Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 29, No. 3 pp.347-356, June 2010 DOI:10.5143/JESK.2010.29.3.347

이동식 틀비계 사용 작업 시 작업대 높이, 안전난간 유무, 숙련도에 따른 척추 안정성 분석

김정룡[1] · 민승남[2] · 성시훈[1]

[1]한양대학교 산업경영공학과 / [2]한양대학교 산업공학과

Analysis of Spinal Stability Affected by Working Height, Safety Handrail and Work Experience in Using Movable Scaffold

Jung Yong Kim[1], Seung Nam Min[2], Si Hoon Sung[1]

[1]Department of Industrial and Management Engineering, Hanyang University, Ansan, 426-791
[2]Department of Industrial Engineering, Hanyang University, Seoul, 133-791

ABSTRACT

The purpose of this study is to analyze the spine stability by comparing muscle activation in various scaffold working conditions. The independent working conditions were designed by two levels of working height, existence and absence of safety handrail, and the two levels of expertise. The corresponding activities of the agonist and antagonist muscles of spine were simultaneously recorded by using EMG. As results, novice worker showed increased muscle activity while doing the task on the 2nd floor, absence of handrail. And expert showed the increase of co-contraction while working on the 2nd floor without handrail. Such co-contraction was found to increase the spine stability when the working condition become risky. On the other hand, the co-contraction was prolonged, the spine muscle fatique and disc pressure could be increased, which would increase the risk of musculo-skeletal disorder. The results of co-contraction in this study indicates that the motor control system responds to maintain the stability of the spine particularly when workers cognitively recognize the danger of falling or imbalance. This study also quantitatively accounted for the biomechanical cause of LBP among workers who has to prevent themselves from falling. Therefore, if can be said that safe environment preventing falling can also prevent workers from MSDs as well. Such knowledge can be applied to design ergonomic workplace environment as well as movable scaffold.

Keyword: Spine Stability, Co-Contraction, EMG, Low Back Pain, Scaffold

1. 서 론

현재 산업재해로 인한 전체 사망자수 2,406명 중 건설업 재해로 인한 사망자가 630명(26.18%)으로 가장 많은 부분을 차지하고 있다[그림 1]. 또한 건설현장의 산업재해의 업무상 사고와 질병 중에서 업무상 사고를 살펴보면 가장 많이 발생하는 형태가 추락사고로 5,950건(사망 279건)이 발생하고 있으며, 업무상 질병에서 가장 많이 발생하는 형태는 요통으로 2007년 기준, 산업재해로 인한 환자

교신저자: 민승남
주 소: 426-791 경기도 안산시 상록구 사3동, 전화: 010-4104-2914, E-mail: dukorea@hanyang.ac.kr

10,449명 중 6,333명이 요통을 겼고 있다.

한편, 요통은 산업현장에서 가장 많이 발생하는 질병이다. 2007년 기준, 산업재해로 인한 환자 10,449명 중 6,333명이 요통을 겪고 있다. 건설업에서 산업재해로 인한 환자는 851명이고, 이 중 요통환자는 636명(74.7%)으로 다른 질병보다 월등히 많은 부분을 차지하고 있다(한국산업안전보건공단, 2008).

이에 본 연구는 이러한 산업재해에 있어, 고소작업 환경과 작업자의 숙련도가 작업자의 척추근육 사용패턴을 바꿀 수 있고, 이러한 척추근육 사용패턴의 허리 안정성을 증대시키고 궁극적으로 추락예방과 요통에 영향을 미칠 수 있다는 가설을 가지고 출발하였다.

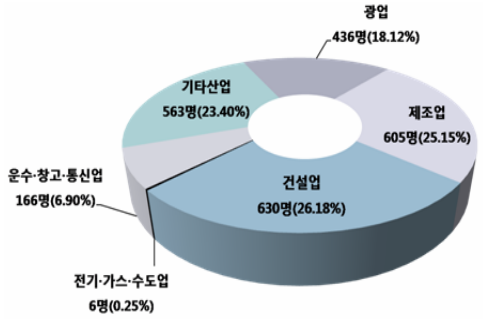


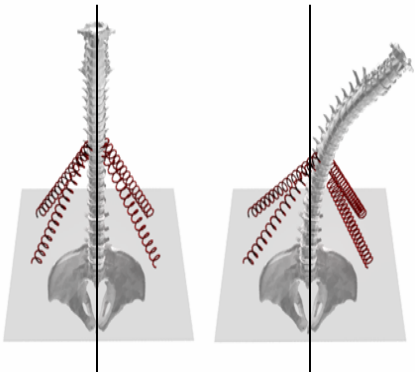
그림 1. 업종별 산업재해 사망자 현황 분포(2007년)

본 연구에서 언급하는 허리의 안정성은 운동역학적(kinetic), 운동학적(kinematic)으로 발생된 외부힘에 대항하여 몸의 균형을 유지하고, 허리의 근골격계질환과의 관련성을 갖기도 한다(Granata, Orishimo, 2001). 한편 안정성을 유지하면 척추가 높은 부하를 견디고, 허리근육이 부하를 배분할 수 있게 해준다. 그렇기 때문에 허리 안정성은 신체 자세와 동작의 특징을 평가하기 위한 매우 중요한 요소이다.

이러한 허리의 안정성을 유지하기 위해서는 일반적으로 동시수축(co-contraction)이 일어나야 한다. 동시수축은 관절의 강성(stiffness)을 높여 외부의 부하에 쉽게 흔들리지 않도록 한다. 주동근과 길항근이 서로 비슷한 힘으로 수축할수록, 더 큰 힘으로 수축할수록 강성은 높아진다(Granata, Orishimo, 2001). 반면 주동근과 길항근 중 한 쪽 근육이 상대적으로 많이 수축하면 허리의 안정성이 감소하여 중심을 잃기 쉬워진다[그림 2].

