

근육의 등척성 수축에 있어서 심리적 변화와 근전도 변화의 관계

천 우 영*, 박 종 환*, 박 형 준*, 박 병 림**

*원광대학교 공과대학 전기전자 공학부, **원광대학교 의과대학 생리학교실

RELATIONSHIP BETWEEN PSYCHOLOGICAL CHANGE AND EMG CHANGE IN ISOMETRIC CONTRACTION

Woo-Young Cheon · Jong-Hwan Park · Hyung-Jun Park · Byung-Lim Park

* Dept of Electric Engineering, Wonkwang University

** Wonkwang Medical School

pahumu@wonnms.wonkwang.ac.kr

I. 서 론

사람이 물건을 지속적으로 들게 되면 시간의 경과에 따라 그 물건을 들 수 없는 상태에 이르게 된다. 이것은 골격근을 계속적으로 수축시키면 근육의 수축상태에 변화가 일어난다는 것을 의미한다. 이와 같은 근육의 수축상태변화에는 신진대사뿐만 아니라 근육의 수축특성 및 신경계의 조절 기능 등이 그대로 반영되어 나타나기 때문에 이에 관한 연구가 많은 연구자에 의하여 보고되어 왔다. 예를 들면, submaximal contraction에 있어서 근육이 지속적으로 수축하게 되면, 근전도의 진폭, 심전도의 HR(heart rate)이 증가하고, 또한 자율신경계중 교감신경계의 활동이 수축변화(fatigue development)와 직접적인 관계가 있는 것으로 보고되어 있다 [1][2]. 그리고 근전도 해석과 신경의 활동전위 해석으로부터 지속적으로 근육을 수축하게 되면 큰 사이즈의 운동단위의 활동 비율이 커진다는 것을 근거로 하여 근육의 수축상태변화를 정상상태(steady state)와 피로상태(fatigue state)로 구분하여 왔다[3]. 이상과 같은 대부분의 선행연구에서는 근육 수축상태변화에 따른 고위중추기관의 활동변화를 고려하고 있지 않다. 근육의 활동으로 발생하는 수축상태변화는 고유감수체를 흥분시키고 대뇌의 체성감각영역을 자극하여 고위 중추기관은 그 수축변화를 감지하게 된다. 즉, 고위 중추기관의 활동은 말초기관의 활동(근육의 수축상태변화)에 기인한 것이기 때문에 근육 수축상태변화 해석에 고려할 필요가 있다. 이상과 같은 관점에서 본 연구에서는 근육 수축과정에서 발생

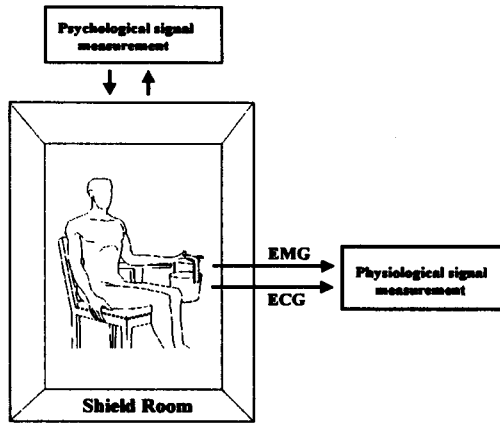
하는 심리적인 변화에 따른 근육 수축상태변화를 비교 평가하는 것을 목표로 한다. 즉, 근육 수축과정에서 발생하는 고위중추의 활동을 추정하기 위하여 심리적 변화를 이용하였다. 그리고 등척성 수축(isometric contraction) 조건의 예비 실험에 있어서 각 피험자가 표현한 심리적 변화는 "피곤하다", "아프다", "아주 아프다"라는 3종류의 공통적인 반응이었다. 즉, 본 연구에서는 이러한 3종류의 심리적 변화 시점을 기준으로 하여 근육의 상태변화를 정상상태, 피곤상태, 아픈상태의 3상태로 새로이 정의하고, 이들 각각의 상태에 따른 근육의 상태변화를 근전도와 심전도를 이용하여 해석하였다.

