{h}_{12}(0,k)\cdots\hat{h}_{12}(M,k)]$$
$$X'_2(k)=[x_2(k+M)\cdots x_2(k)\cdots x_2(k-M)]$$

이며, $\hat{\sigma}^2_{x_2}(k)$ 는 입력 $x_2(k)$ 의 variance 이고 β는 smoothing 파라미터이며 $\hat{\mu}_2(k)$ 는 convergence 파라미터이다.

두 근전도 신호의 시지연 $\hat{D}_{12}(k)$ 는 신호들의 샘플마다 적응필터계수 $\hat{h}_{12}(m,k)$ 의 최대값이 되는 m 값을 출력함으로써 측정하도록 하였다.

알고리듬의 시뮬레이션은 C 언어를 사용하여 IBM PC에서 수행하였다.

두 입력신호를 데이터 파일로하고 필터 웨이트의 길이를 20, 25, 30 으로 변화시키고 smoothing 파라미터를 0.99−0.9999로 변화시켜 가면서 응답 특성을 관찰하였다.

Ⅲ. 실험장치 및 방법

근전도 신호처리를 위한 실험장치는 그림 3 과 같이 근전도 증폭기, 능동필터, A/D 변환기와 데이터 처리 및 알고리듬 수행을 위한 IBM PC로 구성하였다.

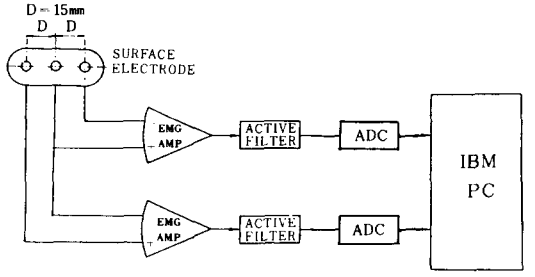


그림 3. 근피로도 측정 시스템
Fig. 3. Muscle fatigue measuring system.

근전도 증폭기는 입력 임피던스 22MΩ, 이득 60db, CMRR 100db 이상, 입력잡음 5μV 이하의 조건을 만족하도록 제작하였으며 필터의 대역폭은 10Hz - 1 kHz 로 하였다.

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

건식 전극은 황동을 밀링한 후 크롬도금하여 shell 모양의 구조에 임피던스 정합용 버퍼증폭기 Bi-FET op Amp(LF444) 와 직경 1mm 의 전극을 함께 내장시켜 드리프트, 전원잡음 및 간섭현상을 최초로 줄였다. 전극의 간격은 15mm 로 하였으며 이두박근(biceps brachii muscle) 에 위치시키고 근신호의 샘플링

주파수는 4kHz로 하였다.

실험의 진행은 25－27세의 남자 3인을 피검자로 구성하고 상온에서 시행하였다.

실험은 근육의 부하인가에 따라 두가지로 나누어 수행하였다. 첫번째 실험은 피로하지 않은 상태에서 1kg의 무게를 30초간 손에 들게하여 수행하였고, 두번째 실험은 1분간은 1kg의 저부하를 다음 1분간은 6kg의 고부하를 다시 1분간은 1kg을 들게하여 근피로도를 유도한 다음 정상상태로 회복하는 과정을 측정하였다.

Ⅳ. 실험결과 및 고찰

본 연구에서는 근피로도 측정을 위한 근신호의 시지연값은 샘플링 주기와 식 (7)에 $\hat{h}_{12}(m,k)$의 최대값이 발생하는 m값의 정수곱으로 결정된다.

그림 4는 필터 weight의 길이 변화에 대한 시지연 측정값을 보여주고 있다.

