



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공 학 석 사 학 위 논 문

어깨, 팔꿈치, 손목의 자세와
작업부담의 관계에 관한 연구



2016년 2월

부 경 대 학 교 대 학 원

안 전 공 학 과

김 태 형

공학석사 학위논문

어깨, 팔꿈치, 손목의 자세와 작업부담의 관계에 관한 연구

지도교수 : 장 성 록

이 논문을 공학석사 학위논문으로 제출함.

2016년 2월

부 경 대 학 교 대 학 원

안 전 공 학 과

김 태 형

김태형의 공학석사 학위논문을 인준함

2016년 2월 26일

위 원 장 공학박사 권 오 현 (인)

위 원 공학박사 이 창 준 (인)

위 원 공학박사 장 성 록 (인)

목 차

제 1 장 서론	1
1.1 연구의 필요성	1
1.2 연구의 목적	7
제 2 장 배경 이론	8
2.1 근골격계질환의 개요	8
2.2 최대발휘근력(Maximum Voluntary Contraction, MVC)	11
2.3 근전도(Electromyography, EMG)	13
제 3 장 실험방법 및 절차	16
3.1 연구 가설	16
3.2 피실험자 선정	17
3.3 실험기기	18
3.4 실험변수	20
3.4.1 독립변수	20
3.4.2 종속변수	22
3.5 실험절차	23
3.6 데이터 분석	27
제 4 장 연구 결과	28
4.1 최대발휘근력	28
4.1.1 손목 최대발휘근력 분석	32

4.1.2 팔꿈치 최대발휘근력 분석	34
4.1.3 어깨 최대발휘근력 분석	36
4.1.4 교호작용 분석	38
4.2 근전도	40
4.2.1 Biceps 근전도 분석	42
4.2.2 Lat. Triceps 근전도 분석	46
4.2.3 Med. Triceps 근전도 분석	47
4.2.4 Brachioradialis 근전도 분석	48
4.2.5 Extensor carpi ulnaris 근전도 분석	49
4.2.6 Extensor carpi radialis 근전도 분석	52
4.2.7 Flexor carpi radialis 근전도 분석	55
4.2.8 Flexor carpi ulnaris 근전도 분석	56
제 5 장 결론 및 고찰	57
참고 문헌	60

표 목차

Table 1. Occupational disorders for 14 years(2000-2013)	3
Table 2. Musculoskeletal work load in car manufacturing	5
Table 3. The participants'anthorometric characteristes	17
Table 4. MVC values	29
Table 5. NMVC values	30
Table 6. Result of ANOVA of wrist postures for each posture	33
Table 7. Result of ANOVA of elbow postures for each posture	35
Table 8. Result of ANOVA of shoulder postures for each posture	37
Table 9. Result of ANOVA for interaction between wrist and elbow	38
Table 10. Result of ANOVA for interaction between wrist and shoulder	38
Table 11. Result of ANOVA for interaction between elbow and shoulder	39
Table 12. Average of EMG values for 8 muscles	41
Table 13. Result of ANONA for EMG of each posture(Biceps)	42
Table 14. Result of ANOVA of wrist postures for each posture(Biceps)	44
Table 15. Result of ANOVA of wrist postures for each posture(Biceps)	44
Table 16. Result of ANOVA of elbow postures for each posture(Biceps)	45
Table 17. Result of ANONA for EMG of each posture(Lat. Triceps)	46
Table 18. Result of ANONA for EMG of each posture(Med. Triceps)	47
Table 19. Result of ANONA for EMG of each posture(Brachioradialis)	48
Table 20. Result of ANONA for EMG of each posture(Extensor carpi ulnaris) ..	49
Table 21. Result of ANOVA of wrist postures for each posture(Extensor carpi ulnaris)	51
Table 22. Result of ANOVA of wrist postures for each posture(Extensor carpi ulnaris)	51
Table 23. Result of ANONA for EMG of each posture (Extensor carpi radialis) ..	52

Table 24. Result of ANOVA of wrist postures for each posture(Extensor carpi radialis)	54
Table 25. Result of ANOVA of wrist postures for each posture(Extensor carpi radialis)	54
Table 26. Result of ANONA for EMG of each posture(Flexor carpi radialis)	55
Table 27. Result of ANONA for EMG of each posture(Flexor carpi ulnaris)	56



그림 목차

Fig. 1 Occupational disorders for 14 years(2000-2013)	3
Fig. 2 Musculoskeletal disorders by industries	4
Fig. 3 Working postures of car manufacturing	5
Fig. 4 Causes of musculoskeletal disorders	10
Fig. 5 Symptom of musculoskeletal disorders	10
Fig. 6 The depolarization zone on muscle fiber membrane	15
Fig. 7 Motor unit	15
Fig. 8 Experiment diagram	18
Fig. 9 Jamar Dynamometer	19
Fig. 10 NORAXON TeleMyo 2400T G2	19
Fig. 11 Experiment postures	21
Fig. 12 Target muscle	24
Fig. 13 MVC positions	25
Fig. 14 Maximum NMVC posture	31
Fig. 15 Minimum NMVC posture	31
Fig. 16 NMVC values of wrist postures	32
Fig. 17 NMVC values of wrist posture for each posture	33
Fig. 18 NMVC values of elbow postures	34
Fig. 19 NMVC values of elbow posture for each posture	35
Fig. 20 NMVC values of shoulder postures	36
Fig. 21 NMVC values of shoulder posture for each posture	37
Fig. 22 Biceps EMG values of each posture	42
Fig. 23 Biceps EMG values of wrist postures for each posture	43
Fig. 24 Biceps EMG values of elbow postures for each posture	45
Fig. 25 Lat. Triceps EMG values of each posture	46

Fig. 26	Med. Triceps EMG values of each posture	47
Fig. 27	Brachioradialis EMG values of each posture	48
Fig. 28	Extensor carpi ulnaris EMG values of each posture	49
Fig. 29	Extensor carpi ulnaris EMG values of wrist postures for each posture	50
Fig. 30	Extensor carpi radialis EMG values of each posture	52
Fig. 31	Extensor carpi radialis EMG values of elbow postures for each posture	53
Fig. 32	Flexor carpi radialis EMG values for each posture	55
Fig. 33	Flexor carpi ulnaris EMG values for each posture	56



A relationship on work load and postures of shoulder, elbow, and wrist

Tae Hyung Kim

Department of Safety Engineering, The Graduate School,
Pukyong National University

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.

제 1 장 서 론

1.1 연구의 필요성

최근 산업구조의 변화와 함께 사업장의 업종 변화 또는 작업의 변화 등으로 인하여 인력으로 운영되던 작업이 기계로 대체되고 있는 추세이다. 하지만 수송용 기계·기구의 조립 업종 등은 아직도 인력에 의존하고 있는 작업이 대부분을 차지하고 있다. 또한 인력에 의한 작업 중 가장 빈번하게 이루어지고 있는 작업이 상지를 이용한 조립작업이다¹⁾. 이러한 조립작업은 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⁾. 근골격계질환은 작업 시간의 손실, 비용의 증가, 작업자에 대한 신체장애를 야기하는 중대한 원인으로 여겨지고 있다⁴⁾.

고용노동부 산업재해 조사 결과 2000년부터 2013년까지 14년간 업무상 질환자 수와 근골격계질환자 수는 Fig. 1과 같다⁵⁾. 업무상 질환이란 업무에 기인하는 질병·부상 등을 총칭하는 것으로 근골격계질환, 난청, 진폐, 뇌·심혈관질환등이 이에 속한다. 2000년에는 1,009명의 근골격계질환자가 발생하였으며 이후 증가추세를 보이며 2007년에는 7,723명으로 가장 많이 발생한 것으로 나타났다. 2002년 산업안전보건법 개정을 통하여 근골격계질환에 대한 국가적인 관심과 관리로 인하여 2004년부터 감소추세를 보였다. 그러나 2006년 산업재해보상보험 신청 시 “무리한 동작에 의한 급성요통”으로 분류되던 사고성 요

통이 업무상의 질병으로 분류되기 시작하여 근골격계질환이 급격하게 증가하였다. 이후 2007년부터 2011년까지는 감소추이를 보였으나 2011년부터 2013년까지 미세한 증가추세를 보이고 있으며 2013년도의 근골격계질환자 수는 5,446명이다.

또한, 업무상 질환자 수에 대한 근골격계 질환자 수의 비율은 Table 1과 같이 2000년 24.9%였으나 이후 증가추세를 보이며 2013년에는 71.4%를 차지하였다. 즉, 근골격계 질환자 수가 업무상 질환자 수의 많은 비중을 차지하는 것으로 나타났다⁵⁾.



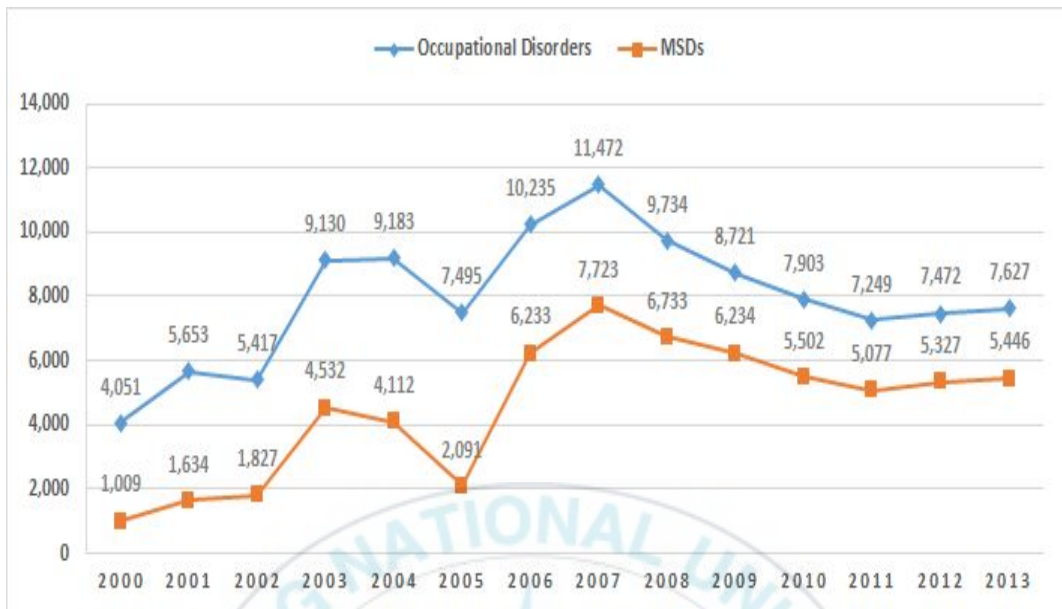


Fig. 1. Occupational disorders by year(2000–2013)

Table 1. Occupational disorders by year(2000–2013)

	Occupational disorders	Musculoskeletal disorders	Percentage of Musculoskeletal(%)
2000	4,051	1,009	24.9
2001	5,653	1,634	28.9
2002	5,417	1,827	33.7
2003	9,130	4,532	49.6
2004	9,183	4,112	44.7
2005	7,495	2,091	27.9
2006	10,235	6,233	60.9
2007	11,472	7,723	67.3
2008	9,734	6,733	69.2
2009	8,721	6,234	71.5
2010	7,903	5,502	69.6
2011	7,249	5,077	70.3
2012	7,472	5,327	71.3
2013	7,627	5,446	71.4

2013년 산업재해원인조사보고서에 따르면 업종별 근골격계질환자 수는 Fig. 2와 같이 제조업에서 46.4%의 높은 비율을 보이고 있다. 또한 제조업 내 세부 업종에 대하여 근골격계질환자 수를 비교한 결과 수송용 기계·기구 제조업에서 32%로 가장 많은 근골격계질환자가 발생하였다⁵⁾. 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⁾.

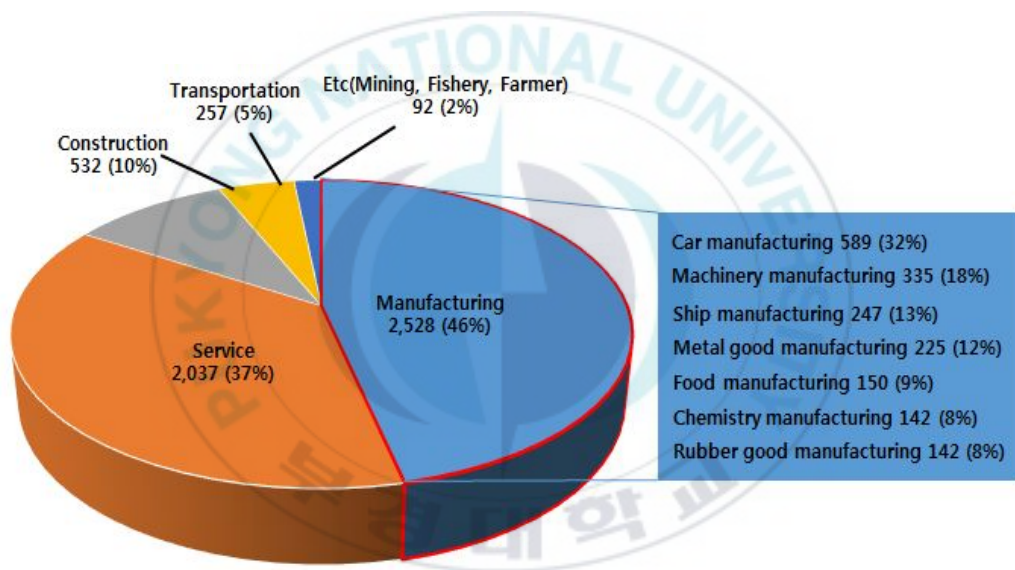


Fig. 2. Musculoskeletal disorders by industries

수송용 기계·기구 제조업 내 공정별 근골격계 부담 작업 발생 비율을 분석한 결과 Table 2와 같이 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 나타났다⁶⁾. 또한 Fig. 3은 수송용 기계·기구 제조업에서 대표적으로 이루어지는 작업으로 어깨, 팔꿈치, 손목 등 상지를 이용한 자세가 빈번하고 다양한 것으로 나타났다.

