

## 작업조건의 변화에 따른 상지의 피로 특성 분석\*

이상도 · 이정훈

동아대학교 산업경영공학과

## An Analysis of Fatigue Characteristics of Upper limbs by Task Conditions Change

Sang Do Lee · Jung Hoon Sim

Dept. of Industrial Management Engineering, Dong-A University

To investigate the fatigue characteristic of upper limbs, this study analyzed RMS(root mean square) and MPF(mean power frequency) value between initial and terminal stages of each experiment condition. And the effect of intermittent endurance time was evaluated using the Borg's CR10 value that was measured for the parts of upper limb. According to the results of ANOVA on RMS value, there were significant difference on the %MVC about push, pull, and down force exertion. Particularly the ANOVA of up force exertion was significant difference on shoulder flexion, elbow flexion and rest time as well as %MVC. The results of ANOVA for MPF value were significant difference on the %MVC in regard of the push and up force exertion. In case of up force exertion, MPF value tended to shift low frequency at all of the experiment conditions. According to the analysis of duty cycle, RMS value considerably increased over 50% duty cycle and as the %MVC increased, the duty cycle affected the increase of RMS value. MPF value for up and down force exertion decreased at 33%, 50% and 67% duty cycle for all of %MVC. Borg CR10 value of hand and forearm were below the 3-point to the 40% of endurance time at 30%MVC and to the 20% of endurance time at 50%MVC with the exception of up force exertion. But Borg CR10 values of upper arm and shoulder at up force exertion were more than 3-point to the 20% of endurance time at 30%MVC and in the start point of endurance time at 50%MVC.

Keywords : MS, MPF, force exertion type, duty cycle, Borg's CR10

### 1. 서 론<sup>5)</sup>

근골격계 질환은 일반적으로 상지, 하지 그리고 척추와 관련된 조직에서의 이상이나 변형들을 명시하는 용어로서, 근골격계 시스템에 스트레스를 발생시킨 신체적 활동과 관련된 요통, 손목관 증후군, 경건완 증후군 그리고 무릎 활액낭염 등과 같은 많은 상황들을 포함하는 포괄적인 용어로서 사용되어 왔으며, 이러한 근골격계 질환들 중 일부는 특정한 진단적 기준과 분명한 병리학

상의 메카니즘을 가지고 있는 반면, 다른 일부는 다양하고 분명하지 않은 병리학상의 특징을 가지는 경우도 있다<sup>12)</sup>. 한국의 경우 전체 근골격계 질환자의 수는 2001년 대비 193명으로 11.8% 증가한 것으로 보고하고 있으며<sup>3)</sup>, 미국의 경우 역시 전체 작업자의 매년 2%정도가 직업 관련 근골격계 질환으로 고생하고 있으며, 이러한 질환으로 인한 비용은 매년 13~15)만 달러에 달하는 것으로 보고하고 있다<sup>4)</sup>. 이러한 상지의 직업 관련 근골격계 질환에 영향을 미치는 요소에 대하여 NIOSH<sup>3)</sup>는 역학적인

\* 이 논문은 2003학년도 동아대학교 학술연구비(공모과제) 지원에 의하여 연구되었음.

조사를 통하여 목, 어깨, 팔꿈치 그리고 손/손목의 신체 부위에 발생하는 근골격계 질환의 유형에 따라 반복, 힘 발휘, 정적 수축, 자세, 진동, 그리고 이들의 조합에 의한 위험 요소의 영향을 분석하였으며, Kilbom<sup>6)</sup> 역학적 조사와 실험적 연구 결과를 토대로 반복적인 단속적인 작업을 정량화하기 위한 영향 모수와 반응 모수를 제안하기도 하였다. 이러한 결과들을 바탕으로 직업 관련 근골격계 질환을 예방하기 위한 다양한 가이드라인과 법령들이 제정 과정에 있으며, 한국의 경우 2003년 7월부터 직업관련 근골격계 질환 예방을 위한 법령이 시행되었으며, CEN(The European Committee for Standard)은 생산성 극대화, 피로 최소화 그리고 건강에 대한 영향 최소화라는 세 가지 목표 아래 법률을 제정 중에 있다. 그러나 Westgaard와 Winkel<sup>7)</sup>은 이러한 기존 가이드라인에 대한 연구를 통하여 각각의 가이드라인이 수행도 향상, 급성 근골격계 질환의 감소, 그리고 만성적 영향의 감소 등의 각기 다른 목적에 초점을 두고 있으며, 근골격계 예방을 위한 과학적인 기초가 부족하다는 것을 지적하고 있다. 또한 그러한 가이드라인이 일반적으로 노출 수준에 초점을 맞추고 있으나 노출의 시간 차원 즉, 반복과 노출 기간에 대해서는 고려 않고 있으며, 일반적으로 하나의 노출 변수를 고려하기 때문에 노출 변수가 변화된 상황에 대한 결과를 예측하기 힘들 뿐만 아니라 결국 현재의 가이드라인은 근골격계 예방을 위한 방향을 제시하고 있을 뿐 절대적이 않음을 지적하고 있다. 따라서 본 연구에서는 작업형태에 따른 힘 발휘, 작업 자세 그리고 작업-휴식 주기를 고려한 실험 설계를 통하여 손, 전완, 상완 그리고 어깨 등의 상지와 관련된 작업피로를 근전도(Electromyogram : MG)의 RMS(root mean square) 및 MPF(mean power frequency)값을 이용하여 평가하였으며, 또한 주관적 불편도를 측정함으로써 다양한 요인에 따른 상지의 영향을 생리학적이고, 심물리학적인 방법을 이용하여 평가하였다.

## 2. 실험계획 및 절차

### 2.1 피실험자 및 실험장비

피실험자는 과거와 현재 상지 관련 근골격계 장애의 경험 없이 대학생 3명을 선정하였으며, 평균 연령은 27.9세, 신장 및 몸무게의 평균은 각각 175.03cm, 68.5kg이다. 근전도의 측정은 NORAXON사의 Myo-system 2000을 사용하여 표면전극(Surface electrode)으로부터 1,024Hz로 신호샘플을 획득하였으며, Bandpass filter (10-512Hz)를 사용하여 필터링 하였다. 근력 측정에는 John Chatillon & Sons사에서 제작한 측정범위가 100 lbf × 0.1lbf인 DHHT 100 strength gauge가 사용되었다. 근력 측정기는 높이 조절 및 각도 조절이 가능하도록 하여 주문 제작한 받침대에 고정시켰으며, 지름이 2cm인 손잡이가 근력 측정기에 부착되었다.

### 2.2 실험변수 및 실험계획

본 연구에서는 독립변수로 Table 1과 같이 총 7개의 변수를 선정하였고, 상지의 피로 정도를 분석하기 위하여 Table 2와 같이 상지운동에 관여하는 10개의 근육에 대해 근전도 측정과 Borg CR10 값을 이용한 주관적 불편도를 측정하였다. 실험에 따른 총 작업시간은 10min.으로 제한하였고, 10분 동안 지속적으로 근전도가 측정되었다. 손과 전완의 각도는 0°가 유지되도록 하였고 앉은 자세에서 몸통과 다리는 의자에 고정하였다. 실험계획은 독립변수의 수가 많으므로, 실험횟수를 줄이기 위하여  $L_{27}(3^{13})$ 의 직교배열표를 사용하였으며, 예비실험의 결과 힘 발휘 형태에 따른 근육의 사용도와 피로도의 차이가 있었으므로 이는 각각 분리하여 직교배열표를 적용하였다. 따라서 피실험자는 각 힘 발휘 형태에 대하여 직교배열표의 순서하에 랜덤하게 27번의 실

<Table 1> Experimental variables and levels.

