

정적자세 유지시 수공구의 무게가 상완의 Postural Tremor 에 미치는 영향에 관한 연구

송호영*, 김재영**, 조창규**, 윤명환***, 이면우**

* 삼성 데이터 시스템

** 서울대학교 산업공학과

*** 포항공과대학교 산업공학과

Abstract

Postural tremor of the upper arm in a static posture was measured to provide guidelines of hand tool weight. Three types of camera recording postures were selected. Postural tremor was measured on five levels of tool weights; no weight, 400g, 800g, 1200g, and 1600g. For each conditions, upper arm postural tremor was measured together with EMG of biceps, deltoid, and pectoralis major, and Borg's CR-20 scale ratings of perceived exertion. Results of the experiment are as follows; Frequency analysis of tremor revealed that increased amplitude of frequency band of 2-4Hz and 10-14Hz was observed. Postural tremor of the upper arm maintained the initial level until fatigue developed. After the development of fatigue, the rate of the change of postural tremor was significantly increased. Different tool weights and hand postures showed different rate of tremor increase. And time to fatigue and the corresponding endurance time was positively correlated with Borg's RPE scores.

1. 서론

사람이 제품을 조작하기 위하여 수행하는 동작의 경우에는 대부분 손을 사용하는 경우가 많다. 수공구 설계가 적절하지 않거나, 작업이 반복될 경우 작업자에게 불편함(discomfort)을 유발하며 손과 손목에 누적외상질환(CTD, cumulative trauma disorder)을 유발할 수 있다. 기존의 수공구 무게에 관한 연구는 중량물을 다루는 작업에 많은 비중을 두고 진행되어 왔다. 그러나 최근 자동화와 기계화가 가속되어 많은 수공구들이 가벼워지고 있는 추세이며(장성록, 1992), 또한 과학의 발전으로

새로운 수공구들에 대한 사용이 늘어나고 있다. 수공구 설계에 관한 지침을 마련하기 위해 많은 연구들이 진행되어 왔으며, 특히 수공구의 모양, 크기, 무게에 관한 일반적인 설계지침이 선행연구에서 제시되고 있다(Armstrong et al., 1982; Gallagher et al., 1991). 하지만 이러한 수공구들에 대한 연구는 체계적으로 이루어지고 있지 않다(Akita, 1991; Faulkner, 1983).

정밀도를 요하거나 정적자세를 유지하여야 하는 작업에서 사용되는 수공구의 경우, 가벼운 무게의 수공구일지라도 지속적인 정적하중으로 인하여 근육피로와 postural tremor를 발생시키고 작업의 performance 저하를 가져오기도 하며(Milerad et al., 1991), 작업 지속시간도 감소하며 수공구를 사용하는 시간이 지남에 따라 작업자의 정밀도도 떨어지게 되는 현상이 발생한다(Chaffin, 1976). 이러한 문제를 해결하기 위해서는 정밀도가 요구되지 않거나 동적 작업에서 사용되는 수공구에 관한 설계지침과는 달리 정밀도를 요구하고 정적자세를 유지해야 하는 작업요구사항에 적합하게 설계되어야 한다.

본 연구에서는 정적자세를 유지하는 소비자 전자제품의 하나인 camcorder 사용시 요구되는 자세를 바탕으로 도구의 무게에 따른 상완의 postural tremor 변화를 분석하여 정적자세 유지시 발생하는 피로도의 측정방안을 제안하고, 이를 통해 수공구 설계를 위한 지침을 제공하고자 한다. 또한 사용자의 주관적 피로도 측정과 EMG 측정을 동시에 수행하여 이들 측정자료와 postural tremor와의 관계를 파악하고자 한다.

2. 배경이론

2.1. 수공구 설계시 고려사항

수공구는 “손에 의해서 작동되거나 그 기능이 발휘되도록 손과의 접촉부위가 부착되어 공간상에서 자유로이 이동이 가능한 도구”를 총칭한다. 이러한 수공구의 인간공학적인 디자인의 목적은 위험요소의 제거, 작업부하의 절감, 그리고 작업능력의 향상에 있다고 할 수 있다. 올바른 수공구 설계를 위해서는 posture, activity 형태, 사용시간, grip 형태 등과 같은 task requirement, age, sex, physical capability 등과 같은 individual characteristics 와 수공구 사용의 환경적인 요소인 environmental characteristics 를 고려해야 한다(Anderson, 1985).

