

# 근전도를 이용한 L5/S1에서의 요추부하 평가에 관한 연구 - A Study on the Evaluation of Compression Force at the L5/S1 using Electromyography -

양 성 환\*  
Yang, Sung-Hwan

## Abstract

This study evaluated the compression force at the L5/S1 disc using EMG(Electromyography). EMG signals were analyzed under the condition of fixed vertical factor (20Cm~80Cm), two horizontal factors (35Cm, 55Cm), and two weight factors (10Kg, 25Kg) 2 times per minute for each posture. Also, the result was compared with the compression force of each posture which computed by the equation of NIOSH(National Institute for Occupational Safety and Health) guide to manual lifting(1991). The experimental result show that EMG signals have more an effect on the Weight than the Horizontal factors. Also, there are not significant differences on the analysis result of EMG signals between Health members and not, because the body buildings which doing Health members are not enhanced the motor unit due to the MMH(Manual Material Handling).

## 1. 서론

기술의 발달은 매우 급속하게 산업 사회를 변화시키고 있지만, 근로자의 건강과 안전에 대한 재해 발생 빈도는 감소되지 않고 있으며, 작업자의 작업환경은 더 나빠지고 있다. 또한, 생산성 향상의 올바른 정의가 이루어지지 않은 현실에서 작업자를 고려한 작업장 설계나 작업 방법이 이루어지지 않고 있음으로 인해 작업자의 건강과 안전에 많은 유해 원인을 내포하고 있을 뿐만 아니라, 장기적으로 경제적 손실을 가져오고 있다.

본 연구는 자동차 관련 제품인 브레이크를 만드는 M 제조업체에서 요통 재해를 감소시키기 위해 실시되었다. 요통 재해의 분석은 현 작업장의 요추부하를 측정하여 작업장을 개선시킬 수 있지만, 근본적으로 작업자들에 대한 구체적인 자료는 되지 못하므로, EMG 값을 통해 근육의 활성화 정도를 알아봄으로써 작업장의 상황이 실제로 작업자에게 미치는 근육의 긴장도를 알아보는 것을 목적으로 한다. 근육의 활성화는 근전도를 통해 알아 볼 수 있다. EMG란 근육이 수축하기 이전에 일어나는 Motor Unite의 전기적인 활동을 기록한 것으로 한 집단의 Motor Unite가 활성화될 때 일어나는 수많은 감분극(Depolarization)의 대수적인 합을 기록한 것이다 [11].

---

\* 아주대학교 산업공학과 박사과정

EMG(Electromyography) 수준과 근긴장(Muscle Tension)도 간의 관계에 대한 연구들은 근전도가 골격근(Skeletal Muscle)의 긴장도를 알아보는 좋은 지표임을 지적하고 있다. R. C. Davis는 근긴장도와 운동 수행간의 관계를 알아보는 연구에서 근긴장도가 높을수록 반응시간(Reaction Time)이 빨라짐을 발견하였다[10]. 또한 근긴장도의 증가는 각성수준의 증가와 상관이 있는 것으로 나타난 바, 근긴장 시에는 뇌파 중 알파파의 활성화 또한 차단되는 것으로 밝혀졌다. Malmö는 또한 근전도에 따른 남녀성차에 대한 연구를 통해 일정한 파악(Grasp)수준을 유지하는데 있어 남성에 비해 여성의 EMG 수준이 더 높았음을 밝혔다. 이는 같은 양의 일을 처리하기 위해서는 여성이 남성보다 더 많은 motor unit를 사용해야함을 의미한다[10].

Orbist, Webb, 그리고 Sutterer는 어떤 한 부분의 근육활동이 증가하면 다른 부분의 비 관련 근육의 활성화는 역으로 감소함을 발견하였는데, 이는 적절한 운동을 방해할 가능성을 줄이기 위한 신체의 자발적인 기능 때문이라고 설명하였다[9]. EMG는 통산 원자료를 Integral Circuit에 집어넣어 어떤 주어진 시간대에 발생하는 활성화된 총활동량으로 통합시켜 나타낸다.

