

전력 스펙트럼 밀도를 이용한 근전도 신호의 주파수 해석

박상희* · 변윤식* · 김광순* · 김원기**

=Abstract=

Frequency Analysis of EMG Signals using Power Spectral Density

Sang-Hui Park,* Youn-Shik Byun,* Kwang-Soon Kim,* Won-Key Kim**

This paper describes the EMG signals in frequency domain using power spectral density. The changes in the mean frequency can represent the energy distribution which results from changing in load before and during fatigue.

Most of EMG signal power spectrum is located between 10 and 200Hz. Shifts of the high-energy regions of the power spectra can be inferred from the changes in the mean frequency. If the load is increased without fatigue-occurring, the high frequency regions have more energy than the low frequency regions. And if load is increased during fatigue, the low frequency regions have more energy than the high frequency regions.

1. 서 론

근전도 신호는 근육을 수축할 때 발생하는 전기적인 신호이다. 절단 환자의 손상되지 않은 근육으로부터 검출한 근전도 신호를 보철 제어에 이용하려는 연구가 활발히 진행되고 있다. 이러한 연구는 마이크로프로세서가 발달함에 따라 빠른 속도로 진행되어 보다 편리하고 정확한 신호의 해석이 가능하여졌다.

근전위에 대한 생리학적 연구에 있어서 근전도 신호는 임상적으로 더 실효성이 있다. Gersten¹⁾ 등은 정상인과 신경질환, 근질환 환자에 대하여 근전도 고조파 분석을 하였다. Kopic²⁾ 등은 근전도 주파수 스펙트럼이 말초신경단위 병변이 있는 피검자에게서 변화하는 것을 알아냈다. Kwatny³⁾ 등은 전력 스펙트럼 밀도와 상관 관계를 이용하여 근전도 신호를 해석하였다. Lind-

ström⁴⁾ 등은 근전도 신호의 생리학적, 병리학적인 성질을 이해하는데 전력 스펙트럼이 매우 가치있음을 알아냈다.

이러한 근전도 신호의 스펙트럼 해석은 인간공학, 생체공학, 정보공학의 발달과 함께 최근 연구가 급증하고 있다. 근전도에 관하여 현재까지 국내에서 주로 연구되어 오고 있는 것은 근전도 신호를 이용한 팔의 기능분류에 관한 것이었다. 즉, 이러한 기능 분류의 방법으로 패턴 인식에 의한 방법⁵⁾, 시제열 모델에 의한 방법⁶⁾, 그리고 Kalman 필터를 이용한 비례 제어법⁷⁾ 등이 본 연구실에서 연구되어 왔다. 이와 같이, 근전도 신호를 보철 제어에 이용하기 위한 연구가 진행되어 왔을 뿐, 근전도 신호의 전력 스펙트럼 해석에 대한 연구는 아직까지 미비한 상태이다.

따라서, 본 논문에서는 근전도 신호를 안정한 신호로 가정하고 전력 스펙트럼 밀도를 이용하여 근전도 신호의 정량적인 주파수 분포 해석을 하였다.

<85. 5. 25. 접수>

* 연세대학교 공과대학 전기공학과
Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

** 연세대학교 의과대학 의용공학과
Dept. of Biomedical Eng., Yonsei University

2. 근전도 신호의 주파수 해석

(1) 근전도 신호의 전력 스펙트럼

랜덤 신호들은 진폭 확률 분포의 평균과 분산등 통계적인 정량으로 표현되지만, 신호의 특성을 보다 잘 나타내기 위하여 전력 스펙트럼 밀도 함수를 이용한다. 전력 스펙트럼은 랜덤 신호뿐만 아니라 결정 신호, 비주기 신호, 주기 신호에 응용할 수 있는 특성 함수이며, 여러 주파수에 걸쳐 분포되어 있는 전력 또는 에너지를 나타내는 평균량이다.

각 주파수의 전력을 측정할 수 있는 경우에 전력 스펙트럼은 전전력에 대하여 가치있는 정보를 제공하며, 전력 스펙트럼 해석은 잡음 신호로부터 정보를 검출하는데 사용하고, 실제적으로 신호를 전송하는 과정에서 나타나는 임의의 변동에 대한 효과를 다루는데 사용한다.

근육의 수축력은 일반적으로 10Hz 가량 되는 운동 신경 펄스의 발생 비율의 변화와 작용하는 운동 단위 수의 변화에 의해 조정된다. 수축 정도가 작을 때는 적은 수의 운동 단위가 작용하고, 수축하고자 하는 힘이 커질 때 발생 비율이 증가하고 작용하는 운동 단위의 수도 증가한다^{8,9)}.

근전도 신호의 주파수 특성은 그 전력 스펙트럼을 구해 보면 쉽게 알 수 있다. 그림 1은 서로 3cm 떨어진 표면 전극을 이용하여 이두박근에서 얻은 근전도 신호의 전력 스펙트럼이다. 일반적으로, 표면 전극을 사용한 근전도 신호의 전력 스펙트럼은 30~100Hz 사이의 주파수에서 최대의 크기를 갖는다고 알려져 있다⁴⁾.

