

중량물 들기 작업시 물체 무게중심 및 발의 위치가 허리 근육의 최대 EMG 진폭에 미치는 영향

Effects of Load Center of Gravity and Feet Positions on Peak EMG Amplitude at Low Back Muscles While Lifting Heavy Materials

김선옥 · 한승조*

Sun-Uk Kim · Seung Jo Han*

단국대학교 산업공학과

Industrial Engineering Department, Dankook University

ABSTRACT

Objectives: This study's aims were to evaluate the effects of load center of gravity within an object lifted and feet placements on peak EMG amplitude acting on bilateral low back muscle groups, and to suggest adequate foot strategies with an aim to reducing low back pain incidence while lifting asymmetric load.

Methods: The hypotheses that asymmetric load imposes more peak EMG amplitude on low back muscles contralateral to load center of gravity than symmetric load and maximum peak EMG amplitude out of bilateral ones can be relieved by locating one foot close to load center of gravity in front of the other were established based on biomechanics including safety margin model and previous researches. 11 male subjects were required to lift symmetrically a 15.8kg object during 2sec according to each conditions; symmetric load-parallel feet (SP), asymmetric load-parallel feet (AP), asymmetric load-one foot contralateral to load center of gravity in front of the other (AL), and asymmetric load-one foot ipsilateral to load center of gravity in front of the other (AR). Bilateral longissimus, iliocostalis, and multifidus on right and left low back area were selected as target muscles, and asymmetric load had load center of gravity 10cm deviated to the right from the center in the frontal plane.

Results: Greater peak EMG amplitude in left muscle group than in right one was observed due to the effect of load center of gravity, and mean peak EMG amplitudes on both sides was not affected by load center of gravity because of EMG balancing effect. However, the difference of peak EMG amplitudes between both sides was significantly affected by it. Maximum peak EMG amplitude out of both sides and the difference of peak EMG amplitude between both sides could be reduced with keeping one foot ipsilateral to load center of gravity in front of the other while lifting asymmetric load.

Conclusions: It was likely that asymmetric load lead to the elevated incidence of low back pain in comparison with symmetric load based on maximum peak EMG amplitude occurrence and greater imbalanced peak EMG amplitude between both sides. Changing feet positions according to the location of load center of gravity was suggested as one intervention able to reduce the low back pain incidence.

Key words : asymmetric load, feet positions, load center of gravity, low back pain, peak EMG amplitude

I. 서 론

허리 부하 및 요통과의 관계를 밝히기 위한 대부분의 실험연구는 물체의 무게중심(Load Center of Gravity: LCG)이 전두면(Frontal Plane)을 기준으로 물체의 중앙에 있다는 것을 가정하고 이루어졌다. 하지

만 산업체나 실생활에서 LCG가 물체의 중앙에 있지 않고 물체의 앞·뒤 혹은 좌·우에 위치한 경우도 많이 있다.

이러한 비대칭 무게중심의 물체(Asymmetric Load)는 대칭 무게중심의 물체(Symmetric Load)보다 동일한 무게일지라도 더 큰 허리근육의 힘(Muscle Force)

*Corresponding author: Seung Jo Han, 충남 천안시 동남구 단대로 119, Tel: 041-550-3570

Fax: 041-559-7869, E-mail: seungjo1651@naver.com, Received: 2012. 7. 23., Revised: 2012. 9. 27., Accepted: 2012. 9. 27.

을 요구하며(Mital & Fard, 1986), 이로 인해 더 큰 근육의 피로가 발생하여 요통으로 이어질 가능성이 크다(한승조와 김선옥, 2012). 하지만 위 연구들은 Asymmetric Load가 상대적으로 Symmetric Load보다 요통에 악영향을 준다는 것을 들기 능력(Lifting Capacity)이나 EMG를 통해 보였지만, 작업자가 어쩔 수 없이 Asymmetric Load를 취급해야 할 경우 허리에 부담을 덜 주는 작업자 자세는 제시되지 않았다.

허리 부위의 부담은 골격(Skeleton) 위주의 분석을 통한 Biomechanical 모델(Chaffin et al., 2006)로 설명되거나, 외부 부하가 근육(Muscle)에 미치는 영향을 측정하는 EMG 신호분석을 통해 연구되었다. Biomechanical 모델에서 LCG가 물체 중심에서 앞·뒤 혹은 좌·우로 움직이면(Deviated from the Center), L5/S1에서 LCG까지의 수평거리(Moment Arm, MA)가 증가되기 때문에 L5/S1에 걸리는 모멘트가 증가하므로(van der Burg et al., 2004; Gilad & Boughanim, 2002), Asymmetric Load가 상대적으로 허리에 더 큰 부담을 준다고 볼 수 있다. 하지만 두 연구에서는 허리근육에서 발생하는 EMG 신호와 같은 생체반응 척도(Physiological Measure)를 이용하지 않았거나(Gilad & Boughanim, 2002), 본 연구에서 중점적으로 다루고 있는 허리부위의 근육이 아닌 허리 윗부분의 근육(L1 윗부분의 근육)을 다루고 있었다(van der Burg et al., 2004). 더 중요한 것은 MA의 관심이 두 연구에서는 L5/S1에서 양쪽 Trunk 근육의 중앙까지의 거리 하나만을 고려하였지만, 본 연구에서는 L5/S1에서 좌·우 허리근육의 두 개의 모멘트로 구별하여 연구되었다는 점이다.

