

비대칭무게중심을 지닌 물체 들기 작업시 허리부위 등근육 부하 및 피로 분석

한승조[†] · 김선욱

단국대학교 공학대학 산업공학과

The Analysis of Low Back Loading and Muscle Fatigue while Lifting an Asymmetric Load

Seung Jo Han[†] · Sun-Uk Kim

Department of Industrial Engineering, Dankook University

This study is aimed to show that an asymmetric load in the frontal plane leads to an increase in low back loading and fatigue in comparison with a symmetric load when workers lift an external weight by investigating previous studies and verifying the phenomenon with an experiment. Ten male subjects are required to lift and hold an given external load at 70cm height during 50sec, then the EMG amplitude and median frequency on bilateral low back muscle groups (Longissimus, Iliocostalis, and Multifidus) are recorded and analyzed. Independent variables are two-level load weight (13kg, 20kg) and three-level LCG (Center, 6.5cm to the right, and 13cm to the right), and dependent variables are EMG amplitude average, difference, and Fatigue Index (FI). Results show that load weight increases significantly amplitude average and FI, but LCG does significantly amplitude difference and FI significantly (P -value < 0.05). Also the correlation coefficient between amplitude difference and FI is over 0.99. These implies that trunk loading should be explained by not EMG amplitude but muscle fatigue aspect since the association between an external load and amplitude is linear, but the relationship between an external load and median frequency as muscle fatigue index is almost exponential.

Keywords : Asymmetric Load, EMG, Fatigue Index, Low Back Loading, Median Frequency

1. 서 론

산업에서 다양한 산업용 기계에 의해 인력물자 취급 (Manual Material Handling, MMH)을 대체하고 있다고 하더라도 완전히 MMH를 대신할 수는 없다. MMH는 어떠한 형식으로든 이를 수행하는 작업자에게 근골격계 질환 (Musculoskeletal Disorder, MSD)을 야기시킬 수 있으며, 이로 인해 인간공학, 물리치료학, 의학전문가들의 연구가 지속되고 있다.

MSD의 중요한 원인 중 하나는 과도한 근력 사용이며, MSD 중 약 60% 이상이 들기 작업과 연관이 있다[1]. 들기 작업의 특성은 들고 있는 물체로부터 발생하는 부하가 대부분 허리에 집중됨으로써 요통(Low Back Pain, LBP)으로 이어질 수 있다는 것이다. 노동부 2010년도 산업재해 발생 현황분석 보고서에 따르면, 총 5,502명의 MSD 요양자 중 72.8%인 4,008명이 LBP로 인한 것이었다[2]. 들기 작업과 관련되어 LBP를 일으키는 원인으로서는 물체의 무게, 들어 올리는 속도, 물체와 상체와의 거리,

반복 횟수, 물체의 크기 등 다양하지만, 여기서 주목할 만한 것은 대부분의 연구들이 물체의 무게중심(Load Center of Gravity, LCG)을 물체의 중앙에 위치한 것에 중점을 맞추고 이루어졌다는 것이다. 하지만 산업체 및 일상생활에서 발생하는 MMH가 좌·우 대칭적인 무게중심의 물체(Symmetric load)를 다루는 것뿐만 아니라, 비대칭무게중심을 지닌 물체(Asymmetric load)의 경우도 많이 포함한다[17]. 예를 들어 전제레인지의 경우 조작용이 위치한 좌측 혹은 우측이 더 무거운 관계로 무게 중심이 물체 중앙에서 옆으로 비껴가 있으며, 군에서 사용하는 대부분의 탄약의 경우 추진체보다 탄환의 무게가 비행의 안정성을 유지하기 위해 더 무겁게 제작된다.

따라서 본 연구는 Symmetric load를 드는 경우와 Asymmetric load를 드는 경우 등근육의 부하 및 피로를 측정하여 비교하는데 목적이 있다. 본론에서는 기존연구를 바탕으로 이론적 가설을 설정하고, 이를 실제 피실험자를 대상으로 EMG를 이용한 실험을 통해 검증한다.