주파수 영역으로의 변환은 이산 푸리에 변환으로 이루어지며, 계산 속도를 빨리 하기 위하여 FFT 알고리즘을 사용하였다. 이렇게 변환된 신호를 절대값을 취한 후 제곱을 하면 전력 스펙트럼이 된다.

수학적으로 전력 스펙트럼 $S_{xx}(f)$ 는 식 (1)과 같이 푸리에 진폭 $X(f)$ 의 절대제곱값으로 표현된다.

$$S_{xx}(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} (1/2T) |X(f)|^2 \quad (1)$$

여기서, $2T$ 는 관찰 구간의 길이이고,

$$X(f) = \int_{-T}^T x(t) e^{-j2\pi f t} dt \quad (2)$$

이다.

즉, 푸리에 변환은 시간과 주파수 영역 사이의 1:1 단일 대응 관계를 보여준다.

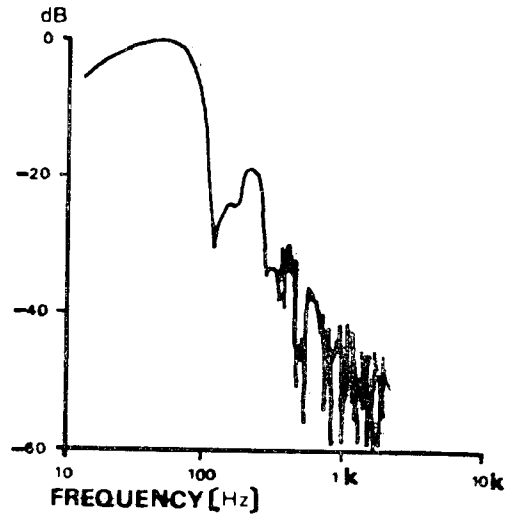


그림 1. 표면적으로 얻은 근전도신호의 전력 스펙트럼⁴⁾
Fig. 1. Power spectrum of EMG signals with surface electrode

(2) 근전도 신호의 전력스펙트럼 추정

본 연구에서는 근전도 신호의 전력 스펙트럼을 얻기 위하여 Periodogram 방법¹¹⁾을 이용한 신호 처리 기법을 근전도 신호 해석에 응용하였다. 이 방법은 전력 스펙트럼 추정에 FFT 알고리즘을 이용한 Welch¹²⁾의 기법에 기초를 두었으며, 계산 속도와 필요한 중요 저장 부분을 줄일 수 있으며 불안정성 판별테스트에 편리하게 응용할 수 있는 장점을 갖는다.

신호 $x(n); n=0 \dots N-1$ 이 안정하다고 가정하고, 오차를 줄이며 메이타의 직류 성분을 제거하기 위하여 zero 평균으로 변환시킨 다음, $x(n)$ 을 중첩시키면서 세그먼트(segment)의 길이가 L 이고, K 개의 세그먼트를 취하는데, 이때 각 세그먼트 시작점에서 D 단위 만큼 떨어져 다음 세그먼트를 취한다.

그러면,

$$\left. \begin{aligned} x_1(n) &= x(n) & n=0, \dots, L-1 \\ x_2(n) &= x(n+D) & n=0, \dots, L-1 \\ \dots & \dots & \dots \\ x_K(n) &= x(n+(K-1)D) & n=0, \dots, L-1 \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

즉, K 개의 세그먼트 $x_1(n), \dots, x_K(n)$ 을 얻는다. 그리고 전체 길이를 N 이라고 하면,

$$(K-1)D + L = N \quad (4)$$

이렇게 세그먼트로 나눈 것이 그림 2에 나타나 있다¹²⁾.

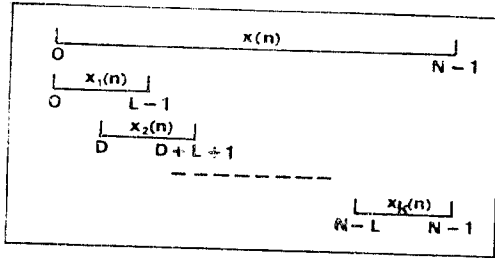


그림 2. 기록 분할의 보기
Fig. 2. Illustration of record segmentation

길이 L 인 각 세그먼트에 대하여, 수정된 피리오드 그래름을 구한다. 즉, 데이터 window $\omega_d(n)$ 을 취하여 시퀀스 $x_1(n)*\omega_d(n), \dots, x_K(n)*\omega_d(n)$ 을 형성하는데 이러한 시퀀스들의 이산 푸리에 변환을 구한다.

$$X_i(f) = \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n) * \omega_d(n) e^{-j \frac{2\pi}{M} f n} \quad (5)$$

$0 \leq f \leq M-1, 0 \leq i \leq K-1$

여기서, M 은 FFT 길이이며, $X_i(f)$ 는 FFT 알고리즘을 이용하여 계산한다.

i 번째 수정된 피리오드 그래름은

$$S_i(f) = |X_i(f)|^2 \quad (6)$$

$0 \leq f \leq M-1, 0 \leq i \leq K-1$ 이다. 스펙트럼 추정을 하기 위하여 라디안 주파수 $2\pi f/M$ 으로 정규화 시키고 평균을 취한다.

$$S_{XX}(2\pi f/M) = \frac{1}{KU} \sum_{i=0}^{K-1} S_i(f) \quad (7)$$

$0 \leq f \leq M-1$

여기서, $U = \sum_{n=0}^{L-1} \omega_d^2(n)$ 이다. L 은 window 길이이고 U 는 스펙트럼 추정을 위하여 무편향(unbias)되는 것이 필요하다. 따라서, 스펙트럼 추정은 이러한 피리오드 그래름의 평균이다.

