

어깨, 팔꿈치, 손목의 자세에 따른 최대악력과 근육활동에 관한 연구

김태형 · 정승래 · 강성식 · 장성록[†]

부경대학교 안전공학과

(2016. 1. 22. 접수 / 2016. 5. 20. 채택)

Effects of Combinational Posture of Shoulder, Elbow and Wrist on Grip Strength and Muscle Activity

Tae Hyung Kim · Seung Rae Jung · Sung Sik Kang · Seong Rok Chang[†]

Department of Safety Engineering, Pukyong National University

(Received January 22, 2016 / Accepted May 20, 2016)

Abstract : This study aimed to analyze postures that were frequently conducted in manufacturing industry. To find grip strength and muscle activities of each posture, Maximum Voluntary Contraction (MVC) and ElectroMyoGraphy (EMG) were measured. Based on the results of this study, the most appropriate posture could be suggested and used as a basic information for preventing musculoskeletal disorders. Most work-related musculoskeletal disorders have been occurred in the fields of manufacturing industry. According to previous studies, it was reported that the rate of musculoskeletal diseases of upper extremity was higher than that of other body parts. Accordingly, there were many studies about discomfort and grip strength of upper extremity. However, these studies dealt with single selection of wrist, elbow and shoulder. So, it was insufficient for comprehensive studies about upper extremity. And in order to improve the work posture, the physiological changes being generated by the combination of wrist, elbow and shoulder postures should be observed and analyzed. In order to conduct this study, thirty university students who had no records of MSDs involved were recruited. Independent variables were postures of wrist(pronation, neutral, supination), postures of elbow(flexion 45°, 90°) and postures of shoulder(flexion 0°, 90°). And dependent variables were MVC values and EMG values. Jamar dynamometer and TeleMyo 2400T G2 was used to measure MVC and EMG. MVC and EMG for 12 postures were measured for three second and for three times. Experiment was performed randomly. A 10 minutes rest period was provided after each t. To measure muscle load, the EMG signals of eight muscles (Biceps, Medial triceps, Lateral triceps, Brachioradialis, Extensor carpi ulnaris, Extensor carpi radialis, Flexor carpi ulnaris and Flexor carpi radialis) were evaluated. MVC values and EMG values were analyzed using Minitab ver. 14. The results showed that MVC value was the highest at shoulder 0°, elbow 45° and wrist supination. In case of wrist postures, MVC of supination is the highest. In case of elbow and shoulder postures, MVC of flexion 45° and 0° was the highest. It was found that there were interaction between wrist and elbow posture under shoulder flexion and between shoulder and wrist under elbow flexion 45°. In case of the angle of shoulder 0°, elbow 45° and wrist supination, the EMG values of four muscles(Medial Triceps, Extensor carpi ulnaris, Extensor carpi radialis, Flexor carpi ulnaris) were the highest. Based on this study, it is worth to note that the combination postures of upper extremity have a large impact on the MVC and EMG. The optimal condition upper extremity was shoulder flexion 0°, elbow flexion 45° and wrist supination for preventing work-related musculoskeletal disease.

Key Words : combinational posture, grip strength, muscle activity, MSDS

1. 서론

최근 산업구조의 변화와 함께 사업장의 업종 변화 또는 작업의 변화 등으로 인하여 인력으로 운영되던 작업이 기계로 대체되고 있는 추세이다. 하지만 수송용 기계·기구 제조업 등의 조립 업종 등은 아직도 인력에 의존하고 있는 작업이 대부분을 차지하고 있다¹⁾. 이러한 조립 작업은 제품 생산 과정에서 이루어지고

있으며, 해당 작업을 위해 특정 신체 부위만을 사용하여 단순한 동작을 반복적으로 수행하고 있다. 이는 신체적 부하를 초래하여 작업 관련 근골격계질환을 유발한다²⁾. 근골격계질환은 부적절한 자세, 과도한 힘, 반복적인 작업, 접촉 스트레스, 진동 등의 환경적인 요인에 의해 발생을 하게 된다. 이러한 요인들 중에서 부적절한 자세는 많은 연구들에서 근골격계질환 발병의 주요 요인으로 언급되고 있다³⁾. 고용노동부 산업재해 조

[†] Corresponding Author : Seong Rok Chang, Tel : +82-51-629-6468, E-mail : srchang@pknu.ac.kr
Department of Safety Engineering, Pukyong National University, 45, Yongso-ro, Nam-gu, Busan 48513, Korea

사 결과 2000년에 1,009명의 근골격계질환자가 발생하였으며 2007년까지 증가 추이를 보였다. 이후 2007년부터 2011년까지 감소추이를 보였으나 2011년부터 2013년까지 미세한 증가추이를 보이며 2013년도의 근골격계질환자 수는 5,446명이다. 또한 2013년의 업무상 질환자 수에 대한 근골격계질환자 수의 비율은 71.4%로 근골격계질환자 수가 업무상 질환자 수의 많은 비중을 차지하는 것으로 나타났다. 2013년 근골격계질환자수를 업종별로 비교해 본 결과 제조업에서 46.4%의 높은 비율을 보이고 있다. 또한 제조업 내 세부업종에 대하여 근골격계질환자 수를 비교한 결과 수송용 기계·기구 제조업에서 32%로 가장 많은 근골격계질환자가 발생하였다⁴⁾. 수송용 기계·기구 제조업에서 근골격계질환 발병 부위별로 살펴보면 어깨가 30.4%로 가장 많았으며, 팔꿈치 27.4%, 손목 13.5% 등으로 나타났다. 어깨, 팔꿈치, 손목 등 상지에서 발생한 근골격계질환이 51.5%를 차지하였다¹⁾. 수송용 기계·기구 제조업 내 공정별 근골격계 부담 작업 발생 비율을 분석한 결과 근골격계 부담 작업 344건 중 조립부에서 253건으로 74%에 해당하는 근골격계 부담 작업이 있는 것으로 나타났다. 그 외 근골격계 부담 작업은 엔진부(10%), 페인트부(5%) 순으로 나타났다⁵⁾. 또한 수송용 기계·기구 제조업에서는 어깨, 팔꿈치, 손목 등 상지를 이용한 자세가 빈번하고 다양한 것으로 나타났다.