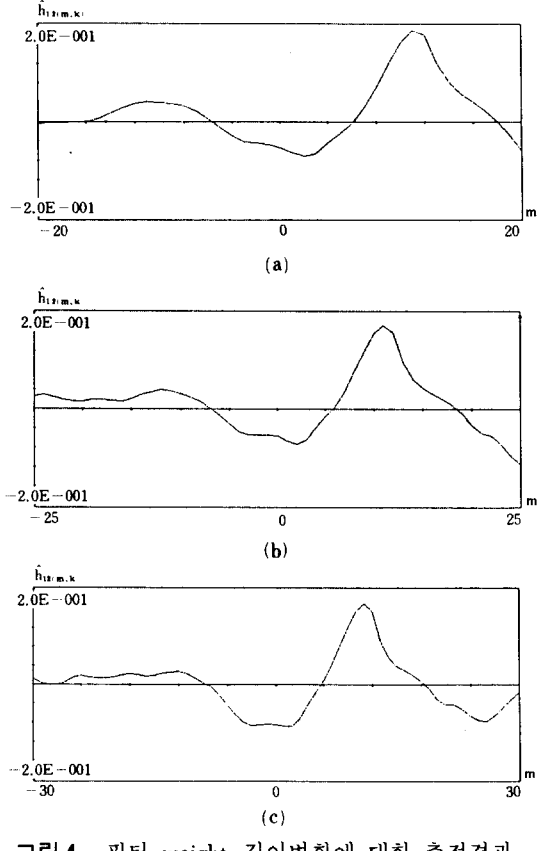


그림 4. 필터 weight 길이변화에 대한 측정결과
(a) M＝20　(b) M＝25　(c) M＝30

Fig. 4. Estimated filter weight function to the variation of length.
(a) M＝20.　(b) M＝25.　(c) M＝30.

동일한 근신호 입력에 대하여 측정한 결과 M＝20 이상이면 필터 weight의 길이에 관계없이 일정한 m값에서 최대치를 나타냈으나 최악의 근피로상태(3m/s) 및 전극간격과 샘플링 주파수를 고려하여 근피로 측정기의 필터 weight M을 30으로 선정하였다.

그림 5는 9000번째 데이터의 필터 weight 함수를 나타내고 있다.

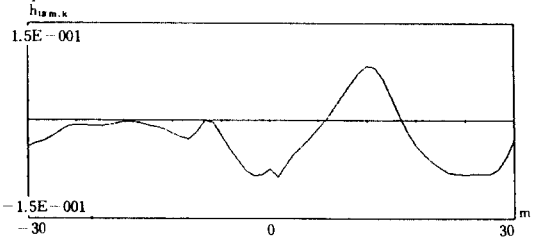


그림 5. 필터 weight 함수 $\hat{h}_{12}(m,9000)$
Fig. 5. Filter weight function $\hat{h}_{12}(m,9000)$.

이는 지연된 근신호가 시변필터의 출력이고 $\hat{h}_{12}(m,k)$는 k인 시간에서의 임펄스 응답으로서 sinc 함수 형태를 갖는다는 것을 의미하고 있다.

그림 5에서 m은 12에서 최대치를 가지므로 이때의 시간지연은 3ms이고 근 전도속도는 5m/s가 된다.

그림 6은 근신호의 입력 채널을 각각 바꾸어 primary 입력에 원래 신호를 reference 입력에 지연된 신호를 인가하였을 때 필터 weight 함수를 나타내며 m＝－16에서 최대치를 갖음을 의미하고 있다.

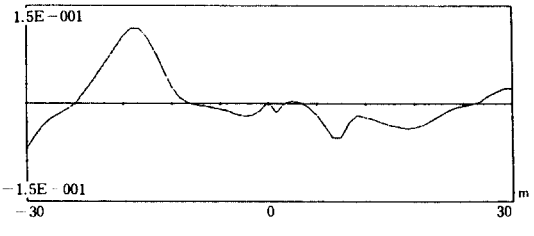


그림 6. 필터 weight 함수 $\hat{h}_{21}(m,6000)$
Fig. 6. Filter weight function $\hat{h}_{21}(m,6000)$.

그림 7은 smoothing 파라미터 β에 대한 추정값의 수렴특성을 나타내고 있다. 초기 상태에서 m이 30에서 최대치를 갖는 원인은 모든 실험에서 weight벡터

