

## 비틀림 동작에서의 허리 근육의 피로도 패턴

### Fatigue Patterns on Trunk Muscles at Various Asymmetric Twisting Conditions

조영진·김정룡\*

#### ABSTRACT

Twisting posture in lifting tasks has been identified as a risk factor of low back pain. However, it has been usually estimated in terms of compressive stress or muscular activity. Thus, this study was conducted to predict the influence on muscular fatigue during lifting simulation. Fifteen young and healthy subjects were recruited and performed isometric trunk exertions during upright standing, two-level flexions and five-level asymmetric twisting conditions. EMG signals from five primary trunk muscles in right part of body were collected during 20sec for 45 different lifting conditions. RMS(root mean square) and MPF(mean power frequency) parameters were used to analyze the EMG signals.

Twisting postures were significant in right erector spinae(ERSR), right latissimus dorsi(LATR), right internal oblique(INOR) for muscular activities. Especially, when trunk was 30° CCW twisting posture, ERSR and INOR activities increased respectively by 11% and 3%. Regarding the trunk muscle fatigue, we found that MPF shifts in twisting posture increased 2.3 and 2.6 times for ERSR and INOR muscles respectively. Therefore, It is probable for workers to suffer from low back disorders when they were exposed to a extreme twisting posture during prolonged lifting. This study suggests NIOSH(National Institute for Occupational Safety and Health) lifting equation needs the time-duration multiplier in addition to asymmetric multiplier.

**Keywords:** asymmetric, twisting, trunk, fatigue

본 논문은 1998년 학술진흥재단 공모과제의 지원으로 수행되었음.

\* 한양대학교 산업공학과

주소 : 경기도 안산시 사1동 1271

전화 : 031-400-5266

E-mail: jykim@ergomec.hanyang.ac.kr

## 1. 연구 배경 및 목적

최근 들어 허리를 이용하여 중량물을 다루는 들기 작업(Lifting Task)은 산업 안전 측면에서 중요성이 부각되고 있고, 들기 작업으로 인해 발생하는 LBP(Low Back Pain) 및 기타 상해들은 예방의학 차원에서 직업병으로 다루어지고 있으며, 작업자의 건강 및 안전에 관한 주요한 사항으로 다루어지고 있는 실정이다. 그러나, 이러한 지속적인 관리가 이루어짐에도 불구하고 중량물을 다루는 들기 작업으로 인해 허리상해가 계속적으로 발생하고, 이로 인한 국가적, 경제적 손실이 커다란 부분을 차지하고 있다.

우리나라의 경우, 산업재해 중 요통이 차지하는 비율이 1993년에 4.92%에서 1994년에 32%로 증가하였으며, 1995년에 발생한 작업 사고의 경우 금속 및 기계, 기구업종에서 약 6%가 요통으로 분류되고 있다(노동부, 1995; 한국산업안전협회, 1995). 미국의 경우, 26개 주 산업재해 환자의 19-25%가 MMH(Manual Material Handling) 작업으로 인한 요통을 경험한 것으로 조사되었고, 산업재해로 연간 45-380억불 정도의 막대한 비용을 지출하고 있는 것으로 조사되었다(Klein, 1984; Andersson, 1990).

최근에는 들기 작업 자세 중 비틀림 동작이 허리에 상해를 주는 주요 요소로 평가되면서 비틀림 동작을 평가할 수 있는 여러 가지 생체역학적 모델링이 이루어져 왔다. 기존에는 비틀림 동작을 평가하기 위하여 허리디스크에 걸리는 압축력과 전단응력(shear force)을

계산한 반면, 최근에는 허리 근육에 걸리는 부하를 측정하기 위해 근전도(EMG) 기법을 사용하고 있다. 그러나, 이러한 방법들은 일시적인 작업자세에만 초점을 맞추어 근육의 활동도를 평가하고 있기 때문에, 시간이 지남에 따라 근육에 피로가 발생하여 비틀림 동작에 의해 작업부하의 증가가 더욱 커진다는 사실을 반영하지 못하고 있다. 또한, 실제 작업 상황에 대한 묘사보다는 들기 작업에 대한 모델링을 주목적으로 하여 실제적인 들기 작업을 설명하는 데 많은 문제점이 있었다.

최근까지 몇 편의 연구 논문에서 비틀림 들기 동작과 최대로 들 수 있는 허용량과의 관계를 조사하였다. 심리물리학적 연구에서는 비틀림 동작이 포함되어 있는 들기 작업이 비틀림이 없는 들기 작업에 비해 최대 허용 중량에 있어서 8-22%의 감소를 가져오고, isometric lifting strength는 39%의 감소를 가져온다고 보고하였으며(Garg and Badger, 1986; Mital and Fard, 1986; Garg and Banaag, 1988). 생체역학적인 연구에서도 이러한 감소가 나타난다는 것을 뒷받침해 주고 있다(Bea et al., 1988). 이러한 사실을 기초로 NIOSH에서는 1991년에 허리가 90° 만큼 비틀림 동작을 취했을 때, 약 30% 정도의 허용무게가 감소한다는 사실을 기초로 비틀림 보정계수(AM : asymmetric multiplier)  $1-0.0032A$  (A : twisting angle)를 제시하였다.