스펙트럼 window의 엽(lobe)을 줄이기 위하여 본 연구에서는 Hamming window를 사용하였다. 전력 스펙트럼의 연산과정에서 푸리에 계수가 인접된 주파수로 누설되는 경향이 있는데 이것은 window를 사용하여 경감시킬 수 있다.

일반적인 window 함수는

$$\omega_d(n) = \begin{cases} \alpha - (1-\alpha) \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (8)$$

이다. $\alpha=0.54$ 일때 Hamming window라고 하므로 본 연구에서 사용한 Hamming window의 식은 다음과 같이 표시된다.

$$\omega_d(n) = \begin{cases} 0.54 - 0.46 \cos(8\pi n / (L-1)) & 0 \leq n \leq L-1 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

근전도 신호의 전력 스펙트럼 밀도 함수를 비교하기 위하여 전력 스펙트럼의 평균 주파수 FMEAN과 이 주파수에 대한 분산을 계산한다.

전력의 평균 주파수는

$$FMEAN = \frac{\sum_{f=f_0}^{f_c} f * S_{XX}(f)}{\sum_{f=f_0}^{f_c} S_{XX}(f)} \quad 0 \leq f \leq f_c \quad (10)$$

로 계산되고, 주파수 분산은

$$FVAR = \frac{\sum_{f=f_0}^{f_c} (f - FMEAN)^2 * S_{XX}(f)}{\sum_{f=f_0}^{f_c} S_{XX}(f)} \quad (11)$$

로 계산된다. 여기서, f_c 는 샘플링 주파수의 1/2이다.

전력 스펙트럼 추정에 대한 피리오드 그래름 방법의 흐름도는 그림 3과 같다.

3. 실험

(1) 근전도 신호의 검출 및 실험 장치

일반적으로 근전도 신호의 검출에는 바늘형 전극을 사용하지만 근대에는 고통을 주지않는 표면전극이 병행하여 많이 사용되고 있다.

본 연구에서는 Ag-AgCl 표면전극을 사용하여 근전도 신호를 검출하였다. 표면전극에 의해 신호를 검출할 때 고려해야 할 점은 전극과 피부 사이에 임피던스를 최소화하고 정확한 위치에 전극을 고정시켜야 한다. 그러므로 전극을 부착하기 전에 부착부위를 에탄올이나 아세톤으로 잘 닦아내고 젤리를 바른 후 접착성 반창고로 전극을 고정시킨다. 젤리는 접촉 정도를 향상시키며 임피던스를 감소시키는 역할을 한다. 전극은 운동 단위가 가장 많이 밀집되어 있는 곳에 고정시키고 신호를 검출하였다.

그림 4는 인체에서 얻어낸 근전도 신호의 검출과정을 나타내는 블럭선도이다. R-511A Dynograph 기록기에 Beckman type 9852A EMG averaging coupler를 부착시켜, 이두박근에서 검출한 근전도 신호를 증폭

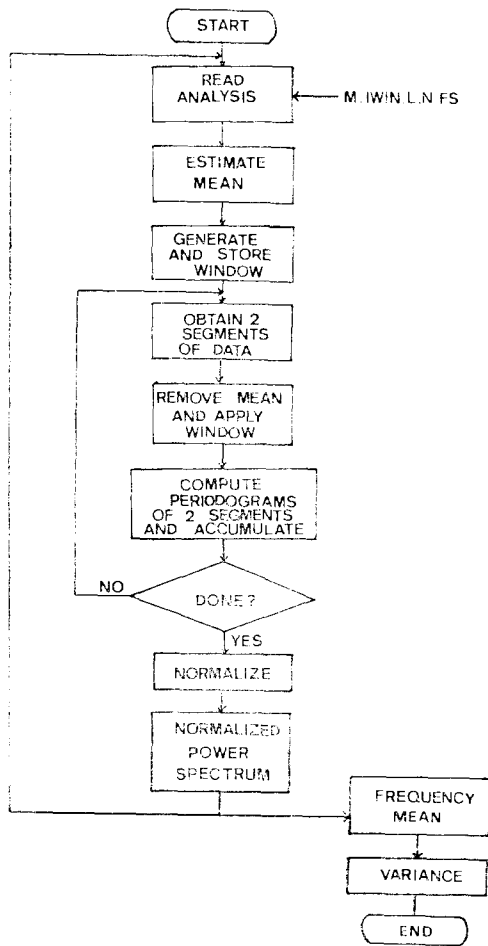


그림 3. 전력 스펙트럼 추정 알고리즘의 흐름도
Fig. 3. Flow diagram of power spectrum estimation

빛 여파라고 digital storage 오실로스코프에 나타내며, A/D 변환기와 PIA 회로를 거쳐 Apple II 컴퓨터에 인터페이스 시켰다. 이렇게 하여 얻어진 데이터를 플로터 디스크에 저장하고 Cyber 170-825 대형 컴퓨터에 입력시켰다.

