

작업자세에 따른 어깨근육의 작업부하 측정

김정룡 · 박지수 · 박창순 · 편홍국

한양대학교 산업공학과

Measurement of Shoulder Muscle Workload at Various Working Postures

Jung-Yong Kim · Ji-Soo Park · Chang-Soon Park · Heung-Kook Phyun

The maximum work capacity at various shoulder angles was estimated in terms of joint moment through maximum voluntary contraction (MVC) measurement, and the result was compared to workload computed from 3-D static lifting model (3DSSPP) based upon national institute of safety and health (NIOSH) lifting guideline (1991). The electromyography (EMG) of anterior/posterior deltoid and trapezius muscle was also recorded to study the function of individual muscle during asymmetric shoulder lifting. Psychophysical workload was measured to observe the difference from MVC or biomechanical estimation. An apparatus was constructed for the study and twenty five trials including five flexion angles and five add/abduction angles were performed isometrically. Results indicated that MVC at 30 degree of flexion was the strongest whereas MVC at 120 degree was the weakest. In case of add/abduction, MVC decreased to 77 to 89 % during add/abduction compared to the MVC at neutral position. Regarding the normalized EMG value, a substantial increase was observed at 30 and 60 degree abduction. More importantly, the shoulder moment computed from maximum permissible limit (MPL) was greater than the moment at MVC condition during 30 degree adduction. Current result can be used as a reference information for a safe workplace design to prevent the shoulder from an excessive work load in industry.

1. 서론

경제발전과 산업화에 따른 작업의 자동화에도 불구하고, 현장에서는 인력운반(manual materials handling; MMH) 작업이 그 주류를 이루고 있다. 이러한 인력운반작업은 무리한 작업자세나 과도한 작업부하로 인하여 요통재해를 발생시킬 뿐 아니라, 어깨(shoulder)나 목(neck) 등의 부위에서 누적외상질환(cumulative trauma disorders; CTDs)을 빈번히 발생시키는 것으로 보고되었다. 국내의 경우 자동차 공장의 작업자 672명에 대한 설문조사 결과 약 30.4%가 어깨에 대한 통증을 호소하는 것으로 나타났다(박희석, 이하늘, 이윤근, 임상혁, 1997), 미국의 경우 어깨를 포함한 누적외상질환이 전체 직업병의 절반정도를 차지하며, 1987년에서 1989년까지 누적외상질환은 100% 가량 증가한 것으로 보고되었다(Sommerich, McGlothlin, Marras, 1993). 어깨를 사용하는 작업에서 직업성 질환이나 통증의 정도를 조사한 연구들 중 Hughes 등(1980)의 조사에 의하면, 알루미늄 제련

작업에서 어깨와 관련된 근육골격계 질환이 14.9%를 차지하는 것으로 조사되었다. 또한, Magnusson 등(1996)은 미국과 스웨덴의 작업자 중에서 버스기사의 36%, 트럭 기사의 37%, 그리고 사무직업자의 15%가 어깨의 통증을 호소한다고 보고하였다. 근전도와 어깨 근육의 힘과의 관계를 규명하기 위하여, Herberts(1980)와 Sigholm 등(1984)의 연구들이 수행되었고, Van der Helm(1994)은 힘(force), 근육의 길이(length), 근전도(electromyography; EMG)와의 관계가 명확하지 않으며, 근전도의 진폭만으로는 복잡한 어깨의 근육골격계 모델의 역할을 검증할 수 없다고 하였다. 이처럼 근전도는 주동근의 역할을 규명하기 위한 것이므로, 어깨의 기능을 바로 이해하기 위해서는 근전도 외에 인대의 작용 또는 다른 근육에 의한 반발력(reaction force) 등을 고려해 주어야 한다고 하였다. 이에 따라, Jensen 등(1996)의 연구에서는 3개의 뼈와 20개 이상의 근육으로 구성된 복잡한 어깨를 분석하기 위하여, 유한 요소 모델(finite element model)에 의한 생체역학적인 모델을 분석하기도 하였다. 그러나 실제로 이러한 3차원 생체역학모델을 검증하기 위해서는

† 이 논문은 1996~97년 과학기술부의 G7 감성공학 기반기술 개발
과제의 연구결과중 일부임.

근전도 분석만으로는 부족하고, 최대 압축력이나 심리육체적 작업부하와의 비교 등의 다양한 측정방법을 통하여 분석하여 현장적용 가능성을 증대시키는 것이 필요하다. Genaidy(1996) 역시 물리적인 작업능력(physical work capacity: PWC)의 측정을 통하여 작업장에서 필요로 하는 작업부하와 PWC 간의 작업균형은 필수적인 것으로 설명하였다. 그러므로 작업장에서 작업자의 상해를 예방하기 위해서는 PWC의 측정이 선행되어야 함을 알 수 있다.