Table 2. Musculoskeletal work load in car manufacturing

Automobile production process	Musculoskeletal work load	Percentage(%)
Assembly	253	74
Engine production	36	10
Painting	17	5
Press	14	4
ect(foundry,	16	5
Plastic production	8	2
Total	344	100



Fig. 3. Working postures of car manufacturing

이에 따라 상지에 대하여 많은 연구가 이루어졌다.

김동진 외 4인은 어깨와 팔꿈치의 조합자세 및 외부부하가 지각불편도에 미치는 영향을 분석하였으며, 어깨와 팔꿈치 동작이 조합된 자세 및 외부 부하가 지각불편도에 영향을 미치는 것으로 나타났다⁷⁾. J. A. Balogun 외 2인의 연구에서 팔꿈치의 근육이 수축보다 이완했을 경우 악력이 크게 나타났다⁸⁾. E. A. Kuzala 외 1인은 팔꿈치 굴곡 0°, 45°, 90°, 135°에 따른 악력을 연구하였다. 연구결과 팔꿈치 굴곡 0°에서 악력이 가장 크며, 다음 45°, 90°, 135° 순으로 큰 것으로 나타났다⁹⁾. 손목과 관련된 연구로는 L. G. Richards 외 2인은 외전, 중립, 내전에 따른 악력을 연구하였다. 측정결과 악력은 외전, 중립, 내전 순으로 큰 것으로 나타났다¹⁰⁾. 최광수 외 3인은 손목 자세와 외부 부하에 따른 손목 불편도 모델링을 연구하였으며, 굴곡보다는 신전이, 요골 편향보다는 척골 편향이 불편도 증가에 큰 영향을 주는 것으로 나타났다⁸⁾.

하지만 이러한 선행연구는 어깨, 팔꿈치, 손목의 단일 부위에 대한 연구였으며 상지의 상호작용에 대한 연구는 미흡한 실정이다. 조립작업을 진행할 때 상지의 모든 부위를 이용하기 때문에 상지의 종합적인 연구가 필요하다. 또한 각 관절의 조합에 따른 자세를 취할 시 나타나는 생리적인 변화를 고려하지 않았다. 따라서 상지를 이용한 작업에서 어깨, 팔꿈치, 손목의 자세에 따른 작업부담에 관한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

1.2 연구의 목적

제조업 중 수송용 기계·기구 제조업에서는 어깨, 팔꿈치, 손목의 상지를 이용하여 다양한 자세로 조립작업을 하고 있다. 수송용 기계·기구 제조업에서의 근골격계질환은 상지에서 많이 발생하였고 근골격계질환 증상 호소율도 높았다. 이에 따라 상지에 대한 많은 연구가 이루어졌지만 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, 프레스부 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.

제 2 장 배경 이론

2.1 근골격계질환의 개요

우리나라 산업안전보건법 산업보건기준에 관한 규칙 제12장 제656조(정의)에 의하면 근골격계질환이란 Fig. 4와 같이 반복적인 동작, 부적절한 작업 자세, 무리한 힘의 사용, 날카로운 면과의 신체접촉, 진동 및 온도 등의 요인에 의하여 발생하는 건강장해이다. 즉, 근골격계질환이란 목, 어깨, 허리, 팔·다리의 신경·근육 및 그 주변 신체조직 등에 나타나는 질환을 말한다¹¹⁾.

인체의 근골격계에 과도한 부하가 반복적이고 지속적으로 가해질 때 Fig. 5와 같이 근육, 인대, 건, 신경 등에 미세한 손상으로 인한 물리적 스트레스가 신체에 누적되어 목, 어깨, 팔, 팔꿈치, 손목, 손등의 신경, 건, 근육 및 그 주변 조직에 나타나는 질환을 말한다. 이러한 근골격계질환은 작업시간의 손실, 비용의 증가, 신체장애를 초래하는 주요 원인이다^{12,13)}.

근골격계질환은 1960년 ILO(International Labour Organization)에 의해 직업성 질환으로 인정되었고, 1980년부터는 미국과 유럽 등에서 주요 산업재해 문제 중의 하나로 대두되었다. 이후 근골격계질환의 발생이 급속도로 증가하여 미국의 경우에는 1990년경부터 전체 직업성질환에서 차지하는 비율이 60%를 차지할 정도로 중대한 문제로 인식되었다¹⁴⁾.

우리나라의 경우는 정부에서 1997년에 컴퓨터의 보급 확대에 따라 이를 취급하는 근로자의 건강보호를 위하여 영상표시 단말기(VDT) 취급 근로자를 위한 작업관리지침(노동부 고시 제1997-8호)을 발표하여¹⁵⁾, 근골격계질환의 예방에 관심을 갖기 시작하였으며, 1998년에는 단순·반복작업에 종사하는 근로자에게서 발생하는 근골격계질환을 예방하기 위하여 단순·반복작업 근로자 작업관리

지침(노동부 고시 제1998-15호 제정 이후 제2000-72호로 개정)을 제정하여 적용범위를 제조업으로 확대하였다¹⁶⁾. 또한 사업장에서 근골격계질환이 대량으로 발생하기 시작하고, 사회 문제화 됨에 따라 2003년 7월부터는 산업안전보건법 제24조(보건상의 조치) 제1항 제5호에 단순·반복작업 또는 인체에 과도한 부담을 주는 작업으로 인한 건강장해를 신설하여 사업주에게 근골격계질환 예방을 위한 조치의무를 부과하였으며¹⁷⁾, 이와 함께 근골격계부담작업의 범위(노동부 고시 제2003-24호 제정 이후 폐지 후 제2009-56호로 제정)를 지정하여 발표하였다¹⁸⁾. 한국산업안전보건공단에서는 법적 기준을 상세히 설명하고 사업장에서 자율적으로 활용할 수 있도록 근골격계부담작업 유해요인조사(KOSHA CODE H-30-2003 이후 H-30-2008로 개정), 사업장 근골격계질환 예방·관리 프로그램(KOSHA CODE H-31-2003), 근골격계질환 예방을 위한 작업환경개선 지침(KOSHA CODE H-39-2005)과 같이 근골격계질환 예방을 위한 다양한 지침을 제정하여 발표하였다¹⁹⁻²¹⁾.

이와 같은 법적, 제도적 관리방안에 따라 각 사업장에서는 사업장 특성에 맞게 근골격계질환 예방을 위한 조직을 구성하여 작업환경을 개선하고, 근골격계질환에 부담을 줄 수 있는 유해요인을 제거하는 등의 활동을 하고 있다. 하지만 일부 대기업을 제외하고는 전문 인력과 관리의 부족 등으로 인하여 법적 기준을 제외한 자율적인 예방활동은 아직도 미비한 실정이며, 근골격계질환으로 인한 산업재해는 여전히 줄어들지 않고 있다²²⁾.

미국 국립산업안전보건연구원(National Institute for Occupational Safety and Health, NIOSH)에서는 근골격계질환에 대한 증상기준으로 ‘적어도 1주일 이상 또는 과거 1년간 적어도 한 달에 한 번 이상 지속되는 상지의 관절부위(목, 어깨, 팔꿈치 및 손목)에서 하나 이상의 증상들(통증, 쑤시는 느낌, 뻣뻣함, 화끈거리는 느낌, 무감각, 저림 등)이 존재하고, 동일한 신체 부위에 유사 질병과 사고, 병력이 없으며 증상이 현재의 작업으로부터 시작되는 경우, 그리고 유럽연합의 공동연구에서는 현재의 증상이 존재하거나 지난 7일 중 4일 이

상 지속되는 경우를 근골격계질환의 가능성이 높다고 인정하고 있다.

일본산업위생학회에서는 종래의 정형외과에서 병리적 질병개념으로 사용하는 “경견완증후군(經肩腕症候群)”과 구별하여 경견완장애(經肩腕障害)를 노동부담의 관점에서 명명한 원인론적 질병개념으로서 장기간에 걸쳐서 누적된 육체적 및 정신적 노동부담이 복합적으로 작용하여 유발되는 산업의학적 특징을 가지고 있는 것으로 알려져 있다. 근골격계질환의 일종인 직업적 경견완장애 때문에 1970년대 초기에 많은 피해가 발생했던 일본에서는 산업 위생학회가 신속히 그 대책을 연구하기 시작하였다²³⁾.

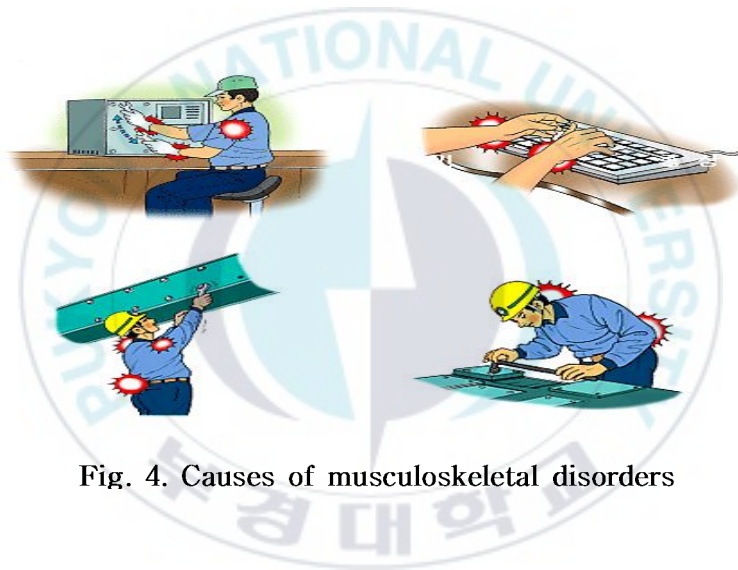


Fig. 4. Causes of musculoskeletal disorders

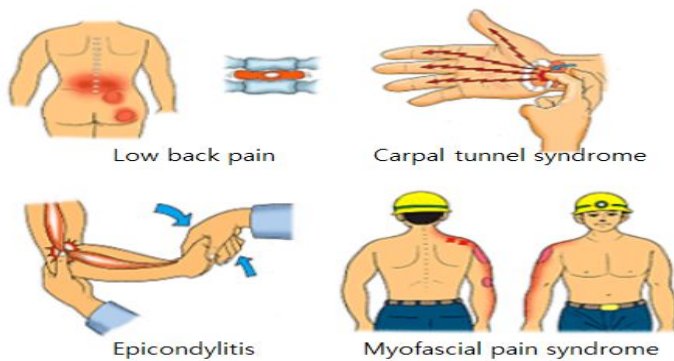


Fig. 5. Symptom of musculoskeletal disorders

2.2 최대발휘근력 (Maximum Voluntary Contraction, MVC)

근육은 다양한 방법으로 수축하며, 이러한 근육의 수축활동은 근육에 긴장을 일으킨다. 등척성 수축(isometric contraction)은 수축하는 동안 근육의 길이는 변하지 않는다. 이러한 등척성은 정적 수축과 같은 의미로 사용된다. 이에 반해 등장성 수축(isotonic contraction)은 수축하는 동안 근육의 길이가 변화하고 이는 동적 수축과 같은 의미로 사용된다. 등장성 수축은 지속적인 간격의 힘을 생성하며, 근육이 짧아지는 특징이 있다. 일정한 하중이나 저항을 가지는 동적활동으로 정의된다. 사실상 하중이 변하기 때문에 순수한 의미의 등장성 수축은 드물다. 근육은 등척성 수축이 등장성 수축보다 더 큰 힘을 형성할 수 있다. 편심성 수축(eccentric contraction)은 외부의 힘이 내부의 힘보다 강한 경우를 말하며 근육이 긴장을 유지하는 동안은 근육의 길이가 길어지는 특징이 있다. 편심성 수축을 하는 근육은 초기상태로 돌아가지 못하며 등척성 수축보다 더 큰 인장력을 가진다. 그러나 이러한 상태에서는 근육 과열의 위험이 있다. 다른 형태의 수축으로는 등속성 수축(isokinetic contraction)이 있으며, 이는 최근에 힘을 측정하는 방법과 운동요법으로 각광받고 있다. 지속적인 속도로 관절의 동작범위 내에서 수행되는 것을 의미한다²⁴⁾.

본 연구에서는 특정 작업 자세에서 등척성 수축으로 발휘한 최대악력 값을 MVC로 정의한다.