이에 따라 상지에 대하여 많은 연구가 이루어졌다. 김동진 외 4인은 어깨와 팔꿈치의 조합자세 및 외부부하가 지각불편도에 미치는 영향을 분석하였으며⁶⁾, J. A. Balogun 외 2인의 연구에서 팔꿈치의 근육이 수축보다 이완했을 경우 악력이 크게 나타났다⁷⁾. E. A. Kuzala 외 1인은 팔꿈치 굴곡 0°, 45°, 90°, 135°에 따른 악력을 연구하였으며⁸⁾, L. G. Richards 외 2인은 외전, 중립, 내전에 따른 악력을 연구하였다⁹⁾.

하지만 이러한 선행 연구는 어깨, 팔꿈치, 손목의 단일 부위에 대한 연구였다. 조립작업을 진행 할 때 상지의 모든 부위를 이용하기 때문에 상지의 종합적인 연구가 미흡한 실정이다. 또한 각 관절의 조합에 따른 자세를 취할 시 나타나는 생리적인 변화를 고려하지 않았다. 따라서 본 연구에서는 상지 자세에 따른 영향을 알아보기 위해 수송용 기계·기구 제조업 중 조립부, 엔진부, 프레스 부 등 근골격계질환 부담이 많은 주요 공정에서 빈번하게 취하는 자세를 선정하였다. 선정된 각 자세에서 발휘할 수 있는 근력을 분석하기 위하여 최대발휘근력(Maximum Voluntary Contraction, MVC)을 측정하였다. 또한 각 자세에서 힘을 줄 경우 어떠한 근육이 가장 많이 동원되는가를 분석하기 위하여 근전도

(Electromyography, EMG)를 측정하였다. 이를 통해 상지 작업 시 최적의 자세를 도출하고 이를 통하여 상지 근골격계질환을 예방할 수 있는 기초자료를 제시하고자 한다.

2. 연구방법

2.1 피실험자 선정

피실험자들의 개인적인 신체적 특성이나 컨디션 등의 차이에 의한 실험결과와의 편차를 줄이기 위해 과거 많은 인간공학 관련 연구에서는 피실험자의 수를 최소 30명으로 결정하여 실험을 하였다^{10,11)}. 따라서 본 연구에서는 과거 상지에 근골격계질환의 병력이 없는 건강한 남자 대학생 30명을 대상으로 실험을 실시하였다. 피실험자 모두 오른손을 주로 사용하는 사람이었으며, 실험에 참여한 피실험자들의 연령, 신장, 체중의 평균 및 표준편차는 Table 1과 같다.

Table 1. The participant's characteristics

| | Mean | SD |
|------------|-------|-------|
| Age(yrs) | 25.7 | ± 2.5 |
| Height(cm) | 173.9 | ± 3.5 |
| Weight(kg) | 69.72 | ± 4.8 |

2.2 실험장비

최대발휘악력을 측정하기 위하여 Jamar Dynamometer를 사용하였고, 근전도를 측정하기 위하여 Noraxon사의 TeleMyo 2400T G2를 사용하였다.

2.3 실험변수

2.3.1 독립변수

본 연구의 독립변수는 어깨, 팔꿈치, 손목 각도이다. 각 부위별 측정수준을 설정하기 위하여 선행 연구에서 사용된 변수의 수준을 조사하였다. 그 결과, 어깨는 굴곡 0°, 60°, 90°, 120°, 팔꿈치는 굴곡 0°, 45°, 90°, 135°, 손목은 굴곡, 신전, 척골 편향, 요골 편향, 외전, 내전이 사용되었다. 이를 바탕으로 수송용 기계·기구 제조업 4개 회사에서 프레스, 엔진, 생산, 조립, 도장 등 주요

Table 2. Independent variables

| Variables | Level |
|-----------|--|
| Shoulder | Flexion 0°, 90° |
| Elbow | Flexion 45°, 90° |
| Wrist | Neutral, Pronation 45°, Supination 45° |

공정의 현장 동영상을 분석하여 작업 시 가장 빈번하게 취하는 상지의 자세를 선정하였으며, 이는 Table 2와 같다.

2.3.2 종속변수

종속변수는 최대발휘근력과 근전도의 값으로 설정하였다. 하지만 최대발휘근력과 근전도 분석의 한계점은 실험참여자, 측정 날짜, 인접한 다른 근육의 간섭 등 다양한 요소에 의해 크게 영향을 받는다. 따라서 피실험자간 비교를 위해 최대발휘근력 값은 다음의 식 (1)과 같이 12가지 작업 자세에 따른 최대발휘근력을 기준으로 표준화하였으며, 근전도 값은 다음의 식 (2)와 같이 최대 근수축 상태의 근전도 신호를 기준으로 표준화하였다.

$$NMVC = \frac{MVC(x)}{MVC(max)} \quad (1)$$

$NMVC(x)$: 변수 x 에서 최대발휘근력의 표준화 값

$MVC(x)$: 변수 x 에서의 최대발휘근력 값

$MVC(max)$: 최대발휘근력의 최대값

$$NEMG(x) = \frac{EMG(x) - EMG(rest)}{EMG(max) - EMG(rest)} \quad (2)$$

$NEMG(x)$: 변수 x 에서 근전도의 표준화 값

$EMG(x)$: 변수 x 에서의 근전도 값

$EMG(max)$: 최대 근수축 상태의 근전도 값

$EMG(rest)$: 휴식 상태의 근전도 값

2.4 실험절차

실험에 앞서 피실험자에게 실험의 목적, 실험방법과 유의사항을 상세하게 설명하였다. 다음 어깨, 팔꿈치, 손목의 각도에 따른 12가지 작업 자세에 대한 시범을 보였고, 적응 기간을 주어 피실험자가 실험장비와 실험조건에 익숙해지도록 하였다. 실험장비와 실험조건에 익숙해진 후, 전극을 부착하였다. 전극부착위치는 Fig. 1과 같이 과거 상지의 근육에 대한 근전도 측정 논문에서 주로 사용되었던 여러 가지 근육들 중에서 예비실험을 통해 본 연구에 가장 적합하다고 판단된 이두근(Biceps), 삼두근 내측두(Triceps brachii, medial head), 삼두근 외측두(Triceps brachii, lateral head), 상완요골근(Brachioradialis), 척추수근 신근(Extensor carpi ulnaris), 단요측수근 신근(Extensor carpi radialis), 요골측수근 굴근(Flexor carpi radialis), 척골측수근 굴근(Flexor carpi ulnaris)을 대상으로 선정하였다¹²⁾.