Variables	Levels of variables
Independent Variables	1. force exertion type : ish(ps)*, pull(pl), up(up), down(do)
	2. %MVC : 10%, 30%, 50%MVC
	3. shoulder flexion(SHF) : 10°, 60°, 90°
	4. shoulder abduction/adduction(SHA) : 10°(natural), 30°(add), -30°(abd),
	5. elbow flexion(EF) : 10°, 30°, 60°
	6. work time(WT) : 10sec. 20sec. 30sec.
	7. rest time(RT) : 10%, 100%, 200%WT
Dependent Variables	1. RMS value, 2. MPF value, 3. Borg's CR10 value

\* Abbreviation

<Table 2> The Electrode attachment points

Body part	Muscles
Forearm	Flexor carpi radialis (FCR)**, Extensor carpi ulnaris(ECU)
Upperarm & Shoulder	Biceps brachii(BB), Triceps brachii(TB), Anterior, Middle, & Posterior deltoideus(AD, MD, PD)
Chest & back	Middle & upper trapezius(MT, UT) Pectoralis major(PM)

\*\* Abbreviation

험을 수행하였으며, 총 실험횟수는 108회의 실험을 수행하였다.

### 3. 실험결과

상지 근육에 대한 피로의 정도를 분석하기 위하여 push, pull, up 및 down의 측정된 힘 발휘 형태에서 근육의 동원정도가 가장 큰 주동근(primer mover muscle)을 중심으로 분석을 실시하였으며, 각 힘 발휘 형태에 따른 주동근은 Table 3과 같이 push의 경우 척추수근신근(ECU), pull의 경우 요측수근굴근(FCR), up의 경우 상완이두근(BB) 그리고 down의 경우 상완삼두근(TB)으로 나타났다. 또한 작업시간과 휴식시간에 따른 영향을 동시에 고려하여 RMS와 MPF의 변화량을 살펴보기 위하여 식 (1)과 같이 총 작업시간에 대한 휴식시간의 비율로 표현되는 의무사이클(duty cycle)로 변환한 값을 이용하여 피로의 정도를 살펴보았으며, 따라서 본 연구에서 사용된 의무사이클은 작업시간과 휴식시간을 고려할 경우 33%, 50%, 67%이다.

<Table 3> The relative muscle recruitment degree by force exertion type

force exertion type muscle	push	pull	up	down
FCR	10%	22%	9%	10%
ECU	29%	15%	12%	17%
BB	8%	8%	15%	3%
TB	8%	6%	2%	20%
PM	9%	12%	5%	14%
AD	10%	7%	14%	6%
MD	10%	4%	11%	5%
PD	5%	7%	6%	15%
UT	6%	6%	13%	4%
MT	5%	13%	3%	6%

$$DC = \frac{EP}{CP} = \frac{EP}{EP + FP} \dots\dots\dots \text{식(1)}$$

DC = duty cycle

EP = length of force exertion period

FP = length of rest period

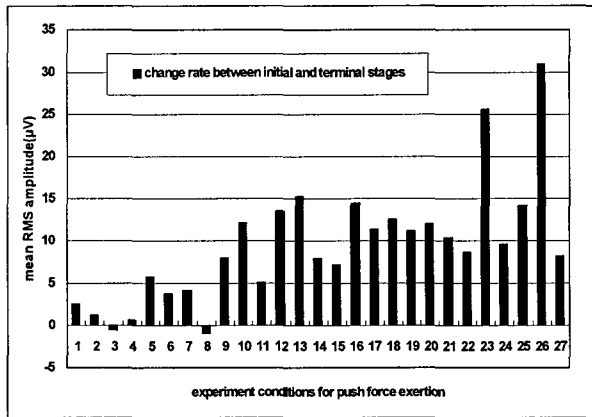
#### 3.1 근전도의 RMS에 따른 피로도 분석

Push의 경우 척추수근신근(ECU)이 가장 주요하게 동원됨으로써 각 실험조건에 대한 시작점과 종결점에 대한 RMS 진폭의 변화량을 살펴보면, Figure 1과 같이 실험조건 3과 8을 제외하고는 모든 실험조건에 대하여 작업 종결점에서 RMS 진폭값이 증가하는 것으로 나타났다.

또한 실험조건 1~ 8까지의 10%MVC에서는 증가량이 적은 것으로 나타났으나, 30%MVC이상의 실험조건에서는 그 증가량이 10%MVC 비해 상당히 증가함을 알 수 있다. 특히 척추수근신근에 대하여 실험조건에 따라 가장 큰 변화량을 보인 실험조건은 26(%MVC=50%, SHF=90°, SHA=0°, EF=0°, WT=20sec., RT=50%)로써 30.965의 증가를 나타내었으며, 다음으로 실험조건 23(%MVC=50%, SHF=60°, SHA=-30°, EF=60°, WT=20sec., RT=50%)으로 25.7130의 평균 RMS 진폭값의 증가를 나타내었다. 그러나 Table 5의 척추수근신근에 대한 RMS 진폭 변화량 분산분석의 결과, %MVC에 대하여 10% MVC에서는 3.8590, 30%MVC에서 11.0659, 그리고 50%에서 13.4214의 평균 RMS 진폭 변화량의 유의적인 차이를 나타내었으나(p<0.05), 다른 변수에 대해서는 유의적인 차이를 보이지는 않았다.

Figure 2의 척추수근신근(ECU)에 대한 %MVC와 의무사이클에 따른 RMS 평균 변화량을 살펴보면 10%MVC에서 의무사이클이 33%, 50%, 67%일 때 모두 가장 낮은 RMS 변화량을 보이고 있으며, %MVC가 증가함에 따라 33%, 67%의 의무사이클에서는 모두 증가하는 경향을 보이고 있으나, 50%의무사이클에서는 30%MVC에서 가장 큰 값을 나타내고 있다. 따라서 척추수근신근의 경우 작업에 따른 의무사이클의 변화가 피로에 영향을 미

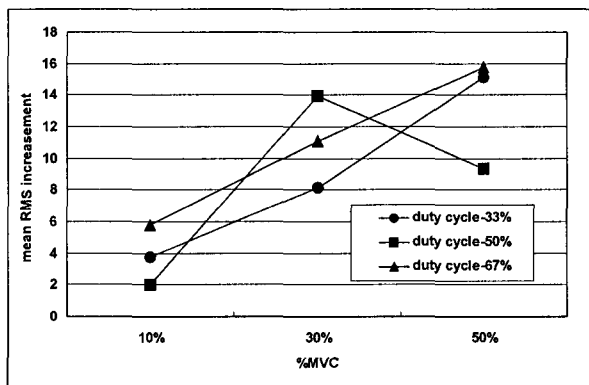
치는 것으로 나타났으며, 50%MVC이상의 조건에서는 의 무사이클에 관계없이 10%MVC에서 보다 2배 이상의 증가를 나타내고 있음을 알 수 있다.



