

L5/S1에 걸리는 부하압력과 척추기립근 근전도의 상관관계 분석

Relationship Between Compressive Force at L5/S1 and Erector Spinae Muscle Electromyography

장 성 록*
Seong-Rok Chang

ABSTRACT

This study was performed to investigate a relationship between a biomechanical analysis of compressive force at L5/S1 and electromyographic analysis of erector spinae muscle during lifting task. In the experiment, isometric contractions at 25, 50, 75, 100%MVC for short duration and sustained isometric contractions at 50%MVC were performed.

For muscle recruitment patten and compressive force analysis, rectified EMG amplitudes analysis and computerized biomechanical analysis were used. To achieve data, angles of neck, shoulder, elbow, wrist, hip, knee, ankle and length of body segments were measured.

Results shows that trends of initial EMG rectified amplitude were similar to those of biomechanical calculation value and for sustained isometric contraction at 50%MVC EMG rectified amplitude of erector spinae muscle after 40seconds was increased up to level of 75%MVC. Based on the results of this study, biomechanical analysis should be supplemented considering muscle fatigue, and it is also suggested that work-rest cycle criteria and the evaluation of back-pain injuries should include muscle fatigue.

1. 서 론

최근 생산공정의 자동화 또는 기계화가 가속화되고 있으나, 정형화되지 못한 운반, 전자 부품의 조립, 백화점의 계산대 등 몸통운동(trunk exerci-

on)을 요구하는 manual materials handling(MMH)작업이 산재해 있다^{1,2)}. Occupational Hazard(1991)의 통계에 의하면 1990년에 MMH작업에 종사하고 있는 약 1천9백만 명의 작업자가 근골격계 부상(musculoskeletal injury)으로 작업에 지장을 받고

* 부산공업대학교 산업안전공학과

있으며, 직접, 간접 비용을 산출하면 두려 1,000억 달러에 이르는 것으로 밝혀졌다³⁾. 이러한 MMH 작업에 있어서의 부상 요인으로는 작업자의 능력에 비해 과도한 작업부하, 근육의 피로를 수반하는 지속적인 작업시간, 근력을 제대로 발휘할 수 없는 작업자세 등을 들 수 있다. 따라서, 근골격계 부상을 줄이기 위해서는 부상 요인을 고려한 합리적인 MMH작업설계가 필요하다.

척추에 가해지는 스트레스(stress)의 대부분은 척추기립근(erector spinae muscle), 복벽근(muscles of the abdominal wall)에서 기인한다. 즉, 척추기립근이나 복벽근이 피로한데도 무리하게 사용되어 허리의 통증을 유발하였다고 볼 수 있다. 따라서 척추기립근의 피로 현상에 대한 연구는 등근육의 피로가 제한적인 요소로 작용하는 물체를 운반하는 작업, 물체를 끌어당기는 작업, 물체를 들어 올리는 작업 등에서 근육의 실제 작업량을 산정하고, 요통재해의 발생가능성 평가 및 작업 휴식시간 산정기준에 응용할 수 있다.

MMH 작업 설계시 하중의 허용한계 및 작업시간을 결정하기 위한 근육의 수축 능력과 피로 효과를 파악하는데 있어서 근육의 동원 형태 분석은 반드시 필요하다⁴⁾. 본 연구에서는 물자인양 작업중 L5/S1에 걸리는 부하와 척추 기립근의 동원량의 상관관계를 구하기 위하여 인양작업에 대한 생체역학모델의 적합성과 근전도 실험을 통하여 물자인양자세에서 부하를 가하여 척추기립근의 근전도를 측정하여 생체역학모형의 모멘트 계산치와 측정된 근전도 값의 상관관계를 규명하고, 지속적인 수축시 척추기립근의 동원상태를 분석하여 피로하지 않은 근육의 수축력과 비교하였다.

2. 연구의 배경

2.1 척추기립근

척추기립근중 한 근육 혹은 그 이상의 근육이 기능을 상실하면 몸통이나 팔이 거양되는 거의 모든 움직임에 심각한 영향을 미친다. 만일 중척추기립근의 기능이 마비되면 몸을 어느 방향으로든 움직이는 동작이 불가능해진다.