EMG 진폭(Amplitude, μV)을 통한 연구에서는 허리근육이 좌·우 쌍으로 이루어졌다는 것에 유념할 필요가 있다. EMG를 통한 근육 활동량이나 피로 연구는 개별 근육(예, 최장근 Longissimus; 장늑근 Iliocostalis; 뭇갈래근 Multifidus)으로부터 나오는 진폭이나 중앙 주파수(Median Frequency, Hz)를 이용하여 분석되었다. 허리부위의 근육들은 외부 무게 및 상체 무게에 대응하기 위해 개별적으로 작용하기 보다는 서로 상호작용하며 전체적인 근육그룹(예, 허리근육 Lumbar Muscle Group 혹은 Left/Right Lumbar Muscle Group)으로 생각하여 분석하는 방법이 여러 논문에서 사용되었다(Seroussi & Pope, 1987; Kigma et al., 2004; Shin & D'Souza, 2010). 이럴 경우 개별 근육의 EMG 신호는 평균되어지거나 더해져서 하나의 종속

변수로써 이용된다.

LCG가 물체중앙에서 앞으로(Anterior) 움직인다면(Asymmetric Load in the Sagittal Plane), Moment Arm (MA)이 증가하고(van der Burg et al., 2004; Gilad & Boughanim, 2002) 이에 대응하기 위해 허리근육의 힘이 증가되어(Chaffin et al., 2006), Task 기간 동안의 모든 허리근육에서의 EMG 진폭의 평균(Mean Amplitude on All Lumbar Muscles)은 Symmetric Load보다 증가한다. 하지만 물체 내에서 좌·우로 LCG가 움직인다면(Asymmetric Load in the Frontal Plane, 이후 이를 편의상 Asymmetric Load로 통칭) EMG 진폭 평균은 LCG의 효과를 반영하지 못한다. 왜냐하면 한쪽 허리근육의 진폭 증가는 다른 쪽에서의 같은 양만큼 진폭의 감소로 이어지는 현상이 발생하는데(Seroussi & Pope, 1987), 좌·우 허리근육에서의 진폭을 평균(혹은 합)하면 Symmetric Load 취급시와 Asymmetric Load 취급시 평균값이 동일해 지는 진폭의 균형 효과(Balancing Effect)가 나타난다(한승조와 김선옥, 2012). 위 연구에서 좌·우 쌍으로 이루어진 허리근육에서 EMG 진폭의 평균(혹은 합)을 통한 LCG 효과를 알아보는 것은 한계가 있다는 것이 도출되었다. 하지만 peak EMG 진폭의 평균이나 합도 LCG가 좌·우로 움직인다면 균형효과가 나타나는지 알려지지 않았다.

EMG를 통한 근육의 생리적 반응은 Task 기간 동안의 평균 진폭(Mean Amplitude, μV), 기간 내의 최대 진폭(Peak Amplitude, μV), 그리고 중앙 주파수(Median Frequency, Hz)를 통해 연구되며, 평균 진폭과 최대 진폭은 외부 부하에 양의 상관관계를 지니고, 중앙 주파수는 근육 피로의 척도로 외부 부하의 양(Quantity)이나 부여 기간에 음의 상관관계를 지닌다. 여기서 본 연구가 허리부위 근골격계질환을 다른 두 척도보다 peak EMG 진폭과 연관지어 진행되는 것은 다음과 같은 이유에서였다.

요통은 작은 부하가 장기간에 걸쳐 지속적으로 쌓이는 경우 발생할 수 있으며(김현호 등, 2009), 허리부위의 근육, 추간판(Intervertebral Disc), 그리고 연골(Cartilage)이나 인대(Ligament) 부위에 한 번 혹은 소수의 과도한 부하로 인해 발생할 수도 있다.

McGill (McGill, 1997)과 Marras (Marras, 2000)에 의해 외부 부하와 근골격계질환의 관계를 알아보기 위해 제시된 Safety Margin Model (Figure 1)을 통해, 적은 부하의 지속성과 일시의 큰 부하가 어떻게 요통

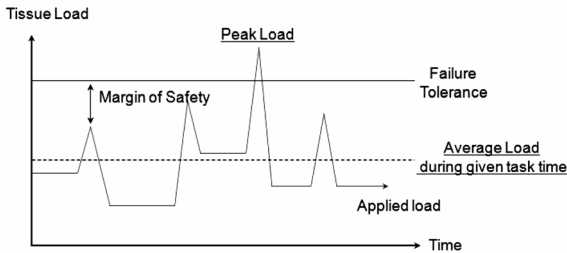


Figure 1. Safety Margin Model showing the relation between external load and failure tolerance of soft tissues (Adopted and redrawn from McGill (1997) and Marras (2000)).

