2002년도 대한전기학회 하계학술대회 논문집 2002.7.10-12

근육의 지속적인 등척성 수축시의 다 채널 근전도 해석

이승주*, 김기영, 윤재현, 이현철, 윤양웅, 박형준
원광대학교 전기공학과

An Analysis of Multichannel EMG in Continuous Isometric Contraction of Human Muscle

Seung-Ju Lee, Ki-Young Kim, Chae-Hyun Yoon, Hyun-Chul Lee, Yang-woung Yoon, Hyung-Jun Park
Dept. of Electrical Engineering WonKwang University

Abstract - In this study, the comparison of the contractile states change at prime mover muscle with that at synergist muscle was executed, while the muscle contracted continuously with isometric contraction. The contractile states of muscle becomes to change when the voluntary contraction of skeletal muscle is progressed continuously. Such the contractile states change is divided into three states in consideration for not only physiological change but also the psychological change by CNS(central nervous system) as "stable state", "fatigue state" and "pain state".

As a result of this study, the prime mover muscle is reached "pain state" but the synergist muscle is not reached. Namely the synergist muscle is delayed state than the prime mover muscle. This result judged that although the prime mover muscle have reached a limit when contraction is continued, owing to effect of delayed state of the synergist muscle, the prime mover muscle is endured some more contraction.

1. 서 론

근육은 인체 활동의 기본적인 요소로서 수축과 이완 작용에 의하여 운동이 이루어진다. 근육 수축에 관하여서는 분자 생물학, 근육생리학 등의 관련 분야의 발달과 더불어 그 기전이 점차로 규명되고 있다 [1-3]. 예를 들면, 근육의 수축과정에서 발생하는 역학특성, 피로해석 그리고 운동단위의 회복 등 다양한 분야에 걸쳐 그 기전이 연구, 보고되고 있다[4-6]. 그러나 이들 대부분에서는 단일근육의 수축과정에서 발생하는 현상을 규명한 것이거나, 혹은 복수 근육이 동원된 운동에 관한 연구에서도 주 동작근육을 대상으로 하고 있다. 생체운동의 대부분은 단일근육의 운동이 아니라 여러 기능을 갖는 복수근육의 협동 운동으로 이루어지는 것이다. 즉, 근육의 운동 시에는 주근육(prime mover)은 한 개이상의 협동근(synergist)의 움직임을 수반하며, 협동근의 협조에 의해 그 운동이 완성하게 한다. 이와 같이 주근육의 활동 시 협동근의 수축상태변화에 대한 연구는 근육의 수축메커니즘을 해석하기 위해 중요한 의미를 가질 것으로 생각된다.

본 연구의 목적은 인체 골격근의 지속적인 등척성 수축과정에서 발생하는 피로 과정을 주근육과 협동근 각각에서 근전도를 계측하여 그 현상을 비교, 평가하는 것이다. 골격근을 지속적으로 수의 수축시키면 근육의 수축상태는 변화한다. 이러한 변화는 심리적 변화를 야기 시키며 심리적 변화와 일치하는 3상태 즉, 정상상태, 피곤상태, 아픔상태 가 존재한다[7,8]. 본 연구에서는 이들 3상태를 기준으로 주근육의 수축상태변화에 따른 주변근육의 상태변화를 비교 및 평가하였다.

2. 실험시스템 및 계측방법

2.1 실험시스템

그림1에 실험 시스템의 개요를 나타내었다. 본 실험에서는 생리적 신호로서 근전도를 계측하였다. 근전도는 실험과정에서 주근육인 요측수근굴근과 협동근인 장수장근, 척측수근굴근의 피부표면에 Ag-AgCl의 표면전극(지름:10㎜)을 부착하여 유도하였다. 위와 같이 유도된 신호를 1차적으로 차동증폭(CMRR : 120dB)한 후 증폭기를 통하여 증폭(이득: 5000배)하고 AD변환기(MP100WSW. biopac systems, Inc)를 경유하여 컴퓨터(PC-Pentium. IBM)에 수록하였다. 또한 심리적 변화에 대한 계측을 위해 실험과정에서의 수축상태변화에 대한 느낌을 구두로 표현하게 하여 그 시점을 기록하였다.