척추기립근은 대부분 척추축에 평행하게 배열되어 있다⁵⁾. 등근육이 신전을 할 경우, 척추기립근

(erector spinae muscle), 척추회전근(rotatores muscle), 요추방형근(quadratus lumb.), 요근(psoas muscle)이 수축을 한다. 이 경우, 척추기립근의 수축력이 전체의 37~50%를 차지한다⁶⁾. 척추를 움직이게 하는 척추근육들은 대부분이 척추후면에 위치하여 여러 근육들이 서로간에 중복된 경로를 취하는 것이 많고 어떤 것은 상외방으로, 어떤 것은 상내방으로, 또 어떤 것은 똑바로 위로 올라가 상위의 척추골에 그치고 있다. 이들은 모두가 척추를 펴는작용(신전)을 가지며 서로 협동하여 회전 또는 측방으로 굴곡을 하기도 한다.

척추 후면의 근육들은 그 위치와 깊이에 따라 표층, 중간층 그리고 심층으로 분류한다. 이들 중 표층의 근육(superficial muscles)을 일괄하여 척추기립근(erector spinae)이라 하며, 장늑근(iliocostalis), 극근(spinalis), 최장근(longissimus) 그리고 판상근(splenius)이 이에 속한다. 중간층의 근육(intermediate muscles)을 일괄하여 횡돌극근(transver sospinalis)이라 하며 다열근(multifidus), 반극근(semispinalis)등이 여기 속한다. 심층의 근육(deep muscles)은 극간근(interspinales), 횡돌간근(intertransversarii), 회전근(rotatores), 늑골거근(levatores costarum)이 이에 속한다.

피실험자가 끈게 서있을 때, 인대는 힘을 발휘하지 않는다. 그러나 피실험자가 몸을 앞으로 굽히게 되면 각 관절에 작용하는 회전모멘트와 평형을 유지하기 위하여 신전근조적이 수축을 시작한다. 외부에서 가해지는 힘이 적은 경우(40 lb per sq. in. 이하)에는 근육에 의해서만 모든 힘이 평형을 이룬다. 외부에서 가해지는 힘이 커지게 되면(40 lb per sq. in. 이상), 인대는 근육의 통제를 받아 활동을 시작한다.

2.2 NIOSH permissible load

미국의 NIOSH(National Institute of Occupational Safety and Health)에서는 1981년 lifting guideline을 발표하여 인양작업에 있어서 Action limit(AL)과 Maximum Permissible Limit(MPL)을 제시하였다⁷⁾. 1991년에 이를 개정한 revised NIOSH lifting guideline을 발표하여 1981년 Guideline의 AL과 MPL의 개념을 대신하는 RWL(Recommended Weight Limit)과 LI(Lifting

Index)를 제시하였다⁸⁾. Revised NIOSH lifting equation에서 RWL을 계산하는 식은 다음과 같다.

$$RWL = LC \times HM \times VM \times DM \times AM \times FM \times CM$$

- 여기서 LC=Load Constant
- HM=Horizontal Multiplier
- VM=Vertical Multiplier
- DM=Distance Multiplier
- AM=Asymmetric Multiplier
- FM=Frequency Multiplier
- CM=Coupling Multiplier

Table 1 Revised NIOSH Lifting equation

	Metric	U.S. Customary
LC	23kg	51 lb
HM	(25/H)	(10/H)
VM	1-(.003 V-75)	1-(.0075 V-30)
DM	.82+(4.5/D)	.82+(1.8/D)
AM	1-(.0032A)	1-(.0032A)
FM	From table	From table
CM	From table	From table

그리고 LI는 다음과 같이 계산한다.

$$LI = \frac{\text{Load Weight}}{\text{Recommended Weight Limit}} = \frac{L}{RWL}$$

위의 식으로 계산된 RWL과 LI는 각 작업의 위험요소를 파악하고, 그 위험의 정도를 평가하는데 사용되어진다. 각 작업별로 변하는 내용은 작업물의 무게, 작업회수와 지속시간이며, 이들의 값에 따라 각 작업에서의 CLI(Composite Lifting Index)값이 계산된다. CLI값이 1을 기준으로 1이하의 값을 가지면 안전한 작업으로 평가하고, CLI값이 1이상의 값을 가지면 기계보조물을 사용하든지 혹은 자동화로 작업을 대체해야 하는 조치를 취하게 된다⁹⁾.