<Figure 1> Mean RMS amplitude change rate of ECU by push force exertion

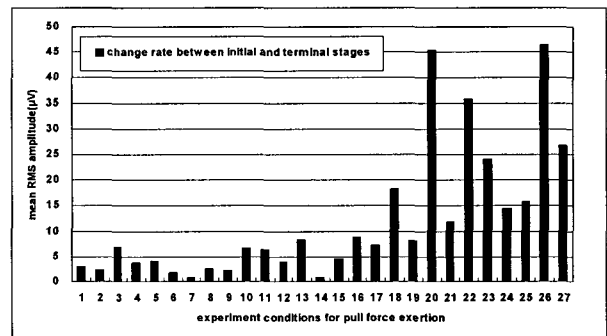
<Table 4> ANOVA for the RMS change rate of ECU by push force exertion

Source	SS	DF	MS	F-Value	P-Value
%MVC	446.79	2	223.39	5.61	0.016*
SHF	54.46	2	27.23	0.68	0.521
SHA	20.23	2	10.12	0.25	0.779
EF	25.55	2	12.77	0.32	0.731
WT	65.19	2	32.60	0.82	0.461
RT	28.74	2	14.37	0.36	0.703
Error	557.32	14	39.81		
Total	1198.29	26			



<Figure 2> Mean RMS increase of ECU by duty cycle and %MVC

Pull에 대한 RMS 값을 경향을 살펴보기 위하여 요측 수근굴근(FCR)에 대하여 Figure 3과 같이 시작점과 종결점에 대하여 평균 RMS 진폭의 변화량을 살펴보면, 모든 pull 실험조건에 대하여 평균 RMS 진폭값이 증가하고 있음을 보여주고 있으며, push와 비교해서 10%MVC에 해당하는 1~의 실험조건뿐만 아니라 30%MVC에 해당하는 10~3의 실험조건에서도 낮은 변화량을 보이고 있다. 그러나 50%MVC에서는 오히려 push의 경우보다 훨씬 높은 평균 RMS 진폭값의 증가를 보이고 있음을 알 수 있다. 특히 가장 변화량이 큰 실험조건은 26(%MVC=50%, SHF=90°, SHA=0°, EF=0°, WT=20sec., RT=50%)으로써 46.5067의 평균 RMS 진폭값의 증가를 보였으며, 다음으로 실험조건 20(%MVC=50%, SHF=30°, SHA=30°, EF=30°, WT=20sec., RT=50%)으로써 45.3163의 평균 RMS 진폭값의 증가를 보이고 있다.



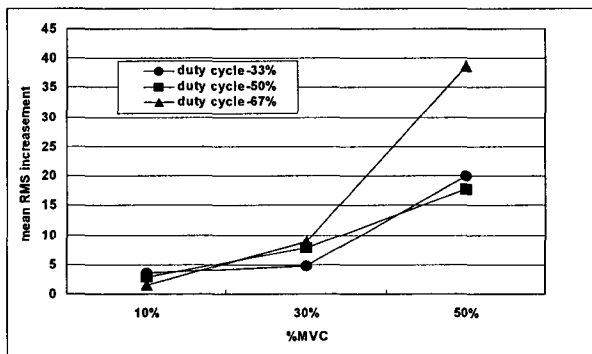
<Figure 3> Mean RMS amplitude change rate of FCR by pull force exertion

요측수근굴근의 RMS 진폭 변화량에 대한 분산분석의 결과도 Table 5와 같이 10%MVC에서는 2.7207, 30%MVC에서 7.2386, 그리고 50%에서 25.4577의 평균 RMS 진폭 변화량의 유의적인 차이를 보이고 있으나( $p < 0.01$ ), 다른 변수에 대해서는 유의적인 차이를 보이지 않고 있다.

<Table 5> ANOVA for the RMS change rate of FCR by pull force exertion

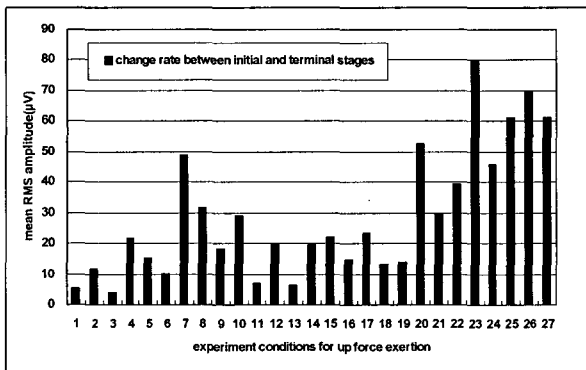
Source	SS	DF	MS	F-Value	P-Value
%MVC	2607.95	2	1303.98	15.09	0.0003**
SHF	87.85	2	43.92	0.51	0.6121
SHA	78.53	2	39.27	0.45	0.6438
EF	14.08	2	7.04	0.08	0.9222
WT	184.39	2	92.19	1.07	0.3704
RT	285.57	2	142.78	1.65	0.2268
Error	1209.54	14	86.40		
Total	4467.90	26			

요측수근굴근(FCR)에 있어 의무사이클에 따른 평균 RMS 진폭의 변화량을 살펴보면 Figure 4와 같이 모든 의무사이클에 대하여 10%와 30%MVC에서는 낮은 증가량을 보이고 있으나, 50%MVC에 있어서는 67% 의무사이클의 경우 평균 RMS 변화량이 가장 크게 증가하는 것으로 나타났다. 따라서 요측수근굴근의 경우 10%와 30%MVC에서는 작업에 따른 피로의 영향이 적으나 50%MVC에서는 의무사이클이 50%를 넘을 경우 피로의 영향이 크게 작용하는 것으로 나타났다.



<Figure 4> Mean RMS increase of FRC by duty cycle and %MVC

Up에 대해서는 상완이두근(BB)을 대상으로 Figure 5와 같이 시작점과 종결점에 대하여 평균 RMS 진폭을 값을 통하여 변화량을 보여주고 있으며, 모든 up 실험조건에 대하여 평균 RMS 진폭값이 증가하고 있음을 보여주고 있다. 가장 변화량이 큰 실험조건은 23(%MVC=50%, SHF=60°, SHA=-30°, EF=60°, WT=20sec., RT=50%)으로써 79.7700의 평균 RMS 진폭 값의 차이를 보였으며, 다음으로 실험조건 26(%MVC=50%, SHF=90°, SHA=0°, EF=0°, WT=20sec., RT=50%)으로써 69.8920의 평균 RMS 진폭 변화량의 차이를 보이고 있다.



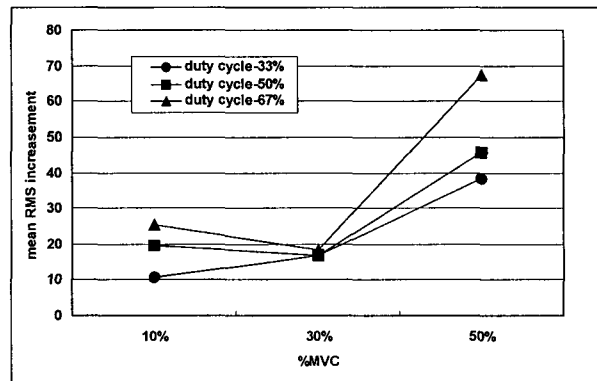
<Figure 5> Mean RMS amplitude change rate of BB by up force exertion

상완이두근의 평균 RMS 진폭 변화량에 대한 분산분석의 결과 Table 6과 같이 %MVC뿐만 아니라 어깨굴곡(SHF), 팔꿈치 굴곡(EF) 그리고 휴식시간(RT)에 대해 유의적인 차이를 보여주고 있다( $p < 0.05$ ). 어깨굴곡 각도가 증가함에 따라 그 변화량이  $19.3789(30^\circ) < 28.9187(60^\circ) < 38.0590(90^\circ)$ 의 증가량이 크게 나타났으며, 팔꿈치 굴곡에 대해서는  $21.6659(30^\circ) < 29.0787(60^\circ) < 35.6119(90^\circ)$ 로 팔꿈치 굴곡이 60°일 때 가장 큰 변화량을 보였으며, 휴식시간에서는 작업시간에 대해 각각 50%, 100%, 200%일 때, 37.0929, 27.3181, 그리고 21.9455로 50%일 때 가장 큰 변화량을 나타내었다.

