論 文
57-12-32

# 노동현장 기준데이터 제시를 위한 손근육의 근활성도 및 근피로도에 관한 연구

# A Study on the Muscle Activity and Fatigue of Hand Muscle for the Presentation of Normative Data in Labor Environment

金 慶 鉉* · 李 浩 龍** · 辛 華 詠** · 鄭 聖 勳* · 金 成 煥†
(Kyoung-Hyun Kim · Ho-Yong Lee · Hwa-Young Shin · Seong-Hun Jeong · Sung-Hwan Kim)

**Abstract** - In this paper, muscular activity and muscle fatigue of FDI (first dorsal interosseous muscle) and thenar muscle of hand was analyzed with surface EMG signal based on four kinds of attitudes (grip, tip, key and palmar) to measure grip strength and pinch strength after hand operation and rehabilitation treatment. The normative data are needed to interpret evaluation data to assess a patient's ability to return to labor environment. The preceding researchers proposed the standard data only by studying on maximum grip strength and the maximum pinch strength followed by each attitude of subjects' hands. But in this study, the muscle activity and muscle fatigue were considered under the various attitude to propose normative data. As a results, the muscle fatigue may be used only for presentation of normative data in labor environment.

**Key Words** : EMG, Hand strength, Muscle fatigue, Normative data, Occupational therapy

## 1. 서 론

산업현장의 많은 작업들이 손으로 쥐고 힘을 써서 반복적으로 행하는 동작을 요구하고 있다. 작업자의 최대 악력은 그러한 작업을 수행하는데 작업자의 능력을 결정하고 전체 작업자들의 악력의 세기는 작업집단의 능력을 결정짓는다.

작업자의 최대악력 수준을 넘는 무리한 힘이 요구되는 동작이나 반복 작업은 누적외상병의 일종인 손목관증후군을 유발하는 요인이 된다[1].

또한, 복잡 미묘한 손의 동작 중 집기(pinch) 동작은 일상생활에서 필요로 하는 여러 동작 가운데 기본이 된다[2]. 손을 이용하는 일상생활 및 작업은 여러 질병을 유발하기도 하지만 재해를 입기도 한다. 산업현장에서 재해를 입어 손의 수술이나 치료 후 손힘에 대한 신뢰성 및 유효성의 검증이 필요하다.

선행 연구자들은 검증에 필요한 기준데이터(normative data)에 초점을 맞추어 연구를 해왔다. 기준데이터는 손힘을 평가하는데 필요한 데이터이며 현실적으로 치료목표를 설정하는데 가장 중요하게 사용된다[3]. 이를 바탕으로 하여 환자의 손힘에 대한 능력을 평가하여 현업에 복귀 시킬 수 있다.

그러나 선행 연구자들은 순간 최대 악력(grip strength) 및 집기력(pinch strength)에 대한 논의만 있었다. 주로 성인남녀의 악력 및 집기력의 최대 크기를 측정하여 기초적인 데이터를 제공하고 악력 및 집기력의 크기에 대한 성별, 연령대별, 오른손과 왼손차이를 측정하였다[1][2][3].

최대 악력 및 최대 집기력 만을 측정하여 평균을 내고 수술 또는 재활치료 후 현업 복귀시 기준 데이터에 의존하여 기준 이상 측정값이 나왔을때 정상으로 보고 현업으로 복귀를 해도 좋다는 결과를 내놓았다. 그러나 한순간의 힘이 기준값 이상인 경우를 정상이라고 본다고 볼 수는 없다. 현장에 복귀하여 손을 이용한 작업시 계속적이거나 주기적인 힘을 가하는 작업을 할 수도 있기 때문에 근피로를 고려해야 한다는 것이 본연구의 시발점 이라고 할 수 있다.

본 논문에서는 손 근육의 악력 및 집기력 측정시 선행 연구자[3]가 사용했던 그림 4의 4가지 자세(grip, tip, key, palmar)를 설정하여 각각에 대한 제1배측골간근 및 엄지두덩근의 근전도(electromyography) 신호를 30초 동안 취득하였다. 다음으로 근피로도(muscle fatigue)를 분석하기 위하여 중간주파수(median frequency)파라미터를 구하고 근활성도(muscle activity)를 분석하기 위하여 RMS(root mean square) 파라미터를 구하였다. 이로서 선행연구자들이 연구한 최대 악력 및 최대 집기력 뿐만 아니라 해당 근육의 근피로도및 근활성도를 분석하여 과연 어떤 데이터가 작업현장에 복귀를 위한 기준 데이터로 사용될 수 있는가를 연구하였다.

† 교신저자, 正會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 교수
E-mail : shkim1@uos.ac.kr
* 學生會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 석사과정
** 正 會 員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 박사과정
接受日字 : 2008年 8月 19日
最終完了 : 2008年 11月 2日

## 2. 손근육과 분석 파라미터

### (1) 손근육

사람의 손은 일상생활에서 중요한 역할을 한다. 손은 신체에서 매우 다양한 동작을 수행할 수 있는 부위이다. 또한 손을 이용한 다양한 방식의 정밀한 물체 조작은 자동화된 장치가 가지지 못한 능력이다[4]. 손 근육은 30여개의 근육과 뼈로 이루어져 있으며, 그 중에서도 손가락을 미세하게 움직일 때 관여하는 근육에는 제1배측골간근(first dorsal interrosseus: FDI)과 엄지두덩근(thenar muscles) 등이 있다[5].

본 논문에서는 악력 및 집기력 측정시 관련 손근육인 제1배측골간근과 엄지두덩근에서 발생하는 근전도 신호를 측정하였다. 제1배측골간근은 근활성도가 인접한 근육으로부터 적은 간섭을 받고, 운동신경(motor nerve)에 빠르게 도달 되어지는 특징을 가진 근육이다.

그림 1(a)의 점선 부분은 제1배측골간근을 나타낸다. 작용은 손가락을 외전(abduction) 시킨다.