2.3 Biomechanical Model

물자인양작업(manual lifting task)는 근골격계의 상해를 유발시키며 그 빈도가 아주 높은 직무의 하나다. 작업장을 또는 작업을 설계하는 방법에 따라 작업자가 상해에 노출되지 않도록 하고 피로도 는 낮으면서 작업의 효율은 향상되는 효과를 얻을 수 있다. 이러한 기대 효과를 얻기 위해서 3차원 물자인양모형(manual lifting model)이 개발되었

다. 본 연구에서 적용되는 모델은 3차원의 정적모델이며, 각 관절에서 사용되는 공식은 다음과 같다¹⁰⁾.

$$\begin{aligned} \Sigma F_X = 0 & \quad \Sigma F_Y = 0 & \quad \Sigma F_Z = 0 \\ \Sigma M_X = 0 & \quad \Sigma M_Y = 0 & \quad \Sigma M_Z = 0 \end{aligned}$$

그리고 임의의 N축에 대한 모멘트를 구하는 식은 다음과 같다.

$$M_N = r(F \times N)$$

F : 단위 힘벡터

N : 회전 축

r : 회전축 N상의 한 점에서 힘벡터 F상의 한 점으로 이동하는 위치벡터

또한 모든 모멘트는 X축에 대한 모멘트와 Y축에 대한 모멘트로 구하였다. 즉,

$$M_i = r_i \times F_i - M_{i-1} + r_i \times R_{i-1}$$

r_i : 앞 단계에서의 반응력까지의 지레팔

R_{i-1} : 앞단계의 반응력

의 공식을 이용하여 모멘트벡터를 구하였다. 이 모델에서는 삼각좌표계를 사용한다. 그러므로, F_i는 (0, 0, -지체하중)의 형태를 가지며 r_i는 (X_{i-1} - X_i, Y_{i-1} - Y_i, Z_{i-1} - Z_i)이다.

어깨와 엉덩이에서 외전이 이루어지며, 목, 팔꿈치, 손목, 무릎, 발목에서 굴곡각도가 주어진다. 또한 본 연구는 대칭동작을 가정하여 이루어졌다.

본 연구에서의 생체역학모델은 우선 한국인 인체자료에 기초하여 필요한 자료(몸무게, 키)를 성별, 나이, percentile에 따라 3차원의 자세를 정의하고, 이때 각 관절에서의 모멘트와 반응력을 계산하였다.

3. 실험 방법

물자인양작업에서 척추기립근의 피로가 가장 많이 발생하는 경우는 MPL(maximal permissible limit)초과작업시이다. 따라서 본 실험에서는 서서 작업하는 자세를 표준자세로 설정하였다. 실제 작업장에서 행하는 작업은 동적인 동작이지만 동적수축시 근전도의 측정은 noise요인이 많고 분석방법에 한계가 있어 등척성 수축상태의 근전도를 측정하였다. 척추기립근의 등척성 수축이란 고정된 무릎각, 몸통각, 대퇴각상태에서 일정근력을 발휘하는 것으로 정의되며, 고정된 몸통각도, 무릎각

도는 constant length tension relationship가정을 최대한 만족시키며, 고정된 자세에서의 일정근력 발휘는 force-velocity dynamics 영향을 제거시키도록 하였다.

표준자세에서의 각 부위별 각도 요소는 Fig. 1에 나타나 있다.