본 연구에서는 기본적인 요배근력을 측정하고, 그 작업 자세에서 손과 어깨 등에 미치는 악력을 조사하였고, 1991년 NIOSH(National Institute for Occupational Safety and Health) Lifting Equation에 적용하여 LI(Lifting Index)값을 구하여 작업장의 상태를 정의했다. EMG를 이용하여 작업자의 구체적인 MMH관련 근육의 활성화도와 앞에서 조사한 결과를 비교하여 차이 분석 및 상관관계성을 조사하였다. 또한, 실험이 종료될 때 설문지 조사를 실시하여 작업자의 정신적 작업 부하를 조사했다.

## 2. 실험

### 2.1 실험 장비

EMG Signal Value(신호값; 이하 값)를 측정하기 위해서, MEGA Electronics Ltd.의 ME300 기종을 사용하였다. 이는 두 개의 독립된 EMG Channel을 사용하며, 프로그램이 가능하며, 32 Kbytes RAM Memory를 차지하고 있으며, 최대 45시간을 기록할 수 있고, PC interface, Software를 통해 분석할 수 있는 장비다. Lifting Machine은 <그림 1>에 나타나 있는 것처럼 자동으로 Distance를 맞추도록 자체 설계 제작하였다. 허리를 구부리는 각도를 측정하기 위해 Penny+Giles의 Goniometer를 이용하여 측정하였다. 이것은 Analogue Output(Nominal)가  $-180^{\circ} \sim 180^{\circ}$ , 정확도는 1%이다. 신체의 각 부위의 측정은 Martin식 인체 측정기를 이용하였으며, 요배근력은 BACK-D라는 장비를 사용하여 측정하였다. 이것의 범위는 20~300Kg<sub>f</sub>까지 측정 가능하며, 측정 정확도는  $150 \pm 3\text{Kg}_f$ 까지 측정할 수 있다. 악력의 경우에는 JAMER사의 Hand Dynamometer를 이용하여 각 3회씩 측정하였다.

### 2.2 피실험자

본 연구에서의 피실험자는 42명의 제조 현장에서 근무하는 작업자로서 생산직 Health 동호회 회원(20명 ; Group1)과 비회원(22명 ; Group2)으로, 나이는 20~41세의 남성으로 구성되어 있으며, 이들 모두에게 실험에 대한 충분한 교육을 실시한 후에 실험을 진행했다. 이 두 집단은 현재 모두 MMH(Manual Material Handling)에 관련된 업무를 하고 있는 작업자들이다.

### 2.3 실험 방법

Lifting Machine은 자체 설계 제작하였으며, 실험용 상자는 일반 제조업체에서 통상적으로 사용하고 있는 플라스틱 상자이며, 상자의 규격은  $41 \times 24.5 \times 11.5\text{cm}$ , 자체 무게는 0.9Kg이다. 피실험자들이 Weight에 대한 정보를 알지 못하도록 했으며, 자갈을 가방에 넣어 무게를 10Kg,

25Kg을 맞추었다. 이는 현재 M 제조업체에서 대부분 사용하는 MMH 관련 대상물의 무게이다. 들기 작업에 대한 실험 방법은 1981년 NIOSH Lifting Equation에서 사용한 방법을 응용하여 실시하였다.

Martin식 인체 측정기로 앉은 키, 선키, 손길이, 엄지길이, 손바닥 폭 등을 측정하였고, 체중을 조사하였다. 이에 대한 결과는 <표 2>에 나타내었다. BACK-D를 통해서 요배근력을 조사하고, 각각의 Horizontal, Vertical, Frequency, Distance, Asymmetirc, Coupling 등을 조사하여 요추부하를 1991년 NIOSH Lifting Equation에 입력하여 RWL(Recommended Weight Limit)을 계산한 후에 LI 값을 구하였다. FM은 Frequency를 분당 2회 측정하였으며, CM의 경우, Coupling은 손길이가 있는 플라스틱 상자이기 때문에 "Fair"한 것으로 하여 RWL값을 계산하였다. 이에 대한 것은 <표 4>에 나타내었다.

EMG 값은 <그림 1>에서와 같은 방법으로 실험하여 측정하였다. 모든 실험은 제조 시간 중에 측정하여 실제 작업 시간과 같은 조건을 주도록 하였다.



그림 1. EMG 실험 설계 모형

실험에 사용된 변수는 아래 <표 1>와 같다. 예를 들면, 1C1H1W1의 경우, Horizontal Length가 35cm, Weight가 10kg인 좌측 요배근의 1차 Lifting시에 사용된 변수를 의미한다.