비틀림 동작에 대한 연구는 등척성(isometric), 등장성(isokinetic), 동적(dynamic)인 조건 하에서 다양하게 진행되었다. Marras and Mirka(1989)는 등장성 수축

조건하에서 trunk strength가 비틀림 각도 0-30° 내에서 높은 비율로 감소하는 것을 보였다. Granata and Marras(1993)는 동적인 비대칭 들기 작업을 묘사하기 위하여 근전도 모델을 개발하고, 허리의 각도와 비틀림 각도에 따른 EMG 데이터로부터 근육의 힘을 예측하였다. 또한, 1995년에는 동적인 비틀림 폼 동작(twisting extension)이 정적인 비틀림 동작에 비해 2배 가량의 높은 압축력을 나타내는 것을 발견하여, 비틀림 동작이 실제 동적인 상황에서 LBP를 유발할 수 있는 주요한 원인이라는 것을 입증하였다 (Marras and Granata, 1995).

Marras, Davis and Granata(1998)는 들기 작업을 묘사하여 비대칭 비틀림 동작 동안, external oblique 근육의 활동도가 3-5% 정도 감소할 때, erector spinae 근육의 활동도가 10-15% 증가하는 것을 보였다. 그리하여, 근육의 활동도가 변하는 것은 비틀림 자세에 의해 변화되는 모멘트를 일정하게 유지하게 하기 위하여 상체가 균형을 잡는 것이라고 해석하였다. 이러한 기존 연구들은 주로 들기 작업의 자세에 따른 근육의 활동도를 사용하였으나, 실제 들기 작업에서 작업자가 중량물에 대해 지속적으로 노출되었을 때, 피로의 영향을 정확히 파악하지 못하고 있다.

Kim and Chung(1995)은 들기 작업에서 비틀림 동작으로 인해 발생하는 피로의 효과를 보고하였다. 이들은 반복적인 동적 들기 작업을 실시하여, 비대칭 동작이 대칭 동작에 비하여 MPF(Median Power Frequency)의 감소가 더욱 두드러지게 나타나고, 무거운 물체를 적은 빈도로 드는 것보다 가벼운 물체를 많

은 빈도로 들 때 더욱 빨리 피로해지는 것을 관찰하였다. Kumar and Narayan (1998)은 허리 상해의 60% 이상이 허리의 회전과 관련이 있다(Manning et al., 1984)는 연구를 바탕으로 피실험자가 의자에 앉은 상태에서 isometric axial rotation을 실시하였고, 그 결과, 측정된 허리의 모든 근육에서 피로현상 (median frequency의 감소)을 확인하였다.

현재까지, 허리 근육의 피로 효과를 바탕으로 들기 작업의 비틀림 동작의 영향을 정량적으로 평가한 예를 찾기 어려우므로, 본 연구에서는 들기 작업을 굽힘과 비틀림 각도로 세분화하여 근육피로 현상을 평가하고 해석하였다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 연구가정

본 연구에서는 정적인 들기 작업을 현장 상황에 적용하고 해석하기 위하여, 기존 문헌을 바탕으로 3개의 가정을 세우고, 이에 따른 실험 설계를 하였다.

#### 2.3.1 허리 근육의 좌우 대칭성

본 연구에서는 허리의 굽힘 각도와 비틀림 각도 범위 내에서 허리 근육이 좌우 대칭으로 분포되어 있고, 좌우 근육은 사용패턴이 동일하다고 설정하였다.

#### 2.3.2 허리 굽힘 각도의 범위

본 연구에서는 passive muscles, ligaments, disc forces에 의한 영향을 피하기 위하

여 허리의 굽힘 각도를 45° 내로 설정하였다. 굽힘 각도가 이보다 커지게 되면 active forces보다 passive forces에 의한 요인이 커져 근육의 활동을 정확하게 해석하기 어렵기 때문이다(McGill and Norman, 1986).

### 2.3.3 허리 비틀림 각도의 범위

본 연구에서는 외부 부하가 시상면을 중심으로 45° 이상이 되면 근육 간에 coactivation이 발생하여 근육간 힘의 해석이 어렵다는 기존 연구 결과를 바탕으로 허리의 비틀림 각도를 30° 로 제한하였다(Lavender et al., 1992).