악력이란 물체를 쥐는 힘으로 일상생활에서 물건을 잡는데 손에 들어가는 힘을 의미하며, 이러한 악력은 일상생활, 작업 등 손을 이용하는 활동에서 대부분 사용되는 힘이다. 악력을 측정하는 악력계는 크게 유압식장비(Hydraulic instruments), 공압식장비(Pneumatic instruments), 기계식장비(Mechanical instruments), 변형률 측정 장비(Strain gauge) 4가지로 구분이 된다. 유압식 악력계는 대표적으로 Jamar dynamometer가 있다. 공압식 장비는 공기로 채워

진 벨브나 주머니로 구성이 되어있고, 손이 아프거나 피부가 약한 사람 위주로 사용되고 있지만, 이 장비는 쥐는 힘이 아닌 쥐는 압력을 측정하여 악력의 정의와 다르다는 문제점이 제기되고 있다. 기계식 장비는 철 스프링으로 되어 있어 스프링의 탄성력으로 악력을 측정할 수 있지만, 오랜 시간 사용하게 되면 스프링의 탄성력에 영향을 받아 장비의 정확도가 떨어지게 되는 단점이 있다. 마지막으로 변동률 측정 장비는 loadcell 등의 센서를 이용하여 측정하는 장비로, 자체의 외형 변화가 없는 상태로 힘을 측정하게 된다²⁾.

다양한 측정 방법을 가지고 악력 측정에 대한 연구가 진행되었으며, 측정 대상 및 요인(factor)에 따라 크게 실험참가자 정보에 따른 분류와 측정 환경에 따른 분류, 두 가지로 비교할 수 있다.

먼저, 실험참가자 정보에 따라 악력은 연령층에 이나 나이에 따른 연구(Reikers, 1983, Gilles and Wing, 2003), 성별(Nicolay and Walker, 2005), 미국, 일본, 중국, 호주 사람 등의 악력 연구(Agnew and Mass, 1982), 인체측정 치수에 따라 키, 몸무게, 손길이, 손너비, 손두께, 손목둘레 등이 악력에 미치는 연구(Robertson, 1996)등이 실행되었다.

다음 측정 환경에 따른 분류로 악력 측정 연구에 중요한 측정 환경의 요인으로는 자세, 손잡이 모양, 반복 횟수, 휴식 시간 등이 있다. 측정 자세에 따라 팔꿈치 및 어깨 각도(Loman-Liu and Tokarski, 2002), 손목 각도(Jung and Hallbeck, 2002), 손잡이 모양(Blackwell et al., 1999) 및 파지폭에 따른 악력비교를 통해 수공구 손잡이의 최적의 파지폭을 찾는 연구(Petrosky et al., 1980) 등이 있다²⁵⁾.

2.3 근전도(Electromyography, EMG)

근전도는 동작 움직임 시 눈에 보이지 않는 근육의 움직임을 보여주는 것으로 근육에서 발생하는 전기적 신호를 근전도 장비를 통해 측정하는 것이다. 근전도 측정은 Fig. 6과 같이 기본적으로 근섬유막에서 발생하는 생리적 변화에 의해 발생하는 전기적 신호를 측정하는 것이다²⁶⁾.

Fig. 7과 같이 하나의 운동 단위(motor unit)는 신경계를 이루고 있는 한 개의 운동 신경(motor neuron)과 근육계를 이루고 있는 여러 개의 근섬유(muscle fiber)가 모여서 이루어진다. 따라서 하나의 근육은 수많은 운동 단위와 근섬유로 구성되어 있으며, 이 근섬유는 서로 평행하게 놓여 있다. 이 섬유들의 양 끝은 건(tendon)에 연결되어 있다²⁷⁾.

근육이 자율적 수축을 하면 세포막에서의 극성이 바뀌는 활동전위(Action Potential)가 발생하는데 그 크기가 증가하면 힘도 따라서 증가한다. 이 밖에 EMG 크기에 영향을 주는 요소로는 근육의 수축, 이완속도, 근육의 피로 등이 있다. EMG 신호는 근육의 내부 또는 외부에서 랜덤한 신호의 형태로 검출이 되는데, 근육이 지속적으로 수축하게 되면 근육내 젖산의 축적에 의하여 근이 피로하게 된다²⁸⁾. 근육이 피로하면 평균 EMG 주파수가 고주파에서 저주파로 이동하는데 그 이유는 첫째, 동원된 운동단위가 피로해져서 더 이상 신경반사를 하지 않고 남아 있는 지근 운동단위만 신경반사를 하게 되고 지근 운동단위는 신경전도 속도가 느리기 때문이다²⁹⁾.

근전도의 종류로는 근육 내 근전도 검사(intramuscular electromyography)와 표면 근전도 검사(surface electromyography)가 있다. 근육 내 근전도 검사는 바늘을 사용하여 근육을 찔러 근전도를 검사하는 방법으로, 대개 생체전기 신호의 생성원(generator)에 접근하기 위하여 사용되며 대표적인 침 전극으로는 테플론을 씌운 단극 침 전극(tefloncoated monopolar needle electrode)과 동심

원 침 전극(concentric needle electrode)이 있다. 가정 정확한 근전도 검사법이다. 표면 근전도 검사는 운동, 감각 신경전도 검사, 유발전위검사에 사용되며 피부에 전극을 붙여 검사를 하는 방법이다. 표면 전극은 부착되는 위치와 기능에 따라 활성전극 또는 기록전극, 기준전극과 접지전극으로 구분되며 일회용 전극의 사용이 일반적이다. 활성 전극은 음극이며 기준 전극과의 전위차를 기록한다. 만약 이 두 전극이 바뀌게 되면 전위의 모양이 거꾸로 기록된다. 정확성은 떨어지나 불편함이 적고 활동적인 상태에서 검사할 수 있다²⁷⁾.

근전도 분석방법으로는 크게 정성적 분석과 정량적 분석방법으로 나눌 수 있다. 정성적 분석방법은 근전도 신호의 파형을 유형별로 서로 비교·분석하는 방법으로서 주로 말초 신경과 신경근 접합부 및 골격근에 나타나는 이상상태를 검사하는 의학적 연구에 이용되는 방법이다.

정량적 분석방법은 근전도 신호의 진폭이나 주파수를 비교·분석하여 운동단위의 종류, 근수축, 지속시간에 따른 근육의 피로 현상 및 근력의 변화에 따른 근육의 피로 분석에 이용되고 있다. 분석방법으로는 진폭 분석, 주파수 분석, 적분 분석(integrated EMG) 등이 널리 이용되며, 본 연구에서는 정량적 분석 방법인 진폭 분석방법을 이용하여 근육활동을 분석한다. 진폭분석은 근전도 신호를 정류하여 진폭을 RMS(Root Mean Square) 값으로 측정하는 방법으로 발휘근력에 따른 근육피로현상, 근수축 지속시간에 따른 근력의 변화, 운동단위의 수 및 그 종류에 대한 분석을 하는데 주로 사용된다³⁰⁾.

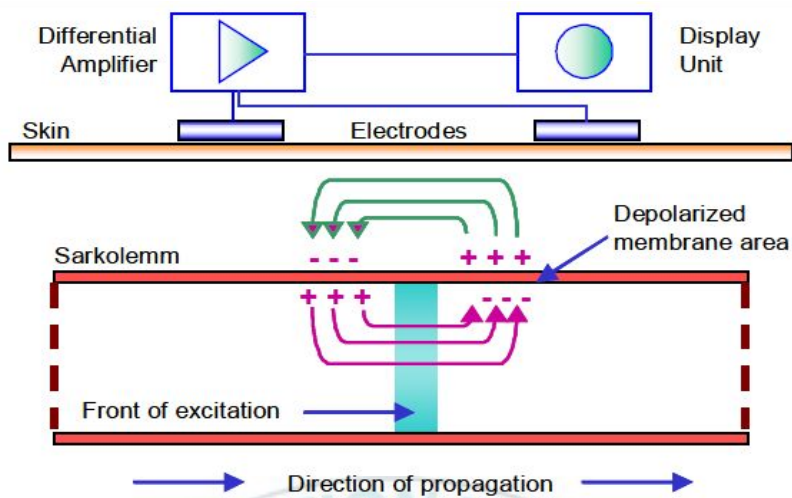


Fig. 6. The depolarization zone on muscle fiber membrane

Motor Unit

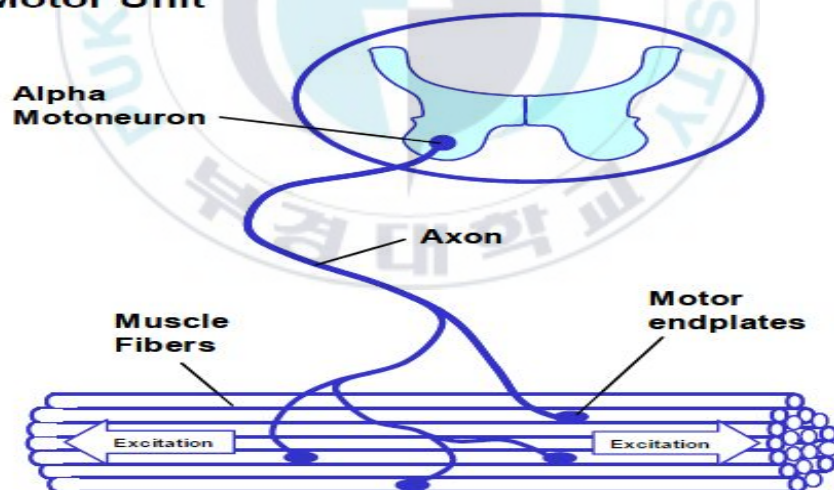


Fig. 7. Motor unit

제 3 장 실험방법 및 절차

3.1. 연구 가설

본 연구의 가설은 다음과 같다.

가설 1. 조립 작업 시 어깨, 팔꿈치, 손목의 각도에 따른 작업 자세는 최대발휘근력과 상관관계가 있다.

가설 2. 조립 작업 시 최대발휘근력에 영향을 미치는 어깨, 팔꿈치, 손목의 각도에는 교호작용(요인간의 상호 간섭작용)이 있다.

가설 3. 조립 작업 시 근육의 발휘 정도는 작업 자세에 따라 차이가 있다.

3.2 피실험자 선정

피실험자들의 개인적인 신체적 특성이나 컨디션 등의 차이에 의한 실험결과
의 편차를 줄이기 위해 과거 많은 인간공학 관련 연구에서는 피실험자의 수를
최소 30명으로 결정하여 실험을 하였다^{31,32)}. 따라서 본 연구에서는 과거 상지
에 근골격계질환의 병력이 없는 건강한 남자 대학생 30명을 대상으로 실험을
실시하였다. 피실험자 모두 오른손을 주로 사용하는 사람이었으며, 실험에 참
여한 피실험자들의 연령(22세~30세), 신장(167.2cm~180.6cm), 체중(63.2kg~
80.6kg)의 평균 및 표준편차는 Table 3과 같다.

Table 3. The participants'anthorometric characteristics

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

3.3 실험기기

본 연구에서는 최대발휘악력을 측정하기 위하여 Jamar Dynamometer를 사용하였고 근전도를 측정하기 위하여 Noraxon사의 TeleMyo 2400T G2를 사용하였다. 전체적인 실험 구성은 Fig. 8과 같다.

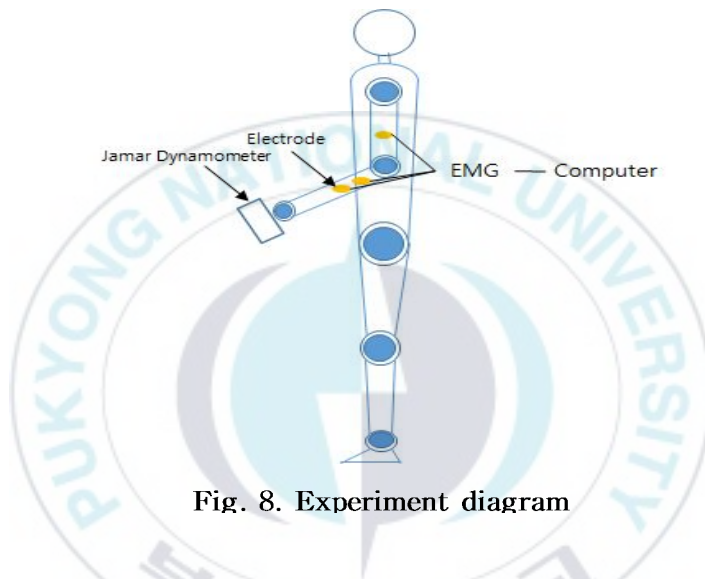


Fig. 8. Experiment diagram

Jamar Dynamometer(제작사 :Sammons Preston Rolyan)는 Fig. 9와 같이 유압식 악력계이다. 측정범위는 0~20kg(0~45lb)이며, 정확하고 반복 가능한 악력 측정값을 제공하고 손잡이 폭은 손의 길이에 따라 조절이 가능하며, 단위는 파운드와 킬로그램으로 측정된다.



Fig. 9. Jamar Dynamometer

Noraxon사의 TeleMyo 2400T G2는 Fig. 10과 같이 무선 방식의 근전도 장비이며, 8 채널의 표면 전극 및 와이어 전극을 사용한다. 접지 단자 1개와 각 2개의 전극 단자로 구성되어 있으며 측정범위는 10~500Hz 영역이다.



Fig. 10. NORAXON TeleMyo 2400T G2

3.4 실험변수

3.4.1 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 공정의 현장 동영상을 분석하여 작업 시 가장 빈번하게 취하는 상지의 자세를 선정하였다.

