Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 14, No.1, 1995

두 근 수축 방법이 피로 회복율과 근육 동원 방법에 미치는 영향에 관한 연구

Effects of Two Different Isometric Contraction Methods on Recovery from Fatigue and on the Recruitment Pattern of Muscles of Both Arms

변 승 남* · 정 윤 태*

ABSTRACT

The objectives of the study were twofold : (1) to investigate effects of rhythmic contraction and sustained contraction methods on recovery rate of isometric endurance capacity and (2) to compare patterns of muscle recruitment of both arms observed during each contraction period.

In the experiment, each of two subjects performed five successive rhythmic or sustained isometric contractions at 50% MVC with both arms to the point of fatigue, which was the failure to maintain the required tension. In making the contractions, the subjects stood erect with upper arms held at an angle of approximately 90° to the forearm. The interval between the successive contractions was kept constant at 3, 7, 20, or 40 minutes.

Regardless of the contraction methods, the recovery rate was least at the shortest interval and was highest at the longest interval. However, a statistical analysis showed that the recovery rates for the rhythmic contractions were significantly lower than those for the sustained contractions throughout 4 different intervals. Furthermore, as the frequency of the rhythmic contractions per min. increased 4 to 6 times, the recovery rate of isometric endurance capacity decreased.

From an EMG analysis, recruitment pattern of the muscles of both arms was found to be common between two different contraction methods. The biceps muscles of the upper arms played a major role in exerting 50% MVC, while the brachioradialis muscles of the forearms acted as synergists. As the contraction proceeded, the role of the biceps muscles as a prime mover lessened due to the fatigue. Then, the brachioradialis muscles exerted more strength to sustain 50% MVC. The implications of these finding were discussed.

* 경희대학교 공과대학 산업공학과

1. 연구의 필요성 및 목적

인력 물자 취급 작업(manual materials handling tasks, 이하 MMH 작업)이란 작업자가 스스로의 힘을 이용하여 수행하는 작업으로, 드는 작업(lifting task), 내리는 작업(lowering task), 나르는 작업(carrying task), 들고 있는 작업(holding task), 미는 작업(pushing task), 당기는 작업(pulling task)등을 말한다. 이러한 MMH 작업은 현재 산업현장에서 작업자의 신체적 장해(injuries)를 유발시키는 주요 요인(major factor)으로 대두되고 있다[1, 3, 8]. 미국의 경우를 살펴보면 산업체에 종사하다 신체적 상해를 입은 전체 근로자의 27%가 MMH작업을 수행하고 있었던 것으로 밝혀졌으며 그 수는 연평균 67만명에 달하는 것으로 밝혀 졌다[10]. 또한 1990년 현재 전 세계적으로 MMH작업으로 인해 부상을 당한 작업자의 수는 1900만명에 이르고 있으며 이에 따라 발생된 총산업재해 비용은 연 1천억달러에 달하는 것으로 보고되었다[11].

MMH작업의 수행에 따른 신체적 상해는 대부분 근 골격계(musculoskeletal system)에서 발생하며, 특히 작업자가 무거운 물건을 다루면서 자신의 능력을 넘어서는 과도한 힘을 발휘(overexertion)할 때 주로 발생하는 것으로 밝혀졌다[3]. 즉 과도한 힘의 발휘는 근 골격계에 큰 부하(physical stress)를 가함으로써 결과적으로 근 골격계의 부상을 초래하게 된다는 것이다. 따라서 MMH 작업시 과도한 작업부하로 인해 발생 가능한 상해를 최소화시키기 위해 작업자가 부상의 위험이 없이 취급할 수 있는 최대 허용하중(maximum acceptable weight of lift)을 결정하기 위한 많은 연구가 수행되어 왔다[7, 18]. 그러나 최대 허용하중을 기준으로 하여 MMH 작업을 설계할 경우 상해를 예방하는 데 한계가 있는 것으로 드러났다. 한 보험회사의 보고에 의하면 최대허용하중을 이용하여 드는 작업을 설계할 경우 compensable back injuries 발생율의 1/3 정도만이 감소되는 것으로 나타났다[18].

MMH작업에 의해 발생하는 신체적 상해의 또 다른 원인은 국소 근육의 피로(localized muscle fatigue)이다. 근육의 피로는 근육의 수축 강도, 수축 지속시간, 근 수축의 횟수, 휴식시간 및 휴식횟수 등에 의해 영향을 받는다[4, 6, 7, 12, 13, 15, 16]. Kahn et. al(1989)은 근육의 수축강도가 15~20% 최대 수축력(maximum voluntary contraction, 이하 MVC) 이상일 경우 수축 지속시간이 길어짐에 따라 근육 피로가 급격히 증가한다고 하였다. 작업의 반복 횟수(frequency of lift) 또한 근육의 피로를 증가시킴으로써, 반복횟수가 증가함에 따라 총 휴식시간이 증가해야 하며 일 회의 긴 휴식시간 보다 짧고 빈번한 휴식을 허용하는 것이 더 효과적인 것으로 나타났다[7, 16, 17].

수축강도와 휴식시간의 변화에 따른 근육의 피로 및 근력 회복율의 변화를 조사하기 위해 오른팔을 이용하여 33% MVC로 5회의 등장성 근 수축(isometric muscle contrac-tion)을 실시하였다.

그 결과 근 수축 사이의 휴식시간이 3분일 때 최초 근력의 43%만을 발휘하는 것으로 나타났으나 휴식시간이 40분일 경우 최초 근력의 80%까지 회복하는 것으로 밝혀졌다 [12].

또한 서로 다른 세가지의 %MVC(20%, 40%, 60%)로 등장성 근 수축을 실시하고 근 수축 사이에 40분의 휴식시간을 부여한 결과 %MVC 크기에 관계 없이 약 85~90%의 근력 회복율을 보였다[6]. 이는 작업 중 휴식시간의 도입이 근육 피로를 억제하는 데 효과적인 방법임을 입증하는 것이라 할 수 있다.

휴식과 근력 회복율에 관한 연구의 대부분은 작업자가 주어진 외적 하중(external load)을 유지할 수 없을 때까지 계속하는 지속적 근

수축(sustained muscle contraction)을 중심으로 하여 이루어져 왔다 [6, 12] . 그러나 드는 작업이나 짧은 시간동안 물체를 들고 있는 작업과 같이 근 수축이 짧고 반복적으로 이루어지는 주기적 근 수축(rhythmic muscle contraction)에 대해서는 충분한 연구가 이루어지지 못한 실정이다. 이와 같은 주기적 근 수축의 중요성은 미국의 경우 MMH 작업에 의한 신체적 상해의 67%가 드는 작업에 의해 발생한다는 사실에서 알 수 있다. 따라서 주기적 근 수축과 휴식시간의 상호 작용에 대한 연구가 필요하다고 사료된다.