2.2. 정적하중과 postural tremor

정적 자세의 피로도는 일반적인 생리학적인 측정치에 의하여 측정되기 힘들며, 근전도에 의한 측정방법은 근피로도의 측정에는 용이하지만 연결조직이나 신경계에 대한 스트레스는 측정하기 힘들다 (Singleton, 1982). 이러한 이유로 인하여 사람의 주관적인 불편함이나 postural tremor 분석을 통하여 정적 하중과 이로 인한 정적자세의 피로도를 평가하려는 연구가 시도되고 있다(Wiker et al., 1989).

Postural tremor 는 자세를 유지하려는 상태에서 발생하는 비자발적인 움직임으로서, 심장박동, 시각에 의한 자세보정, 그리고 근신경계의 작용에 의해 영향을 받는 것으로 알려지고 있으며(Kaudewitz, 1971), 또한 근육피로 현상중의 하나로서 국소빈혈 등에 의하여 영향을 받기도 한다. Tremor 의 분석은 피로도를 측정하기 위해 사용되기도 하며, 특히 가벼운 무게의 수공구를 사용할 때 발생하는 근육의 피로도는 EMG amplitude 분석보다는 postural tremor 분석이나 주관적 피로도에 의해 보다 정확하게 측정할 수 있다고 한다(Giroux, 1992).

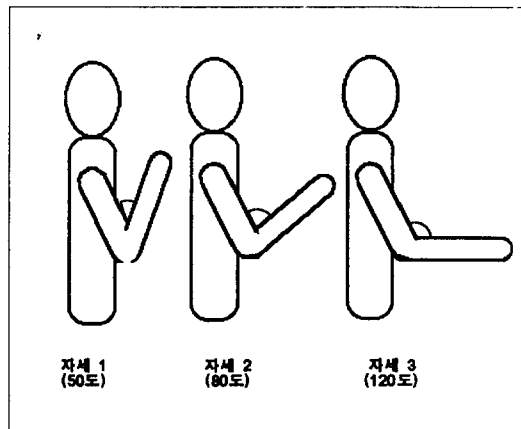
상완의 근육에서 발생하는 postural strain 에 대한 tremor 분석의 주요인점을 요약하면 다음과 같다. 첫째로 tremor 는 EMG 연구에 대한 유효성 검증의 도구를 제공한다. 국부적 근육피로 현상인 근육의

국소빈혈과 온도의 증가는 muscle spindle 의 performance 를 방해하며 tremor amplitude 를 증가시킨다(Lippold et al., 1957; Smith et al., 1972; Frank et al., 1977). 둘째로 low MVC exertion 에 대한 EMG signal 이 근육활동의 중지후 빨리 소멸되거나 근육의 온도증가로 인하여 차폐되는 반면에 tremor 의 변화는 오랫동안 지속되며 쉽게 결손되지 않는다(Furness et al., 1977). 마지막으로 다양한 상완의 자세, hand loads, task duration 에 대한 tremor 분석은 산업현장의 조립현장에서 인간의 positioning capability 의 분석에 유효할 수 있다. Hand positioning capability 의 감소는 tremor amplitude 의 증가에 기인한다(Lance et al., 1971; Langolf, 1973; Frank et al., 1977).

3. 연구과정

실험자세

Camcorder 촬영자세는 정적자세를 유지해야하는 대표적인 형태이다. 본 실험에서는 camcorder 촬영자세를 바탕으로 [그림 1]과 같이 어깨관절의 각도는 30°로 일정하게 유지하고, 팔꿈치 관절의 각도를 50°, 80°, 120°의 세가지 수준으로 변화시켜 실험상의 자세를 결정하였다.



[그림 1] 실험자세

피실험자 선정

피실험자는 손과 상완부위의 근육계통에 질병을 경험하지 않은 20대 남성 5명으로 선정하였다. 실험에 앞서 피실험자들은 자세 1의 위치에서 MVC 를 측정하였으므로, 측정결과 20 ~ 26kg 를 발휘하는 것

으로 나타났다.

