

EMG를 이용한 경사면에서의 근피로도 분석

(EMG assessment of Muscle Fatigue on Sloping Ground When Lifting)

서승록* 김종석*
(Seung-Lock Seo) (Jong-Seok Kim)

요 약 인력물자취급(MMH)작업은 작업현장에서 육체적 상해와 요통(LBP)을 발생시키는 주요 원인 중에 하나이며 이러한 산업재해는 점점 증가하고 있는 실정이다. 특히 좋지 않은 작업환경 즉, 비탈진 경사면에 위치한 농장이나 과수원, 항만부두의 하역작업, 경사진 벌목장 작업, 광산의 막장에서의 작업은 많은 재해의 위험성을 초래하며, 신체균형의 상실은 근골격계(musculoskeletal system)의 부상을 초래하게 된다. 본 연구는 경사면에서의 들기작업시 작업자의 근육의 force information과 근피로도를 측정하기 위해 EMG 시스템을 이용하였다. 측정결과 AEMG의 경우 모든 조건에서 일반적으로 multifidus근육에 걸리는 부하가 다른 근육에서보다 많은 것으로 나타났고, 15°, 20° 인 경우 neck extensors의 사용이 많은 것으로 나타났다. MPF천이 결과 공통적으로 multifidus부위 근육의 천이정도가 가장 많은 것으로 나타났다. 근육별 부하(%)에 대한 결과는 deep spinal 근육인 multifidus, erectorspinae부위가 상대적으로 많은 것으로 나타났고 neck extensor부위는 근육분담이 적은 것으로 나타났다.

Abstract Manual material handling(MMH)is major factor which causing physical injuries of worker at working area and frequency of low back pain(LBP) is increasing industrial accidents. Especially, working in bad circumstance such as farm, orchard, harbor loading and unloading, logging place and mining place which located in inclined slope can cause much possibility of hazard and absence of working balance can cause injuries of musculoskeletal system such as joint, bone, ligament. So, this study used EMG system to measure and evaluate muscle force information and fatigue of worker when lifting on slope. The result of measuring averaged integrated EMG(AEMG) shows multifidus muscle be used more than anything else in force. neck extensors are used at 15°, 20° frequently. generally the AEMG result shows multifidus muscle be used in force. Commonly, muscle fatigue of multifidus is higher than other muscle by analysis mean power frequency(MPF). The result of load sharing rate shows multifidus and erectorspinae which are deep spinal muscles is relatively high and neck extensor is low.

1. 서 론

1.1 연구의 필요성

현대사회에서 근로자의 삶의 질을 높이려는 인식이 높아짐에 따라 산업 현장에서는 불필요한 재해사고를 최소화 하는데 많은 관심과 경제적인 노력을 기울이고 있다. 이러한 노력에도 불구하고 우리 나라에서 발생한 재해현황으로 1972년부터 1994년까지의 “노동재해 분석 보고서 : 정병용 (1996)”을 인용하여

보면 23년간 전체 산업에서 근무한 총 근로자(연인원 기준) 99,746,695 명중 총 재해자수는 2,674,648명에 이르고 있다[4][10]. 그 중 드는 작업(lifting task), 내리는 작업

(lowering task), 나르는 작업(carrying task), 들고있는 작업(holding task), 당기는 작업(Pulling task)등을 포함하는 인력물자취급작업(manual material handling tasks; 이하 MMH작업)은 현재 산업 현장에서 작업자의 신체적 장해 (injuries)를 유발시키는 주요요인(major factor)으로 나타나고 있다.

한편, 미국의 경우에 산업체에 종사하는 근로자중 신체적 상해를 입은 근로자의 27%가 MMH작업을 수행하던 것으로 밝혀졌고, 그 인원은 연평균 67만명에 달하는 것으로 밝혀졌다. 또한 1990년 현재 전세계적으로 MMH작업으로 인해 부상을 당한 작업자의 수는 1900만명에 이르고 있으며 이에 따라 발생된 총산업재해 비용은 연 1천억달러에 달하는 것으로 보고되었다.

직업적 재해 중에서 MMH작업에 의한 low back pain(LBP)의 비중이 점점 크게 증가하고 있으며, LBP의 주요 원인 중에 하나인 MMH작업에 대한 연구로 작업자

† 이 논문은 2000년도 대구대학교 학술연구비 지원에 의한 논문임
*대구대학교 자동차·산업·기계공학부

의 안전을 유지할 수 있도록 하는 것이 필요하다 [7][11][13].

특히 비탈진 경사면에 위치한 농장이나 과수원, 항만부두의 하역작업, 경사진 벌목장 작업, 광산의 막장에서 작업등과 같은 환경에서 작업은 많은 재해의 위험성을 초래하며, 추락으로 인한 산업재해는 물론이고 미끄러짐을 방지하려는 신체균형 잡기 노력은 자신의 능력을 넘어서는 과도한 힘의 발휘(overexertion)를 유도하게 된다.

이러한 과도한 힘의 발휘는 근골격계(musculoskeletal system)에 큰 부하(physical stress)를 가함으로써 근골격계의 부상을 초래하게 되어 치명적인 LBP의 원인이 되므로 경사면에서의 MMH작업에 대한 연구가 필요하다.