MMH 작업은 작업자의 근육내의 에너지원을 고갈시키고 젖산(lactic acid)을 누적시킴으로써 근육 피로와 근력의 감소를 초래하게 된다. MMH작업에 따른 근육 피로나 발휘 근력의 크기를 정량적으로 측정, 평가하는 데 사용하는 대표적인 기법으로 근전도(electromyogram) 분석을 들 수 있다. 근전도 분석은 근전도 신호를 이용하여 진폭(amplitude)의 크기나 주파수 대(frequency band)의 전이(shift)현상을 분석함으로써 주어진 외적 하중을 유지하기 위해 발휘되는 근력의 크기 및 지속적인 근력의 발휘에 따른 근육의 피로 상태를 파악하게 된다[19].

근전도를 이용하여 팔(arm)의 등장성 수축에 대해 수행된 여러 연구를 살펴 보면 대부분 피실험자에게 일정한 힘-%MVC로 정의-을 발휘하도록 하고 근전도 분석을 통해 주동근(prime mover)인 상완 이두근(biceps brachii)과 상완근(brachialis)이 발휘하는 근력의 크기와 이에 따른 근육의 피로도를 예측, 평가하였다 [14, 22, 23] . 이러한 연구의 문제점은 피실험자가 발휘하는 힘이 상완(upper arm)에 위치한 근육에서 발휘되는 근력에 의해 발생된다는 가정에 있다. 왜냐하면 전완(forearm)에 위치한 완요골근(brachioradialis), 원회내근(pronator teres)등이 발하는 근력 또한 피실험자의 %MVC에 적지않은 영향을 미치기 때문이다 [22] . 따라서 팔의 등장성 수축에 대한 보다 정확한 연구를 수행하기 위해서는 상완 및 전완에 위치한 근육들에 대해 근전도 분석을 동시에 수행해야 할 것으로 사료된다.

팔의 등장성 수축에 관한 기존의 연구에서 나타나는 또 하나의 특징은 피실험자의 팔 하나-주로 오른팔-를 대상으로 하여 근전도 분석을 수행하였다는 데 있다[22, 23]. 그러나 무거운 물건을 들거나 지지하는 MMH 작업의 경우 팔 하나만으로는 작업 수행이 불가능하며 반드시 양 팔을 사용해야만 한다[5].

그런데 일반적으로 오른팔과 왼팔의 근육 발달 정도가 다르므로 동일한 하중(external load)에 대해 오른팔과 왼팔의 근전도 신호는 동일하지 않을 것으로 판단된다. 따라서 양 팔을 사용하는 작업에 대해 보다 정확한 근전도 분석을 위해서는 양 팔의 근육을 동시에 측정하는 것이 바람직하다고 사료된다.

따라서 본 연구에서는 무거운 물체를 다루는 MMH작업에서 쉽게 볼 수 있는 선 자세(standing posture)로 양 팔을 이용하여 물자를 취급하는 작업 자세를 대상으로 하여,

첫째, 주어진 외적 하중에 대하여 지속적인 근 수축과 주기적인 근 수축에 따른 근육 피로도 및 휴식시간의 길이에 따른 근력 회복을 조사하고,

둘째, 근전도 분석을 통하여 근력 발휘시 지속적인 근 수축과 주기적인 근 수축에 따른 근육의 동원 형태를 파악하고자 한다.

이러한 연구는 주기적 근 수축이 대부분인 드는 작업이나 들고 있는 작업 등에 대해 보다 안전한 작업 설계를 하는 데 있어서 필요한 기초적 연구라 할 수 있다.

2. 실험의 방법 및 내용

2.1 피실험자의 선정 및 훈련

본 연구에서는 과거에 근 골격계에 질병을

않은 적이 없는 21, 23세의 건강한 대학생 두 명을 피실험자로 선발하였다. 선정된 피실험자의 최대 수축력을 결정하기 위하여 Caldwell et al. [2]에 의해 제시된 표준 근력 측정 방법을 이용하였다. 이 때 피실험자의 자세는 양 팔의 팔꿈치를 90°로 굽힌 입식 자세(standing posture)였다(그림 1). 피실험자에 관한 인체 측정치는 표 1과 같다.

표 1. 피실험자의 인체 측정표

피실험자	연령	키(cm)	몸무게 (kg)	팔굽힌 팔꿈치 높이(cm)	arm lifting strength(kg)
A	23	176.3	65.5	108.1	28
B	21	180.1	72.0	110.0	32

2.2 실험 방법

피실험자는 주어진 작업 부하(50%MVC)에 대해 두 가지의 근 수축 방법 즉, 지속적인 근 수축과 주기적인 근 수축을 수행하였다. 지속적인 근 수축의 경우, 피실험자가 더 이상 50% MVC를 유지할 수 없을 때까지 등장성 근 수축을 지속하도록 하였으며 다음 3분의 휴식시간을 부여하였다. 이러한 방법으로 피실험자가 다섯번의 지속적인 근 수축을 수행하도록 하였다. 이러한 지속적인 근 수축을 중간 휴식시간 7분, 20분 및 40분에 대해 각각 반복하였다.

주기적인 근 수축의 경우 피실험자는 등장성 근 수축을 6초간 지속하고 4초동안 수축을 중지(6회/분)하거나 또는 6초간 지속하고 9초간 수축을 중지(4회/분)하는 방법으로 주기적인 근 수축을 계속하였으며 피로하여 더이상 50% MVC를 유지할 수 없을 경우 3분간의 중간 휴식 시간을 부여하였다. 지속적인 근수축의 경우와 마찬가지로 주기적인 근수축도 5회 반복되었으며 이러한 주기적인 근 수축은 7분, 20분 및 40분의 3가지 중간 휴식 시간에 대해 역시 반복되었다. 두가지의 근 수축 방법과 각 휴식시간에 의한 실험의 순서는 무작위로 결정되었다(표 2).

2.3 근전도의 측정

본 연구에서는 Noraxon사의 Myosystem 2000을 이용하여 왼팔 상완이두근(biceps brachii), 왼팔 완요골근(brachioradialis), 오른팔 상완이두근(biceps brachii), 오른팔 완요골근(brachioradialis)의 총 4개의 근육에 bipolar surface electrode를 부착, 근전도를 측정하였다. 본 연구에서 근전도 측정의 대상으로 상완 이두근과 완요골근을 선택한 이유는 팔을 이용한 힘의 발휘시 이두 근육이 상완(upper arm)과 전완(forearm)에서 주도적인 역할을 담당하기 때문이다.

본 실험의 경우 ground electrode는 피부와 뼈 사이에 근육이 없는 오른팔의 견봉(acromion)에 위치시켰다. 근 수축이 지속되는 동안 수축강도의 유지 여부를 관찰하기 위해

표 2. 실험 순서

지속적 근수축	피실험자	휴식시간 3분	7분	20분	40분
	A	②	③	①	④
	B	④	②	③	①

주기적 근수축	피실험자	주기적	휴식시간 3분	7분	20분	40분
	A	4회/분	①	⑦	⑤	④
		6회/분	③	⑥	⑧	②
	B	4회/분	③	⑧	⑥	④
		6회/분	①	⑥	⑦	②

* ○는 실험 실행 순서

** 실험은 각 5회씩 실시

LAFAYETTE INSTRUMENT사의 dynamometer를 사용하였다.

