

골격근의 지속적인 등척성 수축 시 발생하는 수축상태변화 추정방법

論 文
52D-1-9

An Estimating Method of Contractile State Changes Come From Continuous Isometric Contraction of Skeletal Muscle

朴 炯 俊* · 李 承 周**
(Hyung-Jun Park · Seung-Ju Lee)

Abstract - In this study was proposed that a new estimating method for investigation of contractile state changes which generated from continuous isometric contraction of skeletal muscle. The physiological changes(EMG, ECG) and the psychological changes by CNS(central nervous system) were measured by experiments, while the muscle of subjects contracted continuously with isometric contraction in constant load. The psychological changes were represented as three-step-change named "fatigue", "pain" and "sick(greatly pain)" from oral test, and the method which compared physiological change with psychological change on basis of these three steps was developed. The result of analyzing the physiological signals, EMG and ECG signal changes were observed at the vicinity of judging point in time of psychological changes. Namely, it is supposed that contractile states have three kind of states pattern (stable, fatigue, pain) instead of two states (stable, fatigue).

Key Words : EMG, isometric contraction, contractile states, psychological change, fatigue

1. 서 론

인체의 운동은 근육을 통해서 이루어지며 근육의 수축은 운동의 중심적인 역할을 한다. 최근 생리학, 의공학, 생체역학, 운동과학, 시스템공학 등의 연구 발전으로 근육의 수축기전[1~3] 및 메커니즘[5~8]이 점차로 규명되고 있다. 특히, 근육의 수축과정에서 발생하는 전기적인 변동을 기록한 근전도는 근육의 수축 특성[9~16] 및 수축시의 상태변화 해석[17~20], 운동단위의 점화경향 (firing pattern)[3,4,16,18] 등을 연구하는 유용한 도구로 이용되어져왔다. 예를 들면, 근육의 수축상태를 근전도 신호의 진폭이 증가하는 시점과 활동주파수가 저주파수 대역으로 이동하는 시점을 기준으로 정상상태와 피로 (fatigue)상태로 구분하고 있다[11~15]. 현재까지 대부분의 연구는 근육 수축시의 상태변화를 해석하기 위해 근전도와 같은 생리적인 변화에만 중점을 두어 해석하였다[11~20]. 그러나 근육을 지속적으로 수축을 시키면 생리적 변화 (근전도 변화) 뿐만 아니라 자율신경계의 활동을 반영하는 심리적 변화를 수반하게 된다. 그리고 이 심리적 변화는 정상상태와 피로상태의 두 가지 상태가 아니라 다양한 상태를 나타낸다. 즉 심리적 변화는 근육의 수축과정에서 발생하는 생리적 변화를 반영하고 있기 때문에 근육의 수축상태를 해석하기 위해서는 고위중추활동을 고려하여 해석할 필요가

있는 것으로 사료된다.

본 연구의 목적은 근육의 지속적인 등척성 수축과정에서 발생하는 고위중추활동의 결과인 심리적 변화를 기초로 근육의 생리적 상태변화를 규명하기 위한 추정방법을 고안하는 것이다. 이를 위해 각 피험자에 일정한 장력으로 근육을 지속적으로 수축하게 하여 심리적 변화와 생리적 변화 (근전도, 심전도)를 계측하였다. 심리적 변화는 크게 "피곤하다 (fatigue)", "아프다 (pain)", "매우 아프다 (sick)"라고 하는 세 가지 변화를 나타내었으며, 이들 심리적 변화를 기초로 하여 생리적 변화와 비교 평가하고 이를 위한 분석방법을 개발하였다.

2. 실험장치 및 방법

2.1 실험장치

그림 1에 실험 장치의 개요를 나타내었다. 본 실험에서는 생리적 신호로서 근전도와 심전도 신호를 계측하였다. 근전도는 실험과정에서 주요활동을 하는 요측수근굴근(flexor carpi radialis)의 피부표면에 지름 10mm인 Ag-AgCl의 표면전극을 부착하여 유도하였으며, 심전도는 가슴유도법[21]을 이용하여 V3, V4에 전극을 부착하여 유도하였다. 위와 같이 유도된 신호를 1차적으로 120dB CMRR로 차동 증폭한 후 증폭기를 통하여 근전도 신호는 5,000배, 심전도 신호는 3,000배로 증폭하고 AD변환기(MP100WSW, biopac systems, Inc. USA)를 경유하여 컴퓨터에 수록하였다. 또한 심리적 변화에 대한 계측을 위해 실험과정에서의 수축상태변화에 대한 느낌

* 正 會 員 : 圓光大學 電氣工學科 副教授 · 工博

** 準 會 員 : 圓光大學 電氣工學科 碩士課程

接受日字 : 2002年 8月 7日

最終完了 : 2002年 10月 28日

을 구두로 표현하게 하여 그 시점을 기록하였다.

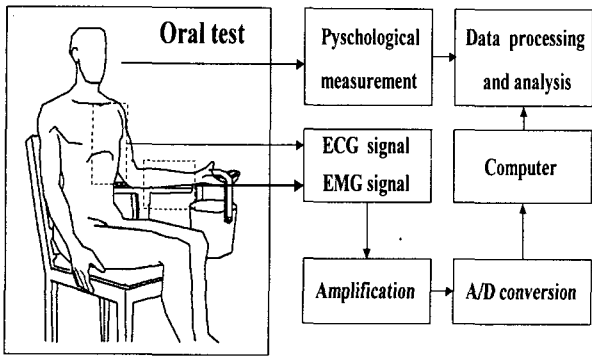


그림 1 실험장치
Fig. 1 Experimental system

2.2 실험방법

피험자(정상인 남자 8명, 23~29세)는 그림 1에서와 같이 각 피험자의 체형을 조절한 의자에 앉게 하여 왼팔의 전완을 외전된 상태로 수평면에 위치시키고 손목관절을 고정시킨 후 손바닥 중수 (metacarpus)관절에 일정한 부하를 인가하였다. 그리고 주요활동근육인 요측수근굴근을 이용하여 더 이상 부하에 대한 수축운동을 할 수 없을 때까지 지속적인 등척성 수축운동을 시켰다. 우선 예비실험으로, 각 피험자에게 일정한 부하를 인가한 후 지속적인 등척성 수축상태에 대한 질량의 느낌을 구두로 표현하게 하여 심리적 변화를 조사하였다. 조사결과 심리적 변화에 대한 피험자들의 공통적인 반응은 “피곤하다” “아프다” “매우아프다”의 세 단계의 변화였다. 그리고 피험자마다 MVC (Maximal Voluntary Contraction)를 계측하여 각 피험자에게 인가되는 부하를 MVC로 정규화 하였다. 각 피험자의 실험주기는 근육의 피로를 축적시키지 않기 위해 1회 실험을 한 후 최소 24시간의 휴식을 취하도록 하였다.