현재까지의 작업부하에 관한 연구들은 척추의 L5/S1에 부과되는 최대 허용중량이나 생체역학적(biomechanical)/생리학적 작업부하(physiological workload)에 대한 연구들이었다. 그리고 기존의 어깨와 관련된 연구들은 힘과 근육의 상관관계를 분석하기 위한 연구들이 대부분이었기 때문에, 어깨의 작업부하 측정이나 작업과 관련된 PWC에 관한 연구가 미흡한 실정이다. 이러한 단점을 보완하기 위해, Chaffin 등(1988)은 특정한 동적(dynamic) 물자취급 작업에서 어깨의 모멘트와 최대 근력(maximum voluntary contraction; MVC) 측정에 대한 연구를 수행하였고, 그 결과 작업별, 성별로 유의한 차이점을 보이는 것으로 나타났다. 또한, Stobbe(1982)는 팔꿈치나 어깨의 개별관절에 대한 연구를 수행하여 관절별 근력에 대한 자료를 추출하였으나, 실제 작업장에서의 작업이 다관절(multiple-joint) 동작으로 행해지므로 직접적인 적용에는 다소 무리가 있었다. 그러므로 본 연구에서는 어깨의 작업자세별 물리적 작업능력에 대해 팔꿈치 관절과 어깨 관절을 동시에 고려할 때, 보다 현실적인 측정값이 도출될 것으로 가정하였고, 이를 위해서 실제 작업자세와 유사하도록 실험상황을 설정하여 어깨에 대한 작업자세별 MVC를 측정하였다.

한편, 작업시 주동근으로 사용되는 어깨의 앞쪽 삼각근(anterior deltoid), 뒤쪽 삼각근(posterior deltoid), 그리고 승모근(trapezius)의 근전도(EMG)를 측정하여, 어깨 관절의 MVC 상황에서 근육에 실제적으로 미치는 영향을 추가적으로 분석하였다. 측정되어진 MVC와 근전도의 관계를 조사하여, 어깨의 굴곡이나 내/외전(Add/Abduction) 각도가 유발시킬 수 있는 어깨 상해의 요인을 추정해 보았다. 또한, 어깨의 다양한 작업자세별 작업능력과 작업부하와의 비교를 위하여 MVC 사용시 어깨의 모멘트와 최대허용중량(maximum permissible limit: MPL)에 해당되는 무게를 들 때의 어깨의 모멘트를 비교하여 보았다.

이러한 정량적인 자료의 비교를 통하여 어깨의 누적외상질환의 예방과 추후 실제공정이나 작업의 설계를 위한 자료로 활용하고자 하는 것이 본 연구의 목적이다.

2. 연구 방법

2.1 피실험자

본 연구에서 근전도 측정을 위한 피실험자는 어깨를 수술한

일이 없고, 최근 6개월간 어깨의 통증을 경험한 적이 없는 남자 피실험자 20명을 대상으로 하였으며, 나이는 25.8(±2.04)세, 키는 172.14(±4.97)cm, 체중은 66.60(±7.26)kg, 팔길이는 71.49(±3.42)cm 였다.

2.2 실험단계

독립변수는 어깨의 굴곡각도(shoulder flexion angle)와 내/외전 각도(shoulder add/abduction angle)를 사용하였다. 어깨의 내/외전 각도와 굴곡각도의 경우 상체의 수직 중심선(vertebral column)과 어깨점(acromion)과 팔꿈치 바깥점(lateral epicondyle)을 연결하는 선과의 각도를 이용하여 측정하였다(측정 기준점은 '국민 표준 체위 조사 보고서'(1992)의 정의를 이용하였음). 각각의 수준은 굴곡의 경우 30°, 60°, 90°, 120°, 150°의 5단계이고, 내/외전의 경우 -30°(내전), 0°, 30°, 60°, 90°의 5단계를 사용하였고, 각 수준별 어깨의 자세는 digital goniometer를 사용하여 조정하였다. 근전도 측정은 100% MVC 수준에서 6초간 등척성 근육수축(isometric contraction)을 실시하였다. 6초간의 등척성 근육수축을 실시하여 측정된 근전도값은 중간 4초간의 값만을 사용하였다. 각 실험수준은 counter balancing을 통하여 무작위화(randomize)하였고, 각 측정간의 휴식시간은 2분으로 하였다. 100% MVC는 2회 측정을 하여 두 측정값이 특이한 차이점(5 kg 이상)을 보이지 않을 때 두 값을 평균하여 사용하였다. 종속변수로는 근전도 분석기에 의하여 근육에서 발생하는 힘의 크기를 Root Mean Square(RMS)의 평균값을 사용하여 나타내었다. 피실험자의 심리육체적 작업부하 평가는 각 각도별 주관적 불편도가 neutral(굴곡각도와 내/외전 각도가 모두 0°인 자세)일 때를 기준 100으로 가정하고, 상대적으로 각도별 작업부하가 어느 정도 차이가 있는지를 Magnitude Estimation 방법을 이용하여 조사한 후 분석하였다.

본 연구에서 귀무가설은 '작업각도별 MVC, 근전도, 그리고 주관적 불편도는 차이가 없다'로 설정하였다.

2.3 실험장비

어깨의 근력측정을 위한 장비로는 어깨의 작업부하를 측정할 수 있는 특수한 장비가 없으므로, 본 연구에 적합하도록 나무판 위에 파이프를 설치하고, 파이프를 따라 이동이 가능한 고리를 이용하여 loadcell을 장착할 수 있도록 하였다.

