

개인용 컴퓨터를 이용한 근전도(EMG)시스템 개발에 관한 연구

조승진* · 김민수* · 이금원* · 김경기* · 김선일**

=abstract=

A Study on the Development of the EMG System Using Personal Computer

Seung J. Cho, Min S. Kim, Keum W. Lee, Kyong G. Kim, Sun I. Kim

EMG(electromyographic) signals are generated by contracting muscle and detected in and out side of muscle in the form of random signals. In the measurement of muscle fatigue, the mean frequency of EMG signals using spectrum analysis is an important parameter in diagnosis of muscle disease and in sports medicine fields.

In this study, the degree of spectral transfer to lower frequency caused by accumulation of Latic acid inside the muscle is estimated. The new spectral analysis method using 2nd order Maximum Entropy Method was applied to estimate the mean frequency and we confirmed that this new method yields fast and reliable estimation.

1. 서 론

근육이 수축할때 근전도(EMG)' 신호는 운동단위(motor unit)들의 자극에 의한 근섬유 전위의 시공간적인 random신호의 형태를 나타낸다. 근육이 지속적으로 수축을 하게되면, 체내에서 젖산(latic acid)의 축척에 의하여 근섬유의 전도속도가 감소되어 근전도 신호의 주파수 성분은 고주파에서 차차 저주파로 천이하게 된다¹⁾. 이러한 현상을 이용하여 근피로도를 측정할 수 있는데, 본 논문에서는 frequency parameter해석법을 이용하였다. frequen-

cy parameter해석법에 의한 근피로도의 측정은 근전도 신호의 PSD(power spectral density)로부터 측정하는데, 여기에는 중간주파수(median frequency), 평균주파수(mean frequency), spectrum의 대역폭등의 변수들이 있다²⁾.

본 연구에서는 2nd order maximum entropy method를 이용한 EMG 신호의 PSD으로부터 평균주파수를 구함으로써, 보다 신속 정확하게 근피로도를 구하려 한다. power spectrum으로 부터 평균주파수는 다음과 같이 구해진다.

$$f_{mean} = \frac{\int_0^f f S_m(f) df}{\int_0^f S_m(f) df}$$

$S_m(f) df$: EMG신호의 PSD(power spectrum density)

f_{med} : median frequency

<접수 : 1990년 11월 27일>

* 한양대학교 공과대학 전자공학과

** 한양대학교 의과대학 계량의학과

* Dept. of Electronic Eng., Hanyang University.

** Dept. of Measuring Eng., Hanyang University.

<이 논문은 1989년도 문교부지원 한국학술진흥재단의 자유공모과제 학술연구 조성비에 의하여 연구되었음.>

f_{mean} : mean frequency

위의 식에서도 알 수 있듯이 frequency parameter 해석법에 의한 근피로도의 측정은 블록단위의 data를 처리하므로 실행시간이 매우 저하되며, 필연적인 잡음이 수반되는 단점이 있다.

그러므로 본 연구에서는 Data Translation사의 DT 2821 board를 이용, 실행시간을 단축했으며, 평균주파수를 구하는데 있어, 2nd order maximum entropy method를 적용³⁾, estimated mean frequency를 구함으로써 근피로도의 측정시간을 단축하고, 정확성을 향상시켰다.

2. MEM(Maximum Entropy Method)을 이용한 spectral estimate

Nyquist구간, $-f_c < f < f_c$ 에서의 실(real) 주파수뿐만 아니라 모든 복소 주파수 평면에까지도 확장시켜서 볼때 어떤 실제의 추출된 함수 $x_k \equiv x(t_k)$ 에 대한 Z-평면에서의 FFT power spectrum estimate는

$$p(f) = \left| \frac{\sum_{k=-N/2}^{N/2-1} x_k Z^k}{\sum_{k=-N/2}^{N/2-1} x_k Z^k} \right|^2 \quad (1)$$

이다⁴⁾. 식(1)은 시간영역의 유한구간에서 만이 적용되므로 식(1)은 함수 $x(t)$ 의 실제 power spectrum이 아니라, estimate만을 의미한다.