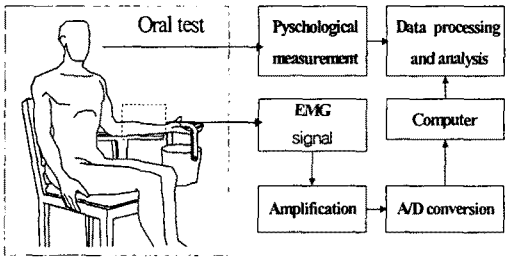


그림 1. 실험 시스템 및 계측방법

2.2.계측방법

피험자(정상인 남자 8명, 23~29세)는 그림1에서와 같이 각 피험자의 체형을 조절한 의자에 앉게 하여 윈팔의 전완을 외전한 상태로 수평면에 위치시키고 손목관절을 고정시킨 후 손바닥 중수(metacarpus)관절에 일정한 부하를 인가하여, 더 이상 부하에 대한 수축운동을 할 수 없을 때까지 지속적인 등척성 수축운동을 시켰다. 이때 주근육은 요측수근굴근이 되며, 협동근은 장수장근과 척측수근굴근이 된다.

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 3단계의 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. 해 석

2.1 수축과정에서의 각 채널별 근전도 해석방법

본 연구에서는 심리적 변화의 시점을 기준으로 하여, 실험시작부터 피험자가 피곤하다고 하는 시점 까지를 "정상상태", 피곤하다고 하는 시점부터 아프다고 하는 시점까지를 "피곤상태", 아프다고 하는 시점부터 매우 아프다고 하는 시점까지를 "아픔상태"라고 정의하고 근전도를 분석하였다.

진폭분석은 요측수근굴근과 장수장근, 척측수근굴근에서 계측된 각각의 근전도(EMG)를 전파정류 하여 IEMG(Intergrated EMG)를 구한 후 5초 간격으로 나누어서 평균을 구하는 방법을 이용하였다.

주파수 분석은 각 상태에 있어서 EMG의 주파수변화를 알아보기 위해 다음과 같은 해석방법을 사용하였다.

먼저 각각의 계측된 근전도를 18등분한다.
여기서 $f(t)$는 계측된 근전도를 의미한다.

$$f(t): f_1(t),\ f_2(t),\ \cdots,\ f_{18}(t) \qquad (1)$$

각각 등분된 $f_n(t)$를 FFT한다

$$F_n(w) = \int_{t_{n-1}}^{t_n} f_n(t)\ e^{-iwt} dt$$

$$(n=1,2,3,\cdots,18) \qquad (2)$$

FFT된 신호 $F_n(w)$의 면적을 산출한다.

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

$f_n(w)$를 5Hz씩 면적을 구하고 S_n에 대한 백분율로 나타내어 표현한다.

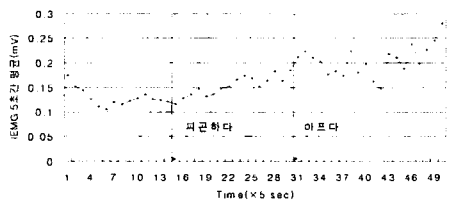
$$I_a = \frac{\sum_{5\times aHz} F_n(w)}{S_n} \times 100$$

$$(a=1,2,3,\cdots) \qquad (4)$$

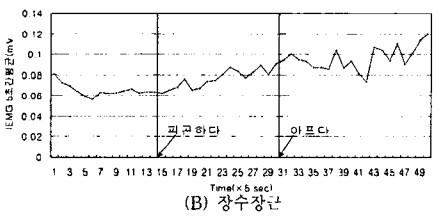
위 주파수 해석방법은 특정시간대에 있어서 근전도 활동 주파수와 활동정도를 알 수 있다. 즉 이는 근 수축과정에서 동원되는 운동단위의 크기가 반영되어있는 것으로 판단된다.