표 1. 실험에 사용된 변수 명칭

	1차							
	ch1(좌측 요배근)				ch2(우측 요배근)			
	H1(35cm)		H2(55cm)		H1(35cm)		H2(55cm)	
	W1(10kg)	W2(25kg)	W1(10kg)	W2(25kg)	W1(10kg)	W2(25kg)	W1(10kg)	W2(25kg)
변수 명칭	1C1H1W1	1C1H1W2	1C1H2W1	1C1H2W2	1C2H1W1	1C2H1W1	1C2H1W1	1C2H1W1

### 3. EMG를 이용한 동작 분석 방법

EMG를 통하여 측정할 수 있는 것은 각 근육의 활동 시기와 정도로서 이것을 이용하여 인체가 발휘하는 힘을 분석할 수 있다. EMG는 근육에 전극을 부착하여 활동 전위의 전위차를 검출하는 것이다. 표면전극을 붙이는 위치는 조사하고자 하는 근육의 근위단에 Active Electrode(+)를 붙이고 원위단에는 Ground Electrode(-)를 붙이며, Reference Electrode는 이들 근육과 관계없는 부위에 붙인다. EMG를 측정하는 순서는 EMG Amplifier Module을 Amplifier Console에 배치 연결시키고 전극을 측정부위에 부착한 다음 Calibration시켜 측정한다.

다. EMG는 임상 의학적인 진단과 상해를 예방하는데 이용될 뿐만 아니라 운동선수의 과학적인 훈련에도 이용될 수 있다[2].

인체가 발휘하는 근력은 중추신경계로부터 발생한 전기적인 자극이 신경을 통하여 각 운동단위로 전달되어 근섬유가 수축함으로써 발휘된다. 이 때 근수축이 일어나고 있는 근육주위에는 아주 미세하지만 전위차가 생기는데 이 미세한 전위차를 증폭시켜 근활동을 전기적인 활동으로 추정하여 기록해 내는 것이 근전도이다.

### 3.1 EMG의 기본 원리

근전도는 반사 및 수의운동시 골격근의 활동을 분석하는데 사용될 수 있다. 골격근이 활동성 수축을 행하는 과정에서 순간적으로 나타나는 활동전위를 근전도를 통하여 기록할 수 있다. 즉 골격근은 신경자극에 의해 - 뉴런의 탈분극이 일어나 활동전위가 발생되며, 활동 전위는 운동종판에 전달되어 여기에 연결된 근섬유를 자극함으로써 운동단위가 지배하는 모든 근섬유에 수축현상이 나타난다. 이때 근섬유 연결부의 막이 자극되면 근섬유에 탈분극이 발생하여 근섬유막의 내외부 전하를 바뀌게 함으로써 근섬유 부근에 전자기장을 형성케 한다.

근전도는 이런 전자기장 내에 전극을 위치시켜 활동전위의 전위차를 검출하는 것이다. 운동단위들이 수축할 때는 아주 짧은 시간 동안에 아주 약한 전위차가 나타나기 때문에 다시 이를 증폭시켜 실제의 오실로스코프나 기록지에 기록해 내는 것이다.

### 3.2 EMG 측정방법

#### 3.2.1 전극(Electrode) 부착 방법

운동단위가 수축할 때 내는 활동 전위를 감지하기 위해서는 전극을 조사하고자 하는 근육에 부착하여야 한다. 전극은 크게 표면전극(Surface Electrode)과 삽입전극(Inserted Electrode)으로 나눌 수 있다. 표면 전극은 근육의 표피에 부착하는 전극으로서 사용하기가 간편하여 체육학 연구에 많이 이용되나 잡음이 많고 표피에만 사용해야 하는 단점이 있다. 삽입 전극은 침전극(Needle Electrode)과 가는 와이어전극(Fine Wire Electrode)이 있는데 근육 속에 침이나 가는 선을 찔러 넣어 활동전위를 조사하는 것이다. 이것은 근육 속 깊은 곳까지 감지할 수 있는 장점이 있으나 연구목적에 따라 너무 복잡하고 세부적인 기록을 얻어내는 경우에 사용하기가 불편하다. 본 연구에서는 Surface Electrode의 일종인 Mecicotest의 Blue Sensor Disposable Electrodes를 사용하였다.