으로 이어질 수 있는지 알 수 있다.

이 모델을 EMG를 통한 생체신호와 연관한다면, 그림에서 주어진 기간 동안의 EMG 평균 진폭은 점선(Dotted Line), peak EMG 진폭은 peak load로 간주될 수 있다.

양쪽 허리부근의 근육 비대칭성(Asymmetry)을 유발하는 행위(예, 하나의 노를 두 손으로 젓기, 한 손 들기)나 외부 요인(예, 비대칭 무게중심의 위치)은 요통을 일으키는 하나의 원인임이 여러 연구에서 밝혀졌다(Cram & Steger, 1983; Roy et al., 1990; Reid & McNair, 2000; 한승조와 김선옥, 2012). 만약 Asymmetric Load 취급시 peak EMG 진폭의 균형효과가 발생하여, 이를 이용한 물체 내의 LCG의 효과를 확인할 수 없다면, 좌·우 허리근육의 peak EMG 진폭의 차이(Discrepancy)를 통해서도 가능하다.

따라서 본 연구의 목적은 첫째, 좌·우측 허리근육의 진폭의 균형효과가 평균 진폭뿐만 아니라 peak EMG 진폭을 이용할 때에도 물체의 LCG와 연관되어 나타나는지 살펴보는 것이었다. 둘째, Asymmetric Load를 취급할 경우 만약 균형효과가 peak EMG 진폭의 평균을 이용할 경우 나타났다면, 다른 종속변수로써 좌·우 허리근육에서 나타나는 peak EMG의 차이로 LCG의 효과를 두 발의 자세변화와 함께 알아보는 것이다. 이로써 Asymmetric Load 취급시 요통의 발생을 최소화할 수 있는 발의 자세가 도출되어 작업자에게 제시될 수 있다.

II. 생체역학적 해석을 통한 가설 설정

1. LCG 위치와 Peak EMG 진폭

Figure 2의 좌측 그림에서 LCG가 물체의 중앙에 있다면 양쪽 손에 부과되는 부하는 동일하며, 양쪽 손

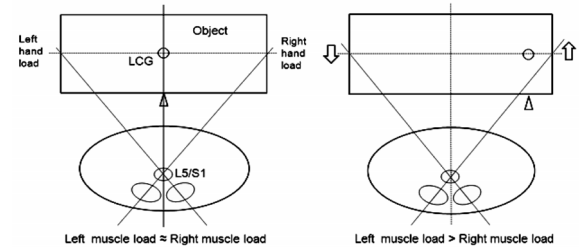


Figure 2. Bilateral low back muscle load according to LCG position.

에서 L5/S1까지의 MA도 동일하다. 전두면의 뒤쪽에서(Posterior) L5/S1부터 양쪽 허리부위 근육까지의 거리도 동일하기 때문에 양쪽 허리부위에 부과되는 부하는 동일하다.

하지만 우측 그림처럼 LCG가 우측으로 이동된다면 L5/S1을 중심으로 한 4개의 MA는 그림과 같이 변하지 않지만, 우측 손의 부하는 증가하고, 왼쪽 손의 부하는 감소한다. L5/S1을 기준으로 전두면 앞에서 발생하는 모멘트는 뒤에서 발생하는 모멘트와 동일해야 하기 때문에, 좌측 허리근육의 부하는 증가하고 우측 부하는 감소해야만 한다. EMG 진폭측면에서 LCG가 우측으로 이동하면 좌측 허리근육에서 발생하는 진폭은 증가하고 우측은 감소하며, 증가폭과 감소폭은 거의 동일하기 때문에 좌·우측의 진폭의 합(평균)은 동일한 균형효과가 발생한다(Seroussi & Pope, 1987; 한승조와 김선옥, 2012).

이러한 생체역학적 관계를 근거로 동적 들기(Dynamic Lifting)에서 상체를 비트는 자세(Trunk Twisting Posture)를 포함한 특별한 자세 변화없이 Asymmetric Load를 단지 수직으로 들어 올린다면(Lifting Asymmetric Load Symmetrically), 좌측 허리근육의 부하가 우측보다 큰 상태가 드는 기간 동안 발생한다. 따라서 동적 들기에서 peak EMG 진폭은 LCG에서 먼(Contralateral to LCG) 허리 근육에서 발생하는 것을 예상할 수 있고, 한쪽의 증가된 peak 진폭은 다른 쪽의 감소된 peak 진폭에 의해 좌·우측 peak 진폭의 평균이 LCG 위치와 무관하게 동일할 것이다.