3. 근육의 피로과정에서 발생하는 수축상태 변화의 추정

3.1 자율신경계의 변화

3.1.1 심리적 변화의 추정

심리적 변화는 외부자극에 대한 인간의 중추신경계와 자율신경계의 통합조절에 의해 나타나며 말초기관의 활동 (근육의 수축상태 변화)에 기인한다.[21] 그러므로 심리적 변화는 근육의 수축상태 변화 해석에 중요한 정보원이라 생각된다. 심리적 변화의 계측은 근육의 지속적인 등척성 수축과정에서 발생하는 감성의 변화를 구두실험을 통해 이루어졌다. 구두 실험에서 피험자들은 공통적으로 수축과정의 시간이 경과함에 따라 피곤을 느끼게되고, 피곤이 지속되면 아픔을 느끼며, 결국 더 이상 수축을 할 수 없게되는 실험 결과를 보여주었다. 즉 “피곤하다”, “아프다”, “매우아프다”의 세 단계 상태변

화를 나타내었다. 그림 2는 근육의 수축과정에서 나타나는 심리적 변화를 계측하여 8명분을 평균한 결과이다. 가로축은 인가한 부하이고, 세로축은 피험자가 심리적 변화를 표현한 시점을 나타내었다. 그림 2에서 ◆은 부하에 따른 “피곤하다”고 표현한 시점, ■는 “아프다”고 표현한 시점, ▲는 “매우 아프다”고 표현하는 시점을 각각 나타낸다. 그림2에서 나타내듯이 부하가 증가함에 따라 각 상태별 심리적 변화의 경향이 거의 유사하다는 것을 알 수 있다. 이는 MVC로 정규화하여 인가한 부하가 각 피험자에게 미치는 영향이 일정하다는 것을 의미한다.

본 논문에서는 각 피험자들의 공통적인 세 단계의 심리적 변화의 시점을 기준으로 다음과 같이 구분하였다. 근육의 지속적인 수축시의 수축상태변화를 실험시작부터 피험자가 피곤하다고 하는 시점까지를 “정상상태”, 피곤하다고 하는 시점부터 아프다고 하는 시점까지를 “피곤상태”, 그리고 아프다고 하는 시점부터 매우 아프다고 하는 시점까지를 “아픔상태”라고 정의하였다. 이러한 세 상태의 정의는 생리 신호인 심전도와 근전도 변화를 해석하는 기준으로 이용되었다.

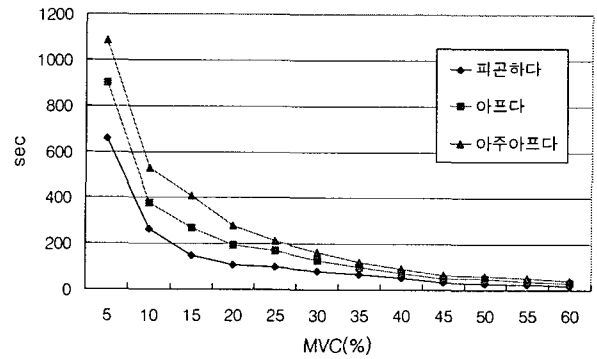


그림 2 심리적 변화 판단 시점
Fig. 2 Judging point in time of psychological changes.

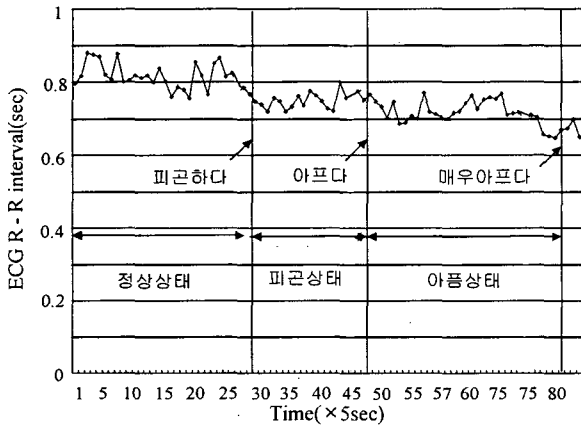
3.1.2 심전도의 변화

심전도의 R-R간격의 변화는 자율신경계의 교감신경과 부교감신경의 활동정도를 반영하고 있다. 이 때문에 심전도는 외부자극에 대한 인체의 대응정도를 판단할 수 있는 정보원으로 많이 이용되어져왔다[21,22]

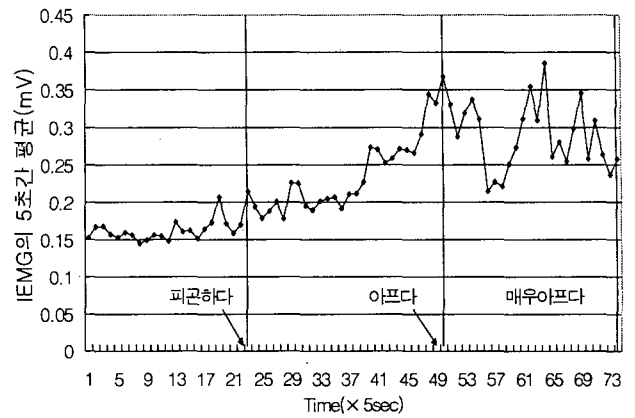
그림 3은 근육의 지속적인 등척성 수축과정에서 발생하는 심전도신호의 R-R간격을 5초간 평균을 하였다. 상기 그림은 R-R간격과 심리적인 변화 즉, 근육수축상태 변화에 대한 느낌의 변화와 비교한 예이다((A)는 MVC 15%, (B)는 MVC 20%). 그림 3 (A)와 (B)에서 근육의 수축과정이 지속함에 따라 R-R간격은 전체적으로 좁아지고 있는 것을 관찰할 수가 있다. 그리고 각 수축상태별로 관찰하면 정상상태에서의 간격은 좁아지고 피곤상태에서는 그 간격이 일정하게 유지되다가 아픈 상태에서는 다시 좁아지는 경향을 나타내고 있다. 즉, 근육의 수축상태에 있어서 심전도 R-R간격의 변화는 세 가지 상태의 단계적 변화를 가지고 있다. 다른 피험자에 있어서도 심전도의 변화는 그림3과 유사하게 관측되었다. 이러한 심전도의 변화 경향은 말초기관의 활동에 기인하는 자율

신경계의 통합조절을 반영하는 것으로서 근육의 수축상태에 적용하는 심리적 변화에 대한 세 가지 상태의 정의를 객관화 할 수 있는 정량적인 도구로 여겨진다.