실제의 power spectrum은

$$p(f) = \left| \frac{\sum_{k=-\infty}^{\infty} x_k Z^k}{\sum_{k=-\infty}^{\infty} x_k Z^k} \right|^2 \quad (2)$$

이다⁴⁾. 식(2) 즉, 함수 $x(t)$ 의 power spectrum은 무한개의 x_k 의 값에 의존하는 무한 Laurent급수를 의미하며 일명 MA(moving average) model이라 일컫는다. 만약 식(2)를 분모를 가진 형태로 표현한다면 다음과 같이 표현될 수 있다⁴⁾.

$$p(f) \simeq \frac{1}{\left| \frac{\sum_{k=-M/2}^{M/2} b_k Z^k}{\sum_{k=-M/2}^{M/2} b_k Z^k} \right|^2} = \frac{a_0}{\left| 1 + \frac{\sum_{k=1}^M b_k Z^k}{1 + \sum_{k=1}^M b_k Z^k} \right|^2} \quad (3)$$

여기서 계수 a_k 들은 Z가 단위원 상에 존재한다는 사실하에 b_k 로부터 정할수 있다. 또한 계수 b_k 들은, 식(3)의 멱급수확장이 식(2)의 첫번째 $M+1$

항들과 같다는 조건하에서 결정되어 질 수 있다. data군으로부터 계수 a_0 와 a_k 들을 정하기 위해 다음의 과정을 진행한다. 추출된 함수 x_k 의 lagj에서 autocorrelation을 averaging항으로 표현하면

$$\Phi_j \equiv \langle x_i x_{i+j} \rangle \quad (4)$$

$$\text{for } j = \dots, -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3, \dots$$

이 된다. 이때 유한개의 data $x_0 \sim x_k$ 가 주어졌다면 식(4)의 estimate는

$$\Phi_j \equiv \Phi_{-j} \simeq \frac{1}{N+1-j} \sum_{i=0}^{N-1} x_i x_{i+j} \quad (5)$$

$$\text{for } j = 0, 1, 2, 3, \dots, N$$

로 나타난다⁴⁾. 즉 $N+1$ data points로부터 $N+1$ 개의 다른 lags j에서 autocorrelation을 estimate할 수 있는 것이다. Wiener-Khinchin이론에서 보면

$$\text{Corr}(x, x) \Leftrightarrow |G(f)|^2 \quad \text{< Wiener-Khinchin이론 >}$$

Z변환에서 보면 autocorrelation의 Fourier transform은 Z영역에서의 Laurent급수와 같다. 그러므로 식(3)은 다음과 같이 변형할 수 있는 것이다.

$$\frac{a_0}{\left| 1 + \sum_{k=1}^M a_k Z^k \right|^2} = \sum_{j=-M}^M \Phi_j Z^j \quad (6)$$

여기서 order 또는 pole의 수 M은 최대 data의 수 N까지 가능하며, 총 autocorrelation의 수를 나타낸다. 식의 오른쪽은 Z^{-M} 에서 Z^M 사이 이외에는 zero이지만 왼쪽은 그렇지 않다. 그러므로 MEM은 매우 빠른 양의 spectral에 매우 정교한 특징을 나타낸다. 만약 M의 값을 최대 data N만큼 크게 잡으면 이 MEM estimate는 $N \log N$ 의 계산이 필요한 FFT방법보다 더 늦다. 그러나 빠른 spectral 모양의 갯수와 비슷하게 M의 수를 잡으면 FFT를 이용한 방법보다 훨씬 빠르다.