1.2 연구배경

MMH작업안전은 운반에너지의 최소화, 중량물 예측 및 적정화, 표준화 및 운반횟수, 운반거리, 운반 높이의 최적화로 통해 얻어질 수 있다. MMH작업장의 조건이 각각 다르기 때문에 적절한 중량을 정한다는 자체는 매우 어려운 실정이므로 표준안전지침(고시 94-28)의 제5조(작업중량)에서는 작업조건, 작업환경, 작업대상물의 형상, 근로자의 성별 및 연령 등 제반사항을 고려하여 작업중량은 근로자의 안전과 건강에 위험을 초래하지 않도록 하여야 한다고 명시하고 있다. 작업안전과 효율의 극대화를 위해 공구나 부품을 적정 배치하여 운반거리와 운반횟수를 줄여야 하는 문제에 대면하게 된다.

Manning(1983)은 사고의 유형중 MMH작업에 의한 발 밑 재해(underfoot accidents)를 바닥이나 계단, 지붕, 발판 등과 같은 곳에서 위험이 야기되는 사고와 미끄러짐, 넘어짐, 떨어짐과 같은 것으로 정의하였다[9]. 이러한 사고는 신발과 바닥과의 마찰력의 감소, 잘못 설계되었거나 열악한 작업환경으로 인한 신체동작의 부자연스러움, 물체의 각도와 평평하지 못한 바닥, 작업자의 작업중심(balance)의 상실을 야기하는 물건, 작업자 또는 부적절한 지지대 등이 사고의 원인으로 나타났는데 그중 대부분의 사고유형은 부적절한 작업환경으로 인한 balance의 상실로 인한 과도한 스트레스의 결과로 관절이나 뼈, 인대 등 근 골격계의 부상을 초래하게 된다고 하였다.

Zaho et al(1987)은 특히 손 운반작업중 미끄러지는 사고는 비탈진 경사면에서 자주 일어난다고 보고하고 있으며 비탈진 경사면과 인체의 반발력자료등이 그 연구의 대상이 되었다[14].

1.3 연구의 목적

이러한 연구는 특수한 환경에서 MMH작업시 근육 피로도의 측정, 분석으로 보다 안전한 작업설계와 그 밖의 응용분야를 수행하는데 있어서 필요한 연구라 할 수 있다.

따라서 본 연구에서는 경사진 공간에서 MMH작업시 양팔을 이용 물자를 취급하는 작업자세중 정적인 선 자세(standing posture)로 근무측에 따른 근육 피로도와 근육 동원 형태의 파악을 목적으로 한다.

2. 근피로와 피로측정방법

2.1 근피로와 electromyogram(EMG)

MMH작업은 작업자의 근육내의 에너지를 고갈시키고 젖산(lactic acid)을 누적시킴으로써 근육 피로와 근력의 감소를 초래하게 되는데 근육피로나 발휘근력의 크기를 정량적으로 측정, 평가하는데 사용하는 대표적인 기법으로 EMG분석을 들 수 있다[8].

인간의 골격근은 수많은 실과 같은 섬유로 이루어져 있다. 이러한 근 섬유들과 단일 신경 축색 돌기가 모여 근육 운동의 기본이 되는 운동단위(motor unit)를 형성하며, 근육은 이러한 수많은 운동 단위들로 구성되어 있다. 인간이 어떤 운동을 필요로 할 때, 근육이 수축되기 위해서는 뇌의 운동피질(motor cortex)에서 신경 임펄스열(impulse train)이 발생하여 척수를 통하여 각 운동단위에 연결된 신경에 연속적으로 전달된다. 그리고 신경 임펄스열이 운동단위에 가해질 때 운동 단위열이라는 운동 활동 전위의 열을 발생시키며, 이 전위들이 합쳐져서 EMG신호를 이룬다. 이 때의 근육의 수축력은 운동신경 펄스의 발생 비율의 변화와 작용하는 운동단위 수의 변화에 의해 조정된다.

근수축을 지속하게 될 때 근피로 현상이 나타나게 되는데 이 현상은 여러 요인 및 여러 부위가 관여하는 복잡한 메카니즘을 가지고 있다. 수의근의 수축이 일어나기 위해서는 우선 대뇌의 신경세포가 흥분하고 그것이 뇌간 및 척수로 하행하여 개재뉴런을 통해 운동뉴런에 시냅스(synapse) 전달이 이루어지며, 근으로 들어온 운동신경종판의 신경근접합부에서 아세틸콜린에 의한 화학전달이 일어나 근섬유에 활동전위가 생겨 근이 수축하는 기본적인 경로를 취한다. 또한 근에 있는 고유감각수용기로부터 정보는 상위중추에 피드백되어 이 정보의 흐름이 반복되어 근작업이 일어나게 된다. 근작업이 지속될 때 어느 한 과정 혹은 복합적인 기능감퇴의 결과를 가져오며 이때 근 피로현상이 나타난다. 근피로현상을 규명하기 위한 전기생리학적인 접근은 EMG신호를 이용하여 진폭(amplitude)의 크기나 주파수대(frequency band)의 전이(shift)현상을 분석함으로써 측정 가능하다. 이때 주어진 외적 하중을 유지하기 위해 발휘되는 근력의 크기 및 지속적인 근력의 발휘에 따른 근피로 상태를 파악하게 된다. 특히 MMH작업으로 인한 LBP의 발생은 부적절한 근육사용으로 인하므로

EMG측정이 LBP의 방지에 보다 좋은 방법이라고 할 것이다.