어깨의 각도 : 실제 현장에서 가장 빈번하게 취하는 어깨의 자세로는 굴곡 0°, 굴곡 90°로 나타났다. 따라서 본 연구에서는 어깨의 각도를 굴곡 0°, 굴곡 90°의 두 가지 수준으로 설정하였다.

팔꿈치의 각도 : 실제 현장에서 가장 빈번하게 취하는 팔꿈치의 자세로는 굴곡 45°, 굴곡 90°로 나타났다. 따라서 본 연구에서는 팔꿈치의 각도를 굴곡 45°, 굴곡 90°의 두 가지 수준으로 설정하였다.

손목의 각도 : 실제 현장에서 가장 빈번하게 취하는 손목의 자세로는 중립, 내전 45°와 외전 45°로 나타났다. 따라서 본 연구에서는 손목의 각도를 중립, 내전 45°와 외전 45°의 세 가지 수준으로 설정하였다.

위의 3가지 변수와 그에 따른 수준을 조합하여 Fig. 11과 같이 12가지 자세에 대하여 실험을 실시하였다.



Fig. 11. Experiment postures

3.4.2 종속변수

본 실험의 종속 변수는 최대발휘근력과 근전도의 값으로 설정하였다.

하지만 최대발휘근력과 근전도 분석의 한계점은 실험참여자, 측정 날짜, 인접한 다른 근육의 간섭 등 다양한 요소에 의해 크게 영향을 받는다. 이러한 문제를 해결하기 위해 최대 근수축 상태의 근전도 신호를 기준으로 신호의 크기를 평가하는 근전도 신호의 표준화 과정을 거치게 된다.

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. 이와 같은 방법은 근전도 신호의 차이를 줄이고 근전도 분석의 정확성을 높이기 위하여 최대 근수축 상태의 근전도 신호를 기준으로 신호의 크기를 평가하여 사용되는 대표적인 방법이다²⁶⁻³⁰⁾.

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

$NMVC(x)$: 변수 x 에서 최대발휘근력(MVC)의 표준화 값

$MVC(x)$: 변수 x 에서의 최대발휘근력 값

$MVC(max)$: 최대발휘근력의 최대값

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

$NEMG(x)$: 변수 x 에서 근전도(EMG)의 표준화 값

$EMG(x)$: 변수 x 에서의 근전도 값

$EMG(max)$: 최대 근수축 상태의 근전도 값

$EMG(rest)$: 휴식 상태의 근전도 값

3.5 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 익숙해 지도록 하였다.

실험장비와 실험조건에 익숙해 진 후, 전극을 부착하였다. 전극부착위치는 Fig. 12와 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), 상완 요골근(Brachioradialis), 척추 수근 신근(Extensor carpi ulnaris), 단요측 수근 신근(Extensor carpi radialis), 요골 측 수근 굴근(Flexor carpi radialis), 척골측 수근 굴근(Flexor carpi ulnaris)을 대상으로 선정하였다²⁶⁾.

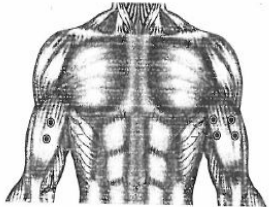
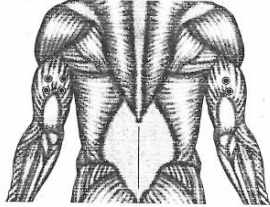
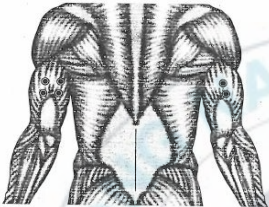
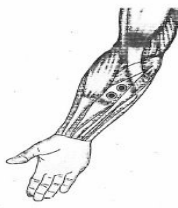
Biceps	Triceps brachii, medial head
	
Triceps brachii, lateral head	Brachioradialis
	
Extensor carpi ulnaris	Extensor carpi radialis
	
Flexor carpi radialis	Flexor carpi ulnaris
	

Fig. 12. Target muscle

장비의 안정화를 위하여 에이징 시간을 30분으로 설정하였다. 이 후 8가지 근육에 대하여 최대 근수축 상태의 근전도를 측정하였다. 최대 근수축 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 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 13은 Konrad²⁶⁾가 추천한 최대 근수축 상태의 근전도 측정 자세이다.

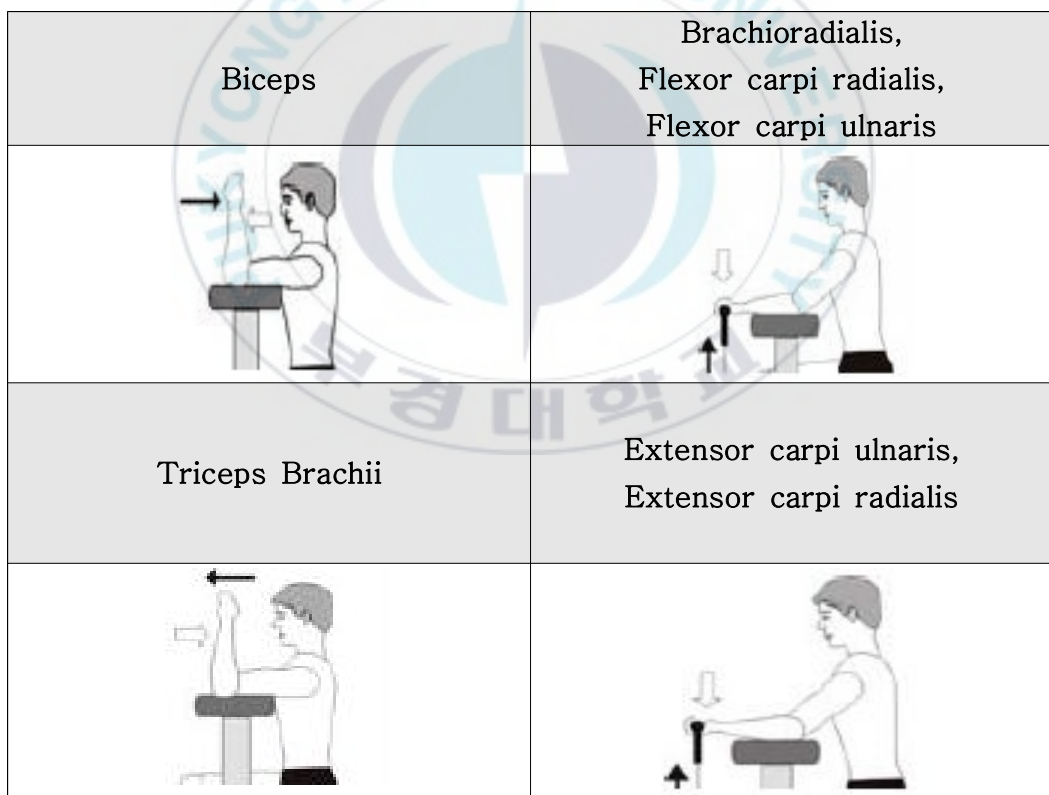


Fig. 13. MVC positions

최대 근수축 상태의 근전도 값을 측정 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.



3.6 데이터 분석

데이터의 분석은 얻어진 데이터를 분석하여 가장 효과적인 정보를 얻기 위해 그래프, 검정, 추정, 회귀분석, 분산분석 등 여러 가지 통계적 기법을 사용한다. 회귀분석이란 독립변수의 종속변수에 대한 영향의 추정을 할 수 있는 통계기법이며, 인과성을 통계적으로 검증할 수 있다. 분산분석이란 두 개 이상 집단들의 평균 간 차이에 대한 통계적 유의성을 검증하는 통계기법이다. 이러한 분산분석은 독립변수가 한 개일 때 일원분산분석, 독립변수가 두 개 이상일 때 다원분산분석을 사용한다³³⁾.

본 연구에서의 피실험자 데이터는 평균과 표준편차를 구하였으며, Anderson-Darling 검정법을 사용하여 추정된 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.

제 4 장 연구 결과

4.1 최대발휘근력

Table 4는 피실험자 30명의 12가지 작업 자세에 대한 최대발휘근력의 결과를 나타낸 표이다. 각 작업 자세별 최대발휘근력의 평균은 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 중립 자세의 경우 38.5kgf, 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 내전 45° 자세의 경우 35.9kgf로 나타났다. 또한, 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 외전 45° 자세의 경우 41.7kgf, 어깨 0°, 팔꿈치 90°, 손목 중립 자세의 경우 36.4kgf, 어깨 0°, 팔꿈치 90°, 손목 내전 45° 자세의 경우 34.0kgf, 어깨 0°, 팔꿈치 90°, 손목 외전 45° 자세의 경우 37.5kgf, 어깨 90°, 팔꿈치 45°, 손목 중립 일 때 35.5kgf, 어깨 90°, 팔꿈치 45°, 손목 내전 45° 자세의 경우 34.6kgf, 어깨 90°, 팔꿈치 45°, 손목 외전 45° 자세의 경우 37.4kgf로 나타났으며, 어깨 90°, 팔꿈치 90°, 손목 중립 자세의 경우 33.4kgf, 어깨 90°, 팔꿈치 90°, 손목 내전 45° 자세의 경우 31.9kgf, 어깨 90°, 팔꿈치 90°, 손목 외전 45° 자세의 경우 33.6kgf로 나타났다. 12가지 작업 자세 중 가장 높은 최대발휘근력을 보인 자세는 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 외전 45°, 가장 낮은 최대발휘근력을 보인 자세는 어깨 90°, 팔꿈치 90°, 손목 내전 45°인 것으로 나타났으며, 두 자세 간에 9.8kgf의 차이를 보이는 것으로 나타났다.

Table 4. MVC values

(unit:kgf)

	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	33	32	35	32	31	32.5	32.3	31.5	34	30	30.2	30.5
Sub.2	48	40	48	41	38	41	44	38	46	36	34.5	40
Sub.3	32	29	32	30	27	30	30	28	32	28	25	27
Sub.4	35	31	38	32	32	33	33	31	34	30	28	29
Sub.5	41	38	42	38	38	39	38	38	40	37	32	36
Sub.6	39	37	40	38	32	38	39	36	42	32	30	36
Sub.7	38	32	40	37	31	36	33	32	36	31	30	32
Sub.8	38	35	42	33	32	39	34	33	35	33	31	32
Sub.9	40	39	45	38	37	42	38	36	42	35	33	34
Sub.10	51	45	57	50	43	45	48	44	49	43	42	43
Sub.11	43	42	50	42	41	46	44	45	45	42	40	41
Sub.11	38	35	39	36	34	36	36	34	37	32	31	31
Sub.13	34	33	38	33	32	34	32	31	33	31	30	32
Sub.14	41	39	44	39	38	43	39	38	43	38	32	36
Sub.15	31	29	38	30	26	30	29	29	31	27	25	27
Sub.16	33	32	35	32	31	32.5	32.3	31.5	34	30	30.2	30.5
Sub.17	38	36	44	37	35	37	36	36	40	36	33	35
Sub.18	40	38	42	37	35	40	36	37	38	34	31	36
Sub.19	33	31	35	32	30	34	28	31	31	25	24	29
Sub.20	34	33	36	32	32	35	30	27	32	32	30	30
Sub.21	38	37	39	36	36	38	37	36	38	34	33	34
Sub.22	35	34	37	32	31	36	30	30	30	30	28	28
Sub.23	40	38	44	36	34	37	34	33	36	30	27	30
Sub.24	39	33	40	36	32	36	32	35	38	34	32	32
Sub.25	43	41	46.5	42	36	36	37	36	38	36	35	40
Sub.26	32	30	33	30	30	32	28	27	29	26	26	28
Sub.27	33	32	36	31	29	31	32	30	36	29	28	30
Sub.28	50	42	57	47	40	45	46	43	46	39	38	42
Sub.29	38	36	39	36	36	37	37	36	37	36	35	35
Sub.30	36	34	37	34	33	36	35	34	35	33	33	33
Mean	38.5	35.9	41.7	36.4	34.0	37.5	35.5	34.6	37.4	33.4	31.9	33.6
SD	5.0	4.1	6.0	4.7	3.9	4.3	5.1	4.5	5.0	4.3	4.1	4.4

(S:Shoulder, E:Elbow, W N:Wrist Neutral, W P:Wrist Pronation, W S:Wrist Supination)

Table 5. NMVC values

(unit:kgf)

	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

(S:Shoulder, E:Elbow, W N:Wrist Neutral, W P:Wrist Pronation, W S:Wrist Supination)

피실험자 30명의 12가지 작업 자세에 따른 최대발휘근력을 분석하였다. 12가지 자세 중 가장 높은 최대발휘근력 값을 보인 자세는 Fig. 14와 같이 어깨 0°, 팔꿈치 45°, 손목 외전 45°, 가장 낮은 최대발휘근력 값을 보인 자세는 Fig. 15와 같이 어깨 90°, 팔꿈치 90°, 손목 내전 45°인 것으로 나타났다.



Fig. 14. Maximum NMVC posture



Fig. 15. Minimum NMVC posture

4.1.1 손목 최대발휘근력 분석

전체 최대발휘근력 값을 손목 자세에 대하여 분석한 결과는 Fig. 16과 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 <0.001 로 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 결과이며³⁴⁾ 외전 시 상완과 전완의 굴근 및 신전이 가장 많이 동원되기 때문인 것으로 사료된다.