3. 시스템의 구성 및 실험 방법

3.1 시스템 구성

근전도 신호처리를 위한 전체 시스템의 블록선도는 그림 1과 같다. 근전도(EMG) 신호를 검출하

기 위한 전극은 전극면이나 신체의 움직임에 따르는 잡음에 대하여 안정한 특성을 갖는 Ag-AgCl 전극을 사용하였으며, 전극의 간격은 약 3cm로 하였다. 또한 A/D변환기의 sampling주파수는 1024Hz로 하였다. 빠른 data의 전송을 위해 DT2821 board의 DMA(Direct Memory Access)방식을 채택하였다. 또한 출력 channel은 16개의 channel중 channel[0] 한개 만을 사용하였으며 data의 손실을 막기 위해 data를 hard disk에 저장시키는 방법을 채택하였다.

3.2 실험방법

EMG 신호를 검출하기 위하여 전극을 이두박근에 약 3cm의 간격을 두고 부착시켜 팔을 90°로 한 상태에서 1kg, 5kg, 7kg의 무게를 각각 20분씩의 차이를 두고 손바닥에 올려놓고 정확히 60초씩 61,440개의 data를 DMA방식을 이용하여 PC의 memory에 저장시켰다. 단, 이 때의 data는 A/D변환된 4digit형태로 저장되었다.(예, 2048=OV를 의미). 계산을 돕기 위해 각 data를 120블럭 data(블럭당 512개의 data point)로 분할, 저장시켰다. 빠른 근피로도를 유발하기 위해서는 100% 최대수의 수축(maximum voluntary contraction : MVC)으로 힘을 주어야하나, 1분동안 100% MVC를 행한다는 것은 매우 어려움이 따르므로 위와같은 특정방법

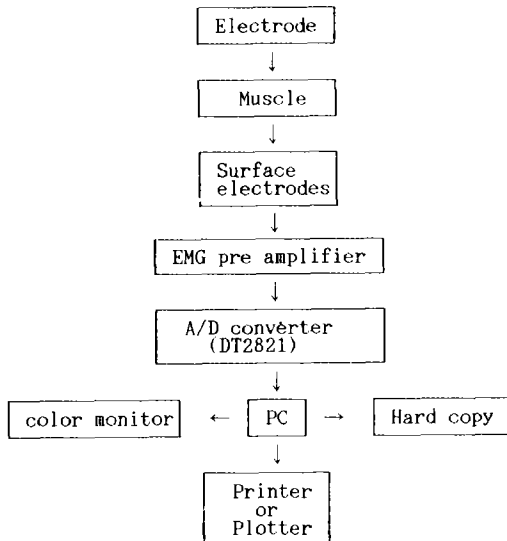


그림 1 전체 시스템 블럭선도
Fig. 1 Overall system block diagram

것은 매우 어려움이 따르므로 위와같은 특정방법을 택했다. 연속적인 data의 전송을 위해 다음과 같은 ATLAB의 continuous mode를 사용하였다³⁾. continuous mode의 ATLAB software에 의해 받아들여진 data를 이용, mean frequency를 구하고, 이것을 PC에 display할 때까지의 전체 흐름도는 그림 2와 같다.