2. 본 론

2.1 기존 연구 및 가설 설정

산업에서 들기 작업간 발생하는 허리부위의 부하는 주로 근전도계(Electromyography, EMG)를 통해 측정되거나, 근육을 고려하지 않은 신체역학적 수학적 모델을 통해 연구되어 왔다. 특히, EMG를 통한 부하 측정은 주로 주어진 시간 동안의 신호의 진폭(Amplitude)의 합(혹은 평균)이나 중앙 주파수(Median Frequency, MF)를 이용하며 이루어졌으며, 여기서 진폭은 등근육의 직접적인 부하 척도이며, MF는 근피로의 척도로 사용된다.

Mital and Fard[15]는 LCG가 물체 중앙에 있을 경우 최대 허용 들기 중량(Maximum Acceptable Weight of Lift, MAWL)을 1로 했을 때, 측면으로 10cm 이동하면 MAWL이 0.96, 20cm 이동하면 0.89로 줄어든다는 것을 확인하였다. 이 연구를 통해 LCG가 물체 중심으로부터 이동하는 경우 중앙에 있을 때보다 추가적인 등근육 부하를 요구한다는 것을 다음의 연구와 연관하여 확인할 수 있다.

들기 작업간 발생하는 L5/S1에 작용하는 부하측정 요소로써 가장 많이 사용되는 Compressive Force(F_c)는 다음과 같은 공식으로 유도된다[7].

$$F_c = F_m + W_{external} \times MA_{external} + W_{body} \times MA_{body}$$

여기서 F_m 은 등근육의 힘이며, $W_{external}$ 는 외부 물체의 무게, $MA_{external}$ 는 물체부터 L5/S1까지의 수평 거리(Moment Arm,

MA), W_{body} 는 상체의 무게, 그리고 MA_{body} 는 상체 무게중심으로부터 L5/S1까지의 MA 이다. 동일한 무게지만 LCG가 중앙인 물체와 측면으로 치우친 무게를 들 때, 위의 공식에서 $MA_{external}$, MA_{body} , 두 MA 는 변하지 않으므로, 상체와 외부 물체로부터 발생하는 부하를 담당하는 F_m 만 변화한다. LCG가 증가할수록 MAWL이 감소하므로, 동일한 무게가 주어진다면 Asymmetric load가 더 큰 F_m 을 요구하게 되고 궁극적으로 F_c 를 증가시키게 된다.

또한, Extensor Moment(EM)은 F_m 과 L5/S1부터 등근육까지의 거리(5~6cm)의 곱이며, Dolan and Adams[11]의 연구에 의해 EMG 진폭(μV)에 비례함이 밝혀졌다. 사람마다 L5/S1부터 등근육까지의 거리는 고정되어 있으므로 F_m 의 증가는 EM을 증가시키고 EMG 진폭 또한 증가시킨다.

하지만 EMG를 통한 부하 측정시 유의할 것은, 등근육의 특성이 척추(Spine)를 중심으로 좌·우로 나뉘어 있고, 좌·우 근육에서 발생하는 진폭이나 MF의 합(혹은 평균)으로 부하와 근피로를 측정한다는 것이다. 진폭을 사용할 경우에 쌍을 이루는 좌·우 근육 사이에 선형(Linear)의 균형효과(Balancing Effect)가 나타난다는 것에 주목한다. 즉, LCG가 우측에 위치한 물체를 들 경우 좌측 등근육의 진폭은 증가하지만, 우측 등근육의 경우 좌측에서 증가한 진폭만큼 감소(상쇄)하는 현상이 발생한다[21]. 이러한 현상으로 인해 진폭을 통해서 쌍으로 이루어진 등근육을 대상으로 Symmetric load와 Asymmetric load의 비교를 어렵게 한다.