먼저 전극을 붙이기 전에 측정하고자 하는 근육 부위의 피부를 알코올이나 아세톤으로 깨끗이 닦아내야 한다. 피부를 깨끗이 닦아내는 이유는 피부 저항을 줄여 잡음(Cross-talk)을 감소시키기 위함이다. 피부를 깨끗이 닦아낸 후에는 전류가 잘 통하는 유약을 바른다. 근래에 유통되고 있는 제품은 유약이 전극에 함께 붙여져 나오는 것이 대부분이다.

표면 전극을 붙이는 위치는 조사하고자 하는 근육의 근위단에 active electrode를 붙이고 원위단에는 ground electrode를 붙인다. Reference electrode는 이들 근육과 관계없는 부위에 붙인다. 전극을 붙일 때는 제품마다 차이가 있겠으나 확실하게 붙여야 한다. 왜냐하면 측정할 때 전극이 움직이게 되면 noise가 많이 발생하여 자료분석에 지장을 초래하기 때문이다.

### 3.3 EMG의 분석 방법

EMG결과를 분석하는 방법은 다음의 두 가지 방법으로 나눌 수 있다. 1) 정성적 분석(Qualitative Analysis)은 EMG 신호의 파형을 유형별로 서로 비교, 분석하는 방법으로써 주로 말초 신경과 신경근 접합부 및 골격근에 나타나는 이상 상태를 검사하는 임상의학적 연구에 이용된다. 2) 정량적 분석(Quantitative Analysis)은 EMG 신호의 Amplitude나 Frequency를 비교 분석하여 운동 단위의 종류, 근수축, 지속시간에 따른 근육의 피로현상 및 근력의 변화에

따른 근육의 피로분석에 이용되고 있다. 분석 방법에는 Amplitude분석, Frequency분석, IEMG 분석 등이 널리 이용되고 있다. 본 연구에서는 EMG 분석 방법으로 IEMG 방법을 이용하였다.

#### 4. 분석 결과

피실험자에 대한 자료 분석 결과는 아래 <표 2>에 나타내었다. Grip strength를 위해 손길이, 엄지길이, 손바닥폭을 측정하였고, Group1과 Group2를 비교해 놓았다. Group1의 경우, 평균 연령은 28.8세, 근속년수는 5.35년, 최대 요배근력은 111.875Kg<sub>r</sub>이고 운동 경력은 2.7년이다. Group2의 경우, 평균연령이 32.86세, 근속년수는 7.5년, 최대요배근력은 131.38Kg<sub>r</sub>이다. 일반적으로, Group1이 Group2보다 요배근력이 높을 것으로 추론되나, 조사 결과 Group2가 높은 것으로 나타났다. 이는 Group1이 하고 있는 운동이 MMH를 위한 운동은 되지 못하지 않나 사료된다. 이에 대한 결과는 EMG 값의 결과와 비교하여 그 원인을 밝혀야할 필요성이 있다. 손길이, 엄지 길이, 손바닥폭은 아래<표 2>를 참조하기 바란다.

표 2. 피실험자 관련 자료

	Group1		Group2		
	평균	표준편차	평균	표준편차	
피실험자수	20(명)		22명		
연령(세)	28.8	4.841	32.86	4.94	
근속년수(년)	5.35	4.196	7.5	3.74	
최대요배근력(Kg <sub>r</sub> )	111.875	53.456	131.38	20.69	
운동경력(년)	2.7	1.59	-		
신장(cm)	앞은키	92.405	2.59	91.65	2.56
	선키	169.18	6.08	168.68	5.189
체중(Kg)	70.1	6.63	67.93	8.525	
손길이(cm)	18.725	1.079	18.84	0.9	
엄지길이(cm)	6.36	0.397	6.61	0.38	
손바닥폭(cm)	8.8	0.292	8.98	0.35	

