

## 시간 푸리에 해석에 의한 근전신호 해석

\* \* \*  
 신승현 \*                      임현수 \*                      허웅 \*  
 \* : 명지대 전자공학과

### A EMG Signal Analysis by the Short Time Fourier Analysis

\* \* \*  
 Shin seung hyun                      Lim hyun su                      Huh woong  
 \* : Myung Ji University

#### ABSTRACT

In this paper, a method of the measurement the degree of the muscle fatigue by Short Time Fourier Analysis of the EMG signals from human biceps in the action state is proposed. For this purpose, fatigue state and recovery state of 10 persons EMG signals are sampled. And then spectrum centroids are analyzed with respect to the change of sample time window. As result of 10 persons experiment, we know that person A is most good recovery state.

I. 서    론  
 작업수행이나 각종 운동경기 및 일상생활에서 가장 중요한 역할을 하는 것이 근육이라 할 수 있다. 이러한 근육이 수축할 때 발생하는 전기적안 신호를 근전도 신호(EMG signal)라 한다. 근전도는 제2차 세계대전 이후 전상자에 대한 보철기구의 제어 신호원으로 사용하고 자 하는 의도에 서부터 연구가 시작되었으며 최근에는 근육의 변화에 따르는 근전도 신호의 변화를 분석하여 운동단위 수를 파악함으로써 근육 피로도의 척도로 이용되고 있다.

일반적으로 근육이 수축할 때 근전도신호는 10Hz 가량되는 운동신경 펄스에 따른 발생비율의 변화와 작용하는 운동단위 수의 변화에 의해 조정된다. 근전도의 발위하는 힘이 작거나 피로가 발생되지 않았을 때는 적은 수의 운동단위가 작용하며, 운동단위는 비교적 높은 쿠파수의 운동전위에 의하여 발동이 시작된다. 반면에 큰 힘을 발휘하거나 피로가 발생되면 근육에 작용하는 운동단위가 증가하며 이를 위한 운동전위는 낮은 쿠파수에서 높은 이득을 갖는다. 또한 회복시키는 운동단위가 감소하여 높은 쿠파수로 전이함을 알 수 있다.[1][2] 따라서, 본 연구의 목적은 근전도 신호를 안정한 수신호라 가정하고, 시간에 따른 근전도신호의 쿠파수 변환을 단시간 푸리에 변환(STFT)을 사용하여 전력 스펙트럼 밀도(PSD)를 구하므로써 근육운동에서 발생하는 신호를 운동량의 변화에 대한 근육의 피로변화상태와 회복상태를 시간의 따른 쿠파수 분포의 변화와 회복을 추정하므로써 효과적으로 측정할 수 있는 방법을 제시하였다. 따라서 이 근전도신호 해석을 이용 하므로써 각종 스포츠과학과 우수선수 선발등에 이용될 수 있을 것이다.

#### II. 근전도 신호 처리

2-1. 근전도 신호  
 인체의 운동은 근육이 수축하는 힘에 의해서 이루어지며, 이러한 근육의 수축으로 발생하는 전위 분포 변화를 검출하여 기록한 신호를 EMG 신호라 한다. 이 EMG 신호는 근육이 수축할 때 운동단위

들의 자극에 의해 이루어지며 이러한 운동 단위의 구성요소는 그림 2-1과 같다. EMG 신호는 신경 축색 물기에 의해 근육 섬유에 자극되어 수축할 때 일어나는 전위의 변화는 약5~10ms의 지속시간을 가지며, 따라서 단위운동에 포함된 전체 근 섬유가 수축하게 된다.

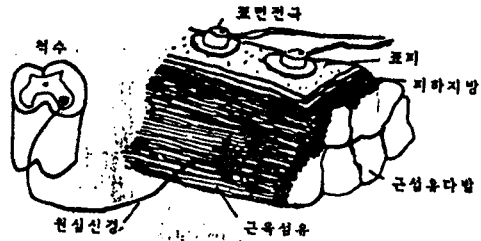


Fig. 2-1. The element of motor unit

근전도 신호는 전극(electrode)이 전기장내에 위치하여 운동전위의 편차를 검출한 것이며, 각각의 근 섬유에 대한 운동전위들이 합쳐져 근전도 신호가 발생하게 된다. 이러한 신호의 크기는 50μV ~ 1mV의 범주치를 갖으며 쿠파수의 특징은 근육에 따라 10Hz ~ 3KHz의 범위를 갖는다.