근전도 신호 측정을 위한 샘플링 빈도(sampling frequency)는 400Hz로 설정하였으며 측정된 raw EMG신호를 rectified EMG 신호로 변환하였다. 다음 rectified EMG를 A/D 변환시켜 근전도 신호의 표준화에 사용하였다. 근전도 신호의 표준화는 Van zyulen et al. (1988), Winters et al. (1988)등에 의해 개발된 표준화 분석 방안에 따라 이루어졌다. 본 실험에 따른 작업자의 근력발휘 자세와 사용된 실험 기기는 그림 1과 같다.

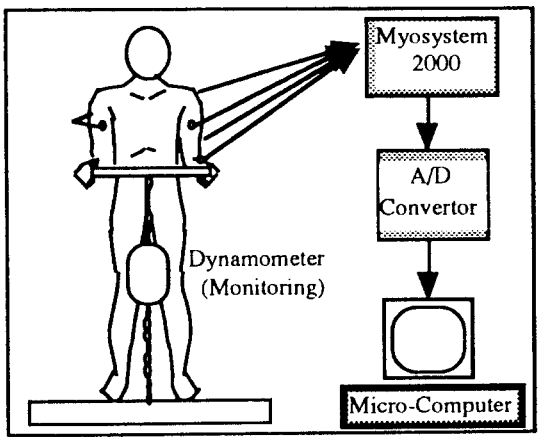


그림 1. 근력 발휘 자세 및 실험 기기의 구성

2.4 근력 회복율의 측정

주어진 수축 강도로 등장성 수축을 지속할 경우 근육의 피로로 인해 발휘 근력의 크기는 감소된다. 그러나 적절한 휴식시간이 주어질 경우 근육 피로의 회복에 따라 근력 또한 회복되게 된다. 이러한 과정을 여러 번 반복할 때 최초 발휘 근력의 크기 대 마지막 발휘 근력의 크기의 비를 근력 회복율이라 정의하게 된다[6, 12]. 그러나 본 연구에서는 기존의 연구들 [6, 12]과 마찬가지로 피실험자가 피로하여 더 이상 일정한 %MVC를 유지할 수 없을 때까지 근 수축을 지속하도록 하였다. 그 결과 수축의 반복에 따른 %MVC의 변화 대신 근력 지속 시간의 변화가 발생하였으며 이를 이용, 근력 회복율을 산출하였다.

본 연구의 경우 지속적인 근 수축에 대한 근력 회복율은 지속적인 등장성 근수축을 5회 반복후 초기 근력 지속 시간에 대한 마지막 근 수축시의 근력 지속 시간의 비로 측정되었다. 주기적인 근 수축의 경우 수축 중지 시간을 제외한(4초, 9초) 근 수축 시간만을 누적하여 근력 지속 시간을 산출하였다. 다음 지속적인 근 수축의 경우와 동일한 방법으로 근력 회복율을 산출하였다.

본 연구의 경우 지속적인 근 수축에 대한 근력 회복율은 지속적인 등장성 근수축을 5회 반복후 초기 근력 지속 시간에 대한 마지막 근 수축시의 근력 지속 시간의 비로 측정되었다. 주기적인 근 수축의 경우 수축 중지 시간을 제외한(4초, 9초) 근 수축 시간만을 누적하여 근력 지속 시간을 산출하였다. 다음 지속적인 근 수축의 경우와 동일한 방법으로 근력 회복율을 산출하였다.

2.5 근육별 기여율의 측정

본 연구에서 근육별 기여율은 피실험자가 양 팔의 팔꿈치를 90°로 굽혀 50% MVC의 힘을 발휘할 때 그 힘은 하나의 근육에 의해서 발휘되는 것이 아니라 양 팔의 상완 이두근과 완요골근이 발휘하는 근력의 합에 의해 발생된다는 가정 하에 측정되었다.

근육별 기여율을 산정하기 위하여 본 실험에서는 장성록(1992)이 제안한 다음과 같은 방법을 사용하였다. 먼저 각 근육으로부터 측정된 raw EMG 신호를 rectified EMG 신호로 변환한 다음 A/D변환기를 이용하여 정량화시켰다. 다음 0.1초를 한 구간으로 하여 각 구간의 최대치를 찾고, 이를 식-1에 대입하여 표준화시켰다.

N_EMG=(S-S(min))/S(max)-S(min)) ····· (식-1)
N_EMG : 표준화된 근전도 값,
S : 각 근육의 측정된 근전도 값,
S(max) : 최대 수축력 발휘시의 근전도 값,
S(min) : 부하없는 경우 자세 유지시의 근전도 값

다음 각 근육이 발휘하는 모멘트는 moment arm과 발휘 근력의 곱으로 계산하였으며 근육별 모멘트와 각 근육이 발휘한 모멘트의 전체 합과의 비율로 각 근육별 기여율을 산정하였다(식-2)

$$MMi = \frac{Mi}{\sum_{i=1}^{4} Mi} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots \text{(식-2)}$$

Mi : 각 근육의 모멘트,
MMi : 각 근육의 기여율

식-2로부터 근육별 기여율이란 피실험자가 50% MVC의 힘을 발휘할 때 사용된 양 팔 각 근육의 역할의 정도를 나타낸다고 할 수 있다.

3. 실험 결과 및 분석

3.1 근력 회복율

지속적인 근 수축 : 실험 순서에 따라 진행된 각 중간 휴식시간에 대해 수축강도 50% MVC로 지속적인 근 수축을 실시한 결과 근력 지속 시간의 변화가 그림 2와 같이 나타났다. 50% MVC로 지속적인 수축을 반복함에 따라 근력 지속 시간은 최초의 수축에 비해 감소하는 추세를 보이나 최종 수축 후 근력 지속 시간의 감소세가 완화되는 경향을 보였다(그림 2).

그림 2에 의하면 근력 지속 시간은 휴식시간의 길이에 영향을 받아 휴식 시간이 길어질수록 근력 지속 시간이 증가하는 현상을 볼 수 있었다. 즉, 휴식시간이 3분일 경우 평균 근력 지속 시간은 63.6초 였으며 휴식시간이 7분, 20분, 40분으로 증가함에 따라 평균 지속 시간은 70.5초, 76.2초, 86.0초로 각각 증가하였다. 그러나 분산분석(표 3(a))을 실시한 결과 이러한 현상은 유의 수준 α=0.05에서 통계적으로 유의하지는 않았다. 이와같은 근력 지속 시간에 관한 현상들은 피실험자 사이에 큰 차이 없이 발생하였다.