<Table 6> ANOVA for the RMS change rate of BB by up force exertion

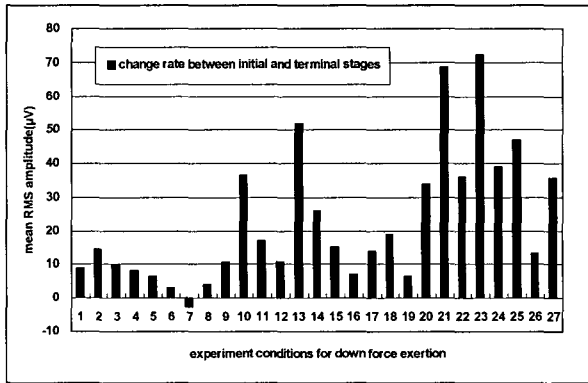
Source	SS	DF	MS	F-Value	P-Value
%MVC	6322.99	2	3161.49	36.16	0.001**
SHF	1570.50	2	785.25	8.98	0.003**
SHA	227.11	2	113.55	1.30	0.303
EF	876.37	2	438.18	5.01	0.022*
WT	475.21	2	237.60	2.72	0.101
RT	1061.57	2	530.78	6.07	0.011*
Error	1224.08	14	87.43		
Total	11757.82	26			

Up에 있어 상완이두근(BB)의 %MVC와 의무사이클에 따른 평균 RMS 진폭의 변화량을 살펴보면 Figure 6에 나타난 것처럼, 10%와 30%의 MVC에서는 의무사이클에 따른 영향에 따른 평균 RMS 진폭의 변화량이 유사하나, 의무사이클이 67%일 때 평균 RMS 진폭의 변화량이 급속하게 증가하는 것을 볼 수 있다. 따라서 상완삼두근 또한 의무사이클이 50%를 넘을 경우 피로량이 급속하게 증가함을 알 수 있다.



<Figure 6> Mean RMS increase of BB by duty cycle and %MVC

Down에 대한 상완삼두근(TB)의 평균 RMS 변화량은 앞의 push 및 pull형태와 유사한 결과를 Figure 7에서 보여주고 있다. 실험조건에 따른 시작점과 종결점에 있어, 평균 RMS의 가장 큰 변화량을 보인 작업은 23(% MVC=50%, SHF=60°, SHA=-30°, EF=60°, WT=20sec., RT=50%)으로 72.4579의 증가량을 보이고 있으며, 다음으로 실험조건 21(%MVC=50%, SHF=30°, SHA=30°, EF=30°, WT=20sec., RT=100%)로 62.8027의 평균 RMS의 증가를 보이고 있다. 그러나 Table 7에서 처럼 %MVC에 대하여 유의적인 차이를 나타내었다.

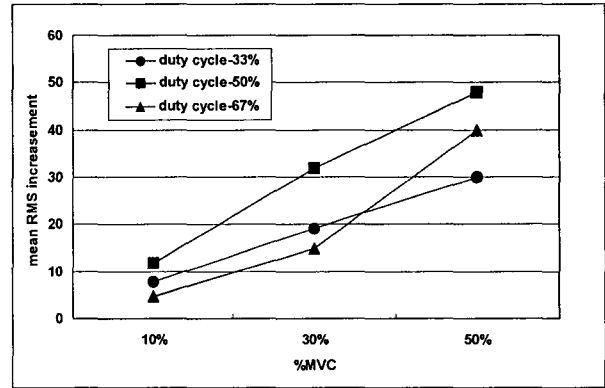


<Figure 7> Mean RMS amplitude change rate of TB by down force exertion

Down에 있어 상완삼두근(TB)에 대한 %MVC와 의무사이클에 따른 평균 RMS 진폭의 변화량은 Figure. 8에서 처럼 앞의 push, pull 그리고 up의 형태와 다른 결과를 보여주고 있다. Down위의 힘 발휘 형태들은 근육의 동원 정도가 큰 근육들이 의무사이클의 증가에 따라 그 변화량이 큰 것으로 나타났으나, down 작업에 따른 상완삼두근의 경우 %MVC가 증가에 따라 평균 RMS 진폭의 변화량이 증가하고 있으나, 의무사이클이 67%일 때보다 50%일 때가 더욱 많은 증가량을 보이고 있다.

<Table 7> ANOVA for the RMS change rate of TB by down force exertion

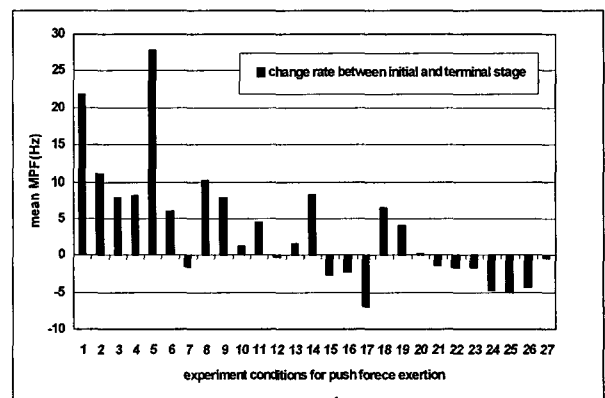
Source	SS	DF	MS	F-Value	P-Value
%MVC	4385.65	2	2192.83	7.71	0.006**
SHF	691.76	2	345.88	1.22	0.326
SHA	158.09	2	79.04	0.28	0.762
EF	283.54	2	141.77	0.50	0.618
WT	12.44	2	6.22	0.02	0.978
RT	743.18	2	371.59	1.31	0.302
Error	3982.93	14	284.50		
Total	10257.58	26			



<Figure 8> Mean RMS increment of TB by duty cycle and %MVC

### 3.2 근전도의 MPF에 따른 피로도 분석

MPF분석은 작업의 시작 시점에서 종결 시점에서의 전이(shift) 과정에서의 변화를 파악하기 위하여 수행되었다. Push의 척추수근신근(ECU)에 대한 평균 MPF의 변화량은 Figure 9에서 처럼 10%MVC에 해당하는 1~까지의 실험조건에서는 시작시점보다 종결시점에서 높은 주파수대로 전이하는 현상을 보이다가 10~ 7의 실험조건으로 감에 따라 점차 낮은 주파수대로 전이하는 경향을 보이고 있다. 이러한 척추수근신근의 평균 MPF 변화량에 대한 분산분석의 결과는 Table 8과 같으며, %MVC에 대하여 유의적인 차이를 보이고 있다(p<0.05).



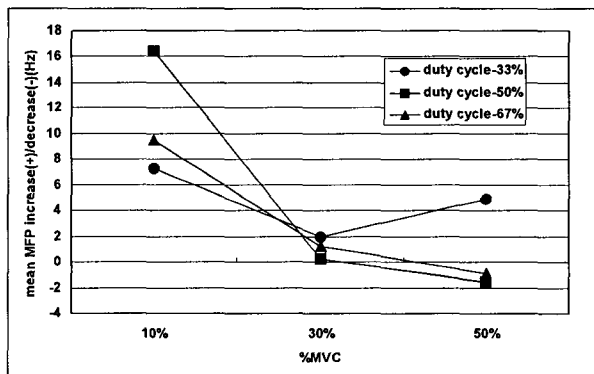
<Figure 9> Mean MPF change rate of ECU by push force exertion

요추수근골근(ECU)의 의무사이클에 따른 변화량을 살펴보면 Figure 10과 같이 %MVC가 10%일 때, 평균 MPF의 변화량은 증가하는 경향을 보이고 있다. 이는 작업 강도가 근육의 활동 전위에 영향을 미치지 못하여 발생

하는 것으로 보이며, %MVC의 증가와 함께 의무사이클이 67%로 변함에 따라 평균 MPF의 변화량이 감소하는 것으로 나타났으나, 의무사이클이 33%일 경우 작업의 경과에 따른 평균 MPF 변화량이 감소하지 않음에 따라 근피로에 대한 영향이 적은 것으로 나타났다.