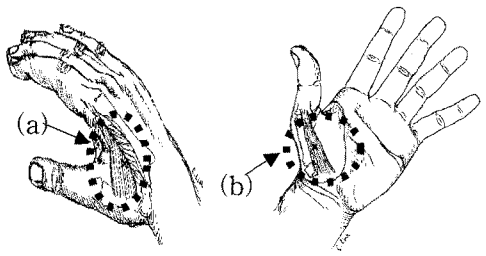



**그림 1** 손의 (a) 제1배측골간근과 (b) 엄지두덩근[6]
**Fig. 1** (a) Fisrt dorsal interosseous muscle
(b) thenar muscle of hand[6]

그림 1(b)는 엄지두덩근을 나타낸다. 엄지두덩근의 작용은 엄지손가락의 굽힘 및 내전(adduction)에 관여한다.

### (2) 분석 파라미터

#### 1) RMS(Root Mean Square)

본 논문에서는 일반적으로 근육의 힘과 활성도(muscle activity)를 가장 잘 나타내는 측정지표로 사용되는 RMS[7]를 이용하여 손의 등척성수축(isometric contraction)시 근육의 활성도를 구하였다.

RMS는 일정한 구간에서 신호의 평균적인 진폭의 크기를 나타내는 지표이고 식 (1)과 같이 계산된다.

$$RMS=\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}X_i^2} \tag{1}$$

#### 2) 중간 주파수(Median Frequency)

중간주파수는 power spectrum의 면적을 1/2로 나누는 주파수로써 근피로(muscle fatigue)특성을 잘 나타내는 파라미터로 쓰이며 식 (2)와 같다.

$$\int_0^{f_{med}} s(f)df=\int_{f_{med}}^{\infty} s(f)df=\frac{1}{2}\int_0^{\infty} s(f)df \tag{2}$$

정상적인 근전도 신호는 약 $20\sim500[Hz]$대역에 분포한다. 지속적으로 힘을 소비하는 근육의 근전도 신호를 주파수 평면에서 분석해보면 피로가 쌓여 감에 따라 근섬유의 전도 속도가 느려지고 그 결과 근전도 신호의 주파수 대역이 저주파로 이동한다. 이와 함께 중간 주파수가 감소하게 된다. 이의 원인은 근육 운동단위(motor unit)의 발화율(firing rate)과 동기화(synchronization) 및 참가율(recruitment)의 변화라고 보고 되고 있다[8].

본 논문에서는 정량적으로 유용한 결과를 얻기 위하여 피로지수(fatigue index)로써 중간 주파수 변화의 선형회귀(linear regression) 직선의 기울기(그림 6 참고)를 구하였다. 예를 들면 어떤 요통환자(-0.42의 기울기)의 경우 근육의 피로를 빨리 느끼기 때문에 정상인(-0.1의 기울기)에 비하여 부의 기울기(negative slope)가 크다.

이와같이 본 논문에서는 손근육의 4가지 실험 자세(grip, tip, key, palmar)에 따라 대상근육을 제1배측골간근과 엄지두덩근으로 하고 RMS값으로 근활성도를 해석하고 중간주파수를 사용하여 근피로도를 해석하였다.

## 3. 실험 및 결과고찰

### (1) 측정시스템 구성

악력 및 집기력에 관련된 손 근육의 근전도 신호분석을 위한 하드웨어 구성은 그림 2와 같다.

피실험자의 피부 표면에 부착 가능한 표면 전극과 근전도 증폭기, 필터, A/D 변환기, 근전도 데이터 취득과 분석을 위한 노트북컴퓨터로 구성하였다. 필터 대역폭은 10-450 [Hz],

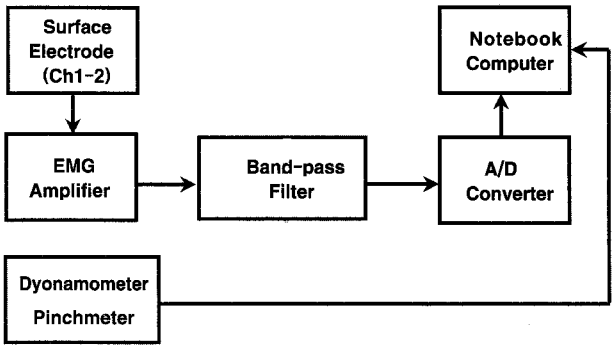



**그림 2** 손근육 힘의 측정 및 근전도분석시스템의 하드웨어 구성[9]

**Fig. 2** Hardware block diagram of a measurement of the hand muscle force and EMG analysis system[9]

필터의 컷오프(cutoff)특성은 12db/oct이고, 증폭률은 10000배, A/D 변환기를 통해 1024[Hz]로 샘플링 하였다. 근전도 신호를 취득하기 위해서 사용된 센서는 미국 delsys사의 DE-2.1을 사용하였고 A/D변환기는 Data Translation사의 DT-9804를 사용하였다. 손근육의 근력을 측정하기 위하여 Biometrics사의 악력 측정용 Dynamometer(G100)와, 집기력 측정용 Pinchm-eter(P100)를 사용하였다. 손 근력 측정과정은 그림 3과 같다.

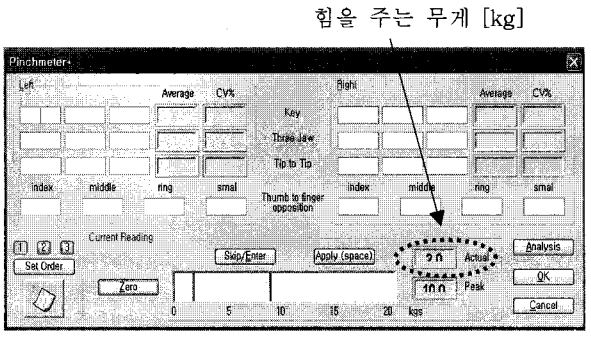



**그림 3** 손근력 측정과정

**Fig. 3** Data acquisition mode of hand muscle force

### (2) 실험방법

악력과 집기력 측정시 손 근육의 전기적 특성을 분석하기 위하여 팔과 손에 질병이 없는 피실험자 5인(28세-41세)을 실험대상으로 하였다.