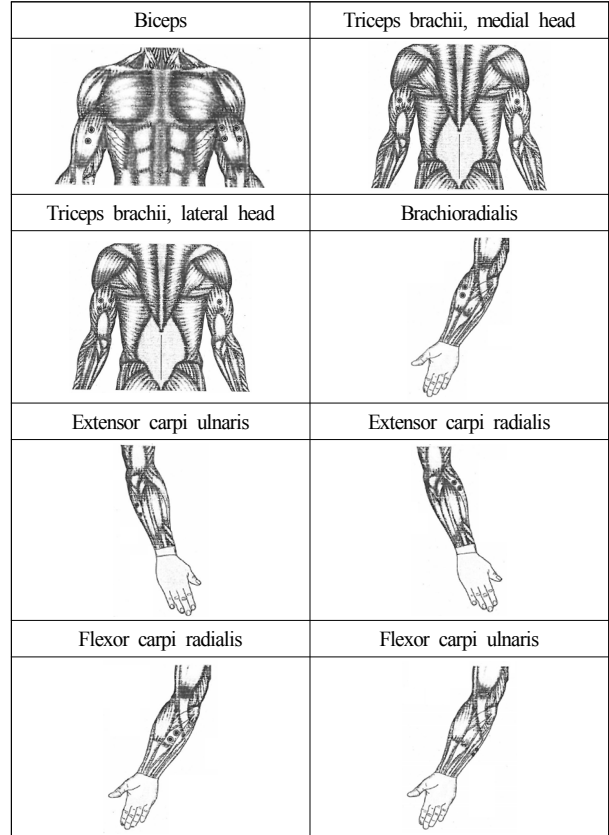


Fig. 1. Target muscle.

장비의 안정화를 위하여 에이징 시간을 30분으로 설정하였다. 이후 8가지 근육에 대하여 최대 근 수축 상태의 근전도를 측정하였다. 최대 근 수축 상태의 근전도는 표준화하기 위해서 각 근육이 최대로 발휘할 수 있는 근력을 측정하였다. 이 때 각 근육별로 3초씩 3회 측정하였으며, 각각의 근전도 측정 사이에 10분간의 휴식시간을 주어 근육의 누적피로를 최소화하였다. 또한

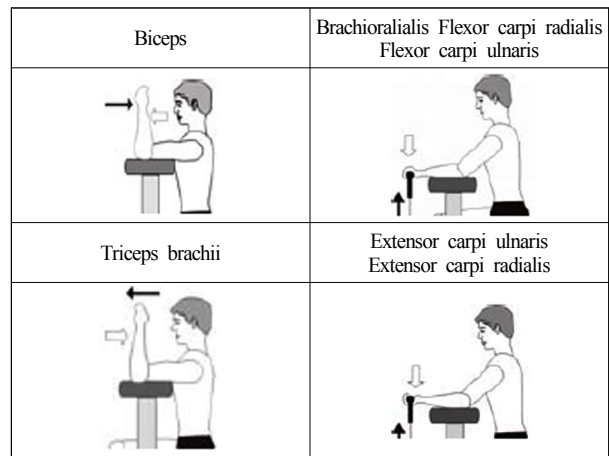


Fig. 2. MVC positions.

실험순서는 누적효과를 없애기 위해 무작위로 실시하였으며, 최대 근수축 상태의 근전도 값은 측정시간 3초 중 가장 높게 나타난 근전도 값 전·후 0.15초씩 총 0.3초에 대한 평균값을 사용하였다. Fig. 2는 최대 근수축 상태의 근전도 측정 자세이다¹²⁾.

최대 근수축 상태의 근전도 값을 측정한 후 12가지 자세에 대한 최대발휘근력과 근전도를 측정하였다. 최대발휘근력과 근전도 측정시간은 각 자세별로 3초로 설정을 하였다. 측정시간 3초 중 처음 1초는 서서히 힘을 주는 구간, 중간 1초는 최대로 힘을 주는 구간, 마지막 1초는 서서히 힘을 빼는 구간으로 설정하였으며, 각 자세별 근전도 값은 최대로 힘을 주고 있는 중간 1초의 구간 중에 가장 높게 나타난 근전도 값 전·후 기준으로 전후 0.15초씩 총 0.3초에 대한 평균값으로 분석하였다. 측정은 총 3회 측정하였으며, 실험순서는 무작위로 실시하였다. 각 실험간 10분의 휴식시간을 두어 근육피로에 의한 영향을 배제하여 실험의 재현성을 유지하도록 하였다.

2.5 데이터 분석

본 연구에서의 피실험자 데이터는 평균과 표준편차를 구하였으며, Anderson-Darling 검정법을 사용하여 측정된 자료의 정규성을 검증하였다. 또한 각 자세에 따른 영향을 알아보기 위하여 최대발휘근력 값과 근전도 값을 t 검정(paired t-test)과 분산분석(Analysis of Variance, ANOVA)을 실시하였다. 자료의 통계처리를 위하여 MINITAB ver.14를 사용하였으며, 통계학적 유의성을 검정하기 위하여 유의수준(p-value)은 0.05로 설정하였다.

3. 연구결과

3.1 최대발휘근력

Table 3은 피실험자 30명의 12가지 작업 자세에 대한 최대발휘근력의 결과를 나타낸 표이다. 12가지 작업 자세 중 가장 높은 최대발휘근력을 보인 자세는 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 외전 45°, 가장 낮은 최대발휘

Table 3. Result of ANOVA of wrist postures for each posture (S:Shoulder, E:Elbow, W:Wrist, N:Neutral, P:Pronation, S:Supination)