2. 방법

2.1 실험 시스템 및 방법

그림1에 실험시스템을 모식적으로 나타내었다. 실험은 과거에 근육에 대한 병력이 없는 정상인 남성 10명(23세-27세)을 대상으로 하였고, 피험자는 shield room속의 의자에 앉아 왼팔을 외전한 상태로 그림에서와 같이 수평면에 두고 손목 관절만을 이용하여 질량을 들 수 있게 하였다. 이때, 주요 활동 근육은 요측수근굴근(Flexor Carpi Radialis Muscle)이 되며, 이 근육의 피부 표면에 Ag-AgCl의 표면전극(지름 :10mm)을 부착하여 근육 수축시에 발생하는 근전도를 쌍극 유도 하고 차동증폭(CMRR : 120db, Gain: 5000배)하고 AD 변화기(CED 1401, Cambridge Electronic Design Ltd)를 경유하

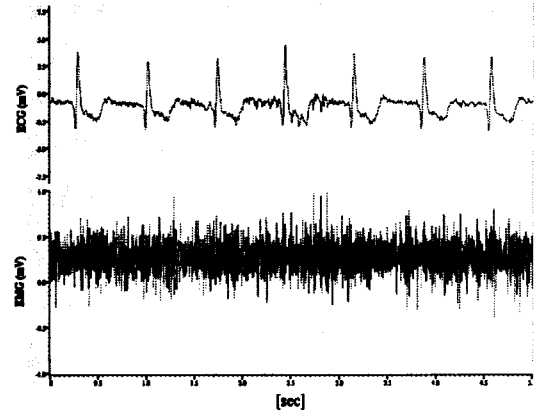
여 컴퓨터(PC-486, IBM)에 수록하였다. 이와 같은 방법으로 심전도도 계측하였다.



[그림 1] 실험 시스템

우선, 본 연구에서는 예비실험으로, 피험자에게 일정한 무게를 들게 하여 지속적으로 근육을 수축시키도록 하고, 이 때 질량에 대한 느낌을 표현하도록 하였다(이하, 본 연구에서는 질량에 대한 느낌을 심리적 변화라 함.) 심리적 변화 조사결과는 피험자마다 근육 수축시간 경과에 따라 “피곤하다”, “아프다”, “아주 아프다” 라는 공통적인 반응을 나타내었다.

그리고 본 실험에서는 각 피험자의 MVC(Maximal Voluntary Contraction)를 계측하고, 이를 기준으로 하여 MVC의 25%의 질량을 손바닥에 인가하고 손목관절만을 이용하여 더 이상 질량을 들 수 없을 때까지 들게 하였다. 이때, 근전도와 심전도를 계측함과 동시에 피험자에게는 3단계의 심리적 변화를 표현하게 하여, 심리적 변화가 일어나는 시점을 계측하였다. 그리고 이들 각 실험에서는 근육에 피로를 축적시키지 않기 위해서 각 피험자에게 1회 실험 후 최소한 24시간 이상의 휴식을 취하도록 하였다. 그림2에 본 연구에서 계측한 근전도와 심전도를 예시하였다.



[그림 2] 근전도와 심전도 계측 예

2.2 해석방법

A. 근전도 해석

심리적 변화와 근육의 수축상태변화를 비교 평가하기 위해서 근전도의 진폭과 주파수에 관하여 해석하였다. 진폭에 관해서는 계측된 근전도 신호를 전파 정류한 다음 전체 신호를 5초 간격으로 나누고 그 각 간격에서의 평균값을 산출하였다. 그리고 주파수 해석에서는 근육의 운동단위의 사이즈별 활동 레벨을 추정하기 위하여 다음과 같이 4단계를 걸쳐 해석하였다. 1단계에서는 실험시작부터 실험끝(피험자가 아주 아프다고 하는 시점)까지의 시계열의 근전도를 식(1)과 같이 18등분한다.