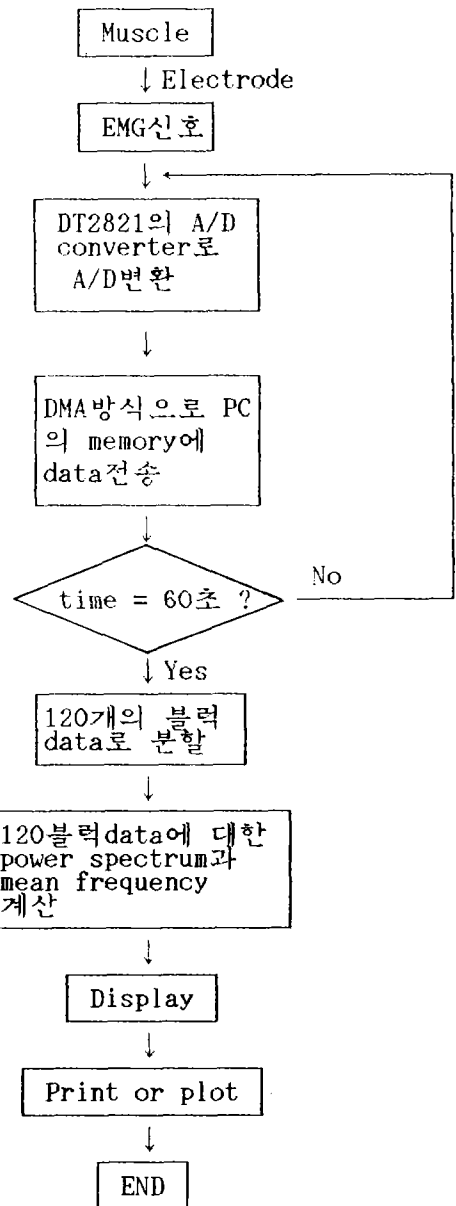


그림 2 전체 software 흐름도
Fig. 2 Overall software flow graph.

4. 실험결과 및 고찰

팔에 어떤 부하를 가하기 전, 즉 피로하지 않은 상태의 power spectrum과 부하를 가한 후 피로한 상태의 power spectrum이 그림 3, 그림 4에 있다. 그림 4에서 볼 수 있듯이 피로가 진행됨에 따라 젖산의 증가로 power spectrum이 고주파대에서 저주파대로 천이되는 과정을 확실히 볼 수 있다.

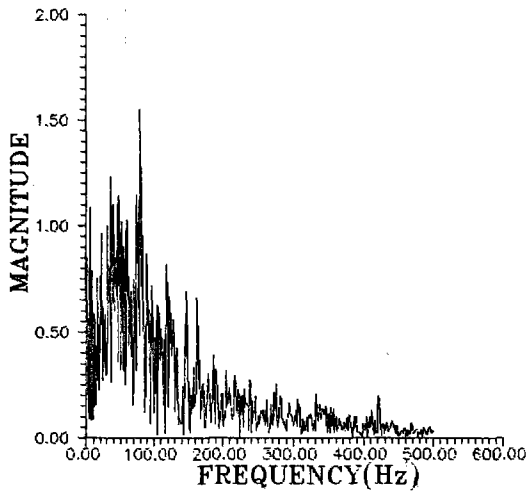


그림 3 피로하기 전의 근전도 신호의 전력 스펙트럼
Fig. 3 Power spectrum of the EMG signals in non

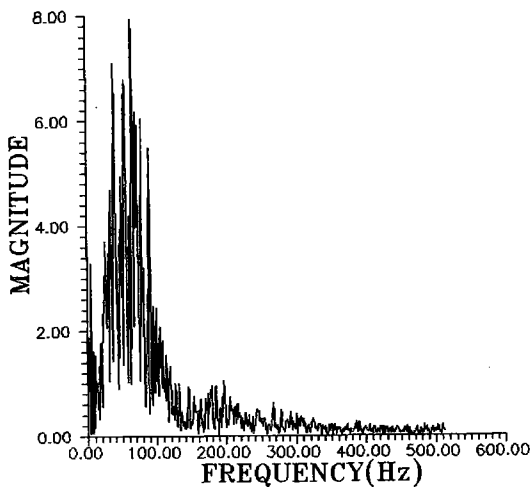
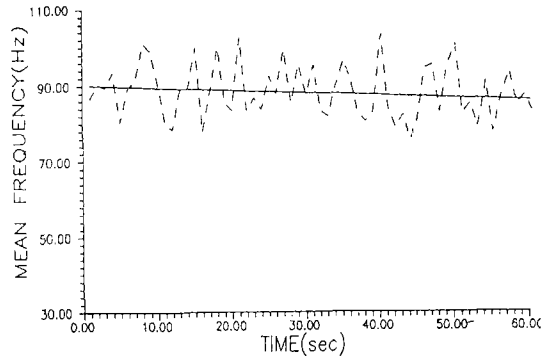


