

## EMG

김선욱 · 한승조<sup>†</sup>

단국대학교 공학대학 산업공학과

# Strategical Postures for Relieving EMG Amplitude Discrepancy on Bilateral Low Back Muscles and Total Low Back Muscle Fatigue while Lifting Asymmetric Load Dynamically

Sun-Uk Kim · Seung Jo Han<sup>†</sup>

Department of Industrial Engineering, Dankook University

The purpose of this paper is to suggest the strategical lifting postures able to alleviate imbalanced EMG amplitude leading to an increase in low back muscle fatigue while lifting asymmetric load dynamically. Eleven male subjects are required to lift symmetrically an external load with 15.8kg and load center of gravity (LCG) deviated 10cm to the right from the floor to the waist height at the speed of about 25cm/sec. The EMG amplitudes on bilateral low back muscles (Longissimus, Iliocostalis, and Multifidus) are recorded during 2sec and analyzed. Independent variables are trunk postures (No bending vs. Bending to the LCG) and feet placements (Parallel vs. Right foot in front of the other vs. Right foot behind the other). Dependent variables are EMG amplitude average on six muscles and the EMG amplitude difference between right and left muscle group. Results indicate the phenomenon showing an amplitude increase in the left muscle group is equal to an decrease in the right one is observed in dynamic as well as static lifts, bending the trunk to the LCG increases amplitude discrepancy more than no trunk bending, and the amplitude discrepancy in one foot ipsilateral to LCG in front of the other foot is lowest among other foot postures. As bilateral EMG amplitude discrepancy increases total low back muscle fatigue, the strategical combination of no trunk bending and one foot close to LCG in front of the other is recommended for preventing elevated incidence of low back pain (LBP).

**Keywords :** Asymmetric Load, EMG Amplitude Discrepancy, Foot Posture, Dynamic Lifts, Trunk Lateral Bending

## 1. 서 론

근골격계질환에 대한 산·학계의 연구가 대한민국보다 일찍 시작된 미국의 경우 전체 산업 재해자 중 근골격계 질환 환자가 차지하는 비중이 2000년도 34.7%를 정점으로

로 해마다 감소되고 있는 실정이다. 하지만 대한민국의 경우 1998년 이후 해마다 비중이 가파르게 증가하고 있는 추세로 산·학계에서 노력이 필요한 상황이다[1]. 이러한 근골격계질환은 생산성 및 품질 감소, 근로자의 근로의욕 감퇴, 그리고 직·간접적인 의료비 증가로 이어지

는 특징이 있다[6]. 2010년 대한민국 전체 산업재해자는 98,645명이었고 이 중 근골격계질환 환자는 5,502명이었으며, 전체 근골격계질환 환자 중 요통질환자는 4,008명으로 72.8%를 차지하고 있다[3].

근골격계질환 중 약 60% 이상이 들기 작업과 연관이 있다[2]. 이러한 들기 작업의 특성은 들고 있는 물체로부터 발생하는 부하가 대부분 허리에 집중됨으로써 요통으로 이어질 수 있기 때문에 들기 작업과 요통과의 심도 있는 관계연구를 통한 대안제시가 전체적인 근골격계질환 비율을 낮추는데 도움이 될 것이다.

들기 작업과 관련된 요통의 원인으로서는 물체의 무게, 물체와 상체와의 거리, 반복 횟수, 상체 굽힘의 정도 등 다양하지만, 많은 연구가 물체의 특성에 있어서 무게중심이 물체의 중앙에 있는 경우(Symmetric load)를 다루었고, 상대적으로 비대칭무게중심의 물체(Asymmetric load)를 취급할 경우 어떻게 요통에 영향을 주는가에 대한 연구는 활발하게 이루어지지 않았다.

최근 연구에 의하면 비대칭무게중심의 물체는 대칭무게중심의 물체보다 좌·우 등근육의 EMG 진폭의 차이를 발생시키고 이러한 차이는 전체적인 허리부위의 등근육 피로를 증대킨다. 등근육의 피로가 커지면 등근육보다 척추(Spine)에서 담당해야 할 외부 부하의 정도가 심해짐으로써 L5/S1부위의 신체조직에 압축력(Compressive Force) 증가 등의 무리를 주는 메커니즘이 밝혀졌다[7, 8]. 하지만 위 연구들은 정적인(Static) 자세에서 실험이 진행되었고, 작업자 입장에서 제조된 무게중심을 포함한 물체의 특성을 조절할 수 없기 때문에 비대칭무게중심의 물체 취급시 작업자가 요통 발생 가능성을 최소화 할 수 있는 작업 자세에 대한 추가적인 연구가 요구되었다.