3.2 각 채널별 근전도 해석결과

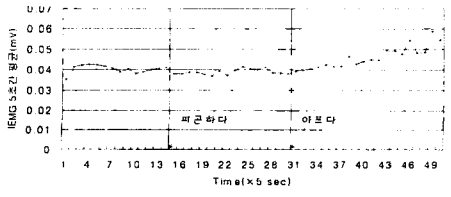
그림2의 (A), (B), (C)는 각 근육에서 계측된 근전도 진폭의 해석결과를 심리적변화 시점과 비교하여 나타내었다. 그림2의 (A)요측수근굴근과 (B)장수장근의 진폭경향은 수축 시작시점부터 "피곤하다" 까지는 일정한 진폭을 유지하다가 "피곤하다"에서 "아프다"까지는 그 진폭이 증가하고 "아프다"이후에는 진폭이 진동하며 변화하는 경향을 나타내고있다. 그러나 그림2의 (C)척측수근굴근은 위 두 근육과는 달리 "피곤하다"와 "아프다"시점까지 일정한 진폭을 유지하다가 "아프다"이후에서 진폭이 증가한다. 특히 그림2의 (C)에서는 진동의 경향이 보여지지 않으며 위 두 근육에 비하여 지연된 상태의 경향이 보여진다.



(A) 요측수근굴근



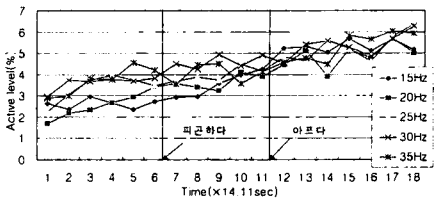
(B) 장수장근



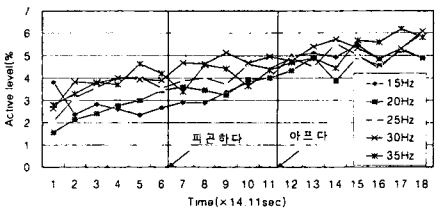
(C)척측수근굴근

그림2. 근육별 IEMG의 5초간 평균과 심리적변화 판단시점

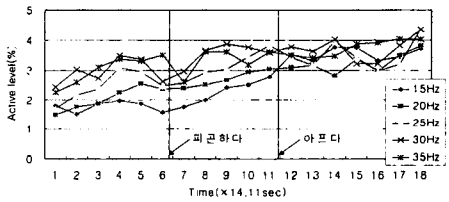
주파수해석의 결과는 [그림3]~[그림6]과 같으며, 3.1절에서 제안된 근전도 주파수 해석 방법에 의해 3개의 근육에서 계측된 근전도를 해석한 결과의 예를 표시하였다. 전체 주파수 중에서 심리적인 변화를 일으킨 부분에서 그 특성이 잘 나타나는 대역



