

IPI 의 확률밀도함수에 대한 근신호의 저주파특성 해석

○ 柳 在春* 崔 榮煥** 金 成煥** 朴 鍾國*

* 慶熙大學校 電子工學科 **서울市立大學校 電子工學科

Low frequency characteristics analysis of EMG signal
on the probability density function of the IPI

○ Ryu, Jaechun* Choi, Younghwan** Kim, Sungheon** Park, Jonghug*

* Dept. of Electronic Eng. ** Dept. of Electronic Eng.
Kyunghee Univ. Seoul City Univ.

ABSTRACT

In this paper, we proposed a new Algorithm for EMG Lowfrequency analysis.

Through the power spectrum analysis of Gaussian's, Gamma's and Erlang's PDF(probability density function) based on the proposed algorithm, the proper PDF of IPI (inter pulse interval) representing the firing rate of muscle was suggested.

In order to verify the proposed algorithm EMG signals of masseter and biceps muscle were detected by surface electrode and it's the power spectrum analysis was performed. The experimental results are compared with the computer simulation.

I. 서 론

최근의 근전도(Electromyography:EMG)신호처리는 생리학, 의학 및 보철제어등의 공학적 응용에 많이 응용되고 있다. (1,2,3,4)

지금까지의 근신호 검출은 침전극을 사용하였으며, 침전극을 이용하여 SMUP(single motor unit action potential)를 측정하고, 이것으로근육병과 신경병의 구분 및 진단에 사용하여 왔다.

그러나 침전극은 환자에게 고통을 주며, 다루기가 무척 불편함으로써표면전극(surface electrode)을 사용하는 방법에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. (2,3,4)

표면전극을 사용하여 EMG 신호를 해석하는대는 표면전극과 피부자체가 필터효과와 선형압성 효과를 포함하므로 시평면에서 보다는 주파수평면 해석이 시도되고 있다.(5,6)

이제까지의 주파수 해석은 주로 고주파 영역 해석에 주안점을 두고있다(6,7) 그러나 임상진단을 위한 근신호의 해석은 운동단위(motor unit)의 IPI(inter pulse interval)분포함수가 중요한 파라미터이며 이는 근신호의 저주파 해석을 필요로 한다.

한편 저주파 분석은 Clamann (5) 이후 발표된 논문이 랜덤하다는 근거하에 확률변수(random variable)로 보고 수학적인 모델이 발표되고 있으나 분석이론의 복잡성과 임의 크기에 따른 해석의 존재점이 있어 계속연구가 진행되어 오고있다. (8,9,12)

본 논문에서는 근전도 저주파해석의 새로운 알고리즘을 제안하고이 알고리즘에 근거한 Gaussian, Gamma, Erlang 분포함수화 주파수 스펙트럼을 구하여 근육의 발화상태를 나타내는 가장 적합한 IPI의분포함수를 제시하였다.

이를 위하여 실제로 고근(masseter)과 이두박근(biceps brachii)의 근신호를 표면전극으로 검출하고 스펙트럼분석을 수행하여 각 분포함수에 대한 컴퓨터 시뮬레이션 결과와 비교 분석함으로써 제안한 이론의 타당성을 입증하였다.

2. 근신호의 새로운 저주파해석 알고리즘

2.1. 근신호의 발생모형

근육이 수축되기 위해서는 뇌의 운동피질에서

생성되는 신경 임펄스가 발생하여야 하며, 이 임펄스 받은 신경을 통하여 연속적으로 전달되어 수축의 정도에 따라 필요한 수의 운동단위(MU)를 자극한다. 이에 따라 운동단위는 운동단위활동전위(MUAP)를 각 근섬유의 표면에서 일어나는 탈분극과 재분극에 의하여 발생시키며, 이 전위들이 합쳐져 근전도(EMG) 신호를 발생시킨다 이러한 근육의 전기활동의 합을 계산하기 위하여 근신호를 발생하는데 관여하는 운동단위 수를 J 라고 하자. j 번째 운동단위의 시작 시간을 t_{j0} 라 하고, 각각의 시간 $t_{j1}, t_{j2}, t_{j3}, \dots, t_{jn}$ 에서 활동전위가 존재한다고 하자.

j 번째 MU의 $t=0$ 에서의 활동전위 형태를 $y_j(t)$ 라 하면 j 번째 운동단위의 n 번째 활동전위는 $y_j(t-t_{jn})$ 이라 표시할 수 있다.