따라서 본 연구에서는 동적인(Dynamic) 들기 작업에서 대칭무게중심의 물체와 비대칭무게중심의 물체가 좌·우 허리부위 등근육의 진폭의 차이와 평균에 영향을 어떻게 미치는지 알아보고, 비대칭무게중심의 물체 취급시 어떠한 들기 자세가 요통 발생 가능성을 줄일 수 있는지 신체역학적인 근거와 검증실험을 통해 알아보고자 한다.

## 2. 본 론

### 2.1 기존 연구 및 가설 설정

들기 작업이 허리에 영향을 미치는 여러 가지 요인 중에서 물체의 무게나 물체 내 무게 중심의 위치는 작업자가 바꿀 수 없다. 하지만 작업자 역량 내에서 조절 가능한 요인으로는 드는 속도, L5/S1부터 물체 무게 중심까지의 수평거리, 상체 굽힘 각도(in the sagittal plane; 시상

면), 무릎 굽힘 각도, 상체 굽힘 정도(in the frontal plane; 전두면), 두 발의 위치(in the traverse plane; 가로면)가 있다. 위 요인 중에서 드는 속도, 수평 거리, 상체 굽힘 각도 그리고 무릎 굽힘 각도는 시상면을 기준으로 한 요소이며, 이러한 요소들이 어떻게 허리 부담에 영향을 미치는가는 가장 일반적으로 사용되는 아래의 허리부담의 척도인 허리압축력(Compressive Force; Fc)의 공식[11]과 기존 연구들로부터 확인이 가능하다.

$$F_c = F_m + \cos\theta \times (UBW + LW) \\ = (UBW \times b + LW \times h) / 0.06 + \cos\theta \times (UBW + LW)$$

여기서 Fm은 등근육의 힘이며,  $\theta$ 는 시상면을 기준으로 상체 굽힘 각도, UBW(Upper Body Weight)는 L5/S1 윗부분의 상체 무게, LW(Load Weight)는 물체의 무게, b는 L5/S1부터 UBW 무게 중심까지의 수평 거리, 그리고 h는 L5/S1부터 물체 무게 중심까지의 수평 거리를 말한다. 따라서 작업장 조절 요인 중 L5/S1부터 물체 중심까지의 거리(h)는 작을수록 압축력이 작아지며, 상체 굽힘 각도( $\theta$ )가 작아지면 통상 b와 h가 줄어들기 때문에 등근육과 허리 압축력이 작아진다.

물체를 드는 속도를 빨리하면 등근육의 수축(Contraction) 속도는 증가한다. 수축 속도는 EMG 진폭의 증가와 비례하고[9], EMG 진폭은 등근육의 힘과 비례한다[15]. 따라서 드는 속도의 증가는 결국 위 공식에 의해 허리 압축력을 증가시킨다.

들기 작업의 자세는 크게 무릎을 굽혀 드는 Squat 자세와 무릎을 거의 굽히지 않고 허리만으로 드는 Stoop 자세가 대표적이며, 두 자세의 차이는 시상면 기준의 무릎 굽힘 각도이다. 여러 연구에서 들기 작업시 허리 부담을 줄이는 자세는 Squat이며[12, 18], 이를 통해 무릎 굽힘 각도는 줄이는 것이 허리에 무리를 덜 준다고 볼 수 있다. 또한 Squat 자세는 Stoop 자세보다 L5/S1부터 물체까지의 수평 거리(h)를 줄이는 효과를 보인다.

위에서처럼 들기 작업간 시상면 기준의 요소는 공식과 기존연구를 통해 알 수 있으나, 전두면 기준의 옆으로의 상체 굽힘 여부와 가로면 기준의 두 발의 위치 전략이 어떻게 들기 작업시 허리에 영향을 주는가에 대한 연구는 거의 이루어지지 않았다. 따라서 비대칭 무게중심의 물체를 취급할 때 상지의 대표적인 자세인 옆으로의 상체 굽힘 여부와 하지의 두 발의 위치 전략을 신체역학적 해석과 실험을 통해서 대칭 무게중심의 물체보다 허리에 더 많은 부하를 주는 비대칭 무게중심의 물체 취급시 허리 부담을 경감시키는 방안을 알아볼 필요가 있다.