한편, 허리 안정성을 유지하기 위한 보상작용으로 근육사용이 지속적으로 발생하면 만성 요통을 일으킬 수도 있다(Choewicki et al., 2000).

그러므로 본 연구의 목적은 건설현장에서 추락사고가 빈번하게 발생하는 이동식 틀비계 작업시 허리근육의 사용량과 동시수축 여부를 분석하여 허리 안정성을 평가하고, 이를 통하여 추락사고와 허리의 근골격계질환과의 관계성을 규명하는 것이다.



(a) 동시수축 발생 (b) 동시수출 미발생

그림 2. 주동근과 길항근의 동시수축과 강성의 관계

2. 연구방법

2.1 실험참가자

건강상태가 양호하고 허리 관련 질환 병력이 없는 작업자들이 실험에 참여하였다. 숙련도에 따른 허리 안정성의 차이를 보기 위해서 건설현장 경험이 1년 이하인 작업자 4명과, 건설현장 경력이 15년 이상인 작업자 4명이 실험에 참여하였다. 실험참가자의 평균 나이, 경력과 키 등의 인체측정 자료는 표 1과 같다. 또한 실험오차를 최소화하기 위하여 실험참가자는 모두 오른손잡이로 선정하였다(신현주, 김정룡, 2007).

표 1. 실험참가자의 인체측정 정보

	나이(세)	경력(년)	키(cm)	몸무게(kg)
초보자	27.0±3.6	0.8±0.5	172.3±6.2	68±8.5
숙련자	36.7±7.0	16.3±1.0	173.0±20.6	70±5.1

2.2 근육선정

작업 수행 중, 실험참가자의 허리근육 근전도를 조사하기 위하여 허리의 운동에 관련된 8개의 근육을 선정하였다[그림 3]. 선정한 근육들은 허리의 굽힘/폄 동작을 제어하는 좌우 배곧은근(rectus abdominis left and right; RA-L, RA-R), 좌우 척추세움근(erector spinae left and right;

ES-L, ES-R), 굽힘/폄/비틀림 동작을 제어하는 좌우 배바깥빗근(external oblique left and right; EO-L, EO-R), 좌우 넓은등근(latissimus dorsi left and right; LD-L, LD-R)을 선정하였다(Snijders et al., 1998; McGill et al., 2003).

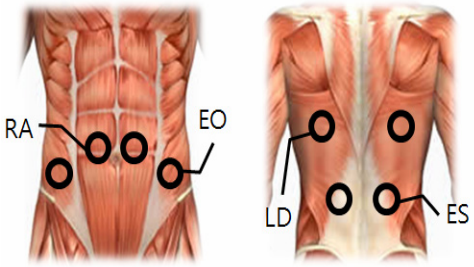


그림 3. 근육 선정 및 전극 부착위치

2.3 실험장비

본 연구에서는 건설현장에서 가장 많이 쓰이는 이동식 틀비계를 사용하였다[그림 4]. 이동식 틀비계는 조립식 구조이며, 안전난간은 각 층마다 장착할 수 있으며, 탈부착이 가능하다.

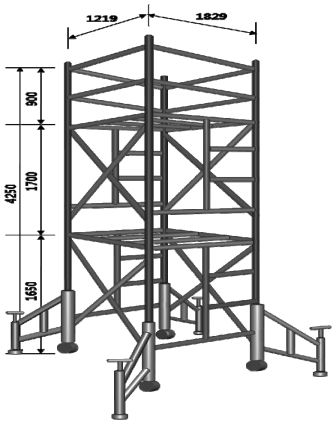


그림 4. 이동식 틀비계

허리근육의 근전도 신호를 추출하기 위하여 표면전극(surface electrode)과 8채널 근전도 측정이 가능한 MegaWin사의 ME-6000T를 사용하였다. 근전도의 채널별 샘플링 rate는 1000Hz로 하였다. 그리고 실험참가자가 작업을 수행하는 모습을 확인하기 위해 캠코더를 사용하여 모든 실험수행 장면을 촬영하였다.

2.4 실험설계

실험은 이동식 틀비계의 사용 조건이 허리의 안정성에 미치는 영향을 연구하기 위하여 2×2×2 mixed factor design으로 설계하였다. 독립변수는 within-factor인 이동식 틀비계 작업대 높이(1단: 1.65m, 2단: 3.35m)와 안전난간 유무(안전난간 설치, 안전난간 없음), 그리고 between-factor인 숙련도(초보자, 숙련자)로 선정하였다. 초보자와 숙련자에게 각 실험조건을 제시하고 3분 동안 바로 서 있는 자세로 손을 사용하여 콘크리트의 칩을 제거하는 작업을 수행하도록 하였다. 종속변수는 근육의 활동량으로 근전도 값의 RMS(root mean square)를 사용하였다. 실험순서는 실험참가자들의 누적효과(carry-over effect)를 줄이기 위해 라틴 방격법(latin squared)을 사용하였다(김정룡 외, 2008). 각 실험조건은 그림 5에 나타난다.

(a) 1단, 난간설치 (b) 1단, 난간 미설치

(c) 2단, 난간설치 (d) 2단, 난간 미설치

그림 5. 작업조건별 실험수행 장면

2.5 실험과정

먼저 실험참가자에게 실험에 대한 목적과 주의사항을 숙지시킨 뒤, 인적사항과 인체측정치를 조사하였다. 근전도 신호 측정시 피부저항에 의한 오차를 최소화하기 위하여 알코올로 표면전극을 부착할 위치를 닦아내고, 표면전극을 부착하였다. 그리고 근전도 신호를 측정하여 정상적인 신호가

나오는 것을 확인하였다.