##### 4.1 Grip Strength에 대한 분석 결과

H1V1, H2V1 자세의 구부러진 각도는 평균 55.1°로 약 60°에 해당한다. <그림 2>는 실험 설계를 위한 기본적인 요소들을 나타내고 있다. Vertical Length는 들기 시작점이 20cm이고 최종점은 Distance 60cm인 80cm의 위치로 규정하여 들어 옮기는 작업을 기준으로 설계하였다. 이때, Horizontal과 Weight가 변할 때 일반적인 NIOSH적용 모델과 EMG 값과는 어떤 관계가 있는지를 알아보는 것을 목적으로 한다. 이 자세에서의 Grip strength를 측정해 본 결과 아래 <표 3>과 같으며, 각 집단 내에서의 오른손과 왼손의 악력의 차이는 없는 것으로 나타났다. 그러므로, 두 집단간의 유의차이를 분석해 본 결과 p(군간) = 0.018 < 0.05이므로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 즉, Group1과 Group2간의 Grip strength는 차이가 있는 것으로 나타났다.

표 3. 각도 60°에서의 Grip strength(단위 : Kgf)

	Group1		Group2	
	오른손	왼손	오른손	왼손
평균	52.775	51.875	54.05	53.42
표준편차	4.697	4.559	7.19	5.7
F비(군내)	1.06		1.59	
p값(군내)	0.449		0.147	
F비(군간)	0.511			
p값(군간)	0.018			

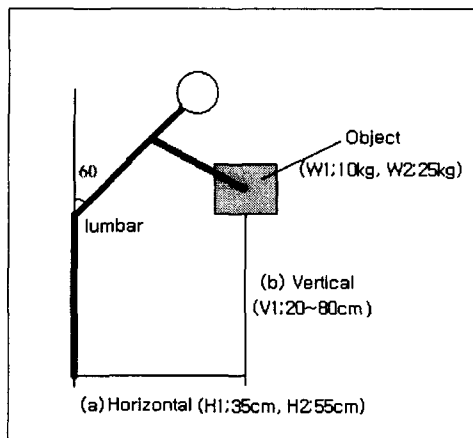


그림 2. 실험 설계 요소

4.2 요추부하에 대한 분석 결과

1991년 NIOSH의 Lifting Equation에 적용할 경우, Vertical Factor를 고정시켜두고, Horizontal과 Weight Factors를 변화시킬 경우에 요추부하를 계산한 것이 <표 4>에 나타내었다. <표 4>에서 보듯이 H1W1의 경우만, LI(Lifting Index) < 1로 Accept되고 나머지 작업자 세는 개선의 여지가 있다. 즉, 변수 H와 W를 적절히 변경하여 LI의 값을 낮추어야 한다. 또한, Horizontal Factor보다는 Weight Factor에 더 민감하게 반응하는 것으로 나타났다.

표 4. 요추부하

	H1(35cm)		H2(55cm)	
	W1(10kg)	W2(25kg)	W1(10kg)	W2(25kg)
LC	23(kg)			
HM	0.69		0.45	
VM	0.84(20cm)			
DM	0.88(60cm)			
FM	0.91(V < 75cm, 2 lift/min)			
AM	1(0°)			
CM	0.95(손걸이가 있는 직육면체, fair)			
RWL	10.142		6.614	
LI	2.4651		1.5119	3.7798

4.3 EMG 값에 대한 분석 결과

변수 1C1H1W1(Horizontal length = 35cm, Weight = 10kg인 좌측 요배근의 1차 EMG 값)의 분당 2회의 Frequency에서 Group1의 경우, 1차와 2차간의 차이 분석결과는 <표 5>에 나타난 것처럼  $p=0.31 > 0.05$ 이므로 유의한 차이를 발견할 수 없었고, Group2의 경우,  $p=0.48 > 0.05$ 이므로 Group1과 마찬가지로 유의한 차이를 발견할 수 없었다. 그러므로, Group1과 Group2간의 차이 분석 결과, 당연히 유의한 차이가 있을 것으로 생각했지만, <표 5>에서 보듯이 아무런 차이가 없는 것으로 나타났다. 이것은 Group1이 매일 1시간 이상하고 있는 Body Building에 관련된 운동들이 Lifting에 사용되는 운동근을 강화하는데는 아무런 효과가 없는 것으로 추정할 수 있다.