(2) 실험 방법

피검자로 정상인 4명을 대상으로 근육의 수축 정도를 조사하였다. 상측 팔의 이두박근에 전극 2개를 부착시키고 하측팔의 중앙부위에 접지전극을 부착시켰다. A/D 변환기를 구동시키는 프로그램을 컴퓨터의 기억장

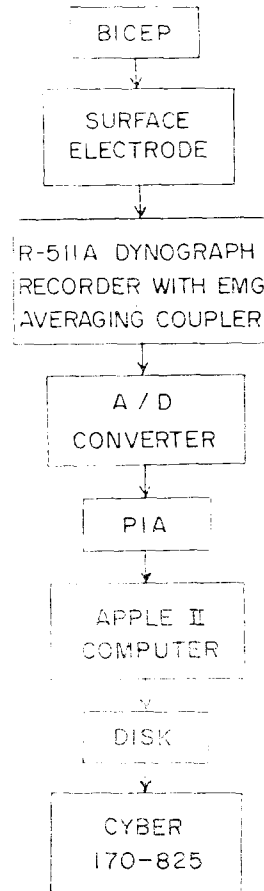


그림 4. 근전도 신호의 검출 과정
Fig. 4. The detecting process of EMG signals

소에 로드(load)시키고 교정(calibration)시키기 위하여 피검자는 움직임없이 안정한 상태를 유지하였다. 근전도 신호 추출 장치를 작동시키며 상태를 확인하였다. 피검자의 근육수축에 따른 근전도 신호를 발생시키며 오실로스코프로 확인하였다.

본 실험에 사용되는 근전도 신호는 일정한 힘의 크기와 동일한 위치 등 주위환경을 고려하여 검출하였다. 실험은 첫째, 부하 조건을 2.5kg, 5kg, 10kg으로 하여 각 부하조건에서의 수축 정도를 측정하였고, 둘째, 각 부하 조건에서의 수축 정도를 유지하면서 고통을 느낄 때 즉, 피로 상태에서 각 부하 조건에서의 수축 정도를 측정하였다.

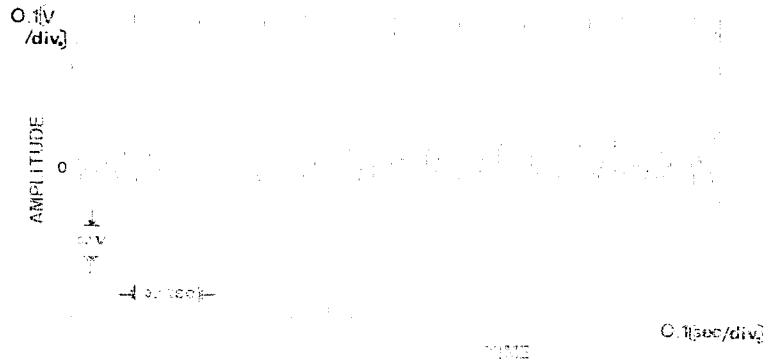
4. 결과 고찰

(1) 각 부하조건에서의 근전도 신호와 전력 스펙트럼

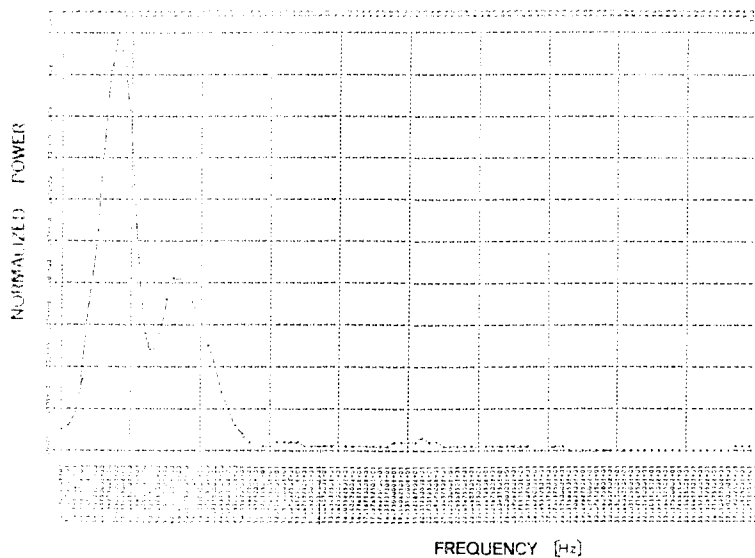
그림 5, 6, 7은 각각 부하량을 2.5kg, 5kg, 10kg으로 주었을 때 (a)근전도 신호와 (b)전력 스펙트럼을 나타낸다. 본 연구에서는 단순히 크고 작은 부하 정도 다보는 부하량이 증가함에 따른 근전도 신호와 전력

스펙트럼 관찰하는 것이 목적이므로 편의상 부하량을 위의 세가지로 나누어서 실험하였다.