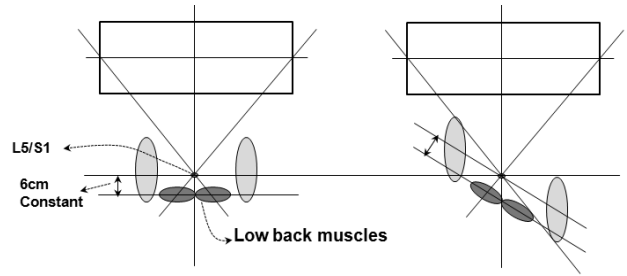
첫째, 선 상태에서 상체를 우측으로 굽히면 좌측 등근육의 EMG 진폭은 증가하고 우측 진폭은 감소한다[19].

하지만 위 연구에서는 그런 현상이 왜 일어나는지는 설명되고 있지 않았고, 손에 외부 무게가 없는 상태에서 실험이 실시되었다. 모멘트(Moment) 관점에서 상체가 우측으로 기울어지면 전두면을 기준으로 L5/S1부터 상체 무게 중심까지의 모멘트 암(Moment Arm)이 상체를 기울이지 않았을 때보다 증가한다. 따라서 시계방향으로(Clockwise)의 모멘트가 발생하며, 이를 극복하기 위해 좌측 등근육의 힘이 더 필요하게 된다. 즉, L5/S1부터 좌측 등근육까지의 수평 거리(Moment Arm)는 변하지 않기 때문에 상대적으로 좌측 등근육의 힘만이 증대되어야 하고, 이러한 현상이 좌측 등근육의 EMG 진폭을 증가시키게 된다. 만약 외부 물체를 고려하지 않는다면 좌·우 등근육의 EMG 진폭의 차이(Difference)는 상체를 좌나 우로 기울이는 것이 기울이지 않는 것보다 커진다.

이러한 현상에 비대칭 무게중심이 발생시키는 현상을 추가하자. 즉, 물체 내 무게중심이 우측으로 이동하면 좌측 등근육의 진폭은 증가하고, 우측 등근육의 진폭은 감소한다[7, 8]. 물체 내 무게중심이 우측으로 이동하면서 발생하는 좌·우 등근육 EMG 진폭의 차이에 상체를 물체 내 무게 중심 쪽으로 기울일 경우 발생하는 등근육 진폭의 차이가 더해지는(Added) 현상이 발생한다. 따라서 비대칭 무게중심의 물체를 취급 할 경우, 무게 중심 쪽으로 상체를 기울이는 전략은 상체를 기울이지 않는 전략보다 좌·우 등근육 EMG 진폭의 차이를 증대시킨다.

둘째, 양쪽 발을 평행하게 위치하지 않고 한쪽 발이 다른 발의 앞 혹은 뒤에 위치시켜 드는 것을 Straddle Lift로 알려져 있다[14, 16]. 하지만 위 연구에서는 좌·우 등근육의 진폭 합(혹은 평균)이 발 자세에 영향을 받지 않는다고 설명하고 있다. 이는 하나의 근육 그룹이 아닌 두 개의 좌·우 근육 그룹으로 이루어진 등근육의 특성에서 진폭의 균형효과(Balancing Effect)[7, 8]를 고려하지 않았기 때문이다. 또한 위 연구들이 본 연구와의 차이점은 대칭 무게중심의 물체 취급에 중점을 맞추었다는 것이다.

비대칭 무게중심의 물체 취급시 좌·우 등근육의 진폭 차이(Difference)와 그로 인한 전체 등근육 피로 변화에 초점을 맞추면서 신체역학적 해석을 통한 가설 설정이 필요하다. <Figure 1>에서 물체 무게중심이 중앙에 있고, 왼쪽 발이 오른쪽 발보다 앞에 나와 있는 경우(우)와 발이 평행한 상태일 때(좌)의 L5/S1의 위치는 동일하다. 왼쪽 발이 앞으로 나온 경우 등근육의 방향도 시계방향으로 돌아가게 되고 L5/S1부터 좌측 등근육까지 모멘트 암은 두 발이 평행할 때보다 감소되지만, 반대로 우측 등근육의 모멘트 암은 증가하게 된다(L5/S1과 두 등근육이 이루는 삼각형을 고려). 오른손과 왼손에 부과되는 외부물체로부터의 부하는 변동이 없으므로, 모멘트 암이 감소된 왼쪽 등



<Figure 1> Moment Arms from L5/S1 to Bilateral Muscles According to Two Feet Placements

근육의 힘은 증가되고 모멘트 암이 증가된 오른쪽 등근육의 힘은 감소되어야 균형상태(Equilibrium State)를 이룰 수 있다. 따라서 좌·우 등근육의 힘과 EMG 진폭의 차이가 발생한다(좌측 진폭 증가, 우측 진폭 감소).