또한, 길이 조정이 가능한 쇠줄에 손잡이를 부착하여 피실험자가 잡기 편하도록 장비를 제작하였으며, 회전이 가능한 의자를 사용하여 어깨의 내외전 각도별 작업 자세를 구현할 수 있게 하였다. 근력측정을 위하여 허용용량이 50kgf 인 loadcell과, 근전도 측정을 위하여 표면전극방법(Surface Electrode Method)을 사용하는 미국의 Coulbourn Instrument사의 EMG system을 사용하였다. 사용된 표면전극은 bipolar surface electrode 3 channels이며, EMG system에 포함된 high gain bioamplifier(×

2500)와 bandpass filter S75-01(range : 1~1000Hz), high speed videograph I/O port L19-02를 사용하였고, sampling rate은 512Hz를 사용하여 측정하였다.

2.4 근육선정

근전도를 측정하기 위하여 상완의 rotator cuff의 안정화에 관여하는 근육들 중에서 견갑골(scapular)을 움직이는 근육인 승모근(trapezius)과 삼각근(deltoid)을 선택하여 실험하였다. 주로 상완을 들어올리는 작용(flexion)을 하는 승모근에 표면전극 : channel, 그리고 어깨를 내(adduction)/외전(abduction)시키는데 작용하는 삼각근에 표면전극 2 channels을 부착하여 근전도를 측정하였다(1992). 이중 삼각근에 표면전극을 2 channels을 연결한 것은 어깨가 운동을 할 때, 앞쪽 삼각근(anterior deltoid)과 뒤쪽 삼각근(posterior deltoid)의 힘의 변화를 관찰하기 위함이다.

2.5 실험절차

본 연구에서는 실제 작업자세와 유사하도록 상완(upper arm)과 하완(lower arm)을 구분하지 않고 어깨의 각도별 MVC를 측정하였다. 이때, 피실험자는 <그림 1>과 같은 실험자세를 유지하고, 손바닥면을 위로하여 위쪽으로 당기는 정적인 작업을 수행하였다. 실제 작업자세와 최대한 유사한 작업자세를 유지하도록 하기 위하여, 상지(upper limb)의 근육에는 최대한의 자유도를 줄 수 있도록 하였다. 팔꿈치는 자연스럽게 편 상태에서, 과신전(hyper-extention) 되지 않고, 50° 이상 굴곡되지 않도록 통제하였다. 또한, 다리 등의 다른 근육이 작용하는 것을 방지하기 위하여 다리와 허리를 의자에 고정시키고, 발은 지면에서 떨어지도록 하여 실험하였다.

3. 결과 및 분석

3.1 어깨의 각도별 MVC와 심리육체적 부하 측정결과

실험을 통하여 나타난 20명의 20대 남자 피실험자의 어깨 MVC 측정결과는 <그림 2>, <그림 3>과 같다. 굴곡각도별 어깨의 작업부하 변화율은 자세가 neutral(굴곡각도가 0°인 자세)일 때의 MVC를 100%로 가정하여, 굴곡각도 30, 60, 90, 120, 150°에서 MVC가 <그림 2, (a)>와 같이 각각 50%, 24%, 17%, 17%, 20%로 감소하였다. 또한, 내/외전 각도별 어깨의 작업부하 변화율은 자세가 neutral(내/외전 각도가 0°인 자세)일 때의 MVC를 100%로 가정하여, 내전 30°, 외전 30, 60, 90°에서 MVC가 <그림 2, (b)>와 같이 각각 77%, 89%, 87%, 81%로 감소하였다. 어깨의 굴곡 각도별 심리육체적 부하측정 결과는 <그림 3, (a)>와 같이 neutral인 자세일 때를 기준으로 각각 1.00배, 1.14배, 1.23배, 1.33배, 1.43배로 증가하였으며, 내/외전 각도별 심리육체적 부하측정 결과는 <그림 3, (b)>와 같이 neutral 자세에서 보다 각각 1.20배, 1.09배, 1.12배, 1.18배로 증가하였다. 본 연구에서 사용된 근전도의 RMS값은 각 피실험자의 측정각도별 근전도 측정결과의 최대값을 기준으로 <식 1>을 이용하여 정규화(normalize) 하였다(Marras, 1992). 이러한 정규화는 EMG를 통한 힘의 크기를 비교할 수는 없으나, 개인별 근육 특성에 따른 근육수축의 정도를 나타내는 효과가 있다. 다시 말하면, 이는 근육이 경험하는 부하를 표현하는데 사용할 수 있다. 이 때, 휴식시 근전도(Rest EMG)는 무시할 수 있을 정도로 작았기 때문에 0으로 간주하였다.

$$\text{Normalized EMG} = \frac{\text{EMG}_{\text{Task}} - \text{EMG}_{\text{Rest}}}{\text{EMG}_{\text{Max}} - \text{EMG}_{\text{Rest}}} \tag{1}$$