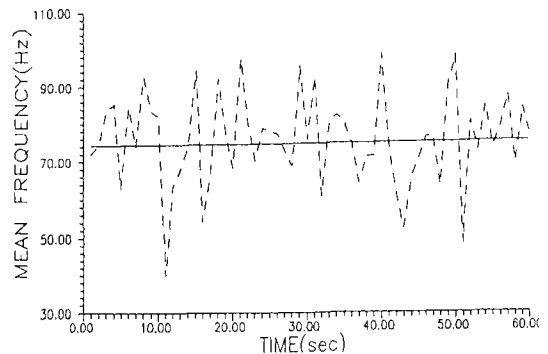
그림 4 피로한 상태의 근전도 신호의 전력 스펙트럼
Fig. 4 Power spectrum of the EMG signals in fatigue state

그림 5서부터는 부하 1kg, 5kg, 7kg의 각각에 대해 각 1분씩 20분간의 휴식시간을 두고 EMG를 측정해 2nd order MEM의 방법을 사용해 구한 평균 주파수들이다.

1kg의 부하에 대해서는 그림 5를 보면, 거의 주파수의 천이현상이 나타나 있지 않다. 그 이유는 1kg 정도의 부하는 1분 안에 근피로를 유발할 정도가 되지 못하기 때문이다. 다른 그림들에서는 모두가 주파수의 천이현상이 일어나고 있다. 또한 그림에서 볼 수 있듯이 더 무거운 부하일수록 주파수의 천이현상 즉 근피로도가 빨리 나타남을 알 수 있



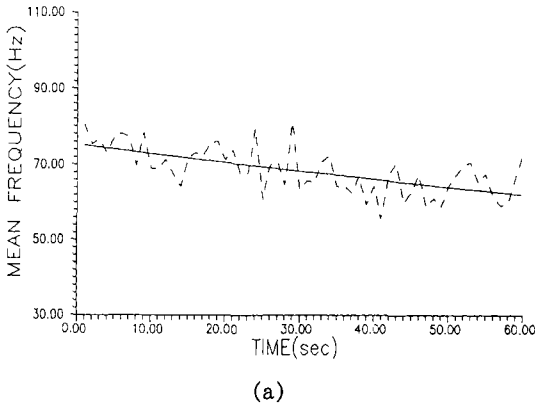
(a)



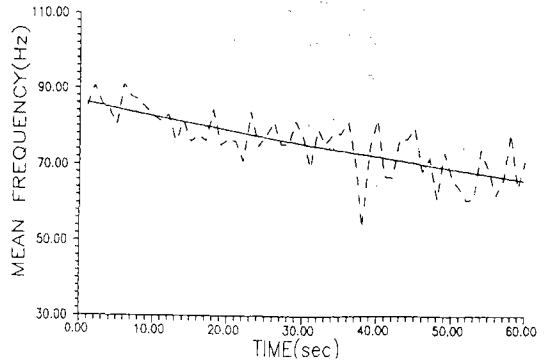
(b)

그림 5 평균주파수 (a) 6차 자기회귀 모델 이용한 경우 (b) 2차 MEM을 이용한 경우 (부하 1 kg)

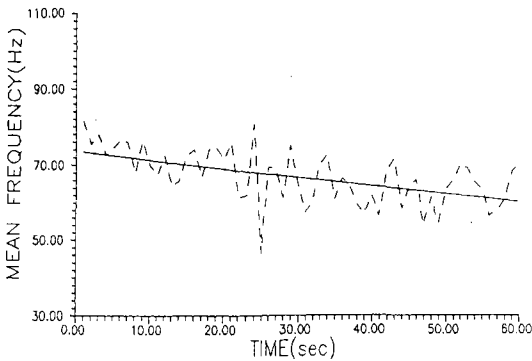
Fig. 5 Mean frequency (a) by 6th order AR model (b) by 2nd order MEM (load 1 kg)



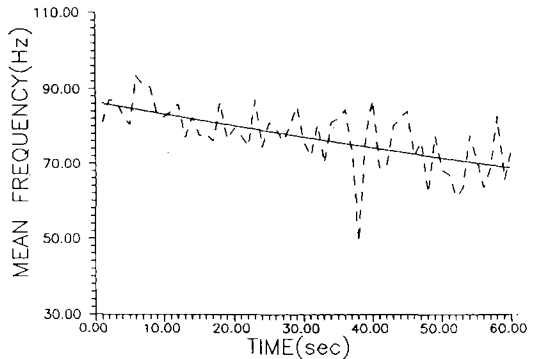
(a)