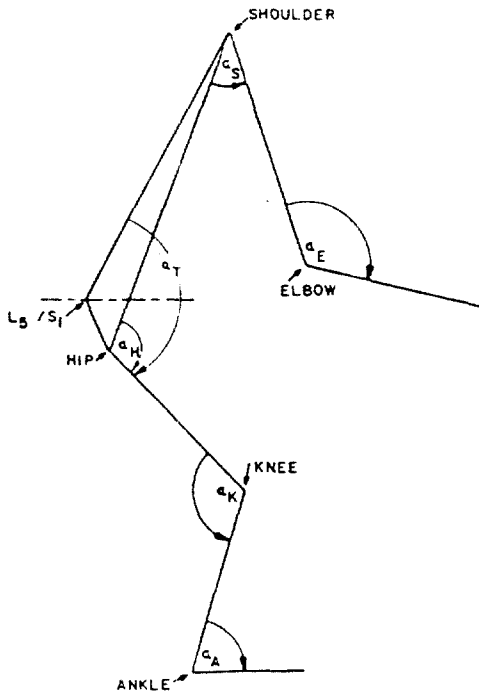


Fig. 1 Angles used in strength prediction

표준자세를 유지하면서 실험을 행하기 위해 아래의 Table 2와 같이 각관절별 각도를 미리 정의해 두어 실험자세의 일관성을 유지하였다.

Table 2 Joint angle of standard posture

Joint	Flexion	Abduction
Neck	75°	no exist
Shoulder	60°	0
Elbow	60°	no exist
Wrist	60°	0
Hip	75°	0
Knee	145°	no exist
Ankle	60°	0

L5/S1에 걸리는 모멘트의 계산 및 척추기립근의 근전도 측정이 본 연구의 목적이므로 피실험자는 이전에 허리의 질병을 가진 적이 없는 정상적인 신체의 남자 대학생을 대상으로 하였다. 나이는 만 22세, 신장은 171.6cm로 실험의 목적과 방법을 충분히 이해시킨 후 적극적인 협조가 가능토록 하였다.

인양작업시의 하중과 동일한 하중을 주기 위해서 digital dynamometer를 사용하여 지속적인 힘의 발휘가 일정하게 유지되도록 하였다. 또한 작업부하로는 양쪽에 손잡이가 달린 바벨형태의 손잡이를 위쪽으로 끌어당길 때 부하가 걸리며, 부하의 변화는 digital dynamometer에 표시된 숫자로 쉽게 구별된다.

예비실험에서 피실험자의 100%MVC가 160kg이었다. 따라서 25%MVC는 40kg, 50%MVC는 80kg, 75%MVC는 120kg으로 선정하였다.

근전도 실험을 위해서는 자체 제작된 근전도 측정기를 setting한 후 noise를 제거하는 작업이 우선 이루어지며, noise가 제거되면, 피실험자에게 전극을 부착하고 지정된 실험자세를 유지하면서 일정 부하에서의 근전도 실험을 위하여 25%MVC, 50%MVC, 75%MVC, 100%MVC의 단시간 수축을 행하였다. 또한 근육의 피로에 의한 근동원 상태를 분석하기 위하여 50%MVC를 지속적으로 유지하면서 고통에 발생하는 시간까지의 근전도 실험을 수행하였다.

실험절차로는 근전도 측정기를 사용하여 부하가 작용할 때 척추기립근에서 발생하는 미세전압을 측정하여 증폭시키고, A/D convertor를 사용하여 증폭된 측정data를 digital값으로 변환하였다. 또한 변환된 data들을 컴퓨터를 이용하여 data file로 만들고, 이 data file을 SPSS를 이용하여 분석을 하였다.

4. 실험결과

본 연구에 사용된 생체역학 모형은 피실험자의 인체계측치, 작업자세, 외부하중을 입력하면 그 결과를 출력하는 형태로 구성되어 있다. 생체역학 모형을 이용하여 피실험자가 Table 2의 자세를 취한 상태에 대한 부하를 무부하(load=0), 40kg부하(load=25%MVC), 80kg부하(load=50%MVC),

Table 3 X moment and Y moment calculated using biomechanical model

(단위 N cm)

Load	0% MVC		25% MVC		50% MVC		75% MVC		100% MVC	
	moment x	moment y	moment x	moment y	moment x	moment y	moment x	moment y	moment x	moment y
Shoulder	397.5	0.0	27951.0	0.0	55504.6	0.0	83058.1	0.0	110611.7	0.0
Elbow	104.0	0.0	15176.9	0.0	30249.8	0.0	45322.6	0.0	169395.5	0.0
Wrist	14.4	0.0	5290.6	0.0	10556.8	0.0	15843.0	0.0	21119.2	0.0
L5/S1	2227.9	-1468.2	45758.9	-14284.4	89290.0	-27100.6	132821.0	-39916.7	176352.1	-52732.9
Knee	-5173.2	1468.2	11424.8	14284.4	28022.8	27100.6	44620.8	39916.7	61218.8	52732.9
Ankle	130.8	-1468.2	33235.5	-14284.4	66340.2	-27100.6	99444.9	-39916.7	132549.6	-52732.9