## 2.2 귀무가설

들기 작업을 시뮬레이션 하는 본 연구에서는 근육의 활동도와 피로도에 관한 두 가지 귀무가설을 세웠다. 첫째는 '들기 작업은 근육의 활동도(activity)에 영향을 미치지 않는다'이고, 둘째는 '들기 작업은 근육의 피로도(fatigue)에 영향을 미치지 않는다'이다.

## 2.3 근육선정

들기 작업의 굽힘, 폼 및 비틀림 작업을 시뮬레이션 하기 위하여 허리 주위의 5개 근육을 실험 대상으로 결정하였다. 5개의 근육은 굽힘/폼 동작의 제어 역할을 하는 Erector Spinae(ERS: 척추세움근)와 Rectus Abdominis(RAB: 복부직근), 상체의 굽힘/폼/비틀림 동작의 제어 역할을 하는 Latissimus Dorsi(LAT: 넓은등근), Internal Oblique(INO:

배측경사근), External Oblique(EXO: 배바깥경사근)였다(Shultz and Andersson, 1981; Granata and Marras, 1993; Cram, Kasman and Holtz, 1998). 본 연구에서는 오른쪽의 근육만을 사용하였다.

## 2.4 피실험자

본 실험은 15명의 남자 대학원생(나이 25.6 ± 1.9세, 키 171.0 ± 3.5cm, 몸무게 60.8 ± 5.5)이 자발적으로 참여하였다. 이들은 모두 건강한 신체상태를 소유하고 있었고, 과거에 허리나 다리로 인한 질병의 경험이 없었다.

## 2.5 실험장비

등척성 수축(isometric contraction) 조건 하에서 허리의 폼 운동을 실시하기 위하여 한양대학교 인체공학연구실에서 제작한 ITEF(Isometric Trunk Exertion Frame)를 사용하였다(그림 1). MVC(Maximum Voluntary Contraction) 측정과 일정한 수준의 부하를 유지하기 위하여 500kg(force) 용량의 Bongshin Loadcell 500DBBP 사용하였다. 또한, 이를 시각적으로 관찰하기 위하여 Digital Indicator BS-300A와 연결하였다. 근육의 근전도 신호를 추출하기 위하여 V91-93 표면전극과 5 Channels의 High Gain Bioamplifier with Bandpass Filter S75-01, High Speed Videograph I/O Port를 장착한 Coulborn Instruments사의 EMG system을 PC와 연결하여 사용하였다.

Videograph의 Gain은 ×2500, 저차단주



그림 1. ITEF (Isometric Trunk Exertion Frame)

파수(Low Cutoff Frequency)는 1Hz, 고차 단주파수(High Cutoff Frequency)는 1000Hz로 조절하였다. 신호처리를 위하여 Dataq Instruments 사의 Windaq/200을 사용하였고, 일반적으로 근전도 주파수 대역은 400Hz 이하이므로 Sampling Theorem에 따라 각 channel의 Sampling Rate를 1024Hz로 하였다(Marras, 1987; Proakis and Manolakis, 1996).

## 2.6 실험계획

들기 작업을 시뮬레이션하기 위하여 3개의 독립변수(외부 부하, 굽힘 각도, 비틀림 각도)와 2개의 종속변수(RMS, MPF)를 사용한 3×3×5 Within-Subject Design을 계획하였다. 독립변수로 사용되는 외부 부하는

0, 30, 60N.m의 3수준, 허리의 굽힘 각도는 0°, 22.5°, 45°의 3수준, 허리의 비틀림 각도는 30° CW, 15° CW, 0°, 15° CCW, 30° CCW(CW: clockwise, CCW: counter-clockwise)의 5수준을 설정하였다. 종속변수로는 각 자세별 근전도 신호의 RMS(Root Mean Square) 값의 패턴, MPF(Mean Power Frequency) 값의 시간 변화에 따른 피로도의 변화를 사용하였다.

## 2.7 실험절차

중립자세(Neutral Posture, 굽힘 및 비틀림 각도가 0°인 직립자세)에서 MVC(Maximum Voluntary Contraction)를 측정한 후, 굽힘과 비틀림 동작이 조합된 15가지의 각 자세에서 외부부하 3가지 수준에 따라 근전도 신호를 추출하였다.

### 2.7.1 MVC 측정

피실험자에게 ITEF 위로 올라가게 한 다음, 평 동작시 상체의 근육만을 사용할 수 있도록 유도하기 위하여 엉덩이와 발목부근을 [그림 1]과 같이 단단히 고정시켰다. 먼저, 피실험자에게 중립자세에서 3회에 걸쳐 MVC의 힘을 5초간 내게 하고, 피로의 회복을 위하여 각 시행마다 5분간의 휴식을 가졌다. 매 실험마다 Digital Indicator의 Peak를 관찰하여 기록하였으며 측정값 중 가장 근접한 두 개의 값을 평균하여 각 피실험자의 MVC로 사용하였다.