이제 임의의 시간 T를 선택하고 이 시간동안의 활동전위 수가 N 개라면 j 번째 운동단위의 활동전위는

$$X_j(t, T) = \sum_{n=0}^N y_j(t-t_{jn}) \quad \text{----(2.1.1)}$$

으로 표시 할 수 있다.

여기서 j 는 j 번째 운동단위

N 은 j 번째 운동단위의 T 동안의 활동전위수

n 은 j 번째 운동단위의 활동전위,
($-T/2 < t < T/2$)

t_{j0} 는 활동전위의 시작시간

을 각각 의미하기도 한다.

그러면 전 운동단위의 활동전위는 아래 식과 같이 쓸 수 있다.

$$X(t, T) = \sum_{j=1}^J \sum_{n=0}^N y_j(t-t_{jn}) \quad \text{-----(2.1.2)}$$

여기서 J 는 전체 운동단위의 수이다.

회회-과정을 그림으로 표현하면 아래 그림과 같다.

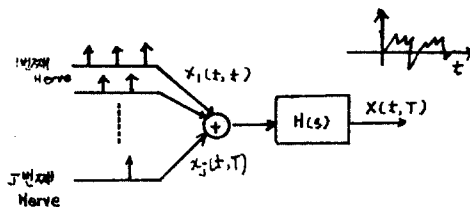


그림 2.1 . 근신호의 발생모델

Fig. 2.1 . Generation Model of EMG.

이제 x_{jn} 을 j 번째 운동단위의 n 번째와 n-1 번째 활동전위 사이의 시간이라하면 즉

$$x_{jn} = t_{jn} - t_{j(n-1)} \quad \text{----- (2.1.3)}$$

이라 하면 x_{jn} 은 확률분포함수 $P_j(x)$ 에 의하여 확률변수로 표시된다.

따라서 j 번째 운동단위의 평균시간(MIPI) Δ 는

$$\Delta = (1/N) \sum_{n=1}^N x_{jn} \approx T/N \quad \text{----- (2.1.4)}$$

이고 여기서 $T \rightarrow \infty$ 이라하면

$$\Delta = \int_0^{\infty} x \cdot P_j(x) dx \quad \text{----- (2.1.5)}$$

이 된다.

2.2. 신호의 저주파 스펙트럼

신호의 전력스펙트럼 밀도함수 $G(f)$ 는 다음 식으로 표현된다.

$$G(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \langle |X_k(T)|^2 \rangle \quad \text{----(2.2.1)}$$

여기서 $f = K/T$ 이며

$X_k(T)$ 는 $X(t, T)$ 의 Fourier계수

$\langle \rangle$ 는 앙상블 평균을 의미한다.

이제 $y_j(t)$ 를 Fourier 계수로 전개하면

$$y_j(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} Y_{kj}(T) \exp(2\pi i k t / T) \quad \text{----(2.2.2)}$$

이고

$$Y_{kj}(T) = 1/T \int_{-T/2}^{T/2} y_j(t) \exp(-2\pi i k t / T) dt \quad \text{--(2.2.3)}$$

이다. 따라서

$$X(t, T) = \sum_{j=1}^J \sum_{n=0}^N \sum_{k=-\infty}^{\infty} Y_{kj}(T) \exp(2\pi i k (t-t_{jn}) / T) \quad \text{----(2.2.4)}$$

여기에서 IPI 의 분포함수만을 생각하고 j 번째 MU의 n 번째 펄스를 임펄스라고 가정하면

$y_j(t-t_{jn}) = \delta_j(t-t_{jn})$ 으로 바꿀 수 있다. 따라서

$$X_k(T) = \sum_{j=1}^J \sum_{n=0}^N \exp(-2\pi i k t_{jn} / T) \quad \text{----(2.2.5)}$$

$$G(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \langle \sum_{j=1}^J \sum_{n=0}^N \sum_{m=0}^N \sum_{l=0}^N \exp(-2\pi i f (t_{jm} - t_{ln}) / T) \rangle \quad \text{(2.2.6)}$$

여기서 $j=1$ 인 부분과 $j \neq 1$ 인 부분으로 나누고 $j=1$ 인 부분을 $G_1(f)$, $j \neq 1$ 인 부분을 $G_2(f)$ 라