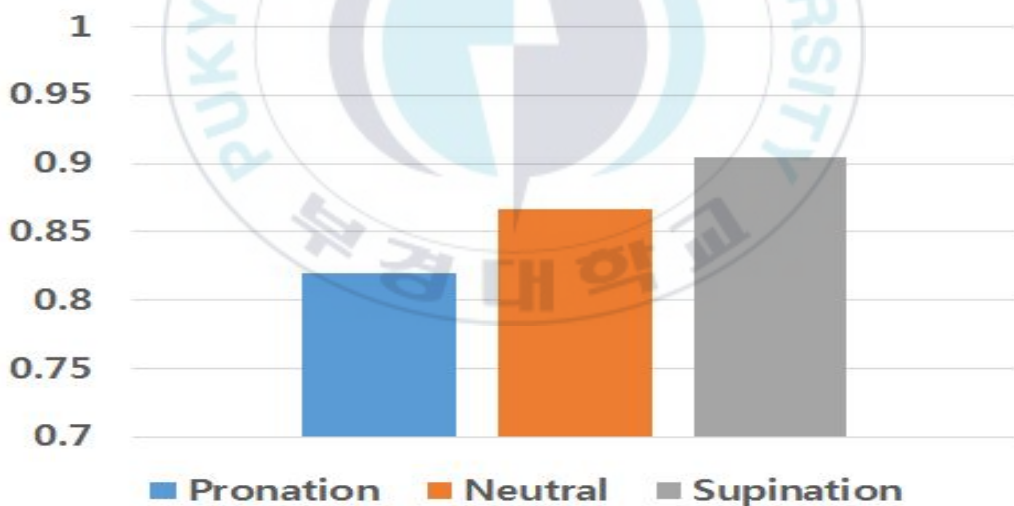


Fig. 16. NMVC values of wrist postures

따라서 어깨, 팔꿈치의 수준을 조합한 4가지 자세에 대하여 손목 자세별 최대발휘근력 값을 분석한 결과는 Fig. 17과 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 미치기 때문에 인 것으로 사료된다.

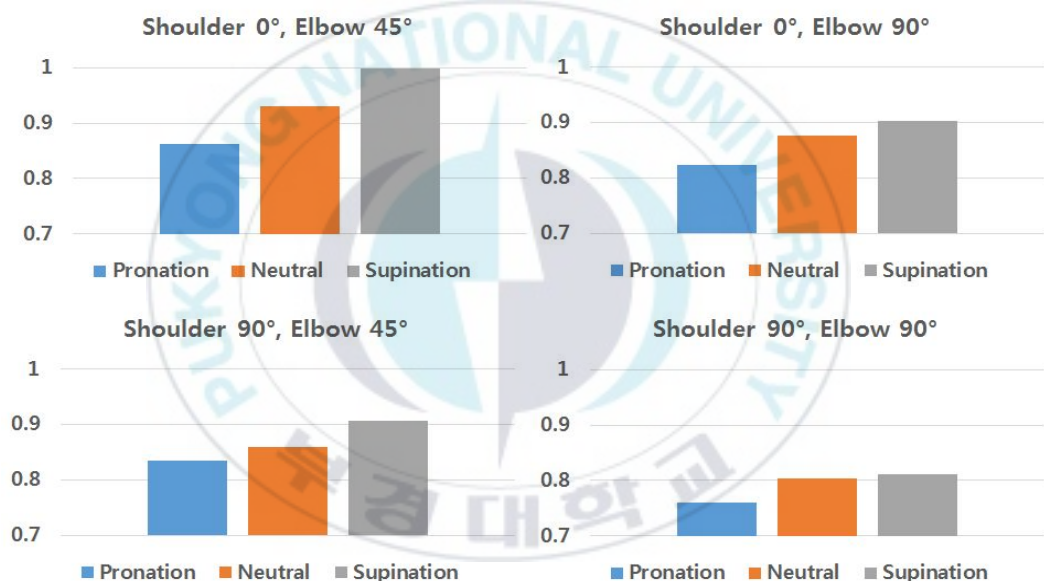


Fig. 17. NMVC values of wrist posture for each posture

Table 6. Result of ANOVA of wrist postures for each posture

Variable	f-value	p-value
Shoulder 0°, Elbow 45°	81.97	< 0.001
Shoulder 0°, Elbow 90°	15.32	< 0.001
Shoulder 90°, Elbow 45°	11.91	< 0.001
Shoulder 90°, Elbow 90°	6.18	0.003

4.1.2 팔꿈치 최대발휘근력 분석

전체 최대발휘근력 값을 팔꿈치 자세에 대하여 최대발휘근력 값을 분석한 결과는 Fig. 18과 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)³⁵⁾에 의한 영향으로 사료된다. 근육의 길에 따라 발휘하는 근력이 변화하게 된다. 즉, 작업 자세의 변화에 의한 근육의 길이 변화는 발휘근력에 영향을 미치게 되는데, 이러한 관계를 나타는 것이 근육의 length-tension relationship이다³⁶⁾. 팔꿈치의 굴곡 각도가 커질수록 근육의 길이는 짧아지게 되는데⁷⁾, 팔꿈치의 굴곡 각도가 커질수록 천지굴근의 길이가 짧아져 발휘근력에 영향을 미친 것으로 사료된다.



Fig. 18. NMVC values of elbow postures

따라서 어깨, 손목의 수준을 조합한 6가지 자세에 대하여 팔꿈치 골곡 각도 자세별 최대발휘근력 값을 분석한 결과는 Fig. 19와 같다. 6가지 자세 모두에서 팔꿈치 골곡 45°가 골곡 90°보다 높은 것으로 나타났다. 통계분석을 실시한 결과 Table 7과 같이, 6가지 자세 모두에서 팔꿈치 자세에 따른 최대발휘근력은 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 분석되었다. 이는 어깨 각도와 손목의 자세에 상관없이 팔꿈치 골곡 각도가 증가함에 따라 근육 길이는 줄어들고 그에 따라 근육의 발휘 정도 차이에 의해 나타나는 것으로 사료된다.

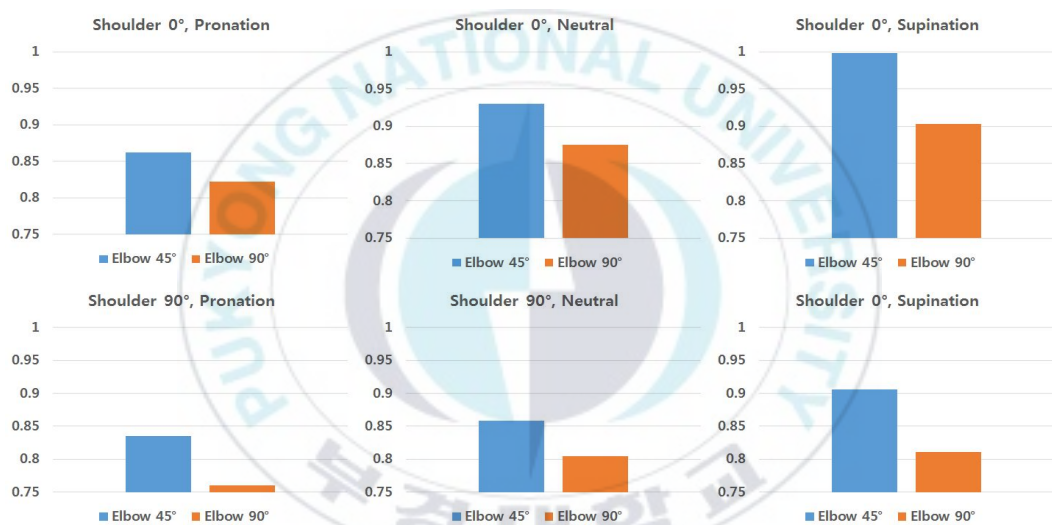


Fig. 19. NMVC values of elbow posture for each posture

Table 7. Result of ANOVA of elbow postures for each posture

Variable	t-value	p-value
Shoulder 0°, Pronation	2.77	0.008
Shoulder 0°, Neutral	4.76	< 0.001
Shoulder 90°, Supination	8.29	< 0.001
Shoulder 90°, Pronation	4.66	< 0.001
Shoulder 90°, Neutral	3.53	0.001
Shoulder 90°, Supination	6.32	< 0.001

4.1.3 어깨 최대발휘근력 분석

전체 최대발휘근력 값을 어깨 자세에 대하여 분석을 실시한 결과는 Fig. 20과 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 높으며³⁷⁾, 어깨 각도가 높아짐에 따라 불편도가 크기 때문이다³⁹⁾.



Fig. 20. NMVC values of shoulder postures

따라서 팔꿈치, 손목의 수준을 조합한 6가지 자세에 대하여 어깨 굴곡 각도 자세별 최대발휘근력 값을 분석한 결과는 Fig. 21과 같다. 6가지 자세 모두에서 어깨 굴곡 0°가 굴곡 90°보다 최대발휘근력 값이 큰 것으로 나타났다. 6가지 자세 중 팔꿈치 45°, 손목 외전 45°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.

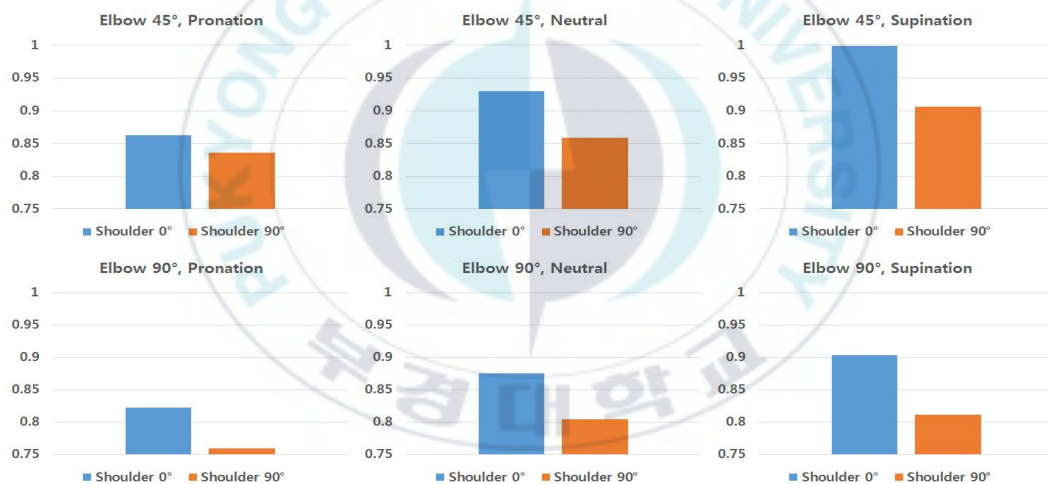


Fig. 21. NMVC values of shoulder posture for each posture

Table 8. Result of ANOVA of shoulder postures for each posture

Variable	t-value	p-value
Elbow 45°, Pronation	2.18	0.033
Elbow 45°, Neutral	5.38	< 0.001
Elbow 45°, Supination	8.06	< 0.001
Elbow 90°, Pronation	3.74	< 0.001
Elbow 90°, Neutral	5.09	< 0.001
Elbow 90°, Supination	6.10	< 0.001

4.1.4 교호작용 분석

어깨 자세, 팔꿈치 자세와 손목 자세 간에 교호작용을 분석하였다. 팔꿈치와 손목 자세 간에 교호작용을 분석한 결과 Table 9와 같이 어깨 굴곡 0°에서 서로 교호작용을 하는 것으로 나타났다. 하지만 어깨 굴곡 90°에서 팔꿈치 자세와 손목 자세간의 교호작용은 없는 것으로 분석되었다.

Table 9. Result of ANOVA for interaction between wrist and elbow

		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

어깨와 손목 자세 간에 교호작용을 분석한 결과, Table 10과 같이 팔꿈치 굴곡 45°에서 교호작용을 하는 것으로 나타났다. 하지만 팔꿈치 굴곡 90°에서 어깨 자세와 팔꿈치 자세간의 교호작용은 없는 것으로 분석되었다.

Table 10. Result of ANOVA for interaction between wrist and shoulder

		f-value	p-value
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

어깨 자세와 팔꿈치 자세간의 교호작용을 분석한 결과, Table 11과 같이 교호작용은 없는 것으로 분석되었다.

Table 11. Result of ANOVA for interaction between elbow and shoulder

		f-value	p-value
Wrist pronation	Elbow posture	27.88	< 0.001
	Shoulder posture	18.18	< 0.001
	Interaction	2.08	0.152
Wrist neutral	Elbow posture	32.19	< 0.001
	Shoulder posture	54.63	< 0.001
	Interaction	0.00	1.000
Wrist upination	Elbow posture	100.99	< 0.001
	Shoulder posture	94.60	< 0.001
	Interaction	0.00	0.998

4.2 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 12와 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.