2-2. 근전도신호의 스펙트럼 추정  
 근전도 신호를 시간에 따라 중심 스펙트럼 변화를 추정하기 위하여 단시간 푸리에 해석(STFA)을 사용한다. STFA는 이동 창(sliding window)에 의하여 샘플링 된다. 각 창의 위치에서 샘플된 신호가 푸리에 변환되고 스펙트럼이 계산된다. 근전도신호의 M(t)의 STFA는 다음과 같이 정의된다.

$$m(f, \tau) = \int M(t) W(\tau-t) e^{-j2\pi f t} dt \quad (1)$$

여기서, M(t)는 근전도신호이고 W(τ-t)는 이동 시간 창이며, 창의 위치는 τ이다. 위의 식에서 구해진 m(f, τ)의 스펙트럼 중심을 구하기 위하여 n의 모멘트(moment)를 정의하면

$$m_n(\tau) = \int f^n |m(f, \tau)| df \quad (2)$$

스펙트럼 중심과 분산은 다음과 같다.

$$fc(\tau) = \frac{m_1(\tau)}{m_0(\tau)} \quad (3)$$

$$\sigma^2(\tau) = \frac{m_2(\tau)}{m_0(\tau)} - \left( \frac{m_1(\tau)}{m_0(\tau)} \right)^2 \quad (4)$$

스펙트럼 바이어스를 줄이기 위하여 이동 창에 창 함수를 사용하는데 일반적인 창 함수는 다음과 같다.

$$W(t) = \alpha + (1-\alpha) \cos(2\pi f t) \quad (5)$$

특히,  $\alpha=0.54$ 일 때  $W(l)$ 를 하밍 창(Hamming window) 함수라 하며, 본 실험에서 사용한 창 함수이다.

### III. 시스템 구성

3-1. 근전도 신호의 검출 장치  
본 논문에서는 피부와 전극간의 임피던스를 최소화시키기 위하여, Ag-AgCl 표면 전극을 사용하여 근전도 신호를 검출하였다. 근전극의 부착위치는 팔에 힘을 주며 굽힐 때의 이두박근(biceps)에서 가장 두르려지게 튀어나온 부분에 주 전극인 (+)전극을, 그 안쪽으로 3cm 정도 떨어진 부분에 부 전극인 (-)전극을, 그리고 아래의 관절 부위의 뼈가 사이에 잡지 전극을 부착하였다.

그림 3-3은 근전도 신호의 검출 과정을 나타내는 블록 선도이다. 이두박근에서 검출한 EMG 신호를 증폭 및 여파하여 오실로스코프로 관찰하면서 A/D 변환기를 통하여 컴퓨터에 입력시켰다.

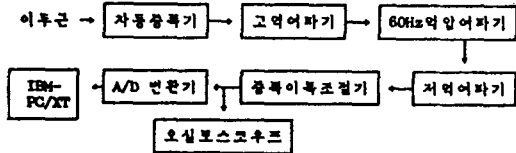


Fig. 3-1. Block diagram of EMG signal processing system

본 시스템에서 사용된 자동 증폭기의 입력 임피던스는  $1M\Omega$  이고, 이득은  $\sim 2000$  배이고 동상 성분 제거비 (CMRR)는 90dB로 제작하였으며, 여파기의 대역폭은 10Hz $\sim$ 700Hz로 하였다. 또한 증폭여파기를 통하여 전원에 인가되는 60Hz의 잡음을 제거시켰다.

여파기 후단의 증폭기는 A/D변환기의 입력신호의 크기에 맞추기 위하여 10K $\Omega$  가변저항을 사용하여 이득을 조절하였다.