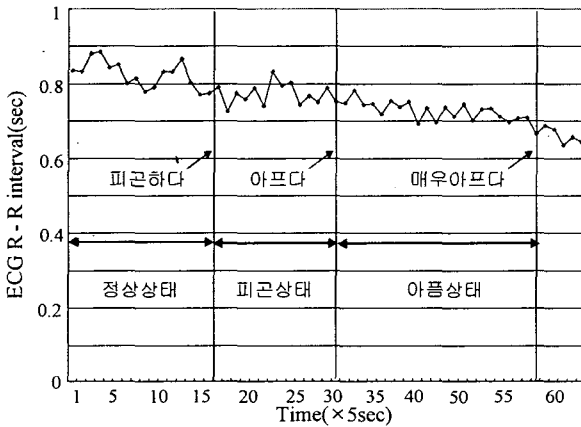
“아픔상태”에서는 근전도가 진동하는 세가지상태의 경향을 나타내고 있다. 이러한 경향은 다른 중량의 부하와 다른 피험자에게서도 유사하게 나타났다.



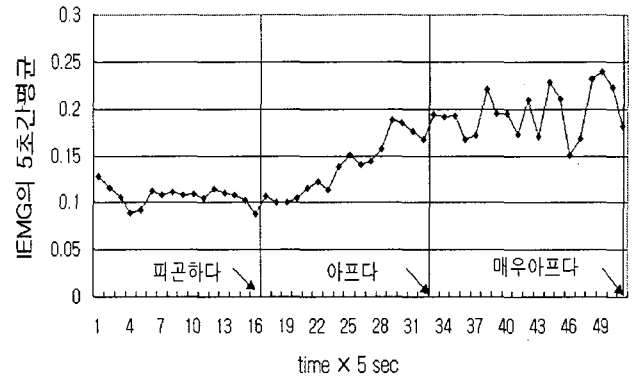
(A) MVC 15%



(A) MVC 20%



(B) MVC 20%



(B) MVC 25%

그림 3 ECG R-R 간격의 5초간 평균과 심리적 판단시점
Fig. 3 Mean ECG R-R interval during 5 second and judging point in time of psychological changes

그림 4 심리적 변화를 기준으로 하는 IEMG 변화
Fig. 4 IEMG change based on the psychological change

3.2 근전도의 변화

3.2.1 근전도 신호의 진폭 해석

근전도 신호의 진폭을 해석하기 위하여 획득된 근전도 신호를 전파 정류하여 IEMG (Integrated EMG)를 구한 후 전체 신호를 5초 간격으로 나누어서 평균을 구하는 방법을 이용하였다.

그림 4의 (A)는 MVC 20%의 부하를, (B)는 MVC 25%의 부하를 인가하였을 경우 근전도 신호의 진폭을 해석한 결과의 예이다. 그림 4의 (A)와 (B) 모두 피험자가 피곤하다고 느낄 때까지의 “정상상태”에서는 진폭의 변화가 일정하였다. 그러나 아프다고 느낄 때까지의 “피곤상태”에서는 근전도의 진폭변화가 상승하고 있으며, 매우아프다를 느낄 때까지의

3.2.2 근전도 신호의 주파수 해석

본 연구에서는 근전도 신호의 주파수별 활동레벨을 추정하기 위하여 다음과 같은 해석 방법을 고안하였다.

첫째, 계측된 각각의 근전도 신호를 18등분(시행착오로 결정)으로 구분하였다.

$$f(t): f_1(t), f_2(t), \dots, f_{18}(t) \quad (1)$$

여기서, $f(t)$ 는 계측된 근전도를 의미한다.

둘째, 각각 등분된 $f_n(t)$ 를

$$F_n(w) = \int_{t_{n-1}}^{t_n} f_n(t) e^{-j\omega t} dt \quad (n=1,2,3, \dots, 18) \quad (2)$$

와 같이 FFT한다

셋째, FFT된 신호 $F_n(w)$ 각각의 면적 S_n 을

$$S_n = \sum_{Sample\ No.} F_n(w) \quad (3)$$

와 같이 산출한다.

마지막으로 FFT된 $F_n(w)$ 를 5Hz씩 나누어 면적을 구하고 전체면적 S_n 에 대한 백분율 I_a 로 나타내어 표현한다.

$$I_a = \frac{\sum_{\alpha \times 5Hz} F_n(w)}{S_n} \times 100 \quad (\alpha = 1, 2, 3, \dots) \quad (4)$$

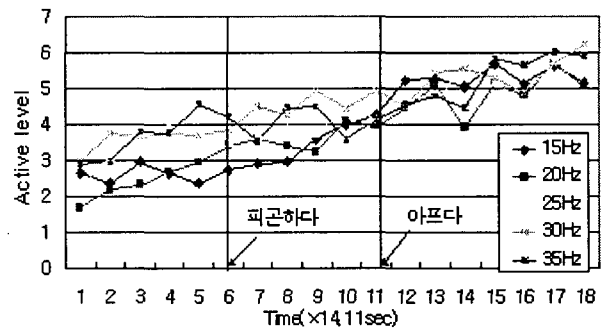
여기서, $\sum_{\alpha \times 5Hz} F_n(w)$ 는 $F_n(w)$ 를 5Hz씩 분리하여 면적을 구하는 것을 의미한다.

상기와 같은 주파수 해석방법은 특정시간대에 있어서 근전도 신호의 활동 주파수와 활동정도를 알 수 있다. 즉 이는 근 수축과정에서 동원되는 운동단위의 크기가 반영되었기 때문으로 판단된다.