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

2단계에서는 식(2)의 푸리에 변환을 이용하여 각 등분된 근전도 $f_n(t)$ 을 주파수 영역으로 변환한다.

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

3단계에서는 식(3)과 같이 주파수 영역으로 변환된 각각의 $F_n(w)$ 에 있어서 전체 면적 S_n 을 산출한다.

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

그리고 마지막 4단계에 있어서는 식(4)와 같이 $F_n(w)$ 의 5Hz당 면적을 구하고, 이를 S_n 에 대한 백분율로 나타낸다.

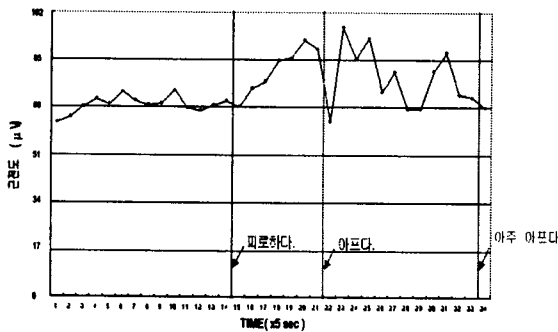
$$I_\alpha = \frac{\sum_{5\text{Hz}} F_n(w)}{S_n} \times 100 \quad (\alpha=1,2,3,\dots) \quad (4)$$

B. 심전도 해석
R-R간격을 계산한 다음 이를 5초당 평균을 계산하였다.

3. 결과

3.1 근육수축과정에서 발생하는 근전도의 변화

그림3은 근전도의 진폭 해석결과와 심리적 변화를 일으키는 시점을 비교한 한 예이다. 이 그림에서 나타내듯이 근육의 수축이 지속됨에 따라 "피로하다"까지는 일정한 진폭을 유지하다가 "피로하다"에서 "아프다"까지는 그 진폭이 증가하고, "아프다" 이후에는 진폭이 진동하며 변화하는 경향을 나타내고 있다.



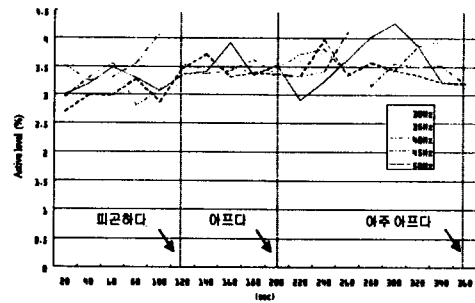
[그림 3] EMG 평균

이러한 경향의 변화는 심리적 변화의 시점을 경계로 하여 변화하고 있다.

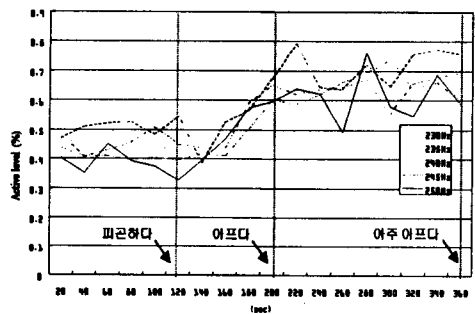
그림4, 그림5, 그림6은 계측된 근전도를 2.3절에서 제시한 방법에 의해 분석한 결과의 예이다. 전체 주파수 중에서 심리적인 변화를 일으킨 부분에서 그 특성이 잘 나타나는 대역만을 추출한 것이다. 각 그림에서 가로축은 시간을 나타내고 세로축은 각 주파수대역의 활동정도를 나타낸다.