이러한 상태에서 물체 내 비대칭 무게중심의 효과(즉, 무게중심이 우측으로 이동)가 더해진다면, 증가된 좌측 등근육의 진폭은 더욱 증가되고 반대로 감소된 우측 등근육의 진폭은 더욱 감소하게 된다. 결국 비대칭 무게중심의 물체를 취급할 경우 발을 수평으로 할 때보다 물체 무게중심에 먼 발이 다른 발보다 앞에 있을 경우 좌·우 등근육 EMG 진폭의 차이가 커진다는 것을 알 수 있다. 반대로 발의 위치가 바뀐다면 발을 수평으로 할 때보다 진폭의 차이는 작아진다.

지금까지의 기존연구들과 생체역학적 해석을 통해 다음의 가설들이 설정된다.

첫째, 정적 들기 작업뿐만 아니라 동적 들기 작업에서도 좌·우 등근육 EMG 합(평균)은 물체 내 무게중심에 영향을 받지 않는다.

둘째, 상체를 전두면 기준으로 물체 무게중심 방향으로 기울이는 것은 EMG 진폭 차이를 증대시킨다.

셋째, 무게중심에 가까운(Close or Ipsilateral to LCG) 발을 다른 발 앞에 두는 경우가 좌·우 등근육 EMG 진폭의 차이를 줄인다.

## 2.2 실험

### 2.2.1 피실험자 및 L5/S1 부위 등근육 선정

피실험자는 지난 6개월 동안 요통을 포함한 모든 근골격계질환을 경험하지 않은 성인 남성 11명을 대상으로 하였다. 피실험자의 평균 연령, 신장, 체중은 각각 23.0(±1.4)세, 175.8(±5.1)cm, 69.1(±6.5)kg이었고 모두 오른손잡이였다. 들기 작업시 발생하는 외부부하에 가장 영향을 많이 받는 허리 부위의 근육은 좌·우 쌍으로 최장근(Longissimus), 장늑근(Iliocostalis), 그리고 뭇갈래근(Multifidus)이 선정되었다[20].

2.2.2 실험장비 및 신호처리

피실험자들의 들기 작업을 위해 가로×세로×높이가 60×40×25cm인 6kg의 목재 상자가 이용되었으며, 내부에 직육면체의 9.8kg의 물체를 통해 무게중심의 위치를 변화시켰다.

등근육의 초기 신호를 얻기 위해 EMG는 TeleMyo 2004 G2(Noraxon Inc.)가 이용되었고, 분석 S/W는 같은 회사의 MyoResearch XP Master Edition 1.06.21이 사용되었다. 근육에 부착되는 표면전극(Surface Electrode)은 Ag/AgCl 전극(3M Inc.)이다. 전극 부착 위치는 최장근은 L1에서 수평으로 2cm, 장늑근은 L2에서 5cm, 그리고 뒷갈래근에서 2cm 이격된 지점에 좌·우 쌍으로 부착되며, 하나의 전극 내에서의 +, -극의 위치는 근섬유 방향(평행)이다[13].

EMG 초기 신호 기록을 위한 Sampling 주파수는 Nyquist Theorem을 근거로 1,500Hz로 설정되며, 2sec 동안 수집된 Raw Data는 Bandpass Filter를 사용하여 필터링(10~500Hz)된 후, 양의 진폭들과 음의 진폭들의 평균이 거의 “0”이 되어 상대비교를 어렵게 되는 것을 방지하기 위해 Rectification 기법이 적용된 후 분석되었다[4, 5].

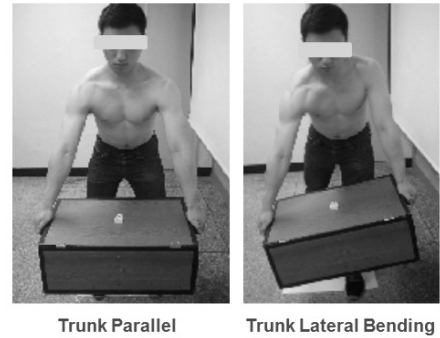
2.2.3 실험변수 선정 및 실험절차

본 실험에서 사용된 독립변수는 3개로 물체내의 무게중심의 위치(중앙 vs. 10cm 오른쪽으로 이동), <Figure 2>처럼 상체 자세(상체 우측으로 굽힘 vs. 굽힘 없음), 그리고 <Figure 3>에서와 같이 두 발의 위치(평행 vs. 왼발이 오른발보다 앞에 위치 vs. 오른발이 왼발보다 앞에 위치)이다.