2. 발의 위치와 Peak EMG 진폭

Figure 3은 LCG가 모두 중앙에 있는 경우(Symmetric Load)이다. 우측 그림처럼 좌측 발이 앞으로 나오면 상체는 시계방향으로 회전되면서 동시에 허리부위의 근육도 전두면에서 평행했던 것이 시계방향으로

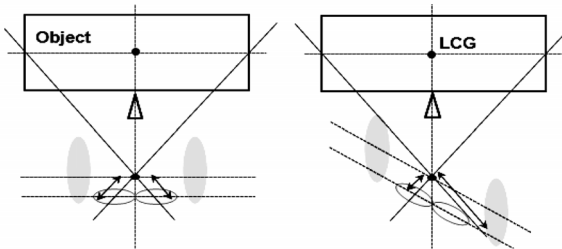


Figure 3. Bilateral low back muscle load based on feet positions in Symmetric load.

회전한다. 이 때 L5/S1에서 좌측 근육까지의 MA는 발이 평행한 위치에 있었던 경우보다 줄어들고 상대적으로 우측의 MA는 증가한다.

좌측 근육에서 MA가 감소되었으므로 모멘트 평형을 이루기 위해서는 좌측 근육의 힘은 상대적으로 증가되어야 한다. 따라서 좌·우측 근육 중 peak 진폭은 좌측에서 발생하며, 평행한 발의 위치에서 보다 좌측 발을 앞으로 한 경우에서 좌측 peak 진폭이 크게 나타난다.

Figure 4는 왼발이 앞으로 나온 상황에서 LCG가 우측으로 이동되는 경우가 복합적으로 이루어지는 경우를 보여준다. 발의 위치 변화에 따라 좌측 허리근육의 peak 진폭은 앞서 설명된 LCG의 이동의 영향이 더해져서 더욱 증가한다.

반대로 우측 발이 앞으로 나오는 경우, L5/S1부터 좌측 근육까지의 MA는 증가하고, 좌측 근육 부하는 줄어들어 좌측 허리근육에서의 peak 진폭은 발을 평행하게 할 때보다 감소한다. 하지만 LCG의 영향은 그대로 남는다. 따라서 LCG에 의해 좌측 허리근육의 peak 진폭은 증가하나, 우측 발이 좌측 발보다 앞

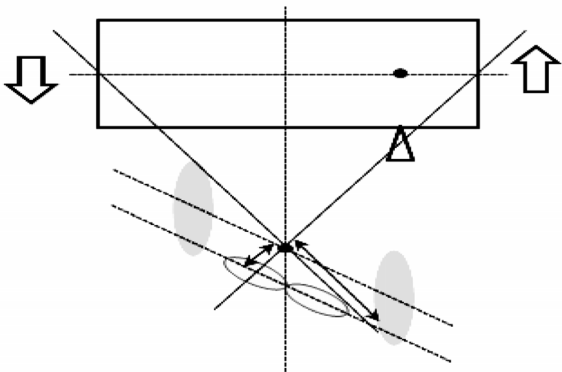


Figure 4. Bilateral low back muscle load based on feet positions in Asymmetric load.

에 위치함으로써 LCG에 의한 효과를 감소시킨다.

결론적으로 두 발이 평행한 상태를 기준으로, LCG가 우측으로 치우칠 때 부하가 증가되는 좌측 허리근육에서, LCG에서 먼 발이 앞으로 나오는 경우 LCG로부터의 부하에 발 위치로부터의 부하가 더해지는(Added) 효과가 발생한다. 반대로 LCG에서 가까운(Ipsilateral to LCG) 발이 앞으로 나오면, LCG로부터의 부하에서 발 위치로부터의 부하가 감해지는(Subtracted) 현상이 일어난다.

따라서 peak EMG 진폭 측면에서 우측에 LCG를 가지는 Asymmetric Load를 드는 경우, LCG에서 가까운 발을 다른 발보다 앞에 두는 것이 좌·우 허리부위 peak EMG 진폭의 차이(Discrepancy)를 기준으로 요통의 발생을 줄일 수 있는 방안으로 제시될 수 있다.

3. 가설 설정

위에서 제시된 생체역학적 해석을 기반으로 다음과 같은 가설이 설정되었다. 첫째, 양쪽 모든 근육에서 감지된 peak EMG 진폭들의 평균은 LCG 위치에 관계없이 균형을 이룬다. 둘째, Asymmetric Load 취급시 LCG에서 먼 쪽의 허리근육에서 평균 peak EMG 진폭이 가까운 쪽에서보다 크게 나타난다. 셋째, Asymmetric Load 취급시 LCG에서 가까운 발이 다른 발보다 앞에 나오는 경우가 peak EMG 진폭의 차이와 LCG 반대편 허리근육에서의 평균 peak EMG 진폭을 줄인다.