근전도 신호의 크기는 50 $\mu$ V $\sim$ 1mV 정도로서 주파수의 특성은 일반적으로 10Hz $\sim$ 3KHz 정도이므로, 본 연구에서는 근전도 신호에 대한 샘플링 주파수를 6KHz로 하였고, A/D변환기는 12비트 AD574를 사용하였다.

### 3-2. 실험 방법

본 연구에서는 피검자 10인을 임의로 선발하여 근육의 피로 정도와 회복 정도를 조사하였다. 실험은 두가지 조건으로 구분하여 실험하였다.

첫번째 조건은 부하조건을 1.5Kg로 하여 근육이 피로상태가 될 때, 매 5초마다 1회씩 힘을 주면서 10분간 120회의 반복동작으로 근육의 상태를 측정하였다.

두번째 조건은 반복된 동작에서 근육의 고통을 느낄 때 즉, 피로상태에서 회복기간을 30초간격으로 15분간 30회의 반복동작으로 근육의 상태를 측정하였다.

### 3-3. 결과 및 고찰

본 연구에서는 부하량의 변화로 인한 근 피로상태라는 일정 운동의 반복에 따른 피로상태를 유발하고 그 회복과정을 실험하였다.

피검자는 근육 및 신경계통의 질환 징후가 없는 10인에 대한 결과 중 일부의 피검자 3인에 대한 결과만을 선정하여 나타내었다. 이들 피검자에 대한 인체 측정자료가 표 1에 나타내었다.

Table 1. The mesurment contents of the human body

| 측정내용     | 피검자 | A       | B       | C   |
|----------|-----|---------|---------|-----|
| 연령       | 성   | 26      | 25      | 24  |
| 신장 (cm)  | 장   | 173     | 175     | 175 |
| 체중 (kg)  | 중   | 69      | 61      | 69  |
| 이두박근의 둘레 |     |         |         |     |
| 수축시 (cm) |     | 31      | 30      | 29  |
| 이완시 (cm) |     | 28      | 28      | 25  |
| 비고       |     | 운동경력 3년 | 운동경력 1년 |     |

각 경우의 근전도 신호에 시간에 대하여 주파수 분포 변화를 구하기 위해 각 신호에 1024점의 폭을 갖는 이동시간 창을 곱하여 스펙트럼을 추정한다. 이 시간 창은 시간에 따라 이동하면서 스펙트럼을 구하면 각 신호는 시간변화에 따른 주파수 분포를 추정할 수가 있다.

예를들면, 하나의 근전도 신호 전체 데이터가 4608개라 하면 그림 3-2와 같이 X로 표시되는 시간 창을 X1에서 X8로 이동하면서 각기 1024개의 데이터 블록을 스펙트럼을 추정한다. 이때 시간창의 이동거리는 임의로 정할 수 있으나 본 실험에서는 512점씩 이동하였다. 스펙트럼 추정시 단형파 형태의 시간창은 스펙트럼 바이어스가 크게 존재하므로 이를 줄이기 위해 식(5)와 같은 창 함수를 사용한다. 또한 각 스펙트럼의 중심은 식(2)와 식(3)을 사용하여 구하였다.

그림 3-3은 피검자 A가 부하량 1.5Kg로 10회(5분 정도) 반복하여 얻은 신호가 (a)이고 그에 따른 스펙트럼 중심의 변화를 시간에 따른 주파수 전이 변화로 (b)에 나타냈으며, 마찬가지로 그림 3-4는 피검자 B에 대한 10회(5분 정도)에 대한 신호(a)와 스펙트럼 중심 변화 (b), 그림 3-5는 피검자 C에 대한 10회(5분 정도)에 대한 신호(a)와 스펙트럼 중심 변화 (b)의 결과이다.

또한 피검자가 반복회수를 120회(15분 정도)로 하였을 때 심한 피로 상태에서 회복되는 과정의 근전도 신호와 주파수 변화를 그림 3-6, 그림 3-7, 그림 3-8에 피검자 A, B, C에 대한 15분 후의 회복상태를 나타내었다.