실험대상 근육인 제1배측골간근, 엄지두덩근에 표면전극을 skin interface 테이프를 사용하여 부착하였다. 전극의 안정화(stabilization)를 위하여 잡음 레벨이 최소 0.37 [ μVrms] 이하가 되도록 데이터 취득 전 10분간의 안정화 시간을 두었다. 피실험자의 정량화된 데이터 취득을 위하여 일정한 힘을 줄 수 있도록 연습 시킨 후에 측정을 하였다. 각 피실험자는 그림 4에서와 같이 손의 4가지 자세(grip자세, tip자세, key자세, palmar자세)에서 일정한 힘을 주고 있을때 데이터를 취득하였다. 이 자세는 선행연구자[3]가 최대 악력 및 최대 집기력 측정시에 이용했던 자세를 그대로 설정하였다.

그림 4(a)는 Dynamometer로 악력(grip strength)을 측정하는 자세(그립자세)이고 그림 4(b), (c), (d)는 Pinchmeter로 각각의 집기력(pinch strength)을 측정하는 자세(핀치자세)를 나타내고 있다. 이와같이 그림 4의 각 자세에 대해서 표면근전도 전극(각 그림에서 2개씩 전극의 부착 위치를 볼 수 있다)을 제1배측골간근과 엄지두덩근에 부착하여 손근육의 근전도 데이터를 동시에 취득 하였다.

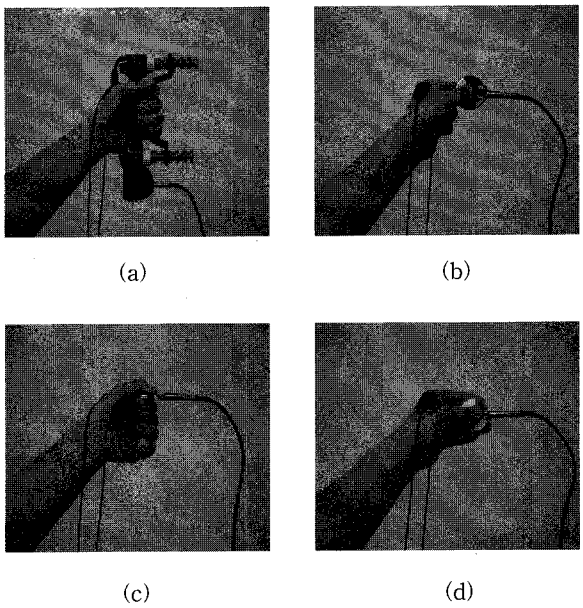



**그림 4** 손근육의 4가지 실험 자세
(2개의 표면전극위치: 제1배측골간근과 엄지두덩근)
(a) 그립 자세 (b) 팁 핀치자세
(c) 키 핀치자세 (d) 팔마 핀치자세

**Fig. 4** Four experiments posture of hand muscle
(two surface electrode position: fdi and thenar )
(a) grip (b) tip pinch
(c) key pinch (d) palmar pinch

피실험자가 그림 4(a)와 같이 Dynamometer를 잡고 그림 3의 힘을 주는 무게를 계속 보면서 각각 5 [kg], 7.5 [kg], 10 [kg]의 힘으로 각각 30초간 유지하고 있을때 손근육의 근전도 데이터를 취득 하였다. 다음으로 그림 4(b), (c), (d)

와 같이 집기자세에서 Pinchmeter를 누르면서 그림 3에 나타난 1 [kg], 1.5 [kg], 2 [kg]의 힘을 각각 30초간 유지하면서 근전도 데이터를 취득하였다.

### (3) 실험결과

#### 1) 실시간으로 취득된 근전도 신호와 분석 결과의 예

제1배측골간근 및 엄지두덩근 으로부터 검출되는 근전도 신호를 실시간(real time)으로 모니터링 하고 저장 할 수 있도록 하였다. 그림 5는 취득된 근전도 신호와 분석 결과의 예를 보여주고 있다.

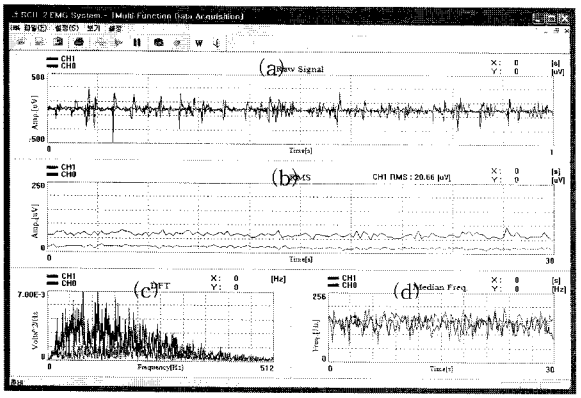



**그림 5** 제1배측골간근(적색), 엄지두덩근(청색)의 실시간 근전도 신호 취득과 분석
(a) 원신호 (b) RMS (c) DFT (d) 중간 주파수

**Fig. 5** Real time EMG signal acquisition and analysis of FDI and Thnar muscle
(a) raw signal (b) RMS (c) DFT
(d) median frequency

그림 5(a)는 근전도 원신호(raw signal), 그림 5(b)는 RMS, 그림 5(c)는 DFT(discrete fourier transform), 그림 5(d)는 중간 주파수를 실시간으로 연산하여 화면에 보여준다.

이때, RMS 값은 근신호의 실효치를 나타내며 근육의 활성도를 측정하기 위하여 사용된다. DFT를 사용해서 근전도 신호의 주파수 스펙트럼 특성을 분석할 수 있으며 식(2)에 의하여 중간 주파수를 구 할 수 있다.

#### 2) 중간주파수 및 RMS 변화량 분석결과

그림 6은 피실험자 KKH의 오른손 grip 10[kg] 자세에서 30초 동안 대상근육의 근전도 신호를 취득하여 중간주파수 파라미터로 분석한 그림을 나타낸 것이다. 그림에서 볼 수 있듯이 grip 10[kg] 자세에서 제1배측골간근의 기울기가 -0.886이고 엄지두덩근의 기울기가 -0.502로서 제1배측골간근의 근피로가 엄지두덩근보다 더함을 알 수 있다.