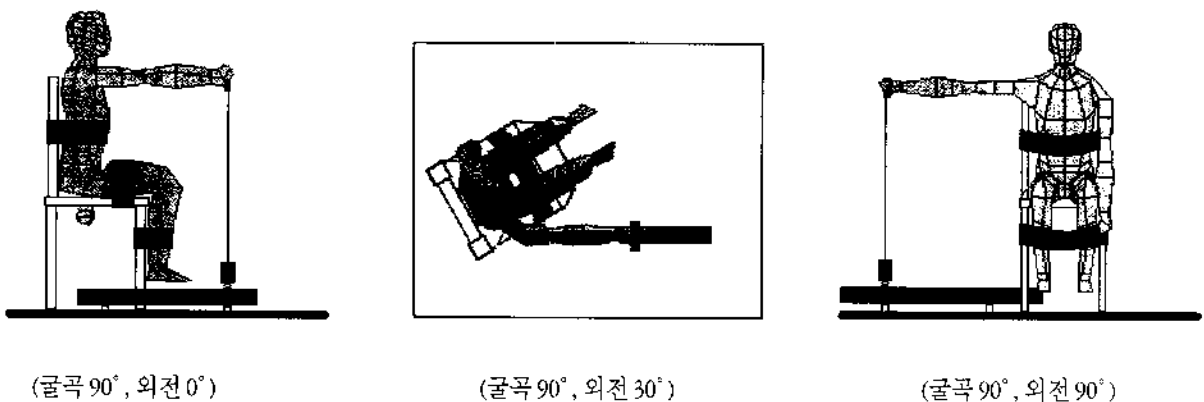
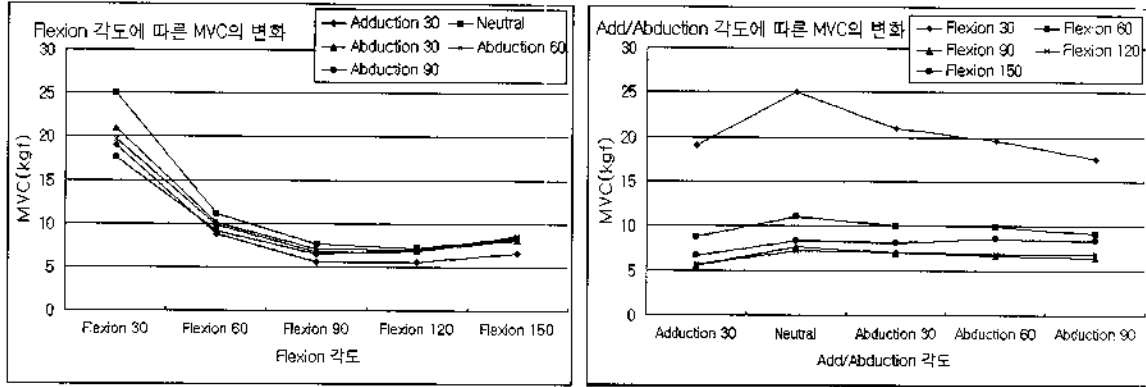


그림 1. 어깨 실험 자세의 예.

EMG_{Task} : 작업시 측정 EMG
 EMG_{Rest} : 휴식 상태 EMG
 EMG_{Max} : 개인별 MVC 측정시 최대 EMG

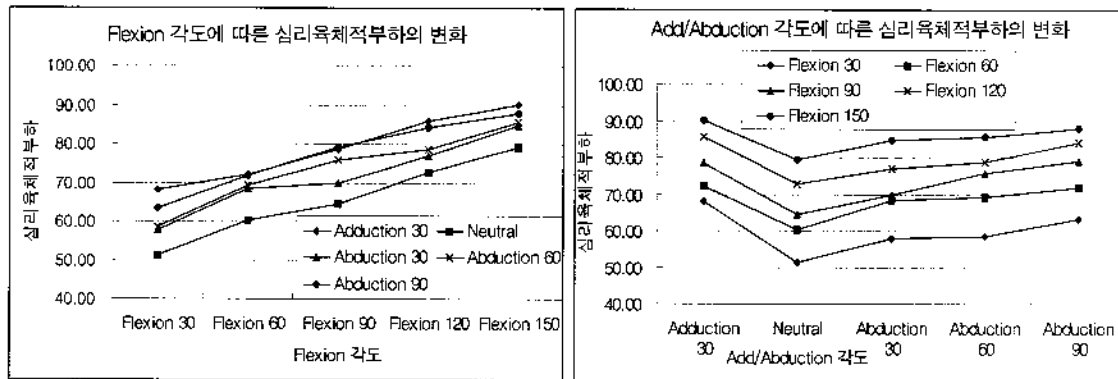
1.05배로 증가하였고<그림 5, (a)>, 앞쪽 삼각근은 0.95배, 1.04배, 1.00배, 0.97배로 증가하였으며<그림 5, (b)>, 뒤쪽 삼각근의 경우 0.91배, 1.13배, 1.16배, 1.12배로 증가하였다<그림 5,



(a)

(b)

그림 2. 어깨 각도에 따른 MVC의 변화.



(a)

(b)

그림 3. 어깨 각도에 따른 심리육체적 부하의 변화.

3.2 어깨의 각도별 근전도 측정결과

어깨의 각도별 근전도 측정결과는 <그림 4>, <그림 5>와 같다. Neutral(굴곡각도가 0° 인 자세)일 때의 자세를 기준으로 굴곡 각도별 근전도의 변화를 살펴보면, 승모근의 경우 굴곡 각도가 30, 60, 90, 120, 150° 로 커짐에 따라 각각 0.96배, 1.14배, 1.24배, 1.37배, 1.34배 증가하였으며<그림 4, (a)>, 앞쪽 삼각근은 각각 1.95배, 2.20배, 2.33배, 2.44배, 2.55배 증가하였고 <그림 4, (b)>, 뒤쪽 삼각근의 경우 각각 1.43배, 1.98배, 2.12배, 2.28배, 2.48배 증가하는 것으로 나타났다<그림 4, (c)>.