<Table 8> ANOVA of MPF change rate of ECU by push force exertion.

Source	SS	DF	MS	F-value	P-value
%MVC	610.64	2	305.32	5.19	0.021*
SHF	184.63	2	92.31	1.57	0.243
SHA	30.43	2	15.22	0.26	0.776
EF	3.98	2	1.98	0.03	0.967
WT	59.33	2	29.67	0.50	0.615
RT	16.35	2	8.17	0.14	0.872
Error	824.33	14	58.88		
Total	1729.68	26			

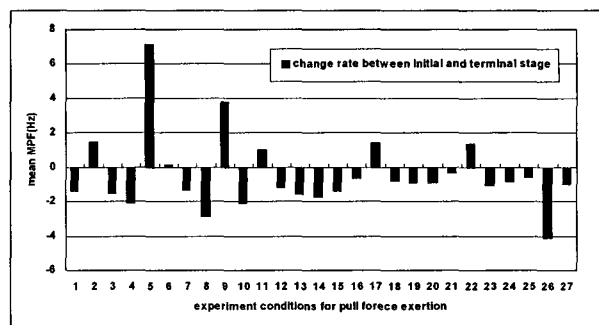


<Figure 10> Mean MPF increase/decrease of ECU by duty cycle and %MVC

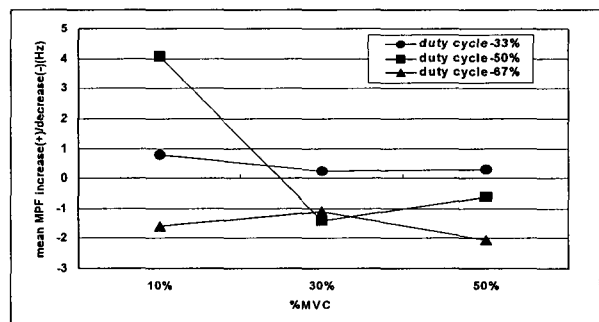
Pull에 있어 근육 동원 정도가 가장 큰 요측수근굴근(FCR)에 대한 평균 MPF의 변화량 Figure 11과 같으며, 각 실험 요인에 대해서는 유의적 차이를 보이지 못했다 ( $p>0.01$ ). Figure 12는 %MVC와 의무사이클에 따른 척측수근신근의 평균 MPF 변화를 나타내고 있다. 의무사이클이 33%일 때는 %MVC에 관계없이 평균 MPF 변화량이 모두 증가하는 것으로 나타난 반면, 의무사이클이 67%일 때는 모두 MPF 변화량이 감소하는 것으로 나타났다.

Up에 대한 평균 MPF 변화량을 상완이두근(BB)을 대상으로 살펴보면, Figure 13과 같이 대부분의 작업에서 시작점과 종결점에 대하여 감소하는 경향을 보이고 있

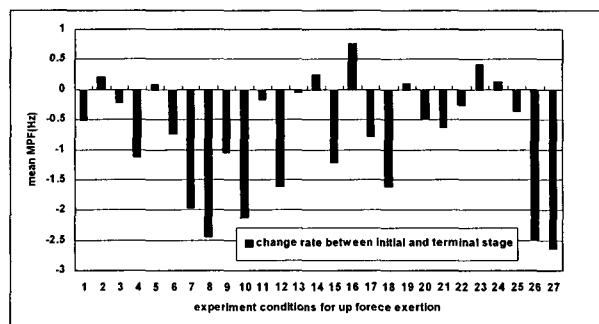
으며, Table 9의 평균 MPF 변화량에 대한 분산분석의 결과, 어깨굴곡(SHF)과 어깨 외전/내전(SHA)에 대하여 유의적인 차이를 보이고 있으며( $p<0.05$ ), 어깨의 굴곡 각도가 30°, 60°, 90°일 때 각각의 평균 MPF 변화량은 0.6055, 0.2782, 1.4999로 나타나 팔의 각도가 60°일 때가 가장 적은 변화량을 보이고 있으며, 어깨 외전/내전에 대해서는 내전 30°일 때 0.2066, 중립 0°일 때 1.2427, 그리고 외전 -30°일 때 0.8344로서 내전과 외전일 때 종결점에 서의 평균 MPF 증가량이 가장 적으로 것으로 나타났다.



<Figure 11> Mean MPF change rate of FCR by pull force exertion



<Figure 12> Mean MPF increase/decrease of FCR by duty cycle and %MVC

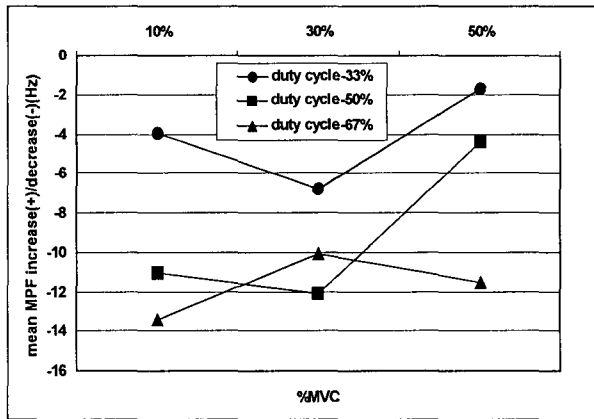


<Figure 13> Mean MPF change rate of BB by up force exertion

<Table 9> ANOVA of MPF change rate of BB by up force exertion.

Source	SS	DF	MS	F-value	P-value
%MVC	0.15	2	0.07	0.13	0.875
SHF	5.99	2	2.99	5.46	0.018*
SHA	4.90	2	2.45	4.47	0.031*
EF	1.21	2	0.61	1.11	0.358
WT	1.24	2	0.62	1.13	0.350
RT	3.03	2	1.52	2.76	0.097
Error	7.68	14	0.55		
Total	24.21	26			

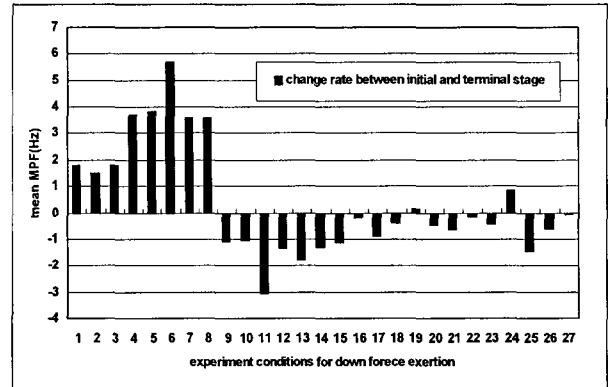
상완이두근(BB)에 대한 %MVC와 의무사이클에 따른 변화량을 살펴보면 Figure 14와 같이 모두 종결점에서 감소하는 결과를 보이고 있다. 특히 휴식시간(RT)이 200%에서 50%로 감소함에 따라 감소량은 증가하는 것으로 나타났으며, 작업시간이 30sec.일 때 그 작업 종결 시점에서의 감소량이 가장 큰 것으로 나타났다.