위 연구에서는 피실험자가 취급하는 외부물체 전체가 중심으로부터 옆으로 이동하게 하였고, 이를 잡는(Holding) 손의 위치 또한 일반적인 박스(Box)형태가 아닌 수직의 봉을 잡게 함으로써 양 손이 담당하는 외부물체의 부하는 LCG와 무관하다(양손의 부하는 LCG가 중심에 있을 때나, 옆으로 이동할 때 모두 동등한 부하를 담당한다). 본 실험은 작업자가 취급하는 외부 물체의 위치에는 변함이 없으면서, 내부의 LCG 위치만 변한다는 점과 이렇게 됨으로써 양손이 담당하는 부하의 차이에 초점을 맞춘 점에서 커다란 연구의 차이(Research gap)를 보인다. 하지만 위 연구에서 물체 자체는 움직이지 않으면서 내부의 LCG가 움직일 경우에도 진폭의 균형효과가 발생할 수도 있음을 간접적으로 알 수 있으며, 실험에서 검증이 필요하다.

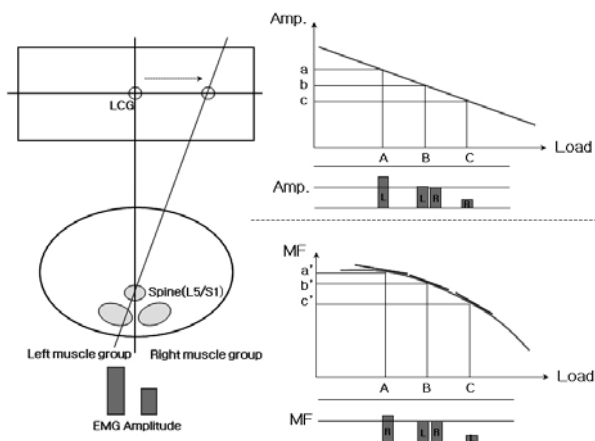
이와는 다르게 MF를 이용한 피로 분석시 외부 부하와 MF의 관계가 선형이 아닌 음의 지수적(Exponential) 관계를 지니는 특성이 있다는 것에 주목한다. 즉, LCG가 우측에 있는 물체를 다룰 때 좌측 등근육의 증가된 부하는 MF를 감소시키고 우측 등근육의 감소된 부하는 MF를 증가시키지만, 좌측의 감소된 MF는 우측의 증가된 MF보다 절대값이 크다[13]. 위 연구는 쌍으로 이루어진 요추부위의 등근육을 대상으로 하지 않았으며(좌측 하나

의 근육만을 평가), LCG를 독립변수로 사용하지 않고 단지 Load에 따른 MF의 변화만 연구되었다. 하지만 등근육의 MF가 변화되는 부하에 따라 선형의 관계를 보이지 않는다는 것은 본 연구에서 중요한 고려사항이다.

위 연구를 토대로 물체의 위치는 변함이 없으면서 내부의 LCG 위치가 변할 경우 쌍으로 이루어진 등근육의 진폭과 MF의 변화를 이론적으로 도출해 보면 다음과 같다.

<Figure 1>에서와 같이 LCG가 중앙에 있을 경우 좌·우측 등근육의 진폭의 합은 “2b”지만, LCG가 우측으로 이동했을 경우 “a+c”로 바뀌고 “2b = a+c”의 관계가 성립하여 진폭을 통한 유의한 차이가 나타나지 않게 된다.

대신 MF를 이용할 경우 LCG가 중앙에 있을 때 MF의 합은 “2b'”이며, 우측에 위치할 경우는 “a'+c'”이 되고, Load-MF 그래프에서 음의 지수적 관계에 의해 $2b' > a'+c'$ 가 된다. 이 때 근육의 피로가 증가할 경우 MF는 감소되는 특성에 의해, LCG가 중앙에 있을 때보다 우측에 있을 경우보다 근피로가 더 크게 된다.



<Figure 1> The Relationship between LCG and EMG Amplitude/MF

따라서 동일한 무게이면서 LCG만 차이가 나는 경우 Symmetric load와 Asymmetric load를 진폭과 근피로를 통해 비교할 때 다음과 같은 가설이 설정될 수 있다. 첫째, 진폭을 통한 Asymmetric load와 Symmetric load 비교에 있어서는 균형 효과가 발생한다. 둘째, LCG가 커질수록 양측 진폭의 차이는 커진다. 셋째, 양측 진폭의 차이로 인해 Asymmetric load가 더 큰 근피로를 발생시킨다.