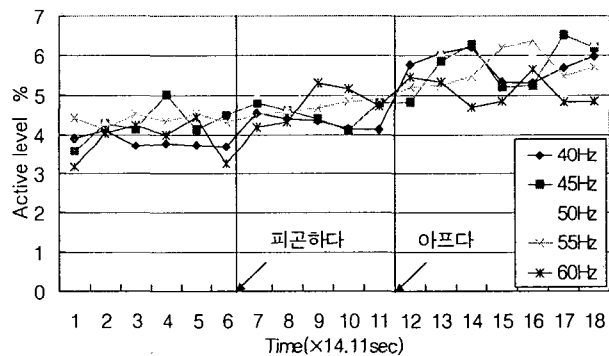
그림 5의 (A)~(K)와 그림 6의 (A)~(K)는 MVC 25%에서 측정된 근전도 신호를 본 연구에서 제안한 주파수 해석 방법으로 분석한 예이다. 그림 5와 6의 가로축은 시간, 세로축은 각 주파수 대역의 활동정도를 나타낸다. 그림 5는 15Hz에서 285Hz까지의 주파수 대역별로 각 그림에 분할하여 심리적 변화시점과 비교하여 분석하였다. 그림 6은 각 피험자들의 전체 주파수 중에서 일부 주파수 대역을 추출한 그림이다. 그림 6에서 ↑은 심리적 판단 시점을 나타낸 것이다. 좌측에서 첫 번째 ↑는 “피곤하다”, 두 번째 ↑는 “아프다”를 표시한 것이다. 그림 5에서 나타나듯이 근육이 정상상태, 피곤상태, 아픔상태로 진행됨에 따라 각 주파수의 활동정도변화 경향이 다른 것을 알 수 있었다. 또한 그림 5와 같은 경향은 그림 6의 다른 피험자의 주파수 분석결과에서도 유사한 경향으로 관찰된다. 그림 5의 (A)~(B)의 15~60Hz의 대역에서는 활동정도가 수축시간이 경과할수록 증가하는 경향을 나타내었다. 추출된 그림 6의 (A)와(B)의 15Hz와 45Hz에서 각 피험자들의 주파수 활동정도 역시 증가하는 경향을 나타내었다. 그림 5(C)의 65~85Hz의 대역과 그림 6(C)의 각 피험자의 75Hz대역은 근육의 상태변화와 관계없이 일정하게 유지하는 경향을 나타냄을 알 수 있었다. 반면에 90Hz 이상의 대역에 있어서 활동정도는 전체적으로는 감소하는 경향을 나타내었으며, 각 상태에 따라 근전도의 활동정도의 변화경향이 다르다는 것을 그림 5(D)~(K)와 그림 6(D)~(K)를 통해 알 수 있었다. 그림 5(D)~(E)의 90Hz에서 135Hz대역과 그림 6(D)~(E)의 105Hz와 130Hz는 시간이 경과하면서 활동정도가 감소하는 경향을 나타내고 있으나, 각 수축상태에 따라 변화 경향이 구분됨을 알 수 있었다. 그림 5(F)~(G)의 140~185Hz 대역과 그림 6(F)~(G)의 각 피험자들의 155Hz, 180Hz 대역은 정상상태와 피곤상태에서 거의 유사한 경향으로 감소하였고 그리고 아픔상태에서는 일정하게 유지되는 경향을 나타내고 있으나 이는 거의 활동하지 않는 것으로 판단된다. 그림 5(H)~(I)의 190~215Hz 대역과 그림 6의 (H)~(I)의 205Hz, 225Hz에서는 활동정도가 세 가지 상태에 따라 변화경향이 확연하게 구분되었다. 즉 정상상태에서 일정하게 유지되었고 피곤상태에서는 감소하였으며, 그리고 아픔상태에서는 140~

185Hz 대역에서와 같이 거의 활동하지 않는 것으로 판단되는 일정한 경향을 나타내고 있었다. 그리고 그림 5(J)~(K)의 240~285Hz 대역과 그림 6의 (J)~(K)의 255Hz, 280Hz 대역의 활동정도는 수축시작 이후 감소하던 경향이 아픔상태에서 변화하여 거의 활동하지 않는 115~185Hz대역의 활동정도와 유사한 변화경향을 나타내었다. 그림 6의 각 피험자들에서 추출한 주파수 대역과 그림 5와 비교하면 각 피험자들의 수축 상태변화는 유사한 경향을 갖는 것으로 판단된다.

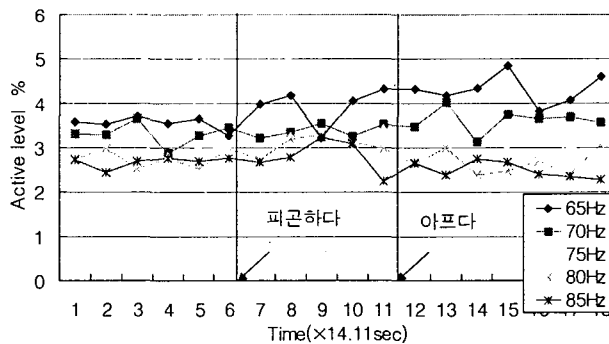
주파수 분석결과는 진폭해석 결과와 마찬가지로 근육이 수축하여 피로하게 되는 과정에 세 가지상태가 존재하는 것으로 판단된다. 피험자에게 인가하는 부하가 다른 경우 주파수 대역별 차이는 있지만 변화하는 경향 역시 유사하게 나타났다.