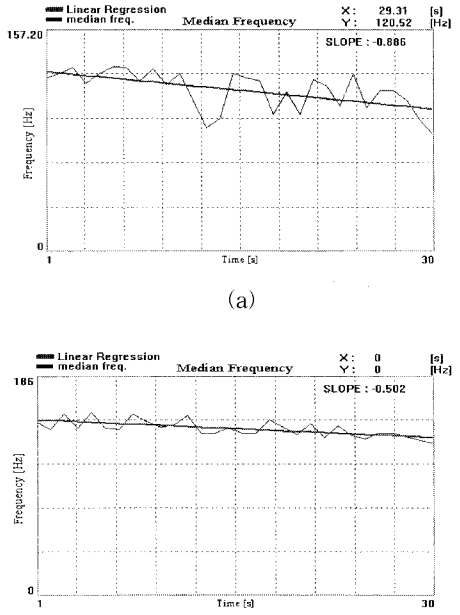



**그림 6** Grip 10 [kg] 자세에서 제1배측골간근과 엄지두덩근 근전도신호의 중간주파수 변화 (피실험자 : KKH)
(a) 제1배측골간근(오른손) 근전도신호의 중간주파수 변화
(b) 엄지두덩근(오른손) 근전도신호의 중간주파수변화

**Fig. 6** Variation of median frequency on the FDI muscle and thenar muscle of the subject who keeps Grip 10[kg] (subject : KKH)
(a) median frequency variation of FDI muscle (right)
(b) median frequency variation of thenar muscle (right)

본 연구에서 grip 10[kg] 자세의 10[kg] 의미는 측정을 위한 무게로서 노동부고시 제2003-24호 근골격계 부담작업의 범위(11가지)에 근거하여 기준 무게를 설정하였다[10].

부담작업의 범위 11가지 중 악력 및 집기력의 범위에 대해 살펴보면 악력은 하루에 총2시간 이상 지지되지 않은 상태에서 4.5 [kg] 이상의 물건을 한손으로 들거나 동일한 힘으로 쥐는 작업, 집기력은 하루에 총 2시간 이상 지지되지 않은 상태에서 1 [kg]이상의 물건을 한 손의 손가락으로 집어 옮기거나 2 [kg]이상에 상응하는 힘을 가하여 한손가락으로 물건을 쥐는 작업으로 정의하고 있다.

본 논문에서는 악력 및 집기력 관련 노동부에서 고시한 무게 및 총 작업시간 기준의 타당성에 대해 근활성도와 근피로분석을 통해 접근하였다.

표 1과 2는 피실험자 KKH의 grip 자세에서 중간주파수 파라미터 및 RMS 파라미터의 초기값과 마지막 값을 나타냈다. 또한, 각 파라미터 변화량($\Delta$Hz, $\Delta\mu$V)값과 기울기(Hz/sec, $\mu$V/sec)를 나타냈다.

표 1 Grip 자세에서 중간주파수 파라미터 (피실험자 : KKH)
Table 1 Median frequency parameter at grip posture (subject : KKH)

| 분석 / 파라메터 | 대 상 근 육 | 무게 [kg] | 위치 | 초기값 | 마지막값 | 변화량 [ΔHz] | SLOPE [Hz/sec] |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 중간 주파수 [Hz] | 제1배측 골간근 | 5 | left | 135.55 | 136.22 | 0.67 | 0.029 |
| | | | right | 113.44 | 115.38 | 1.94 | 0.057 |
| | | 7.5 | left | 139.83 | 132.15 | 7.68 | -0.249 |
| | | | right | 142.21 | 131.65 | 10.56 | -0.257 |
| | | 10 | left | 130.89 | 124.63 | 6.26 | -0.201 |
| | | | right | 126.96 | 100.31 | 26.65 | -0.886 |
| | 엄지 두덩근 | 5 | left | 123.91 | 124.54 | 0.63 | 0.003 |
| | | | right | 121.19 | 121.5 | 0.31 | 0.013 |
| | | 7.5 | left | 129.31 | 122.32 | 6.84 | -0.347 |
| | | | right | 143.05 | 129.04 | 14.01 | -0.477 |
| | | 10 | left | 131.83 | 118.99 | 12.84 | -0.43 |
| | | | right | 149.15 | 134.27 | 14.88 | -0.502 |

표 2 Grip 자세에서 RMS 파라미터 (피실험자 : KKH)
Table 2 RMS parameter at grip posture (subject : KKH)

| 분석 / 파라메터 | 대 상 근 육 | 무게 [kg] | 위치 | 초기값 | 마지막값 | 변화량 (Δ$\mu V$) | SLOPE [$\mu V$/sec] |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| RMS [$\mu V$] | 제1배측 골간근 | 5 | left | 40.82 | 46.11 | 5.29 | 0.18 |
| | | | right | 28.84 | 83.75 | 54.91 | 1.83 |
| | | 7.5 | left | 48.28 | 56.52 | 8.24 | 0.274 |
| | | | right | 67.86 | 124.31 | 56.45 | 1.881 |
| | | 10 | left | 64.3 | 66.41 | 2.11 | 0.07 |
| | | | right | 62.73 | 89.86 | 27.13 | 0.904 |
| | 엄지 두덩근 | 5 | left | 24.1 | 38.35 | 14.25 | 0.475 |
| | | | right | 16.73 | 19.9 | 3.17 | 0.105 |
| | | 7.5 | left | 40.56 | 47.98 | 7.42 | 0.247 |
| | | | right | 13.59 | 25.61 | 12.02 | 0.4 |
| | | 10 | left | 44.44 | 59.25 | 14.81 | 0.493 |
| | | | right | 20.97 | 25.78 | 4.81 | 0.16 |

표 1의 피실험자 KKH grip 자세에서의 중간주파수 변화 데이터는 2개 근육에서 힘의 증가에 따른 근피로도 감소가 잘 나타남을 알 수 있다. 근피로는 5 [kg]에서는 나타나지 않았으며 7.5 [kg]에서 근피로가 서서히 증가하며 10 [kg]에서는 근피로가 확연히 나타남을 알 수 있다. 또한 근육의 활성도를 나타내는 RMS 파라미터는 모두 증가를 하였는데 표 2에서 보면 측정무게에 비례한 증가가 아닌 것을 알 수 있다. 이는 인체 특성 상 같은 자세로 일정한 무게를 계속해서 유지를 못하기 때문에 RMS 변화량의 일관성이 없는 것으로 볼 수 있다. 표 3과 4는 피실험자 KKH의 tip 자세에서 중간주파수 파라미터의 및 RMS 파라미터의 초기값과 마지막값을 나타냈다.