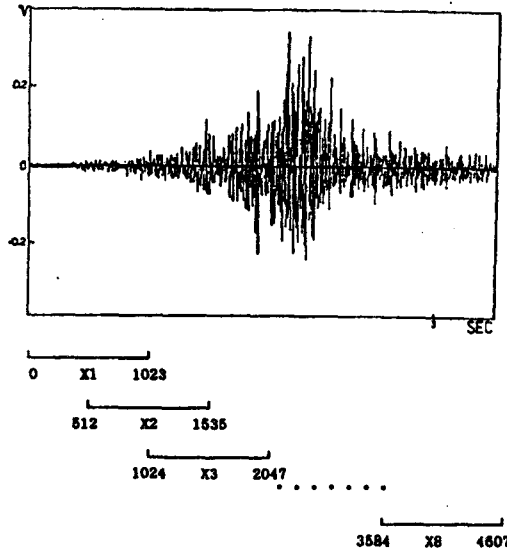


Fig. 3-2. Sample EMG Signal sliding time window positions.

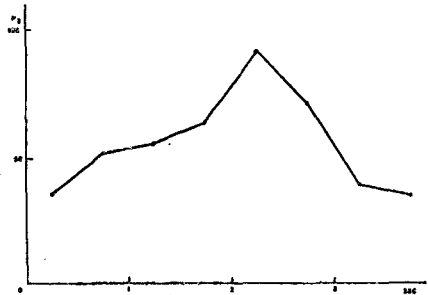
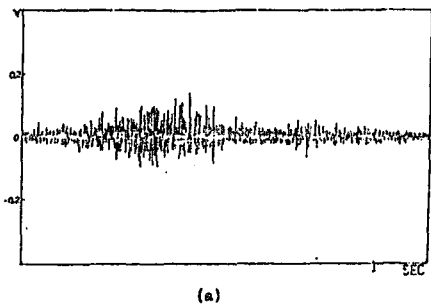


Fig.3-3. The EMG signal of person A and its Spectrum centroid varying with time (10 iterations)  
(a)EMG signal (b)Spectrum centroid

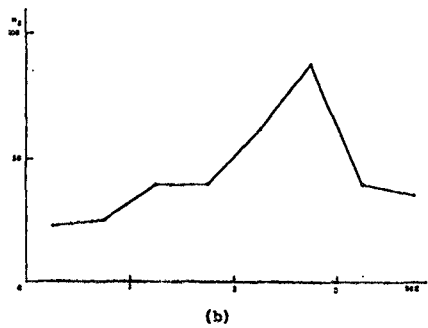
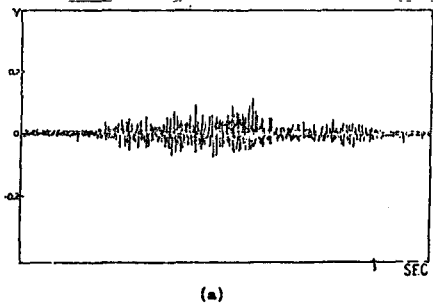


Fig.3-4. The EMG signal of person B and its Spectrum centroid varying with time (10 iterations)  
(a)EMG signal (b)Spectrum centroid

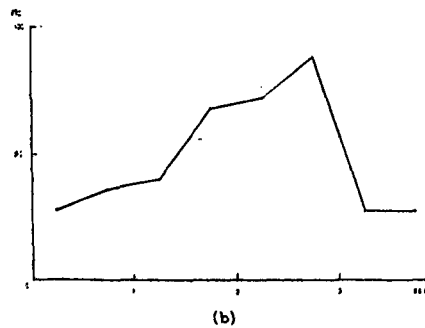
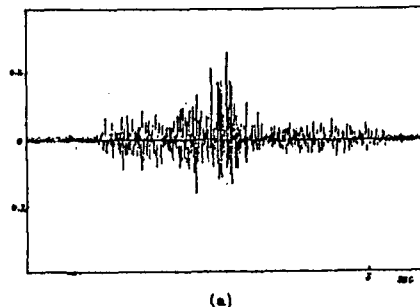