또한, 내/외전 각도에 따른 근전도 변화는 neutral(내/외전 각도가 0° 인 자세)인 자세에서의 근전도와 비교하여 내전 30°, 외전 30, 60, 90° 일 때 승모근은 각각 0.86배, 1.09배, 1.10배,

(c)>.

근전도 측정결과에 대하여 분산분석(ANOVA)을 실시한 결과, 유의수준 $\alpha=0.05$ 에서 근육별, 굴곡각도별, 내/외전 각도 별로 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다<표 1>.

분산분석을 실시한 결과 유의한 차이를 보이므로, 어떠한 어깨의 작업자세에서 근전도의 차이가 나타나는가를 비교하기 위하여, 유의수준 $\alpha=0.05$ 에서 Duncan다중범위 검정 (multiple-range test)를 이용하여 post-hoc test를 실시하고 <그림 4, 5>의 횡축을 따라 표시하였다. Post-hoc test 결과 굴곡각도에 따라 승모근과 앞쪽 삼각근이 30° 와 60° ~ 90°, 그리고 120° ~ 150° 로 각각 구분이 되는 것으로 나타났으며, 뒤쪽 삼각근은 30° 와 60°, 그리고 90° ~ 150° 로 각각 구분이 되는 것으로 나타났다. 이는 굴곡각도 90° ~120° 에서 근육의 사

표 1. Normalized EMG의 분산분석결과

Source	DF	SS	MS	F Value	Pr > F
근육	2	2.017	1.008	26.67	0.0001
굴곡각도	4	10.106	2.527	185.47	0.0001
내/외전 각도	4	2.895	0.724	53.14	0.0001

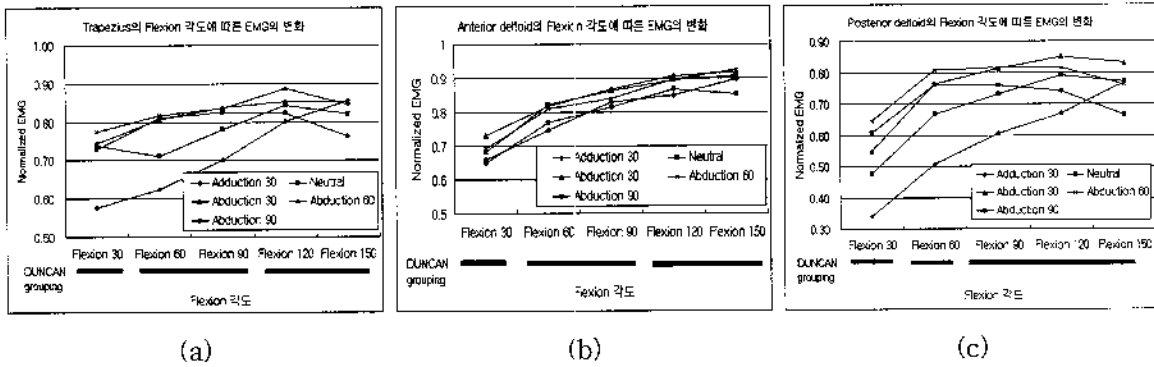


그림 4. 굴곡 각도별 근전도의 변화.

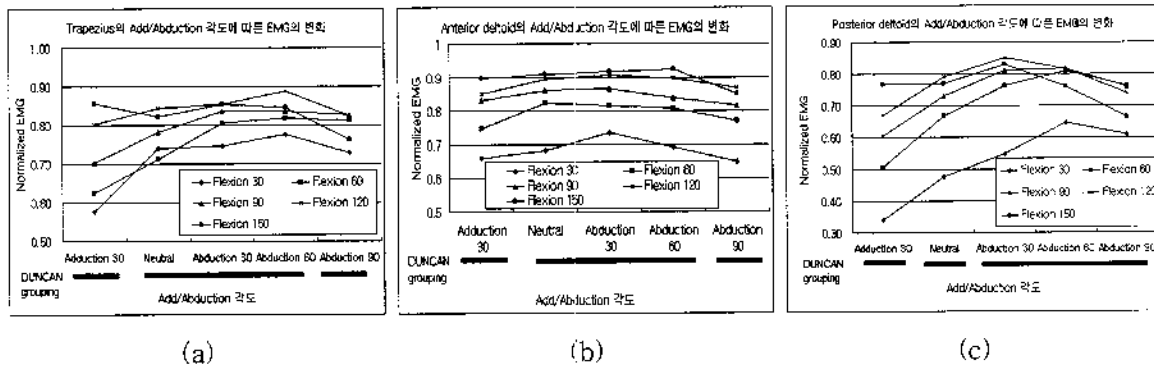


그림 5. 내/외전 각도별 근전도의 변화.

용정도의 차이가 큰 것으로 볼 수 있다.

내/외전 각도에 따라서는 승모근과 앞쪽 삼각근이 내전 30°와 neutral ~ 60°, 그리고 외전 90°로 구분이 되는 것으로 나타났으며, 뒤쪽 삼각근은 내전 30°와 neutral, 그리고 외전 30° ~ 90°로 각각 구분이 되는 것으로 나타났다.