하면

$$G(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \langle \sum_{n=0}^N \sum_{m=0}^N \exp(2\pi i f (t_{1m} - t_{1n})) \rangle \quad \text{----(2.2.7)}$$

$$G_1(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} \langle \frac{1}{T} \sum_{n=0}^N \sum_{m=0}^N \exp(2\pi i f (t_{jm} - t_{jn})) \rangle$$

$$= \lim_{T \rightarrow \infty} \langle \frac{N-1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=n+1}^N \exp(2\pi i f (t_{jm} - t_{jn})) \rangle +$$

$$\sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=n+1}^N \exp(-2\pi i f (t_{jm} - t_{jn})) \rangle \quad \text{----- (2.2.8)}$$

식 (2.2.8) 은 $G_1(f)$ 를 $n=n_1, m < n, m > n$ 인 영역으로 나누는 것이다.

또한

$$\begin{aligned} \exp(2\pi if(t_{jm}-t_{jn})) &= \prod_{p=1}^{n-1} \exp(2\pi if(t_{jp}-t_{j,p-1})) \\ &= \prod_{p=1}^{n-1} \exp(2\pi ifz_{jp}) \end{aligned} \quad \text{----(2.2.9)}$$

이므로 이것을 식(2.2.8) 에 대입하면

$$G_1(f) = \lim_{N \rightarrow \infty} \left\langle \frac{1}{N} \sum_{n_1=0}^{N-1} \sum_{n_2=n_1+1}^N \prod_{p=1}^{n-1} \exp(2\pi ifz_{jp}) + \sum_{n_1=0}^{N-1} \sum_{n_2=n_1+1}^N \prod_{p=1}^{n-1} \exp(-2\pi ifz_{jp}) \right\rangle \quad \text{----(2.2.10)}$$

윗식에서는 N 이 확률변수 였지만 $T \rightarrow \infty$ 이면 $N = T/\Delta$ 로 고정되며

$N \rightarrow \infty$ 가 되므로 z_{jp} 가 새로운 확률변수가 된다. 따라서

$$G_1(f) = 1/\Delta + \lim_{N \rightarrow \infty} 1/N \Delta \sum_{n_1=0}^{N-1} \sum_{n_2=n_1+1}^N \prod_{p=1}^{n-1} \langle \exp(2\pi i$$

$$z_{jp}) \rangle + \lim_{N \rightarrow \infty} 1/N \Delta \sum_{n_1=0}^{N-1} \sum_{n_2=n_1+1}^N \prod_{p=1}^{n-1} \langle \exp(-2\pi ifz_{jp}) \rangle \quad \text{----(2.2.11)}$$

여기서 $P_j(f)$ 를 $P_j(x)$ 의 Fourier 변환이라 하면

$$\langle \exp(+2\pi ifz_{jp}) \rangle = \int_0^{\Delta} \exp(+2\pi ifx) * p_j(x) dx = P_j(f) \quad \text{--(2.2.12) 이므로}$$

$$\begin{aligned} G_1(f) &= 1/\Delta \{ 1 + P_j(f)/(1-P_j(f)) + P_j^*(f)/(1-P_j^*(f)) \} \\ &= 1/\Delta (1 - |P_j(f)|^2) / (1 - P_j(f))^2 \end{aligned} \quad \text{----(2.2.13)}$$

이 된다.

이제 $j \neq 1$ 인 경우를 고려하면 $T \rightarrow \infty$ 이면 위와 같은 방법으로 전개 하면

$$G_2(f) \rightarrow 0$$

이 된다.

따라서 전체 운동단위에 대한 저주파 스펙트럼 밀도 방정식은 확률밀도함수 $P_j(f)$ 에 의하여 표시되어 진다 즉,

$$G(f) = 1/\Delta (1 - |P_j(f)|^2) / | 1 - P_j(f) |^2 \quad \text{----(2.2.14)}$$

이 된다.

2.3. 다 확률밀도함수에 대한 저주파 스펙트럼의 산술

앞 절에서 제시한 저주파 스펙트럼에 IPI 의 확률밀도함수를 변화시켜 가면서 저주파 스펙트럼을 구하면 다음과 같다.

1. Gaussian 분포함수

Gaussian 확률분포함수는 아래의 식과 같이 주어진다.

$$p(t) = 1/\sqrt{2\pi} \sigma \exp(-1/2 ((t-\Delta)/\sigma)^2) \quad \text{--- (2.3.1)}$$

여기서 Δ 는 평균시간을 의미

한다.