Table 12. Average of EMG values for 8 muscles

(unit: μV)

	Biceps	Lat. Triceps	Med. Triceps	Brachior adialis	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

(S:Shoulder, E:Elbow, W N:Wrist Neutral, W P:Wrist Pronation, W S:Wrist Supination)

4.2.1 Biceps 근전도 분석

Biceps에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석을 실시한 결과는 Fig. 22와 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°보다 근전도 값이 큰 것으로 분석되었다. 어깨의 경우 굴곡 90°가 굴곡 0°보다 근전도 값이 큰 것으로 분석되었다. 통계 분석 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 근육²⁶⁾이므로 팔꿈치의 자세에 영향을 받았으며, 외전에도 개입³⁹⁾을 하기 때문에 손목의 자세에 영향을 받는 것으로 나타났다.



Fig. 22. Biceps EMG values of each posture

Table 13. 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

따라서 어깨, 팔꿈치의 수준을 조합한 4가지 자세에 대하여 손목 자세별 근전도 값을 분석한 결과는 Fig. 23과 같다. 4가지 자세 모두에서 외전의 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 어깨 굴곡 90°, 팔꿈치 굴곡 45°를 제외한 3가지 자세에서 중립, 내전 순으로 낮은 것으로 나타났다. 통계분석 결과 어깨 굴곡 0°, 팔꿈치 굴곡 90°에서 외전과 내전 사이에, 어깨 굴곡 90°, 팔꿈치 굴곡 45°에서 외전 45°와 내전 45° 사이에 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 분석되었다. 따라서 어깨 굴곡 0°, 팔꿈치 굴곡 90°와 어깨 굴곡 90°, 팔꿈치 굴곡 45°의 자세에서 손목의 외전 시 Biceps가 더 크게 개입하는 것으로 사료된다.

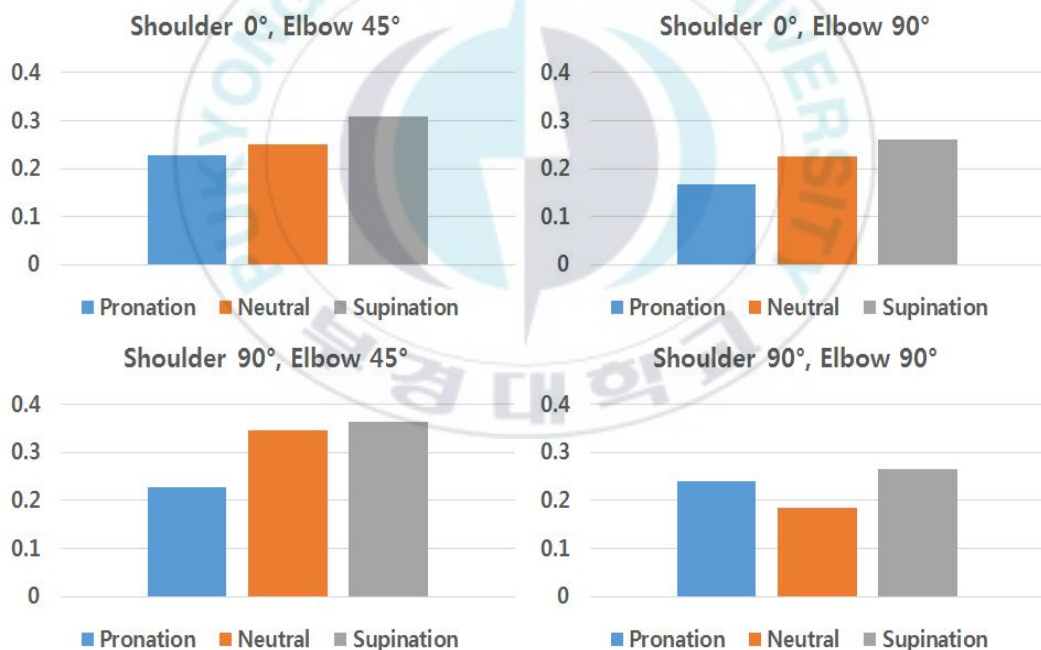


Fig. 23. Biceps EMG values of wrist postures for each posture

Table 14. Result of ANOVA of wrist postures for each posture(Biceps)

Variable	f-value	p-value
Shoulder 0°, Elbow 45°	1.02	0.366
Shoulder 0°, Elbow 90°	2.69	0.074
Shoulder 90°, Elbow 45°	2.87	0.062
Shoulder 90°, Elbow 90°	1.61	0.205

Table 15. Result of ANOVA of wrist postures for each posture(Biceps)

Variable		t-value	p-value
Shoulder 0°, Elbow 45°	Neutral – Pronation	0.41	0.684
	Pronation – Supination	0.97	0.337
	Supination – Neutral	1.35	0.182
Shoulder 0°, Elbow 90°	Neutral – Pronation	1.95	0.117
	Pronation – Supination	2.38	0.021
	Supination – Neutral	0.69	0.493
Shoulder 90°, Elbow 45°	Neutral – Pronation	1.76	0.085
	Pronation – Supination	2.27	0.027
	Supination – Neutral	0.44	0.661
Shoulder 90°, Elbow 90°	Neutral – Pronation	-1.27	0.208
	Pronation – Supination	1.73	0.090
	Supination – Neutral	0.39	0.702

또한 어깨, 손목의 수준을 조합한 6가지 자세에 대하여 팔꿈치 자세별 근전도 값을 분석한 결과는 Fig. 24와 같다. 6가지 자세 모두 팔꿈치 굴곡 45°의 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났다. 통계분석 결과 6가지 자세 모두 굴곡 45°와 굴곡 90°사이에 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 분석되었다.

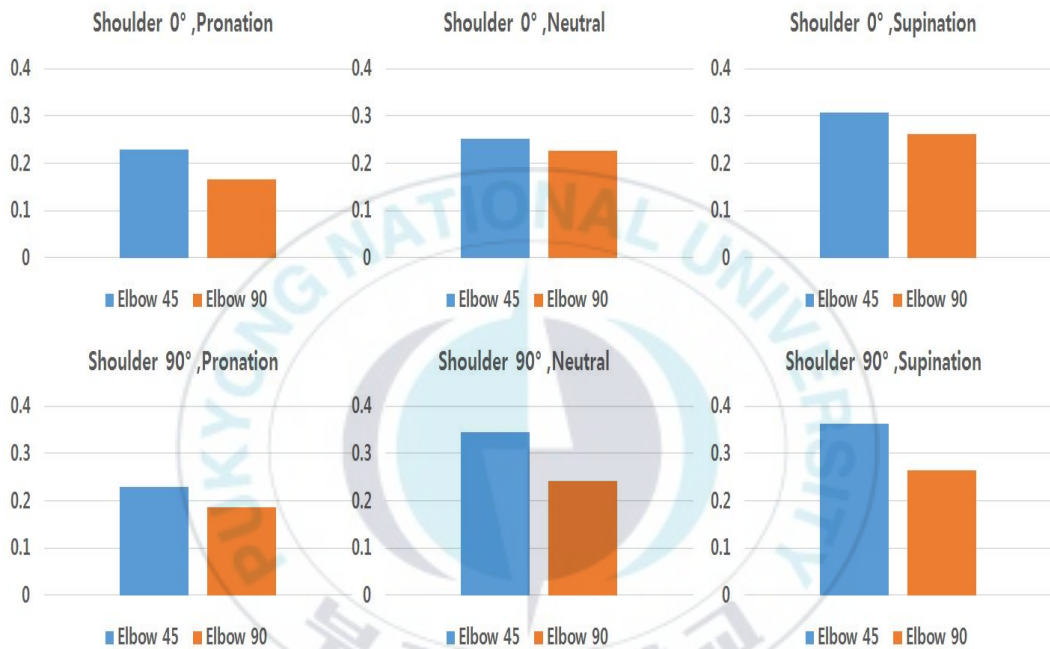


Fig. 24. Biceps EMG values of elbow postures for each posture

Table 16. Result of ANOVA of elbow postures for each posture(Biceps)

Variable	t-value	p-value
Shoulder 0°, Wrist Pronation	1.38	0.175
Shoulder 0°, Wrist Neutral	0.50	0.622
Shoulder 0°, Wrist Supination	0.85	0.402
Shoulder 90°, Wrist Pronation	0.90	0.374
Shoulder 90°, Wrist Neutral	1.74	0.087
Shoulder 90°, Wrist Supination	1.86	0.063

4.2.2 Lat. Triceps 근전도 분석

Lat. Triceps에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석한 결과는 Fig. 25와 같다. 손목 자세의 경우 내전 시 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 외전 순으로 감소하는 것으로 나타났다. 팔꿈치 자세의 경우 굴곡 45°가 굴곡 90°보다 근전도 값이 큰 것으로 나타났으며, 어깨 자세의 경우 굴곡 90°가 굴곡 0°보다 큰 것으로 나타났다. 통계분석 결과 Lat. Triceps는 손목, 팔꿈치, 어깨의 자세에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 분석되었다.

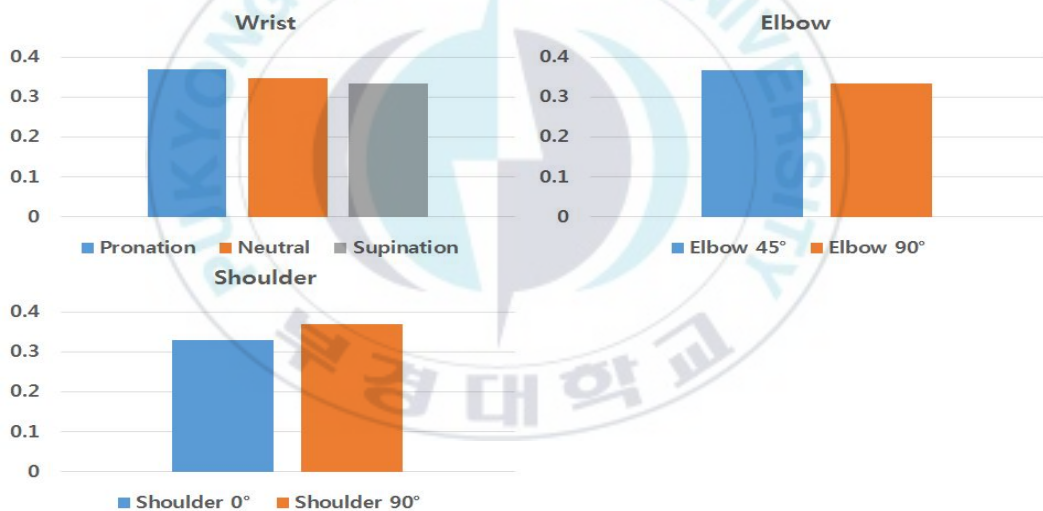


Fig. 25. Lat. Triceps EMG values of each posture

Table 17. Result of ANONA for EMG of each posture(Lat. Triceps)

Variable	f-value (t-value)	p-value
Wrist postures	0.89	0.410
Elbow postures	(1.54)	0.125
Shoulder postures	(1.83)	0.069

4.2.3 Med. Triceps 근전도 분석

Med. Triceps에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석한 결과는 Fig. 26과 같다. 손목 자세의 경우 외전 시 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 내전 순으로 감소하는 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 Med. Triceps는 손목, 팔꿈치, 어깨의 자세에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 분석되었다.

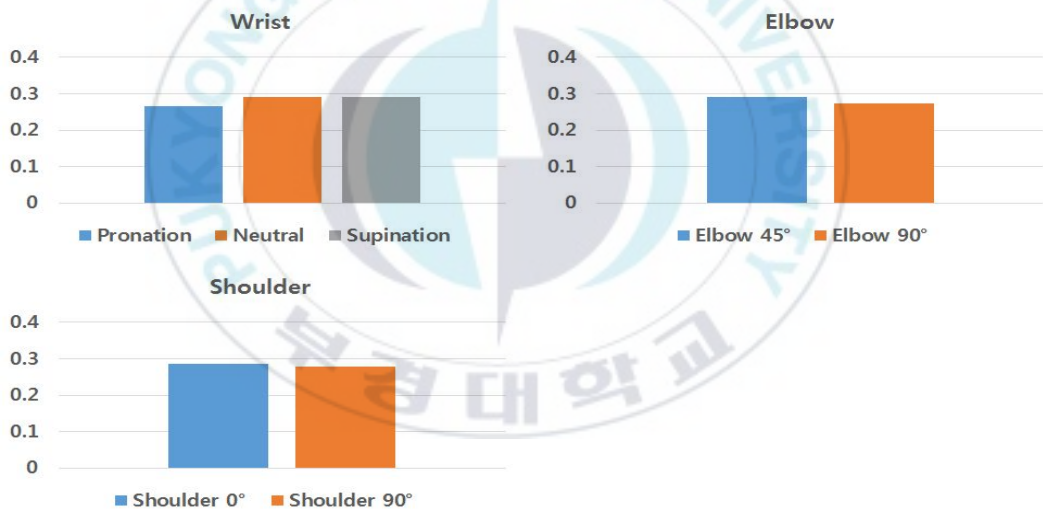


Fig. 26. Med. Triceps EMG values of each posture

Table 18. Result of ANONA for EMG of each posture(Med. Triceps)

Variable	f-value (t-value)	p-value
Wrist postures	0.65	0.522
Elbow postures	(0.93)	0.351
Shoulder postures	(0.44)	0.663

4.2.4 Brachioradialis 근전도 분석

Brachioradialis에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석한 결과는 Fig. 27과 같다. 손목 자세의 경우 외전 시 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 내전 순으로 감소하는 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 Brachioradialis는 손목, 팔꿈치, 어깨의 자세에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 분석되었다.