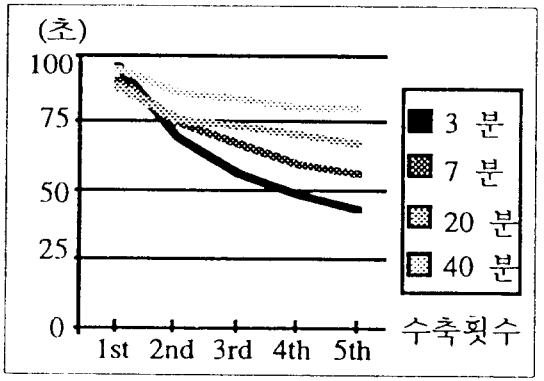


그림 2. 휴식시간에 따른 근력 지속 시간의 변화(단위 : 초)

표 3. 분산분석

(a) 휴식시간이 근력 지속 시간에 미치는 영향

요인	자유도	제곱합	제곱평균	F
휴식시간	3	540.804	180.268	3.633
오 차	4	198.501	49.625	p=0.1224
계	7	739.305		

(b) 휴식시간이 근력 회복율에 미치는 영향

요인	저유도	제곱합	제곱평균	F
휴식시간	3	1820.384	606.79	31.804*
오차	4	76.316	19.079	
계	7	1896.7		

* significant at 95%

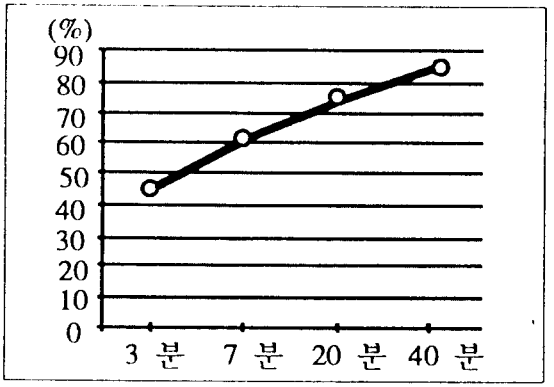


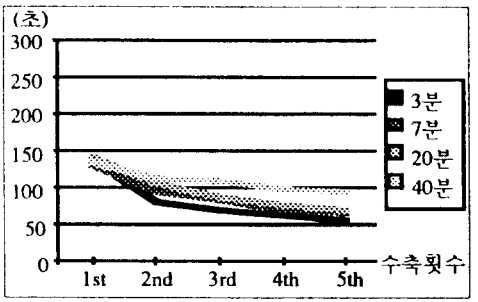
그림 3. 휴식시간 별 근력 회복율(단위 : %)

지속적인 근 수축에 따른 근력 회복율 역시 휴식시간에 영향을 받는 것으로 분산분석 결과 밝혀졌다(표 3(b)). 휴식시간이 3분일 경우 45.8%로 나타났으며, 휴식시간이 늘어남에 따라 근력회복율은 증가하여 휴식시간이 40분일 경우 근력은 86%까지 회복되는 것으로 밝혀졌다(그림 3).

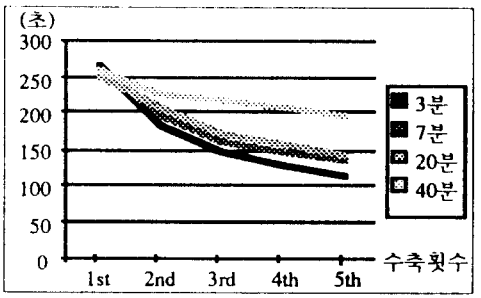
본 실험에서 측정된 근력 회복율은 기존의 여러 연구 [6, 12]에서 보고된 바와 같이 앉은 자세로 지속적인 근수축을 하고 40분의 휴식시간이 주어졌을 경우의 근력 회복율과 큰 차이가 없는 것으로 나타났다.

주기적인 근 수축 : 주기적인 근 수축의 경우 수축 중지 시간(4초 또는 9초)을 제외한 근 수축 시간을 누적하여 근력 지속 시간을 산출하였으며 지속적인 근 수축과 동일한 방법으로 근력회복율을 계산하였다.

주기적 근 수축에 따른 근력 지속 시간은 지속적인 근수축의 경우와 마찬가지로 휴식시간이 길어짐에 따라 증가하는 것으로 나타났다(그림 4, 표 4-(a)). 분당 4회 수축하며 휴식시간이 3분일 경우 근력 지속 시간은 170.1초로 나타났으며 휴식시간이 40분일 때 225.8초로 약 33% 증가하였다(그림 4(a)). 분당 6회 수축의 경우 휴식시간이 3분일 때 82.9초의 근력 지속 시간을 보였으며 휴식시간이 40분일 때 근력 지속 시간은 111.8초로 34.9% 증가하였다(그림 4(b)). 이와 같은 증가율은 지속적 근 수축의 경우와 비교해 볼 때 13~14% 적은 것으로 나타났다.



(a) 분당 6회의 작업빈도



(b) 분당 4회의 작업빈도

그림 4. 휴식시간에 따른 근력 지속 시간의 변화(단위 : 초)

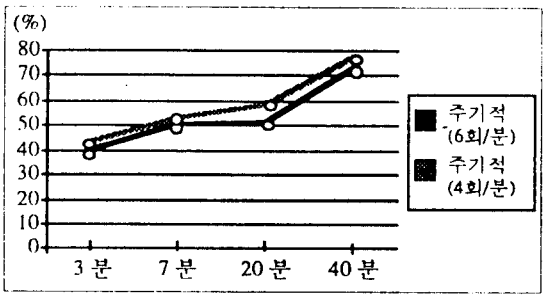


그림 5. 분당 수축 횟수에 따른 근력 회복율 (단위 : %)

주기적인 근 수축에 대한 근력 회복율을 살펴 보면 분당 4회(6초 수축, 9초 중지)의 근 수축의 경우 휴식시간이 증가함에 따라 근력 회복율 또한 증가하였다. 휴식시간이 3분일 때 근력 회복율은 42.7%로 나타났으며 휴식시간을 40분으로 했을 경우 근력 회복율은 77.2%로 약 35% 증가하였다(그림 5(a)).

분당6회 (6초 수축, 4회 중지)의 근수축을 실시한 결과 분당 4회의 경우와 마찬가지로 휴식시간이 증가함에 따라 근력 회복율이 증가하는 통계적으로 유의한 현상을 보였다(표 4(b) 5(b)). 즉 휴식시간이 3분일 경우 회복율은 33.9%, 휴식시간이 40분일 경우 72.8%로 근력 회복율이 약 39% 증가하였다. 그러나 분당 6회의 근 수축의 경우 각 휴식시간에 대한 근력 회복율은 분당 4회의 경우에 비해 모두 낮게 나타났다(그림 5). 이와 같이 분당 근 수축 횟수가 증가함에 따라 근력 회복율이 낮아지는 현상은 2원 배치에 따른 분산 분석 결과 유의한 것으로 나타났다(표 4-(b)).