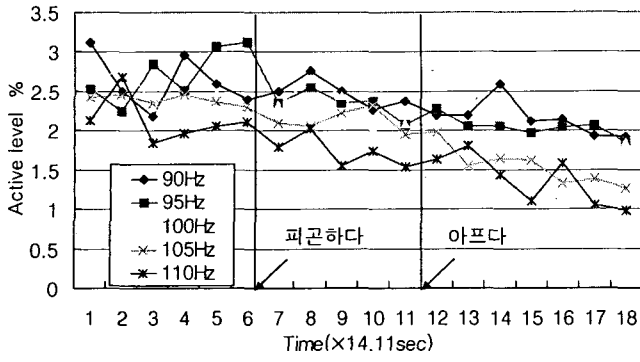
(A) 15~35Hz



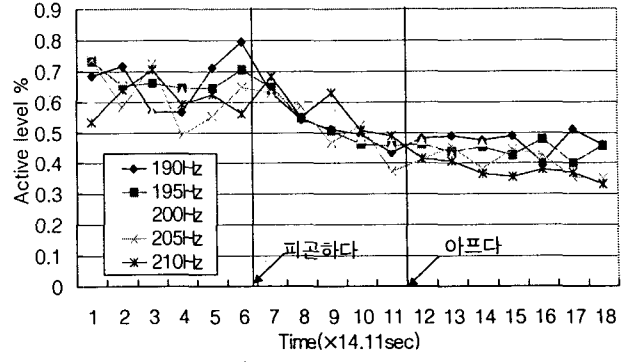
(B) 40~60Hz



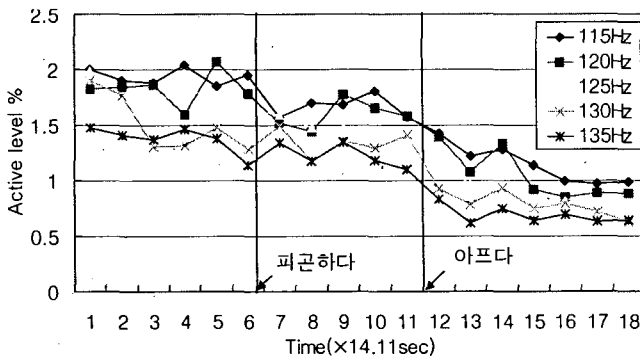
(C) 65~85Hz



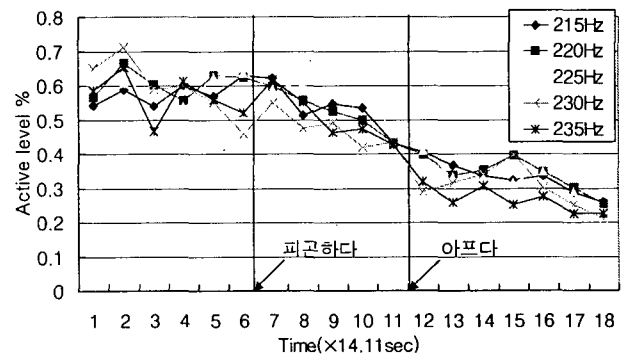
(D) 90~110Hz



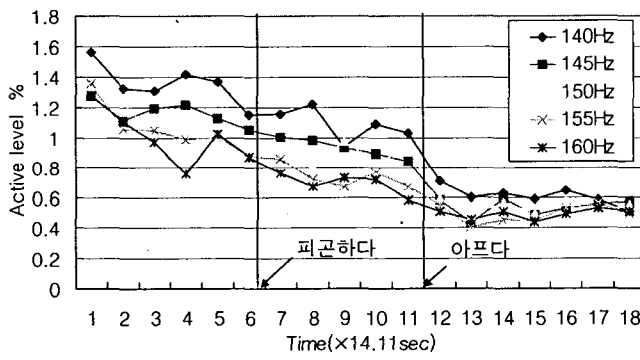
(H) 190~210Hz



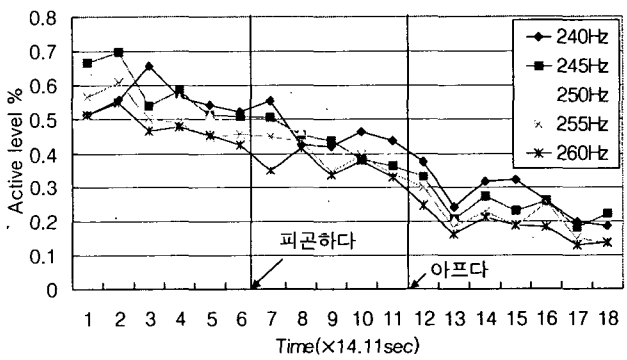
(E) 115~135Hz



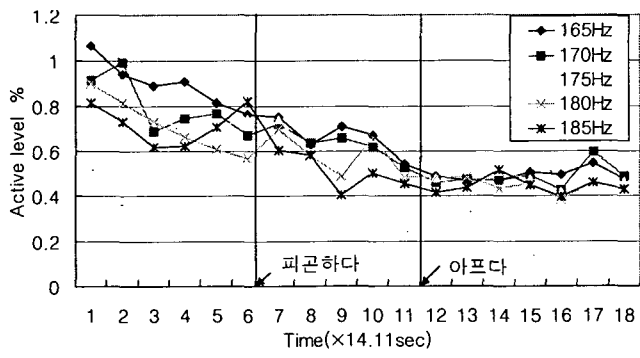
(I) 215~235Hz



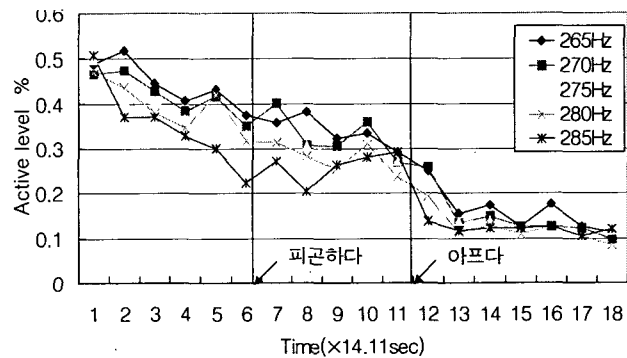
(F) 140~160Hz



(J) 240~260Hz



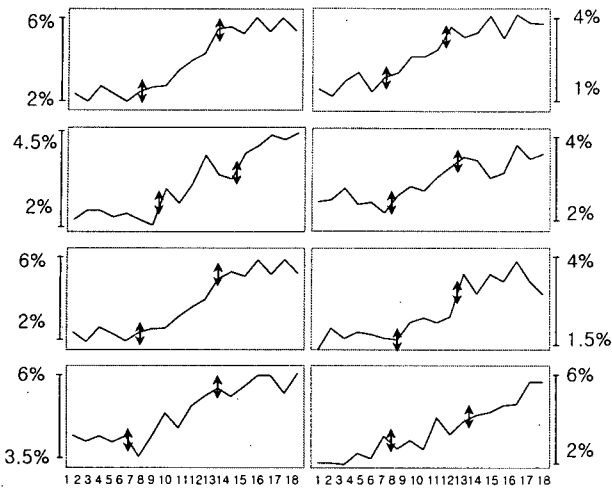
(G) 165~185Hz



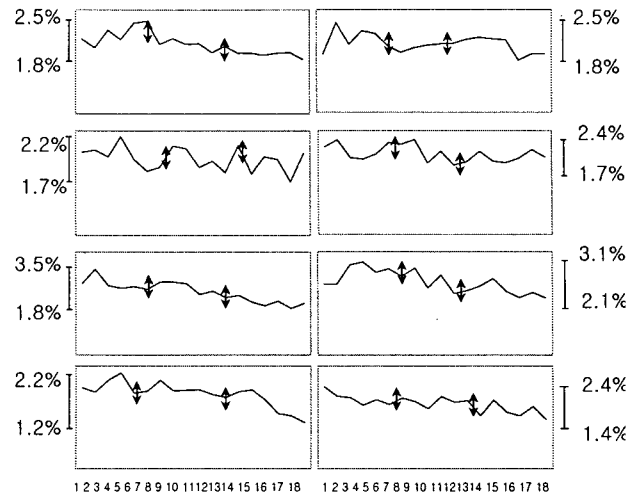
(K) 265~285Hz

그림 5 심리적 변화를 기준으로 하는 주파수 대역별 변화 (A)~(K), (25% MVC)

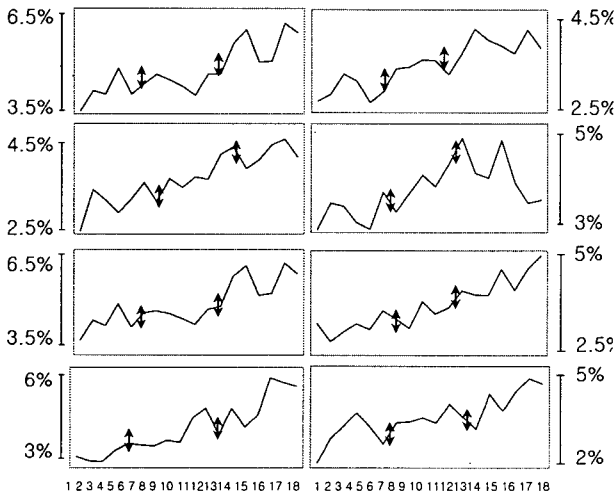
Fig. 5 Frequency bandwidth variation based on the psychological change (A)~(K), (at 25% MVC)