III. 검증 실험

1. 피실험자, 허리부위 근육, 실험장비

피실험자는 최근 3개월간 요통을 포함한 근골격계 질환을 경험하지 않았고, 모두 오른손을 주로 사용하는 남성 11명이 선정되었다. 평균 연령, 체중, 신장은 각각 23(±1.4)세, 69.1(±6.5) kg, 175.8(±5.1) cm였다.

L5/S1 주변의 허리 근육은 좌·우 쌍으로 최장근, 장능근, 뭇갈래근이 선정되었다(Roy et al., 1990).

외부부하는 가로×세로×높이가 60×40×25 cm인 6 kg의 직육면체의 목상자를 사용하였고, 내부에 직육면체의 9.8 kg의 물체를 이동시켜 LCG의 위치를 물체 중앙과 물체 중앙으로부터 10 cm 오른쪽에 있도록 하였다.

EMG는 TeleMyo 2004 G2 (Noraxon Inc.)를 이용하

였고, 표면전극은 Ag/AgCl 전극(3M Inc.)이었으며, 부착 위치는 최장근은 L1에서 수평으로 2 cm, 장늑근은 L2에서 5cm, 그리고 못갈래근에서 2 cm 떨어진 곳에 좌·우 쌍이었다(Coorevits et al., 2005).

초기 신호의 샘플링 주파수는 Nyquist 정리(Konrad, 2005)를 근거로 1,500Hz로 설정되었으며, 2초 동안 수집된 초기 신호는 Band-Pass Filter(10-500Hz)를 사용하여 필터링 후, Rectification 과정을 거친 다음 분석되었다(Shin & D'Souza, 2010).

2. 실험 조건 및 절차

실험조건은 총 4가지(SP, AP, AR, AL)로 구분되었다. 즉, Symmetric Load를 두 발이 평행한(Parallel) 상태에서 드는 경우(SP), Asymmetric Load를 두 발을 평행하게 드는 경우(AP), Asymmetric Load를 오른발(Right Foot)이 왼발보다 앞에 위치시킨 후 드는 경우(AR), 반대로 Asymmetric Load를 왼발(Left Foot)이 오른발보다 앞에 위치시킨 후 드는 경우(AL)로 구분하였다. 개인별 시행 횟수는 총 4회이며, EXCEL의 rand 함수를 이용하여 개인별 시행조건은 랜덤하게 주어졌다.

4개의 실험조건에서 얻어진 EMG 데이터는 6개의 허리부위 근육에서 측정된 peak EMG 진폭(μV)을 기반으로 한다. Peak EMG 진폭은 각 실험조건별로 물체를 바닥으로부터 들어올리기 시작하여 주어진 높이에 도달하는 기간 중 발생하는 EMG 진폭 중에서 Maximum값으로 선정하였다.

피실험자의 개인별 키와 몸무게 등의 Anthropometry 데이터와 근육의 상태가 다르기 때문에 SP에서 발생하는 값을 항상 “1”로 하여, 다른 조건에서의 값을 구하였다(정규화).

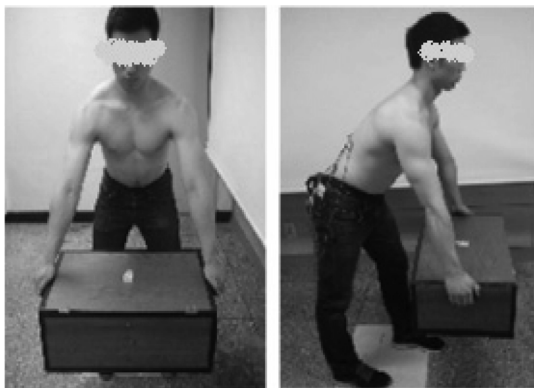


Figure 5. Lifting Posture Examples (Left: SP, Right: AL).

물체가 상·하·좌·우 기울어지는 것을 방지하기 위해 물체 상단 중앙에 수평계를 설치하였고, 전 시행으로 인한 근육의 피로가 다음 시행에서의 EMG 신호에 영향을 주는 것을 막기 위해 각 시행 사이에 5분 동안의 휴식시간을 주었다.

Figure 5에서와 같이 피실험자는 물체를 바닥(Floor)에서 물체 앞의 장대(Bar)에 표시된 50 cm 지점에 물체의 바닥이 도달 할 때까지 주어진 속도(25 cm/sec)를 준수하면서 들어올린다.

IV. 실험 결과

통계분석은 Minitab 14를 이용하여 t-test와 One-way ANOVA를 하였다.

1. LCG 위치에 따른 좌·우 허리부근 근육에서의 peak EMG 진폭의 균형효과

SP와 AP 조건에서 실험 데이터는 Table 1과 같고, SP와 AP에서는 유의한 차이를 보이지 않았다(p-value = 0.282).