그림에서 알 수 있듯이, 부하량 2.5kg보다 부하량 5kg에서 더 높은 주파수범위에 많은 전력이 분포하며 부하량 10kg에서는 더욱 많은 전력이 분포함을 알 수 있다. 즉, 부하량이 증가할수록 많은 전력이 더 높은 주파수 범위에 분포되어 있음을 알 수 있으며 정량적으로 나타낸 표 1에서도 부하량이 증가할수록 평균주파수가 증가한다.

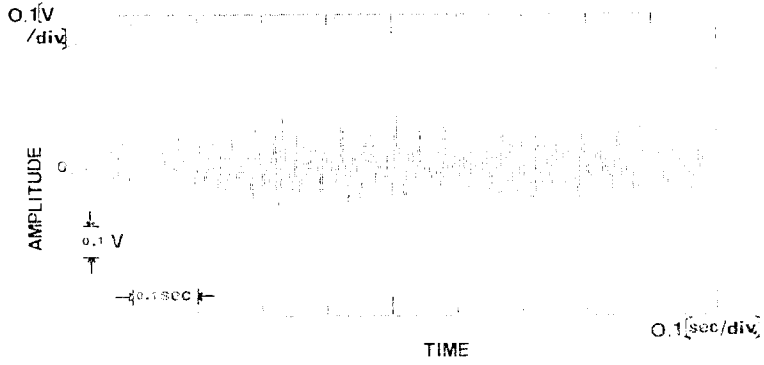


(a)

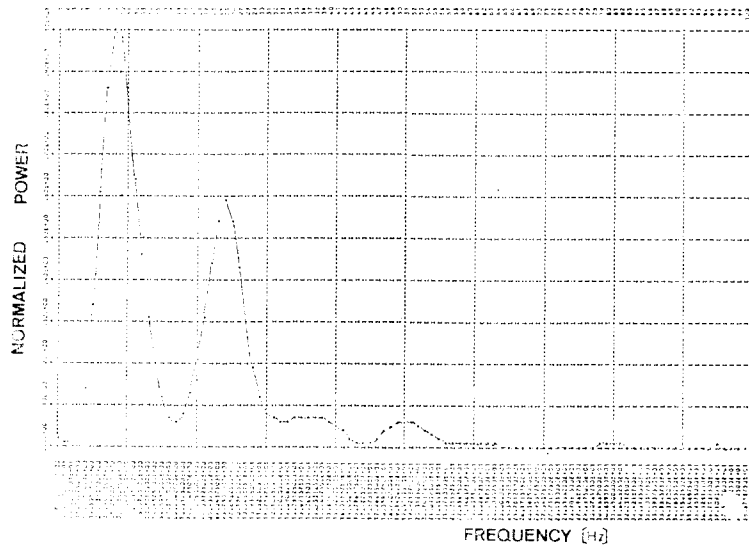


(b)

그림 5. 부하량 2.5kg에서의 근전도 신호(a)와 전력 스펙트럼(b)
Fig. 5. EMG signal (a) and its power spectrum (b) with load 2.5kg



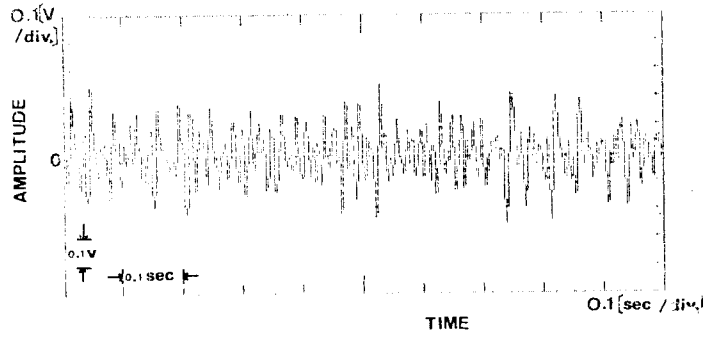
(a)



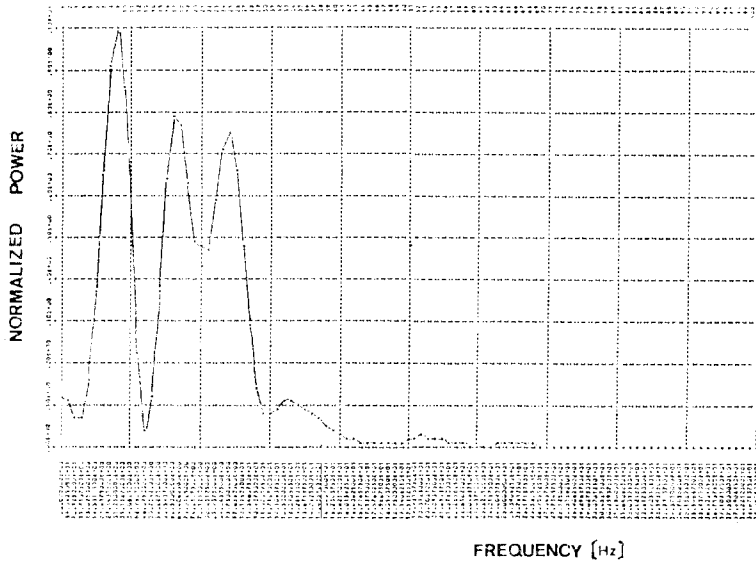
(b)