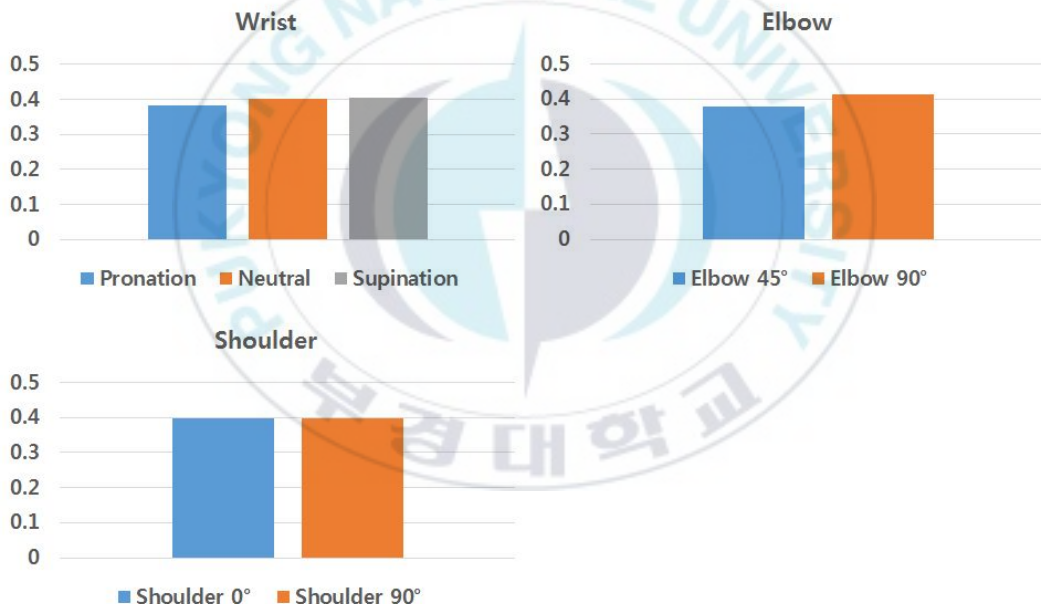


Fig. 27. Brachioradialis EMG values of each posture

Table 19. Result of ANONA for EMG of each posture(Brachioradialis)

Variable	f-value (t-value)	p-value
Wrist postures	0.52	0.596
Elbow postures	(-1.54)	0.125
Shoulder postures	(-0.01)	0.989

4.2.5 Extensor carpi ulnaris 근전도 분석

Extensor carpi ulnaris에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석한 결과는 Fig. 28과 같다. 손목 자세의 경우 외전 시 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 내전 순으로 감소하는 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 때문에⁹⁾ length-tension relationship에 의해 최대발휘근력에 영향을 미친 것으로 사료된다.



Fig. 28. Extensor carpi ulnaris EMG values of each posture

Table 20. 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

따라서 어깨, 팔꿈치의 수준을 조합한 4가지 자세에 대하여 손목 자세별 근전도 값을 분석한 결과는 Fig. 29와 같다. 4가지 자세 모두 외전의 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타나며 중립, 내전 순으로 감소하는 것으로 나타났다. 통계분석 결과 4가지 자세에 대해 모두 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

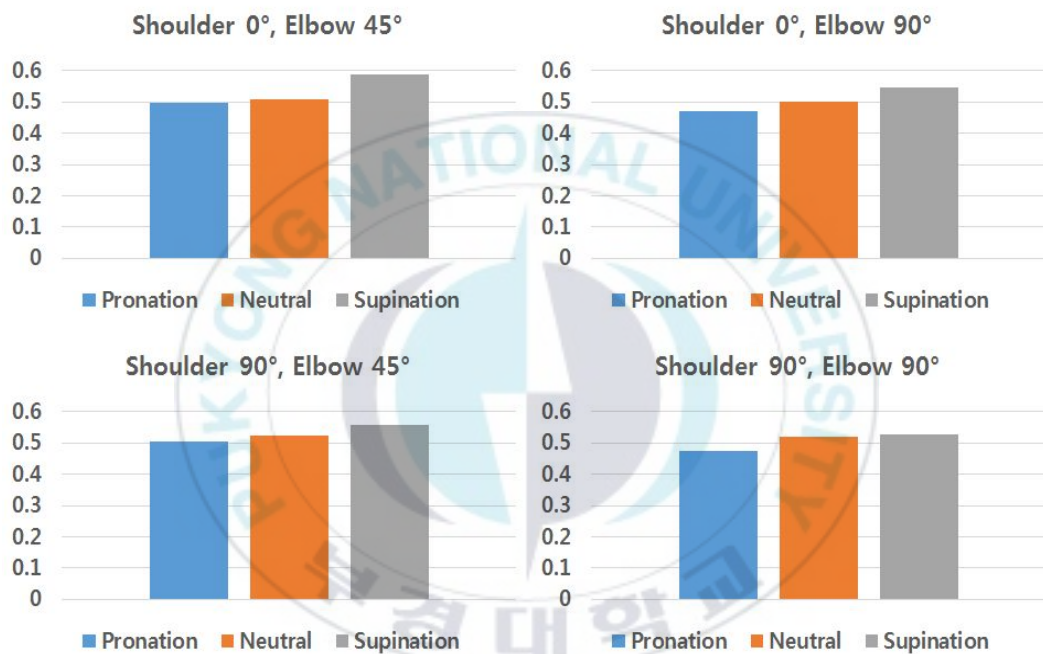


Fig. 29. Extensor carpi ulnaris EMG values of wrist postures for each postures

Table 21. Result of ANOVA of wrist postures for each posture
(Extensor carpi ulnaris)

Variable	f-value	p-value
Shoulder 0°, Elbow 45°	1.67	0.194
Shoulder 0°, Elbow 90°	1.17	0.315
Shoulder 90°, Elbow 45°	0.41	0.662
Shoulder 90°, Elbow 90°	0.46	0.636

Table 22. Result of ANOVA of wrist postures for each postures
(Extensor carpi ulnaris)

Variable		t-value	p-value
Shoulder 0°, Elbow 45°	Neutral - Pronation	0.22	0.829
	Pronation - Supination	-1.44	0.155
	Supination - Neutral	-1.67	0.100
Shoulder 0°, Elbow 90°	Neutral - Pronation	0.58	0.567
	Pronation - Supination	-1.48	0.146
	Supination - Neutral	-0.96	0.343
Shoulder 90°, Elbow 45°	Neutral - Pronation	0.37	0.712
	Pronation - Supination	-0.90	0.372
	Supination - Neutral	-0.53	0.597
Shoulder 90°, Elbow 90°	Neutral - Pronation	0.75	0.453
	Pronation - Supination	-0.89	0.377
	Supination - Neutral	-0.13	0.898

4.2.6 Extensor carpi radialis 근전도 분석

Extensor carpi radialis에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석한 결과는 Fig. 30과 같다. 손목 자세의 경우 외전 시 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 내전 순으로 감소하는 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 때문에⁹⁾ length-tension relationship에 의해 최대발휘근력에 영향을 미친 것으로 사료된다.

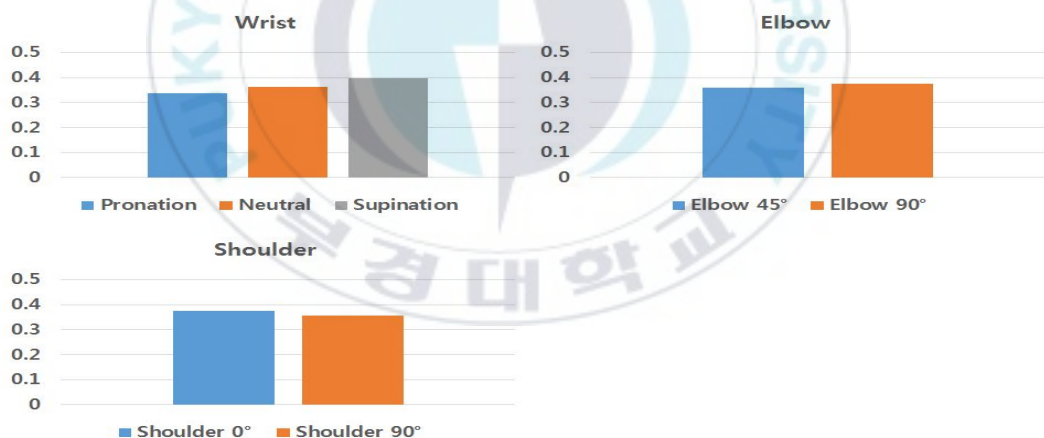


Fig. 30. Extensor carpi radialis EMG values of each posture

Table 23. Result of ANONA for EMG of each posture
(Extensor carpi radialis)

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

따라서 어깨, 팔꿈치의 수준을 조합한 4가지 자세에 대하여 손목 자세별 근전도 값을 비교하였다. 그 결과는 다음 Fig. 31과 같다. 분석결과, 어깨 굴곡 90°, 팔꿈치 굴곡 90°의 자세의 경우 외전의 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났다으며, 내전, 중립 순으로 낮은 것으로 분석되었다. 어깨 굴곡 90°, 팔꿈치 굴곡 90°을 제외한 3가지 자세 모두 외전 45°의 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타나며 중립, 내전 45° 순으로 낮은 것으로 나타났다. 통계분석 결과 4가지 자세에 대해 모두 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 분석되었다.

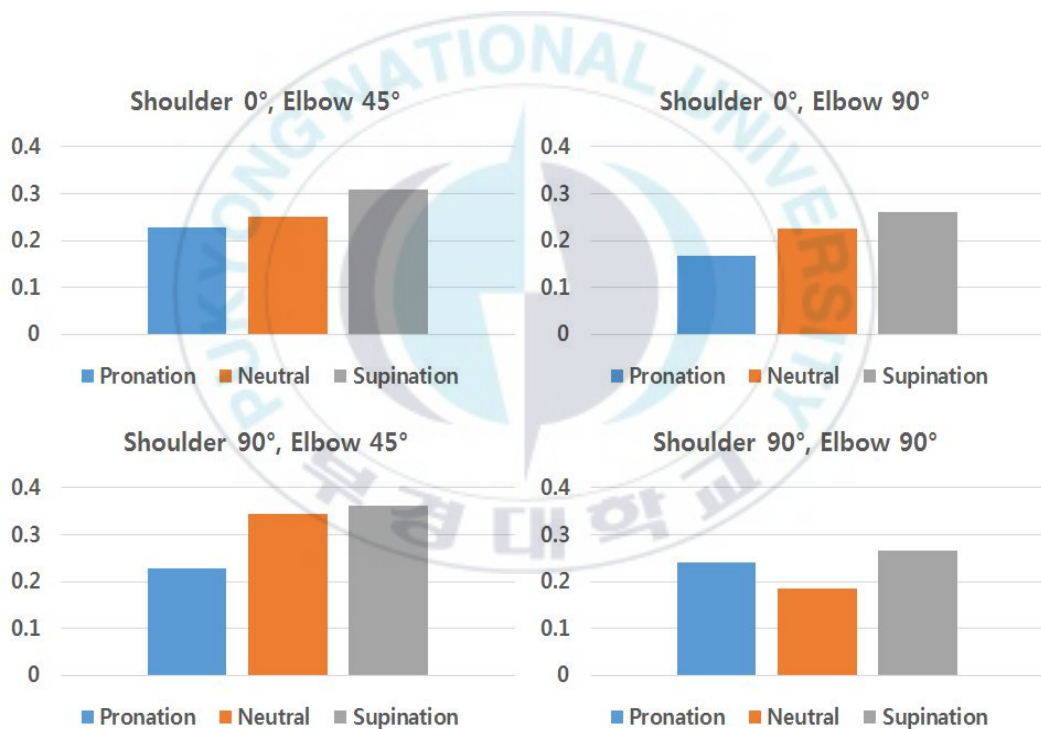


Fig. 31. Extensor carpi radialis EMG values of elbow postures for each posture

Table 24. Result of ANOVA of wrist postures for each posture
(Extensor carpi radialis)

Variable	f-value	p-value
Shoulder 0°, Elbow 45°	2.86	0.063
Shoulder 0°, Elbow 90°	0.19	0.828
Shoulder 90°, Elbow 45°	0.23	0.794
Shoulder 90°, Elbow 90°	1.74	0.182

Table 25. Result of ANOVA of wrist postures for each posture
(Extensor carpi radialis)

Variable		t-value	p-value
Shoulder 0°, Elbow 45°	Neutral - Pronation	0.95	0.347
	Pronation - Supination	-2.32	0.024
	Supination - Neutral	-1.42	0.162
Shoulder 0°, Elbow 90°	Neutral - Pronation	0.23	0.823
	Pronation - Supination	-0.62	0.536
	Supination - Neutral	-0.38	0.707
Shoulder 90°, Elbow 45°	Neutral - Pronation	0.51	0.614
	Pronation - Supination	-0.65	0.516
	Supination - Neutral	-0.14	0.889
Shoulder 90°, Elbow 90°	Neutral - Pronation	0.76	0.449
	Pronation - Supination	-1.79	0.079
	Supination - Neutral	-1.11	0.270

4.2.7 Flexor carpi radialis 근전도 분석

Flexor carpi radialis에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석을 실시한 결과는 Fig. 32와 같다. 손목 자세의 경우 외전 45°의 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 내전 45° 순으로 감소하는 것으로 나타났다. 팔꿈치에 대한 분석결과 굴곡 90°가 굴곡 45°보다 근전도 값이 큰 것으로 나타났으며, 어깨의 경우 굴곡 0°가 굴곡 90°보다 큰 것으로 나타났다. 통계분석 결과 Flexor carpi radialis는 손목, 팔꿈치, 어깨의 자세에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 분석되었다. 따라서, Flexor carpi radialis는 손목, 팔꿈치, 어깨의 자세에 영향을 받지 않는 것으로 나타났다.