표 4. 휴식시간 및 작업빈도가 근력 지속시간 및 근력 회복율에 미치는 영향에 관한 분산분석

(a) 근력 지속 시간

요인	자유도	제곱합	제곱평균	F
휴식시간	3	1934.527	644.842	8.91**
작업빈도	1	18560.527	18560.527	256.59*
오 차	3	217.007	72.336	
계	7	20571.37		

*significant at 95 **significant at 90%

(b) 근력 회복율

요인	자유도	제곱합	제곱평균	F
휴식시간	3	1207.944	402.648	225.11*
작업빈도	1	34.611	34.611	19.47*
오 차	3	5.333	1.778	
계	7	1247.888		

*significant at 95%

표 5. 휴식시간 및 근 수축 방법이 근력 지속 시간에 미치는 영향의 분산분석

요인	자유도	제곱합	제곱평균	F
휴식시간	3	2052.651	684.217	11.12*
근수축방법	2	31637.8	15818.9	257.02*
오 차	6	369.285	61.548	
계	11	33907.458		

*significant at 95%

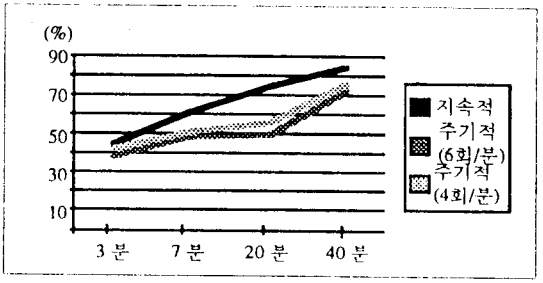


그림 6. 두 근 수축 방법에 따른 근력 회복율의 비교(단위 : %)

두 근 수축 방법에 따른 근력 지속 시간 및 회복율의 비교 : 주기적인 근 수축에 따른 근력 지속 시간이 지속적인 근 수축에 비해 더 긴 것으로 나타났다(표 5, 그림 6). 분당 4회 수축하고 휴식시간을 3분 부여 하였을 경우 근력 지속 시간이 지속적 근 수축에 비해 약 2.7배 정도 길게 나타났다(그림 3, 그림 5). 이러한 근력 지속 시간은 분당 수축 횟수의 증가에 따라 감소되어 분당 6회 수축하고 3분 휴식할 경우 지속적 근 수축에 비해 근력 지속 시간이 약 1.3배 정도로 줄어들게 된다. 이와 같이 주기적인 근 수축의 경우 분당 수축 횟수가 증가함에 따라 근력 지속 시간이 감소하는 현상은 나머지 세가지 휴식시간에 대해서도 유사하게 나타났다(그림 4).

주기적인 근 수축에 따른 근력 회복율은 지속적인 근 수축에 비해 휴식시간에 관계 없이 낮게 나타났다(그림 6). 또한 주기적인 근 수

축의 경우 분당 수축 횟수가 증가할 수록 근력 회복율은 더욱 낮아지는 경향을 보였다.

전술한 바와 같이 주기적인 근 수축의 경우 지속적인 근 수축에 비해 근력 지속 시간은 크나 근력 회복율은 낮은 것으로 조사되었다. 이러한 결과의 한 원인으로 수축 중지 시간을 들 수 있다. 즉, 주기적인 근 수축시 분당 수축 횟수가 적어 수축 중지 시간이 길어지면 수축 중지 시간동안 근육 피로가 어느 정도 회복되어 지속적인 근 수축에 비해 작업을 훨씬 더 오래 지속할 수 있게 된다. 그러나 작업을 오래 수행함으로써 결국 더 많은 피로가 누적되어 지속적인 수축의 경우와 동일한 휴식시간을 부여하더라도 근력 회복율은 지속적인 수축의 경우에 비해 낮아지는 것으로 추측된다. 따라서 수축 중지 시간이 짧아지면 수축 중지 시간이 긴 경우에 비해 근육의 피로 현상이 가속화 됨으로써 근력 지속 시간과 근력 회복율이 감소하게 된다고 사료된다. 따라서 분당 수축 횟수가 증가할 수록 일정한 수준의 근력 지속시간과 근력 회복율을 유지하기 위해서는 더 많은 휴식시간이 필요하게 된다. 이러한 현상은 작업 빈도가 높을수록 작업시간은 감소하고 필요한 휴식시간은 증가하게 된다는 Genaidy and Al-Rayes의 주장과 일치된다고 하겠다.

3.2 근육별 기여율

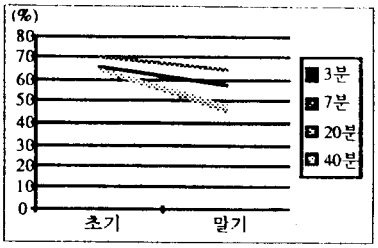
본 연구에서는 피실험자가 선 자세에서 양팔로 50% MVC의 힘을 발휘할 때 양 팔 상완 이두근과 완요골근 각각의 기여율을 계산하였다. 다음, 근 수축 시작 후 10초 동안의 기여율을 평균하여 근 수축 초기의 기여율로, 근 수축의 마지막 10초 간 기여율을 평균하여 근 수축 말기의 기여율로 각각 정의하였다. 근 수축 초기 및 말기의 기여율을 이용하여 근 수축의 지속에 따른 기여율의 변화를 분석하였다.

지속적 근 수축 : 피실험자 A의 경우 양팔의 상완 이두근이 50% MVC의 발휘에 주동근의 역할을 담당하나 근 수축이 진행됨에 따라 기여도는 감소하는 것으로 나타났다. 휴식시간의 크기에 따른 양팔 상완 이두근의 기여율은 근 수축 초기에는 65~71%(평균 66%), 근 수축 말기에는 47~64(평균 54%)로 감소하였다(그림 7(a)).

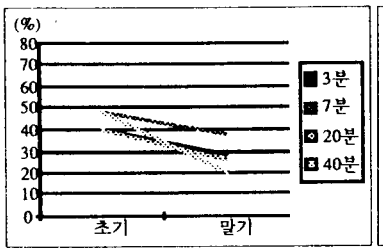
근 수축 초기에 양팔 상완 이두근의 기여율은 40~49%(평균 44%)로 오른팔 상완 이두근의 기여율인 16~25%(평균 21%)보다 높았다. 근 수축 말기로 진행됨에 따라 왼팔 상완 이두근의 기여율은 20~37%(평균28%)로 낮아지고 오른팔 상완 이두근의 기여율은 27~31%(평균 29%)로 증가하였다(그림 7(b), 7(c)).

양팔 완요골근의 기여율은 양팔 상완 이두근에 비해 낮아 근 수축 초기에 휴식시간의 크기에 따라 29~35%(평균 33%)로 나타났으며 근 수축 말기에 기여율은 36~53%(평균 46%)로 증가하였다(그림 7(d)). 왼팔 완요골근은 근 수축 초기에 18~31%(평균 23%)로 소폭 증가하였다(그림 7(e)). 오른팔 완요골근의 기여율 역시 근 수축 초기에 11~19%(평균 15%), 근 수축 말기에 17~22%(평균 20%)로, 근 수축이 지속됨에 따라 약간 높아지는 경향을 보였다(그림 7(f)).