### 2.7.2 근육의 활동도 및 피로도 측정

MVC 측정 후에 피로의 회복을 위하여 10

분간의 휴식을 취하고, 15가지의 각 자세에 대해 3수준의 외부부하에 따라 20초 동안 평 동작의 자세를 유지하게 하였다. 각 자세별 휴식시간은 3분으로 하였고, 휴식시간시, 근육의 사용을 최소로 하기 위하여 피실험자로 하여금 일정한 자세로 모니터를 주시하게 함으로써, 근전도 측정기의 채널에서 측정되는 근전도를 최소화 할수 있도록 유도하였다.

## 2.8 데이터분석

근육의 활동도 분석과 피로도 분석을 위하여 Normalized RMS (N\_RMS) 값 및 Normalized MPF(N\_MPF) 값을 이용하였다.

N\_RMS는 20초의 데이터 중 초기의 5초 구간을 사용하여 중립자세에서 얻은 MVC의 RMS와 비교를 하였다.

N\_MPF는 시간에 따른 추이를 분석하기 위하여 데이터를 1초간격의 20개구간으로 나누고 일반적으로 많이 사용하고 있는 Hamming window를 거쳐 1024-point FFT 분석을 실시하였다(Kwanty, Tomas and Kwatng, 1970). 각 구간별 MPF 값은 초기 1구간의 MPF 값으로 나누어 정규화(Normalization)하고 자세별 비교를 위하여 paired t-test와 회귀분석을 실시하였다.

## 3. 연구 결과

### 3.1 근육의 활동도

외부부하에 의해 들기작업의 각 자세가 근

육에 미치는 영향을 알아보기 위하여 근전도 신호에 대한 N\_RMS 값을 이용하였다. 근전도 신호의 N\_RMS 값은 피로가 진행됨에 따라 증가하는 경향을 나타내기 때문에 피로의 영향을 제거하기 위하여 초기 5초 구간의 근전도 신호를 분석의 대상으로 삼았다(Edwards and Lippold, 1956).

#### 3.1.1 분산분석

데이터를 분석하기 위하여 15개의 조건에서 얻어진 5개의 허리 근육 신호를 중립자세의 MVC 값으로 Normalization 하였다. 그리고, 외부부하, 굽힘 각도, 비틀림 각도를 요인으로 하는 분산분석을 실시하였다. 그 결과, 5% 유의수준 내에서, 외부부하에서는 RABR(Rectus Abdominis Right)을 제외한 모든 근육에서 유의한 차이가 발견되었고, 굽힘 동작에서는 ERSR, LATR, EXOR에서 유의한 차이가, 비틀림 동작에서는 ERSR, LATR, INOR 근육에서 유의한 차이가 발견되었다. 비틀림 동작에 영향을 주는 ERSR, LATR, INOR 근육 각각에 대한 분산분석에서는, 각각 0.0001, 0.0126, 0.0001의 p 값을 관찰할 수 있었다.

#### 3.1.2 Post-hoc 분석

분산분석의 결과를 통해 ERSR, LATR, INOR이 허리의 비틀림 동작에 영향을 받는 것을 발견하였고, 각 근육에 대해 유의수준 5% 조건 하에서 Duncan 다중범위 검정을 이용하여 Post-hoc Test를 실시하였다. 그리하여 그 결과를 [그림 2], [그림 3], [그림 4]로 나타내었다.