(A)요측수근굴근

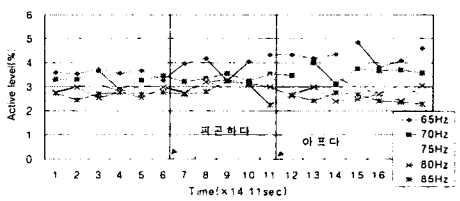


(B)장수장근

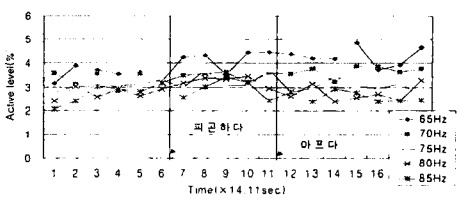


(C)척측수근굴근

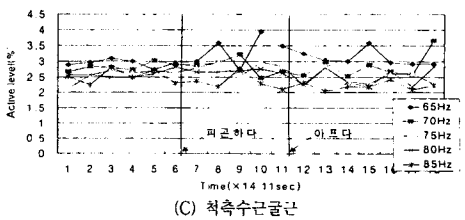
그림 3. 근육별 15 35Hz대역의 주파수경향과 심리적변화



(A) 요측수근굴근

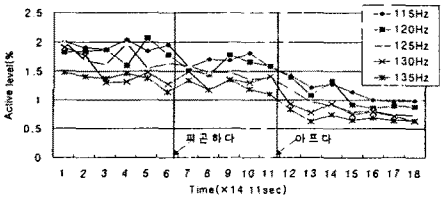


(B) 장수장근

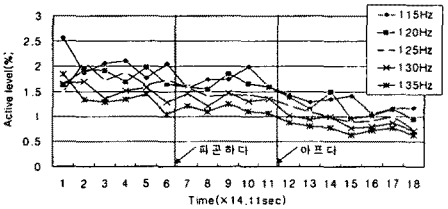


(C) 척측수근굴근

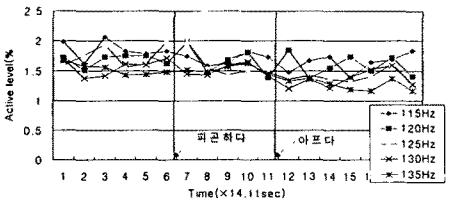
그림 4. 근육별 65 85Hz 대역의 주파수 경향과 심리적변화



(A) 요측수근굴근

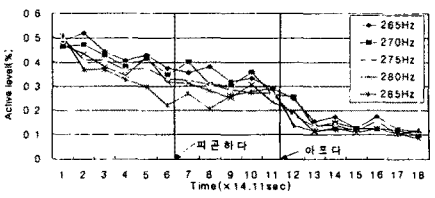


(B) 장수장근

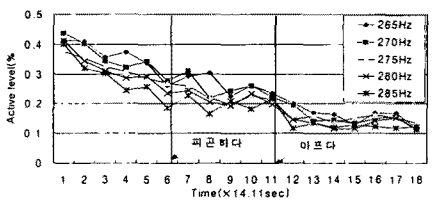


(C) 척측수근굴근

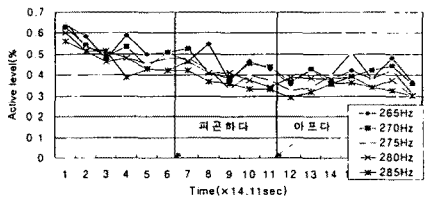
그림5. 115-135Hz 대역의 주파수경향과 심리적변화



(A) 요측수근굴근



(B) 장수장근



(C) 척측수근굴근

그림6. 265-285Hz대역의 주파수경향과 심리적변화

만을 추출한 것이다. 주파수 경향을 나타낸 그림에서 각 선들의 의미는 주파수 대역별 활동정도를 나타내며, 가로축은 시간을 나타낸다. 15-35Hz대역을 나타내는 그림3(A)의 요측수근굴근과 (B)의 장수장근은 시간이 경과할 수록 활동정도가 일정한 증가의 경향을 나타내지만, 그림3(C)의 척측수근굴근은 "피곤상태"에서 증가한 활동주파수가 "아픔상태"에서 증가하지 않고 유지하는 경향을 나타낸다. 그림4의 65-85Hz대역은 수축시간이 경과하여도 주근육과 협동근 모두 일정한 레벨을 유지한다. 반면에 주파수대역이 높아지면 근육의 주파수 활동레벨은 감소하는 경향을 보인다. 그림5는 115-135Hz의 주파수대역으로 (A)요측수근굴근과 (B)장수장근은 시간이 지날수록 감소 하지만 (C)척측수근굴근은 위 두 근육에 비해 감소하는 경향이 적고, 감소하지 않는 경향을 나타낸다. 그림6에서 (A), (B) 두 근육의 265-285Hz 대역은 심리적 변화에 따른 주파수경향의 변화를 볼 수 있다. 실험 시작이후 감소하던 활동정도는 피곤하다 이후 감소하는 경향이 완화되며 아프다의 판단 이후 변화하여 활동하지 않는 것 같은 현상을 나타낸다. 그러나 그림6(C)의 척측수근굴근은 처음에 감소하는 경향을 보이지만 위 두 근육에서 보여지는 아프다의 현상은 보이지 않는다. 일반적으로 근육의 수축력은 운동단위가 동원되는 수, 그 운동단위의 크기, 활동주파수에 의해서 규정되어 지며 활동주파수의 증감은 근육의 수축상태 변화를 잘 표현한다. 이러한 각각의 근육에서 계측된 근전도의 주파수 변화를 종합하면 활동주파수의 경향은 주 근육에 비하여 협동근의 수축상태는 지연된 상태를 나타내며, 이것은 주 근육에 대하여 협동근의 상호보완작용을 유추할 수 있다. 다른 주파수 대역에서도 요측수근굴근과 장수장근의 경우 3상태의 경향을 보이고 있지만 척측수근굴근은 3상태의 경향이 아닌 지연된 경향을 보여준다.