3.3 MVC, 근전도, 심리육체적 부하간의 비교

근전도의 상관분석결과 <표 2>와 같이 유의수준 $\alpha=0.05$ 에서 승모근과 앞쪽 삼각근은 $\gamma=0.77$, 승모근과 뒤쪽 삼각근은 $\gamma=0.94$, 앞쪽 삼각근과 뒤쪽 삼각근은 $\gamma=0.83$ 의 상관관

계가 있었으며, MVC와 심리육체적 부하의 상관분석 결과 유의수준 $\alpha=0.05$ 에서 $\gamma=-0.84$ 로 나타났다.

MVC와 근전도와의 상관분석 결과는 유의수준 $\alpha=0.05$ 에서 각각 근육에 대하여, 앞쪽 삼각근과는 $\gamma=-0.83$, 뒤쪽 삼각근과는 $\gamma=-0.74$, 그리고 승모근과는 $\gamma=-0.58$ 의 상관관계가 있는 것으로 나타났다.

MVC와 근전도, 심리육체적 작업부하에 따른 어깨의 각도별 실험결과를 비교하기 위하여 <표 3>과 같이 굴곡각도 30°, 내/외전각도 0°일 때를 100으로 하여 전체적인 비율을 정리하였다. 각 변수의 변화의 패턴이 높은 상관계수에도 불구하고, 단순하게 증감하지 않는다는 것을 발견할 수 있었다.

표 2. 어깨의 각도에 따른 MVC, 심리육체적 부하, 근전도 간의 상관관계 분석결과

	MVC	심리부하	앞쪽 삼각근 근전도	뒤쪽 삼각근 근전도
심리부하	$\gamma = -0.84$ $\alpha = 0.0001$	-	-	-
앞쪽 삼각근 근전도	$\gamma = -0.83$ $\alpha = 0.0001$	$\gamma = 0.72$ $\alpha = 0.0001$	-	-
뒤쪽 삼각근 근전도	$\gamma = -0.74$ $\alpha = 0.0001$	$\gamma = 0.67$ $\alpha = 0.0003$	$\gamma = 0.83$ $\alpha = 0.0001$	-
승모근 근전도	$\gamma = -0.58$ $\alpha = 0.0025$	$\gamma = 0.56$ $\alpha = 0.0038$	$\gamma = 0.77$ $\alpha = 0.0001$	$\gamma = 0.94$ $\alpha = 0.0001$

표 3. 어깨각도별 MVC, 근전도, 심리육체적 작업부하 비교

(단위:%)

자세	내전 30°	Neutral	외전 30°	외전 60°	외전 90°	
굴곡 30°	MVC	72	100	77	75	73
	근전도	72	100	116	117	104
	심리부하	154	100	110	116	125
굴곡 60°	MVC	41	42	45	40	36
	근전도	89	112	129	130	132
	심리부하	160	125	134	138	139
굴곡 90°	MVC	25	31	29	29	28
	근전도	109	127	135	138	132
	심리부하	172	135	138	155	159
굴곡 120°	MVC	26	31	31	32	31
	근전도	128	142	143	149	146
	심리부하	186	148	155	161	172
굴곡 150°	MVC	30	38	37	41	36
	근전도	139	136	149	142	131
	심리부하	195	165	172	178	183

* 굴곡각도 30°, 내/외전각도 0°일 때를 100으로 하였을 때, 각도에 따른 MVC와 근전도, 심리 육체적 작업 부하의 비율

3.4 어깨의 측정부하(MVC상황)와 추정부하(MPL 상황시 모델에 의한 추정부하) 간의 비교

<표 4>에서는 MVC 측정결과를 NIOSH guideline(1981)의 허용중량과 같은 작업기준과 비교해 보았다. NIOSH guideline의 기준에서는 성인남자 50 percentile의 작업자 중 25%가 감당할 수 있는 허리의 최대 압축력을 MPL(NIOSH, 1981)로 가정하고 있으므로, 본 연구에서도 3차원 정적근력 예측프로그램(3D static strength prediction program: 3DSSPP)(Chaffin, 1992; Chaffin, 1994)을 이용하여 한국인 성인남자 50 percentile(키:168cm, 몸무게:66kg)(한국표준과학연구원, 1996)의 작업자 중 25%가 감당할 수 있는 무게일 때의 어깨의 모멘트를 <표 4>와 같이 추정

하여 보았다. 단, 3DSSPP는 내/외전 각도별 어깨의 모멘트를 구분하여 계산하지 않기 때문에 모두 같은 값으로 계산하였고 그 값을 본 연구에서는 MVC와 MPL을 비교하는 기준으로 삼았다.

비교결과 굴곡각도 90°와 120°에서는 모든 내/외전 각도에서 3DSSPP에서 추정된 MPL일 때의 모멘트가 본 연구의 MVC일 때의 모멘트의 75%를 넘는 경우가 나타나는 것을 알 수 있었다. 또한, 굴곡각도 150°와 내전 30°에서도 MVC의 75% 이상되는 결과를 볼 수 있었다.