Fig. 32. Flexor carpi radialis EMG values of each posture

Table 26. Result of ANONA for EMG of each posture (Flexor carpi radialis)

Variable	f-value (t-value)	p-value
Wrist postures	0.97	0.380
Elbow postures	(-1.31)	0.192
Shoulder postures	(0.34)	0.736

4.2.8 Flexor carpi ulnaris 근전도 분석

Flexor carpi ulnaris에 대한 피실험자의 전체 근전도 데이터를 손목, 팔꿈치, 어깨 자세별로 분석을 실시한 결과는 Fig. 33과 같다. 손목 자세의 경우 외전 45°의 근전도 값이 가장 큰 것으로 나타났으며, 중립, 내전 45°순으로 감소하는 것으로 나타났다. 팔꿈치에 대한 분석결과 굴곡 45°가 굴곡 90°보다 근전도 값이 큰 것으로 나타났으며, 어깨의 경우 굴곡 0°가 굴곡 90°보다 큰 것으로 나타났다. 통계분석 결과 Flexor carpi ulnaris는 손목, 팔꿈치, 어깨의 자세에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 분석되었다. 따라서, Flexor carpi ulnaris는 손목, 팔꿈치, 어깨의 자세에 영향을 받지 않는 것으로 나타났다.

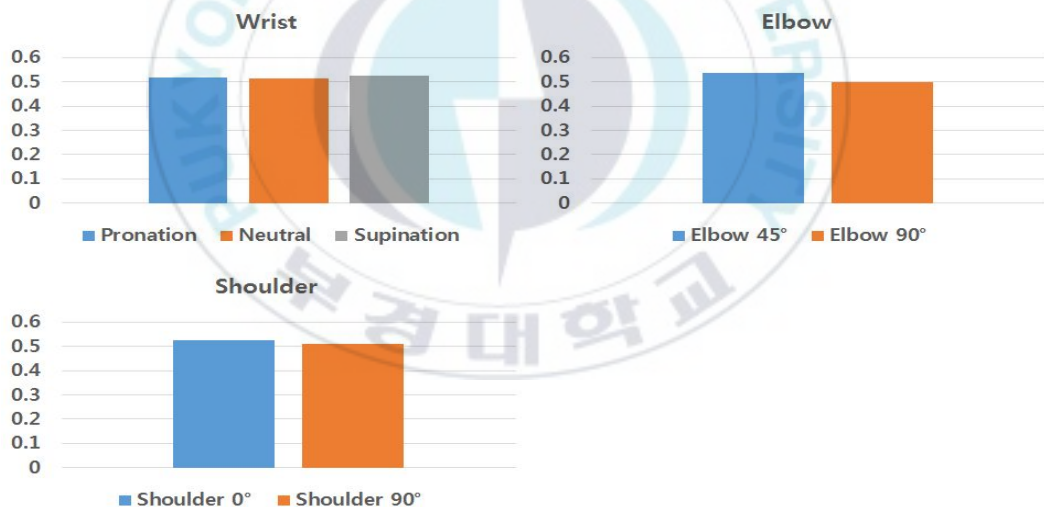


Fig. 33. Flexor carpi ulnaris EMG values of each postures

Table 27. Result of ANONA for EMG of each posture(Flexor carpi ulnaris)

Variable	f-value (t-value)	p-value
Wrist postures	0.08	0.922
Elbow postures	(1.49)	0.137
Shoulder postures	(0.69)	0.489

제 5 장 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 작업장소의 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.

본 연구의 가설에 따른 실험결과는 다음과 같다.

가설 1. 조립 작업 시 어깨, 팔꿈치, 손목의 각도에 따른 작업 자세는 최대 발휘근력과 상관관계가 있다.

어깨에 대한 분석 결과 굴곡 0°의 자세가 굴곡 90°의 자세보다 더 큰 최대 발휘근력 값을 보였으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 분석되었다.

팔꿈치에 대한 분석 결과 굴곡 45°의 자세가 굴곡 90°의 자세보다 더 큰 최대 발휘근력 값을 보였으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 분석되었다. Elizabeth Ann Kuzala는 팔꿈치 각도에 따른 악력을 비교하였다. 팔꿈치 굴곡 0°, 45°, 90°, 135°의 자세로 악력을 측정한 결과 팔꿈치 굴곡 0°에서 가장 큰 악력 값을 보였으며, 45°, 90°, 135° 순으로 큰 것으로 나타났다. 즉, 팔꿈치를 최대한 신전을 했을 경우에 가장 큰 악력을 발휘할 수 있다는 것을 알 수 있다. 이는 본 연구의 결과와 일치하였다. 손목에 대한 분석 결과 손목 외전의 자세가 가장 큰 최대발휘근력 값을 보였으며, 중립, 내전 순으로 큰 것으로 나타났다. Lorie Gage Richards는 손목의 내전, 중립, 외전에 따른 악력을 비교하였다. 그 결과, 악력은 외전, 중립, 내전 순으로 큰 것으로 나타났다. 이는 외전부터 내전에 따른 전완의 회전 시 악력에 사용되는 근육사이의 물리학적 관계가 변화하기 때문인 것으로 사료된다. 따라서 “가설 1. 조립 작업 시 어깨, 팔꿈치, 손목의 각도에 따른 작업 자세는 최대발휘근력과 상관관계가 있다.”를 수용할 수 있는 것으로 분석되었다.

가설 2. 조립 작업 시 최대발휘근력에 영향을 미치는 어깨, 팔꿈치, 손목의 각도에는 교호작용(요인간의 상호 간섭작용)이 있다.

어깨 굴곡 0°시 손목의 자세와 팔꿈치 자세 사이에서, 팔꿈치 굴곡 45°시 어깨의 자세와 팔꿈치 자세 사이에서만 서로 교호작용이 있는 것으로 분석되었다. 따라서, “가설 2. 조립 작업 시 최대발휘근력에 영향을 미치는 어깨, 팔꿈치, 손목의 각도에는 교호작용(요인간의 상호 간섭작용)이 있다..”는 기각된 것으로 분석되었다.

가설 3. 조립 작업 시 근육의 발휘 정도는 작업 자세에 따라 차이가 있다.

Biceps는 손목에서 외전, 중립, 내전 순으로 근전도 값이 큰 것으로 나타났으며, 팔꿈치는 굴곡 45°가 굴곡 90°보다 근전도 값이 큰 것으로 나타났고, 이

는 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 분석되었다. Extensor carpi ulnaris와 Extensor carpi radialis에는 손목에서 외전, 중립, 내전 순으로 근전도 값이 큰 것으로 나타났으며, 이는 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 분석되었다. 따라서, “가설 3. 조립 작업 시 근육의 발휘 정도는 작업 자세에 따라 차이가 있다.”는 수용할 수 있는 것으로 분석되었다.

본 연구의 제한점은 다음과 같다.

본 연구의 피실험자는 대학교에 재학중인 남성 30명을 대상으로 실시하였다. 이는 피실험자들의 연령대 및 성별이 치우쳐져 있어 모든 연령대와 성별을 대표할 수 있는 결과를 도출할 수 없었다. 따라서 향후에는 다양한 연령대와 여성 피실험자를 대상으로 추가적인 실험이 필요할 것으로 사료된다.. 본 연구는 수송용 기계·기구 제조업에서 가장 빈번하게 사용된 자세에 대하여 실험이 이루어졌다. 하지만 제조업에서 사용하는 자세는 이보다 더 다양하므로, 어깨, 팔꿈치, 손목의 상지의 자세를 더욱 세분화하여 추가적인 실험이 필요할 것으로 사료된다. 실험실과 같은 통제된 환경에서 실험이 이루어짐에 따라 실제 작업환경에 적용하는 데는 제한적인 면이 있다. 따라서 실제 작업환경에서 나타날 수 있는 변수를 추가적으로 고려한 세부적인 연구가 더 필요할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- 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” , The Ergonomics Society of Korea, Vol. 1997-2, 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” , SungKyunKwan University master’ s thesis, 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” , Sandinavian Journal of Work, Environment and health, Vol. 19, No. 2, pp. 73-84, 1993.
- 4) A. Bhattacharya and J. D. McGlothlin, “Occupational Ergonomics Theory and Applications” , MarcelDekkerInc, pp. 137-164, 1996.
- 5) The Korea Occupational Safety and Health Agency, Industrial Accident Analysis, 2000-2013.
- 6) 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.
- 7) 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.

- 8) 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.
- 9) 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.
- 10) 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.
- 11) Ministry of Employment and Labor, "Occupational Safety and Health Acts" , 2015
- 12) Bureau of Labor Statistics, "Number of nonfatal occupational injuries and illnesses involving days away from work by event or exposure leading to injury of illness and selected parts of body affected by injury or illness" , Table R32, 1998.
- 13) A. Garg and J. Banaag, "Maximum acceptable weights, heart rates and RPEs for one hour' s repetitive asymmetric lifting" , Ergonomics, Vol. 31, No. 1, pp. 77–96, 1988.
- 14) B. Y. Jeong, "Ergonomics' Role for Preventing Musculoskeletal Disorders" , The Ergonomics Society of Korea, Vol. 29, No. 4, pp. 393–404, 2010.
- 15) Ministry of Employment and Labor, "Work Management Guideline of Video Display Terminal(VDT) Workers" , Notification 2004–50, 2004.
- 16) Ministry of Employment and Labor, "Management Guideline of

- Simple Repetition Workers” , Notification 2000-72, 2001.
- 17) Ministry of Employment and Labor, “Occupational Safety and Health Acts” , Article 24. Health Measures, No. 11862, 2010.
 - 18) Ministry of Employment and Labor, “Scope of Musculoskeletal Load Work” , Notification 2009-56, 2009.
 - 19) The Korea Occupational Safety and Health Agency, “Investigation of Risk Factors of Musculoskeletal Disorders” , KOSHA CODE H-30-2008, 2008.
 - 20) The Korea Occupational Safety and Health Agency, Musculoskeletal Disorders Prevention Program in a place of business, KOSHA CODE H-31-2003, 2003.
 - 21) The Korea Occupational Safety and Health Agency, Improvement of Working Environment for the Prevention of Musculoskeletal Disorders, KOSHA CODE H-39-2005, 2005.
 - 22) T. H. Kim, “A study on musculoskeletal disorders symptoms and the work ability of shipbuilding workers” , Department of Safety Engineering, Pukyong National University master’ s thesis, 2011.
 - 23) C. J. Kim, “Result of survey on work-related musculoskeletal disorder among female workers in electronic assembly manufactory” , Department of Industrial Engineering, Graduate School, Dong Eui University, 2004.
 - 24) Grandjean, E, “Fitting the Task to the Man, 4th ed” , Taylor & Fancis Ltd, pp.82-99, 1988.
 - 25) C. M. Lim, “A study on the effects of resting time and trialon the maximum grip and finger strength” , SungKyunKwan University master’ s thesis, 2012.

- 26) P. Konrad, "The ABC of EMG; A practical introduction to kinesiological eletromyography. version 1,0" , Noraxon Inc, USA, 2005.
- 27) M. Jo, "The Effects of 12 Weeks Stretching and Sports Massage Therapy on Shoulder Pain, Flexibility and EMG of Hospital Workers" , University of Ulsan master' s thesis, 2014.
- 28) J. H. Jung, "A Study on the Effect of Forearm Supporter and Elbow Height when doing mouse" , Pukyong National University master' s thesis, 2005.
- 29) Cram, R. Jeffery, C. S. Kasman and H. Jonathan, "Introduction to surface Electromyography Second Edition" , Aspen, 1998.
- 30) D. C. Bae, "A study on the Evaluation of Horizontal, Vertical, Asymmetric and Coupling Multipliers of the NIOSH Lifting Equation in Korean Male" , Pukyong National University doctorate' s thesis, 2005.
- 31) 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.
- 32) M. Forsman, R. Kadefors, Q. Zhang, L. Birch, P. Palmerud, "Moter-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.
- 33) D. K. Park, "Design of Experiments using Minitab" , Kijeonpb, 2008
- 34) H. Motamed, "Anatomy, radiology and kineisiology of the

- band-unit” , Motamed Medical Publisher, 1982.
- 35) F. P. Kendall and E. K. McCreary, “Muscles, testing and function” , Williams and Wilkins, 1983.
- 36) 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.
- 37) 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.
- 38) Y. K. Kong, S. J. Lee, K. S. Lee and M. T. Seo, “The Effect of Coordinated Upper-limb Postures of Back, Shoulder, and Elbow Flexion Angles on the Subjective Discomfort Rating, Heart Rate and Muscle Activities” , The Ergonomics Society of Korea, Vol. 30, No. 6, pp. 695–703, 2011.
- 39) Hay, G. James and G. Reid, “Anatomy, mechanics and human motion” , Prentice-Hall, 1987.