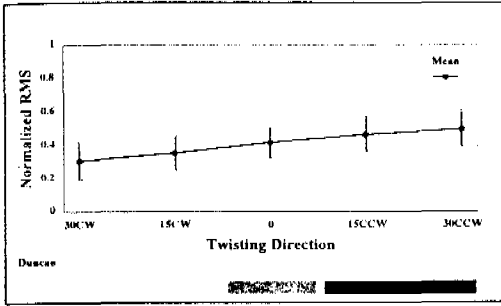


그림 2. ERSR 근육의 post-hoc 테스트 결과

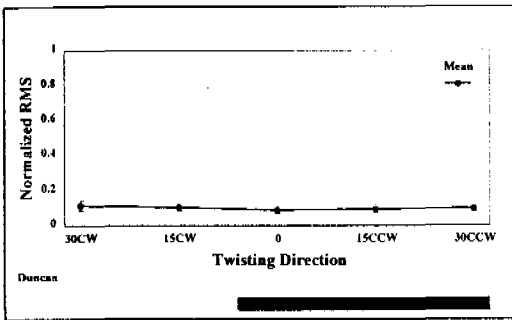


그림 3. LATR 근육의 post-hoc 테스트 결과

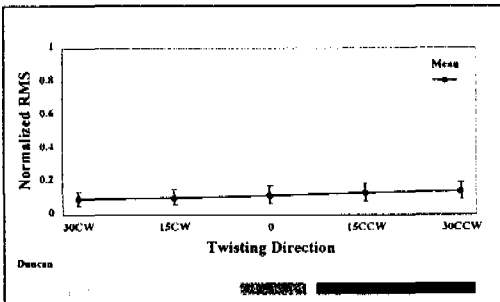


그림 4. INOR 근육의 post-hoc 테스트 결과

ERSR, INOR 근육은 중립자세를 기준으로 시계 방향으로의 비틀림 동작 자세, 비틀림 동작이 없는 자세, 반시계 방향으로의 비틀림 동작이 있는 자세의 세 그룹을 형성하였

다. 또한, 반시계 방향으로 비틀림 각도가 증가할수록 외부부하에 대한 N\_RMS 값이 증가하는 것을 보여주었다. LATR 근육은 비틀림이 없는 동작을 기준으로 두 개의 그룹이 형성되었지만 그룹간의 차이가 확연하게 드러나지는 않았다.

### 3.2 근육의 피로도

근육의 피로도를 평가하기 위하여 60 Nm의 부하를 20초간 사용하였다. 실제로 0.30 Nm의 외부부하는 주어진 실험 환경에서 피로를 발생시키기에 충분치 않았다. 피로도를 결정하는 파라미터로 Mean Power Frequency (MPF)를 사용하였고 이를 위해 주파수 분석을 실시하였다.

#### 3.2.1 허리 비틀림 각도에 따른

##### Normalized MPF의 변화

시간의 흐름에 따른 근육 피로의 정도를 관찰하기 위하여 20초의 데이터 구간을 1초 간격의 20개구간으로 나누었다. 각 구간은 1024개의 데이터를 지니고 있으므로 1024-Point FFT를 실시하였다. 그리하여, (그림 5), (그림 6)의 비틀림 각도에 따른 구간별 N\_MPF 값의 패턴을 얻었다. 각 그림의 데이터는 0°, 22.5°, 45°의 굽힘 각도를 평균화하여 만들어졌다. 20초의 짧은 구간에서는 15° CW, 30° CW의 비틀림 각도 사이에 피로 변이 폭이 확연하게 드러나지 않으므로, 이를 뚜렷이 살펴보기 위하여 30° CCW, 0°, 30° CW의 비틀림 각도에 대해 분석하였다.

ERSR 근육은 시간이 지남에 따라 구간별 N\_MPF 값이 선형적으로 감소하는 경향을 나타내고 있다. 또한, 비틀림 동작이 반시계 방향으로 진행될수록 감소 기울기가 더욱 커짐을 보여주고 있다. INOR 근육도 ERSR 근육과 마찬가지로 시간이 지남에 따라 구간별 N\_MPF 값이 감소하는 경향을 보여주고 있다.

3.2.2 N\_MPF 패턴의 회귀분석  
굽힘 각도와 비틀림 각도 변화에 따른

Normalized MPF 값을 비교하기 위하여 [그림 5], [그림 6]의 그래프 각각의 기울기를 계산하였고, 그 결과를 [그림 7], [그림 8]에 나타내었다. 비틀림이 발생했을 경우 꺾로도가 증가하는 것을 보였고, 특히 두 근육 모두에서 굽힘 각도가 22.5° 일 때 기울기의 값이 크게 증가함을 알 수 있었다. 선형회귀분석 결과에서 ERSR 근육의 경우, r-square 값이 약 0.8로 매우 높게 나타났고, 반시계 방향으로 비틀림 동작이 진행될수록 기울기의 절대값이 각각 0.28, 0.34,

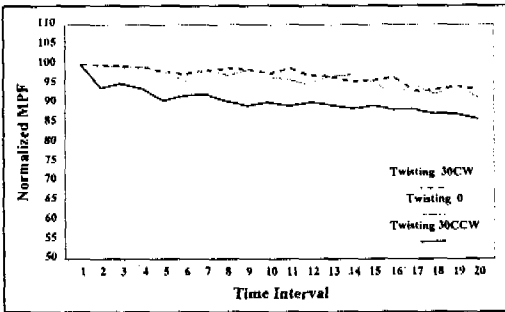


그림 5. ERSR 근육의 N\_MPF 패턴  
※ 30° CW : secondary extensor  
※ 30° CCW : major extensor

