Effects of Abnormal Neck Posture on Postural Stability

Sung Ha Park[†]

Dept. of Industrial & Management Engineering, Hannam University

목 자세에 따른 선 자세에서의 신체균형능력 평가

박성하

한남대학교 산업경영공학과

Postural instability can increase the likelihood of hazardous slip and fall accidents in workplaces. The present study intended to extend understanding of the effect of abnormal neck posture on postural control during quiet standing. The effect of body fatigue on the postural control was also of primary concern. Twelve healthy undergraduate students volunteered to participate in the experiment. Standing on a force platform with the neck neutral, flexed, extended, or rotated, subjects' center of pressures (COP) were measured under the two levels of body fatigue. For the fatigue condition, Subjects exercised in a treadmill to meet the predetermined level of body fatigue. Analyzing the position coordinates of COPs, the length of postural sway path was assessed in both medio-lateral (ML) axis and anterior-posterior (AP) axis. Results showed that, in AP direction, neck extension or rotation significantly increased the sway length as compared with neck neutral. Neck extension led to greater sway length compared to neck rotation. Neck flexion did not differ from neck neutral. The sway length in the AP direction also became significantly larger as the body fatigue accumulated after treadmill exercise. In ML direction, as compared to neutral posture, the neck extension, flexion, or rotation did not significantly affect the length of postural sway path. However, the sway length seemed to increase marginally with the neck extended during the fatigued condition. This study demonstrates that abnormal neck posture may interfere with postural control during standing. The ability to maintain postural stability decreases significantly with the neck extended or rotated. Body fatigue leads to postural instability further.

Keywords: Sway Length, Neck Posture, Postural Stability, COP, Fatigue

1. 서 론

산업현장에서 작업 중 자세균형 능력의 저하는 넘어짐 또는 떨어짐 재해의 발생 위험을 증가시킬 수 있다. 고 용노동부 산재예방보상정책국의 2016 산업재해현황분석 보고 자료에 따르면, 재해유형별 업무상사고는 넘어짐이 15,948명(19.27%)으로 가장 높고, 다음은 떨어짐 14,679명 (17.73%), 끼임이 13,260명(16.02%), 절단ㆍ베임ㆍ찔림이

Received 22 March 2018; Finally Revised 27 April 2018;

Accepted 30 April 2018

포하는 것으로 나타났다. 업무상사고 사망재해 유형은 전체 사망자수 969명 중 떨어짐 366명(37.77%), 끼임 102명(10.53%), 부딪힘 101명(10.42%), 깔림ㆍ뒤집힘 71명(7.33%), 그 외에 19개 유형 총 329명(33.95%) 순으로 나타났다. 산업별 업무상사고 사망재해의 분포는 전체 사망자수 969명중 건설업이 499명(51.50%)로 가장 많고, 제조업이 232명(23.94%), 기타의 사업이 127명(13.11%), 운수ㆍ창고ㆍ통신업이 82명(8.46%), 광업이 15명(1.55%), 임업ㆍ농업이12명(1.23%), 금융업이 2명(0.21%) 등으로 나타났다[9]. 건설업종에서 발생한 사망자 499명중 넘어짐과 떨어짐에기인된 사망자는 289명(57.92%)으로 가장 빈번히 발생하는

8,541명(10.32%), 물체에 맞음이 7,246명(8.75%) 순으로 분

ISSN: 2005-0461(print)

ISSN: 2287-7975(online)

[†] Corresponding Author: shpark@hnu.kr

재해 유형으로 분류되고 있으며[9], 결과적으로 건설업종에서 사망에까지 이르게 되는 중대재해 원인의 하나가 되고 있다.

떨어짐 재해의 발생 위험을 증가시키는 요인들은 다양하게 존재하며 여러 요인들이 복합적으로 작용한다고 볼 수 있다. Nadhim 등은 건설업에 종사하는 작업자들에게 발생하는 떨어짐(falls) 사고를 연구한 사례를 종합적으로 분석하여 떨어짐 사고의 주요원인을 위험한 행동, 개인적 특성, 작업조건, 관리/조직, 기인물, 날씨/환경 등으로 대별하여 구분하였다[10]. 이러한 분류체계 관점으로 보면, 특정한 작업자세에서 개인의 자세균형 능력은 개인적 특성의 하나로 볼 수 있으며, 작업조건과 기인물등의 작업환경에 일부 영향을 받을 수 있다.

인간이 정적자세에서 신체의 동요를 최소화하면서 균형을 유지하고 서 있을 수 있는 자세제어 능력은 근골격체계의 작용 및 시각, 전정계(vestibular system), 고유수용감각계(proprioceptive system) 등의 다양한 감각체계의 작용에 의해 영향을 받으며, 이러한 정적 균형 능력은 인간이 다양한 동작들을 수행할 때 균형을 유지하는 능력을 예측하는데 이용되고 있다[2, 13, 14].