근전도 신호는 개인차가 있기 때문에 정규화 과정이 필요하였다. 정규화에는 최대 근수축 상태의 근전도 신호가 사용되었다. 따라서 실험준비가 끝나면 허리근육의 최대 근수축(maximum voluntary contraction; MVC)조건의 근전도를 측정하기 위해 벤치프레스(bench press)를 사용하여 등척성(isometric contraction) 운동을 실시하였다(Konrad, 2005) [그림 6].

그림 6. 벤치를 사용한 MVC 측정

최대 근수축시 근전도 신호는 각 근육별로 10초씩 3회 측정하였다. 그리고 각각의 근전도 측정 사이에 10분간의 휴식시간을 주어 근육의 누적피로를 최소화하였다(Dolan et al., 1995). 3회에 걸쳐 측정한 근전도 신호에서, RMS값의 평균값을 계산하여 실험참가자의 최대 근수축시 근육사용량(RMSMVC)으로 사용하였다.

실험참가자는 RMSMVC 측정 후 10분의 휴식시간을 가진 뒤 각 작업조건에서 3분간 도구를 사용하지 않는 상태에서 콘크리트의 칩을 제거하였다. 하체의 움직임에 대한 효과를 없애기 위해 하체를 움직이지 않는 범위에서 작업을 수행하게 하여, 한정된 작업공간을 벗어나지 않도록 하였다.

그리고 정규화에 필요한 휴식(rest)상태의 근전도 신호를 측정하였다. 또한 실험순서는 누적효과를 없애기 위해 무작위로 정하되 서로 다른 조건에서 실시하도록 하였다.

2.6 분석방법

본 실험에서 측정한 근전도 신호의 주파수 분석결과 한국표준 교류 전류 주파수인 60Hz와 그 배수의 주파수에서 전기적인 잡음이 나타났고, 이를 제거하기 위하여 노치필터(notch filter)를 사용하였다. 그리고 각각 3분의 측정시간 중 처음 10초와 마지막 10초를 제거한 구간의 신호를 분석에 사용하였다. 근전도 신호는 근육의 활동도 분석을 위하여 RMS(root mean squar)값을 계산하여 사용하였다.

일반적으로 근전도 신호의 절댓값은 근육 위 조직의 두께나 피부저항과 같은 근육사용량과 관계없는 인자의 영향을 받는다. 이러한 인자의 영향과 실험참가자들의 개인차를 보정하기 위해서, 근전도 신호는 식 (1)과 같이 정규화 과정을 거쳐서 사용하였다(Van Dieen et al., 2003). 그리고 최대 근수축시 근육사용량(RMSMVC)를 이용하여 정규화한 근육사용량(Nomalized RMS, N-RMS)을 근육사용량의 잣대로 사용하였다.

$$NomalizedRMS = \frac{RMS_i - RMS_{rest}}{RMS_{MVC} - RMS_{rest}} \quad \text{식(1)}$$

RMS_{MVC}: MVC조건에서 RMS 값
RMS_{rest}: 휴식시 RMS 값
RMS_i : 실험조건i의 RMS 값

또한 허리 안정성을 판단하는 기준의 하나인 동시수축률을 구하기 위하여 다음과 같은 식을 사용하였다. 동시수축은 신체의 동작에서 서로 반대 역할을 하는 주동근과 길항근이 동시에 수축하는 것을 말한다. 그렇기 때문에 척추를 기준으로 허리근육을 좌-우, 앞-뒤, 좌측앞-우측뒤 대각선, 우측앞-좌측뒤 대각선 방향의 대립근으로 나누어 동시수축률을 분석하였다(Besier et al., 2003). 그리고 주동근의 근육사용량 평균값을 길항근의 근육사용량으로 나누었다. 동시수축이 잘 이루어질수록 동시수축률은 1에 가까우며, 동시수축이 이루어지지 않을 때 동시수축률은 1보다 크거나 작은 값을 갖는다. 분석에 사용한 근육사용량은 개별근육의 사용량을 정규화한 값(N-RMS)을 사용하였다.

먼저 정중면을 기준으로 나눈 좌우측 근육의 동시수축률은 왼쪽 근육의 평균 사용량을 오른쪽 근육들의 평균 사용량으로 나눈 값을 사용하였다. 수식은 식 (2)와 같다.

$$\text{동시수축}_{좌-우} = \frac{Aver.(RMS_L)}{Aver.(RMS_R)} \quad \text{식(2)}$$

RMS_L: 왼쪽 근육의 N-RMS 값
RMS_R: 오른쪽 근육의 N-RMS 값

그리고 시상면을 기준으로 앞뒤 대립근들의 동시수축률을 구하기 위하여 앞쪽 근육들의 평균 사용량을 뒤쪽 근육들의 평균 사용량으로 나누었다[식 3].

$$\text{동시수축률}_{앞-뒤} = \frac{Aver.(RMS_{RA}, RMS_{EO})}{Aver.(RMS_{LD}, RMS_{ES})} \quad \text{식(3)}$$

RMS_{RA}: 배곧은근의 N-RMS 값
RMS_{EO}: 배바깥빗근의 N-RMS 값
RMS_{LD}: 넓은등근의 N-RMS 값
RMS_{ES}: 척추세움근의 N-RMS 값

신체의 대각선 방향으로 대립근의 동시수축률을 구하였다.