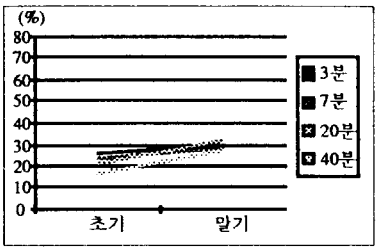
피실험자 B의 경우 양팔 상완 이두근의 기여율은 피실험자 A보다 낮으나 근 수축 초기에 55~59%(평균 57%), 근 수축 말기에 54~62%(평균 58%)로 근 수축이 지속되는 동안 일정한 수준을 유지하였다(그림 8(a)). 피실험자 A와 마찬가지로 양팔 상완 이두근의 기여율이 평균 57%로 양팔 완요골근의 기여율(평균 43%)보다 높으며 왼팔 상완 이두근이 오른팔 상완 이두근에 비해 힘의 발휘에 있어 더 큰 역할을 담당(평균 33%)하는 것으로 나타났다(그림 8(b), 8(c)).



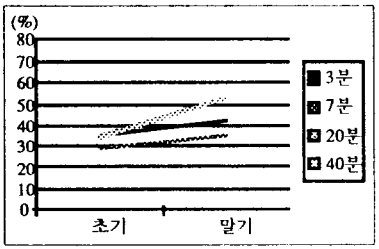
(a) 양팔 상완 이두근



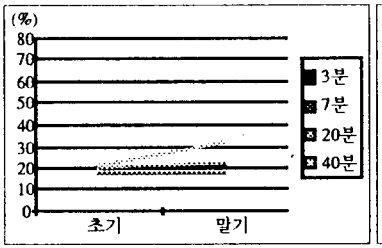
(b) 왼팔 상완 이두근



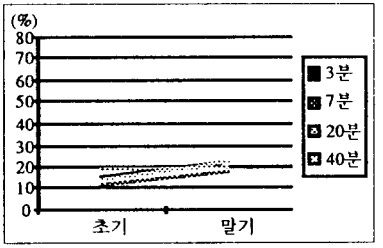
(c) 오른팔 상완 이두근



(a) 양팔 완요골근

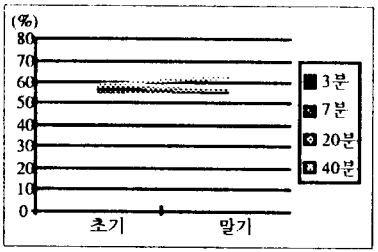


(c) 왼팔 완요골근

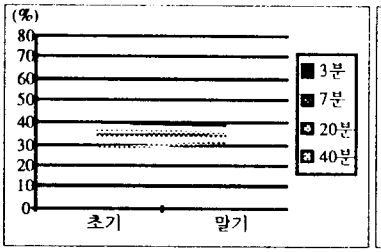


(d) 오른팔 완요골근

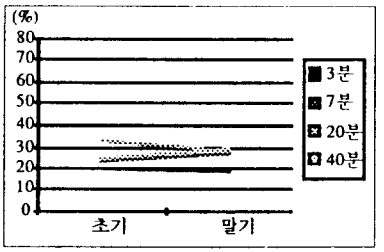
그림 7. 피실험자 A의 근육별 기여율(단위 : %)



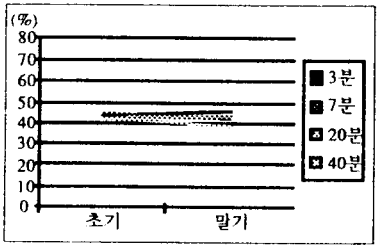
(a) 양팔 상완 이두근



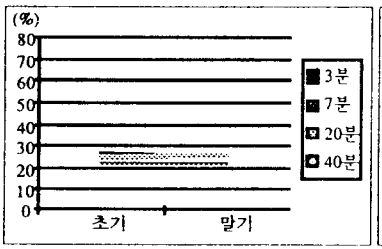
(b) 왼팔 상완 이두근



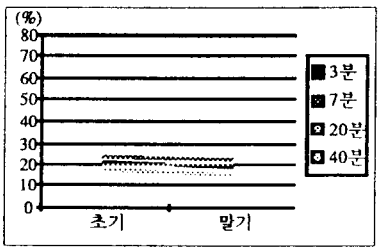
(c) 오른팔 상완 이두근



(a) 양팔 완요골근



(c) 왼팔 완요골근



(d) 오른팔 완요골근

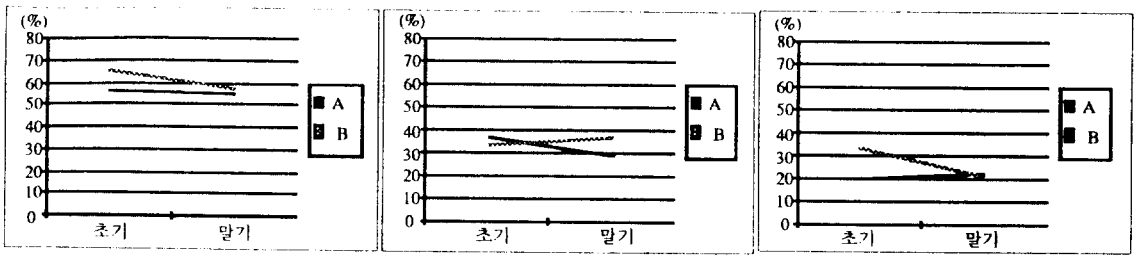
그림 8. 피실험자 B의 근육별 기여율(단위 : %)

피실험자 B의 왼팔 상완 이두근은 휴식시간의 크기에 따라 근 수축 초기에 27~38%(평균 33%), 근 수축 말기에 29~37%(평균 33%)의 기여율을 각각 보였다(그림 8(b)). 오른팔 상완 이두근은 근 수축 초기에 19~31%(평균 24%)의 기여율을 보였으며 근 수축 말기에 17~28%(평균 25%)의 기여율을 보였다(그림 8(c)).

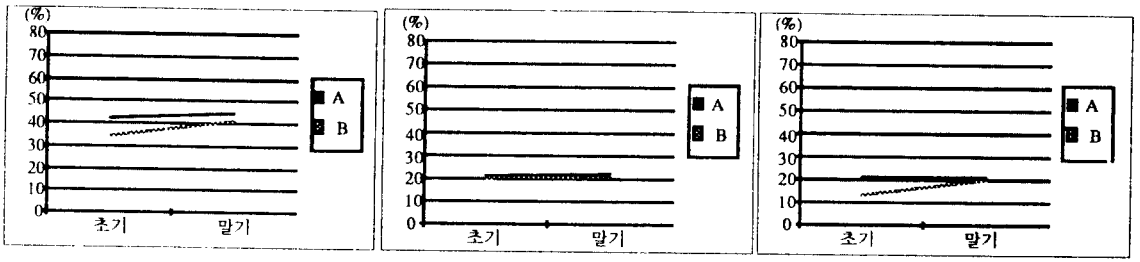
양팔 완요골근의 기여율은 휴식시간의 크기에 따라 근 수축 초기에 41~45%(평균 43%), 근 수축 말기에 38~46%(평균 42%)로 나타나 근 수축 지속시간에 따른 기여율의 변화가 피실험자 A에 비해 적은 것으로 나타났다(그림 7(d), 8(d)). 또한 근 수축이 지속되는 동안 양팔 완요골근의 평균 기여율은 43%로 피실험자 A 경우에 비해 높게 나타났다.