이것의 푸리에 변환은

$$P(f) = \exp(-2\pi if\Delta) * \exp(-2\pi^2 f^2 \sigma^2) \quad \text{---- (2.3.2)}$$

이다. 이것을 식 (2.2.14) 에 대입하면

$$G(f) = 1/\Delta \{ (\sinh(2\pi^2 f^2 \sigma^2) / (\cosh(2\pi^2 f^2 \sigma^2) - \cos(2\pi f \Delta)) \} \quad \text{----(2.3.3)}$$

이 된다.

2. Gamma 분포함수

Gamma 확률분포함수는 아래의 식으로 주어진다.

$$p(t) = 1/(\beta \Gamma(k)) [(t-\Delta)/\beta]^{k-1} \exp(-\beta(t-\Delta)) \quad \text{---- (2.3.4)}$$

여기서 β 는 스케일 요소.

k 는 Shape 요소

$\Gamma(n)$ 은 Gamma 함수

Δ 는 최소시간

$\Delta = k\beta + \Delta$, $\sigma = \beta \sqrt{k}$ 이다.

이것의 푸리에 변환식은

$$P(f) = (1 + 2\pi ifj\beta)^{-k} \exp(-2\pi ifj\Delta) \quad \text{----(2.3.4)}$$

이제 $P(f) = X + jY$ 라 하면

$$G(f) = 1/\Delta \{ (1 - X^2 - Y^2) / (1 - X^2 - Y^2) \} \quad \text{----(2.3.5)}$$

이 된다.

3. Erlang 분포

Erlang 확률분포함수는 아래와 같이 주어진다.

$$p(t) = (\Delta^{-1} t^{n-1} + \exp(-\Delta t)) / (n-1)! \quad \text{----(2.3.6)}$$

여기서 $\Delta = n\Delta^{-1}$, $\sigma^2 = n\Delta^2$

이것의 푸리에 변환은

$$P(f) = (2\pi if + \Delta)^{-n} \quad \text{---- (2.3.7)}$$

이제 $P(f) = \text{Re}P(f) + j\text{Im}P(f)$ 라 변형하면 하면

$G(f)$ 는

$$G(f) = 1/\Delta \{ (1 - \text{Re}P(f)^2 - \text{Im}P(f)^2) / (1 - \text{Re}P(f) - \text{Re}P(f)^2 + \text{Im}P(f)^2) \} \quad \text{----(2.3.8)}$$

이 된다.

3. 실험장치의 구성 및 실험방법

3.1 실험장치

EMG 신호처리를 위한 실험장치는 표연전극, EMG 증폭기, 능동 어짜기, 적분기, A/D 변환기와 IBM-PC로 구성 하였으며 전체의 시스템을 블록선도로 표시하면 아래 그림과 같다.

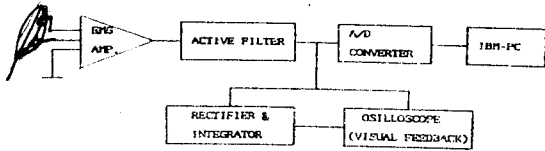


그림 2. EMG 신호처리 System
Fig. 2. EMG signal processing system

표면전극은 Ag-AgCl(직경 10 mm:MEDELEC E/RE, K 53065)전극을 사용하였고, 증폭기의 이득은 60 db, CMRR 100 db 이상, 입력임피던스 22M Ω , 잡음 레벨 10 μ V이하의 조건을 만족하도록 설계하였으며 근신호 증폭기와 전극으로 연결되는 선은 완전히 차폐시켜 외부의 간섭을 없애 하였다. 능동필터의 대역폭은 고근의 대역폭을 고려하여 2.5 ~ 1000 Hz(-3 db)로 설계 하였다. A/D 변환기는 ADC 1211을 사용하였으며 샘플링은 2048 Hz로 하였다.

본 논문에서는 특히 피 실험자가 일정한 때 법의 힘의 크기를 유지하기 위하여 아래 그림과 같은 힘의 크기 측정을 위한 전파정류회로와 차분주파수 1 Hz의 적분기로 구성된 아래 그림과 같은 적분기를 설계하였다.