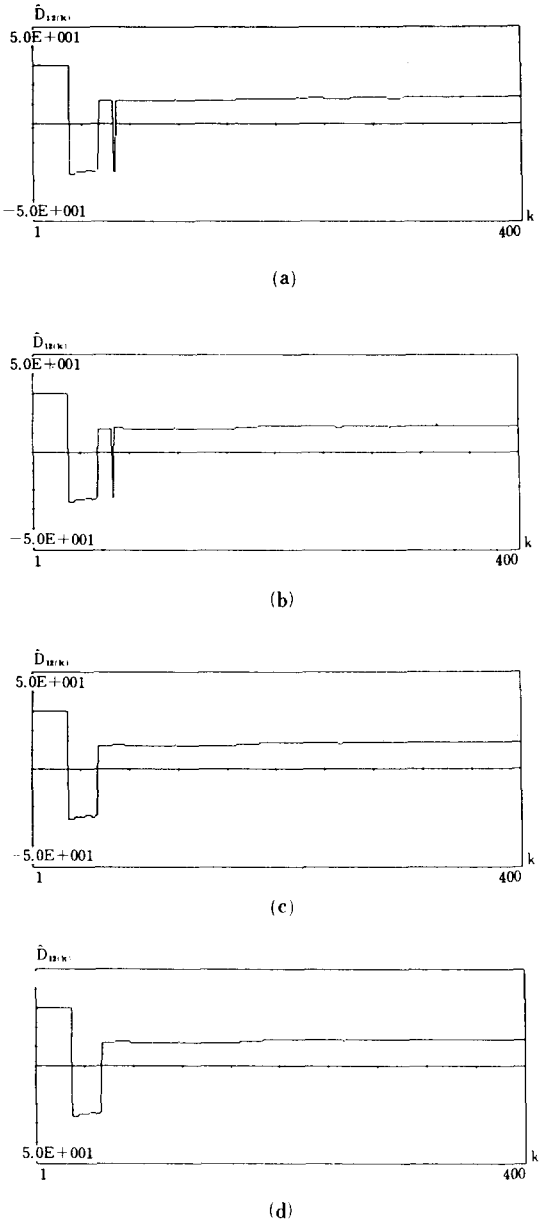


그림 7. 시지연 $\hat{D}_{12}(k)$ 의 변화상태
(a) $\beta=0.99$ (b) $\beta=0.998$ (c) $\beta=0.999$
(d) $\beta=0.9999$

Fig. 7. Time delay $\hat{D}_{12}(k)$ estimation to the variation of β.
(a) $\beta=0.99$. (b) $\beta=0.998$. (c) $\beta=0.999$.
(d) $\beta=0.9999$.

와 매개변수를 모두 영으로 선정하였기 때문이다. 100번째 데이터 이후 과도현상이 없어지고 정상상태로 돌입하였다.

그림7(a) 와 (b) 같이 β가 작은 값일 경우 k 값이 67~69에서 갑자기 −25로 떨어지고 79이후 부터는 다시 13으로 수렴하였다. 이와같이 β값이 작을 때는 추정값의 바이어스(bias) 는 작으나 잡음성분이 부가됨을 알 수 있었다.

그림 8 은 피로하지 않은 상태에서 1kg의 무게를 30초동안 들고 있을 경우 측정된 근전도 속도로 4.2~5m/s 범위에 있었고 평균속도는 4.6m/s를 나타냈다.

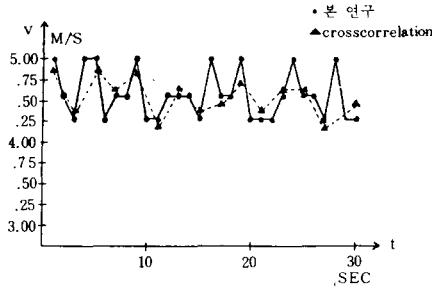


그림 8. 저부하 상태에서의 근전도 속도

Fig. 8. Muscle conduction velocity under low tension test.

또한 기존에 발표된 방법과 비교 검토하기 위하여 도출된 근 신호를 2초 간격으로 연속된 25ms씩 한 구간으로 하고 표준편차를 1.75퍼센트로 하여 cross-scorrelation 방법[4] 으로 평균 근전도 속도를 구한 것을 그림 8 에 점선으로 표시하였다.

비교결과 근전도 속도의 변화는 유사범위에 나타났으나 본 연구에서 시도되는 방법은 이 방법과는 다르게 데이터를 블럭단위가 아닌 매 샘플마다 전도속도를 측정할 수가 있는 특징이 있으므로 기존의 방법과는 달리 순간 순간의 전도속도를 추정할 수 있는 것이 장점이라 할 수 있다.