120kg부하(load=75%MVC), 160kg부하(load=100%MVC)일때 각 관절에 작용하는 X 모멘트와 Y 모멘트를 계산하면 아래의 Table 3과 같다.

본 실험의 피실험자의 체형에 따른 L5/S1에 작용하는 모멘트는 생체역학모형에서 구해졌으며 X축의 모멘트 $M_x=1088 \times (\text{외부하중})+2227$, Y축의 모멘트 $M_y=320 \times (\text{외부하중})+1468$ 로 X, Y축 모두 선형적으로 증가한다.

본 연구의 외부하중 증가에 따른 척추기립근의 동원현상을 파악하기 위해 수행된 근전도 실험 결과는 Fig. 2와 같이 추출되었으며, 외부하중에 따른 rectified EMG 값을 제시하였다. 이 값은 근육이 피로하기 전에 외부하중을 지탱하기 위해 동원된 근육의 근전도 값으로 선형적으로 증가하지는

않는다. 그러나 이는 외부하중이 커갈수록 다른 형태의 motor unit이 동원되는 것으로 알려져 있으며, 근전도 값에 의한 외부하중의 추정이 가능하다. 생체역학 모형에서 구해진 외부하중의 변화에 따른 L5/S1에 걸리는 모멘트와 근전도 실험 결과 얻어진 rectified EMG 값과는 서로 선형관계에 있는 것으로 분석되었다. ($r^2=0.92$)

근육의 피로현상을 고려한 50%MVC 지속적 동원성 수축시 근전도 실험결과는 Fig. 3과 같다. 수축초기에는 50%MVC의 rectified EMG 값이 0.44mV였으나 수축시간이 지속됨에 따라 계속 증가하는 형태를 보이고 있다. 이는 근육의 피로에 따라서 피로해진 motor unit를 대체할 motor unit이 추가 동원되기 때문이다. 50%MVC의 지속적 수축시 약 40초후에는 75%MVC의 초기 rectified EMG 값에 도달하게 된다. 따라서 근육의 동원정

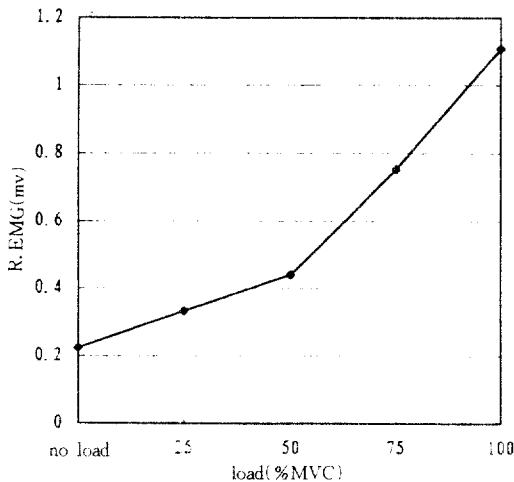


Fig. 2 Relation between work load and rectified EMG amplitude

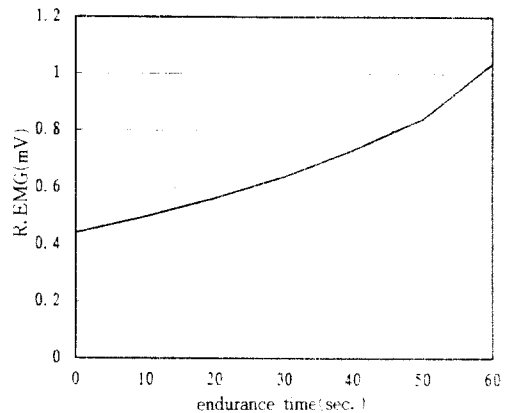


Fig. 3 Rectified EMG amplitude variation of sustained isometric contraction at 50%MVC

도는 피로에 따라 증가하게 되고 장시간 수축 지속 시 50%MVC의 작업이라 할지라도 실제로 근육이 하는 일은 75%MVC, 100%MVC의 작업과 동일하다는 것을 보여준다.