(a)



(b)



(b)

그림 6 평균주파수 (a) 6차 자기본회귀 모델 이용한 경우 (b) 2차 MEM을 이용한 경우 (부하 5 kg)

Fig. 6 Mean frequency (a) by 6th order model (b) by 2nd order MEM (load 5 kg)

다. 여기서 구해진 평균주파수는 근의 피로가 진행됨에 따라 고주파에서 저주파로 천이되는 현상을 쉽게 확인할 수 있다.

보통 EMG신호의 평균주파수의 검출은 AR model로 행하고 있으나 이 AR model은 정확한 order를 결정해 주지 못하면 정확한 평균주파수를 구하기 어렵다는 단점이 있으며 또한 noise에 약하다.

본 연구에서는 제안한 2nd order maximum entropy method로 할 경우 단 한번에 평균주파수를 구함으로써 계산의 반복을 피할 수 있었으며 또한 잘못된 order의 선택으로 인한 문제점과 noise에 의한 부정확도의 문제도 해결할 수 있다.

그림 7 평균주파수(a) 6차 자기회귀 모델 이용한 경우 (b) 2차 MEM을 이용한 경우 (부하 7 kg)

Fig. 7 Mean frequency (a) by 6th order AR model (b) by 2nd order MEM (load 7 kg)

5. 결 론

본 연구에서는 종래 사용하던 EMG기기를 IBM/AT personal computer로 대신하고, DT2821 board를 이용 A/D 변환된 data를 직접 PC의 memory로 받아들여 EMG신호의 power spectrum과 평균주파수를 계산하여 빠른 시간내에 근피로도를 측정하였다.

특히, 기존에 사용하던 중간주파수를 이용한 근피로도 방식을 탈피, 평균주파수로 구하였다³⁾. 즉, 2nd order maximum entropy method에서 얻어지는 값을 바로 평균주파수의 값으로 정함으로써 신속

한 근피로도를 측정할 수 있었다. 따라서 PC를 이용한 간편함과 2nd order maximum entropy method에 의해 구한 평균주파수로써 비교적 정확하고 빠르게 근피로도를 측정함으로써 신경근육계통의 질병이나 이상을 정확하게 진단할 수 있으며 스포츠 과학에 많은 응용을 기대할 수 있다. 추후과제는 2nd order maximum entropy 법과 평균주파수의 정확한 해석적인 분석이 요구된다.

참 고 문 헌

- 1) Omry Paiss and Gidegon F. Inbar, "Autoregressive Modelling of Surface EMG and it's spectrum with application to fatigue," IEEE Trans. Biomed Eng., vol. BME-34, No. 10, Oct. 1987.
- 2) Foster B. Stulen and Carlo J. De Luca, "Frequency parameter of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity," IEEE Trans. Biomed Eng., vol. BME-28, No. 7, July 1981.
- 3) S.I.Kim, "Parametric Approach to Ultrasound Tissue Characterization," Ph. D. Thesis, University of Drexel, 1987.
- 4) William H. Press : Nuvetical Recipes in C."
- 5) User's Manual for DT 2821 Series, Data Translation CL, 1988.
- 6) A. V. Oppenheim and W. S. Schafer: Digital Signal Processing. Prentice Hall Co., 1975.
- 7) S. Lawrence Marple, Jr : Digital Spectral Analysis with Applications, Prentice Hall Co., 1987.
- 8) 조승진, 김민수, 이금원, 김경기, 김선일, "2nd order Maximum Entropy Method를 이용한 근피로도의 측정에 관한 연구," 의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 1990.
- 9) Jean-louis Coatrieux, "On-line electromyographic signal processing system," IEEE Trans. Biomed Eng., vol. BME-31, Feb.pp. 1984.