| | S 0° | | | | | | S 90° | | | | | |
|--------|-------|------|------|-------|------|------|-------|------|------|-------|------|------|
| | E 45° | | | E 90° | | | E 90° | | | E 90° | | |
| | W N | W P | W S | W N | W P | W S | W N | W P | W S | W N | W P | W S |
| Sub.1 | 0.94 | 0.90 | 1 | 0.91 | 0.89 | 0.93 | 0.92 | 0.90 | 0.97 | 0.86 | 0.86 | 0.87 |
| Sub.2 | 1 | 0.83 | 1 | 0.85 | 0.79 | 0.85 | 0.91 | 0.79 | 0.96 | 0.75 | 0.72 | 0.83 |
| Sub.3 | 1 | 0.88 | 1 | 0.94 | 0.84 | 0.94 | 0.94 | 0.90 | 1 | 0.88 | 0.78 | 0.84 |
| Sub.4 | 0.92 | 0.82 | 1 | 0.84 | 0.84 | 0.87 | 0.87 | 0.82 | 0.90 | 0.79 | 0.74 | 0.76 |
| Sub.5 | 0.98 | 0.90 | 1 | 0.90 | 0.90 | 0.93 | 0.90 | 0.90 | 0.95 | 0.88 | 0.76 | 0.86 |
| Sub.6 | 0.93 | 0.88 | 0.95 | 0.90 | 0.76 | 0.90 | 0.93 | 0.86 | 1 | 0.76 | 0.71 | 0.86 |
| Sub.7 | 0.95 | 0.80 | 1 | 0.93 | 0.78 | 0.90 | 0.83 | 0.80 | 0.9 | 0.78 | 0.75 | 0.80 |
| Sub.8 | 0.90 | 0.83 | 1 | 0.79 | 0.76 | 0.93 | 0.81 | 0.79 | 0.83 | 0.79 | 0.74 | 0.76 |
| Sub.9 | 0.89 | 0.87 | 1 | 0.84 | 0.82 | 0.93 | 0.84 | 0.80 | 0.93 | 0.78 | 0.73 | 0.76 |
| Sub.10 | 0.89 | 0.79 | 1 | 0.88 | 0.75 | 0.79 | 0.84 | 0.77 | 0.86 | 0.75 | 0.74 | 0.75 |
| Sub.11 | 0.86 | 0.84 | 1 | 0.84 | 0.82 | 0.92 | 0.88 | 0.90 | 0.9 | 0.84 | 0.8 | 0.82 |
| Sub.11 | 0.97 | 0.87 | 1 | 0.92 | 0.87 | 0.92 | 0.92 | 0.90 | 0.95 | 0.82 | 0.79 | 0.79 |
| Sub.13 | 0.89 | 0.87 | 1 | 0.87 | 0.84 | 0.89 | 0.84 | 0.82 | 0.87 | 0.82 | 0.79 | 0.84 |
| Sub.14 | 0.93 | 0.89 | 1 | 0.89 | 0.86 | 0.98 | 0.89 | 0.86 | 0.98 | 0.86 | 0.73 | 0.81 |
| Sub.15 | 0.82 | 0.76 | 1 | 0.79 | 0.68 | 0.79 | 0.76 | 0.76 | 0.82 | 0.71 | 0.66 | 0.71 |
| Sub.16 | 0.88 | 0.79 | 1 | 0.79 | 0.73 | 0.88 | 0.79 | 0.77 | 0.83 | 0.75 | 0.69 | 0.75 |
| Sub.17 | 0.86 | 0.81 | 1 | 0.84 | 0.80 | 0.84 | 0.81 | 0.82 | 0.91 | 0.82 | 0.75 | 0.80 |
| Sub.18 | 0.95 | 0.90 | 1 | 0.88 | 0.83 | 0.95 | 0.86 | 0.88 | 0.90 | 0.81 | 0.74 | 0.86 |
| Sub.19 | 0.94 | 0.89 | 1 | 0.91 | 0.86 | 0.97 | 0.80 | 0.89 | 0.89 | 0.71 | 0.69 | 0.83 |
| Sub.20 | 0.94 | 0.92 | 1 | 0.89 | 0.89 | 0.97 | 0.83 | 0.75 | 0.89 | 0.89 | 0.83 | 0.83 |
| Sub.21 | 0.97 | 0.95 | 1 | 0.92 | 0.92 | 0.97 | 0.95 | 0.92 | 0.97 | 0.87 | 0.85 | 0.87 |
| Sub.22 | 0.95 | 0.92 | 1 | 0.86 | 0.84 | 0.97 | 0.81 | 0.81 | 0.81 | 0.81 | 0.76 | 0.76 |
| Sub.23 | 0.90 | 0.86 | 1 | 0.81 | 0.77 | 0.84 | 0.77 | 0.75 | 0.81 | 0.68 | 0.61 | 0.68 |
| Sub.24 | 0.98 | 0.83 | 1 | 0.90 | 0.80 | 0.90 | 0.80 | 0.88 | 0.95 | 0.85 | 0.80 | 0.80 |
| Sub.25 | 0.92 | 0.88 | 1 | 0.90 | 0.77 | 0.77 | 0.80 | 0.77 | 0.82 | 0.77 | 0.75 | 0.86 |
| Sub.26 | 0.97 | 0.90 | 1 | 0.90 | 0.91 | 0.97 | 0.85 | 0.82 | 0.88 | 0.79 | 0.79 | 0.85 |
| Sub.27 | 0.92 | 0.89 | 1 | 0.86 | 0.81 | 0.86 | 0.89 | 0.83 | 1 | 0.81 | 0.78 | 0.83 |
| Sub.28 | 0.88 | 0.74 | 1 | 0.82 | 0.70 | 0.79 | 0.81 | 0.75 | 0.81 | 0.68 | 0.67 | 0.74 |
| Sub.29 | 0.97 | 0.92 | 1 | 0.92 | 0.92 | 0.95 | 0.95 | 0.92 | 0.95 | 0.92 | 0.90 | 0.90 |
| Sub.30 | 0.97 | 0.92 | 1 | 0.92 | 0.89 | 0.97 | 0.95 | 0.92 | 0.95 | 0.89 | 0.89 | 0.89 |
| Mean | 0.93 | 0.86 | 0.99 | 0.87 | 0.82 | 0.90 | 0.86 | 0.84 | 0.91 | 0.80 | 0.76 | 0.81 |
| SD | 0.04 | 0.05 | 0.01 | 0.04 | 0.06 | 0.06 | 0.06 | 0.06 | 0.06 | 0.06 | 0.07 | 0.05 |

근력을 보인 자세는 어깨 90°, 팔꿈치 90°, 손목 내전 45°인 것으로 나타났으며, 두 자세 간에 9.8 kgf의 차이를 보이는 것으로 나타났다.

3.1.1 손목 최대발휘근력 분석

전체 최대발휘근력 값을 손목 자세에 대하여 분석한 결과는 Fig. 3과 같다. 외전 45°의 최대발휘근력 값이 가장 높았으며, 중립, 내전 45°의 경우 약 0.4%, 4.2%로 감소하는 것으로 나타났다. 통계분석을 위해 분산분석을 실시한 결과, 유의수준은 <0.001로 손목 자세에 따른 최대발휘근력은 외전 45°, 중립, 내전 45° 순으로 통계적으로 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 이러한 결과로부터 손목의 자세 중 외전이 가장 힘을 발휘하기 좋은 자세 인 것으로 분석되었다. 이와 같이 나타난 이유는 악력은 생체역학적으로 굴곡건의 작용의 결과이며¹³⁾ 외전 시 상완과 전완의 굴곡 및 신전이 가장 많이 동원되기 때문인 것으로 사료된다.