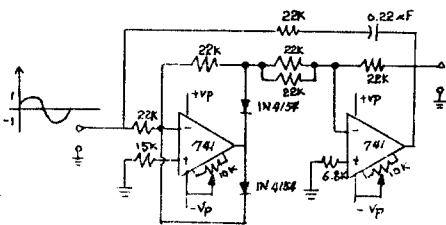


그림 3. 적분기회로
Fig. 3. Rectifier & Integrator

3.2 실험방법

표면전극을 피 실험자와 고근 및 이두박근에 부착하고 전파정류회로와 적분기를 사용하여 최대수축력(MVC)을 측정 한 후 이 MVC 의 10%, 20% 30%, 40%, 50% 의 힘을 각각 측정하여 A/D 변환하여 디스켓에 저장하였다.

특히 고근의 측정을 위한 전극은 뒷볼에 접 지를, 그리고 쇠도에서 입가로 향하는 선상에서 속진으로 고근을 찾아 (+)전극의 위치를 정하였고, (-)전극은 (+)전극으로부터 근심유 방향으로 1.5cm 떨어진 곳에 부착하였다.

입력된 DATA들은 modified periodogram방법(13)에 의한 프로그램에 의하여 스펙트럼을 구하였으며 스펙트럼의 신뢰도를 위하여 90%에서 상하로 3.16 db의 신뢰도를 얻기 위하여 EDF (equival degerr of freedom) 를 26.16으로 하였다.

4. 결과 및 고찰

4-1. 컴퓨터 시뮬레이션

1) Gaussian분포함수인 경우

Gaussian분포의 컴퓨터시뮬레이션에 의한 주파수 스펙트럼은 그림 4 와 같다. 그림 4 a)는 Zjp의 평균값(Δ)의 변화에 따른 각 스펙트럼의 형태를 보여준 것이다. $f_p=1/\Delta$ 이므로, 기본주파수 f_p 가 결정되고 이것의 고조파가 발생하는 것을 알 수 있다.

그림 4 b)는 Δ 를 71.43 ms로 고정시키고($f_p=14$ Hz), 표준편차(σ)를 변화시키면서 각 주파수 성분을 알아본 그림이다. 여기서 σ 의 크기가 수렴의 속도를 나타낼 수 있다. 즉 σ 가 크면 실제 신호상에서 Zjp의 값이 크게 변화하므로 주파수 특성이 저주파로 전이되고 스펙트럼이 가해진 힘에 즉 시 수렴하기 때문이다.

2) Gamma 분포인 경우

Gamma 분포의 주파수 스펙트럼은 k와 σ , 그리고 Δ 가 스펙트럼에 영향을 미치는 요소가 되지만 시뮬레이션 결과 k값의 변화에는 영향을 받지 않았고 $k=10$ 이상이면 스펙트럼의 형태가 동일하여 $k=20$ 으로 고정시켰다.

위의 그림 5 b)는 Δ 값에 따른 주파수 스펙트럼이고 5 a)는 σ 에 따른주파수 스펙트럼을 나타낸 것이다.

Gaussian과 Gamma의 결과를 비교하여 볼때 Δ 에 의하여 기본주파수가 결정되고 이것에 의한 고조파가 발생하지만, Gaussian은 $n f_p$ 의 고조파를 발생하고, Gamma는 $n(1+\sigma) f_p$ 의 고조파를 발생시키며 Gaussian보다는 수렴의 속도가 감소함을 알 수 있었다.

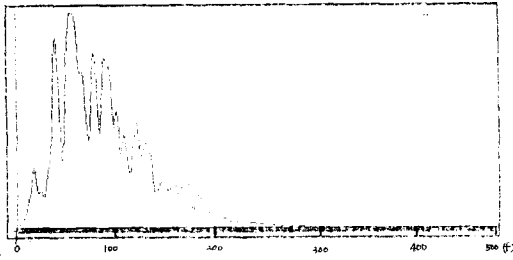


그림 8. 이두박근의 20% MVC 일때의 저주파 주파수 스펙트럼
Fig.8. low frequency spectrum at 20% MVC on biceps

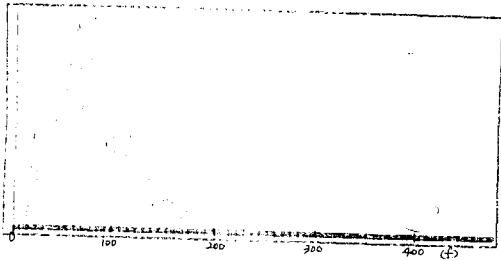


그림 9. 이두박근의 40% MVC 일때의 저주파 주파수 스펙트럼
Fig.9. low frequency spectrum at 40% MVC on biceps