4. 결 론

기존의 일반적인 근육 수축상태변화는 "정상상태"와 "피로상태"로 구분[2]하고 있다. 그러나 본 연구에서는 중추운동신경계의 작용인 심리적 변화를 고려하여 수축상태변화를 "정상상태", "피곤상태", "아픔상태"라고 하는 3가지 상태변화로 나누어 손목관절을 움직이는 굴근들의 상태를 비교하였다.

요측수근굴근과 장수장근은 진폭분석에서 상태별로 유지-증가-진동의 3가지 상태변화를 나타내는 반면 척측수근굴근은 유지-증가의 지연된 상태변화를 나타내었다. 주파수 변화에서도 척측수근굴근의 경향은 요측수근굴근과 장수장근에 비하여 상태가 지연된 주파수 경향이 보여지고 있다. 특히 사이즈가 큰 운동단위라고 생각할 수 있는 활동주파수(15~30Hz)는 요측수근굴근에서 "아프다" 이후 증가하는 경향을 보이지만 척측수근굴근은 유지한다. 115Hz 이후 대역에서도 "아프다" 시점이후 나타나는 요측수근굴근의 활동정도의 변화가 척측수근굴근에서는 나타나지 않고 피곤상태의 경향을 보임으로서 아픔의 상태에 도달하지 않았다고 유추할 수 있다. 주 근육이 "피곤상태"를 지나 "아픔상태"에 도달하여 수축의 한계상태에서도 어느 정도의 시간동안 관절수축을 지속 할 수 있는 것은 협동근의 지연된 상태에 의한 영향이라 생각된다.

[참 고 문 헌]

[1] Rithie JM, "The relation between force and velocity of shortening in rat muscle", J. Physiol. ,vol. 123, pp. 633-639, 1954

[2] Nina K., "Measurement of human muscle fatigue," J. Neuroscience Methods, vol. 74, pp .219 -127, 1997

[3] Potvin, J. R, "Effect of muscle Kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contraction", J. Appl. Physiol vol. 82(1), pp. 144-151, 1997

[4] H. Onishi, R. Yagi, K. Momose, K. Ihashi. Y. Handa, "Relationship between EMG signal and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes", J. Electromyography and Kinesiology vol. 10, pp. 59-67, 2000

[5] John L. Andreassi, "psychphysiology : human behavior and physiological response", Hillsdale, New Jersey. 1995

[6] Roger Q. Cracco, Ivan Bodis-Wollner, "Evoked Potentials", Alan R. Liss, New york., 1995

[7] 천우영, 박종환, 박형준, 박병림, "근육의 등척성수축에 있어서 심리적 변화와 근전도 변화의 관계" 한국감성과학회 연차학술대회논문집, 249-253, 1999

[8] 천우영, 박형준, 윤양웅 "지속적인 근 수축과정에서 발생하는 상태변화 계측방법" 대한전기학회 추계학술대회 논문집, 567-569, 1999