두 조건은 LCG의 위치에서만 차이를 보이므로, LCG의 효과를 peak EMG 진폭의 평균(혹은 합)으로 분석하는 것은 의미가 없다는 것을 알 수 있다. 따라서 첫 번째 가설은 기각되지 않는다(균형효과가 존재한다).

Table 1. Normalized Average of Peak EMG Amplitudes on 6 Muscles (SP vs. AP)

Subject	SP	AP
1	1	1.0146
2	1	0.9823
3	1	0.9845
4	1	1.0337
5	1	0.9700
6	1	1.0101
7	1	0.9457
8	1	1.0081
9	1	0.9585
10	1	1.0229
11	1	0.9577
Average	1	0.9898
Standard Deviation	0	0.0300

2. Asymmetric Load 취급시 발의 위치에 따른 좌·우 허리근육의 Peak EMG 진폭의 차이

Asymmetric Load 취급시 발의 위치에 따른 좌·우 허리 근육의 최대 부하 차이를 평가하기 위해 3개의 근육으로 이루어진 좌측 근육그룹에서의 평균 peak EMG 진폭과 3개의 근육으로 이루어진 우측 근육그룹의 평균 peak EMG 진폭의 차이를 이용하였다.

Table 2는 각 조건별로 발생한 좌·우측 근육그룹에서 발생한 평균 peak EMG 진폭의 차이가 SP조건으로 정규화된 값이다.

Table 2. Normalized Peak EMG Discrepancy between Average Peak EMG Amplitudes on Left Groups and Average Peak EMG Amplitudes on Right Groups in Dynamic Lifts of Asymmetric Load

Subject	SP	AP	AR	AL
1	1	3.4675	1.0099	4.0414
2	1	2.6073	1.2374	6.8014
3	1	7.6018	2.1961	10.5958
4	1	1.3911	0.5795	3.5654
5	1	1.8185	0.6283	3.2219
6	1	2.1155	0.7715	3.6692
7	1	1.5915	0.8638	4.5915
8	1	2.0255	0.8679	3.1964
9	1	1.7273	0.6162	3.1331
10	1	5.5000	2.2889	9.4870
11	1	7.5829	2.3578	11.6759
Average	1	3.4026	1.2198	5.8163
Standard Deviation	0	2.3736	0.7080	3.2672

Table 3에서 AP, AR, AL 조건에서 유의한 차이를 보이고 있다(p-value = 0.000). AR의 조건에서 peak EMG 진폭의 차이가 AP, AL에서보다 작게 나타났다.

따라서 가설 2와 3은 기각되지 않는다. 좌측에서 우측의 peak EMG 진폭의 차이를 뺀 경우 양의 값이

Table 3. ANOVA test on Normalized Peak EMG Discrepancy between Average Peak EMG Amplitudes on Left Groups and Average Peak EMG Amplitudes on Right Groups in Dynamic Lifts of Asymmetric Load

Source	DF	SS	MS	F	p-value
Foot	2	116.30	58.15	10.38	0.000*
Error	30	168.09	5.60		
Total	32	284.40			

*: p-value < 0.05

모든 피실험자를 통해 나타났으므로, LCG가 위치한 곳(우측)의 반대편(좌측) 허리근육에서 peak EMG 진폭이 LCG가 위치한 곳과 같은 방향(우측)의 허리 근육에서의 peak EMG 진폭보다 크게나온다는 것을 의미한다.

3. 우측으로 치우친 Asymmetric Load 취급시 발의 위치에 따른 좌측 허리근육의 Peak EMG 진폭 비교

Table 4는 Asymmetric Load를 취급할 경우 발의 위치에 따라 3개의 왼쪽 허리근육에서 발생하는 peak EMG 진폭의 평균을 SP조건으로 정규화한 값이다.

Table 4. Normalized Average of Peak EMG Amplitudes on ONLY 3 Left Muscles in Dynamic Lifts of Asymmetric Load

Subject	SP	AP	AR	AL
1	1	1.0490	0.8756	1.2645
2	1	1.1895	1.2542	1.4631
3	1	1.2102	0.9517	1.3468
4	1	1.2967	1.4481	1.6373
5	1	1.1056	1.0099	1.1060
6	1	1.0312	0.8924	1.3245
7	1	0.9565	1.0918	1.4350
8	1	1.2154	0.7143	1.2235
9	1	1.2854	1.0250	1.1402
10	1	1.4501	1.2570	1.4154
11	1	1.5451	1.0807	1.4191
Average	1	1.2122	1.0546	1.3432
Standard Deviation	0	0.1779	0.2062	0.1545

Table 5는 Table 4의 AP, AR, AL에서의 종속변수 데이터를 사용하여 ANOVA test를 실행한 결과이다. 발의 위치는 왼쪽 허리근육에서의 정규화된 peak 진폭의 평균에 유의한 차이를 주고 있으며(p-value = 0.003), Table 4에서 보듯이 AR 조건에서 가장 작은 peak 진폭이 좌측 허리근육에서 기록되었다.