<Figure 14> Mean MPF increase/decrease of BB by duty cycle and %MVC

Down에 대한 평균 MPF 변화량을 상완삼두근(TB)을 대상으로 살펴보면 작업시작점과 종결시점의 실험조건에 따른 변화량은 Figure 15와 같이 10%MVC에 해당되는 1~ 실험조건에 있어서는 대체로 종결시점에서 증가하는 경향을 보이고 있으나, 30%와 50%MVC에서는 모두 감소하는 것으로 나타났지만 유의적인 차이는 없었다( $p>0.05$ ). 상완삼두근(TB)에 대한 %MVC와 의무사이클에 따른 평균 MPF의 변화량을 살펴보면 Figure 16과 같이 의무사이클이 33%일 경우 평균 MPF 변화량이 증

가하고 있으며, 50%와 67%의 의무사이클은 모두 감소하는 경향을 보이고 있으나, 50%의 의무사이클이 10%MVC에서는 더 낮은 값을 보여주고 있다.



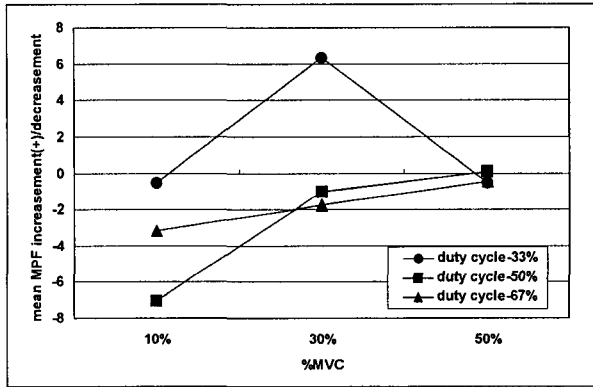
<Figure 15> Mean MPF change rate of TB by down force exertion

### 3.2 주관적 불편도의 분석

주관적 불편도의 분석에서는 Borg's CR10 값을 이용하여 각 힘 발휘형태에 따른 특성을 분석함과 동시에 일반적으로 Borg의 10점 척도로 측정된 불편도 수준은 근지구력 시간에 따라 선형적으로 증가하는 것으로 보고되고 있으며, 이러한 불편도의 시간에 따른 특성을 이용하여 근지구력 시간에 따른 퍼센트 비율은 정적인 자세의 최대 유지 시간과 관련한 권고를 만드는 도구로 이용될 수 있다<sup>8)9)10)</sup>. 따라서 본 연구에서의 근지구력 형태인 단속적 등척성 근지구력(intermittent isometric endurance) 또한 작업시간만을 고려할 경우, Table 10과 같이 근지구력 시간에 차이를 보이고 있으며 또한 이러한 특성이 연속적 등척성 근지구력의 특성을 반영한다는 가정하에, 전체 단Borg scale 값이 3 이하이거나 근지구력 시간이 20%이하인 시점을 피로 없이 작업을 지속할 수 있는 수용 가능한 기준(acceptable limit)으로 설정하고 각 힘 발휘형태와 %MVC에 따른 수용 가능 한계를 비교하였다.

먼저 힘 발휘형태와 신체 부위에 따른 평균 Borg's CR10 값은 Table 11과 같이 push의 경우 상완과 어깨가 높은 값을 보였으며, pull에서는 손에서 가장 많은 불편도를 보이고 있다. 특히 up의 경우는 상완과 어깨에서 대해서 다른 힘 발휘 형태에 비해 상대적으로 높은 신체 불편도를 나타내었다. 그리고 down은 상대적으로 낮은 평균 불편도를 보였다.





<Figure 16> Mean MPF increase/decrease of TB by duty cycle and %MVC

<Table 10> Mean endurance time by force exertion types(sec.)

	Push	Pull	Up	Down
mean	552.65	586.39	457.91	542.65
s.d.	116.16	35.41	152.28	112.58

<Table 11> The discomfort of body parts by force exertion types.

body part \ task	push		pull		up		down	
	mean	s.d.	mean	s.d.	mean	s.d.	mean	s.d.
hand	2.436	1.293	2.740	1.093	2.350	0.863	1.861	0.673
forearm	2.508	1.339	2.067	1.080	3.051	1.056	1.587	0.766
upper arm	2.861	1.472	2.540	1.288	3.968	1.150	2.691	1.226
shoulder	3.095	1.638	2.259	0.941	3.957	1.022	2.379	1.218

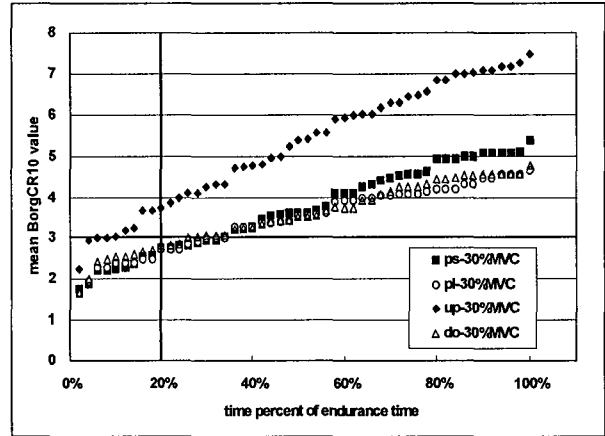
<Table 12> ANOVA results for body part by force exertion type and factors

body part \ factor	hand				forearm			
	push	pull	up	down	push	pull	up	down
%MVC	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**
SHF(deg.)	60°<30°<90**	ns	ns	ns	30°<60°<90**	90°<60°<30**	ns	ns
SHA(deg.)	ns#	ns	ns	ns	ns	0°<30°<30**	ns	ns
EF(deg.)	ns	ns	ns	0°<30°<60**	0°<30°<60**	0°<60°<90**	ns	ns
WT(sec.)	10°<20°<30**	10°<20°<30**	ns	10°<20°<30**	10°<20°<30**	10°<20°<30**	ns	10°<20°<30**
RT(%)	200%<100%<50%**	200%<100%<50%**	ns	200%<100%<50**	200%<100%<50%**	200%<100%<50%**	ns	ns
body part \ factor	upper arm				shoulder			
	push	pull	up	down	push	pull	up	down
%MVC	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**	10%<20%<30%**
SHF	30°<60°<90**	90°<60°<30**	ns	ns	30°<60°<90**	ns	30°<60°<90**	30°<60°<90**
SHA	ns	30°<0°<30**	ns	ns	ns	0°<30°<30*	ns	ns
EF	0°<30°<60**	0°<30°<60**	ns	0°<60°<30*	0°<30°<60**	ns	ns	ns
WT	10°<20°<30**	10°<20°<30**	ns	10°<20°<30**	ns	ns	ns	10°<20°<30**
RT	200%<100%<50%**	200%<100%<50%**	ns	200%<100%<50**	200%<100%<50**	200%<100%<50**	ns	200%<100%<50**