2.2 실험

2.2.1 피실험자 및 요추부위 등근육 선정

피실험자는 지난 6개월 동안 LBP를 포함한 MSD를 경험하지 않은 성인 남성 10명을 대상으로 하였다. 피실험자의 평균 연령, 신장, 체중은 각각 26.5(±1.3)세, 176.5(±6)cm, 75.6(±10.1)kg이었으며, 모두 오른손잡이였다.

들기 작업간 발생하는 외부부하에 가장 영향을 많이 받는 요추 부위의 근육은 좌·우 쌍으로 최장근(Longissimus), 장능근(Illiocostalis), 그리고 못갈래근(Multifidus)이 선정되었다[20].

2.2.2 실험장비 및 신호처리

피실험자들이 들기 작업을 위해 가로×세로×높이가 60×40×25cm인 6kg의 목재 상자가 이용되었으며, 무게 및 LCG를 변화시키기 위해 내부에 직육면체의 7kg의 물체 2개가 준비되었다.

등근육의 진폭과 MF를 측정하기 위한 EMG는 Noraxon사의 TeleMyo 2004 G2를 사용하였고, 분석 S/W는 같은 회사의 MyoResearch XP Master 1.06.21(2004)을 사용하였다. 또한 표면전극(Surface Electrode)은 3M사의 Ag/AgCl 전극이 이용되었다.

EMG의 Raw Data의 Sampling Frequency는 1,500Hz이며, 진폭은 Bandpass Filter(10~500Hz)를 사용하여 필터링을 한 후, 양의 값과 음의 값의 평균이 “0”이 되는 것을 방지하기 위해 Full Wave Rectification을 실행한 후 분석되었다[4]. MF는 Bandpass Filtering과 Rectification에 추가하여 Smoothing 기법(RMS 100ms)을 이용하여 Linear Envelope를 형성하고, 심장박동으로 인한 신호(Electrocardiogram, ECG)의 간섭을 줄이기 위해 심장 박동 관련 주파수를 제거하였다[22, 23].

2.2.3 실험계획

본 실험에 사용된 독립변수는 13kg(Low)과 20kg(High)인 외부 물체 무게, LCG가 중앙(Center), 오른쪽으로 중심으로부터 6.5cm 이동된 경우, 그리고 13cm 위치한 경우를 포함하는 LCG 위치이다. 물체 내에서 LCG가 앞·뒤인 경우는 물체로부터 L5/S1까지의 거리($MA_{external}$)가 늘어나므로 EMG 진폭, F_c , F_m 가 증가하는 것은 이론적으로도 쉽게 확인할 수 있기 때문에 본 실험에서는 고려되지 않았다. 개인당 총 시행 횟수는 6회(2×3)이며, 시행 조건은 개인별로 랜덤하게 부여하여 순서효과(Order effect)를 배제하였다.

종속변수는 6개 근육에서 발생한 진폭의 평균을 LCG가 Center인 Low 무게의 시행시 나온 각 근육의 진폭 평균으로 나눈(Normalized) 값(Amp. Ave.)과 좌측 3개의 근육에서 발생한 진폭의 평균에서 우측 3개 근육으로부터 얻어진 진폭의 평균의 차이(Amp. Diff., μV)(좌측 진폭의 평균에서 우측 진폭의 평균을 뺀 값이 개인별로 음수값이 나오는 경우가 발생하여 Low-Center의 경우로 정규화하지 않았다), 그리고 피로도 지수(Fatigue Index, FI)

이다. 여기서 FI는 50sec의 기간 중 최초 25sec간 발생한 MF와 나머지 25sec간 얻어진 MF를 통해서 아래와 같이 계산된다[3, 5].