표 5. 변수 1C1H1W1의 분당 2회 Frequency 유의차 분석 결과(단위 : Kgf)

	Group1		Group2	
	1차	2차	1차	2차
평균	187.8	193.775	159.023	162.96
분산	1655.036	1941.871	1902.95	1929.114
F비(군내)	0.852		0.986	
p값(군내)	0.31		0.48	
F비(군간)	0.94			
p값(군간)	0.39			


<표 6>과 <표 7>은 1차와 2차간의 유의한 차이가 없기 때문에 Group1과 Group2의 1차 EMG 값의 조합간 상관관계를 나타낸 것이다. 표에서 표시 “”은 상관계수가 0.75이상의 것에 표시했다. Group1과 Group2의 EMG 값의 조합간 상관관계에서 두 집단에 동일하게 깊은 상관관계가 나타난 부분을 “○”으로 표시했다. 이들의 공통적인 특징은 (1) Horizontal length가 35cm일 때, Weight와 좌측 요배근과 우측요배근 간의 관계, (2) Horizontal length가 55cm이고 Weight가 25kg로 같을 때, 좌측 요배근과 우측 요배근간의 관계, (3) Horizontal length가 35cm이고 좌측 요배근이 같을 때, Weight 간의 관계, (4) Horizontal length가 55cm이고 우측 요배근이 같을 때, Weight 간의 관계로 나타낼 수 있다. 이런 EMG 값의 조합간 상관관계는 특히 Weight가 무겁고, Horizontal length가 길 때 중요한 의미를 갖는 것으로 나타났다. 즉, MMH에 있어서 NIOSH Lifting Equation과 마찬가지로 EMG 분석결과도 Weight와 Horizontal이 중요한 요소인 것으로 나타났다.

표 6. Group1의 1차 EMG 값의 조합간 상관관계

	1C1H1W1	1C1H1W2	1C1H2W1	1C1H2W2	1C2H1W1	1C2H1W2	1C2H2W1	1C2H2W2
1C1H1W1	1							
1C1H1W2	0.62375	1						
1C1H2W1	0.63131	0.68986	1					
1C1H2W2	0.74972	0.61326	0.72747	1				
1C2H1W1	0.74237	0.76263	0.67793	0.6277	1			
1C2H1W2	0.5241	0.88505	0.52	0.56435	0.79979	1		
1C2H2W1	0.41615	0.61783	0.61484	0.61111	0.73765	0.71762	1	
1C2H2W2	0.52688	0.63977	0.61659	0.83802	0.66114	0.67435	0.7784	1

표 7. Group2의 1차 EMG 값의 조합간 상관관계

	1C1H1W1	1C1H1W2	1C1H2W1	1C1H2W2	1C2H1W1	1C2H1W2	1C2H2W1	1C2H2W2
1C1H1W1	1							
1C1H1W2	0.8367	1						
1C1H2W1	0.72619	0.39548	1					
1C1H2W2	0.83364	0.69595	0.838	1				
1C2H1W1	0.84281	0.76629	0.60162	0.79515	1			
1C2H1W2	0.67463	0.87811	0.35125	0.65724	0.826	1		
1C2H2W1	0.59995	0.32332	0.82725	0.74357	0.70401	0.48088	1	
1C2H2W2	0.70006	0.53268	0.73308	0.98197	0.66443	0.62136	0.75169	1

4.4 설문지 분석 결과

실험이 끝난 후 작업부하에 대해 설문조사를 실시한 결과를 나타낸 것이다. 설문내용은 두 가지로 - Horizontal Length의 변화, Weight 변화 - 나누어 조사를 실시했다.

4.4.1 Horizontal Length의 변화

앞에서도 언급했듯이 Vertical Length를 들기 시작점 20cm, Distance 60cm로 고정시켜두고, H를 35cm(H1)와 55cm(H2)로 나누어 실험을 실시하였다. 이에 대한 작업 부하에 대한 설문지 응답은 아래 <그림 3>과 같다. <그림 3>의 (A)는 작업점에 대한 부하로, H1V1의 경우, 들려고 할 때와 들고 서있을 때에 가장 많은 작업부하를 느끼는 것으로 나타났으며, H2V1의 경우, 들려고 할 때와 놓을 때 가장 많은 작업부하를 느낀다고 답했다. 이는 Horizontal Length가 길어질수록 대상을 놓는 위치가 멀어지기 때문에 "놓을 때" 큰 부하를 느끼는 것으로 사료된다. <그림 3>의 (B)는 작업부하를 느끼는 신체부위에 대한 것으로, 거의 대부분의 작업자들이 H1V1과 H2V1에서 팔과 허리에 대부분의 작업 부하가 있다고 느끼고 있음을 보여주고 있다.