표 3 Tip 자세에서 중간주파수 파라미터 (피실험자 : KKH)
Table 3 Median frequency parameter at tip posture (subject : KKH)

| 분석 / 파라메터 | 대 상 근 육 | 무게 [kg] | 위치 | 초기값 | 마지막값 | 변화량 [ΔHz] | SLOPE [Hz/sec] |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 중간 주파수 [Hz] | 제1배측 골간근 | 1 | left | 158.59 | 159 | 0.41 | 0.023 |
| | | | right | 157.89 | 159.88 | 1.99 | 0.049 |
| | | 1.5 | left | 152.72 | 142.42 | 4.61 | -0.355 |
| | | | right | 155.29 | 152.15 | 3.14 | -0.119 |
| | | 2 | left | 169.2 | 150.8 | 18.4 | -0.625 |
| | | | right | 162.81 | 140.66 | 26.64 | -0.752 |
| | 엄지 두덩근 | 1 | left | 155.01 | 151.99 | 3.02 | -0.1 |
| | | | right | 152.19 | 142.45 | 9.74 | -0.037 |
| | | 1.5 | left | 141.71 | 130.73 | 10.28 | -0.351 |
| | | | right | 143.73 | 131.84 | 11.89 | -0.392 |
| | | 2 | left | 150.38 | 127.06 | 23.32 | -0.789 |
| | | | right | 145.89 | 119.23 | 26.66 | -0.905 |

표 4 Tip 자세에서 RMS 파라미터 (피실험자 : KKH)
Table 4 RMS parameter at tip posture (subject : KKH)

| 분석 / 파라메터 | 대 상 근 육 | 무게 [kg] | 위치 | 초기값 | 마지막값 | 변화량 (Δ$\mu V$) | SLOPE [$\mu V$/sec] |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| RMS [$\mu V$] | 제1배측 골간근 | 1 | left | 59.34 | 73.94 | 14.6 | 0.486 |
| | | | right | 80.37 | 77.09 | 3.28 | -0.109 |
| | | 1.5 | left | 65.57 | 68 | 2.43 | 0.081 |
| | | | right | 79.83 | 110.61 | 30.78 | 1.026 |
| | | 2 | left | 112.35 | 59.01 | 53.34 | -1.778 |
| | | | right | 107.94 | 87.7 | 20.24 | -0.674 |
| | 엄지 두덩근 | 1 | left | 46.67 | 56.77 | 10.1 | 0.336 |
| | | | right | 65.83 | 78.93 | 13.1 | 0.436 |
| | | 1.5 | left | 86.96 | 105.09 | 18.13 | 0.604 |
| | | | right | 79.08 | 97.70 | 17.9 | 0.596 |
| | | 2 | left | 83.1 | 110.08 | 26.98 | 0.899 |
| | | | right | 104.93 | 141.45 | 36.32 | 1.21 |

피실험자 KKH의 tip 자세에서의 데이터는 2개 근육에서 힘의 증가에 따른 근피로도 감소가 잘 나타남을 알 수 있다. 근피로도는 1 [kg]에서는 거의 나타나지 않았으며 1.5 [kg]에서 근피로도가 서서히 증가하며 2 [kg]에서는 근피로도가 나타남을 알 수 있다. 또한 근전도 신호의 RMS 값은 모두 증가를 하였는데 표 4에서 보면 grip 자세에서와 같이 측정무게에 비례한 증가가 아닌 것을 알 수 있다.

### (4) 결과고찰

#### 1) 손 근육의 중간주파수 결과고찰

그림 7은 피실험자 5명의 grip 자세에서 중간주파수 변화

량을 평균 기울기를 이용해 그래프로 나타내었다. 5 [kg]에서는 중간주파수 변화량의 편차가 커서 근육 피로를 나타내지 못하였고 7.5 [kg] 및 10 [kg]에서는 제1배측골간근 및 엄지두덩근의 중간주파수 감소하여 근육 피로를 나타내고 있다.

10 [kg]에서는 중간주파수 기울기가 크게 감소되어 근육 피로를 잘 보여주고 있다. 근육별로는 제1배측골간근 및 엄지두덩근의 중간주파수 변화량의 크기가 거의 비슷하여 grip 자세에서는 2개의 근육의 근피로 변화량 양상이 비슷함을 확인할 수 있었다.

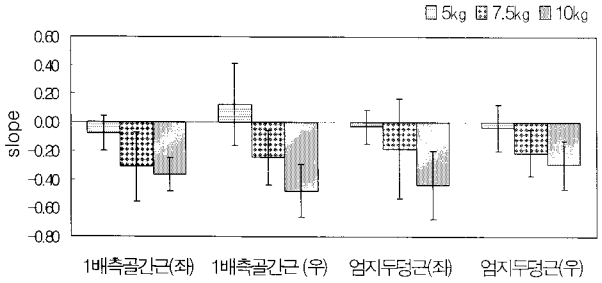



**그림 7** Grip 자세시 제1배측골간근과 엄지두덩근의 중간 주파수 분석(피실험자 5인의 평균값)

**Fig. 7** Median frequency analysis of FDI muscle and thenar muscle at grip posture(the average value of 5 subjects )

그림 8은 피실험자 5명의 tip 자세에서 중간주파수 변화량을 나타내었다. 1 [kg]에서는 중간주파수 변화량파수 변화량이 증가 또는 약간 감소하여 근육 피로를 잘 나타내지 못하였고, 1.5 [kg]부터 중간주파수가 감소하여 2 [kg]에서는 중간주파수가 크게 감소되어 근육 피로를 잘 보여주고 있다. 근육별로는 엄지두덩근이 제1배측골간근 보다 중간주파수 변화량의 크기가 커서 tip 자세에서는 엄지두덩근이 더 피로하다는 것을 확인할 수 있었다.