따라서, 인체측정값과 작업물의 무게를 이용한 단순한 생체역학적인 평가는 실제 작업의 적용에는 무리가 있는 것으로 나타났다.

표 4. MVC일 때의 어깨 모멘트와 MPL일 때의 어깨 모멘트의 비교

자세		모멘트				
		내전 30°	Neutral	외전 30°	외전 60°	외전 90°
굴곡 30°	MVC _{moment} *	115.98	160.98	124.02	120.54	117.28
	MPL _{moment} *	41	41	41	41	41
	MPL/MVC	35%	25%	33%	34%	35%
굴곡 60°	MVC _{moment} *	113.63	117.6	124.7	111.61	99.99
	MPL _{moment} *	72	72	72	72	72
	MPL/MVC	63%	61%	58%	65%	72%
굴곡 90°	MVC _{moment} *	76.16	99.28	94.21	94.37	92.26
	MPL _{moment} *	83	83	83	83	83
	MPL/MVC	109%	84%	88%	88%	90%
굴곡 120°	MVC _{moment} *	71.5	85.97	85.25	88.61	86.15
	MPL _{moment} *	72	72	72	72	72
	MPL/MVC	101%	84%	84%	81%	84%
굴곡 150°	MVC _{moment} *	48.43	61.7	60.36	65.59	58.75
	MPL _{moment} *	41	41	41	41	41
	MPL/MVC	85%	66%	68%	63%	70%

* MPL일 때의 모멘트는 NIOSH lifting guideline에 의한 한국인 성인남자 50 percentile(키:168cm, 몸무게:66kg)의 작업자중 25%가 감당할 수 있는 무게를 들어올릴 때의 어깨의 모멘트(NIOSH, 1981).

4. 토 의

연구결과에서 나타났듯이, 정적인 자세(static posture)에서의 작업부하를 평가하는 경우 실험을 통한 결과와 3DSSPP를 통한 계산결과와는 상당한 차이를 보이는 것으로 나타났다. 즉, 실험에서는 내/외전에 따라 어깨의 MVC가 77%에서 89%까지 변화하는 반면<그림 2, (b)>, 3차원 모델에서는 내/외전 각도에 따른 작업부하의 차이가 나타나지 않으므로<표 4>, 이를 현장에 적용하기에는 적합하지 않은 것으로 나타났다. 특히, <표 4>에 나타난 바와 같이, 굴곡각도 90°, 120°에서 내전각도에 따른 작업부하를 상대적으로 적게 평가할 위험이 있을 수 있으며, 내전각도 30°에서도 마찬가지로 현상이 발생할 수 있다. 따라서, 적절한 보정을 하지 않은 상태에서 3DSSPP의 역학부하 추정값을 사용하는 것은 다소 무리가 있는 것으로 밝혀졌다.

본 연구의 근전도 실험결과는 Ito(1980)와 Järholm(1989) 등의 단관절(single joint) 근전도 패턴 연구결과와는 다르게 나타났다. 즉, 근전도가 굴곡각도와 외전각도가 증가할수록 계속적으로 증가하지 않고, 증가하다가 다시 감소 또는 정체하는 패턴을 가지는 것으로 나타났다. 이러한 실험 결과는 단관절과 다관절(multiple joint)을 사용할 때 발생하는 근골격계 기능의 상호보완작용에서 발생하는 것이라고 추측된다. 즉, 굴곡이나 외전각도가 최대값에 가까워지면서, 눈에 보이지 않는 허리의 신전동작이나 좌우굽힘(lateral bending) 동작이 MVC를 증가시키거나<그림 2, (a)> EMG를 감소시키는 원인<그림 4,

(a),(c)>으로 추측된다. 이러한 이유 때문에 실제적 작업부하 평가를 위해서는 복잡한 근골격계를 실제와 근사하게 표현한 다관절 역학모델을 사용하거나, 그렇지 않은 경우에는 한가지 측정방법보다는 역학모델, MVC, 근전도, 그리고 심리육체적 부하평가 등과 같은 다양한 측정방법을 사용하는 것이 측정 오차를 줄이고 종합적인 정보를 얻는데 매우 중요한 역할을 한다고 할 수 있다.

일반적으로, 작업부하의 평가는 실제작업자세와 유사한 상태에서 이루어질수록 그 결과의 현장 적용성이 높아진다고 할 수 있다. 따라서, 추후 연구에서는 서있는 자세나 쪼그려 앉은 자세에서의 작업시 어깨의 작업부하평가가 이루어질 수 있고, 어깨의 근육에 대한 피로 연구와 동적 운동(dynamic movement)과 같은 상황에서의 연구도 필요할 것이다. 이를 통하여, 어깨의 누적외상 질환에 대한 평가와 예방방법에 대한 구체적인 제안이 이루어 질 수 있을 것으로 예상된다.