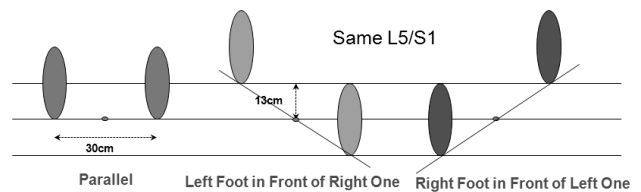
개인당 총 시행 횟수는 7회(Symmetric Load이면서 상체 굽힘 없고 두 발 평형에서 1회, Asymmetric Load에서 상체 및 두 발의 조건에 따른 6회)이며, 시행 조건은 개인별로 랜덤하게 부여하여 순서효과를 배제하였다.

종속변수는 시행별 6개 근육에서 발생한 진폭의 평균을 대칭 무게중심의 물체 들기간 발생하는 진폭의 평균으로 나눈 값(Normalized Value)과 좌측 3개의 근육에서 발생한 진폭의 평균에서 우측 3개 근육으로부터 얻어진 진폭의 평균을 뺀 진폭의 차이(Amplitude Difference,  $\mu V$ )이다.

통계변수로는 최종 들기 높이를 50cm가 될 수 있도록 물체 앞에 눈금이 있는 막대를 설치하고 물체 바닥의 높이가 50cm에 도달할 때까지 피실험자가 들도록 하였다. 개인별 드는 속도가 다르기 때문에 본 실험 전 각 5~10회씩 25cm/sec가 되도록 메트로놈을 통해 충분히 제시된 속도에 근접하도록 하였다. 또한 개인별로 드는 도중에 상체를 옆으로 굽히도록 하는 것은 피실험자마다 굽히는 시점과 각도가 다르기 때문에, 상체 굽힘의 조건에서는 초기 바닥의 위치에서 처음부터 10° 기울어진 물체를 제시함으로써 모든 피실험자가 동일한 기울임 시점(at 0sec)과 비슷한 기울임 정도를 지니도록 하였다. 마지막으로 물체



<Figure 2> Trunk Postures



<Figure 3> Two Feet Placements

의 무게와 무게중심의 위치는 사진에 알고 들도록 하여, 사진 지식 효과(Knowledge Effect)를 제거하였다[10, 12].

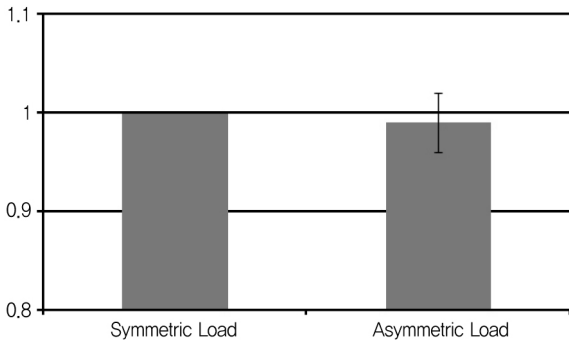
피실험자들은 본 실험 전에 전체적인 실험 목적, 절차, 주의사항 등에 대해 간단히 설명을 듣게 된다. 전극 부착 전에 상의는 탈의하고, 몸에 지니고 있는 휴대폰, 시계, 목걸이, 금속벨트 등의 금속제품은 EMG 신호의 왜곡을 방지하기 위해 지니지 못하게 했으며, 주변에 PC 등의 전자제품도 없도록 실험 환경이 조성되었다. 전극이 부착되는 근육에 지나친 체모는 제거되었고 알코올로 소독되었다.

2.2.4 실험결과 및 분석

세 개의 독립변수에 대한 각의 종속변수 데이터를 바탕으로 Minitab 16 통계 분석용 S/W를 이용하여 통계적 분석이 실시되었다. 동적 들기 작업시 대칭 무게중심의 물체와 비대칭 무게중심의 물체를 진폭의 평균 비교는 t-Test가 이용되었으며, 상체의 기울임 여부와 양 발의 위치에 대한 좌·우 진폭의 차이 및 평균은 반복이 있는 Tow-Way ANOVA를 통해 분석되었다. 통계적 유의 수준은 모두 0.05( $\alpha$ )로 설정되었고, 모든 그림에서 Error Bar는 표준편차를 나타낸다.