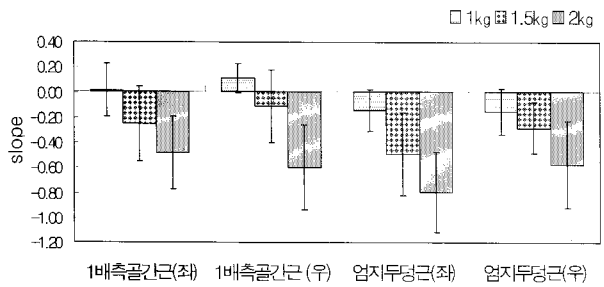



**그림 8** Tip 자세시 제1배측골간근과 엄지두덩근의 중간 주파수 분석(피실험자 5인의 평균값)

**Fig. 8** Median frequency analysis of FDI muscle and thenar muscle at tip posture(the average value of 5 subjects)

그림 9는 피실험자 5명의 key 자세에서 중간주파수 변화량을 나타내었다. 1 [kg]과 1.5 [kg] 에서는 중간주파수 변화량파수 변화량이 미세하게 감소하여 근육 피로를 잘 나타내지 못하였고, 2 [kg]부터 왼손 제1배측골간근을 제외하고 모두 감소되어 근육 피로를 보여주고 있다. 근육별로는 엄지두덩근이 제1배측골간근 보다 중간주파수 변화량의 크기가 커서 key 자세에서는 엄지두덩근이 더 피로하다는 것을 확인할 수 있었다.

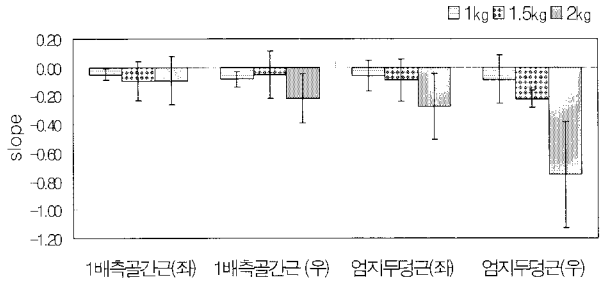



**그림 9** Key 자세시 제1배측골간근과 엄지두덩근의 중간 주파수 분석(피실험자 5인의 평균값)

**Fig. 9** Median frequency analysis of FDI muscle and thenar muscle at key posture(the average value of 5 subjects )

그림 10는 피실험자 5명의 palmar 자세에서 중간주파수 변화량을 나타내었다. 왼손과 오른손 제1배측골간근 보다 엄지두덩근의 중간주파수가 더 감소하여 근피로도를 보여주고 있다. 근육별로는 엄지두덩근이 제1배측골간근 보다 중간주파수 변화량의 크기가 커서 palmar 자세에서는 엄지두덩근이 더 피로하다는 것을 확인할 수 있었다.

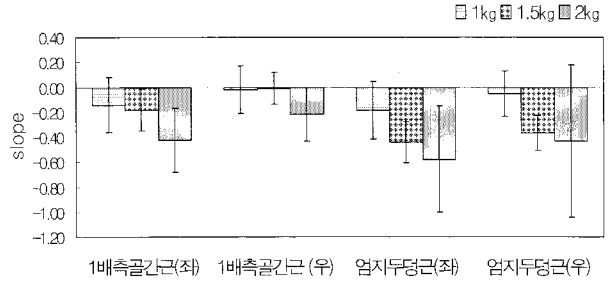



**그림 10** Palmar 자세시 제1배측골간근과 엄지두덩근의 중간 주파수 분석(피실험자5인의 평균값)

**Fig. 10** Median frequency analysis of FDI muscle and thenar muscle at palmar posture(the average value of 5 subjects)

그러나 그림 9와 그림 10의 key 자세와 palmar 자세에서 중간주파수 변화량을 볼때 그림 7과 그림 8의 grip 자세와 tip 자세에 비하여 편차가 크므로 grip 자세와 tip 자세가 노동현장 기준 데이터 제시에 효과적임을 보여 주고 있다.

### 2) 손 근육의 RMS 결과 고찰

그림 11은 피실험자 5명의 grip 자세에서 RMS 평균값 및 편차를 그래프로 나타내었다. 측정 무게가 증가하면서 RMS 평균값도 증가를 하여 10 [kg]에서 평균값이 크게 나타나고 있다. 표준편차가 크게 나타났는데 인체 특성상 똑같은 힘을 30초간 계속 유지하기에 어려움이 있으며 피실험자 마다 근력 및 인체조건이 다르므로 RMS 평균값은 신뢰를 할 수 없다. 좌측 제1배측골간근의 표준편차가 상대적으로 적었으며 피실험자 RMS 값은 근력이 증가할수록 증가하는 경향을 나타내었다. grip 자세에서는 제1배측골간근이 엄지두덩근에 비해 근활성도가 크게 나타남을 알 수 있다.

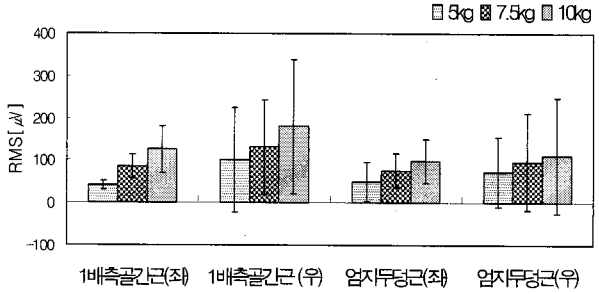



**그림 11** Grip 자세시 제1배측골간근과 엄지두덩근의 RMS 분석(피실험자 5인의 평균값)

**Fig. 11** RMS analysis of FDI muscle and thenar muscle at grip posture(the average value of 5 subjects)

그림 12는 피실험자 5명의 tip 자세에서 RMS 평균값 및 편차를 그래프로 나타내는데 tip 자세에서는 제1배측골간근이 엄지두덩근에 비해 근활성도가 크게 나타남을 알 수 있다.