EMG에서 얻을 수 있는 기본적인 정보중 근육의 force Information에 대한 평가는 가장 많이 사용되는 것으로, 특히 산업재해와 관련된 작업을 예방하기 위해, 도구나 작업자의 자세를 평가하기 위해 주로 사용한다. 측정은 특정 근육 수축시 작용하는 운동단위의 평균수(number of motor units)나 자극 비율(rate coding)을 정량화하여, 이를 발생한 근육의 force와 연관시킨다. 근전도 신호를 전파정류(rectification)한후 이동 평균(moving average)하여 integrating한다. 이를 선형포락선(LE: linear envelope)이라 하는데 운동단위수, 운동단위 영역, 중첩에 의한 상쇄량을 나타내며 일반적으로 운동단위의 진폭, 기간, 자극율과 비례하며, 흔히 AEMG(average integrated EMG), 혹은 IEMG(integrated EMG)라고 하기도 하는데 다음 식(1)과 같이 정의한다.

$$AEMG = \frac{\int_0^{1023} |rawdata|}{1024} \quad (1)$$

다음으로 근전도 신호로부터 근육 피로 정보(fatigue information)를 알 수 있는데 이는 국부근육의 피로발생 여부를 알아보기 위해 사용된다. 그중 첫 번째 방법으로 ZCR(zero crossing rate)에 의한 방법인데 근전도가 x축을 통과했는지 세는 것으로 피로의 측정을 한다. 근육피로는 또한 근전도의 주파수분석을 통하여 알 수 있는데 FFT(fast fourier transform)알고리즘을 이용하여 MPF(mean power frequency), MF(median frequency)는 각각 주파수의 평균과 중앙값으로 정의된다.

MPF는 다음 식(2)와 같이 정의된다.

$$MPF = \frac{\int_0^{\infty} fS(f) df}{\int_0^{\infty} S(f) df} \quad (2)$$

$$S(f) = Re^2 + Im^2$$

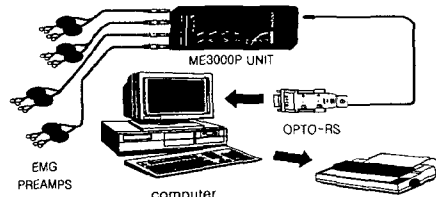
S(f) = power spectrum, Re = real term, Im = imaginary term.

MF는 다음 식(3)과 같이 정의된다.

$$\int_0^{MF} S(f) df = \int_{MF}^0 S(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} S(f) df \quad (3)$$

2.2 실험장비 및 구성

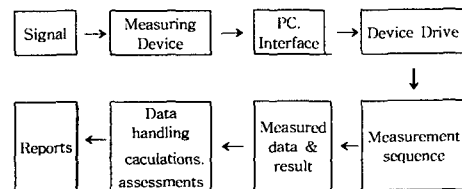
<Figure 1>은 EMG 분석을 위한 실험장비를 나타낸 것이다.



<Figure 1> Composition of experimental equipment of EMG

EMG(MEGA ME 3000P, Mega Electronics, Ltd, Kupio, Finland)의 근활동 샘플링은 1000HZ의 빈도에서 수행되고 유선 광케이블을 통하여 컴퓨터에 저장하였다. ME 3000P는 독립적인 저장 능력으로 데이터 기록 및 수집기능을 지닌 소형의 휴대용 마이크로 컴퓨터로 측정된 데이터를 증폭하여 저장시키며, 증폭기는 표면전극에 직접 연결된다.

EMG 전치증폭기(pre-amplifier)의 측정감도는 $\pm 1\mu v$ 이며, 양극 EMG신호의 측정범위는 $\pm 5000\mu v$ 이다. 그리고 각각의 EMG채널용 AD변환기는 12bit이며, 최대 샘플링 빈도는 2000Hz/channel이다. 또한 자료의 수집, 분석을 위하여 Mega사에서 제공된 Megawin 프로그램을 이용하였으며, 시스템 구성도는 <Figure 2>와 같다.



<Figure 2> System diagram of Megawin

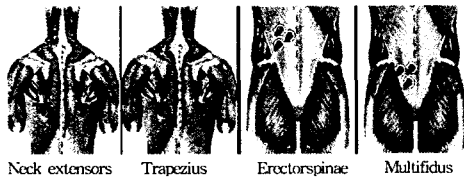
2.2 실험방법

피험자는 근골격계에 이상이 없는 대학생을 대상으로 예비실험을 거쳐 10명(평균 연령 26.0 ± 2.00 세, 신장 171.4 ± 6.25 cm, 체중 61.6 ± 6.80 kg)을 선발하였다. 정확한 지지면의 수평을 위하여 force platform 위에 inclined platform을 설치하였다[14]. 실험의 진행은 주어진 조건(각도 $0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ$)에 따라 10kg의 상자를 수직거리(vertical location) 80cm, 수평거리(horizontal location) 35cm의 조건으로 피험자마다 랜덤하게 들기 작업을 실시하였다[2]. 각 피험자는

들기 편리한 손잡이를 가진 중량이 10kg의 상자를 들고 10초 동안을 지속하였다[3].

EMG의 전극은 70% 에탄올로 피부를 닦고 건조후 8mmAgCl 표면전극(blue sensor, medicotest A/S, Denmark)을 사용하였다.