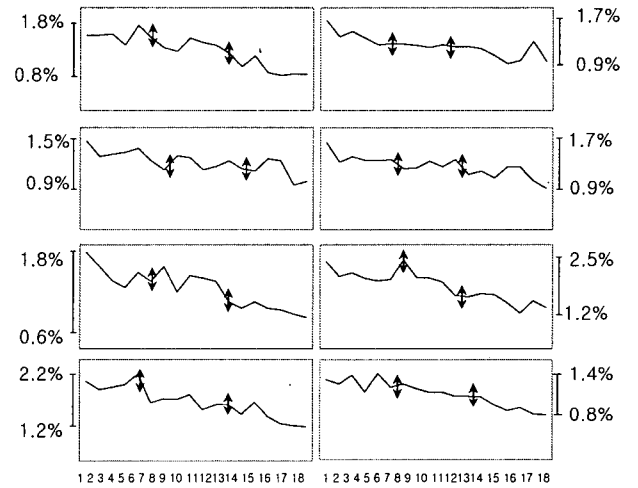
(A) 15Hz



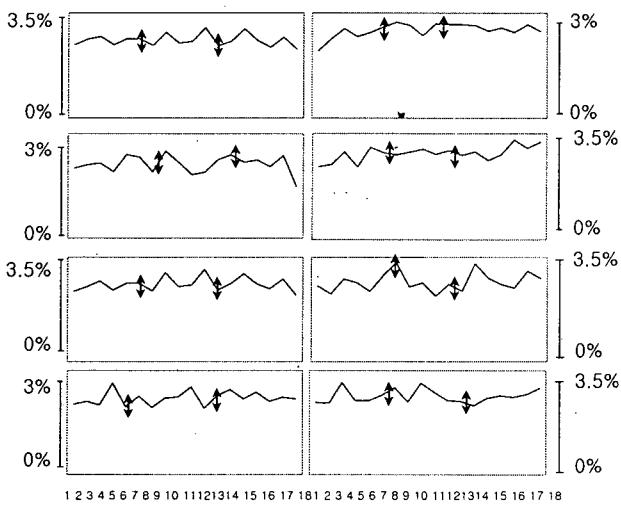
(D) 105Hz



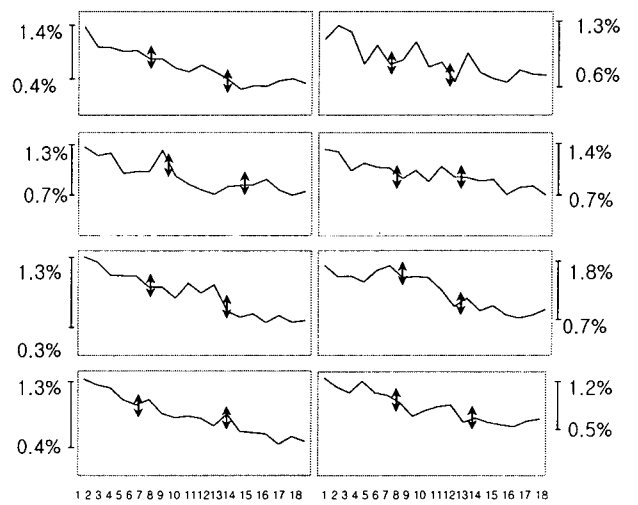
(B) 45Hz



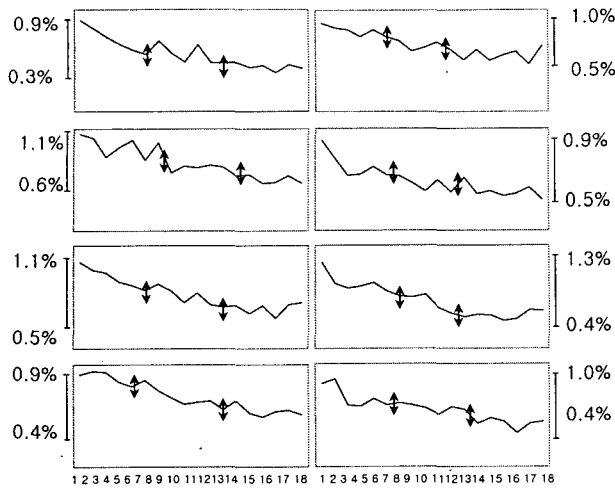
(E) 130Hz



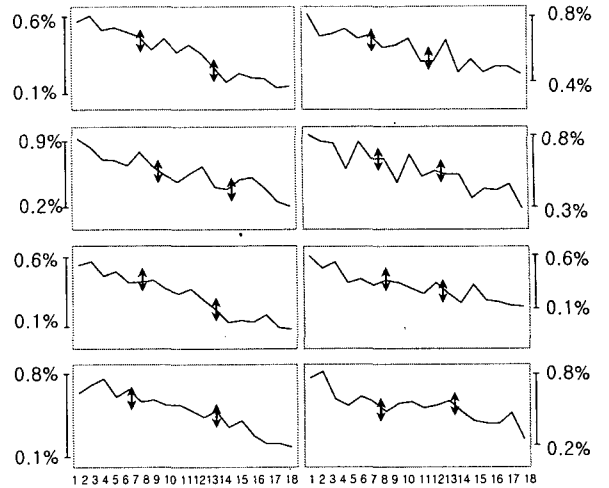
(C) 75Hz



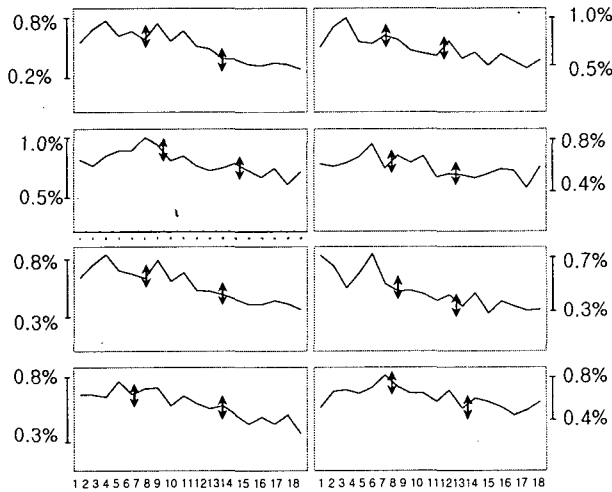
(F) 150Hz



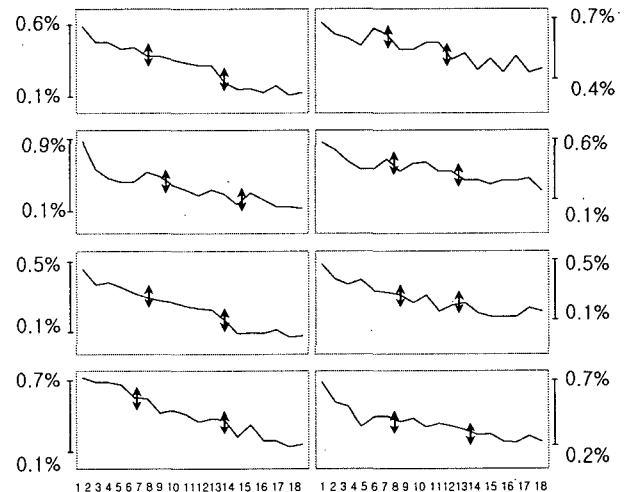
(G) 180Hz



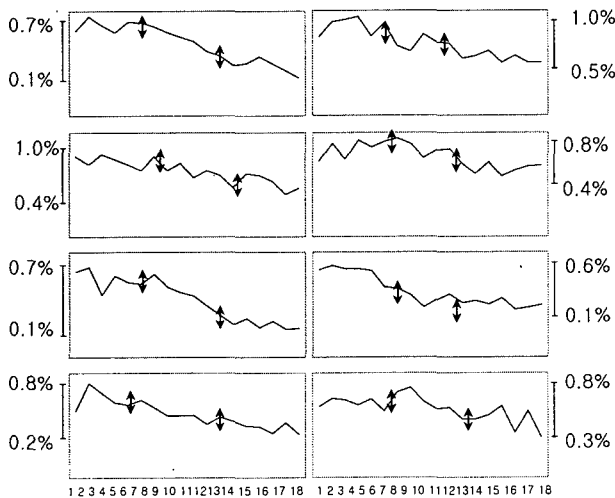
(J) 255Hz



(H) 205Hz



(K) 280Hz



(I) 225Hz

그림 6 각 피험자별 주파수 대역 변화 비교 (A)~(K) (MVC 25%)

Fig. 6 The comparison frequency bandwidth variation with each subject (A)~(K), (at 25% MVC)

4. 고 찰

근육의 수축과정에서 발생하는 상태변화를 연구하는데 있어서 대부분의 경우는 근전도상의 저주파수로의 천이 [4,2,5,11,12,13,15,20], 근육에서 발생하는 힘의 감소 해석 [2,5,10,15,16], 진폭과 MF (median frequency)[19,14,20], ZCR (zeor crossing rate)[23,24] 등의 파라미터를 이용한 해석 등이 유용한 방법으로 연구되어 지고 있다. 이러한 연구들은 대부분이 근육의 수축과정에서 나타나는 상태변화를 말초기관의 변화를 기준으로 하는 해석을 주로 수행하였으며 근육의 수축상태 변화를 정상상태와 피로상태로 구분하고 있다.