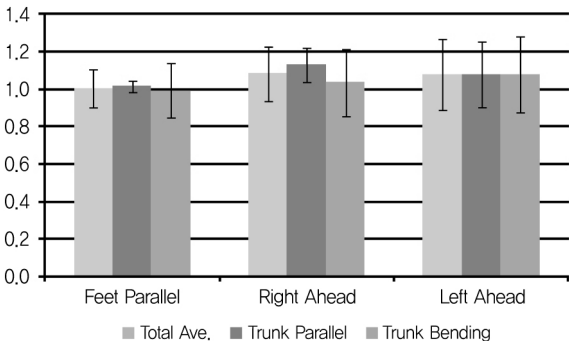
(1) 동적 들기 작업시 진폭의 균형효과가 나타나는가?

대칭 무게중심의 물체를 상체를 옆으로 굽히지 않고, 두 발의 위치도 평행하게 했을 경우(Control)와 비대칭 무게중심의 물체를 동일한 상체 및 두 발의 위치로 했을 경우를 비교하기 위해, 대칭 무게중심의 물체 들기 작업시의 개인별 EMG 진폭의 평균( $\mu V$ )으로 비대칭 무게



<Figure 4> Symmetric Load vs. Asymmetric Load in Dynamic Lifts

중심의 물체 들기 작업시 측정된 진폭의 평균을 정규화(Normalization)하였다. <Figure 4>에서 대칭 무게중심의 경우 평균 1(±0)의 값을 나타내며, 비대칭 무게중심의 경우 평균 0.99(±0.03)의 값을 보여주고 있다.



<Figure 5> Normalized Amplitude Average in Lifting Asymmetric Load Dynamically

t-Test 결과 P-value는 0.28로 두 경우의 차이는 통계적으로 유의하게 나타나지 않았다. 또한 <Table 1>과 <Figure 5>에서 비대칭 무게중심의 동적인 들기 작업시 상체 굽힘의 여부 및 두 발의 위치의 조합, 상호작용에 따른 비교에서도 진폭의 평균을 이용할 경우 유의한 차이를 보이지 않고 있다(P-value > α).

<Table 1> ANOVA test on Normalized Amplitude Average in Lifting Asymmetric Load Dynamically

Source	DF	SS	MS	F	P-value
Trunk	1	0.025	0.025	1.101	<b>0.298</b>
Foot	2	0.086	0.043	1.913	<b>0.157</b>
Trunk×Foot	2	0.026	0.013	0.589	<b>0.558</b>

즉, 동적 들기 작업에서도 진폭의 평균이나 합으로 무게중심의 효과를 상대 비교하기에는 불가능하다(진폭의 균형

효과 발생). 따라서 이후의 비대칭 무게중심의 물체를 드는 경우 상체 기울임 여부와 두 발의 위치에 따른 조건별 비교는 진폭의 평균이 아닌 좌·우 진폭의 차이로 대체된다.

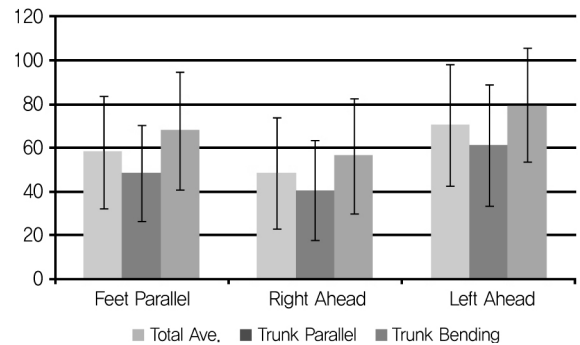
(2) 상체 기울임 여부와 두 발의 위치에 따른 비대칭 무게중심의 물체 들기 작업시 진폭의 차이가 다르게 나타나는가?

좌·우 진폭의 차이는 대칭무게 중심의 물체 들기가 나타난 값으로 정규화 시키지 않고 분석되었다[7, 8]. <Table 2>에서 상체 기울임 여부와 두 발의 위치는 모두 진폭의 차이에 유의한 차이를 보이며(P-value < α), 두 변수의 교호작용은 없는 것으로(P-value > α) 나타났다.

<Table 2> ANOVA test on Amplitude Difference in Lifting Asymmetric Load Dynamically

Source	DF	SS	MS	F	P-value
Trunk	1	5258.16	5258.16	8.21	<b>0.006*</b>
Foot	2	5290.89	2645.44	4.13	<b>0.021*</b>
Trunk×Foot	2	34.53	17.26	0.13	<b>0.973</b>

\*P-value < 0.05(α).



<Figure 6> Effects of Trunk and Foot Conditions on Amplitude Difference in Lifting Asymmetric Load Dynamically

<Figure 6>에서 동일한 발의 위치에서 상체를 옆으로 굽히지 않는 경우가 굽히는 경우보다 더 적은 진폭의 차이를 나타내고 있다. 또한 동일한 상체의 조건에서는 무게중심에 가까운 쪽의 발(실험에서는 오른쪽)이 반대 발보다 앞에 위치하여 드는 경우가 더 적은 진폭의 차이를 보이고 있다.