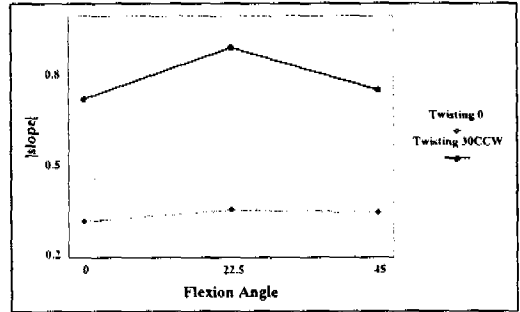


그림 7. ERSR 근육의 N\_MPF 패턴 기울기 비교

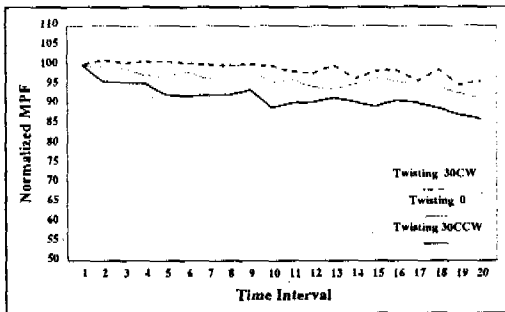


그림 6. INOR 근육의 N\_MPF 패턴  
※ 30° CW : secondary extensor  
※ 30° CCW : major extensor

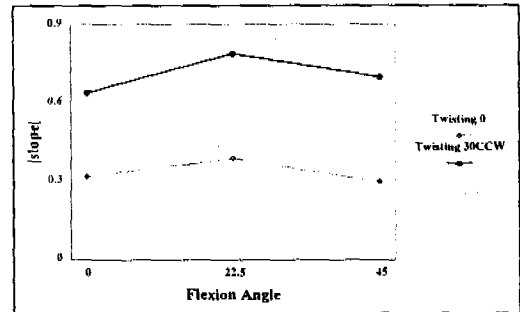


그림 8. INOR 근육의 N\_MPF 패턴 기울기 비교



0.79 로 나타나, 비틀림 각도가 30° CCW일 때 비틀림 각도가 0° 일 때보다 2.3배의 피로의 증가를 보였다고 할 수 있다. INOR 근육의 경우는, 기울기의 절대값은 각각 0.07, 0.22, 0.57 로, 비틀림 각도가 30° CCW일 때가 비틀림 각도가 0° 일 때보다 2.6배의 피로의 증가를 나타내었으나, r-square 값이 약 0.5로 나타나 그 경향성만을 확인할 수 있었다.

## 4. 토 의

### 4.1 근육의 활동도

기존의 생체역학적 분석에서는 단시간에 제 공되는 외부부하 상태에서 들기 작업을 지속적으로 반복할 때, 여러 가지 외부 요인을 고려하여 작업부하를 결정하고 있다. 들기 작업의 표준을 마련하고 있는 NIOSH Lifting Guide에 따르면, 들기 작업시 비틀림 동작에 대한 영향을 NIOSH에서 1991년에 발표한 'Revised Lifting Equation'에서 비틀림 보정계수(AM : Asymmetric Multiplier)를 통해  $1-0.0032A$  (A : 비틀림 각도)로 제시하고 있다. 이것은 허리의 비틀림 각도가 1° 변함에 따라 각 자세에서의 maximum strength를 0.0032배 만큼 낮게 보정해 주어야 한다는 것을 의미한다. 또한, 외부로부터 제공되는 일정한 부하에 대해, 허리의 비틀림 각도가 1° 씩 변함에 따라 작업부하는  $1/(1-0.0032A)$  배씩 증가한다는 것을 간접적으로 보여주는 결과이기도 하다.

본 연구에서는 5초구간을 대상으로 각 자세별 N\_RMS 값에 대한 분석을 실시하였다. 이는 단시간 동안의 중량물 들기 작업으로 표현할 수 있다. ERSR 근육의 경우, 비틀림 동작이 1° 증가함에 따라 근육의 활동도가 0.0032배의 비율로 증가하는 것을 보였고, INOR 근육의 경우, 비틀림 동작이 1° 증가함에 따라 0.0009배의 비율로 증가하는 것을 보였다. 두 근육 중 ERSR 근육의 계수가 더욱 크므로 ERSR 근육은 비틀림 동작에 대해 INOR 근육보다 민감하게 작용한다는 것을 알 수 있다.

ERSR 근육의 활동도 보정계수(활동도 증가율 : 0.0032)를 NIOSH의 비틀림 보정계수와 비교하면 비틀림 각도에 따라 (그림 9)와 같은 결과를 제시할 수 있다.