Table 5. ANOVA test on Normalized Average of Peak EMG Amplitudes on ONLY 3 Left Muscles in Dynamic Lifts of Asymmetric Load

Source	DF	SS	MS	F	p-value
Foot	2	0.4594	0.2297	7.03	0.003*
Error	30	0.9805	0.0327		
Total	32	1.4400			

*: p-value < 0.05

이는 Asymmetric Load를 취급할 경우 양쪽 허리근육에서의 peak 진폭의 차이뿐만 아니라, LCG에서 먼 쪽의 허리부근(좌측 허리근육)의 peak 진폭도 LCG에서 가까운 쪽의 발을 앞으로 하는 경우(AR)가 요통 발생 측면에서 유리하다는 것을 보여주는 것이었다.

V. 결론 및 고찰

본 연구에서는 Safety Margin Model에서 일회성이나 적은 횟수의 커다란 부하만으로도 근육, 건, 연골 등의 Soft Tissues에 부담을 주어 근골격계질환으로 이어질 수 있는 메커니즘을, EMG의 peak 진폭을 통해 알아보았다. Peak EMG 진폭을 이용한 생체역학적 고찰 및 실험을 통해서, 물체 내의 LCG와 두 발의 위치는 좌·우 허리근육에서 발생하는 peak EMG 진폭의 평균에 유의한 차이를 줄 수 없었고, 이는 진폭의 균형효과가 평균 진폭뿐만 아니라 Task 기간 중 발생하는 peak 진폭에서도 발생한다는 것을 알 수 있었다. 이러한 균형효과는 좌·우 쌍으로 이루어진 근육을 대상으로 EMG를 통한 실험에서 항상 주의가 요구되는 사항임을 명심할 필요가 있다.

기존 연구(Cram & Steger, 1983; Roy et al., 1990; Reid & McNair, 2000)는 좌·우 허리근육의 부하차이를 요통의 척도로 사용하였다. 따라서 좌·우 peak EMG 진폭의 차이로 LCG 위치에 따른 좌·우 허리근육의 불균형한 peak EMG 진폭의 영향을 알아보았다. 실험결과에서 보듯이 peak EMG 진폭의 차이는 SP보다 AP에서 높게 나왔으며, 이는 LCG 효과만 고려할 때 Symmetric Load보다 Asymmetric Load가 요통의 발생 가능성을 높인다는 근거를 제시한다.

또한 사업장이나 일상생활에서 어쩔 수 없이 Asymmetric Load를 취급할 경우 두 발의 위치에 따라 좌·우 peak EMG 진폭의 차이가 달리 나타날 수 있으며, LCG에 가까운 발을 다른 발보다 앞에 놓은 상태에서 동적으로 들어 올리는 자세(AR)가 다른 자세(AP, AL)보다 좌·우 peak EMG 진폭의 차이를 줄일 수 있었다.

좌·우 peak EMG 진폭의 차이는 모든 근육에서의 peak EMG 진폭의 평균을 대신하여 요통의 가능성을 가늠할 수 있는 하나의 척도일 수 있으나, Safety Margin Model과 척추(Spine)를 기준으로 양쪽으로 나뉘어 역할을 수행하는 허리부근의 근육의 특성을

고려할 때, 양쪽 중 어느 쪽에서 더 큰 peak EMG 진폭이 나타나는지 알 수 없었다. 따라서 실험의 조건에서 Asymmetric Load의 조건이 LCG가 오른쪽으로만 치우친 경우를 고려하였기 때문에, 생체역학적으로 더 큰 부하를 받는 좌측 허리근육의 peak EMG 진폭을 통해 두 발의 위치 효과를 추가적으로 살펴보았다.

결과는 좌·우 peak EMG 진폭의 차이뿐만 아니라 더 큰 부하를 받는 LCG에서 먼 쪽의 허리근육 그룹(좌측)에서 발생한 peak EMG 진폭이 AR에서 AP나 AL에서보다 더 작게 나타났다.

이러한 연구 결과는 건설업, 제조업, 농업에서처럼 Asymmetric Load를 취급하는 작업장에서 작업자의 요통을 예방하기 위한 근거(Interventions)로 이용될 수 있다. 즉, Engineering Interventions 차원에서 가능하면 포장의 형태를 내부 물체를 이동시켜 취급품의 전체(Box + Inner object) LCG가 가급적 신체의 중앙(Mid-sagittal Plane)에 오도록 할 필요가 있으며, 원가 상승 등의 문제로 포장의 형상을 변경할 수 없다면, Administrative Interventions 차원에서 포장의 겉부분에 물체의 무게뿐만 아니라 LCG의 위치를 표시하는 것이 요구된다. 작업자 근골격계질환 예방 교육 차원에서 만약 Asymmetric Load를 취급해야 한다면, 가급적 LCG에 가까운 발을 다른 발보다 앞에 두고 들기 작업을 하도록 권장할 필요가 있다.