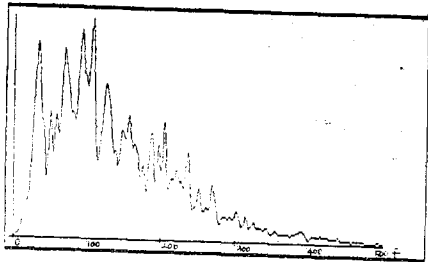


그림 10. 고근의 10% MVC 일때의 저주파 주파수 스펙트럼
Fig.10. low frequency spectrum at 10% MVC on maseter

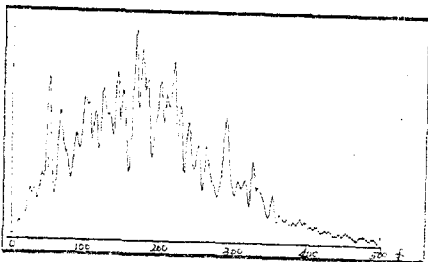


그림 11. 고근의 20% MVC 일때의 저주파 주파수 스펙트럼
Fig.11. low frequency spectrum at 20% MVC on maseter

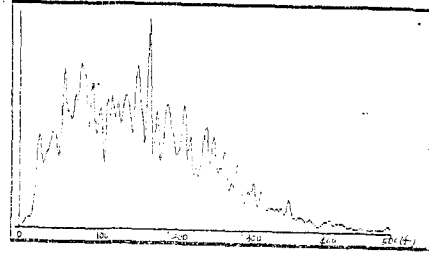


그림 12. 고근의 40% MVC 일때의 저주파 주파수 스펙트럼
Fig.12. low frequency spectrum at 40% MVC on maseter

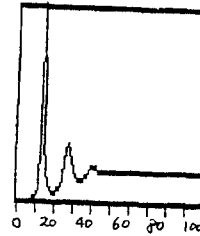


그림 13. $\Delta=71.43\text{ms}$ 이고 $\sigma=8.9\text{ms}$ 일때 Gaussian분포의 저주파스펙트럼
Fig. 13. Gaussian PDF's frequency spectrum at $\Delta=71.43$ and $\sigma=8.9\text{ms}$

고근의 경우를 살펴보면 그림 10 에서 기본주파수(fp)를 10 Hz로 얻을 수 있었으며 이 값을 Clamann 의 공식에 대입하여 σ 가 13.1 ms 이므로 이 값에 따른 각 분포함수의 저주파 스펙트럼중 컴퓨터 시뮬레이션 결과 아래 그림과 같은 Gamma 분포함수의 저주파 스펙트럼이 실험 결과와 일치하는 결과를 얻었고 Gaussian의 경우에는 다른 고조파가 나타남을 알 수 있었다 즉 가우시안일 경우의 고조파는 nfp 였는데 고근과 감마분포의 경우 고조파는 $n(1+\sigma)fp$ 로 표현되었다.

또한 이두박근과 마찬가지로 힘의 크기가 두 배로 증가하면 기본주파수는 힘의 증가비의 반만큼 주파수의 변화가 있었으며 30% 이상의 힘을 가하면 모든 운동단위가 발화되므로 저주파의 특성을 얻을 수 없었다.

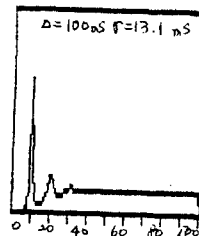


그림 14. $\Delta=100$, $\sigma=13.1\text{ms}$ 일때 Gamma 분포함수의 저주파스펙트럼

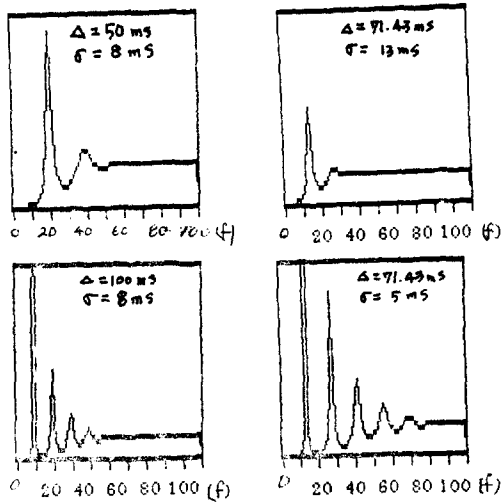


그림 4. Gaussian 확률밀도함수의 주파수 스펙트럼
 a) Δ 가 변할때, b) σ 가 변할때
 Fig. 4. Gaussian PDF's frequency spectrum
 a) when Δ is variable, b) σ is variable