EMG 측정근육의 선정은 인력물자취급에 관한 각종논문 을 참고로 하여, 많이 사용되고 있는 근육들을 선정하여 EMG로 3회 걸쳐 Geltoide anterior, neck extensors, Trapezius, Gluteus maximus, Latissimus dorsi, Sternocleidomastoid, Supraspinatus, External abdominal oblique, Erector spinae, Multifidus의 10개 근육을 표면전극 으로 사용 정도를 예비 조사한 결과, 상지근육중 사용빈도 가 높은 neck extensors, Trapezius, Erector spinae, Multifidus의 4개 근육을 선택하여 좌우에 4채널씩, 대칭으 로 8채널을 조사하였다. 근육부위의 위치를 나타내면 <Figure 3>과 같다.



<Figure 3> Tested muscle

실제 들기 작업은 동적인 작업이지만, 동작의 한순간인 자세를 재현하기 위해 정적인 실험동작이 되었다. 최대한 실제 자세에 근접하게 실험을 재현하기 위해 보조자가 시작할 때마다 중량물을 들고 있다가 실험시작과 동시에 손을 놓고, 또한 기준이 되는 잣대를 힘판 옆에 설치하여 정확한 위치에서 정확한 자세를 피실험자가 유지할 수 있게 보조자가 관찰하였다.

한편 <Figure 4>은 선정된 8개의 근육부위에 표면전극 을 부착한 후 경사각에 따라 일정시간(10초)동안 정적인 자세를 유지하였을 때 각 근육에 주어지는 부하정도를 측 정하는 것이다.



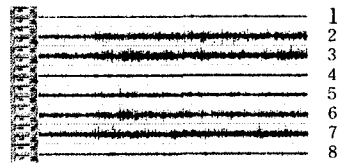
<Figure 4> A scene of EMG experiment

3. EMG신호 측정결과 및 고찰

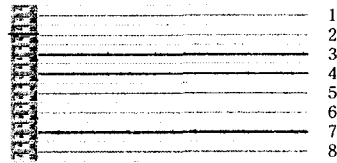
3.1 근수축상태의 빈도분석

작업장 설계 및 작업자의 자세를 평가하기 위하여 주로 EMG분석을 하게되며, 측정은 특정 근육 수축시 작용하는 운동단위의 평균수(number of motor units)나 자극 비율(rate coding)을 정량화하여 분석할 수 있다[8][16]. 여기에서 는 근육수축상태의 빈도분석을 이용하여 생성된 근육의 데이터를 경사각도에 따라 분석하였다. 경사각도(0°, 5°, 10°, 15°, 20°)에 따른 EMG 신호측정의 샘플링빈도 (sampling frequency)를 1000Hz로 선정하여 10초간 측정 한 결과는 다음 <Figure 5>과 같다.

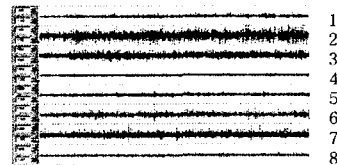
(a) Results EMG at 0°



(b) Results EMG at 5°

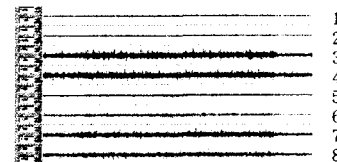


(c) Results EMG at 10°

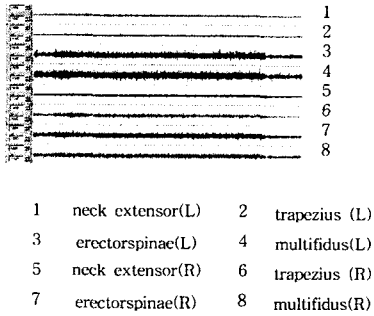


(continue)

(d) Results EMG at 15°



(e) Results EMG at 20°



<Figure 5> Results EMG for each angle

<Figure 5>에서 1-4까지는 좌측근육의 빈도를 나타내고, 5-8까지는 우측근육의 빈도를 나타내고 있다. 진폭분석(amplitude analysis)방법으로 볼 때 5°를 제외한 0°와 10°의 경우는 erectorspinae와 trapezius의 근육이 지속적인 근수축상태를 유지하기 위하여 동원되는 운동단위의 수가 증가함을 보여주고 있다. 15°와 20°의 경우는 erectorspinae와 multifidus근육이 지속적인 근수축 상태를 유지하는 것을 보여주고 있다.

3.2 근수축상태의 근력분석(AEMG)

<Table 1>은 경사각도별, 근육별 AEMG의 측정결과를 나타낸 것이다.

0°인 경우 deep spinal 근육인 multifidus부위가 힘이 가장 크게 나타나는 근육으로 판명이 되었고, 반면 erectorspinae와 trapezius 근육의 경우는 뚜렷한 결과를 나타내지 않았다. 반면 경사면의 경사에 의한 효과로서 neck extensor(L, R)의 경우 경사각이 커질수록 AEMG가 더욱 커지는 경향을 보였는데, 특히 20°인 경우 평면과 다른 경사면에서보다 많은 힘이 나타나며, 이는 일정한 경사각도 이상의 경우 자세를 유지하려는 경향으로 목 주위의 근육인 neck extensor부위의 근육을 많이 사용하는 것으로 보인다. AEMG분석을 통한 사용되는 근육의 힘은 경사각도의 조건과 관계없이 전체적으로 multifidus(L, R)와 neck extensor(R)의 부위의 근육이 높은 수치를 나타내는 것으로 나타났다. 특히 L5/S1 근육인 multifidus의 근육사용에 의한 힘이 가장 크게 나타난 것은 들기 작업의 특성상 L5/S1부위가 힘의 크기가 크게 걸리는 경향을 반영하는 것이고, neck extensor의 근육사용은 경사면에서의 작업시 신체의 무게중심을 잡기 위한 효과인 것으로 보인다.