본 연구에서는 비대칭 허리부위 근육의 peak 진폭 차이와 한쪽으로 과도한 peak 진폭을 줄일 수 있는 방안의 하나로, 하체의 두 발의 위치에만 초점을 맞추었다. 하지만 상체의 옆으로의 기울임이나, 드는 속도 등도 충분히 고려해 볼 수 있는 요인이다.

왜냐하면 만약 상체가 우측으로 기울어진다면 반대편의 좌측 등이나 허리 근육의 EMG 진폭은 증가하고 우측은 상대적으로 감소한다(Nordin et al., 1997). 여기에 우측으로 치우친 LCG의 영향이 더해진다면 좌측 근육에서의 진폭은 더욱 증가하고, peak 진폭에서도 증가 폭이 커질 것이다. 따라서 상체를 외부 부하의 LCG쪽으로(옆으로) 기울이지 않는 자세가 좌측 허리 근육의 peak 진폭을 크게 만들지 않는 방안일 수 있다.

또한 드는 속도가 증가하면 등이나 허리 부위의 근육의 수축 속도가 증가하면서, EMG 진폭 또한 증가한다(Bigland & Lippold, 1954; Lavender et al., 2003). 따라서 우측으로 LCG가 치우친 Asymmetric

Load를 들어올릴 경우 좌측 허리나 등근육의 peak EMG 진폭을 줄이는 방법은 지나치게 빠르게 드는 것을 지양하는 것이라고 예상할 수 있다.

참고문헌

- 김현호, 박현진, 박기혁, 김욱, 유찬영 등. 산업재해 중 근골격계질환 요인 특성 분석. *대한인간공학회지* 2009; 28 (3): 17-25.
- 한승조, 김선욱. 비대칭무게중심을 지닌 물체 들기 작업시 허리부위 등근육 부하 및 피로 분석. *산업경영시스템학회지* 2012; 35 (5): 30-36.
- Bigland B, Lippold OCJ. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *Journal of Physiology* 1954; 123: 214-224.
- Chaffin DB, Andersson GBJ, Martin BJ. *Occupational Biomechanics*, 4th ed. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 2006. p. 109-142.
- Coorevits PLM, Danneels LA, Ramon RVA, Cambier DC, Vanderstaeten GG. 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* 2005; 15: 444-451.
- Cram JR, Steger JC. EMG scanning in the diagnosis of chronic pain. *Biofeedback and self-regulation* 1983; 8 (2): 223-241.
- Gilad I, Boughanim D. Lifter, a computerized lifting analysis technique. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 2002; 8 (4): 525-537.
- Kigma I, Bosch T, Bruins L, van Dieen JH. Foot positioning instruction, initial vertical load position and lifting technique: effects on low back loading. *Ergonomics* 2004; 47 (13): 1365-1385.
- Konrad P. *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon, Inc. 2005.
- Lavender SA, Andersson GBJ, Schipplein OD, Fuentes HJ. The effects of initial lifting height, load magnitude, and lifting speed on the peak dynamic L5/S1/ moments. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2003; 31: 51-59.
- Marras WS. Occupational low back disorder causation and control. *Ergonomics* 2000; 43 (7): 880-902.
- McGill S. The biomechanics of low back pain: implications on current practice in industrial and the clinic. *Biomechanics* 1997; 30 (5): 465-575.
- Mital A, Fard F. Psychophysical and physiological responses to lifting symmetrical and asymmetrical loads symmetrically and asymmetrically. *Ergonomics* 1986; 29 (10): 1263-1272.
- Nordin M, Andersson GBJ, Pope MH. *Musculoskeletal Disorders in the Workplace*, 2nd ed. Mosby-Year Book, Inc.; 1997.
- Reid DA, McNair PJ. Factors contributing to low back pain in rowers. *Br. j. Sports Med* 2000; 34(5): 321-322.
- Roy SH, De Luca CJ, Snyder-Mackler L, Emley MS, Crenshaw RL, Lyons JP. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1990; 22 (4): 463-469.
- Seroussi RE, Pope MH. The relationship between trunk muscle electromyography and lifting moments in the sagittal and frontal planes. *Biomechanics* 1987; 20 (2): 135-146.
- Shin G, D'Souza C. EMG activity of low back extensor muscles during cyclic flexion/extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010; 20 (4): 742-749.
- van der Burg JCE, Kingma I, van Dieen JH. Is the trunk movement more perturbed after an asymmetric than after a symmetric perturbation during lifting?. *Journal of Biomechanics* 2004; 37: 1071-1077.