$$FI = (initial\ MF - final\ MF) / initial\ MF$$

평균 FI는 6개 근육에서 발생한 각 FI의 평균값이 이용된다. 시간(Time, T)에 대한 MF의 변화는 Load에 대한 MF의 변화가 음의 지수적인 관계와 다르게 음의 선형의 관계를 지니고, 그 관계에서 <Figure 1>의 Load-MF 그래프에서 보듯이 A, B, C에서의 기울기가 주어진 기간(T)의 MF이다[12, 16]. Load가 클수록 MF-Load 그래프에서 기울기가 커지게 되고, 결국에 초기(Initial)보다 후기(Final) 때 MF가 더 작게 된다(후기의 피로가 더 크다). FI 공식에서 Final MF가 작아지면, 분모는 커지게 되므로 전체적인 FI는 증가된다. 즉, LCG가 우측으로 갈수록, 좌측 등근육의 Load는 증가되지만 Final MF 감소폭이 증가되고, 우측 등근육은 Load가 좌측에서 증가한 것 만큼 감소하지만 Final MF는 상대적으로 증가폭이 감소폭보다 적게 되어 전체적인 근피로는 증가된다고 예상할 수 있다.

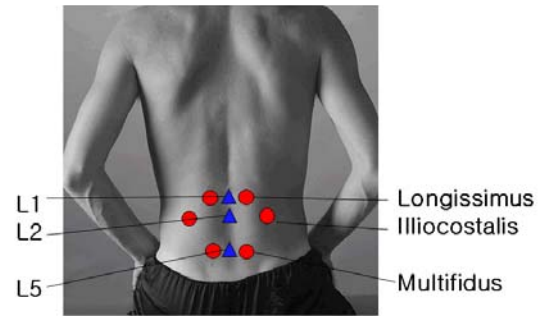
통계변수로는 LCG가 측면으로 이동함에 따라 물체와 상체가 한쪽으로 기울어지는 것을 방지하기 위해 물체 위에 공기방울 수평계를 설치하여 피실험자가 물체를 수평으로 최대한 유지하도록 하였으며, 발의 위치 또한 어깨 넓이로 고정하도록 하도록 하였다. 물체를 들고 있는 높이는 들기 테크닉(Back, Squating, and Freestyle lifting)에 모두 적용되는 양 무릎이 굽혀지지 않은 상태인 70cm로 고정시키도록 사전에 주지시켰으며, 물체가 하체에 닿지 않도록 3cm 이상 간격을 유지시키도록 하였다.

2.2.4 실험절차

피실험자들은 본 실험 전에 전체적인 실험 목적, 절차, 보상 등에 대해 간단히 설명을 듣게 된다. 표면전극을 부착하기 전에 상의는 탈의하며, 몸에 지니고 있는 시계, 반지, 휴대폰 등의 금속제품은 신호의 왜곡을 방지하기 위해 지니지 못하게 했으며, 전극 부착 위치에 체모는 제거되고 알코올로 소독되었다. 정확한 근육의 위치에 전극 부착 위치는 <Figure 2>와 같다[9].

피실험자는 <Figure 3>과 같이 주어진 LCG와 무게에 따른 상자를 허리 높이에서 50sec 동안 유지하는(Holding) 시행을 6회 시행하며, 각 시행간 휴식시간은 3min으로 전 시행이 다음 시행에 영향을 미치는 것을 최소화하였다.

각 시행 전에 모든 피실험자들에게 LCG의 위치 및 무게를 변화시키는 실험행자의 행동을 보게 함으로써 사전 인지 효과(Knowledge Effect)가 일어나지 않도록 하였다. 이는 물체에 대한 정보가 없는 경우 작업자는 개인의



<Figure 2> Electrode Placement



<Figure 3> Lifting Posture

능력보다 더 많은 노력을 기울이게 되어 비정상적으로 높은 데이터들이 나올 수 있기 때문이다[6, 8].

2.2.5 실험결과 및 분석

두 개의 독립변수에 대한 각각의 종속변수 데이터를 바탕으로 Minitab 16 통계 분석용 S/W를 이용하여 Two-Way ANOVA 분석을 실시하였으며, 통계적 유의 수준은 모두 0.05로 설정하여 분석하였다.