### 3. 결론 및 토의

본 연구는 좌·우 쌍으로 이루어진 허리부위의 등근육의 EMG 진폭의 평균이나 차이가, 대칭 혹은 비대칭

무게중심의 물체를 동적으로 드는 작업의 경우 상체의 기울임과 두 발의 위치변화에 따라 어떻게 변화하는지 생체역학적 이론과 실제 실험실 실험을 통해 살펴보았다. 결과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 정적인 들기 작업뿐만 아니라 동적인 작업에서도 좌·우 진폭의 평균(혹은 합)으로 물체내의 무게중심의 효과를 비교하기는 어렵다. 이는 진폭의 평균 외에 다른 척도가 필요함을 의미하며, 진폭의 좌·우 차이를 통해 대체되었다. 좌·우 진폭의 차이는 허리부위의 등근육의 피로와 양의 상관관계를 가지므로[7, 8], 비대칭 무게중심의 물체 작업을 피로가 쌓일 정도의 빈도로 실시한다면, 대칭 무게중심의 작업보다 더 큰 근육 피로를 주게 된다. 이러한 현상으로 상체 및 외부 무게를 담당하는 두 개의 큰 축인 척추와 등근육 중 등근육의 역할이 감소되고 상대적으로 척추가 담당할 부하가 증가되는 결과로 이어지게 된다. 증가된 척추 부하는 척추 압축력 증가로 이어지며 결국에는 L5/S1부근의 디스크, 인대, 연골, 추간 및 후관 관절을 포함하는 척추기능단위(Functional Spinal Unit)에 영향을 주어 요통으로 이어질 가능성이 크다는 것을 의미한다.

둘째, 들기 작업간 허리에 영향을 미치는 많은 요소 중에서 들기 속도, 수평 거리, 무릎 굽힘 정도, 그리고 상체의 앞으로 굽힘 정도가 어떻게 허리 부하에 영향을 미치는지 기존 연구를 통해 알아보았다. 이런 요소들은 시상면 기준의 척도로 진폭의 평균(합)에 영향을 주는 요소이기 때문에 물체 내 무게중심의 위치에 상관없이 허리에 영향을 미친다. 본 연구에서는 물체의 무게중심이 좌·우로 움직이는 것에 초점을 맞추었기 때문에 전두면과 가로면 기준으로 진폭에 영향을 미치는 상체의 옆으로의 굽힘과 두 발의 위치를 통해, 비대칭 무게중심의 물체로부터 발생하는 허리 부하를 줄일 수 있는 방안이 연구되었다.

비록 비대칭 무게중심의 물체로 인해 무게 중심 쪽으로 상체가 기울더라도, 가능하면 기울이지 않는 자세와 무게 중심에 가까운 한 발을 앞으로 내미는 것이 진폭의 차이를 감소시켜 결국에는 등근육의 피로를 줄일 수 있다는 것이 도출되었다.

본 연구를 바탕으로 더 연구되어야 할 분야는 다음과 같다.

첫째, 근육의 피로를 바탕으로 한 실험과 모델이 제시되었지만, 직접적인 피로정도를 정적인 자세와는 다르게 EMG 중앙주파수(Median Frequency)를 통하지 않고 상관관계가 높은 진폭의 차이를 통해 간접적으로 측정되었다. 이는 2sec의 짧은 시행간 피로가 누적되기 어렵다는 제한사항 때문이며, 반대로 지속적으로 시행을 누적하면 관심을 둔 상체 및 발의 자세 외에 다른 통제변수들(들

기 속도 및 상체 뒤틀림 등)이 발생할 가능성이 크기 때문이었다. 하지만 발생 가능한 모든 통제변수를 독립변수에 포함한 누적 들기 작업시 발생하는 피로 분석도 추후 실험을 통해 알아볼 필요가 있다.

둘째, 정적 들기와는 다르게 동적 들기 작업시에는 작업시간 동안의 평균 진폭(Mean Amplitude)뿐만 아니라, Peak 진폭(Peak Amplitude)도 시행 조건에 따라 다르게 나타난다. 근골격계질환은 근육, 건 등 Soft Tissues의 외부 부하에 대한 Failure Tolerance를 넘어서지 않는 부하가 지속되거나, 지속적이지 않고 일시에 Failure Tolerance를 넘어서는 경우 발생가능하며, 이러한 개념이 Safety Margin Concept이다[17]. 이 개념에 따라 일시에 Failure Tolerance를 넘어서는 부하는 EMG Peak과 연관이 있으므로, 동적 들기 작업간 Peak 진폭이 좌·우 등근육의 어느 쪽에서 발생가능하며, 이를 줄이기 위한 방안이 상체의 기울임이나 두 발의 위치 변화로 가능한지 연구할 가치가 있다.