건설업에 종사하는 작업자들은 작업대상물의 배치 현 황에 따라 비정상적인 목 자세(신전, 굴곡, 회전 등)를 지 속적으로 유지하여야 하는 상황에 직면하게 된다. 예를 들어 천장에 도장 작업을 할 때 목의 신전 자세를 유지 하여야 한다. 바로 서있는 상태에서 머리를 중립자세로 부터 뒤로 젖히는 신전(extension) 동작은 신체 동요를 증 가시키며, 이러한 현상은 일반적으로 건강한 사람, 경추 질환이 있는 사람 또는 고유수용감각체계에 이상이 있는 사람 모두에게서 동일하게 나타난다[7, 11, 16, 19]. 반면 에 머리를 몸통 전면으로 숙이는 굴곡(flexion) 자세는 신 전자세에서와는 다르게 신체동요를 유의하게 증가시키 지 않으며, 이러한 결과는 목의 굴곡자세에서는 신전자 세에 비교하여 전정계와 고유수용감각계의 간섭이 적게 작용하기 때문으로 분석되고 있다[12]. 그러나 육체적인 피로가 누적된 상태에서 목의 회전(rotation) 자세를 포함 한 비정상상적인 목 자세가 자세동요에 어떠한 영향을 미치는가에 대한 연구는 부족한 실정이다.

일반적으로 정상적인 목 자세에서 인간의 자세 균형 능력은 육체적 피로가 누적됨에 따라 저하한다. 전신 피 로[14] 또는 목[6, 18], 발목[5, 8], 허리[15, 19] 부위의 국 소근(localized muscle) 피로가 신체의 동요를 유발하여 자세균형 유지에 부정적 영향을 준다는 다양한 연구 결 과가 보고되었다.

본 연구는 목의 비정상적인 신전, 굴곡 및 회전 자세가 서 있는 상태에서의 신체 동요에 미치는 영향을 파악할 목적으로 수행하였다. 육체적인 피로가 비정상적인 목

자세에서 신체 균형 능력에 미치는 영향 또한 주요 관심 사항의 하나이다.

2. 실험 방법

2.1 피실험자

과거 6개월 이내에 근골계질환에 노출되지 않은 성인 남성(연령: 23.4±1.7세, 신장: 174±5.7cm, 체중: 68±7.3, 휴식시 심박수: 72.5±8.7) 12명이 실험에 참여하였다. 참여 희망자에게는 개략적인 실험 목적과 절차, 잠재적 위험성에 대한 설명을 하였다. 실험 참여에 최종적으로 서면 동의한 피실험자들을 대상으로 나이, 키, 체중, 근골격계질환 유무 등에 대한 기초 조사를 하였다. 실험 전일에는 자세제어 능력에 영향을 미칠 가능성이 있는 알코올또는 약물 섭취나 심한 운동을 자제하도록 주의하였다.

2.2 자세균형 능력 정량화

압력중심(Center of Pressure : COP)은 일정 면적에 압력이 분포되어 작용하고 있을 때 작용하는 압력의 평균지점으로 정의된다. 서 있는 자세에서 양 발이 지면에 가하는 압력의 COP는 자세균형 능력을 정량화하는 기초자료로 활용되고 있다. 일반적으로 자세균형 능력이 저하된 상태에서는 신체의 움직임이 많아짐에 따라 자세 동요가 증가하게 되고, 따라서 COP의 위치 변화도 커질 것으로 예측 가능하기 때문이다.

직립 자세에서 지면에 가해지는 COP 좌표는 힘판(force plate) 등을 활용하여 측정할 수 있다. 측정된 COP 위치 좌표는 동요길이(sway length)로 변환함으로써 균형 능력을 예측하는 수단으로 정량화된다. 본 실험에서 동요길이는 신체의 전후 방향(anterior-posterior(AP) axis) 동요 길이와 좌우방향(medio-lateral(ML) axis) 동요 길이로 구분하여 변환하였다. 세부적으로 동요길이는 60Hz 간격으로 측정된 COP 위치좌표(x, y)에서 전후 좌표 사이의 거리를 모두 합한 값이다(다음의 AP 방향 동요길이 계산식참조)[14]. COP 위치좌표의 변화가 작을수록 계산된 동요길이는 감소하며 결과적으로 자세균형 능력이 양호하게 유지되고 있음을 의미한다.

$$SL_AP = \sum_{i=1}^{n-1} |x_{i+1} - x_i|$$

여기서, SL_AP: 신체 전후(AP) 방향 동요길이

i : 1~n, 자료 수집 일련번호

 x_i : i번째 자료의 AP 방향 위치좌표

Sung Ha Park

2.3 실험 장비

실험 중 피실험자들의 COP 위치좌표 측정은 힘판(Bertec 제조, Type 4060-08, Model # K90701, 크기: 60×40× 8.8cm) 1개를 이용하였다. 측정 간격은 1초당 60회(60Hz)로 하였다.

피실험자에게 실험에서 설정한 육체적 피로를 부과하기 위한 장비로는 바닥면의 각도와 속도 조절이 가능한 트레드밀(Bestop 제조, 모델 kmax-1.5)은 사용하였다.