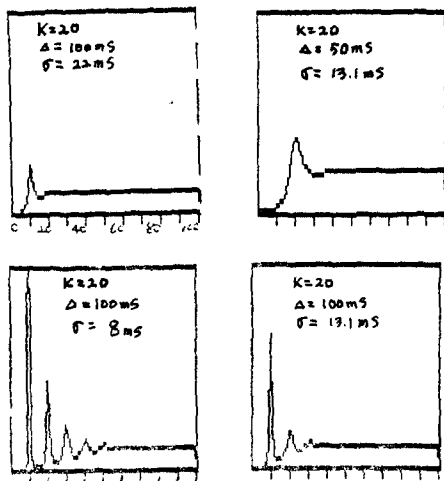


그림 5. Gamma 확률밀도함수의 주파수 스펙트럼
 a) $\Delta = 100\text{ms}$, σ 가 변할때, b) $\sigma = 13.1\text{ms}$, Δ 가 변할때
 Fig. 5. Gamma PDF's frequency spectrum
 a) $\Delta = 100\text{ms}$, σ is variable, b) $\sigma = 13.1\text{ms}$, Δ is variable

3) Erlang 분포인 경우

그림 6은 Erlang 분포함수의 평균과, 표준편차의 변화에 따른 주파수 스펙트럼을 임펄스시뮬레이션으로 얻은 것으로 저주파의 기본주파수를 얻을 수 있고, 평균과 표준편차에 의하여 고주파의 필드효과를 나타낼수 알 수 있었다.

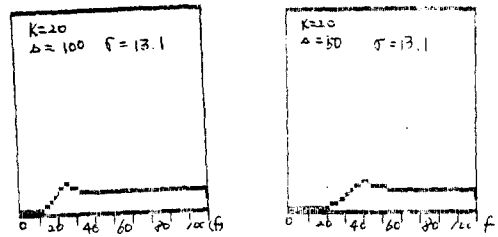


그림 6. Erlang 확률밀도함수의 주파수 스펙트럼
 a) $\Delta = 100\text{ms}$, σ 가 변할때,
 b) $\sigma = 13.1\text{ms}$, Δ 가 변할때
 Fig. 6. Erlang PDF's frequency spectrum.
 a) $\Delta = 100\text{ms}$, σ is variable, b) $\sigma = 13.1\text{ms}$, Δ is variable

4-2. 실험결과 및 고찰

본 연구의 실험 결과를 그림 7 에서부터 12 에 보였다.

이두박근의 실험 결과에서 우리는 10%의 MVC 일 때 14 Hz의 기본주파수를 얻을 수 있었다. 또한 $f_p = 14 \text{ Hz}$ 이므로 $\Delta = 1/14 = 71.43$ 을 얻을 수 있고 이 값을 Clamann의 공식(13)

$$\sigma = 0.00091 \cdot \Delta^2 + 4 \text{ ms}$$

에 대입하면 $\sigma = 8.9 \text{ ms}$ 을 얻을 수 있다. 이 두개의 값을 제안한 알고리즘에 근거하여 각 분포함수의 변수로 생각한다면 아래 그림과 같은 Gaussian 분포의 저주파 스펙트럼을 얻을 수 있고, 이것은 이두박근 근신호의 10% MVC 일 때의 스펙트럼과 일치함을 보여주었다.

또한 힘의 크기가 증가함에 따른 스펙트럼을 살펴보면 20%의 MVC 일 때의 특성주파수가 16 Hz 였고 40%의 MVC 일 경우 18 Hz로서 힘의 크기가 배로 증가함에 따라 2Hz씩 우로 시프트하는 결과를 얻을 수 있었다. 즉 힘의 크기의 증가비에 비례하는 주파수 시프트의 결과를 얻을 수 있었다.