## 참고문헌

- [1] 김증호; “산업현장 근로자의 근골격계 질환 예방 제도 및 사업추진 전략”, 대한운동학회 2012년 산업안전 세미나 발표논문집, 서울교육대학교, 서울, 9-30, 2012.
- [2] 김홍기; “한 손 들기 작업과 양 손 들기 작업의 근력 능력 비교 연구”, 대한인간공학회지, 26(3) : 35-44, 2007.
- [3] 노동부; “2010년도 산업재해 현황분석”, 2011.
- [4] 송영희, 권오윤; “관절각도에 따른 큰 피로도와 등척성 훈련 전이효과”, 대한인간공학회지, 25(4) : 93-101, 2006.
- [5] 여민우, 이동춘; “좌식 작업에 있어서 슬관절 각도 변화에 따른 하지 근력 및 압력분포 분석에 관한 연구”, 대한인간공학회지, 27(1) : 53-60, 2008.
- [6] 장성록, 김용수, 이관석, 김유창, 배동철; “근골격계 질환의 제도적 관리에 관한 연구”, 한국안전학회지, 18(3) : 149-153, 2003.
- [7] 한승조, 김선욱; “비대칭무게중심의 물체취급이 허리에 미치는 영향에 대한 모델 연구”, 한국산업경영시스템학회 2012년도 춘계학술대회 발표논문집, 창원대학교, 창원, 29-34, 2012.
- [8] 한승조, 김선욱; “비대칭 무게 중심을 지닌 물체 들기 작업시 허리부위 등근육 부하 및 피로도 분석”, 한국산업경영시스템학회지, 35(2) : 30-36, 2012.
- [9] Bigland, B. and Lippold, O. C. J.; “The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles,” *Journal of Physiology*, 123 : 214-

- 224, 1954.
- [10] Butter, D., Anderson, G. B. J., Trafimow, J., Schipplein, O. D., and Andriacchi, T. P.; "The influence of load knowledge on lifting technique," *Ergonomics*, 36(12) : 1489-1493, 1993.
- [11] Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., and Martin, B. J.; *Occupational Biomechanics*, 4th Edition, John Wiley and Sons, Inc., New Jersey : 131-136, 2006.
- [12] Commissaris, D. A. C. M. and Toussaint, H. M.; "Load knowledge affects low back loading and control of balance in lifting tasks," *Ergonomics*, 40(5) : 559-575, 1997.
- [13] Coorevits, P. L. M., Danneels, L. A., Ramon, R. Van Audekercke., Cambier, D. C., and Vanderstaeten, G. G.; "Statistical modeling of fatigue-related electromyographic median frequency characteristics of back and hip muscles during a standardized isometric back extension test," *Journal of Electrophysiology and Kinesiology*, 15 : 444-451, 2005.
- [14] de Loose, M. P., Toussaint, H. M., van Dieen, J. H., and Kemper, H. C. G.; "Joint moments and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks," *Journal of Biomechanics*, 26(9) : 1067-1076, 1993.
- [15] Dolan, P. and Adams, A.; "The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the elector spinae muscles during bending and lifting activities," *Journal of Biomechanics*, 26 : 513-522, 1993.
- [16] Faber, G. S., Kingma, I., Baker, A. J. M., and van Dieen, J. H.; "Low-back loading in lifting two loads beside the body compared to lifting one load in front of the body," *Journal of Biomechanics*, 42 : 35-41, 2009.
- [17] McGill, S.; "The biomechanics of low back pain : implications on current practice in industrial and the clinic," *Biomechanics*, 30(5) : 465-475, 1997.
- [18] McKean, C. M. and Potvin, J. R.; "Effects of a simulated industrial bin on lifting and lowering posture and trunk extensor muscle activity," *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28 : 1-15, 2001.
- [19] Nordin, M., Andersson, G. B. J., and Pope, M. H.; *Musculoskeletal Disorders in the Workplace*, 2nd Edition, Mosby-Year Book, Inc., Missouri, 87, 1997.
- [20] Roy, S. H., De Luca, C. J., Snyder-Mackler, L. Emley, M. S., Crenshaw, R. L., and Lyons, J. P.; "Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(4) : 463-469, 1990.