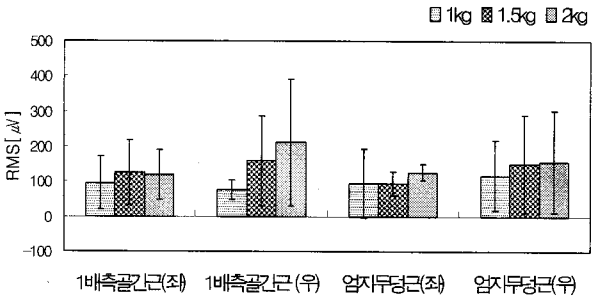



**그림 12** Tip 자세시 제1배측골간근과 엄지두덩근의 RMS 분석 (피실험자 5인의 평균값)

**Fig. 12** RMS analysis of FDI muscle and thenar muscle at tip posture(the average value of 5 subjects)

그림 13은 피실험자 5명의 key 자세에서 RMS 평균값 및 편차로서 grip과 tip자세에서와 같이 제1배측골간근이 엄지두덩근에 비해 근활성도가 크게 나타났다.

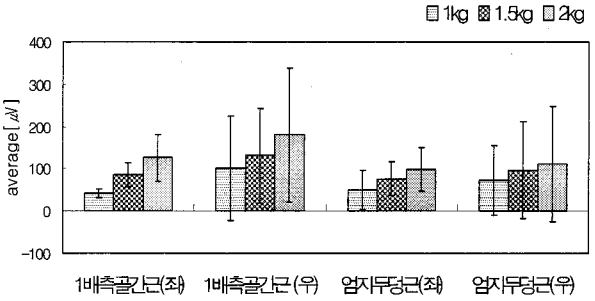



**그림 13** Key 자세시 제1배측골간근과 엄지두덩근의 RMS 분석(피실험자 5인의 평균값)

**Fig. 13** RMS analysis of FDI muscle and thenar muscle at key posture(the average value of 5 subjects)

그림 14는 피실험자 5명의 palmar 자세에서 RMS 평균값 분석결과로 palmar 자세에서도 엄지두덩근이 제1배측골간근에 비해 근활성도가 크게 나타남을 알 수 있다.

이와 같은 이유는 엄지두덩근이 굴근, 대립근, 내전근등 여러 근육이 복합적으로 구성 되어 익상형(새의 날개형태)의 단일근육인 제1배측골간근에 비해 근신호가 복합 중첩되어 RMS값이 크게 되는 것으로 추정 할 수 있다.

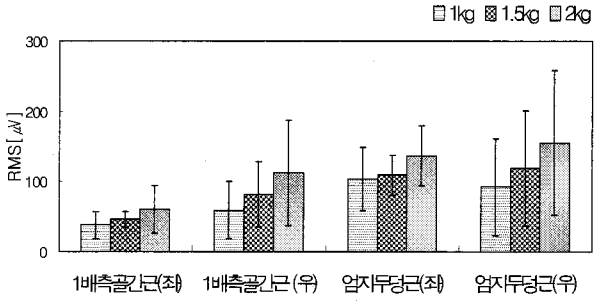



**그림 14** Palmar 자세시 1배측골간근과 엄지두덩근의 RMS 분석(피실험자 KKH, KBC, SJI, JSH, JJK의 평균값)

**Fig. 14** RMS analysis of FDI muscle and thenar muscle for Palmar posture(the average value of subject KKH, KBC, SJI, JSH, JJK)

### 3) 고찰

중간주파수 분석결과 grip 5 [kg] 자세에서는 중간주파수 평균 기울기가 -0.01 [Hz/sec]로 근피로가 거의 없었으며 7.5 [kg]은 -0.24 [Hz/sec], 10 [kg]에서는 -0.4 [Hz/sec]로 근피로가 확실하게 나타났다. 2개 근육의 근피로 비교 결과 제1배측골간근의 근피로가 엄지두덩근보다 더함을 알수 있다.

tip pinch, key pinch, palmar pinch 1 [kg] 자세에서는

중간주파수 평균 기울기가 -0.07 [Hz/sec] 이었으며 1.5 [kg]은 -0.22 [Hz/sec], 2 [kg]에서는 -0.45 [Hz/sec]로 근피로를 보여 주고 있다. 근피로 비교결과 엄지두덩근이 제1배측골간근 중간주파수보다 크게 감소하여 집기자세에서는 엄지두덩근이 더 근피로가 있다는 것을 확인 하였다.

근전도 신호의 RMS 분석결과 피실험자 5명 평균에 대한 표준편차가 큰 차이를 보이고 있다. 피실험자마다 기본 근력 및 인체 조건이 달라 RMS기본값과 변화량 차이가 큰 것으로 분석되어 RMS 평균값은 신뢰할 수 없다. 즉 RMS 값은 노동현장 기준 데이터 제시에 효과없음을 의미 한다. 그러므로 근피로 분석만이 노동현장 기준 데이터 제시에 효과적임을 제안 할 수 있다.

그리고 grip 자세와 tip 자세가 key 자세와 palmar 자세보다도 노동현장 기준 데이터 제시에 효과적임을 보여 주고 있다.

본 논문에서는 노동부 근골격계 부담작업의 범위를 기준하여 무게를 설정하였다. 하루 총2시간 이상 악력 4.5 [kg] 이상의 무게 작업, 집기력 2 [kg] 이상의 무게 작업은 금지하도록 고시하였다. 고시 조건과 같은 무게를 설정하여 30초간 악력 및 집기력 측정결과 본 논문의 제안의 근거가 되는 근 피로를 확인할 수 있었다.