식 (4)와 같이 왼쪽앞-오른쪽뒤 대각선 방향의 동시수축률은 좌측 앞쪽의 근육(RA-L, EO-L)의 평균 사용량을 우측 뒤의 근육(LD-R, ES-R)의 평균 사용량으로 나누었다.

$$\text{동시수축률}_{\text{왼쪽앞-오른쪽뒤}} = \frac{Aver.(RMS_{RA\text{-}L},\ RMS_{EO\text{-}L})}{Aver.(RMS_{LD\text{-}R},\ RMS_{ES\text{-}R})} \quad \text{식(4)}$$

RMS_{RA-L}: 왼쪽 배곧은근의 N-RMS 값
RMS_{EO-L}: 왼쪽 배바깥빗근의 N-RMS 값
RMS_{LD-R}: 오른쪽 넓은등근의 N-RMS 값
RMS_{ES-R}: 오른쪽 척추세움근의 N-RMS 값

마지막으로 오른쪽앞-왼쪽뒤 대각선 방향의 동시수축률은 우측 앞의 근육(RA-R, EO-R)의 평균 사용량을 좌측 뒤쪽 근육(LD-L, ES-L)의 평균 사용량으로 나눈 값이다. 수식은 식 (5)와 같다.

$$\text{동시수축률}_{\text{오른쪽앞-왼쪽뒤}} = \frac{Aver.(RMS_{RA\text{-}R},\ RMS_{EO\text{-}R})}{Aver.(RMS_{LD\text{-}L},\ RMS_{ES\text{-}L})} \quad \text{식(5)}$$

RMS_{RA-R}: 오른쪽 배곧은근의 N-RMS 값
RMS_{EO-R}: 오른쪽 배바깥빗근의 N-RMS 값
RMS_{LD-L}: 왼쪽 넓은등근의 N-RMS 값
RMS_{ES-L}: 왼쪽 척추세움근의 N-RMS 값

3. 연구결과

3.1 작업조건별 근육사용량

작업조건(작업대 높이, 안전난간, 숙련도)에 따른 허리근육의 사용량을 분석한 결과 작업조건이 달라질 때 8개 근육의 사용량이 변하는 것을 발견하였다. 그러므로 각 작업조건 변화에 따라 전체 근육사용량에 어떠한 변화패턴이 있는지 비교하였다. 여덟 부위의 근육사용량을 방사형 그래프를 사용하여 도식화 하였다.

실험참가자에게 1단(1.65m)과 2단(3.35m)높이의 작업대에서 작업을 수행하게 하여 근육사용량을 비교하였다. 그 결과, 2단 높이에서 작업할 때, 모든 허리근육이 많이 사용되는 것을 알 수 있었다[그림 7].

안전난간을 설치했을 때와 안전난간을 설치하지 않고 작업할 때의 근육사용량을 비교해보았다. 그 결과 안전난간을 설치하지 않고 작업했을 때의 근육사용량이 더 큰 것을 알 수 있었다[그림 8].

비계를 사용한 작업이 익숙한 숙련자와, 건설현장 작업이 처음인 초보자에게 작업을 수행하도록 하였다. 그 결과 초보자가 숙련자보다 허리근육을 많이 사용하는 것으로 나타났다[그림 9].

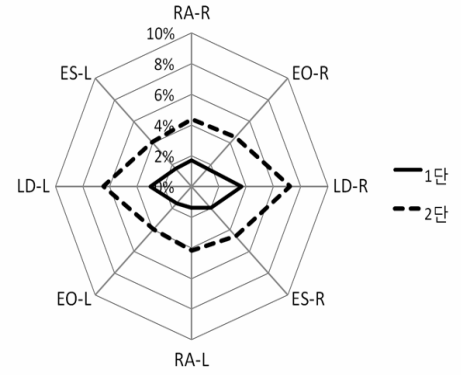


그림 7. 작업대 높이에 따른 근육사용량(N-RMS) 차이

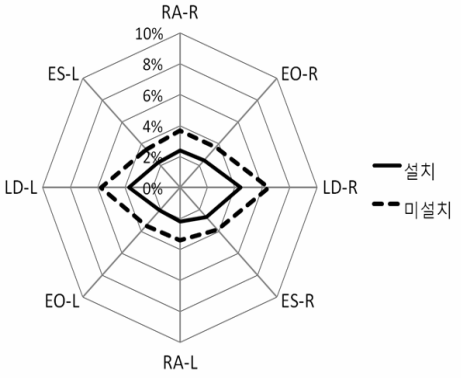


그림 8. 안전난간 유무에 따른 근육사용량(N-RMS) 차이

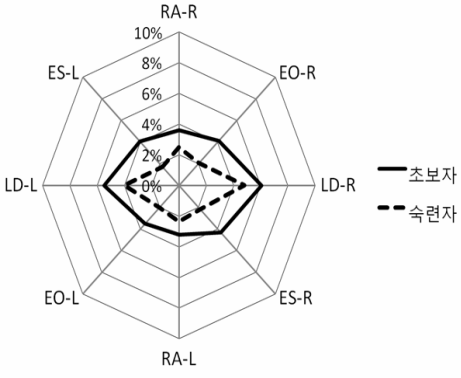


그림 9. 숙련도에 따른 근육사용량(N-RMS) 차이

3.2 근육사용량의 통계분석

여러 가지 작업조건에서 근육사용량을 분석한 결과 작업대가 높을수록, 안전난간이 없을 경우, 숙련도가 낮을 때에

근육사용량이 높게 나오는 패턴이 발견되었다. 그러므로 이에 대한 통계적 검증을 실시하여 작업조건이 얼마나 근육사용량에 영향을 주는지 알아보았다.

앞서 작업조건에 따른 근육사용량을 비교한 결과 마주보는 근육들이 비슷한 수축패턴을 보였다. 따라서 여러 방향에 대해 동시수축을 할 가능성이 있다고 판단하여, 각 근육들이 서로 다른 근육들과의 관계를 알아보기 위해서 상관분석을 실시하였다. 그리고 개별조건을 비교하기 위해 다변량 분산분석(MANOVA)을 실시하였다. 독립변수는 within-factor인 작업대 높이(1단, 2단), 안전난간 유무(설치, 미설치), 그리고 between-factor인 숙련도(초보자, 숙련자)로 설정하였고, 이에 따른 종속변수는 8개 근육의 사용량(N-RMS)으로 설정하였다.