근육을 지속적으로 수축시키면, 그림4과 같이 일정하게 유지되는 주파수 대역이 있는 반면에, 그림5, 그림6과 같이 "피로하다", "아프다"라고 하는 심리적 변화 시점을 경계로 하여 그 변화 경향을 달리하는 주파수 대역이 있었다. 즉, 그림5는 시간의 경과에 따른 230Hz에서 250Hz 대역의 근전도 활동정도를 나타낸 것이며, 그 변화는 "피로하다"라고 표현한 부분까지는 일정하게 유지되다가 "피로하다"는 시점부

터 "아프다"라고 한 시점까지는 급격히 증가를 하고 "아프다"에서 "아주 아프다"라고 한 시점까지는 다시 유지하는 경향을 나타내고 있다.



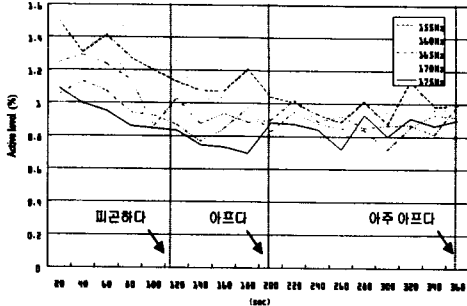
[그림 4] 유지하는 주파수



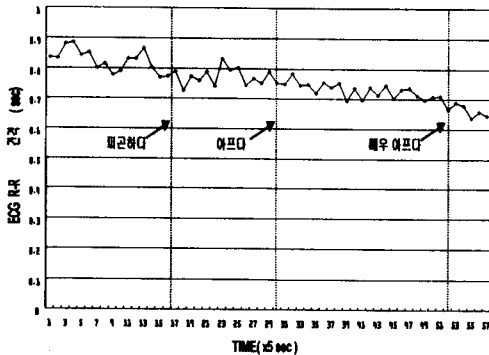
[그림 5] 피곤을 느끼는 주파수

그리고 그림6은 155Hz에서 175Hz 대역의 근전도 활동정도를 나타낸 것이며, 이 경우에는 실험처음에서부터 "아프다"라고 한 시점까지는 계속적으로 감소하는 경향을 보이다가 "아프다"에서 "아주 아프다"라고 한 시점까지는 유지하는 경향을 나타내고 있다.

그림7은 심전도를 해석한 결과의 한 예를 나타낸 것이다. 심전도의 해석은 2.3절에서 기술한 바와 같이 R-R 간격을 분석하였다. 이 결과는 20%의 부하를 인가한 경우이다.



[그림 6] 아픔을 느끼는 주파수



[그림 7] ECG R-R간격의 5초간 평균

그림에서 나타내듯이 시간이 경과함에 따라 R-R간격이 전체적으로 감소하는 경향을 보이고 있다. 그러나 각 심리적 변화의 시점을 중심으로 하여 관찰하면, “피곤하다”라고 한 시점까지는 감소하고 “피곤하다”에서 “아프다”까지는 일정하게 유지하다가 “매우 아프다”라고 표현한 구간에서는 다시 감소하는 경향을 나타내고 있다.

이상의 근전도 진폭, 주파수 해석과 심전도 해석으로부터 시사하는 것과 같이 근육 수축 시에는 심리적, 생리적으로 3단계의 수축 특성변화가 존재한다는 것이다.

4. 토의

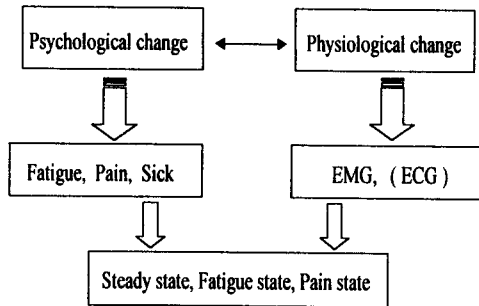
근육의 수축과정에서 발생하는 상태변화를 연구하는데 있어서 대부분의 경우는 근전도상의 주파수가 저주파수로 천이하는 부분을 기준으로 하여 상태변화(정상상태와 피로상태)를 해석하고 있다. 그러나 또