왼팔 완요골근의 기여율은 피실험자 A와 마찬가지로 오른팔 완요골근의 기여율에 비해 높게 나타났다. 피실험자 B의 왼팔 완요골근은 근 수축 초기에 20~25%(평균24%), 근 수축 말기에 21~26(평균 24%)의 기여율을 각각 보여 피실험자 A의 기여율 보다 높았다(그림 7(e), 8(e)). 오른팔 완요골근의 기여율은 근 수축 초기에 17~22%(평균 19%)였으며 근 수축 말기에는 13~20%(평균 17%)로 피실험자 A의 기여율과 큰 차이가 없었다(그림 7(f), 8(f)).

주기적 근 수축 : 주기적인 근 수축의 경우 근전도 측정기를 통해 측정된 근전도 신호는 A/D변환된 후 컴퓨터의 하드 디스크에 저장되었다. 이 과정에서 근전도 기기, 컴퓨터 하드웨어 및 측정용 소프트웨어 사이의 마찰로 인해 주직적인 근 수축과 같은 긴 시간을 요하는 경우 근전도 신호가 측정 중에 끊기는 등의 어려움이 발생하였다. 따라서 4가지의 중



(a) 양팔 상완 이두근 (b) 왼팔 상완 이두근 (c) 오른팔 상완 이두근



(a) 양팔 완요골근 (c) 왼팔 완요골근 (d) 오른팔 완요골근

그림 9. 피실험자 A와 피실험자 B의 근육별 기여율(단위 : %)

간 휴식시간에 대한 주기적인 근 수축 중 신호가 비교적 잘 나타난 휴식시간 7분에 대하여 분석을 실시하였다.

피실험자 A의 경우 양 팔 상완 이두근의 기여율은 근 수축 초기에 57%, 근 수축 말기에 55%로 양팔 완요골근에 비해 높으며 근 수축이 진행됨에 따라 기여율이 약간 감소하였다(그림 9(a)). 지속적인 근 수축과 마찬가지로 근 수축 초기에 왼팔 상완 이두근의 기여율은 37%로 오른팔 상완이두근의 기여율 20%보다 높았다. 근 수축이 진행됨에 따라 왼팔 상완 이두근의 기여율은 29%로 낮아지고 오른팔 상완 이두근의 기여율은 27%로 증가하였다(그림 9(b), 9(c)).

발휘한 힘에 대한 양팔 완요골근의 기여율은 상완 이두근에 비하여 낮은 것으로 나타났다(그림 9(d)). 양팔 완요골근의 기여율은 근 수축 초기에 43%, 근 수축 말기에 44%로 근 수축이 지속되는 동안 일정한 수준을 유지하였다. 왼팔 및 오른팔 완요골근의 기여율은 근 수축의 지속에 따른 유의한 변화없이 각각 약 20~22%의 분포를 보였다(그림 9(e), 9(f)).

피실험자 B 또한 양팔 상완 이두근의 기여율이 근 수축 초기에 66%, 근 수축 말기에 58%로 양팔 완요골근의 기여율인 평균 34%보다 높았다(그림 9(a)). 왼팔 상완 이두근의 평균 기여율은 34%로 힘의 발휘에 주요 역할을 담당하였다(그림 9(b)). 왼팔 상완 이두근은 근 수축 초기에 34%, 근 수축 말기에 36%의 기여율을 각각 보였다. 오른팔 상완 이두근은 근 수축 초기에 33%의 기여율을 보였으며 근 수축 말기에 22%의 기여율을 보였다(그림 9(c)).

왼팔 완요골근의 기여율은 피실험자 A와 마찬가지로 근 수축 기간 동안 일정한 수준을 유지하여 근 수축 초기에 20%, 근 수축 말기에 21%의 기여율을 각각 보였다(그림 9(e)). 오른팔 완요골근의 기여율은 근 수축이 지속되는 동안 증가하는 추세를 보여 근 수축 초기에는 14%, 말기에는 21%로 나타났다(그림 9(f)).

두 근 수축 방법에 따른 기여율의 비교 : 두가지 근 수축 방법에 따른 피실험자 A 및 B의 근육별 기여율을 비교, 분석한 결과 근 수축에 따른 양팔 근육의 동원 방법에 있어서 다음과 같은 세 가지의 공통점을 발견하였다.

첫째, 양팔 상완 이두근이 힘의 발휘에 주요 역할을 하며 양팔의 완요골근은 보조적인 역할을 담당한다. 이러한 결과는 오른팔의 상완 이두근, 완요골근, 상완근, 원회내근을 대상으로 하여 근육별 기여율을 측정하여 상완 이두근이 주동근임을 규명한 과거의 연구 결과[22]와 일치함을 알 수 있다.

둘째, 피실험자간에 약간의 차이는 있으나 피실험자가 근 수축을 지속하여 피로해지면 양팔상완 이두근의 기여율은 낮아지고 상대적으로 양팔 완요골근의 기여율이 높아지는 경향이 있다. 이는 주동근인 양팔 상완 이두근이 피로해짐에 따라 상완 이두근의 기여도는 감소되는 반면 일정 수준의 힘을 지속적으로 유지하기 위해 완요골근의 역할이 증대됨을 의미한다.

세째, 양팔의 상완 이두근 중 왼팔 상완 이두근의 기여율이 오른팔 상완 이두근에 비해 높다는 것이다. 피실험자 A, B가 오른손 잡이(right handedness)임에 따라 오른팔 상완 이두근의 최대 수축력이 왼팔 상완 이두근보다 커 양팔을 이용하여 힘을 발휘할 대 왼팔 상완 이 두근의 부담이 오른팔 상완 이두근 보다 상대적으로 높아 나타나는 현상이라고 추측된다.

두 가지 근 수축 방법에 따른 근육별 기여율의 차이는 존재하나 규칙성을 발견하지는 못하였다. 피실험자간의 근육별 기여율의 차이는 주로 피실험자 간의 상완 이두근과 완요골근의 발달 정도의 차이와 같은 개인적인 요소(personal factors)에 의한 것으로 추측되나

그 이외의 가능한 원인을 발견하기 위해서는 보다 많은 수의 피실험자를 대상으로 하여 근육별 기여율을 측정할 필요가 있다고 사료된다.

4. 결 론

본 연구의 목적은 근력 지속 시간 및 근력 회복율의 측정과 근전도 분석을 통하여 지속적인 근수축과 주기적인 근 수축이 작업 수행도와 양팔의 근육에 미치는 영향을 비교, 분석하는데 있다.

본 연구의 경우 근 수축 방법에 관계 없이 근력 지속 시간과 근력 회복율은 휴식 시간의 크기에 영향을 받아 휴식 시간이 길어지면 근력 지속 시간과 근력 회복율은 증가하였다. 근력 지속시간은 지속적인 근 수축보다 주기적인 근 수축의 경우에 더 길게 나타났다. 그러나 분당 주기적 근 수축 횟수가 증가함에 따라 근력 지속 시간은 급격히 감소하여 지속적인 경우와 유의한 차이를 보이지 않게 되었다.