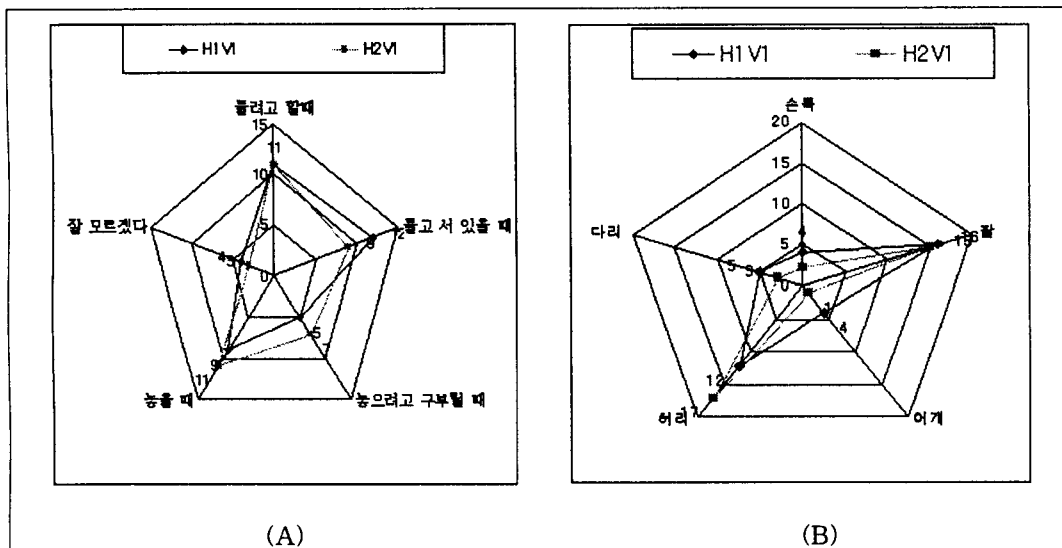


그림 3. Horizontal Length의 변화시 작업 부하

4.4.2 Weight의 변화

본 연구에서는 Weight를 10Kg, 25Kg으로 실험을 실시하였다. 이 두 무게는 제조현장에서 가장 많이 사용되고 있는 무게들이다. 실험을 할 때 무게에 대한 정보를 주지 않고, 차이를 비교하도록 했다. 무게의 차이가 15Kg이므로, 변화에 대해 매우 민감하게 반응했다. 그러므로, 무게는 다른 실험 변수들을 분석하는데 가장 중요한 요소로 여겨진다. <그림 4>는 Weight 변



화에 대한 감지력을 조사한 결과로 거의 대부분이 2~3배정도 차이가 있는 것으로 느꼈다.

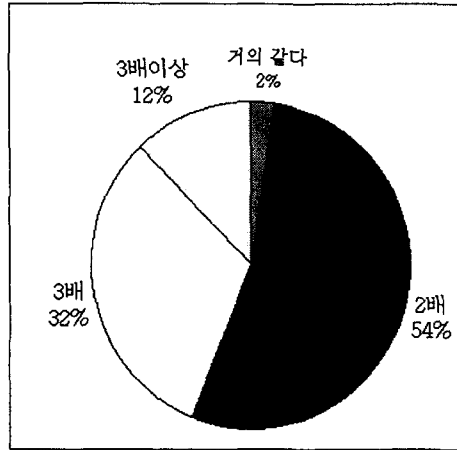


그림 4. Weight 변화 분석

### 5. 결론

본 연구를 통하여 MMH상에서 생체역학적 요소들을 고려한 분석결과를 정리해 보면 아래와 같다.