그래프를 통해, NIOSH Lifting Guide에서 제공하고 있는 비틀림 보정계수와 본 연구에서 얻은 N\_RMS 값의 기울기가 비틀림 각도 0° 에서 30° 의 범위 내에서는 거의 같음을 알 수 있다. 30° 의 범위를 넘어서면 NIOSH의 비틀림 보정계수는 비선형적인 값을 나타내기 때문에 본 연구의 결과와는 비교

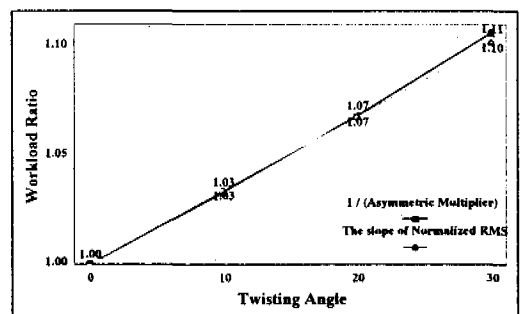


그림 9. NIOSH의 비틀림 보정계수와 ERSR 근육의 N\_RMS 기울기 비교

할 수 없게 된다. 실제로  $30^\circ$  이상의 범위에서는 상체의 자세에 의하여 근육의 해부학적 형태가 변하고, 근육간의 coactivation으로 인해 근육에 걸리는 힘이 달라지므로, 이를 평가하고 해석할 수 있는 다른 접근 방법이 필요하다.

#### 4.2 근육의 피로도 분석

외부부하가 제공된 상태에서 비틀림 동작을 포함한 들기 작업을 장시간 지속할 경우, ERSR 근육과 INOR 근육은 비틀림 동작이 없는 들기 작업과 비교하여 본 연구의 결과에 따라 각각 2.3, 2.6배 정도의 피로증가를 보이고 있다(그림 7)(그림 8). 이러한 결과는 들기 작업 시 비교적 정적인 동작에서는 뒤틀림 동작이 근육 피로에 상당한 영향을 줄 수 있다는 것을 의미한다. 또한 근육 피로도의 증가가 근육 활동도보다 현저한 것을 볼 때, 비틀림 동작이 허리에 미치는 영향에 대한 새로운 관점을 제시하게 된다. NIOSH Lifting Equation은 시간에 관한 고려를 단위시간당 작업의 빈도와 작업시간/휴식시간의 비율로 규정하고 있어, 단위 작업시 발생하는 지속적인 들기 작업에 대한 보정이 미흡하다고 할 수 있다. 본 연구의 결과는 RWL을 설정할 때, 작업자세가 일정하게 지속적으로 유지되었을 때의 피로의 영향을 고려해주어야 한다는 것을 간접적으로 말해주고 있다.

비틀림 각도의 증가가 피로도의 증가를 동반하지만, 굽힘 동작이 포함되어 있을 때, 굽힘 각도  $22.5^\circ$ 에서 급격한 기울기의 증가를 보여주고 있는 것이다. 중립자세를 기준으로

굽힘 동작에 의해 각도가 커질수록 피로의 기울기가 증가할 것이라는 예상과는 다른 결과였다. 이것은 자세적인 관점(postural analysis)과 해부학적인 관점(anatomical analysis)에서 분석의 실명이 가능하다. 즉, 자세적인 관점에서 중립자세는 외형적인 굽힘과 비틀림 동작이 없는 상태를 말하고, 해부학적인 관점에서의 중립자세는 척추의 요추골(lumbar vertebra)간의 각도가  $0^\circ$  (서로 평행)인 자세를 말한다. Chaffin and Andersson(1984)은 허리에 걸리는 maximum moment의 양을 관절의 각도에 따른 함수로 묘사하였다. 즉, 외형적인 관절의 각도가  $20^\circ$  정도까지 증가할수록 maximum strength의 크기가 커지다가  $20^\circ$ 가 넘어서면 크기의 증가가 둔해지는 양상을 나타낸다고 하였다. 이러한 결과는 허리의 외형적 굽힘 동작 중  $22.5^\circ$  부근에서 근육이 가장 큰 힘을 낼 수 있는 상태가 된다는 것을 직접적으로 보여준다. 그렇기 때문에, 같은 외부부하에 대하여  $22.5^\circ$ 의 굽힘 동작에서 피로의 효과가 크게 나타나는 것은 한 근육사용의 결과로 해석할 수 있다.

## 5. 결 론

본 연구에서는 산업현장에서의 흔히 볼 수 있는 비틀림 들기 작업을 실험실 상황에서 조사하고 근육의 활동도의 변화와 피로도의 변화를 비교 평가하였다. 본 연구에서는 오른쪽 척추 세움근(ERSR) 근육의 RMS 값과 N\_RMS 값에 대한 분석을 통하여 들기 작업

을 할 때 비틀림 동작이 근육 피로 (fatigue)에 미치는 영향이 근육 활동(activity)에 미치는 영향보다도 클 수 있다는 것을 간접적으로 보여 주었다. 그러므로, 허리근육에 부가되는 하중을 줄이기 위해서는, 중량물의 크기를 제한하는 것 뿐 아니라, 근육의 피로가 누적되지 않도록 조치하는 것이 매우 필요하다고 생각되며, 보다 현장 상황과 유사한 실험을 통해 본 연구 결과에 대한 추가 검증이 기대된다.