<Table 1> The AEMG result for each angle and muscle(n=10)(μv)

| Muscle | Angle | | | | |
|-------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | 0° | 5° | 10° | 15° | 20° |
| neck extensor(L) | 22.00 | 23.60 | 25.70 | 20.60 | 41.80 |
| trapezius (L) | 34.70 | 30.00 | 25.40 | 28.50 | 21.10 |
| erectorspinae(L) | 20.90 | 20.30 | 12.60 | 10.50 | 19.20 |
| multifidus(L) | 37.20 | 33.60 | 27.00 | 37.50 | 22.50 |
| neck extensor(R) | 31.30 | 22.60 | 38.80 | 32.30 | 54.70 |
| trapezius (R) | 23.20 | 19.10 | 25.40 | 26.20 | 27.70 |
| erector spinae(R) | 26.30 | 24.40 | 22.70 | 19.30 | 26.60 |
| multifidus(R) | 40.40 | 27.10 | 40.20 | 31.20 | 40.60 |

3.3 사용근육의 피로분석

근육의 피로정도에 따라 ZCR, MPF, MF의 값들은 측정 결과 값이 음(-)의 전이를 나타내는 것은 고주파에서 저주파로 전이를 한 결과를 나타내게 되는 것인데 이것은 근육의 피로를 나타내는 것이다[5][6]. 보통 근피로의 측정은 장시간의 작업시 발생하는 피로를 대상으로 하는 경우가 대부분이다[1][15]. 그러나 본 실험의 목적은 부과된 경사면의 경사각도에 대하여 피실험자의 무게중심을 잡기위한 근육의 동원형태를 파악하기 위한 것이므로 부과된 단시간의 실험시간동안의 근피로를 전이정도로 파악하였다.

측정결과는 경사면의 각도가 20° 일 경우 다른 경사각에서 보다 근육의 피로를 가장 많이 나타내는 것으로 나타났다.

사용근육의 ZCR에 의한 피로측정은 multifidus(L, R)와 trapezius(L)부위의 근육의 피로가 가장 많은 것으로 나타났다<Table 2>.

MPF분석결과 trapezius(L, R)의 경우 다른 근육들과는 명확한 차이로 근육피로를 보이는 것으로 나타났고, 다른 근육들간에는 차이가 없었다<Table 3>.

MF 분석결과 또한 multifidus(L, R)의 근육피로가 가장 많은 것으로 나타났<Table 4>.

근육의 피로를 나타내는 지표인 ZCR, MPF, MF의 경우 공통적으로 multifidus(L, R)부위가 근육피로를 가장 많이 호소하는 것으로 나타났다.

<Table 2> Average shifting of ZCR(n=10) (Hz)

| Muscle | Angle | | | | |
|------------------|--------|--------|--------|--------|-------|
| | 0° | 5° | 10° | 15° | 20° |
| neck extensor(L) | 2.70 | -1.70 | 4.40 | 3.60 | 4.60 |
| trapezius(L) | 8.70 | -12.50 | -14.10 | 12.80 | 16.70 |
| erectorspinae(L) | 1.20 | -6.40 | 5.00 | -5.80 | 10.10 |
| multifidus(L) | 9.20 | 0.40 | 2.10 | -13.70 | 38.80 |
| neck extensor(R) | -9.90 | -2.30 | 8.20 | -0.80 | -9.10 |
| trapezius(R) | 0.80 | -3.10 | -3.80 | -2.80 | 13.00 |
| erectorspinae(R) | -1.20 | 14.80 | -5.30 | -7.60 | -0.70 |
| multifidus(R) | -26.00 | 9.10 | -2.20 | -30.30 | 31.00 |

<Table 3> Average shifting of MPF(n=10)(Hz)

| Muscle | Angle | | | | |
|------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | 0° | 5° | 10° | 15° | 20° |
| neck extensor(L) | 51.80 | 6.80 | 47.30 | 1.00 | 12.00 |
| trapezius(L) | 153.90 | 46.10 | 145.90 | 47.50 | 48.70 |
| erectorspinae(L) | 1.60 | -9.70 | -16.90 | -13.70 | -23.90 |
| multifidus(L) | -21.50 | -23.20 | -6.30 | -18.90 | -45.90 |
| neck extensor(R) | 14.50 | -3.90 | 54.70 | 8.40 | 25.20 |
| trapezius(R) | 66.20 | 38.60 | 58.40 | 58.20 | 89.50 |
| erectorspinae(R) | 35.70 | -28.60 | 14.50 | -15.50 | -46.90 |
| multifidus(R) | -22.00 | -9.00 | 17.60 | -4.90 | -11.90 |

<Table 4> Average shifting of MF(n=10) (Hz)

| Muscle | Angle | | | | |
|------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | 0° | 5° | 10° | 15° | 20° |
| neck extensor(L) | -1.60 | 0.00 | -11.00 | 27.50 | 25.20 |
| trapezius(L) | 21.80 | -6.70 | -21.60 | 7.40 | 42.10 |
| erectorspinae(L) | -20.10 | -41.00 | 37.90 | 2.90 | 17.00 |
| multifidus(L) | -18.50 | -37.50 | -13.00 | -34.60 | 31.10 |
| neck extensor(R) | -29.80 | -4.50 | -0.50 | -16.10 | 5.90 |
| trapezius(R) | 21.60 | 0.10 | -19.00 | -20.40 | 10.50 |
| erectorspinae(R) | 0.20 | 9.50 | 8.50 | -11.40 | -10.20 |
| multifidus(R) | -44.10 | -37.50 | -37.40 | -73.20 | -14.60 |

3.4 근육별 로드(%) 분석

<Table 5>는 각도, 근육별 load(%)에 대한 내용이다.