3.2.1 개별 근육사용량간의 상관관계

작업조건에 따른 근육사용량을 분석한 결과, 각 근육이 다른 근육과 비슷한 수축패턴을 보였다. 따라서 여덟 개의 허리근육이 서로 어떠한 상관관계가 있는지 분석하였다[표 2]. 상관관계의 분석에는 Pearson 상관계수를 사용하였다. 상관관계 분석 결과 α=0.01 수준에서 모든 개별근육이 다른 근육과 양(positive)의 상관관계를 갖고 있었다.

표 2. 개별근육의 상관관계 분석표

근육	RA-L	RA-R	EO-L	EO-R	LD-L	LD-R	ES-L	ES-R
RA-L	1	0.455***	0.511***	0.209***	0.384***	0.355***	0.257***	0.246***
RA-R	0.455***	1	0.335***	0.145***	0.283***	0.323***	0.235***	0.309***
EO-L	0.511***	0.335***	1	0.272***	0.379***	0.384***	0.206***	0.207***
EO-R	0.209***	0.145***	0.272***	1	0.239***	0.275***	0.163***	0.137***
LD-L	0.384***	0.283***	0.379***	0.239***	1	0.450***	0.454***	0.315***
LD-R	0.355***	0.323***	0.384***	0.275***	0.450***	1	0.373***	0.497***
ES-L	0.257***	0.235***	0.206***	0.163***	0.454***	0.373***	1	0.401***
ES-R	0.246***	0.309***	0.207***	0.137***	0.315***	0.497***	0.404***	1

*p<0.1, **p<0.05, ***p<0.01

3.2.2 작업조건별 근육사용량의 다변량 분산분석(MANOVA)

작업조건과 각 작업조건 간의 상호작용이 개별 근육사용량에 미치는 영향에 대한 통계분석을 실시하였다. 일반적으로 근육사용량의 평균분석은 분산분석(ANOVA)을 사용한다. 그러나 3.2.1에서 상관분석을 실시한 결과, 개별 근육사용량 사이에 상관관계가 있었다. 즉, 종속변수인 개별 근육사용량에 상관관계가 있기 때문에 본 연구에서는 다변량 분산분석(MANOVA)을 사용하여 근육사용량을 비교하였다[표 3]. 그 결과 작업조건의 변화나 작업조건들의 상호작용이 작업자의 근육사용패턴에 유의미한 영향을 주었다.

표 3. 작업조건이 개별 근육사용에 미치는 영향

근육	작업대 높이	안전난간 유무	숙련도	작업대 높이 × 안전난간 유무	작업대높이 × 숙련도	숙련도 × 작업대 높이
RA-L	0.001***	0.001***	0.001***	0.433	0.073	0.001***
RA-R	0.001***	0.001***	0.001***	0.684	0.152	0.002***
EO-L	0.001***	0.001***	0.001***	0.050	0.001***	0.001***
EO-R	0.001***	0.001***	0.001***	0.265	0.001***	0.001***
LD-L	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***
LD-R	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***	0.193
ES-L	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***	0.000***
ES-R	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***	0.001***	0.000***

*p<0.1, **p<0.05, ***p<0.01

3.3 작업조건에 따른 방향별 동시수축률 비교

개별근육들의 상관관계를 분석한 결과 각 근육들이 비슷한 역할을 하는 근육뿐만 아니라 반대 방향의 근육들과도 상관관계가 있음을 알게 되었다. 이에 따라 작업조건에 의한 동시수축률의 변화를 분석하였다.

동시수축에 의한 허리의 안정성을 분석하기 위해 작업대 높이와 안전난간 설치유무를 바꾸면서 작업자에게 작업을 수행하도록 한 뒤, 척추를 중심으로 좌우, 앞뒤, 대각선 방향으로 근육을 분류하고 근육사용량을 비교하여 동시수축률을 분석하였다.

독립변수 중에서 within factor인 작업대 높이와 안전난간 유무는 모든 실험자가 동일한 조건에서 작업을 수행하였기 때문에 Paired t-test를 사용하였다. 그리고 숙련도는 between factor이기 때문에 숙련도에 따라 다른 실험참가자가 작업을 수행하였고, 이에 따라 Independent t-test를 사용하여 동시수축률을 비교하였다.

실험참가자에게 1단과 2단 높이의 작업조건을 주고 콘크리트 벽면 칩 제거작업을 실시하게 하였다. 측정한 근전도 값을 사용하여 네 방향으로 동시수축률을 계산하고 그 값을 비교하였다. 그 결과 2단 높이에서 작업할 때 더 높은 동시수축률을 보였고, Independent t-test결과, 앞-뒤 방향과 왼쪽앞-오른쪽뒤 대각선 방향에서 유의미한 차이를 볼 수 있었다[그림 10][표 4].

또한 안전난간을 설치한 경우와 안전난간을 설치하지 않은 경우에 실험참가자에게 콘크리트 벽면 칩 제거작업을 실시하게 하였다. 측정한 근전도 값을 사용하여 네 방향으로 동시수축률을 계산하고 그 값을 비교하였다. 그 결과 안전난간이 설치되지 않았을 때 더 높은 동시수축률을 보이는

것으로 나타났다. Independent t-test 결과, 왼쪽앞-오른쪽뒤 대각선 방향에서 유의미한 차이가 나타났다[그림 11][표 4].

초보자와 숙련자에게 같은 작업조건을 주고 콘크리트 벽면 칩 제거작업을 실시하게 하였다. 측정한 근전도 값을 사용하여 네 방향으로 동시수축률을 계산하고 그 값을 비교하였다. Independent t-test결과, 유의미한 차이는 없으나 숙련자가 미미하게 높은 동시수축률을 보였다[그림 12][표 4].