그림 9 는 3분간 저부하와 고부하를 교대로 들게 하여 근피로를 유발하여 근 전도속도를 측정한 결과로서 3~4m/s로 나타났다. 6kg의 고부하를 들은 마지막 순간에서의 근전도 속도는 정상상태에서의 속도보다 35%정도 현저하게 감소함을 알 수 있었다. 그리고 2분후부터는 1kg의 저부하를 다시 들으므로서 회복하는 과정을 볼 수 있었다.

이와 같이 근전도 속도가 떨어지는 이유는 근수축 상태에서 혈액의 흐름이 제한을 받아 산소의 공급이 부족하게되어 신진대사의 부산물인 젖산(lactic acid)이 누적되고 산도(pH)가 저하되기 때문이다.[1]

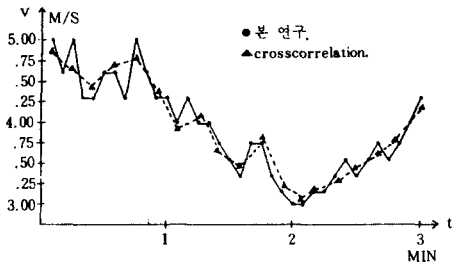


그림 9. 부하 변환시 근전도 속도
Fig. 9. Muscle conduction velocity under low and high tension test.

V. 결　　론

본 논문에서는 LMSTDE 알고리듬을 이용하여 근육의 피로도를 매 샘플단위로 측정할 수 있는 새로운 방법을 제안하였다.

이를 위하여 실제로 근육으로부터 근 신호를 검출하여 적응 필터링 알고리듬 적용에 대한 수렴속도 및 필터의 하중벡터를 검토하였으며 부하 변화에 따른 근전도 속도를 측정하였다.

실험 결과 저부하시는 근 전도속도가 4.2~5m/s이고 근피로 상태에서는 3~4m/s로 나타났고 알고리듬의 수렴속도는 매우 빠름을 알 수 있었다.

적응 LMS 시지연 추정 알고리듬은 시평면에서 필터의 계수를 조정하고 시불변 지연과 시변 지연측정에 공히 응용이 가능한 특징이 있었다.

제시된 방법은 운동신경 이상과 근육 이양증 환자의 근육진단 및 스포츠 과학 측면에서의 우수선수 선발과 육성 등에 활용이 되리라 기대된다.

參 考 文 獻

[1] L. Lindstrom, R. Magnusson, and I. Petersen, "Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studies with frequency anaysis 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. Biomed. 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 Signal Processing.*, 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 Trans. Acoust. Speech and Signal Processing*, vol. ASSP-30, pp. 798-801, Oct. 1982. *

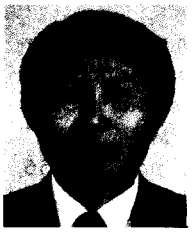
著 者 紹 介

崔 榮 煥(準會員)

1964年 11月 29日生. 1987年 2月 서울시립대학교 전자공학과 졸업. 1987年 3月~현재 서울시립대학교 대학원 전자공학과석사과정. 주관심분야는 디지탈 신호처리, VLSI 신호처리, 디지탈제어, 의용전자 등임.

邊 潤 植(正會員)

1955年 12月 16日生. 1978年 12月 연세대학교 전기공학과 졸업. 1981年 2月 연세대학교 대학원 전기공학과 석사학위 취득. 1985年 8月 연세대학교 대학원 전기공학과 공학박사 학위 취득. 현재 인천대학 전자공학과 조교수. 주관심분야는 디지탈 신호처리, 디지탈제어등임.



金 鐵 柱(正會員)

1947年 2月 3日生. 1973年 2月 한양대학교 전기공학과 졸업. 1979年 일본 Sophia 대학 고체물리 연구실 연구원, 1981年 일본 Tokai 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1984年 Tokai대학원 반도체공학 박사학위 취득. 현재 서울시립대학교 전자공학과 부교수. 주관심분야는 직접회로, 고체물리, CAD등임.

金 成 煥(正會員)

1952年 6月 12日生. 1975年 2月 연세대학교 전기공학과 졸업. 1980年 10月 연세대학교 대학원 공학박사 학위취득. 1977年 3月～1982年 2月 대전기계창. 1982年 3月～현재 서울시립대학교 전자공학과 부교수. 주관심분야는 디지탈신호처리, 디지탈제어, VLSI 신호처리, 의용전자 등임.