실험시 사용 도구

정밀도를 요구하고 정적자세를 유지하여야 하는 작업에서 쓰이는 수공구의 대표적인 형태는 낫땀기와 camcorder 를 들 수 있으며, 이러한 수공구의 무게는 작업자의 최대근력(MVC)의 10% 이내로 가벼운 도구이다. 본 연구에서는 피실험자의 10% MVC 와 camcorder 등과 같은 도구의 무게를 고려하여 0g, 400g, 800g, 1200g, 1600g 의 5 가지 수준으로 결정하였다. 도구의 크기는 현재 시판되고 있는 viewfinder 식 camcorder 의 제원과 비슷한 크기인 가로, 세로, 높이 60mm×90mm×140mm 의 직육면체 형태로 제작되었다.

수행 작업

실험이 진행되는 동안 피실험자는 정적자세를 유지하면서 정밀도를 일정하게 유지하기 위하여 power grip 형태로 도구를 쥐고 도구에 부착되어 있는 직경 2mm 인 핀을 직경 4mm 인 원 안에 positioning 하는 task 를 수행하도록 하였다.

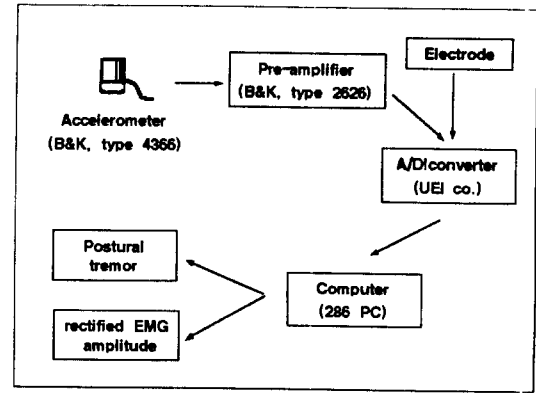
실험 장비

Postural tremor 의 측정은 진동 측정에 사용되는 압전형 가속도계(accelerometer, B&K type 4366)를 이용하여 측정된 후 전치증폭기(B&K type 2626)로 증폭(1V/g)하였고, 이를 A/D converter(UEI WIN-30DA)를 이용하여 PC 에 저장하였다.

EMG 측정은 자체 제작된 근전도계를 사용하여 신호를 측정후(1000 배 증폭) A/D converter 를 이용하여 PC 에 저장하였다. 실험장비의 기능적 배치는 다음의 [그림 2]와 같다.

실험 절차

본 실험의 독립변수는 자세 3 가지, 무게 5 가지로 총 15 가지이며, 각 피실험자는 random 화 된 순서로 실험을 수행하였다. 또한 실험에 의해 발생하는 피로로 인한 실험의 오차를 줄이기 위하여 실험횟수는 1 일 2 회로 한정하였다. EMG 측정은 상완두갈래근, 삼각근, 대흉근의 3 개 근육에 surface electrode 를 부착하여 측정하였다.



[그림 2] 실험장비의 기능적 배치

실험을 수행하기 위하여 피실험자는 근력 측정용 의자에 앉은 상태에서 유연 측정기(TKK 1216)로 관절각도를 측정하여 실험조건에 해당하는 자세에서 실험도구를 들고 자세를 취하게 하였다. 실험이 시작되면 피실험자는 주어진 positioning 작업을 수행하였다.

Postural tremor 는 accelerometer 를 이용하여 매분 200Hz 로 10 초씩 sampling 하되 측정하였고, 주관적 discomfort 는 Borg 에 의해 개발된 RPE 에 의해 5 분단위로 측정하였다. EMG 측정은 매분 10 초씩 3 개의 근육에 대하여(1000Hz)로 측정하였다.

실험의 종료는 피실험자의 RPE 수준이 'very very hard' 일 때 까지 진행되었다.