그림 6. 부하량 5kg에서의 근전도 신호(a)와 전력 스펙트럼 (b)
Fig.6. EMG signal (a) and its power spectrum (b) with load 5kg

—박상희 의 : 전력 스펙트럼 밀도를 이용한 근전도 신호의 주파수 해석—



(a)



(b)

그림 7. 부하량 10kg에서의 근전도 신호(a)와 전력 스펙트럼(b)
Fig. 7. EMG signal (a) and its power spectrum (b) with load 10kg

표 1. 전력 스펙트럼의 평균 주파수와 분산
Table 1. Mean frequency and variance of power spectrum

피 검 자	부 하 조 건	장력(Kg)	FMEAN(Hz)	FVARIANCE
A	부 하 량	2.5	38.60573	466.57035
		5	40.17536	1061.87428
		10	44.45330	1639.07104
	피로+부하량	2.5	39.34319	919.46657
		5	34.27366	741.09361
		10	23.27824	392.75380
B	부 하 량	2.5	3.094266	908.10951
		5	36.58379	487.84266
		10	38.03813	781.53265
	피로+부하량	2.5	39.83839	832.79532
		5	30.88608	291.99934
		10	29.08067	369.53871
C	부 하 량	2.5	35.61165	856.98221
		5	38.72810	586.98293
		10	42.19509	919.54697
	피로+부하량	2.5	40.89266	1104.15290
		5	35.72810	864.20836
		10	29.39424	480.64313
D	부 하 량	2.5	53.61165	1161.97560
		5	62.17128	1545.09571
		10	92.19509	2353.98054
	피로+부하량	2.5	54.48371	1380.86562
		5	48.51408	1034.58829
		10	41.63370	910.26355

이것은 피곤하지 않은 상태에서의 평균주파수가 Kwatny³⁾ 등의 연구 결과와 같이 근육장력을 증가시킬 때 더 높은 주파수범위로 치이함을 나타낸 것이다. 또한, 그림 5, 6, 7에서 대부분의 근전도신호의 전력 스펙트럼이 10~200Hz 사이에 분포함을 알 수 있다.

(2) 피로도에 의한 근전도 신호와 전력 스펙트럼

그림 8, 9, 10은 앞절과 같은 각각의 부하량에서 피검자가 부하 상태를 계속 유지하면서 고통을 느낄 때 즉, 피로 상태에서 자 부하량을 주었을 때의 (a) 근전도 신호와 (b) 전력 스펙트럼을 나타낸 것이다.

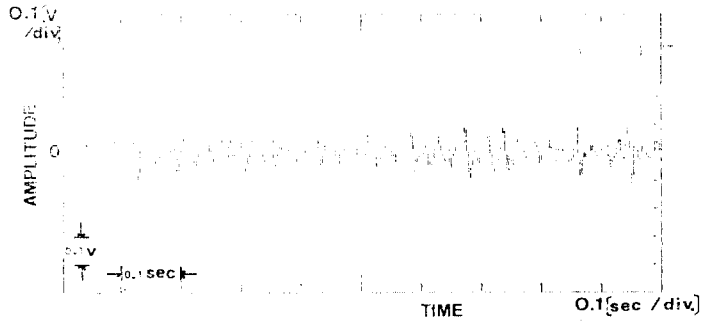
근전도 신호의 전력 스펙트럼 해석에 근육 피로의 근전도 연구가 중요한 방법중의 하나인데, 이것은 피로한 상태에서는 매우 높은 수축 정도가 있어야 하며 그로 인하여 신호가 랜덤 잡음의 특성을 갖기 때문이며,

피로한 상태에서 근육을 수축할 때 낮은 주파수 범위가 점차로 증가하는 반면에, 높은 주파수 범위가 줄어드는 것으로 확인할 수 있다.

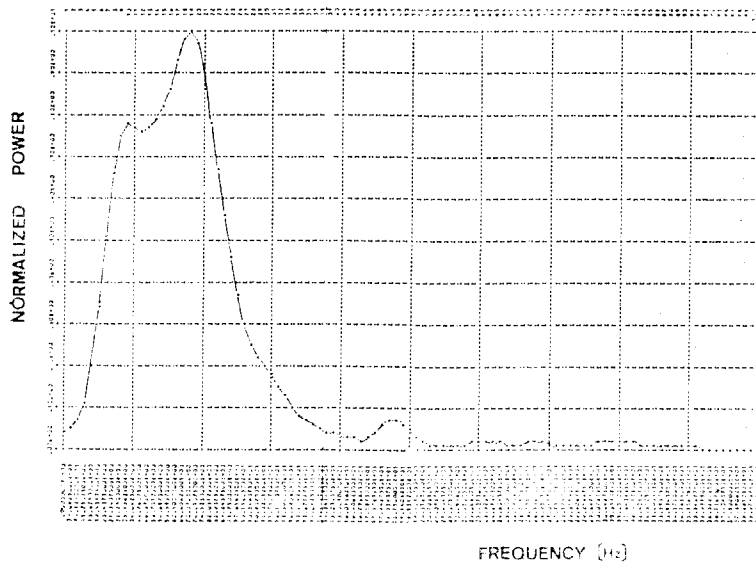
본 실험에서도, 피로한 상태에서 부하량이 증가할 때 많은 전력이 더 낮은 주파수 범위에 주로 분포되어 있음이 그림에 나타났다. 근육이 피로할 때 근전도 신호의 스펙트럼이 변하는 것은 운동 단위의 전파 속도가 더욱 줄어드는데 원인이 있다.