2.2.5.1 양측 진폭 평균과 무게 및 LCG

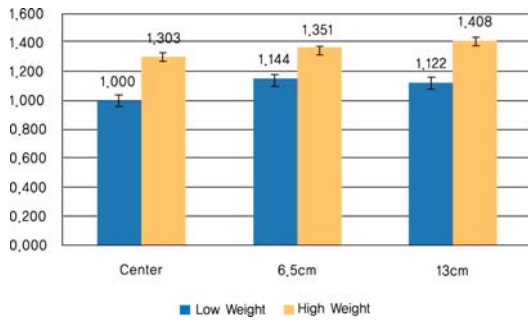
<Table 1>과 <Figure 4>에서와 같이 무게는 13kg일 때보다 20kg일 때 통계적으로 유의하게(P-value < 0.05) Amp. Ave.가 증가한 것으로 나타났다. 하지만 LCG의 효과 및 두 독립변수의 교호작용은 유의한결과를 나타나지 않았다.

<Table 1> ANOVA Test on Amp. Ave.

Source	DF	SS	MS	F	P-value
Weight	1	1.2843	1.2843	7.12	0.010*
LCG	2	0.1417	0.0708	0.49	0.616
Weight × LCG	2	0.0254	0.0127	0.09	0.916

주) *: P-value < 0.05.

이러한 결과를 통해 LCG가 증가할수록 LCG에 반대편에 있는 등근육의 진폭 증가폭은 LCG쪽에 있는 등근육의 진폭 감소폭에 의해 선형적으로 감소되는 효과(Blancing Effect)가 나타난다고 볼 수 있으며, 이는 EMG의 양쪽 진폭의 합으로 LCG의 효과를 비교할 수 없음을 나타낸다. 따라서 첫 번째 가설은 기각되지 않는다.



<Figure 4> Amp. Ave. According to Weight and LCG

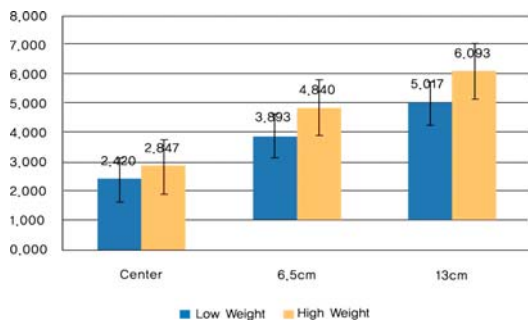
2.2.5.2 양측 진폭 차이와 무게 및 LCG

<Table 2>과 <Figure 5>에서 양측 진폭의 차이는 무게와 교호작용은 통계적으로 유의한 영향을 미치지 않으나, LCG는 유의하게 작용하였다(P -value < 0.05). 이는 LCG가 증가함에 따라 좌·우의 진폭 평균의 차이는 증가한다는 것을 의미한다. 위에서 LCG의 영향은 양측 등근육의 진폭 평균으로는 측정될 수 없었으나, 뒤에 설명될 FI뿐만 아니라 양측 진폭 평균의 차이로는 설명이 가능함을 의미한다. 따라서 두 번째 가설 또한 기각되지 않는다.

<Table 2> ANOVA test on Amp. Diff.

Source	DF	SS	MS	F	P-value
Weight	1	10.004	10.0042	0.83	0.366
LCG	2	86.351	43.1757	3.59	0.034*
Weight × LCG	2	1.183	0.5915	0.05	0.952

주) *: P -value < 0.05.



<Figure 5> Amp. Diff.(µV) According to Weight and LCG

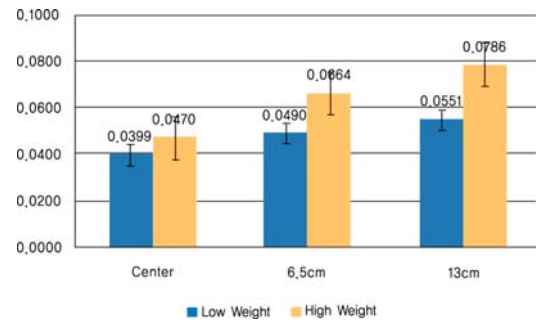
2.2.5.3 양측 평균 FI와 무게 및 LCG

<Table 3>과 <Figure 6>에서와 같이 FI는 무게와 LCG 모두에서 유의한 결과가 나타난다(P -value < 0.05). 즉, 무게가 증가할수록 LCG가 증가할수록 전체적인 요추부근 등근육의 피로는 증가한다고 볼 수 있다. 따라서 세 번째 가설은 기각되지 않는다.