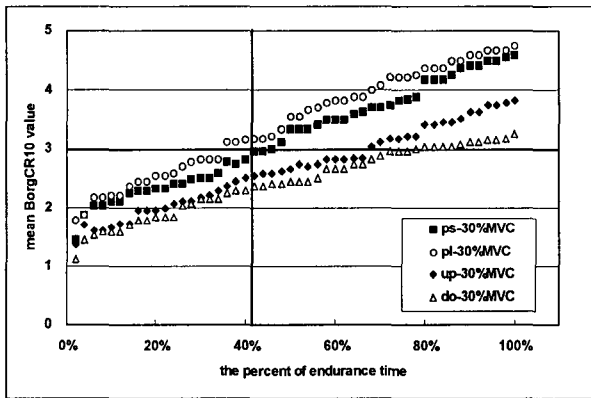
각 신체 부위에 대한 Borg's CR10 값을 이용한 주관적 불편도의 결과는 Table 12와 같이 실험조합에 따라 다양한 특성을 보이고 있다. 각 신체부위에 대한 불편도는 힘 발휘 형태에 관계없이 %MVC에 대하여 모두 유의적인 차이를 보이고 있으며, 10%MVC보다 50%MVC가 됨에 따라 손의 경우 평균 불편도가 1.4459에서 4.0571로, 전완의 경우는 1.4583에서 4.2132로, 상완의 경우 2.0650에서 5.30395로, 그리고 어깨의 경우 2.1794에서 5.0791로 2배 이상 증가함을 보였다. 어깨굴곡(SHF), 어깨 내전/외전(SHA) 및 팔꿈치 굴곡(EF)의 경우 각 신체부위에 대하여 push 힘 발휘 형태에서 어깨굴곡이 90°일 때 높은 불편도를 보인 반면, pull 힘 발휘 형태에서는 전완과 상완에서 90°일 때 오히려 낮은 불편도를 보이고 있으며, 팔꿈치 굴곡에서는 손을 제외한 나머지 신체부위에 대하여 각도가 증가할수록 불편도가 유의적으로 증가하는 것으로 나타났다. 그러나 up의 힘 발휘 형태에서는 모두 유의적인 차이를 보이지 않았으며, 이는 %MVC가 상대적으로 up 힘 발휘 형태에서는 다른 요인에 비해 주관적 불편도에서 크게 작용하기 때문으로 판단된다. 작업시간(WT)과 휴식시간(RT) 또한 up을 제외한 모든 힘 발휘 형태에 대하여 작업시간이 증가할수록, 휴식시간이 감소할수록 불편도가 증가하는 것으로 나타났다.

Figure. 17 ~ Figure 20은 근지구력에 시간의 퍼센트에 대한 힘 발휘 시간과 30%MVC 따른 신체 부위별 불편도 값의 변화를 보여주고 있다. 손과 전완의 경우 push와 pull에서 up과 down의 힘 발휘 형태에 비해 상대적으로 높은 불편도를 보이고 있으며, 모든 힘 발휘 형태에 대하여 근지구력 시간의 40%까지 Borg's CR10 값이 3점 이하를 나타내고 있는 반면 상완과 어깨의 경우는 up의 힘 발휘 형태에서 시작시점에서부터 3점이 가

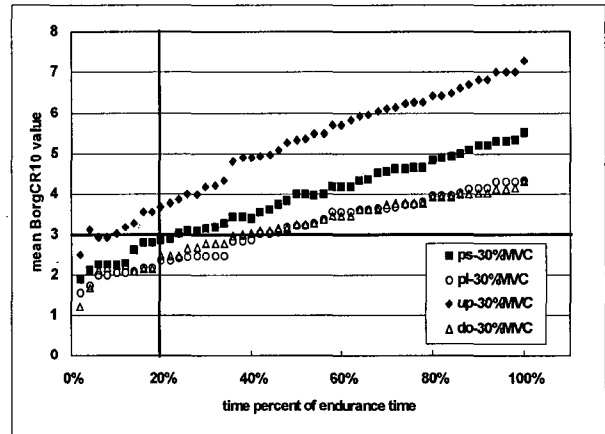
까운 값을 보이고 있다. 또한 Figure 21 ~ Figure 24는 50%MVC하에서의 신체 부위별 불편도를 나타내고 있으며 30%MVC하에서와 비교해 볼 때, 근지구력 시간의 20%지점에서 힘 발휘 형태에 관계없이 모두 Borg's CR10 값이 3점 이상을 보이고 있다. 따라서 작업시 힘 발휘의 정도는 10%미만으로 유지하는 바람직한 것으로 보이며, 30%MVC하에서는 push와 pull의 경우 전체 근지구력 시간의 40%이상 유지될 경우 충분한 휴식시간을 제공하는 것이 바람직한 것으로 보인다. 또한 50%MVC하에서는 힘 발휘 형태와 관계없이 20%지점 이하에서 3점 이상의 값을 나타내고 있음으로 이러한 힘 발휘 형태에서는 피로뿐만 아니라 상해에 영향을 미칠 수 있으므로, 회복시간뿐만 아니라 작업의 개선을 통한 조정이 필요한 것으로 보이며, 특히 up의 힘 발휘 형태는 30%MVC에서도 3점 이상의 값을 나타냄으로 작업장 설계시 반드시 배제되어야 할 형태라고 볼 수 있다.



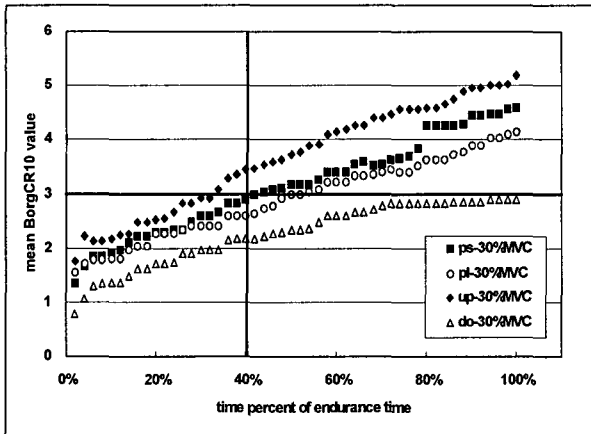
<Figure 19> Mean Borg's CR10 value for upper arm by time percent of endurance time at 30%MVC



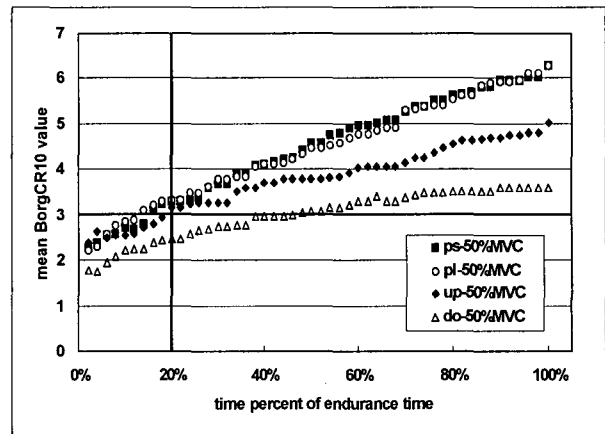
<Figure. 17> Mean Borg's CR10 value for hand by time percent of endurance time at 30%MVC.



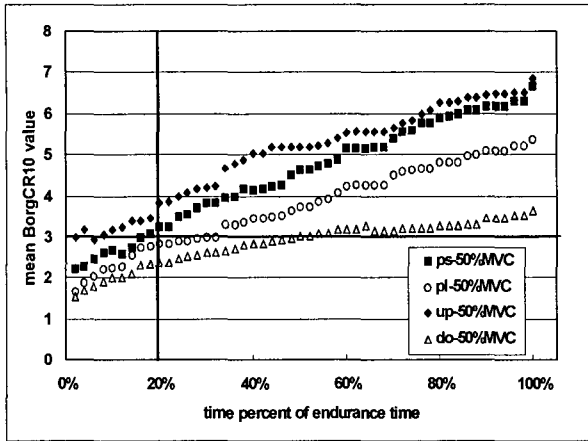
<Figure 20> Mean Borg's CR10 value for shoulder by time percent of endurance time at 30%MVC.