5. 결 론

본 연구에서는 기존의 정적 역학 모델이나 작업 설계시 고려되지 않고 있는 어깨의 자세별 작업 부하의 차이를 정량적으로 발견하기 위한 시도를 실시하였다. 그 결과 내/외전에 따른 어깨의 MVC 차이가 통계적으로 유의한 것을 발견하였고, 특히 내전 30°의 경우나 굴곡이 90° 이상이 될 경우 정적 역학 모델에서 추정하는 MPL 값이 MVC의 75% 이상이 되어, 안전 설계시 문제가 될 수 있다는 사실을 발견하였다. 또한, 본 연구

의 결과가 기존 연구에서 팔꿈치와 어깨관절을 독립적으로 측정하였을 때와 상이한 결과를 보여주어 다관절 측정의 필요성을 보여주었다. 본 연구는 기존 연구에 비해 실제 어깨 작업 동작에 가깝게 측정되어 실제 작업부하를 정량적으로 예측하기 용이하고, 이를 통해 어깨에 발생할 수 있는 누적 외상 질환 예방을 위한 자료로 사용할 수 있다는 것이 중요한 결과라고 할 수 있다. 즉, 장시간 정적인 수작업을 요구하는 현장에서의 안전 작업 설계에도 응용될 수 있고, 추후에 여타 3차원 정역학 모델의 현장 사용성을 검증하는 데도 이용될 수 있을 것이다. 결과의 현장성을 극대화하기 위해서는 추후의 실험에 현장의 작업 동작의 특수성을 가미하는 것이(task-specific) 요구된다고 할 수 있다. 이러한 방법으로 구체적인 작업 사례에 대한 자료가 축적된다면, 실제 작업부하에 대한 정확하고도 정량적인 데이터 베이스가 점진적으로 구축될 수 있을 것으로 기대한다. 이를 통해 인간공학적 기법이 작업 안전에 구체적으로 응용되는 사례들이 나오고, 인간공학을 이용한 근골격계질환 예방 기법이 제안되어 안전 관리 기법이 한단계 진보하는 계기가 이루어지기를 기대한다. 추후 연구에서는 실제 작업장에 대한 연구, 또는 실제 작업 상황을 적절히 고려하기 위하여 좀더 다양한 작업 자세에 대한 고려가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

박희석, 이하늘, 이윤근, 임상혁 (1997), 우리나라 제조업에서 발생하는 누적외상질환의 실태 및 문제점 분석, 1997년 대한인간공학회 추계 학술대회 논문집, 128-135.
 한국표준과학연구원 (1992), 산업제품의 표준치 설정을 위한 국민표준 채취 조사 보고서, 공업진흥청.
 한국표준과학연구원 (1996), ADaM(Antropometric Data Manager).
 Chaffin, D. B., Gerogi, C., Baker, G. and Nussbaum, M. (1988), Dynamic shoulder loads in reaching and materials handling tasks, *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 42nd Annual Meeting*, 917-920.
 Chaffin, D. B. (1992), Biomechanical modeling for simulation of 3D static human

exertions, *Computer Applications in Ergonomics*, OSHA, 1-11.
 Chaffin, D. B. (1994), 중량물취급 수작업의 생체역학적 컴퓨터 모형, 제3차 Pan-Pacific Conference on Occupational Ergonomics 논문집.
 Genaidy, A. M. (1996), Physical work capacity, *Occupational Ergonomics: Theory and Applications*, Marcel Dekker, Inc., 219-234.
 Herberts, P., Kadefors, R. and Broman, H. (1980), Arm positioning in manual tasks - an electromyographic study of localized muscle fatigue, *Ergonomics*, 23, 655-665.
 Hughes, R. E., Silverstein, B. A. and Evanoff, B. A. (1997), Risk factors in an aluminum smelter, *American Journal of Industrial Medicine*, 32, 66-75.
 Ito, N. (1980), Electromyographic study of shoulder joint, *Journal of Japan Orthopedic Association*, 54-53.
 Jensen, B. R., Laursen, B., Pilegaard, M., Sogaard, K. and Sjogaard, G. (1996), Electromyography and biomechanical modelling give unique information regarding evaluation of shoulder load, *Advances in Occupational Ergonomics and Safety*, 2, 517-522.
 Järholm, U., Palmerud, G., Herberts, P., Högfors, C. and Kadefors, R. (1989), Intramuscular pressure and electromyography in the supraspinatus muscle at shoulder abduction, *Clinical Orthopedics*, 245, 102-109.
 Magnusson, M. L., Pope, M. H., Wilder, D. G. and Areskou, B. (1996), Are occupational drivers at an increased risk for developing musculoskeletal disorders?, *Spine*, 21, 710-717.
 Marras, M. (1992), Application of electromyography in ergonomics, *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives*, 122-143.
 NIOSH (1981), *Work Practices Guide for Manual Lifting*, NIOSH Tech. Report., U.S. Dept. of Health and Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health, Cincinnati, Ohio.
 Olson, T. R. (1996), *A.D.A.M Student Atlas of Anatomy; International ed.*, Williams & Wilkins.
 Sigholm, G., Herberts, P., Almstrom, C. and Kaderfors, R. (1984), Electromyographic analysis of shoulder muscle load, *Journal of Orthopedic Research*, 1, 379-386.
 Sommerich, C. M., McGlothlin, J. D. and Marras, W. S. (1993), Occupational risk factors associated with soft tissue disorders of the shoulder: a review of recent investigations in the literature, *Ergonomics*, 36(6), 697-717.
 Stobbe, T. J. (1982), *The Development of a Practical Strength Testing Program for Industry*, Center for Ergonomics the University of Michigan, 264-293.
 Van der Helm, F. C. T. (1994), Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism, *Journal of Biomechanics*, 27(5), 527-550.