Fig.3-5. The EMG signal of person C and its Spectrum centroid varying with time (10 iterations)  
(a)EMG signal (b)Spectrum centroid

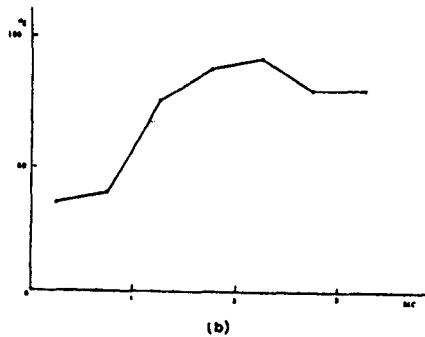
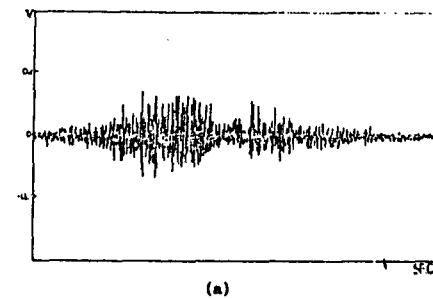
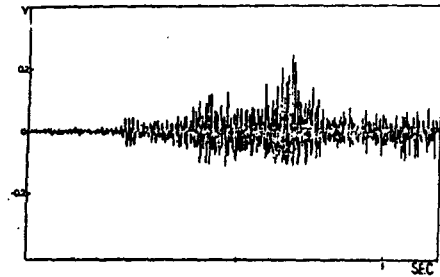
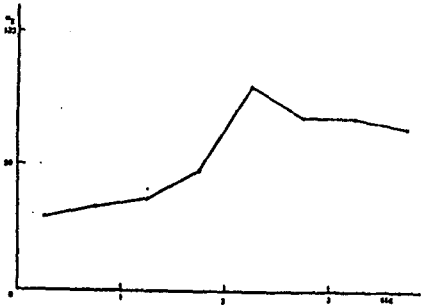


Fig.3-6. The EMG signal of person A and its Spectrum centroid varying with time (recovery state)  
(a)EMG signal (b)Spectrum centroid

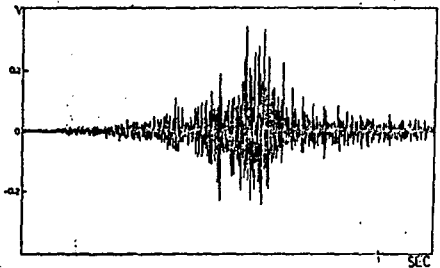


(a)

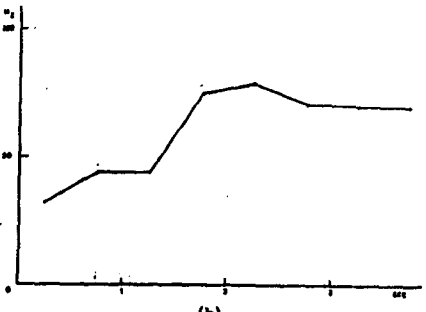


(b)

Fig.3-7. The EMG signal of person B and its Spectrum centroid varying with time (recovery state)  
(a)EMG signal (b)Spectrum centroid



(a)



(b)

Fig.3-8. The EMG signal of person C and its Spectrum centroid varying with time (recovery state)  
(a)EMG signal (b)Spectrum centroid

앞의 결과에서 보인바와 같이 회복상태에서 정상적인 근육상태로 돌아오는 과정을 보면 근육발육상태가 좋을수록 고주파 영역의 분포가 지속됨이 많았음을 볼 수 있다. 따라서 A 경우가 회복속도가 가장 빠른 것으로 생각된다.  
표 2는 피검자 A, B, C의 시간에 따른 피로상태와 회복상태의 주파수 분포를 나타내었고, 피검자 A, B, C에 대하여 하중횟수에 따른 최대 주파수 분포를 그림 3-9에 그래프로 나타내었다. 이것은 피로가 증가와 회복정도를 참고할 수 있다.