<Table 3> ANOVA test on FI

Source	DF	SS	MS	F	P-value
Weight	1	0.0038	0.0038	4.70	0.035*
LCG	2	0.0056	0.0028	3.40	0.041*
Weight × LCG	2	0.0007	0.0003	0.42	0.661

주) *: P -value < 0.05.



<Figure 6> FI according to Weight and LCG

추가적으로 종속변수로 나타난 FI와 Amp. Ave.와의 상관관계를 분석해 볼 때, Pearson's Correlation Coefficient 값이 0.99 이상으로 나타난다. 이는 LCG에 의해 Amp. Ave.가 나타나고 이것이 FI를 증가시키는 요인으로 작용한다는 것을 설명한다.

3. 결론 및 토의

본 연구는 쌍으로 이루어진 요추부위 등근육의 부하 및 근피로에 외부 무게 및 물체의 무게중심이 어떠한 영향을 미치는지를 알기 위해 이론적인 접근과 실험을 통한 검증을 실시하였다. 실험결과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 외부 물체의 무게 증가는 좌·우 등근육의 진폭 평균과 근피로를 증가시키지만, LCG의 물체내 이동은 진폭 평균에는 영향을 주지 못하고 좌·우 등근육의 진폭의 차이의 증가와 이로 인해 발생하는 근피로 증가시킨다. 이는 Symmetric load와 Asymmetric load를 비교하는데 진폭을 이용한 평가는 반드시 근피로까지 고려해야 함을 의미한다. MMH에서 요통에 영향을 미치는 부하는 척추와 척추 주변의 등근육이 대부분 담당을 하고 있다. 만약 등근육의

피로가 증가하면 근육이 담당하는 부하가 줄어들어 그만큼 척추로 들어든 부하가 전달되어 추간판(Intervertebral disc)과 추간관절(Intervertebral joint) 및 후관절(Facet joint)을 구성하는 연골(Cartilage)와 인대(Ligament)에 손상을 주는 결과를 발생시킨다. 따라서 Engineering Controls를 위해서는 제품자체의 비대칭은 피할 수 없을지라도 제품을 포함한 포장의 비대칭이 가능하면 무게중심이 좌·우대칭이 될 수 있도록 해야 할 것이다. 또한 Administrative controls 측면에서 비대칭 무게를 다룰 때 가능하면 좌·우측 등근육의 부하를 균등하게 할 수 있는 방안을 작업자에게 제시할 필요가 있다. 예를 들어 LCG가 우측으로 이동된 경우, 상체가 함께 우측으로 기운다거나[18] 시계방향으로 비틀린다면[14], LCG로부터 발생하는 좌측 등근육의 진폭 증가에 추가적으로 상체 자체로부터 발생하는 기울림과 비틀림으로 인한 좌측 등근육의 진폭 증가가 더해진다. 이는 앞서 설명한 Amp. Diff.를 더 증가시킬 수 있기 때문에 물체의 수평을 가급적 유지하여 상체가 LCG쪽으로 기울림과 비틀림이 발생되지 않도록 해야 한다.

Amp. Diff.를 주목하는 이유는 LBP를 지닌 집단과 아닌 집단을 비교할 경우 LBP 집단에서 Amp. Diff.가 높게 나온다[10]. 운동선수의 경우에도 예를 들어 조정경기처럼 양쪽 손을 사용하여 두 개의 노를 움직임으로 인해 양쪽의 균등한 등근육을 쓰는 Sculling 선수보다, Sweep rowing처럼 한 개의 노를 주로 사용하는 선수의 경우가 LBP에 위험 노출이 더 크다[19, 20]. 이는 Amp. Diff.가 FI와 더불어 LBP를 진단하는 하나의 척도로 사용 가능성을 의미한다.

둘째, MMH 연구 측면에서 Amp. Diff와 FI의 상관관계가 상당한 양의 관계를 나타낸다는 것에 주목한다. 본 연구에서는 Asymmetric load가 주는 부하 및 피로만을 다루었지만, 이에 대응하는 작업자의 자세를 좀 더 연구할 가치가 있다. 하지만 들기 작업의 Kinematic한 데이터들은 1회 실행이 1sec 미만으로 아주 짧기 때문에 근피로가 반영되지 않을 수 있다. 하지만 상관관계가 큰 좌·우 진폭의 차이를 통해 근피로를 유추해 보는 것이 가능하다.