4. 실험 결과

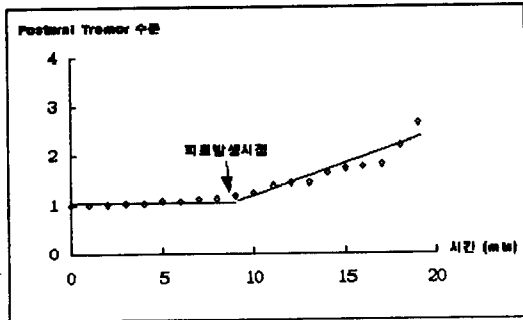
4.1 Postural tremor 수준의 변화

실험에서 측정된 postural tremor 는 RMS 값으로 변환되었고, 이를 정량적으로 비교하기 위하여 초기의 RMS 값을 기준으로 각각의 RMS 값을 환산하여 postural tremor 수준으로 정규화 하였다. 본 실험에서 postural tremor 수준을 결정하기 위하여, 사용한 식은 다음과 같다.

$$\text{Postural Tremor 수준} = \frac{\text{측정 RMS 값}}{\text{초기 RMS 값}}$$

실험에 의한 postural tremor 수준의 변화를 살펴보면([그림 3]), 피실험자는 postural tremor 수준을 초기의 상태로 유지하

다가 일정한 시점부터 서서히 증가하는 양상을 나타내고 있다.



[그림 3] Postural tremor 수준 변화
(예 : 자세 2, 400g)

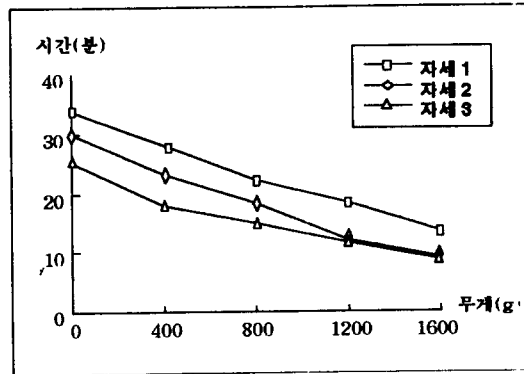
피로발생시점을 정량적으로 판단하기 위하여 본 실험에서는 초기의 postural tremor 수준의 표준편차를 구하였으며, postural tremor 수준이 초기수준의 3σ 이내의 범위를 벗어나는 시점을 기준으로 피로발생 시점을 판단하였다.

4.2. 자세유지시간과 피로발생 시점

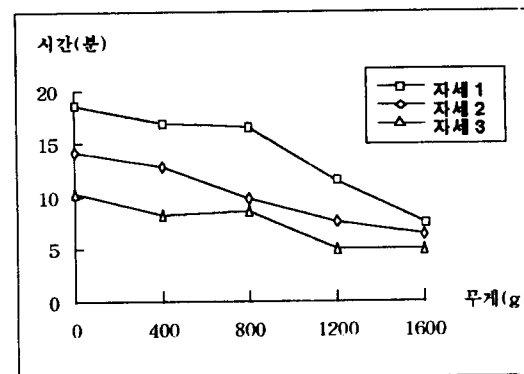
본 실험에서는 주관적 피로도를 RPE (rating of perceived exertion)를 기준으로 평가하였고, 주관적 피로도가 'very very hard'가 되었을 때까지 실험을 진행하였다. 이때까지의 시간을 실험에서 정해진 무게의 도구를 들고 실험자세를 유지할 수 있는 시간, 즉 자세유지시간이라 판단하였다.

도구의 무게는 자세유지시간에 대해 유의한 효과를 보였으며, 실험자세의 효과는 유의한 차이를 보이지 않는 것으로 파악되었다. 도구의 무게가 0g인 경우는 자세에 따라 자세유지시간 평균의 차이가 크게 나타났으나(약 9분), 무게가 증가함에 따라 자세에 따른 자세유지시간의 차이가 감소하였다. 특히 1600g의 도구무게에서 자세 2와 자세 3에서의 차이는 1분 미만인 것으로 나타났다.

[그림 5]에 나타난 바와 같이 도구의 무게와 자세에 따른 피로발생시점의 평균을 분석한 결과, 각 조건별 피로발생 시점은 자세유지시간의 약 1/2~2/3 가량인 것으로 나타났고, 도구의 무게가 가벼운 경우는 자세에 따라 피로발생 시점의 차이가 큰 것으로 파악되었으나 무게가 무거워질수록 차이가 적어지는 것으로 파악되



[그림 4] 자세유지시간의 변화



[그림 5] 피로발생시점의 변화

었다. 또한 각 자세에 대해 도구의 무게가 0~800g의 범위에서는 피로발생시점까지의 기간의 차이가 적으며, 특히 400g과 800g의 차이는 매우 작은 것으로 파악되었으며 도구의 무게가 800g 이상이 되면 피로발생시점이 급격히 감소하는 것으로 파악되었다.