따라서 어깨, 팔꿈치의 수준을 조합한 4가지 자세에 대하여 손목 자세별 최대발휘근력 값을 분석한 결과는

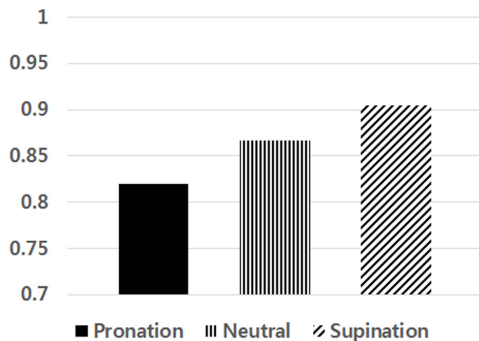


Fig. 3. NMVC values of wrist postures.

Table 4. Result of ANOVA of wrist postures for each posture (S:Shoulder, E:Elbow, N:Neutral, P:Pronation, S:Supination)

| Variable | Wrist posture | MVC value | f-value | p-value |
|--------------|---------------|-----------|---------|---------|
| S 0°, E 45° | N | 0.93 | 81.97 | < 0.001 |
| | P | 0.86 | | |
| | S | 0.99 | | |
| S 0°, E 90° | N | 0.87 | 15.32 | < 0.001 |
| | P | 0.82 | | |
| | S | 0.90 | | |
| S 90°, E 45° | N | 0.86 | 11.91 | < 0.001 |
| | P | 0.84 | | |
| | S | 0.91 | | |
| S 90°, E 90° | N | 0.80 | 6.18 | 0.003 |
| | P | 0.76 | | |
| | S | 0.81 | | |

Table 4와 같다. 분석결과, 4가지 자세 모두에서 외전 45°가 가장 높았으며, 중립, 내전 45° 순으로 감소하는 것으로 나타났다. 통계분석을 실시한 결과 4가지 자세 모두에서 손목 자세에 따른 최대발휘근력은 외전 45°, 중립, 내전 45° 순으로 통계적으로 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 손목의 자세에 대해서는 어깨와 팔꿈치의 전완근이 상완근보다 더 큰 영향을 미치는 것으로 사료된다.

3.1.2 팔꿈치 최대발휘근력 분석

전체 최대발휘근력 값을 팔꿈치 자세에 대하여 최대 발휘근력 값을 분석한 결과는 Fig. 4와 같다. 팔꿈치 굴곡 45°가 굴곡 90°보다 높았으며, 그 차이는 약 2.1% 감소하는 것으로 나타났다. 통계분석을 위해 t 검정을 실시한 결과 유의수준은 <0.001로 팔꿈치 자세에 따른 최대발휘근력은 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다. 이는 팔꿈치 관절을 통과하는 유일한 굴근인 천지굴근(Flexor digitorum superficialis)¹⁴⁾에 의한 영향으로 사료된다. 근육의 길이에 따라 발휘하는 근력이 변화하게 된다. 즉, 작업 자세의 변화에 의한 근육의 길이 변화는 발휘근력에 영향을 미치게 되는데, 이러한 관계를 나타는 것이 근육의 length-tension relationship이다¹⁵⁾. 팔꿈치의 굴곡 각도가 커질수록 근육의 길이는 짧아지게 되는데⁶⁾, 팔꿈치의 굴곡 각도가 커질수록 천지굴근의 길이가 짧아져 발휘근력에 영향을 미친 것으로 사료된다.

따라서 어깨, 손목의 수준을 조합한 6가지 자세에 대하여 팔꿈치 굴곡 각도 자세별 최대발휘근력 값을 분석한 결과는 Table 5와 같다. 6가지 자세 모두에서 팔꿈치 굴곡 45°가 굴곡 90°보다 높은 것으로 나타났다. 통계분석을 실시한 결과 6가지 자세 모두에서 팔꿈치 자세에 따른 최대발휘근력은 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 분석되었다. 이는 어깨 각도와 손목의 자세에 상관없이 팔꿈치 굴곡 각도가 증가함에

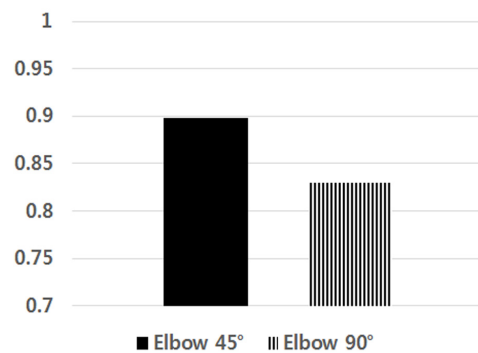


Fig. 4. NMVC values of elbow postures.

Table 5. Result of ANOVA of elbow postures for each posture (S:Shoulder, W:Wrist, N:Neutral, P:Pronation, S:Supination)

| Variable | Elbow posture | MVC value | t-value | p-value |
|------------|---------------|-----------|---------|---------|
| S 0°, W N | 45° | 0.93 | 2.77 | 0.008 |
| | 90° | 0.87 | | |
| S 0°, W P | 45° | 0.86 | 4.76 | < 0.001 |
| | 90° | 0.82 | | |
| S 0°, W S | 45° | 0.99 | 8.29 | < 0.001 |
| | 90° | 0.90 | | |
| S 90°, W N | 45° | 0.86 | 4.66 | < 0.001 |
| | 90° | 0.80 | | |
| S 90°, W S | 45° | 0.84 | 3.53 | 0.001 |
| | 90° | 0.76 | | |
| S 90°, W P | 45° | 0.91 | 6.32 | < 0.001 |
| | 90° | 0.81 | | |

따라 근육 길이는 줄어들고 그에 따라 근육의 발휘 정도 차이에 의해 나타나는 것으로 사료된다.

3.1.3 어깨 최대발휘근력 분석

전체 최대발휘근력 값을 어깨 자세에 대하여 분석을 실시한 결과는 Fig. 5와 같다. 어깨 굴곡 0°가 굴곡 90°보다 높았으며, 약 1.4% 감소하는 것으로 나타났다. 통계분석을 위해 t 검정을 실시한 결과 유의수준은 <0.001로 0.05를 기준으로 어깨 자세에 따른 최대발휘근력은 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다. 이는 어깨를 사용하는 작업에서 앞쪽 어깨세모근(anterior deltoid)이 주된 역할을 하지만 피로도가 높으며¹⁶⁾, 어깨 각도가 높아짐에 따라 불편도가 크기 때문이다¹⁷⁾.