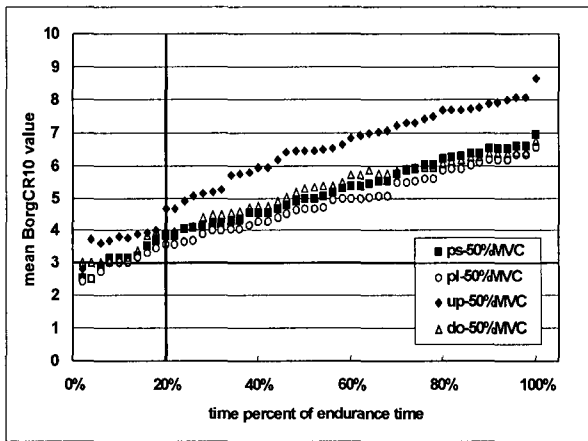
<Figure 18> Mean Borg's CR10 value for forearm by time percent of endurance time at 30%MVC.



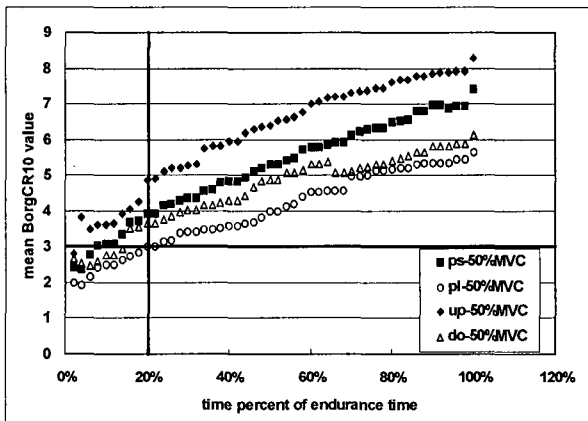
<Figure 21> Mean Borg's CR10 value for hand by time percent of endurance time at 50%MVC



<Figure 22> Mean Borg's CR10 value for forearm by time percent of endurance time at 50%MVC.



<Figure 23> Mean Borg's CR10 value for upper arm by time percent of endurance time at 50%MVC



<Figure 24> Mean Borg's CR10 value for shoulder by time percent of endurance time at 50%MVC.

#### 4. 결론

본 연구에서는 다양한 실험조건에 따른 상지 근육의 EMG 평균 RMS 변화량과 평균 MPF 변화량을 이용하여 주동근을 대상으로 피로 특성을 분석하였으며, 주관적 불편도를 통하여 전체 단속적 근지구력 시간에 따른 수용한계를 제안하였다.

평균 RMS의 변화량 분석에서는 실험조건에 관계없이 전체적으로 작업 시작시점과 종결시점의 비교에서 평균 RMS값이 증가하는 경향을 보였으며, push, pull 및 down의 경우 각각의 주동근들은 %MVC에 대해, 그리고 up의 경우 %MVC, 어깨 굴곡 그리고 팔꿈치 굴곡에 대하여 유의적인 차이를 보였다. 작업 휴식주기에 따른 RMS 변화량의 분석에서는 의무사이클이 50% 이상이 될 때 평균 RMS의 변화량이 상당히 증가함을 보여줌으로써 작업과 휴식시간의 관계가 작업에 따른 피로를 증대시키는 것으로 나타났으며, 특히 %MVC가 커질수록 이러한 의무사이클의 영향은 더욱 커지는 것으로 나타났다. MPF분석에서는 push의 최측근굴과 up의 상완이두근에 대하여 %MVC에 대하여 유의적으로 감소하는 경향을 나타내었으며, push와 down은 10%MVC에서는 대체로 MPF값이 높은 주파수대로 전이하는 경향을 보였으며, up의 경우에는 %MVC에 관계없이 낮은 주파수대로 전이하는 경향을 보였다. 특히 up과 down에 대한 의무사이클의 분석에서는 30%MVC 이하의 작업에서는 의무사이클이 33%일 때도 감소하는 경향을 보였다.

힘 발휘 특성에 따른 주관적 불편도는 %MVC 및 작업과 휴식 시간에 상당한 영향을 받는 것으로 나타났으며, 손의 경우 push와 pull, 전완과 상완의 경우 up, 그리고 어깨의 경우 up과 push의 경우가 높게 나타났으며, down은 대체로 낮은 불편도를 보였다. 또한 근지구력 시간에 따른 주관적 불편도는 30%MVC이하에서는 손과 전완의 경우는 근지구력 시간의 40%까지 3점이상의 값을 나타낸 반면 상완과 어깨의 경우는 근지구력 시간의 20%지점에서 3점 이상 또는 그에 가까운 값을 나타내었고, 50%MVC에서는 대부분의 힘 발휘 형태에서 근지구력 시간의 20%지점에서 3점 이상의 값을 나타내었다. 이는 단지 작업과 작업사이의 미세 휴식만으로 작업자의 피로를 회복하는데는 불충분함을 보이고 있다.

본 연구의 결과 상지를 이용한 작업장의 설계에 있어 %MVC가 가장 우선적으로 고려되어야 할 뿐만 아니라 힘 발휘 형태에 따라 자세의 특성을 고려해야 하는 것으로 나타났으며, 단순히 작업시간 및 휴식시간의 개별적인 고려보다는 이들의 조합의 형태인 의무사이클을 고려한 설계가 필요한 것으로 나타났다. 주관적 불편도에서는 단속적 근지구력을 발휘하는 작업이라도 작업-휴

식 주기만이 아니라 피로를 회복할 수 있는 충분한 휴식시간을 고려하는 것이 필요한 것으로 보인다.

#### 참고문헌

- [1] Aptel, M., Aublet-Cuvelier, Agnès. and Cnockaert, J., C.; "Work-related musculoskeletal disorders of the upper limb," *Joint Bone Spine*, 69 : 546-555, 2002.
- [2] Bernard, B., Booth-Jones, A., Fairfield-Estill, C., Fine, L., Habe, D., Hales, T., Putz-Anderson, V. and Votaw, D.; "The Magnitude, Science Base, and Solutions for One of the Largest Occupational Health Problems in the United States," *Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress*, pp. 4-5, 2000.
- [3] 노동부; "2002 산업재해분석," pp. 10-13, 2002.
- [4] Herman, A.; "Statement by the Secretary of Labor," Alexis M., Herman : pening of the Hearings on the Ergonomics Standard, Occupational Safety and Health Administration, Department of Labor, Washington DC, 2000.
- [5] NIOSH; "Musculoskeletal disorders and workplace factors : critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back," NIOSH publication, No. 97-141, DHHS, Cincinnati, 1997.
- [6] Kilbom, Å; "Repetitive work of the upper extremity : Part II - The scientific basis(knowledge base) for the guide," *International Journal of Industrial Ergonomics*, 14(1-2) : 59-86, 1994
- [7] Westgaard R. H. and Winkel, J.; "Guidelines for occupational musculoskeletal load as a basis for intervention : critical review," *Applied Ergonomics*, 27(2) : 79-88, 1996.
- [8] Borg, G.; "Psychophysical scaling with applications in physical work and perception of exertion," *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, 16 : 55-58, 1990.
- [9] Dul, J., Douwes, M. and Smitt, P.; "A work-rest model for static postures," In : *Proc. 11th Congress of the International Ergonomics Association*, Taylor and Francis, London, pp. 93-95, 1990.
- [10] Meijst, W., Dul, J. and Haslegrave, C. : *Maximum holding times for static standing postures*, TNO Institute of Preventive Health Care. Leiden. 1995.