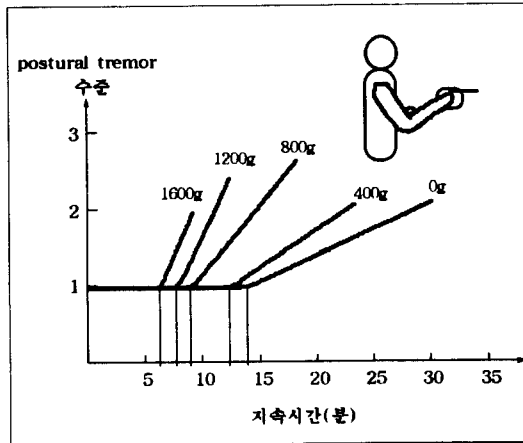
4.3. 피로발생이후 postural tremor 변화

피로발생이후 postural tremor 수준의 변화를 선형회귀모형으로 분석하였다. 실험자세와 도구의 무게별 postural tremor 수준의 변화를 분석한 결과는 다음의 표 1과 같다. 조건별 상관계수를 살펴보면 피로발생 이후의 postural tremor 수준 변화는 자세 1과 도구의 무게가 0g인 경우 상관계수는 0.25에서 0.73으로 유의한 관계라고 판단하기가 어려운 것으로 나타났으나, 실험자세에 관계없이 도구의 무게가 증가함에 따라 키지는 것으로 파악되었고, 자세 2와 3에서 도구의 무게가 1600g인 경우는 매분당 postural tremor 수준이 약 0.3 배

이상씩 증가하는 것으로 파악되었다([그림 6] 참조).

[표 1] 피로발생이후 postural tremor 변화

	자세 1		자세 2		자세 3	
	기울기	상관계수	기울기	상관계수	기울기	상관계수
0g	0.06	0.73	0.07	0.40	0.12	0.48
400g	0.10	0.62	0.10	0.47	0.15	0.71
800g	0.12	0.25	0.18	0.98	0.20	0.86
1200g	0.14	0.59	0.32	0.88	0.24	0.80
1600g	0.13	0.69	0.35	0.89	0.39	0.92



[그림 6] Postural tremor의 변화-자세 2

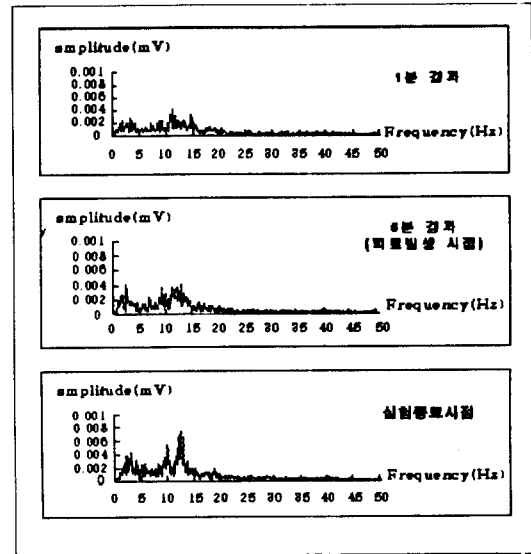
4.4. Postural tremor의 Frequency 분석

[그림 7]은 실험시작 후 1분이 경과한 시점, 피로발생시점, 그리고 실험 종료시점에서의 postural tremor에 대한 FFT 분석 결과이다. Amplitude 값은 시간이 지남에 따라 2~4Hz, 10~14Hz의 frequency대에서 증가하는 것으로 나타났으며 다른 frequency대로의 shift는 발생하지 않는 것으로 나타났다.

2~4Hz에서 높은 amplitude의 값을 갖는 것은 heart rate(1.2Hz), visual correction(2.2Hz)의 영향으로, 정적자세 유지시 나타나는 정적하중에 의해 발생하는 효과는 적은 것으로 판단되었다.