표 4. 작업조건별에 따른 동시수축률의 t-test 결과

방향	작업대 높이	안전난간 유무	숙련도
좌-우	0.269	0.275	0.465
앞-뒤	0.024*	0.248	0.749
좌앞-우뒤	0.005*	0.030*	0.763
우앞-좌뒤	0.108	0.780	0.578

*p<0.05

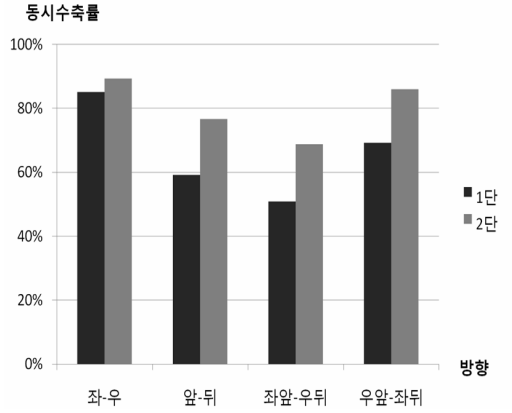


그림 10. 작업대 높이에 따른 동시수축률 변화

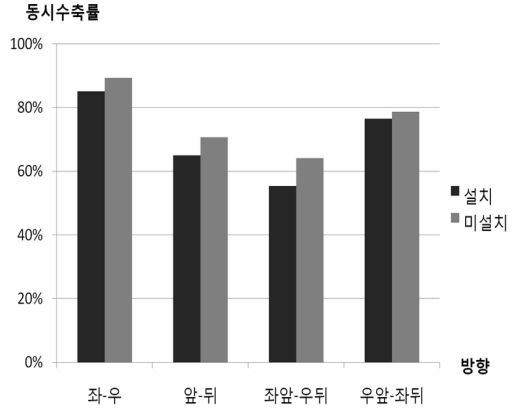


그림 11. 안전난간 유무에 따른 동시수축률 변화

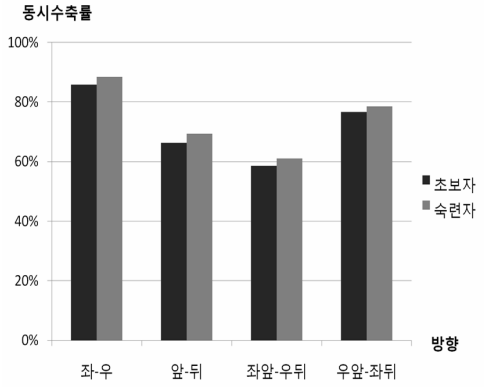


그림 12. 숙련도 차이에 따른 동시수축률 변화

4. 토 의

본 연구에서는 회사의 규모나 특성에 맞는 체계적인 허리의 안정성을 평가하기 위해 분석한 요소는 허리근육 사용량과 동시수축률이다. 먼저 작업조건의 변화가 허리근육의 사용량에 어떠한 영향을 미치는지 분석해 보았다. 근육사용량 분석을 위하여 다변량 분산분석(MANOVA)를 실시하였다. 그 결과 작업대 높이가 높을수록, 안전난간이 설치되지 않았을 때, 숙련도가 낮을수록 허리근육 사용량이 많아지는 모습을 보였다.

2단 높이에서 작업할 경우, 근육사용량이 크게 나타나는 패턴은 다른 작업조건(안전난간 유무, 숙련도)을 변화 시켰을 때와 유사하지만 더 많은 근육사용량의 차이가 있었다. 즉, 안전난간이나 숙련도의 변화보다 작업대 높이를 변화시켰을 때, 실험참가자가 인지하는 추락에 대한 위험이 더 크게 증가했다고 추측할 수 있다.

이동식 틀비계는 철골격과 철판으로 이루어진 작업대를 조립하여 만들기 때문에 지상에 단단하게 고정되지 않고 흔들리는 특성이 있다. 또한 이동식 틀비계를 사용한 작업은 그 특성상 안전난간 이외에 보호 장구가 없다. 그렇기 때문에 실험참가자의 근육 자동제어기능이 근육사용량을 늘려 신체중심을 유지하기 위해 뇌에서 근육신호를 더 많이 보낸 결과라고 할 수 있다.

초보자는 지상보다 높은 곳에서 하는 작업이 익숙하지 않다. 이에 따라 숙련자에 비해 추락사고의 위험성을 더 높게 예측하기 때문에 척추의 안정성을 높이려는 신체의 근육 자동제어기능이 전체적인 근육사용량을 높인 것이라고 추측된다.

허리의 안정성을 판단하는 두 번째 척도인 동시수축률 비교를 통하여 작업조건이 달라질 때 척추를 둘러싼 대립근

이 얼마나 동시수축 하는지 분석해 보았다. 전반적으로 작업대 높이가 높고, 안전난간이 없을 경우, 숙련도가 높을 때 동시수축률이 큰 경향을 보였으나 거의 모든 조건에서 통계적으로 유의미한 차이는 없었다.

2단 높이의 작업대에서 대립근의 동시수축률이 더 높게 나온 이유는 단순히 작업을 위한 척추 안정성을 유지하기 위해서라기보다는 추락사고를 예방하기 위해 척추 안정성을 유지하려는 동시수축(co-contraction)이 증가한 원인이라고 판단된다.

또한 안전난간을 설치하지 않은 상태에서 작업을 할 때 심리적으로 추락사고에 대한 불안감이 증가할 것이다. 게다가 난간이 없는 상태에서 추락가능성이 더 높기 때문에 무의식적으로 무게중심을 유지하기 위해 허리 안정성을 높이려고 하게 되고, 결과적으로 동시수축률을 높이는 것이다.

숙련도에 따른 동시수축률을 비교한 결과, 근육사용량 패턴과는 반대로 숙련자의 동시수축률이 미세하게 더 높은 것을 볼 수 있었다. 초보자와 숙련자 모두 작업대가 높고, 안전난간이 없을 때 동시수축률이 증가하는 것은 추락사고의 위험성을 예측하여 근육사용량이 증가한 결과와 같은 맥락으로 생각할 수 있다. 그러나 숙련자가 초보자에 비해 상대적으로 높은 동시수축률을 보이는 것은 새로운 시사점을 제공해 준다.