본 연구에서 실험은 연구를 통해 제시된 이론의 가설 검증에 중점을 맞추었기 때문에 단지 정적인(Static) 자세에서만 이루어졌다. 하지만 실제 산업체 및 일상에서는 정적인 자세보다는 동적인(Dynamic) 자세에서 들기 작업이 주로 이루어진다. 따라서 동적인 자세에서 LCG가 등근육 부하 및 피로에 미치는 영향을 좀 더 발전시킬 필요가 있다. 또한, 앞서 설명했듯이 Administrative Controls 측면에서 등근육에 부담을 주는 LCG의 변화에 대응되는 적절한 작업자 자세에 대한 연구도 이루어질 가치가 있다.

참고문헌

- [1] 김홍기; “한 손 들기 작업과 양 손 들기 작업의 근력 능력 비교 연구”, 대한인간공학회지, 26(3) : 35-44, 2007.
- [2] 노동부; “2010년도 산업재해 현황분석”, 2011.
- [3] 송영희, 권오윤; “관절각도에 따른 근 피로도와 등척성 훈련 전이효과”, 대한인간공학회지, 25(4) : 93-101, 2006.
- [4] 여민우, 이동춘; “좌식 작업에 있어서 슬관절 각도 변화에 따른 하지 근력 및 압력분포 분석에 관한 연구”, 대한인간공학회지, 27(1) : 53-60, 2008.
- [5] 원종임; “등속성 운동시 근전도 주파수 분석에서 얻은 피로지수의 특성”, 연세대학교박사학위논문, 2001.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] Cram, J. R. and Steger, J. C.; “EMG scanning in the diagnosis of chronic pain,” *Biofeedback and self-regulation*, 8(2) : 223-241, 1983.
- [11] 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 : 13-522, 1993.
- [12] Mannion, A. F., Connolly, B., Wood, K., and Dolan, P.; “The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(4) : 427-439, 1997.
- [13] Mannion, A. F. and Dolan, P.; “The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum

- of the elector spinae," *J. Electromyogr. Kinesiol*, 6(3) : 159-168, 1996.
- [14] Marras, W. S., Davis, K. G., and Granata, K. P.; "Trunk muscle activities during asymmetric twisting motions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8 : 247-256, 1998.
- [15] Mital, A. and Fard, F.; "Psychophysical and physiological responses to lifting symmetrical and asymmetrical loads symmetrically and asymmetrically," *Ergonomics*, 29(10) : 1263-1272, 1986.
- [16] Ng, J. K.-F., Richard, C. A., and Jull, G. A.; "Electromyography amplitude and fatigue changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test," *Physical Therapy*, 77(9) : 954-961, 1997.
- [17] Noone, G., Mazumdar, J., Ghista, D. N., and Tansley, G. D.; "Asymmetrical loads and lateral bending of the human spine," *Med.&Bio.Eng.Comput.*, 21 : 131-136, 1997.
- [18] Nordin, M., Andersson, G. B. J., and Pope, M. H.; *Musculoskeletal Disorders in the Workplace*, 2nd Edition, Mosby-Year Book, Inc., Missouri, 87, 1997.
- [19] Reid, D. A. and McNair, P. J.; "Factors contributing to low back pain in rowers," *Br. j. Sports Med.*, 34(5) : 321-322, 2000.
- [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.
- [21] Seroussi, R. E. and Pope, M. H.; "The relationship between trunk muscle electromyography and lifting moments in the sagittal and frontal planes," *Biomechanics*, 20(2) : 135-146, 1987.
- [22] Shin, G., Shu, Y., Li, Z., Jiang, Z., and Mirka, G.; "Influence of knee angle and individual flexibility on the flexion-relaxation response of the low back musculature," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14 : 485-494, 2004.
- [23] Winter, D. A.; *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th Edition, John Wiley and Sons, Inc., New Jersey, 269-277, 2009.