표 1은 피로한 상태에서 부하량이 증가할수록 평균 주파수가 감소함을 보여준다. 이것은 또한 기존의 연구 결과와 같이 피로한 상태에서 전력 스펙트럼의 가장 큰 에너지 범위가 보다 낮은 주파수 대역으로 치이함을 나타낸 것이다.

또한 표 1은 전력 스펙트럼 밀도 분석으로 생긴 평

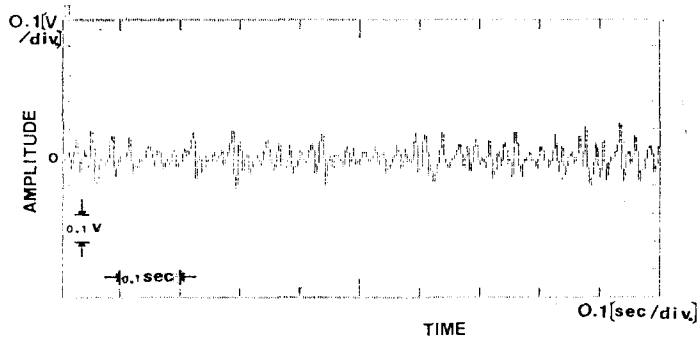


(a)

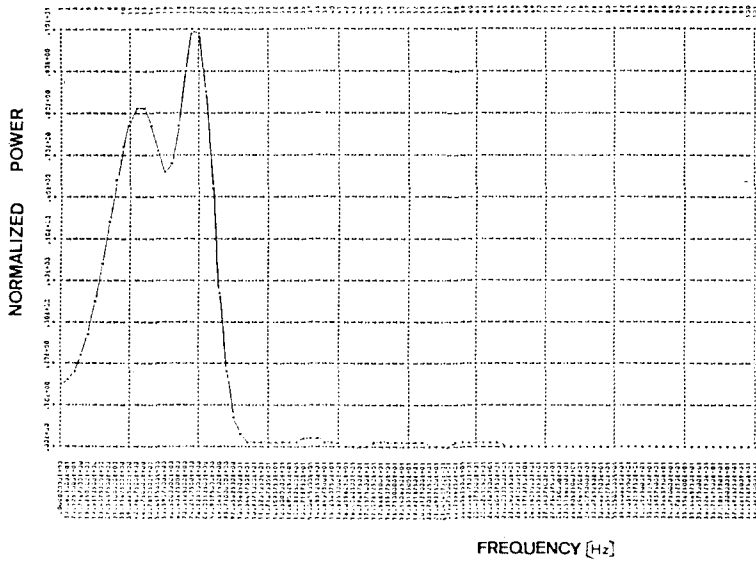


(b)

그림 8. 피로 상태에서의 부하량 2.5kg인 근전도 신호(a)와 전력 스펙트럼(b)
 Fig. 8. EMG signal (a) and its power spectrum (b) at load 2.5kg during fatigue



(a)



(b)

그림 9. 피로 상태에서의 부하량 5kg인 근전도 신호(a)와 전력 스펙트럼(b)
Fig. 9. EMG signal (a) and its power spectrum (b) at load 5kg during fatigue