Table 2. The distribution maximum frequency of fatigue state and recovery states

| 피검자       | A  | B  | C  |
|-----------|----|----|----|
| 피로상태      |    |    |    |
| 10회(5분)   | 92 | 88 | 87 |
| 60회(10분)  | 76 | 74 | 72 |
| 120회(15분) | 72 | 80 | 78 |
| 회복상태      |    |    |    |
| 30회(15분)  | 87 | 80 | 80 |

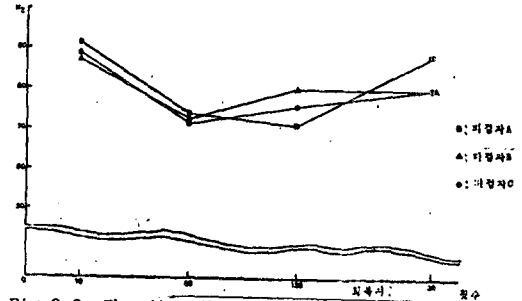


Fig.3-9. The distribution maximum frequency varying with time for person A, B, C

IV. 결 론

피검자 10인에 대하여 실험한 결과 중 대표적인 피검자 A, B, C의 측정 결과에서 피검자 A가 피검자 B, C에 비하여 시간에 따른 주파수 분포가 매우 높음을 알 수 있었고, 회복상태도 매우 빠름을 알 수 있었다. 그러므로 피검자 A는 피검자 B, C에 비하여 격렬한 근육운동 경기에 적합한 것으로 사료된다.

따라서, 근육이 피로한 상태에서는 주파수 분포가 저주파로 전이하고 회복상태에서는 다시 고주파로 전이됨을 알 수 있으며, 이에 따라 피로 속도와 회복시간을 측정함으로써 피검자가 운동에 적합한지를 판별할 수 있었다.  
본 연구를 각종 스포츠 과학에 응용하면 우수선수 선발등 임상진단에 좋은 참고가 될 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Chaffin, D.B., 1969: Surface electromyograph frequency analysis as a diagnostic tool. J. O.M., pp.109-115
2. De Luca.C.J., "Physiology and mathematics of myoelectric signals" IEEE Trans. on Biom. Eng. BMR-26, pp.313-325, 1979
3. L.Lindstrom, R.Magnusson, and I. Petersen "Muscular Fatigue and action potential conduction velocity changes studies with frequency analysis of EMG signal "Electromyography, Vol.10, pp.341-351, 1977

4. 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.512-523,July.1981.
5. P.A.Lynn"Drect on-line Estimation of Muscle Fiber Conduction Velocity by Surface Electromyography" *IEEE Trans. Biomed.Eng.*, Vol. BME-26, pp.564-571, 1979.
6. 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, pp.73-80,1983.
7. Gideon F.Inbar and Antonie E.Noajaim,"On Surface EMG Spectral Characterization and it s Application to Diagnostic classification" *IEEE Trans. on Biom.Eng.*, Vol.BME-31, No.9, September,1984.
8. Joseph Goodgold, Arthur Eberstein, 1983.: *Electrodiagnosis of neuromuscular diseases.* Williams&Wilkins,pp.56-63
9. 정영태, 구자영, 노민희, 1984, 생리학, 고문사
- 10.N.Hogan "A review of the methode of processing EMG for use as a proportional control signal." *Biomedical Eng.*pp. 80-81,1976.
- 11.Vander, A.T., J.h.Sherman, and D.S.Luciano. 1975.: *Human Physiology The Mechanisms of Body Function.* 2nd editor. McGraw-Hill.
- 12.G.Brody, R.N.Scott, R.Balasubramanian "A model for myoelectric signal generation." *Med.&Biol.Eng.* pp.29-41,1974.
13. 변문식, 박상희 "비례제어 신호를 사용하는 근전도 신호처리 방법의 검토" *전기학회지 제3권, 제7호*, pp.22-28. 1984.