5. 결 론

본 연구는 L5/S1에 걸리는 부하와 척추기립근 동원현상의 상관관계를 인양작업의 하중에 따른 생체역학적 분석과 근전도 실험을 통하여 규명하고, 지속적인 근수축시 근육동원 형태의 변화를 분석하였다. 생체역학 모형을 이용한 L5/S1에 걸리는 부하는 X축 모멘트 $M_x=1088 \times (\text{외부하중}) + 2227$, Y축 모멘트 $M_y=320 \times (\text{외부하중}) + 1468$ 로 외부하중의 변화에 따라 선형적으로 증가하였다. 이와 동시에 수행된 근전도 실험을 통하여 외부하중의 변화에 따른 rectified EMG 값은 하중이 없었을 때 0.22mV, 25%MVC 0.33mV, 50%MVC 0.44mV, 75% MVC 0.75mV, 100%MVC 1.11mV로 나타났다. 근육의 피로현상을 고려한 지속적 등척성 수축 실험결과 약 40초 지속시 75%MVC의 수축 초기 rectified EMG 값과 동일하게 1분후에는 100%MVC 수축초기 rectified EMG값에 접근하였다. 즉 외부하중이 가벼운 작업이라 할지라도 장시간 지속시 실제적인 근육의 부담은 점점 증대한다. 이는 작업설계시 외부하중의 변화에 따른 생체역학적 분석을 통하여 무리가 없는 작업이라 할지라도 장시간 반복작업의 경우 근육의 피로를 고려한 관리방안 및 인양한계치의 조정이 요구된다. 본 연구의 결과를 바탕으로 근육이 피로한 상태에서의 근육의 실제 부담률 및 요통 발생 가능성에 대한 평가, 작업-휴식시간의 산정기준 등에 이용할 수 있을 것으로 사료된다.

이 논문은 1994년도 학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의해서 연구되었음.

참 고 문 헌

- 1) A. M. Genaidy, K. M. Bafna, E. Delgado and A. Mhizze; An ergonomic study for the control of upper extremity countlative trauma disorder in manufacturing industry, *Advanced in Industrial Ergonomics and Safety II*, pp. 245~250, 1990.
- 2) E. Grandjean; *Fitting the task to the man*, Taylor & Francis Ltd., London, 1980.
- 3) Chaffin, D. B., and Andersson, G. B. J., *Occupational Biomechanics*, John Wiley & Sons, New York, 1991.
- 4) Anil Mital and S. S. Asfour, Maximum frequencies acceptable to males for one-handed horizontal lifting in the sagittal plane, *Human Factor Vol. 25, No. 5*, pp. 563~571, 1983.
- 5) Bigland-Ritchie and O. C. J. Lippold; Changes in muscle activation during prolonged maximal voluntary contractions. *J. Physiol.* 292; pp. 14~15, 1979.
- 6) Troup, J. D. G.; Driver's back pain and its prevention, *Applied Ergonomics*, Vol. 9, No. 4, pp. 207~214, 1978.
- 7) Rab, C. T., E. Y. S. Chao, and R. N. Stauffer, Muscle force analysis of the lumbar spine, *Orthop. Clin. North Am.* Vol. 8, No. 1, pp. 193~199, 1977.
- 8) NIOSH, *Work practice guide for manual lifting*, DHHS(NIOSH)Publication, 1981.
- 9) NIOSH, *Proposed national strategies for the prevention of leading work-related diseases and injuries-musculoskeletal injuries*, DDHS (NIOSH) Publication, pp. 89~129, 1986.
- 10) 기도형, 정민근, 임종호, Revised NIOSH Lifting Equation의 현장 적용, *대한인간공학 회춘계논문집*, pp. 106~110, 1995.
- 11) 신용탁, *Development of 3D Static Lifting Model*, unpublished, 1993.