10~14Hz의 amplitude 값은 실험종료시점에서는 1분 경과시점과 피로발생시점에 비해 훨씬 큰 것으로 파악되었다. 또한

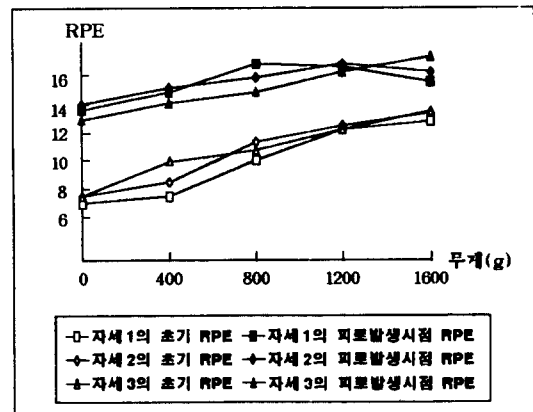
이 frequency대는 musculoskeletal system의 feedback에 의해 영향을 많이 받는 것으로 알려져 있다. 따라서 피로가 발생함에 따라 발생하는 frequency대의 변화효과는 10~14Hz대에서 가장 큰 것으로 파악되었다.



[그림 7] Postural tremor의 FFT 분석결과

4.5. RPE 값의 변화

[그림 8]의 초기 RPE 값과 피로발생시점의 RPE 값의 변화를 살펴보면 피로발생시점의 RPE 값은 초기의 RPE 값과 일정한 수준의 차이를 보이는 것으로 나타났다. 즉 자세와 수공구의 무게에 따라 사용자의 초기 주관적 피로도도 다르게 나타났으나 피로발생시점은 초기와 비교하였을 경우 일정수준 정도가 지났을 경우(3~5 RPE 값)에 나타나는 것으로 판단되었다.

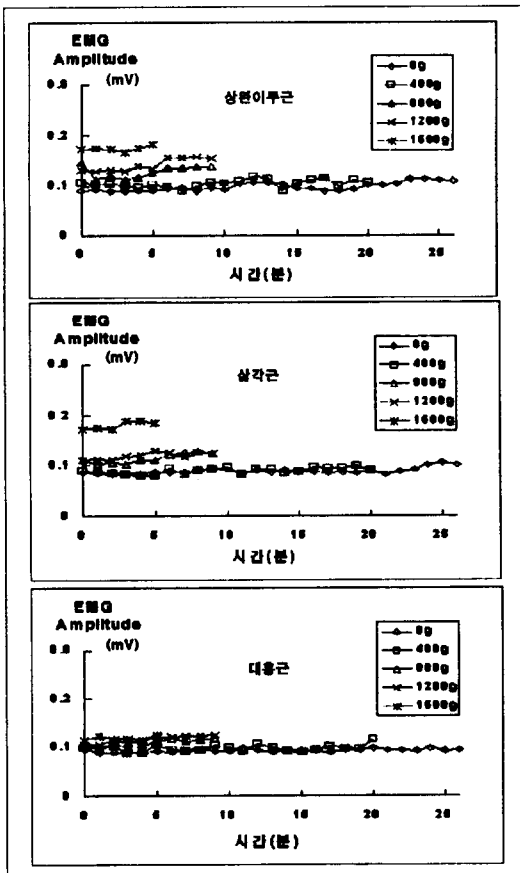


[그림 8] RPE 값의 변화

4.6. EMG amplitude 의 변화

Rectified EMG 의 변화를 살펴보면 상완이두근, 삼각근, 대흉근 각각에 대해 도구의 무게에 따라 초기 amplitude 값에 차이를 보이며, 특히 상완이두근의 경우와 1600g 일 경우는 도구의 무게가 가벼울 때에 비하여 초기 rectified EMG 의 amplitude 가 크게 나타났다.

도구의 무게가 무거워짐에 따라 rectified EMG 의 amplitude 는 점차로 증가하는 양상을 보였다. 그러나 postural tremor 수준의 변화는 실험종료시점의 경우 초기치에 비해 2~3 배 정도 증가함에도 불구하고 EMG 의 변화량은 적은 것으로 나타나 도구의 무게가 1600g 이하의 가벼운 무게일 경우 정적 하중으로 인한 국부적인 근육 피로를 정확하게 파악하기는 힘든 것으로 나타났다([그림 9]참조).