그러나 본 연구에서는 고위중추기관의 활동을 반영하는 심리적 변화를 근육의 수축상태 변화 해석에 이용하였다. 이는 생리적 변화만을 해석한 경우에 비해 보다 광범위하게 근육 수축상태변화를 해석할 수 있다고 생각되어진다

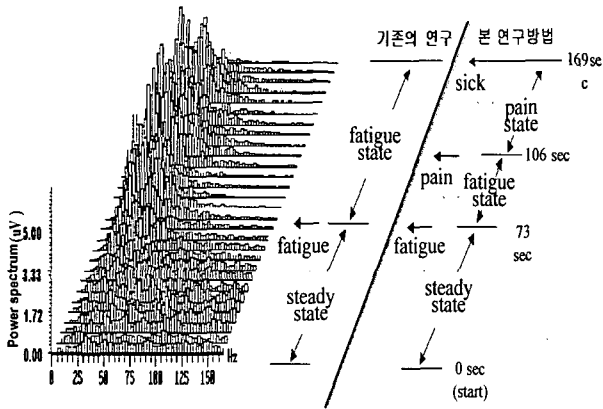


그림 7 주파수 영역의 근전도에서 수축상태변화에 대한 기존의 연구와 본 연구의 비교

Fig. 7 The comparison of existing studies and this study for contractile state change in EMG of frequency domain

그림 7은 기존의 연구결과와 본 연구를 비교하기 위하여 일정한 부하를 인가하였을 때 계측되는 근전도 신호를 일정 간격(5sec)으로 나누어 주파수 분석한 예를 삼차원 (Frequency-Power-Time)으로 나타낸 것이다. 기존의 대부분의 연구에서는 그림 7과 같이 주파수가 저주파수 대역으로 이동하는 부분 (부하인가 시점부터 약 73sec 지점)을 경계로 하여 정상상태와 피곤상태의 두 가지 상태로 근육의 수축상태를 구분하고 있다. 그러나 본 연구에서 이용한 피험자의 심리적 변화는 수축이 지속됨에 따라 그림 7에 표시한 것과 같이 “피곤하다”, “아프다”, “매우아프다”라고 표현하였으며, 이는 근육의 수축상태변화는 세 가지상태가 존재하는 것을 의미한다. 그리고, 이 세 가지 상태는 그림7과 같은 단순한 주파수 해석으로는 구분이 불가능한 것으로 판단된다. 본 연구에서 제시한 근전도 신호 주파수해석 방법은 일정한 시간 간격동안 전체 주파수에 대한 해당 주파수대역의 백분율을 표현함으로써 각 주파수별 활동정도를 나타낼 수 있었으며, 근육의 수축상태변화를 근전도 신호로부터 심리적 변화와 동일한 세 가지 상태가 존재한다는 것을 확인할 수 있었다.