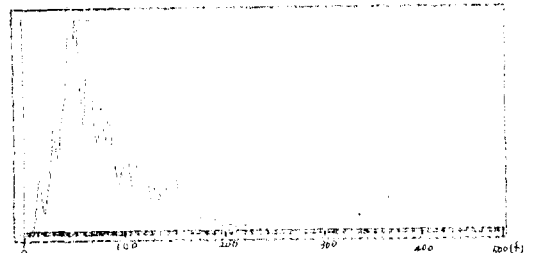


그림 7. 이두박근의 10% MVC 일때의 저주파 주파수 스펙트럼
 Fig. 7. low frequency spectrum at 10% MVC on biceps

따라서 본 실험의 결과 이두박근은 IPI 의 확률분포가 Gaussian 분포를 따르며 기본주파수는 14 Hz, 임의크기가 배로증가할 때마다 2Hz의 주파수 시프트의 결과를 얻었고, 50% 이상의 힘을 가하면 모든 운동단위가 발화됨을 알 수 있었다. 고근의 경우는 기본주파수가 10 Hz이며 IPI 의 분포는 Gamma 분포를 따르고 고조파는 $n(1 + \delta)fp$ 임을 알 수 있었고, 30% 이상의 힘을 가하면 역시 저주파 특성을 해석할 수 있음을 알 수 있었다.

이와같은 실험결과를 아래도표에 정리하여 나타내었다

5. 결 론

본 논문에서 제안한 알고리즘을 컴퓨터 시뮬레이션과, 실험을 통하여 운동단위의 형태를 무시할 경우 IPI 의 확률분포함수에 의하여 새로운 저주파 해석법의 타당성을 입증하면서 아래와 같은 결론을 얻었다.

우선, IPI 의 확률밀도는 이두박근은 Gaussian 을 따르고 고근은 Gamma 분포를 따름을 알았고
 2) 고근과 이두박근이 50% MVC 이상의 힘을 가하면 모든 운동단위가 발화하여 저주파 특성을 얻을 수 없으며,
 3) 기본주파수는 이두박근이 14 Hz, 고근이 10 Hz 였으며, 고조파는 각각 nfp , $n(1+\delta)fp$ 임을 알았다.

또한 각 근은 힘의 크기의 증가비에 따라 주파수가 시프트하는 결과를 얻었다.

참고문헌

1. K.C.McGill, K.L.Cummins, "Automatic Decomposition of the Clinical Electromyogram", IEEE Trans.Biomed.Eng., vol.BME-32, no.7, pp.470-477, 1985.
2. C.J. De Luca, "Physiology and mathematics of myoelectric signals" IEEE Trans.Biomed.Eng., vol.BME-26, no.6, pp.313-325, 1979.
3. F.Tanzi and V.taglietti, "Spectral analysis of surface motor unit action potentials and surface interference electromyogram", IEEE Trans.Biomed.Eng., vol.BME-28, no.4, pp.318-324, 1981.

4. G.F.Inbar, "On The EMG spectral characterization and its application to diagnostic classification", IEEE Trans.Biomed.Eng., vol. BME-31, no.9, pp.597-604, 1984.
5. H.Peter Clamann, "Statistical analysis of motor unit firing patterns in a human skeletal muscle", Biophysical Jour., vol.9, pp.1233-1251 1969.
6. Lars Lindstrom and I. Pertersen, "Power-Spectrum Analysis of EMG Signals and Its Applications," Computer-Aided Electromyo. vol.CAD-10, pp.1-51, 1983.
7. Lars Lindstrom, "Musclar fatigue and action potential conduction velocity Changes studied with frequency analysis of EMG signals", Electromyography, vol.Nr.4, pp.341-356, 1970
8. D.Colin Boyd, Peter D.Lawrence, "On Modeling the single motor unit action potential", IEEE Trans.Biomed.Eng., vol.BME-25, no.3, pp.236-243, 1978
9. M.M. Figini, G.Bestetti and G Valli, "Measuring motor unit action potential duration by means of surface electrode EMG", Electromyog.clin.Neurophysiol., vol.18, pp. 45-56, 1978.
10. A.V. Bostel and R.B.Schomaker, "Motor unit firing rate during static constraction indicated by the surface EMG power spectrum", IEEE Trans.Biomed.Eng., vol.BME-30, no.9, pp. 601-608, 1983.
11. P. Lago and N.B.Jones, "Effect of motor unit firing time statistics on s.m.g.spectra", Med. Biol. & Comput., vol.15 no.9, pp.648-655, 1977
12. 한헌배, "근전도신호의 자귀외귀모델 변수추정 을 위한 디지털신호 처리와 패턴분류", 서울사립대학교, 1985.