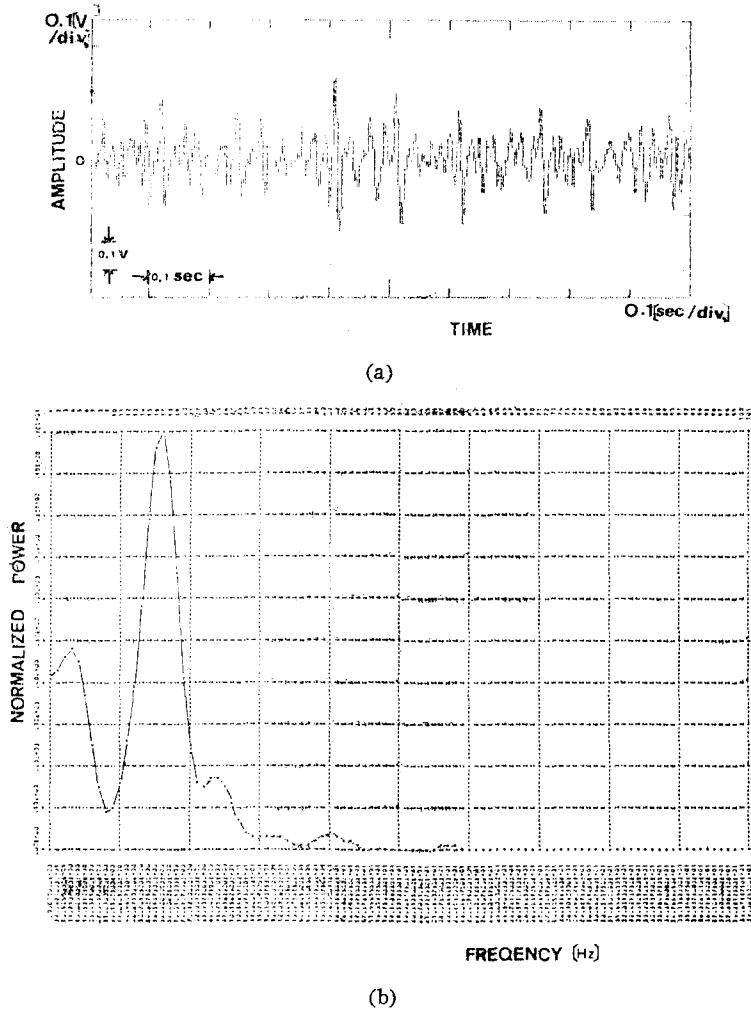


그림 10. 피로 상태에서의 부하량 10kg인 근전도 신호(a)와 전력 스펙트럼(b)
 Fig. 10. EMG signal (a) and its power spectrum (b) at load 10kg during fatigue

평균 주파수와 분산을 나타낸 것으로 모든 피로한 경우의 평균 주파수는 피로하지 않은 상태의 스펙트럼의 평균 주파수보다 약간 낮으며, 근육이 피로한 상태에서는 부하량을 증가시킬수록 근전도 신호가 가지는 평균 주파수는 점점 감소함을 보여준다.

피로하지 않은 상태에서 부하량이 증가하면 평균 주파수 역시 증가하며 분산도 대체적으로 증가함을 나타내고 있는 반면에 피로한 상태에서는 부하량이 증가하면 평균 주파수·분산 모두 감소하고 있다.

이와 같이, 근전도 신호의 에너지 대역을 검출하려면 근육의 피로한 상태와 피로하지 않은 상태에서 신

호의 변화를 관찰하여야 하며 근전도 신호는 피로한 상태에서 더 낮은 주파수 성분의 지배를 받으며 전력 또한 낮은 주파수로 천이한다.

5. 결 론

피점자의 이두박근으로부터 피로하지 않은 상태와 피로한 상태에서의 근육 수축으로 얻어진 근전도 신호를 주파수 영역에서 전력 스펙트럼 밀도를 이용하여 해석한 결과로는 대부분의 근전도 신호의 전력 스펙트럼이 10~200Hz에 분포되어 있었고 전력 스펙트럼의

고에너지 영역 전이치는 평균 주파수의 변화로 해석할 수 있었으며, 부하량이 증가할수록 더 높은 주파수 범위에 많은 전력이 분포하였다. 그리고 피로한 상태에서는 부하량이 증가할수록 많은 전력이 더 낮은 주파수에 분포하였다.

이러한 근전도 신호의 주파수 해석은 근전도 제어 시스템의 개발을 위하여 적합한 신호 정보를 제시하며, 임상적 진단 방법에 도움을 줄 것이다.

감사의 말씀

본 연구는 1985년도 한국과학재단 일반 연구비의 일부에 의해서 이루어진 것을 감사드린다.

참 고 문 헌

- 1) J.W. Gersten, F.S. Cenkovich, and G.D. Jones: *Harmonic analysis of normal and abnormal electromyograms. Amer. J. Phys. Med., vol. 44, pp. 235~248, 1965*
- 2) J. Kopic and I. Hausman-Petrusewicz: *Application of harmonic analysis to the electromyograms evaluation. Acta. Physiol. Polonia., vol. 17, pp. 597~608, 1966*
- 3) E. Kwatny, D.H. Thomas, and H.G. Kwatny: *An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. IEEE trans. BME. vol. 17, No. 4, pp. 303~313, 1970*
- 4) L. Lindström and I. Petersén: *Power spectrum analysis of EMG signals and its application. Prog. clin. Neurophysiol., vol. 10, Ed. J.E. Desmedt. pp. 1~51, 1983*
- 5) 이규진: 마이크로 프로세서를 이용한 근전도의 패턴 분류, 연세대학교 대학원 석사학위 논문, 1983
- 6) 김도윤: 시계열 분석법을 이용한 EMG 신호의 기능별 분류에 관한 연구, 연세대학교 대학원 석사학위 논문, 1984
- 7) 최광현: EMG 신호에서의 비례제어 신호 추정, 연세대학교 대학원 석사학위 논문, 1984
- 8) L. Lindström and R.I. Magnusson: *Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its application. Proc. IEEE. vol. 65, pp. 653~662, May 1977*
- 9) G. Brody, R.N. Scott, and R. Balasubramanian: *A model for myoelectric signal generation. Med. & Biol. Eng. pp. 29~41 1974*
- 10) G.F. Inbar and A.E. Noujaim: *On surface EMG spectral characterization and its application to diagnostic classification. IEEE trans. BME vol. BME-31, No. 9. pp. 597~603, Sept. 1984*
- 11) L.R. Rabiner and B. Gold: *Theory and application of digital signal processing, chapter 6, pp. 399~419, Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs. N.J., 1975*
- 12) P.D. Welch: *The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra; A method based on time averaging over short, modified periodograms. IEEE Trans. Audio and Electroacoust., vol. Au-15, No. 2, pp. 70~73, June 1967*