따라서 팔꿈치, 손목의 수준을 조합한 6가지 자세에 대하여 어깨 굴곡 각도 자세별 최대발휘근력 값을 분석한 결과는 Table 6과 같다. 6가지 자세 모두에서 어깨 굴곡 0°가 굴곡 90°보다 최대발휘근력 값이 큰 것으로 나타났다. 6가지 자세 중 팔꿈치 45°, 손목 외전 45°

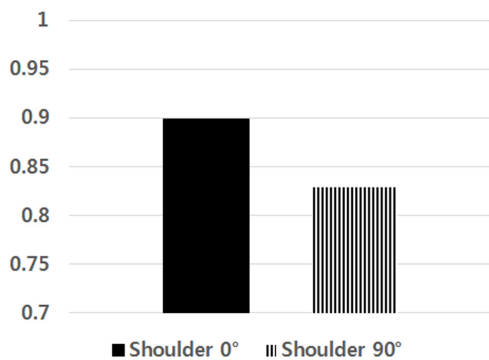


Fig. 5. NMVC values of shoulder postures.

Table 6. Result of ANOVA of shoulder postures for each posture (E:Elbow, W:Wrist, N:Neutral, P:Pronation, S:Supination)

| Variable | Shoulder posture | MVC value | t-value | p-value |
|------------|------------------|-----------|---------|---------|
| E 45°, W N | 0° | 0.93 | 2.18 | 0.033 |
| | 90° | 0.86 | | |
| E 45°, W P | 0° | 0.86 | 5.38 | < 0.001 |
| | 90° | 0.84 | | |
| E 45°, W S | 0° | 0.99 | 8.06 | < 0.001 |
| | 90° | 0.91 | | |
| E 90°, W N | 0° | 0.87 | 3.74 | < 0.001 |
| | 90° | 0.80 | | |
| E 90°, W S | 0° | 0.82 | 5.09 | < 0.001 |
| | 90° | 0.76 | | |
| E 90°, W P | 0° | 0.90 | 6.10 | < 0.001 |
| | 90° | 0.81 | | |

에서 어깨 굴곡 0°와 굴곡 90°의 최대발휘근력 값이 가장 큰 것으로 분석되었다. 통계분석을 실시한 결과 6가지 자세 모두에서 어깨 자세에 따른 최대발휘근력은 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 분석되었다. 어깨 자세에 대한 차이는 팔꿈치 자세와 손목 자세에 상관없이 어깨의 굴곡 각도가 증가함에 따라 피로도가 커지고, 자세의 불편도가 증가함에 따른 차이인 것으로 사료된다.

3.1.4 교호작용 분석

어깨 자세, 팔꿈치 자세와 손목 자세 간에 교호작용을 분석한 결과는 Table 7과 같다. 팔꿈치와 손목 자세 간에 교호작용을 분석한 결과 어깨 굴곡 0°에서 서로 교호작용을 하는 것으로 나타났다. 하지만 어깨 굴곡 90°에서 팔꿈치 자세와 손목 자세간의 교호작용은 없는 것으로 분석

Table 7. Result of ANOVA for interaction

| Variables | | f-value | p-value |
|--------------|------------------|---------|---------|
| Shoulder 0° | Wrist posture | 70.53 | < 0.001 |
| | Elbow posture | 74.59 | < 0.001 |
| | Interaction | 4.67 | 0.011 |
| Shoulder 90° | Wrist posture | 16.13 | < 0.001 |
| | Elbow posture | 69.70 | < 0.001 |
| | Interaction | 1.72 | 0.182 |
| Elbow 45° | Wrist posture | 63.43 | < 0.001 |
| | Shoulder posture | 74.47 | < 0.001 |
| | Interaction | 5.72 | 0.004 |
| Elbow 90° | Wrist posture | 19.94 | < 0.001 |
| | Shoulder posture | 72.52 | < 0.001 |
| | Interaction | 0.99 | 0.357 |

Table 8. Result of ANOVA of wrist postures for each posture (S:Shoulder, E:Elbow, W:Wrist, N:Neutral, P:Pronation, S:Supination)

| | Biceps | Lat. Triceps | Med. Triceps | Brachioradialis | Extensor carpi ulnaris | Extensor carpi radialis | Flexor carpi radialis | Flexor carpi ulnaris |
|-------------------|--------|--------------|--------------|-----------------|------------------------|-------------------------|-----------------------|----------------------|
| S 0° E 45°, W N | 0.25 | 0.34 | 0.29 | 0.40 | 0.51 | 0.35 | 0.43 | 0.56 |
| S 0° E 45°, W P | 0.23 | 0.36 | 0.27 | 0.37 | 0.50 | 0.30 | 0.38 | 0.54 |
| S 0° E 45°, W S | 0.31 | 0.33 | 0.31 | 0.39 | 0.59 | 0.41 | 0.43 | 0.58 |
| S 0° E 90°, W N | 0.23 | 0.31 | 0.31 | 0.42 | 0.50 | 0.39 | 0.50 | 0.46 |
| S 0° E 90°, W P | 0.17 | 0.34 | 0.27 | 0.40 | 0.47 | 0.38 | 0.47 | 0.52 |
| S 0° E 90°, W S | 0.26 | 0.30 | 0.27 | 0.40 | 0.55 | 0.41 | 0.52 | 0.50 |
| S 90°, E 45°, W N | 0.35 | 0.38 | 0.31 | 0.37 | 0.53 | 0.37 | 0.45 | 0.51 |
| S 90°, E 45°, W P | 0.23 | 0.41 | 0.27 | 0.36 | 0.50 | 0.34 | 0.45 | 0.49 |
| S 90°, E 45°, W S | 0.36 | 0.38 | 0.30 | 0.39 | 0.56 | 0.37 | 0.48 | 0.54 |
| S 90°, E 90°, W N | 0.24 | 0.35 | 0.26 | 0.42 | 0.52 | 0.35 | 0.45 | 0.52 |
| S 90°, E 90°, W P | 0.19 | 0.37 | 0.25 | 0.39 | 0.48 | 0.32 | 0.41 | 0.53 |
| S 90°, E 90°, W S | 0.27 | 0.32 | 0.28 | 0.44 | 0.53 | 0.40 | 0.45 | 0.48 |
| p - value | 0.004 | 0.976 | 0.743 | 0.951 | 0.719 | 0.304 | 0.608 | 0.793 |

되었다. 어깨와 손목 자세 간에 교호작용을 분석한 결과 팔꿈치 굴곡 45°에서 교호작용을 하는 것으로 나타났다. 하지만 팔꿈치 굴곡 90°에서 어깨 자세와 팔꿈치 자세간의 교호작용은 없는 것으로 분석되었다.