본 연구결과와 비교하면 노동부에서 고시한 총 2시간 이상 작업 시간의 기준은 30초간의 근피로의 진행과정을 볼때 무리가 있는 것으로 판단되며 근전도 신호분석을 통한 시간기준 재산정이 필요하다고 사료된다. 이로서 선행연구자들이 연구한 최대 악력 및 최대 집기력 뿐만 아니라 해당 근육의 근피로도를 측정, 분석하여 악력 및 집기력에 대한 기준 데이터로 사용할 것을 제안한다.

## 4. 결 론

본 논문에서는 악력과 집기력 측정시 선행 연구자들이 제안한 최대 힘의 측정과 더불어 근육의 활성도 및 근피로도 분석이 부가되어 기존의 기준 데이터를 보완 할 수 있는가를 연구하였다. 이를 위하여 4가지 실험 자세에 따라 표면근전도신호로 부터 근활성도 와 근피로도를 구하였다. 대상근육은 제1배측골간근 및 엄지두덩근으로 하고 RMS를 이용하여 근활성도를 해석하고 중간주파수를 사용하여 근피로도를 분석하였다.

중간주파수 분석결과 큰 악력의 자세에서는 제1배측골간근의 근피로가 엄지두덩근보다 더함을 알수 있었고 큰 집기력 자세에서는 엄지두덩근이 제1배측골간근 중간주파수보다 크게 감소하여 핀치 자세에서는 엄지두덩근이 더 근육피로가 있다는 것을 확인 하였다.

근전도 신호의 RMS 분석결과 피실험자마다 기본 근력 및 인체 조건이 달라 RMS기본값과 변화량 차이가 큰 것으로 분석되어 RMS 평균값은 신뢰할 수 없었다. 즉 근활성도가 노동현장 기준 데이터 제시에 효과가 없음을 의미 한다. 그러므로 근피로 분석만이 노동현장 기준 데이터 제시에 효과적임을 제안 할 수 있다. 그리고 grip 자세와 tip 자세가 key 자세와 palmar 자세보다도 노동현장 기준 데이터 제시에 효과적임을 보여 주었다

이로서 선행연구자들이 연구한 최대 악력 및 최대 집기력 뿐만 아니라 해당 근육의 근피로도를 측정하고 분석하여 악력 및 집기력에 대한 기준 데이터로 사용할 것을 제안할 수 있다. 본 논문에서 손의 악력 및 집기력 측정시 제1배측골간근 및 엄지두덩근의 근피로도 측정을 활용한 연구결과는 산업현장의 근골격계 질환 예방을 위한 연구 및 수술환자의 재활 치료 연구에 도움이 될 것으로 사료된다.

## 참 고 문 헌


[1] 이동춘, 장규표, "한국성인의 악력 특성에 대한 분석", 대한인간공학회지, vol. 16, No1, pp.73-83, 1997.

[2] 문명상, 옥인영, 김한주, 임선, "정상 한국인의 핀치력의 검토", 대한정형외과학회지, vol. 17, No. 2, pp. 206-212, 1982

[3] Mathiowetz V, Kashman N, Volland G, Weber K, Dowe M, Rogers S, "Grip and pinch strength : normative data for adults", Arch Phys Med Rehabil 66 : 69 - 72, 1985.

[4] 김재영, "손가락 근력을 고려한 hand tool과 manual control device의 설계에 관한 연구", 서울대학교 석사논문, 1995.

[5] J.V. Basmajian and C.J. DE Luca, "Muscle alive", London: Williams & Wilkins,1985.

[6] http://www.teleemg.com

[7] E.A Clancy and N. Hogan, "Theoretic and experimental comparison of root-mean-square and mean-absolute-value electromyogram amplitude detectors," in proc. of 19th int conf. of IEEE in Medicine and Biology Society, pp.1267-1270, 1997

[8] P.J. Sparto, M. Parnianpour, E.A. Barria, J. MJagadeesh, "Wavelet and Short-time Fourier Transform Analysis of Electromyography for Detection of Back Muscle Fatigue", IEEE trans. on Rehab. Eng., vol 8, No 3, pp.433-436, 2000.

[9] 김성환, 이태우, 고도영, 정철기, 김인수, 강원희, 이호용, "표면근전도를 이용한 허리근육 평가 시스템의 설계에 관한연구", 대한전기학회, 제 54권, 5호, pp.338-347, 2005.

[10] 노동부, "근골격계 부담작업의 범위", 노동부고시 제 2003-24호, 2003.

# 저 자 소 개

**김 경 현 (金 慶 鉉)**

1974년 4월 6일 생. 2006년 서울산업대학교 전기공학과 졸업. 2006년 3월~현재 서울시립대학교 대학원 전자전기공학과 석사과정.

E-mail : solo23k@hanmail.net

**이 호 용 (李 浩 龍)**

1973년 10월 4일 생. 2006년 서울시립대학교 대학원 전자전기 공학과 졸업. 2007년 3월~현재 서울시립 대학교 전자전기 컴퓨터 공학부 박사과정.

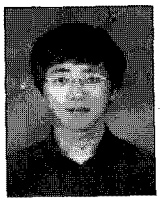
E-mail : 5678hy@hanafos.com

**신 화 영 (辛 華 詠)**

1950년 8월 17일 생. 2005년 서울시립대학교 대학원 전자전기 공학과 졸업. 2006년 3월~현재 서울시립 대학교 전자전기 컴퓨터 공학부 박사과정.

한국전력기술인협회 회원지원 처장.

E-mail : shin@keea.or.kr



**정 성 훈 (鄭 聖 勳)**

1982년 2월 6일 생. 2007년 서울시립대 대학교 전자 전기 컴퓨터 공학부 졸업. 2007년 3월 동 대학원 전자전기컴퓨터 공학부 석사과정.

E-mail : icarus216@naver.com

**김 성 환 (金 成 煥)**

1952년 6월 12일 생. 1975년 2월 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 8월 동 대학원 전기공학과(공박). 1977~1982년 대전기계창. 1982년~현재 서울시립대 전자전기 컴퓨터공학부 교수.

Tel : 2210-2449, Fax : 2249-6802

E-mail : shkim1@uos.ac.kr