5. 결 론

본 연구에서는 골격근의 지속적인 등척성 수축과정 (isometric contraction)에서 발생하는 심리적 변화를 기준으로 하여 근육의 수축상태 변화를 계측할 수 있는 추정방법을 고안하였다. 심리적 변화는 외부 자극에 대한 중추신경계와 자율신경계의 통합적 조절에 의해 나타나며, 말초기관의 활동 (근육의 수축상태변화)에 기인한 것이기 때문에 근육의 수축상태변화 해석에 고려해야할 가치가 있다. 본 연구에서는 근

육의 수축 상태를 정상상태, 피곤상태, 아픔상태의 세 가지 상태로 정의하였다. 이러한 심리적 변화를 기준으로 하여 정의된 근육 수축상태 변화는 자율신경계의 활동을 반영하고 있는 심전도의 R-R간격 해석에서도 일치하였다. 그리고 제안한 근전도 신호 해석방법(진폭, 주파수)을 이용한 근전도 신호해석 결과에서도 세 가지 상태가 존재하는 것으로 나타났다. 그리고 근 수축과정에서 발생하는 상태변화는 연속적으로 나타나는 것이 아니라 어느 순간에 계단적으로 상태변화가 나타났다. 이는 근 섬유와 이들을 지배하고 있는 α 운동신경으로 이루어지는 운동단위에는 사이즈별 역치가 존재하기 때문이라고 생각된다. 그러므로 이러한 생리적 변화가 계기가 되어 근육 수축과정에서 “피곤하다”, “아프다”, “매우아프다”의 심리적 변화가 발생하여 근육의 수축상태는 ‘정상상태’, ‘피곤상태’, ‘아픔상태’와 같은 세 가지 단계의 상태가 존재하는 것으로 추정된다.

감사의 글

본 논문은 2001년도 원광대학교 교내 연구비의 지원에 의하여 수행되었음

참 고 문 헌

- [1] Nina K. Vollestad “Measurement of human muscle fatigue”, J. Neuroscience Methode. vol.74, pp.219-227, 1997
- [2] Sahlin, K. Tonkonogi M. “Energy supply and muscle fatigue in humans” Acta Physiol Scand vol.162(3), pp.261-6, 1998
- [3] Duchateau J, Hainaut K, “Effects of immobilization on contractile properties recruitment and firing rates of human motor units” J Physiol, vol.422, pp.55-65, 1990
- [4] Janet L. Taylor, MD. Simon C. Gandevia, MD “Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue”, Muscle Nerve vol.24, pp.18-29, 2001
- [5] Schnied A, Morin D, Vedel Jp, Pagni S, “The size principle and synaptic effectiveness of muscle afferent projections to human extensor carpi radialis motoneurons during wrist extension”. Exp Brain Res. vol.113(2), pp.214-29, 1997
- [6] Jacques Duchene, Jean-Yves Hogrel “A model of EMG generation” Transaction on biomedical engineering. vol.47, no.2, 2000
- [7] Edward. A. Clancy, Nevill Hogan. “Single site Electromyography amplitude estimation” Transaction on biomedical engineering . vol.42, no.2, 2000
- [8] Jacques Bobet, Richard B. Stein “A simple model of force generation by skeletal muscle dynamic isometric contractions” Transaction on biomedical engineering, vol.45, no.8, 1998
- [9] John L. Andressi, Psychophysiology : human behavior and physiological respons, Hilside, New Jersey.

- [10] Bigland-Ritchie, B. Furbush, F. and Woods, J. J. "Fatigue of intermittent submaximal voluntary contraction: central and peripheral factors", J. Appl. Physiol., vol.61, pp.421-429, 1986
- [11] Yuri Koryak "Electromyographic study of the contractile and electrical properties of the human triceps surae muscle in a simulated microgravity environment" Journal of Physiology, vol.501, pp.287-295, 1998
- [12] Roberto Merletti, Loredana R. Lo Conte. "Surface EMG signal processing during isometric contraction", J. Electromyography and Kinesiology. vol.7, pp.241-250, 1997
- [13] Tohru Kiryu, Yoshinaki Saitoh, Kiyoshi Ishioka "A muscle Fatigue index on the relationship between preceding background activity and myotatic reflex response(MMR)". IEEE. Transaction on biomedical engineering. vol 39, No 2, 1992
- [14] Kazumi Masuda, Tadashi Masuda, Tsugutake Sadoyama, Mitsuhara Inaki, Shigeru Katsuta "Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contraction", J. Electromyography and Kinesiology vol.9, pp.36-46, 1999
- [15] V. J. Spotts, M. C. Miller "EMG responses resulting from transient and steady state dynamic isometric loading of the human biceps can be distinguished" J. Electromyography and Kinesiology. vol.10, pp.15-23, 2000
- [16] J. L. Datques, Y. Jammes. "Fatigue-induces changes in group IV muscle afferent activity : differences between high-and low frequency electrically induce fatigues" Brain research vol.750, pp.147-154 1997.
- [17] Gerold Ebenbichler, Josef Kollmitzer, "EMG fatigue pattern accompanying isometric fatiguing knee-extension are different in mono- and bi-articular muscle", Electroenceph. clin. Neurophysiol., vol.109, pp.256-262
- [18] Hashimoto, I. Miyamura, M. Saito, M. "Initiation of increase in muscle sympathetic nerve activity delay during maximal voluntary contraction", Acta Physiol Scand, vol.164(3), pp.293-297, 1998
- [19] Seals, D. R & Enoka, R. M "Sympathetic activation is associated with increase in EMG during fatiguing exercise", J Appl Physiol vol.66, pp.88-95. 1991
- [20] V. Linnamo, R. Bottas, P. V. Komi, "Force and EMG power spectrum during after eccentric and concentric fatigue." J. Electromyography and Kinesiology. vol.10, pp.293-300, 2000
- [21] C. E. Chapman "Active versus Passive touch factors influencing the transmission of somatosensory single to primary somatosensory cortex" Cad. J. Physio-Pharmacol., vol.72(5), pp.570-588, 1994.
- [22] P. Coumel, J. S. Hermida, B. "Heart rate variability in left ventricular hypertrophy and heart failure and the effect of beta-blockade" Eur. Heart J. vol.12, pp.412-422, 1991
- [23] Hagg GM., Suurkula J, Liew M. "A worksite method for shoulder muscle fatigue measurement using EMG, test contraction and zero crossing technique. Ergonomics, vol. 30, pp.1541-1551, 1987
- [24] Suurkula J, Hagg GM. "Relations between shoulder/neck disorders and EMG zero crossing shift in female assembly workers using the test contraction method. Ergonomics vol. 30, pp.1553-1569, 1987

저 자 소 개



박형준(朴炯俊)

1961년 5월 13일생. 1984년 한양대 공대 전기공학과 졸업, 1989년 일본 오사카대학 대학원 졸업(석사), 1993년 일본 오사카대학 대학원 졸업(박사), 1993~현재 원광대 공대 부교수

Tel : Fax 063-850-6737

E-mail : pahumu@wonkwang.ac.kr



이승주(李承周)

1973년 11월 24일생. 2001년 원광대학교 공과대학 전기공학부(전기공학전공)졸업, 2001~현재 원광대학교 대학원 전기공학과 석사과정.

Tel : Fax 063-850-6737

E-mail : leesjis@wonkwang.ac.kr