- (1) Health 동호회 회원이 비회원보다 요배근력이 높을 것으로 생각되었으나, 조사결과 비회원이 더 높은 것으로 나타났다.
- (2) 각 집단 내에서의 오른손과 왼손의 악력의 차이는 없는 것으로 나타났으며, 두 집단간의 차이분석결과 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 즉, 비회원의 Grip Strength가 더 높은 것으로 나타났다.
- (3) Horizontal과 Weight Factor를 동시에 변화시킬 경우, H보다 W에 더 민감하게 반응하는 것으로 나타났다.
- (4) NIOSH Lifting Equation에 적용한 요추부하 조사결과, Health 회원과 비회원간의 차이 분석결과, 당연히 유의한 차이가 있을 것으로 생각했지만, 아무런 차이가 없는 것으로 나타났다. 이것은 Health 회원들이 매일 1시간 이상하고 있는 운동들이 Lifting에 사용되는 운동근을 강화하는데 아무런 효과가 없는 것으로 추정할 수 있다.
- (5) EMG 값의 조합간 상관관계는 특히 Weight가 무겁고 Horizontal length가 길 때 중요한 의미를 갖는 것으로 나타났다. 즉, MMH에 있어서 NIOSH Lifting Equation과 마찬가지로 EMG 분석결과도 Weight와 Horizontal이 중요한 요소임을 알 수 있다.
- (6) 설문 조사 결과, 작업점에 대한 부하는 H1V1의 경우, 들려고 할 때와 들고 서있을 때에 가장 많은 작업 부하를 느끼는 것으로 나타났으며, H2V1의 경우, 들려고 할 때와 놓을 때 가장 많은 작업 부하를 느낀다고 답했다. 이는 Horizontal Length가 길어질수록 대상물을 놓는 위치가 멀어지기 때문에 “놓을 때” 큰 부하를 느끼는 것으로 사료된다. 또, 작업부하를 느끼는 신체부위에 대한 것은 거의 대부분의 작업자들이 H1V1과 H2V1에서 팔과 허리에 작업 부하를 느끼고 있음을 알 수 있다.

이상과 같이 현재 Health 회원과 비회원간의 생체역학 요소 즉, 요추부하, 요배근력, EMG 값 등에서 전혀 차이를 보이지 않고 있다는 것은 Health 회원들이 하고 있는 운동이 MMH관련 운동근을 강화시킨 다기 보다 일반적인 Body building에 불과한 것으로 나타났다. 차후 연구 과제로 Health 회원들에게 MMH관련 운동근을 강화시킬 수 있는 체계적인 운동 program 이 절실히 요구된다.

### 참 고 문 헌

- [1] 김정룡, 정상인과 요통환자의 생체역학적 차이에 관한 연구 : 신경근육계의 동적 근전도 반응 형태를 중심으로, Journal of the Ergonomics society of Korea, Vol. 14, No. 2, 1995
- [2] 서국웅, 윤양진 외, 생체역학, 부산대학교 생체역학실험실, 1995
- [3] 이궁세, 이면우, 이춘식 외, A biomechanical study on kinetic posture, center of gravity, acceleration and their effects on the Maximum capability of weight - lifting, Journal of the Korean institute of industrial engineers, Vol. 11, No. 2, 1985
- [4] 이동춘, 정의승, 황규성, A nonlinear optimization model of lower extremity movement in seated foot operation, Journal of the Ergonomics Society of Korea, Vol. 13, No. 2, 1994
- [5] 이동춘, 최재호, 황규성, A biomechanical model of lower extremity for seated operators, Journal of the Human Engineering society of Korea, Vol. 11, No. 1, 1992
- [6] A. Aaras, S. Larsen, Reproducibility and stability of normalized EMG Measurement trapezius, Ergonomics, Vol. 39, No. 2, 1996
- [7] D. A. Winter, Biomechanics of Human Movement, John Wiley & Sons, Inc., 1979
- [8] O. C. Lippold, Electromyography, In p. H. Venables & I. Martin(Eds.), Manual of Psycho-physiological Methods, Amsterdam : North-Holland, pp. 245-297, 1977
- [9] P. A. Obrist, R. A. Webb, & J. R. Sutterer, Heart rate and somatic changes during aversive conditioning and a simple reaction time task, Psychophysiology, vol. 5, pp. 696-723, 1969
- [10] R. B. Malmø, On emotions, needs and our archaic brain, New York : Holt, Rinehart, & Winston, 1975
- [11] R. F. Thompson, D. B. Lindsley, & R. G. Eason, Physiological Psychology, New York. McGraw-Hill. 1966.