3.2 근전도

피실험자 30명에 대한 12가지 작업 자세별 Biceps, Medial Triceps, Lateral Triceps, Brachioradialis, Extensor carpi ulnaris, Extensor carpi radialis, Flexor carpi radialis, Flexor carpi ulnaris의 근전도 측정결과의 평균값은 Table 8과 같다. Biceps의 경우 근전도의 최대값은 어깨 90°, 팔꿈치 45°, 손목 중립에서 나타났다. 12가지 작업 자세에 대해 분석한 결과 유의수준 0.004로 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 분석되었다. Lat. Triceps의 경우에는 어깨 90°, 팔꿈치 45°, 손목 내전에서 최대값이 나타났으며, Med. Triceps의 경우에는 어깨 0°. 팔꿈치 45°, 손목 외전 45°에서 나타났다. Brachioradialis의 경우에는 어깨 90°, 팔꿈치 90°, 손목 외전 45°에서 나타났으며, Extensor carpi ulnaris와 Extensor carpi radialis의 경우에는 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 외전 45°에서 나타났다. Flexor carpi radialis의 경우에는 어깨 0°, 팔꿈치 90° 손목 외전 45°에서, Flexor carpi ulnaris의 경우에는 어깨, 팔꿈치 45°, 손목 외전 45°에서 나타났다.

3.2.1 Biceps 근전도 분석

Biceps에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석을 실시한 결과는 Fig. 5와 같다. 손목에 대한 분석 결과 외전 45°의 근전도 값이 가장 크고, 중립, 내전 45° 순으로 감소하는 것으로 나타났으며, 팔꿈치의 경우 굴곡 45°가 굴곡 90°보

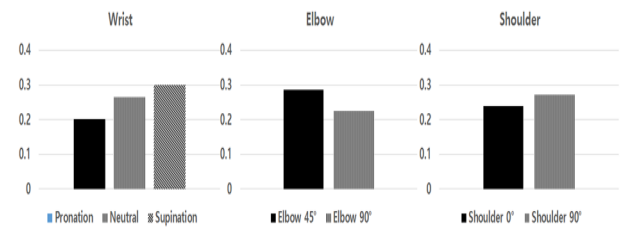


Fig. 5. Biceps EMG values of each posture.

Table 9. Result of ANONA for EMG of each posture(Biceps)

| Variable | f-value (t-value) | p-value |
|-------------------|-------------------|---------|
| Wrist postures | 7.11 | 0.001 |
| Elbow postures | (2.94) | 0.004 |
| Shoulder postures | (1.45) | 0.148 |

다 근전도 값이 큰 것으로 분석되었다. 어깨의 경우 굴곡 90°가 굴곡 0°보다 근전도 값이 큰 것으로 분석되었다. 통계분석 결과 손목 자세의 경우 외전, 중립, 내전에 대하여, 팔꿈치 자세의 경우 굴곡 45°와 굴곡 90°에 대하여 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 분석되었다. 어깨 자세에 대해서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. Biceps의 경우 팔꿈치의 굴곡과 신전에 사용되는 근육¹²⁾이므로 팔꿈치의 자세에 영향을 받았으며, 외전에도 개입¹⁷⁾을 하기 때문에 손목의 자세에 영향을 받는 것으로 나타났다.

3.2.2 Extensor carpi ulnaris 근전도 분석

Extensor carpi ulnaris에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석한 결과는 Fig. 6과 같다. 손목 자세의 경우 외전 시 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 내전 순으로 감소

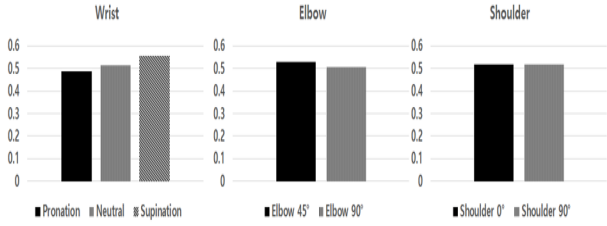


Fig. 6. Extensor carpi ulnaris EMG values of each posture.

Table 10. Result of ANONA for EMG of each posture(Extensor carpi ulnaris)

| Variable | f-value (t-value) | p-value |
|-------------------|-------------------|---------|
| Wrist postures | 3.08 | 0.047 |
| Elbow postures | (1.00) | 0.318 |
| Shoulder postures | (0.00) | 0.998 |

하는 것으로 나타났다. 팔꿈치 자세의 경우 굴곡 45°가 굴곡 90°보다 근전도 값이 큰 것으로 나타났으며, 어깨 자세의 경우 굴곡 0°가 굴곡 90°보다 큰 것으로 나타났다. 통계분석 결과 Extensor carpi ulnaris는 손목 자세에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며 팔꿈치와 어깨 자세에 대해서는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. Extensor carpi ulnaris의 경우 외전 시 길이가 길어지기 때문에⁸⁾ length-tension relationship에 의해 최대발휘근력에 영향을 미친 것으로 사료된다.

3.2.3 Extensor carpi radialis 근전도 분석

Extensor carpi radialis에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석한 결과는 Fig. 7과 같다. 손목 자세의 경우 외전 시 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 내전 순으로 감

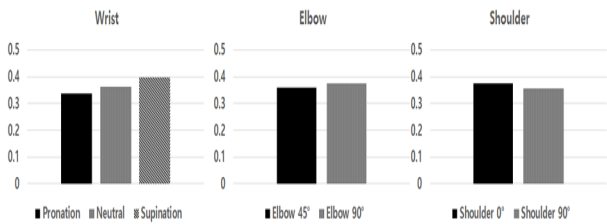


Fig. 7. Extensor carpi radialis EMG values of each posture.