[그림 9] EMG 변화 예시 - 자세 3

5. 결론

본 연구의 결과 정밀도를 요하는 작업

에서 정적자세를 유지하는 시간은 도구의 무게와 작업자의 개인차에 따라 다르게 나타나며, 도구를 사용하는 자세에 의해서도 많은 영향을 받는 것으로 파악되었다. 정적자세 유지시 정적하중으로 인한 상완의 postural tremor 수준은 초기의 postural tremor 수준을 유지하다가 서서히 증가하는 양상을 나타내었다. 본 연구의 실험대상인 20대 남성의 경우, 상완의 postural tremor 수준을 초기상태의 수준으로 유지하는 시간은 자세와 무게에 따라 차이를 보이는 것으로 파악되었고, 자세를 유지할 수 있는 시간에 비해 약 1/2~2/3 정도인 것으로 나타났다. 또한 수공구의 무게가 800g 이상인 경우 초기 postural tremor 수준을 유지할 수 있는 시간이 급격히 감소하는 것으로 나타났다.

20대 남성의 경우, 피로발생 이후의 postural tremor 수준은 실험자세와 도구의 무게에 따라 매분당 약 0.1~0.3 배씩 증가하는 것으로 나타났으며, 특히 자세 2와 3에서 도구의 무게가 1600g인 경우는 매분당 postural tremor 수준이 약 0.3 배 이상씩 증가하는 것으로 파악되었다. 그러나 rectified EMG 의 amplitude 값 변화량은 극히 미비해서 정적하중으로 인한 피로도를 측정하기 어려운 것으로 나타났다.

Postural tremor 의 frequency 분석결과 10~14Hz 와 2~4Hz 의 amplitude 값이 높은 것으로 파악되었고, 시간이 지남에 따라 frequency 대의 shift 현상은 발생하지 않았으며, 특히 10~14Hz 대의 amplitude 값이 증가로 인하여 피로발생 이후의 postural tremor 수준이 증가하는 것으로 나타났다.

피로발생시점의 RPE 값은 초기의 RPE 값과 일정한 수준의 차이를 보이며 이를 바탕으로 초기상태의 RPE 값을 기준으로 피로발생시점과 초기의 정밀도를 유지할 수 없는 시점을 예측할 수 있을 것으로 파악되었다.

6. 참고문헌

- 1] 장 성록. 1992. 팔꿈치 관절 굽힘 동작에 동원되는 근육의 상호작용에 관한 연구. 서울대학교 박사학위논문.
- 2] Akita, M. 1991. Design and Ergonomics. Ergonomics. Vol.34(6).815-824

- 3] Anderson, S.B.J. 1985. Permissible loads: biomechanical considerations. *Ergonomics*. Vol.28 (1).323-326.
- 4] Giroux, B. and Mario Lamontagne. 1992. Net shoulder joint moment and muscular activity during light weight handling at different displacements and frequencies. *Ergonomics*. Vol.35(4).385-403.
- 5] Chaffin, D.B. and G.B.J. Anderson. 1984. *Occupational Biomechanics*. John Wiley & Sons.
- 6] Gallagher, S. 1991. Acceptable weights and physiological costs of performing combined manual handling tasks in restricted postures. *Ergonomics*. Vol.34(7):939-952.
- 7] Kaudewitz, H.R. 1977. Reliability of susteion tremor measurements. unpublished research report. University of Michigan. Ann Arbor.
- 8] Lippold, O. C. 1971. *Physiological Tremor*. Scientific American.
- 9] Milerad, M., M.O. Ericson, R. Nisell and A. Kilbom. 1991. An Electromyographic Study of Dental Work. *Ergonomics*. Vol.34(7).953-962.
- 10] Singleton, W.T. 1982. *The Body at Work*. Cambridge University Press. Cambridge.
- 11] Wiker, S.F., D.B.Chaffin and G.D.LanGolf. 1989. Shoulder posture and localized muscle fatigue and discomfort. *Ergonomics*. Vol.32 (2):211-237