숙련자는 이동식 틀비계를 사용한 작업에 익숙하기 때문에 초보자보다 상대적으로 적게 긴장을 한다. 그러므로 작업에 필요한 양보다 많은 근육을 사용하지 않고 동시수축률을 높임으로써 허리 안정성을 유지하는 것이다. 반면 초보자는 신체중심을 유지하기 위해 많은 근육신호를 발생하고 실제로 근육사용량 또한 높지만 동시수축률이 높지 않아 중심유지가 상대적으로 어렵다. 이 같은 결과는 숙련자들은 작업에 대해 익숙해져 있기 때문에 높은 작업 수행도와 효율적인 근육사용량을 보인다는 Cesari and Bertucco(2008)와 Blackwell and Cole(2002)의 연구결과와 일치하였다.

이와 같이 작업자들은 추락사고의 가능성과 그 결과에 대한 예상하고 이를 방지하기 위해 동시수축과 근육사용량을 높인다고 할 수 있다. 작업과 별개로 근육사용량과 동시수축을 높인 결과들은 작업부하의 증가로 허리근육의 수축요구량이 증가하지 않더라도 작업자가 안정성이 필요하다고 생각하면 이에 대한 반응으로 동시수축이 증가한다는 연구결과와 일치하였다(Granata, Orishimo, 2001). 즉, 운동제어시스템이 허리 안정성의 요구량에 반응하여 작업에 실제로 필요한 요구량 이상으로 동시수축을 발생시키는 것이다.

그러나 허리 안정을 유지하지 못할 경우 즉, 동시수축이 제대로 이루어지지 않을 때, 모든 허리근육이 골고루 쓰이지 못하고 특정 근육이 많이 쓰이게 된다. 그 결과, 근육이 쉽게 피로해지기 때문에 요통의 발생할 가능성이 높아진다(Reeves et al., 2007).

또한 안정을 유지하기 위해 동시수축이 반복적으로 발생할 경우 허리의 안정성은 유지되지만, 척추에 가해지는 수직압력을 증가시킨다. 따라서 디스크 질환이 발생할 가능성이 높아지고, 결과적으로 요통의 원인이 될 수도 있다(Panjabi, 1992; Cholewicki, 1993). 따라서 허리의 근골격계질환의 예방 측면에서 보면 척추의 안정성을 자세를 유지하려는 신체 활동으로만 해석하지 않고 요통의 위험성을 증가시키는 요인 중 하나라고 평가할 수 있다.

본 연구와 같이 EMG를 활용한 생체역학 분석의 한계점은 깊은 근육의 측정이 어렵다는 것이다. 그리고 복강압력이 척추의 안정성에 전반적인 영향을 준다는 기존 연구가 있었으나(Macintosh et al., 1987), 특수한 자세에서만 그 영향을 미치기 때문에 본 연구에서는 복강압력으로 인한 효과는 고려하지 않았다.

5. 결 론

본 연구는 건설현장에서 자주 사용되는 이동식 틀비계를 사용한 작업에서 작업조건과 숙련도에 따른 허리근육의 안정성을 비교하였다. 허리근육의 안정성은 허리근육의 사용량과 동시수축률의 비교를 통해서 평가할 수 있었다. 실험결과, 작업대가 높고, 안전난간이 없을 경우 허리근육 사용량과 동시수축률이 높은 것으로 나타났다. 또한 숙련도가 낮은 초보자가 허리근육을 더 많이 사용하지만, 동시수축률은 다소 낮은 결과를 보였다.

허리 안정성을 유지하지 못할 경우, 비계 작업에서 신체중심을 유지하지 못해 사고가 일어날 가능성이 커지며, 편중된 근육사용으로 인해 허리의 근골격계질환이 발생할 가능성이 높아진다. 그러나 추락예방 차원에서 허리의 안정성을 유지하기 위한 동시수축이 강하고 지속적으로 발생하면 허리근육이 더 쉽게 피로해지고, 디스크 질환이 발생할 가능성이 높아진다. 따라서 비계 작업시 안전한 작업환경을 구축하는 것이 추락사고를 줄이는 것 뿐만 아니라 허리의 근골격계질환의 발생을 감소시킬 수 있는 중요한 요소가 된다.

본 연구의 결과는 추후 작업시간의 조절을 통해 동시수축을 장시간 유지하게 되어 발생하는 근골격계질환의 가능성을 최소화 할 수 있는 자료로 쓰일 수 있을 것이다. 또한 현재 주의사항으로 지정된 안전난간의 설치와 접속부의 정확한 결합을 법제화 하여 안전한 작업조건을 조성할 수 있도록 하는 근거가 될 것이다.

추후, 동적 작업에서 척추 안정성을 소재로 근골격계질환을 예방할 수 있는 요인의 연구가 필요할 것이다. 이를 위해 EMG-driven model을 활용한 생체역학 모델의 연구나 신체의 무게중심(center of pressure) 분석을 이용한 척추 안정성 연구를 수행할 수 있을 것이다.

참고 문헌

김정룡, 신현주, 이인재, 들기/내리기 작업 시 소음과 배경음악이 몸통근육 피로도에 미치는 영향, 대한인간공학회, 27(3), 15-22, 2008.

신현주, 김정룡, 작업 중 여유시간 변화에 따른 몸통 근육 누적 피로도. *대한산업공학회*, 33(1), 44-51, 2007.

한국산업안전보건공단 산업안전보건연구원, 2007 산업재해 현황 분석 연보, *한국산업안전보건공단*, 2008.

한국산업안전보건공단 산업안전보건연구원, 2007 산업재해원인조사, 2008.