<Table 5> Load for each angle and muscle(%) (n=10) (%)

| Muscle | Angle | | | | |
|------------------|-------|------|------|------|------|
| | 0° | 5° | 10° | 15° | 20° |
| neck extensor(L) | 7.7 | 6.5 | 6.9 | 6.1 | 7.0 |
| trapezius(L) | 14.4 | 13.2 | 14.1 | 12.7 | 13.5 |
| erectorspinae(L) | 16.9 | 15.0 | 16.0 | 17.6 | 16.0 |
| multifidus(L) | 12.9 | 13.4 | 13.2 | 14.4 | 12.5 |
| neck extensor(R) | 7.1 | 7.8 | 7.3 | 6.4 | 7.9 |
| trapezius(R) | 10.4 | 12.9 | 11.0 | 9.7 | 13.1 |
| erectorspinae(R) | 16.8 | 16.8 | 17.4 | 18.5 | 16.4 |
| multifidus(R) | 14.0 | 14.4 | 14.4 | 14.7 | 13.5 |

결과는 근육별 load(%)은 multifidus와 erectorspinae이 각각 평균 13.28%, 14.20%, 17.18%, 16.32%으로 근육별 load(%)이 나타났고, 반면 neck extensor은 평균 6.78%, 7.26%으로 근육별 load(%)이 적은 것으로 나타나 경사면에서의 들기 작업시 사용된 근육중 근육의 load(%)은 multifidus, erectorspinae부위가 상대적으로 많은 것으로 나타났다.

3.5 EMG결과의 통계적 분석

AEMG의 경우 좌우 근육간에는 유의한 차이가 보이지 않았고, 평면과 경사면에서 경사면 각도가 근육의 부담에 미치는 영향은 큰 것으로 나타났다. 분산분석의 결과는 각도별, 각도와 근육작용간에는 유의차가 있었다(F=17.44, P=0.0001) (F=1.85, P=0.0061)<Table 6>.

<Table 6> ANOVA table

| AEMG | DF | ANOVA | SS | Mean square | F value | Pr > F |
|----------------|----|------------|-----------|-------------|----------|--------|
| Angle | 4 | 6508.47 | 1627.12 | 17.44 | 0.0001** | |
| Muscle | 7 | 11446.88 | 1635.27 | 1.75 | 0.0956 | |
| Angle × Muscle | 28 | 48416.10 | 1729.15 | 1.85 | 0.0061* | |
| ZCR | DF | ANOVA | SS | Mean square | F value | Pr > F |
| Angle | 4 | 16058.585 | 4014.646 | 2.20 | 0.0690 | |
| Muscle | 7 | 4119.198 | 588.457 | 0.32 | 0.9440 | |
| Angle × Muscle | 28 | 42739.215 | 1526.401 | 0.83 | 0.7100 | |
| MPF | DF | ANOVA | SS | Mean square | F value | Pr > F |
| Angle | 4 | 100148.185 | 25037.046 | 2.39 | 0.0504 | |
| Muscle | 7 | 541764.950 | 77394.993 | 7.39 | 0.0001** | |
| Angle × Muscle | 28 | 146670.775 | 5238.242 | 0.50 | 0.9854 | |
| MF | DF | ANOVA | SS | Mean square | F value | Pr > F |
| Angle | 4 | 15006.05 | 3751.51 | 0.48 | 0.7515 | |
| Muscle | 7 | 55036.02 | 7862.30 | 1.00 | 0.4325 | |
| Angle × Muscle | 28 | 6266.90 | 3133.45 | 0.40 | 0.6714 | |
| load(%) | DF | ANOVA | SS | Mean square | F value | Pr > F |
| Angle | 4 | 0.013 | 0.004 | 0.004 | 0.9997 | |
| Muscle | 7 | 505.24 | 72.32 | 86.42 | 0.0001** | |

*0.01, **0.001에서 유의한차이가 있음

<Table 6>에 나타나듯이 ZCR와 MF의 분석결과 유의한 차이가 없었지만, MPF의 결과는 각도별 근육간에는 유의한 차이를 보였지만 근육간에는 유의한 차이를 보이지 않았다(F=7.39, P=0.0001). 근육별 load(%)은 각도별, 좌우 근육별로는 유의차는 없었지만, 각 근육별로 유의차가 있었다(F=86.42, P=0.0001).

AEMG 분석결과 경사각도에 의한 근육별 상관분석의 결과는 다음과 같다. 근육간의 상관분석으로 인해 경사면에서의 들기작업시 근육간의 힘의 균형과 인체의 무게중심 이동 상태를 EMG신호로서 유추할 수 있다. 0°일 때 근육간의 상관관계는 multifidus(L)과 erectorspinae(R)간에서 0.62로 가장 강한 양의 상관을 나타내고 있다. 그 다음으로는 0.59, 0.57, 0.56으로 neck extensor(R)와 erectorspinae(R), neck extensor(R)와 trapezius(R) 그리고 erectorspinae(L)와 trapezius(R)의 순으로 상관이 높았다.