주기적인 근 수축에 따른 근력 회복율은 휴식 시간의 길이에 관계없이 지속적인 근 수축에 비해 낮았으며 분당 수축 횟수가 증가함에 따라 근력 회복율은 더 낮아지는 경향을 보였다. 이와같은 결과로부터 작업자가 주기적인 근 수축을 수행할 경우 분당 수축 횟수가 증가하면 주기적인 근 수축에 따른 작업 부하가 지속적인 근 수축에 비해 커지게 됨을 알 수 있다. 이에 따라 작업자는 더 많은 근육 피로를 느끼게 되어 작업 지속 시간이 감소하고 근력 회복율이 낮아져 작업능률은 떨어지게 된다. 따라서 높은 빈도수로 주기적인 근 수축을 반복할 경우 일정한 작업 능률을 유지하기 위해서는 지속적인 근 수축에 비해 더 많은 휴식 시간을 부여해야 한다고 사료된다.

두 근 수축 방법에 따른 근육별 기여율의 변화를 분석한 결과 근 수축 방법에 관계없이 근 수축의 수행에 따른 근육 동원 방법이 일정함을 발견하였다. 즉, 양팔 상완 이두근이 힘의 발휘에 주동근의 역할을 수행하는 반면 양팔 완요골근은 보조적인 역할을 하는 것으로 밝혀졌다. 근 수축이 지속됨에 따라 양팔 상완 이두근의 기여율은 낮아지고 완요골근의 기여율은 높아지는 경향을 보였다. 또한 왼팔 상완 이두근의 기여율이 오른팔 상완 이두근에 비해 높게 나타났다. 오른손 잡이와 같이 왼팔 상완 이두근의 최대 수축력이 오른팔에 비해 작을 경우 왼팔 상완 이두근의 부담은 오른팔 보다 상대적으로 크게 된다. 근 수축이 지속됨에 따라 왼팔 상완 이두근의 피로도가 오른팔 상완 이두근의 피로도에 비해 급격히 높아짐으로써 왼팔 상완 이두근의 피로도가 근력지속시간을 결정되게 된다. 이러한 결과로부터 주기적인 근 수축에 따른 작업능률을 향상시키기 위해서는 양팔 상완 이두근의 근력, 특히 왼팔 상완 이두근의 근력 강화가 필요하다고 사료된다.

참 고 문 헌

[1] Ayoub, M. M., and A. Mital, *Manual Materials Handing*, Taylor & Fran-cis, London, 1989.

[2] Caldwell, L. S., D. B. Chaffin, F. N. Dukes Du Bobos, K. H. E. Kroemer, L. L. Laubach, S. H. Snook, and D. E. Wasserman, "A Proposes Standard Procedure for Static Muscle Strength Testing," *Amer. Ind. Hyg. Assoc. J.*, Vol. 35, 201-206, 1974.

[3] Chaffin, D. B., and Gunnar B. J. Andersson, *Occupational Biomechanics*, 2nd ed., John Wiley & Sons, New York, 1991.

[4] Dul, J., M. Douwes, and P. Smitt, "Ergonomics Guideines for the Prevention of Discomfort of Static Postures

based on Endurance Data," *Ergonomics*, Vol. 37, No. 5, 807-815, 1994.

[5] Eastman Kodak Company, *Ergonomic Design for People at Work*, Van Nostran Reinhold, New York, 1983.

[6] Funderburk, C. F., S. G. Hipsking, R. C. Welton, and A. R. Lind, "Development of and Recovery from Fatigue Induced by Static Effort at Various Tensions," *J. of Applied Physiology*, Vol. 37, No. 3, 392-396, 1974.

[7] Genaidy, A. M., and S. Al-Rayes, "A Psychophysical Approach to determine the Frequency and Duration of Work-Rest Schedules for Manual Handling Operations," *Ergonomics*, Vol. 36, No. 5, 509-518, 1993.

[8] Grandjean, E., *Fitting the Task to the Man*, 4th ed., Taylor & Francis, London, 1988.

[9] Kahn, J. F., and H. Monod, "Fatigue Induced by Static Work," *Ergonomics*, Vol. 32, No. 7, 839-846, 1989.

[10] Konz, S., *Work Design : Industrial Ergonomics*, 3rd ed., Horizons Inc., Worthington, 1990.

[11] Labar, G., "Bent out of shape," Occupational Hazards, June, 37-39, 1991.

[12] Lind, A. R., "Muscle Fatigue and Recovery from Fatigue Induced by Sustained Contractions," *J. Physiology*, Vol. 127, 162-171, 1959.

[13] Mathiassen, S. E., and J. Winkel, "Can Occupational Guidelines for Work-Rest Schedules be based on Endurance Time Data?", *Ergonomics*, Vol. 35, No. 3, 253-259, 1992.

[14] Moritani, T., M., Muro, and A. Nagata,' "Intramuscular and Surface Electromyogram Changes during Muscle Fatigue", *J. Appl. Physiol.*, Vol. 60, No. 4, 1179-1185, 1986.

[15] Price, A. D. F., "Calculating Relax -ation Allowances for Construction Operations-Part 2 : Local Muscle Fatigue", *Applied Ergonomics*, Vol. 21, No. 4, 318-324, 1990.

[16] Rohmert, W., "Problems in Determining Rest Allowances-Part 1 : Use of Modern Methods to evaluate Stress and Strain in Static Muscular Work", *Applied Ergonomics*, Vol. 4, No. 2, 91-95, 1973.

[17] Rohmert, W., "Problems in Determining Rest Allowances-Part 2 : Determining Rest Allowances in Different Human Tasks", *Applied Ergonomics*, Vol. 4, No. 3, 158-162, 1973.

[18] Snook, S. H., "The Design of Manual Handing Tasks", *Ergonomics*, Vol. 21, No. 12, 963-985, 1978.

[19] Soderberg, G. L., *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting : Expert Perspectives*, Tech. Report No. 91-100, U. S. Dept. of Health and Human Services (NIOSH), 1992.

[20] Van Zyulen, E. J., A. Van Velzen, and J. J. Van der Gen, "A Biomechanical Model for flexion to Torques of Human Arm Muscles as a Function of Elbow Angle", *J. Biomechanics*, Vol. 21, No. 3, 183-190, 1988.

[21] Winters, J. H., L. Stark,"Estimated Mechanical Properties of synergistic Muscles involved in Movements of a Variety of Human Joints", *J. Biomechanics*, Vol. 21, No. 12, 1027-1041,

1988.

[22] 장성록, "팔꿈치 관절굽힘동자에 동원되는 근육의 상호작용에 관한 연구," 서울대학교 박사학위논문, 1992.

[23] 정소라, 정민근, "주기적 등척성 수축에서의 국소근육피로 측정을 통한 피로지수의 개발," 대한산업공학회지. Vol. 19, No. 4, 87-96, 1993.