다른 연구에서는 수축과정을 근육에서 발생하는 힘의 감소로부터 해석하려는 연구도 제안되었다[4]. 또한 주파수 해석이 수축과정을 평가하는데 유용한 방법인가에 의문을 제기하는 연구도 있다[5]. 그리고 amplitude, MF(median frequency) 와 ZCR(zero-crossing-rate) 등의 파라메타를 이용한 해석도 유용한 방법으로 연구되어지고 있다. 그러나 이런 파라메타들은 dynamic contraction 상태에서는 수축과정 대한 정보를 제공하지 못하는 것으로 보고되고 있다[6]. 이러한 연구들은 대부분이 근육의 수축과정에서 나타나는 상태변화를 말초기관의 변화를 기준으로 해서 고위중추의 변화로 생각하는 bottom-up 형태의 해석을 주로 행하고 있다. 그러나 본 연구에서는 고위중추기관의 변화를 반영한 심리적인 변화를 이용하여 근육의 수축상태변화를 해석하는 Top-down 방법을 사용하였다. 이는 생리적인 변화만을 해석한 경우에 비해 보다 광범위하게 상태변화를 해석할 수 있는 방법이라고 생각되어진다. 본 연구에서는 심리적인 변화를 근거로 근육의 수축과정에 여러 가지 상태가 나타난다는 것을 알 수 있었다. 그리고 심리적인 변화를 뒷받침할 수 있는 근전도상의 변화도 찾을 수 있었다.

제시한 해석방법은 주파수의 스펙트럼이 아닌 일정한 시간 간격동안의 전체주파수에 대한 해당 주파수의 백분율을 표현함으로써 각 주파수 별 활동정도를 나타낼 수 있었다. 이는 근육의 수축정도에 따라 운동신경이 지배하는 근섬유의 갯수가 달라진다는 사이즌 이론을 기초로 하고 있다.

5. 결론

본 연구에서는 isometric contraction의 조건하에서 요측수근굴근을 자극하여 이때 발생하는 심리적 변화와 생리적 변화를 비교 평가하였다. 즉, 그림8에 나타내듯이 생리적 변화를 근거로 한 심리적 변화는 “피로하다(Fatigue)”, “아프다(Pain)” 그리고 “아주 아프다(Sick)” 이었다.



[그림 8] 근육수축과정의 상태정의

또한 본 연구에서 고안된 해석법으로 생리적 변화(근전도, 심전도)를 해석한 결과는 심리적 변화를 일으키는 계기(시점)와 일치하였다. 그러므로 근육의 수축상태는 정상상태, 피곤상태, 아픈상태의 3단계의 상태가 존재하는 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Seals, D.R. & Enoka, R.M. 1989 : Sympathetic activation is associated with increases in EMG during fatiguing exercise. *J Appl Physiol* 66, 88-95
2. Hashimoto, I; Miyamura, M.; Saito, M. 1998 : Initiation of increase in muscle

ympathetic nerve activity delay during maximal voluntary contraction. *Acta Physiol Scand* 164, 293-297

3. Yuri Koryak. 1998 : Electromyographic study of the contractile and electrical properties of the human triceps surae muscle in a simulated microgravity environment. *J. Physiol.* 510, 287-295

4. Westerblad H; Allen DG; Bruton JD; Andrade FH. 1998 : Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiol Scand*, 162(3), 253-260.

5. Xiao S; Leung SC. 1997 : Muscle fatigue monitoring using wavelet decomposition of surface EMG. *Biomed Sci Instrum*, 34, 147-152.

6. Chen R; Collins SJ; Remtulla H; Parkes A; Bolton CF. 1996 : Needle EMG of the human diaphragm: power spectral analysis in normal subjects. *Muscle Nerve*, 19, 324-330.

7. John L. Andreassi, "Psychophysiology : human behavior and physiological response", Hillsdale, New Jersey.

8. Roger Q. Cracco, Ivan Bodis-Wollner, "Evoked Potentials", Alan R. Liss, New York.