경사면의 각도가 5°인 경우 neck extensor(R)와 trapezius(R) 부위의 상관이 68%로 가장 높은 상관을 나타내었으며 neck extensor(L)와 trapezius(L)부위는 0.62,

neck extensor 부위의 좌우 상관은 0.61을 나타내었으며 trapezius(R)와 multifidus(R)부위는 52%의 음(-)의 상관을 나타내었다. 10°인 경우 erectorspinae(R)와 multifidus(R)가 79%의 강한 상관을 나타내고 있으며 neck extensor와 trapezius 부위의 근육은 좌우 62%, 56%의 상관을 나타내었다. 15°인 경우 multifidus(L)와 erectorspinae(R)의 부위의 근육은 59%로 가장 강한 양(+)의 상관을 나타내었으며 neck extensor(L)와 erectorspinae(R)부위는 53%의 음의 (-)의 상관을 나타내었다. 20°인 경우 neck extensor, trapezius, multifidus 근육의 좌우 상관은 59%, 65%, 60%로 나타났고 erectorspinae(R)와 neck extensor(L), multifidus(L)의 상관은 52%, 60%의 양(+)의 상관을 보인다.

이와 같은 결과는 들기 작업시의 사용근육의 힘은 multifidus와 erectorspinae 부위의 근육은 서로 강한 상관 관계를 갖는 것으로 나타났는데 이는 L5/S1부위가 힘의 크기가 크게 걸리는 경향을 반영하는 것이다. 특히 deep spinal 근육인 multifidus부위와 trapezius와의 상관관계는 음(-)의 상관 또는 상관인 없는 것으로 나타났고, neck extensor부위는 erectorspinae부위의 근육과 음의 상관 또는 상관인 존재하지 않는 것으로 나타났다. 그러나 경사면의 경사각이 20°인 경우 평지 일 때나 다른 경사면의 각도 일 때 역상관(음의 상관)을 나타내던 L5/S1 부위의 근육과 neck extensor부위의 근육의 상관인 양(+)의 상관으로 나타나는 것은 경사면의 각도가 20°일 경우 신체의 무게중심을 유지하기 위한 노력이 상지근육 중 neck extensor 부위의 근육을 많이 사용하는 것으로 나타났다.

이런 결과는 MPF 분석결과와도 일치하는데 MPF의 근육별 다중비교분석결과는 <Table 7>과 같다. Duncan grouping 결과는 trapezius부위근육의 천이는 모든 경사면의 조건에서 88.420 Hz, 62.180 Hz의 높은 양(+)의 천이를 나타내어 다른 근육부위와는 확연한 차이를 보이며 다른 근육들과는 다른 그룹으로 그룹화 되는 경향이 나타났다.

또한 multifidus, erectorspinae부위는 음(-)의 천이를 나타내며 trapezius와 다른 그룹으로 그룹화 되었다. 이는 multifidus, erectorspinae부위의 근육이 다른 근육들보다 많은 피로를 나타내는 것이다.

<Table 7> MPF multiple comparison for each muscle

| Duncan grouping | mean(Hz) | N | muscle | |
|-----------------|----------|---------|------------------|------------------|
| A | 88.420 | 5 | trapezius(L) | |
| A | 62.180 | 5 | trapezius(R) | |
| B | 28.780 | 5 | neck extensor(L) | |
| B | 19.780 | 5 | neck extensor(R) | |
| C | B | -6.040 | 5 | multifidus(R) |
| C | B | -8.160 | 5 | erectorspinae(R) |
| C | B | -12.520 | 5 | erectorspinae(L) |
| C | B | -23.160 | 5 | multifidus(L) |

4. 결론

정적자세를 유지하는데 관련된 근육들의 활동에 대한 EMG 측정 분석 결과는 다음과 같다.

첫째, AEMG 측정 결과 모든 조건에서 일반적으로 multifidus부위의 힘이 가장 많이 나타났다. 15°, 20°일 경우 neck extensor 근육의 사용이 많은 것으로 나타났다.

진폭분석(amplitude analysis) 방법으로 볼 때는 5°를 제외한 0°와 10°의 경우는 erectorspinae와 trapezius의 근육이 15°와 20°의 경우는 erectorspinae와 multifidus 근육이 지속적인 근수축 상태를 유지하는 것을 보여주고 있다.

근수축 상태의 근력분석(AEMG)에 의한 분석에서 0°인 경우 deep spinal 근육인 multifidus부위가 힘이 가장 크게 나타나는 근육으로 판명이 되었고, neck extensor(L, R)부위의 근육의 사용이 경사각이 커질수록 증가하는 경향을 보였는데, 특히 20°인 경우에 더욱 확실하게 나타나는데 이는 일정한 경사각도 이상일 경우 피실험자가 자세를 유지하려는 경향으로 목 주위 근육을 많이 사용하는 것으로 보인다. multifidus의 근육사용에 의한 힘이 가장 크게 나타난 것은 들기 작업의 특성상 L5/S1부위가 힘의 크기가 크게 걸리는 경향을 반영하는 것이고, neck extensor의 근육사용은 경사면에서의 작업시 신체의 무게중심을 잡기 위한 효과인 것으로 보인다.