한국산업안전보건공단, 이동식비계 구조기준 및 설계지침, 1997.

Besier, T. F., Lloyd, D. G. and Ackland, T., R., Muscle Activation Strategies at the Knee during Running and Cutting Maneuvers, *Medicien and Cience in Sports and Exercise*, 35(1), 119-127, 2003.

Blackwell, J. R. and Cole, K. J., Wrist Kinematics Differ in Expert and Novice Tennis Players Performing the Backhand Stroke: Implications for Tennis Elbow, *Journal of Biomechanics*, 27(5), 509-516, 1994.

Cesari, P. and Bertucco, M., Coupling between Punch Efficacy and Body Stability for Elite Karate, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11, 353-356, 2008.

Cholewicki, J., Mechanical Stability of the in Vivo Lumbar Spine, [PhD Dissertation] *Dept. of Kinesiology, University of Waterloo, Waterloo*, Ontario, Canada, 1993.

Cholewicki, J. and McGill, S. M., Mechanical Stability of the in Vivo Lumbar Spine: Implications for Injury and Chronic Low Back Pain, *Clinical Biomechanics*, 11, 1-15, 1996.

Cholewicki, J., Simons, A. D. P. and Radebold, A., Effects of External Trunk Loads on Lumbar Spine Stability, *Journal of Biomechanics*, 33, 1377-1385, 2000.

Cholewicki, J. and VanVliet, J. J., Relative Contribution of Trunk Muscles to the Stability of the Lumbar Spine during Isometric Exertions, *Clinical Biomechanics*, 17, 99-105, 2002.

Dolan, P., Mannion, F. and Adams, M. A., Fatigue of the Erector Spinae Muscles: A Quantitative Assessment using "Frequency Banding" of the Surface Electromyography Signal, *Spine*, 20(2), 149-159, 1995.

Gonzalez, R., Sifre, S., Benedito, J. and Nogues, V., Comparison of Electromyographic Pattern of Sensory Experts and Untrained Subjects during Chewing of Mahon cheese, *Journal of Dairy Research*, 69, 151-161, 2002.

Granata, K. P. and Orihiomo K. F., Response of Trunk Muscle Coactivation to Changes in Spinal Stability, *Journal of Biomechanics*, 34, 1117-1123, 2001.

Granata, K. P., Slota, G. P., and Wilson, S. E., Influence of Fatigue in Neuromuscular Control of Spinal Stability, *Human Factors*, 46(1), 81-91, 2004.

Konrad, P., The ABC of EMG; A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Version 1.0, *Noraxon INC*., USA, 2005.

Lee, J. H., Ooi, Y. and Nakamura, K., Measurement of Muscle Strength of the Trunk and the Lower-Extremities in Subjects with History of Low-back-pain, *Spine*, 20, 1994-1996, 1995.

Macintosh, J. E., Bogduk, N. and Gracovetsky, S., The Biomechanics of the Thoracolumbar Fascia, *Clinical Biomech*, 2, 78-83, 1987.

McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N. and Cholewicki, J., Coordination of Muscle Activity to assure Stability of the Lumbar Spine, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 353-359, 2003.

Marras, W. S., Ferguson, S. A., Gupta P., Bose S., Parnianpour, M., Kim, J. Y. and Crowell, R. R., The Quantification of Low Back Disorder Using Motion Measures, *Spin*e, 24(20), 2091-2100, 1999.

Panjabi, M. M., The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement, *Journal of Spinal Disorders*, 5, 383-389, 1992.

Potvin, J. R. and O'Brien, P. R., Trunk Muscle Co-contraction Increases During Fatiguing, Isometric, Lateral Bend Exertions: Possible Implications for Spine Stability, *Spine*, 23(7), 774-780, 1998.

Reeves, N. P., Narendra, K. S. and Cholewicki, J., Spine Stability: The Six Blind Men and the Elephant, *Clinical Biomechanics*, 22, 266-274, 2007.

Snijders, C. J., Ribbers, M. T.L.M, de Bakker, H. V., Stoeckart, R. and Stam, H. J., EMG Recordings of Abdominal and Back Muscles in Various Standing Postures: Validation of a Biomechanical Model on Sacroiliac Joint Stability, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8, 205-214, 1998.

van Dieen, J. H., Weinans, H., and Tussaint, H. M., Fractures of the Lumbar Vertebral Endplate in the Etiology of Low Back Pain: A hypothesis on the Causative Role of Spinal Compression in Aspecific Low Back Pain, *Medical Hypotheses*, 53(3), 246-252, 2000.

van Dieen, J. H., Cholewicki, J. and Radebold, A., Trunk Muscle Recruitment Patterns in Patients With Low Back Pain Enhance the Stability of the Lumbar Spine, *Spine*, 28(8), 834-841, 2003.

van Dieen, J. H., Selen, L. P. J. and Cholewicki, J., Trunk Muscle Activation in Low-back Pain Patients, an Analysis of the Literature, *Journal of Electromyograph and Kinesiology*, 13, 333-351, 2003.

◐ 저자 소개 ◑

❖ 김 정 룡 ❖ jungkim@hanyang.ac.kr

The Ohio State University 산업공학과 박사

현 재: 한양대학교 산업경영공학과 교수

관심분야: 인체공학, 생체신호, 인지심리학

❖ 민 승 남 ❖ dukorea@hanyang.ac.kr
한양대학교 산업공학과 석사
현 재: 한양대학교 산업공학과 박사과정
관심분야: 생체역학, 휴먼에러

❖ 성 시 훈 ❖ sungsi@hanyang.ac.kr
한양대학교 정보경영공학과 석사
관심분야: 생체역학, 근육부하

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2010년 03월 11일
논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2010년 04월 26일
논문게재승인일 (Date Accepted) : 2010년 04월 26일