### 참고 문헌

- 노동부 (1995). 1992-1995 산업별 조사 대상 재해 발생 원인 분석.
- Andersson, G. B. J., Pope, M. H., Frymoyer, J. W. and Snook, S. H., *Epidemiology and Cost*, 1990.
- Bean, J. C., Chaffin, D. B. and Schultz, A. B., Biomechanical Model calculation of muscle contraction force: a double linear programming method. *Journal of Biomechanics*, 21, 59-66, 1988.
- Chaffin, D. B. and Andersson, G., *Occupational Biomechanics*. New York, Wiley-Interscience, 1984.
- Cram, J. R., Kasman, G. S. and Holtz, J., *Introduction to Surface Electromyography*. AN ASPEN PUBLICATION, 1998.
- Edwards, R. G. and Lippold, O. C. J., The Relation between Force and Integrated Electrical Activity in Fatigued Muscle. *Journal of Physiology (London)*, 132, 677-681, 1956.
- Garg, A. and Badger, D., Maximum Acceptable Weights and Maximum Voluntary Strength for Asymmetric Lifting. *Ergonomics*, 29, 879-892, 1986.
- Garg, A. and Banaag, J., Maximum Acceptable Weights, Heart Rates and Rpe's for One Hour's Repetitive Asymmetric Lifting. *Ergonomics*, 31, 77-96, 1988.
- Granata, K. P. and Marras, W. S., An EMG-Assisted Model of Loads on the Lumbar Spine during Asymmetric Trunk Extensions. *Journal of Biomechanics*. Vol. 26, No. 12, 1429-1438, 1993.
- Kim, S. H. and Chung, M. K., Effects of Posture, Weight and Frequency on Trunk Muscular Activity and Fatigue during Repetitive Lifting Tasks. *Ergonomics*, 38(5), 853-863, 1995.
- Klein, B. P., Roger, M. A., Jensen, R. C. and Sanderson, L. M., Assesment of Worker's Compensation Claims for Back Sprain/Strains. *J. Occupational Medicine*, 26, 443-448, 1984.
- Kumar, S. and Narayan, Y., Fatigue of the Trunk Muscles in Isometric Trunk Rotation. In *Proceedings of the Twelfth Congress of the International*

- Society of Electrophysiology and Kinesiology. June 27-30, 156-157, 1998.
- Kwanti, E., Thomas, D. H., Kwatng, H. G., An Application of Signal Processing Techniques to the Study of Myoelectric Signals. IEEE Trans Biomedical Eng 17, 303-312, 1970.
- Marras, W. S., Preparation, Recording and Analysis of the EMG Signal, Trends in Ergonomics. Human Factors, IV, Elsevier Science Publishers B. V., 701-707, 1987.
- Marras, W. S. and Granata, K. P., A Biomechanical Assesment and Model of Axial Twisting in the Thoracolumbar Spine. Spine, Vol. 20, No. 13, 1440-1451, 1995.
- McGill, S. M. and Norman, R. W., Partitioning the L4-L5 Dynamic Moment into Disc, Ligamentous, and Muscular Components During Lifting. Spine. 11, 666-678, 1986.
- Mital, A. and Fard, H. F., Psychophysical and Physiological Responses to Lifting Symmetrical and Asymmetrical Loads Symmetrically and Asymmetrically. Ergonomics, 29, 1263-1272, 1986.
- Proakis, J. G. and Manolakis, D. G., Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications (3rd ed.), Prentice Hall Inc, 1996.
- Schultz, A. B. and Andersson, G. B. J., Analysis of Loads on the Lumbar Spine. SPINE, Volume 6, Number 1, 1981.

### 저자 소개

#### ◆ 조영진

한국과학기술원 산업공학과를 졸업했으며, 한양대학교 산업공학과 석사를 취득하였다.

#### ◆ 김정룡

미국 오하이오 주립대학에서 석사, 박사를 취득하고 현재 한양대학교 산업공학과 조교수로 재직 중이다. 생체역학을 전공하고 수리심리와 재활의학을 부전공하였다. 관심 연구분야는 생체신호처리를 통한 요통판별(EMG), 심리 생리신호를 통한 작업자 심리부하의 정량화 등이며, 인체공학을 이용한 소비자 제품 개발분야에서 활동하고 있다.

논문접수일 (Date Received): 2001/6/27

논문게재승인일 (Date Accepted): 2001/7/18