이것은 근육간의 상관관계분석을 통해서도 나타나는데 사용근육의 힘은 multifidus와 erectorspinae 부위의 근육은 서로 강한 상관관계를 갖는 것으로 나타났고, 이것은 L5/S1부위가 힘의 크기가 크게 걸리는 경향을 반영하는 것이다. 경사각이 20°인 경우 다른 조건일 때 역상관(음의 상관)인 L5/S1 부위의 근육과 neck extensor부위의 근육의 상관인 양(+)의 상관으로 나타났다.

둘째, MPF천이 결과 공통적으로 multifidus부위 근육의 천이정도가 가장 많은 것으로 나타났다.

MPF의 천이에 의한 피로측정결과 공통적으로 AEMG와 같이 deep spinal 근육인 multifidus와 erectorspinae부위근육의 천이가 음(-)의 경향을 나타내고 neck extensor와 trapezius는 양(+)의 천이를 나타낸다. 이것은 deep spinal 근육이 다른 근육보다 많은 근육피로를 나타내는 것으로 보이며, 특히 20°일 경우 다른 조건에서보다 많은 피로를 나타내는 것으로 분석된다. ZCR의 분석결과 20°경우는 neck extensor부위를 제외한 나머지 근육들의 천이가 전체적으로 일정하게 나타나지 않은 것은 무게중심을 잡기 위한 노력으로 보여진다.

셋째, 근육별 부하(%)에 대한 결과는 deep spinal 근육인 multifidus, erectorspinae부위가 상대적으로 많은 것으로 나타났고 neck extensor부위는 근육분담이 적은 것으로 나타났다.

결과적으로 경사면의 각도가 증가함에 따라 neck extensor에 많은 부하를 유발함으로 최소한 15°이하의 경사각을 고려하여 작업장 설계가 요구되며, 또한 제시된 경

사각도에서 multifidus(L, R)부위 근육의 천이정도가 가장 많은 것으로 나타나 L5/S1에 주어지는 요통예방에 대한 대책이 요구된다.

참 고 문 헌

[1] 권영국, 이상훈, 지주옥, "백화점 근로자의 근 피로도 측정 및 정량화를 위한 근전도 평가", 대한인간공학회 추계학술대회 논문, pp 216-222, 1999

[2] 양성환, 갈원모, 박범, "악력의 인간공학적 평가를 위한 접근방법", 한국산업안전학회지, 12(4), pp 209-213, 1997

[3] 이관석, 박희석, "직접추정법의 대칭적인 들기작업의 최대허용하중 결정에의 적용에 관한 연구", 대한인간공학회지, 14(1), pp 1-7, 1995

[4] 정병용, "제조업 분야의 산업재해에 관한 경향 분석", 산업공학, Vol 9, No 2, pp 231-238, 1996

[5] 조영진, 김정룡, "모의 들기작업시 각도에 따른 허리 근육의 근전도 및 피로도 변화", 대한인간공학회 추계 학술대회 논문, pp183-188, 1998

[6] 현수돈, 김정룡, "여성 하이힐이 허리 근육 피로에 미치는 영향에 관한 연구", 대한인간공학회 추계 학술대회 논문, pp304-310, 1998

[7] Ayoub, M. M., et al, "Determination and modeling of lifting capacity", Final Report. DHHS(NIOSH) Grant No. 5-FR01-OH-00545-02, 1978

[8] Chaffin, D. B, "Muscle strength assessment from EMG analysis", Medicine and Science in Sports and Exercise, 12(3), pp205-211, 1980

[9] D. P. Manning, "Deaths and Injuries Caused by Slipping, Tripping and Falling", Ergonomics, Vol 26, No 1, pp 3-9, 1983

[10] Jeong, Byung Yong, "Evaluation of Body Balance System Using Postural Sway Data. Ph.D. Dissertation. KAIST, 1995

[11] S. H Snook and V. M. Ciriello, "The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces", Ergonomics, Vol 34, No 9, pp1197-1213. 1991

[12] Steven A. L., et al, "Trunk muscle use during pulling tasks: effects of a lifting belt and footing condition", Human Factors, Vol 40, No 1, pp159-172. 1998

[13] T. R. Waters., et al, "Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks", Ergonomics, Vol 36, No 7, pp749-776. 1993

[14] Y. Zaho., et al, "Foot-Ground Forces on Sloping Ground When Lifting", Ergonomics, Vol 30, No 12, pp 1671-1687, 1987

[15] ülloar Kaljumäe et al, "Knee Extensor Fatig ability and Strength after Bicycle Ergometer", Arch Phys Med Rehabil, Vol 75, 1994

[16] William. S. M, "Trunk force development during static and dynamic lifts", Human Factors, Vol 29, No 1, pp19-29. 1987



서 승 록

건국대 산업공학과
 건국대 산업공학과 석사
 동아대학교 산업공학과 공학박사
 대한산업공학회, 품질경영학회,
 경영과학회 정회원
 대한인간공학회 이사
 품질경영100선 심사위원

중소기업청 대구경북 기술지도위원
 관심 분야 : 인간공학, 작업관리, 생산계획 및 통제

김 중 식



영남대 전자공학과 (학사)
 대구대 산업공학과 (석사)
 대구대 산업공학과 (공학 박사)
 대한산업공학회, 사단법인 한국산
 업안전학회, 대한인간공학회, 품질
 경영학회, 경영과학회 정회원
 현재 경일 사무국장
 관심분야 인간공학, 산업안전공학