Table 11. Result of ANONA for EMG of each posture(Extensor carpi ulnaris)

| Variable | f-value (t-value) | p-value |
|-------------------|-------------------|---------|
| Wrist postures | 3.64 | 0.027 |
| Elbow postures | (-0.85) | 0.395 |
| Shoulder postures | (1.00) | 0.317 |

소하는 것으로 나타났다. 팔꿈치 자세의 경우 굴곡 90°가 굴곡 45°보다 근전도 값이 큰 것으로 나타났으며, 어깨 자세의 경우 굴곡 0°가 굴곡 90°보다 큰 것으로 나타났다. 통계분석 결과 Extensor carpi radialis는 손목 자세에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 분석되었으며, 팔꿈치와 어깨 자세에 대해서는 없는 것으로 분석되었다. Extensor carpi radialis의 경우 외전 시 길이가 길어지기 때문에⁸⁾ length-tension relationship에 의해 최대발휘근력에 영향을 미친 것으로 사료된다.

4. 결론 및 고찰

본 연구에서는 어깨, 팔꿈치, 손목의 자세가 작업부담에 미치는 영향에 대해 알아보기 위해 수송용 기계·기구 제조업의 프레스, 엔진 생산, 조립, 도장 공정에서 취하는 상지의 자세 중 어깨, 팔꿈치, 손목 별로 가장 빈번하게 취하는 자세를 선정하였다. 가장 빈번하게 취하는 자세는 어깨 2가지 수준(굴곡 0°, 굴곡 90°), 팔꿈치 2가지 수준(굴곡 45°, 굴곡 90°), 손목 3가지 수준(내전, 중립, 외전)이었으며, 이를 독립변수로 설정하였다. 독립변수들의 각 수준을 조합한 12가지 자세에 대하여 최대발휘근력과 근전도를 분석하였다.

분석결과 어깨, 팔꿈치, 손목을 조합한 12가지 자세 중 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 외전에서의 최대발휘근력이 가장 높게 나타났으며, 근전도 분석결과, 이 자세에서 Medial Triceps, Extensor carpi ulnaris, Extensor carpi radialis, Flexor carpi ulnaris 총 4개의 근육에서 가장 큰 근전도 값이 나타났다. 따라서 근육의 발휘 정도는 작업 자세에 따라 차이가 있으며, 상지를 이용한 조립 작업 시 최적 자세는 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 외전이 가장 최적의 자세인 것으로 분석되었다. 만약 작업 장소의 협소, 기타 환경적인 요인에 의하여 최적의 자세인 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 외전의 자세를 유지할 수 없을 경우에는 손목의 자세를 가장 먼저 고려해야 될 것이며, 손목의 자세 중에서도 외전을 가장 먼저 고려해야 될 것으로 사료된다.

References

- 1) H. S. Park, H. N. Lee, Y. K. Lee and S. H. Lim, "A Analysis of Status and Problem for Cumulative Trauma Disorders in Korea Manufacturing", Proceedings of Fall Conference of the Ergonomics Society of Korea, pp.128-135, 1997.
- 2) H. S. Kang, "A Design of Optimal Hand Tools (plier) Based on Grip Strength, Muscle Activities and Resultant Force in

- Maximum Gripping Task”, Master’s Thesis, SungKyun Kwan University, pp. 13-15, 2014.
- 3) T. J. Armstrong, P. Buckle, L. J. Fine, M. Hagberg, B. Jonsson, A. Kilbom, I. A. Kuorinka, B. A. Silverstein, G. Sjogaard and E. R. Viikari-Juntura, “A Conceptual Model for Work-related Neck and Upper-limb Musculoskeletal Disorders”, *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, Vol. 19, No. 2, pp. 73-84, 1993.
 - 4) The Korea Occupational Safety and Health Agency, *Industrial Accident Analysis, 2000-2013*.
 - 5) K. S. Choi, J. K. Park, E. S. Jung and J. H. Choi, “Modeling of Wrist Discomfort with External Loads”, *The Ergonomics Society of Korea*, Vol. 24, No. 3, pp. 11-27, 2005.
 - 6) D. J. Kim, S. H. Na, G. M. Park, D. H. Kee and M. K. Chung, ‘The Effect of Shoulder and Elbow Postures with External Loads on the Perceived Discomfort’, *The Ergonomics Society of Korea*, Vol. 25, No. 4, pp. 145-151, 2006.
 - 7) J. A. Balogun, C. T. Akomolafe and L. O. Amusa, ‘Grip Strength: Effects of Testing Posture and Elbow Position’, *Archives of Physical Medical and Rehabilitation*, Vol. 72, No. 5, pp. 280-283, 1991.
 - 8) E. A. Kuzala and M. C. Vargo, ‘The Relationship between Elbow Position and Grip Strength’, *The American journal of Occupational Therapy*, Vol. 46, No. 6, pp. 509-512, 1992.
 - 9) L. G. Richards, B. Olson, P. Palmiter-Thomas, ‘How Forearm Position Affects Grip Strength’, *The American Journal of Occupational Therapy*, Vol. 50, No. 2, pp. 133-138, 1996.
 - 10) J. U. Bystrom, G. A. Hansson, L. Rylander, K. Ohlsson, G. Kallrot and S. Skerfving, “Physical Workload in Neck and Upper Limb using Two CAD Application“, *Applied Ergonomics*, Vol. 33, No. 1, pp. 63-74, 2002.
 - 11) M. Forsman, R. Kadefors, Q. Zhang, L. Birch, P. Palmerud, “Motor-unit Recruitment in the Trapezius Muscle during Arm Movements and in VDU Percision Work”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 24, No. 6, pp. 619-360, 1999.
 - 12) P. Konrad, “The ABC of EMG; A Practical Introduction to Kinesiological Eletromyography, Version 1,0“, Noraxon Inc., USA, 2005.
 - 13) H. Motamed, ‘Anatomy, Radiology and Kineisiology of the Band-unit’, Motamed Medical Publisher, 1982.
 - 14) F. P. Kendall and E. K. McCreary, ‘Muscles, Testing and Function“, Williams and Wilkins, 1983.
 - 15) A. M. Gordon, A. F. Huxley and F. J. Julian, ‘The Variation of Isometric Muscle Tension with Sarcomere Length in Vertebrate Muscle Fibers’, *The Journal of Physiology*, Vol. 184, No. 1, pp 170-262, 1966.
 - 16) J. S. Park and J. Y. Kim, ‘Workload Evaluation of Various Shoulder Posture by using Muscle Force, Fatigue and Psychophysical Workload’, *The Ergonomics Society of Korea*, Vol. 31, No. 2, pp. 281-289, 2012.
 - 17) Hay, G. James and G. Reid, ‘Anatomy, Mechanics and Human Motion’, Prentice-Hall, 1987.