목의 자세(굴곡, 신전 및 회전각도)는 베이스라인 정축 고니오미터(Baseline® HiRes™ Plastic Absolute+Axis® Goniometer)를 이용하여 측정하였다. 휴식, 실험작업 수행 중 및 실험작업 수행 간의 회복단계에서 피실험자의 심박수를 측정하기 위해 손목 착용 방식의 심박수 측정기(POLAR, SPORT TESTERTM)를 사용하였다. 그 외에, 육체적 피로가 부과된 직후 피실험자들이 주관적으로 느끼는 힘든 정도를 참고하기 위해 Borg-RPE 스케일을 사용하였다. Borg-RPE 스케일은 피실험자들이 느끼는 육체 부하의 강도를 6~20점 사이에서 평가하는 것으로 6에 가까울수록 "피로를 느끼지 못함", 20에 가까울수록 "매우 부담스러움"을 의미한다[4].

2.4 실험 계획

실험에서 조절된 독립변수는 2수준의 육체적 피로(Body Fatigue)와 4수준의 목 자세(Neck Posture)로 하였으며, 총 8(= 2×4)개의 조합수준에서 반복 측정하였다. 반복 측정함에 따른 훈련 효과나 잔여 효과를 최소화하기 위해 8개의 실험 조건은 무작위의 순서로 부과하여 진행하였다.

육체적 피로 2수준은 육체적 피로가 부과되지 않은 휴 식수준(Rest)과 육체적 피로가 부과된 피로수준(Fatigue) 으로 조절되었다. 세부적으로 휴식수준은 ACSM(2000) 가 이드라인의 1단계 수준, 피로수준은 동 가이드라인의 3 단계 피로수준과 일치되도록 조절하였다[1]. 본 실험에서 피로수준을 부과하기 위한 운동량은 트레드밀의 속도, 피 실험자의 운동시간, 트레드밀 바닥면의 경사 각도를 조합 하여 부과하였다. 참고로 ACSM(2000)의 가이드라인에 따른 1단계와 3단계에서의 트레드밀 운동 조건과 운동량 은 <Table 1>과 같으며, 이러한 조건에서 산소섭취량, 전 체적인 에너지 소비량과 분당 에너지 소비량의 예상값은 <Table 2>에 나타나 있다. <Table 2>에서 3단계(피로수 준)의 에너지 소비량은 7.15(kcal/min) 로서 Bink에 의해 제안된 하루 8시간 작업에 있어 휴식 없이 지속할 수 남성 작업자의 에너지 소비량 5.33(kcal/min)을 상회하는 것으 로 작업중 상당시간 휴식이 요구되는 수준이다[3].

ACSM(2000)의 가이드라인에서 구분한 운동량은 실제

4단계까지 있으나, 4단계 운동량의 분당 에너지 소비량 (kcal/min) 예측값이 8.63으로 산업체 작업현장에서 작업 자들에 부과되는 작업량으로는 과도한 수준으로 판단되어 본 실험에서는 배제하였다.

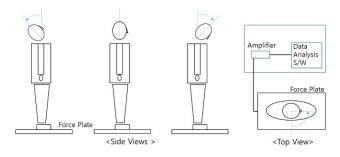
목 자세는 중립(neutral), 굴곡(flexed), 신전(extended), 회전(rotated)의 4수준으로 조절하였다. 중립은 머리가 몸통에 일렬로 맞춰진 자세, 굴곡은 머리가 몸통 전방으로 굽혀진 자세, 신전은 머리가 몸통 후방으로 젖혀진 자세, 회전은 머리가 좌측으로 회전된 자세이다(<Figure 1> 참조).

<Table 1> Treadmill Speed, Inclination, and Running Time for Different Fatigue Levels(ACSM, 2000)

	Treadmill speed (m/min)	Running time (min)	Treadmill Inclination (%Grade)
1 st Stage (Rest)	-	-	-
3 rd Stage (Fatigue)	133.3	10	3.0

<Table 2> Predicted Oxygen Uptake and Energy Expenditure for Different Fatigue Levels(ACSM, 2000)

	Oxygen uptake (I/min)	Total energy expenditure (kcal)	Energy expenditure/min (kcal/min)
1 st Stage (Rest)	0.245	12.25	1.225
3 rd Stage (Fatigue)	1.430	71.5	7.150



<Figure 1> Standing Posture on a Force Platform with the Neck Extended, Neutral, Flexed, and Rotated (from left to right)

2.5 실험 절차

본 실험을 진행하기에 앞서 피실험자에게 실험 절차와 잠재적인 위험성에 대한 개략적인 설명을 하였으며, 실험 시작 전과 실험 진행 중에 피실험자들의 심박수를 측정하 기 위해 손목에 심박수 측정기를 착용하도록 하였다. 육체적인 피로가 부과되는 실험조건에서는 사전에 설정된 바닥면 각도(3°)와 속도(133.3m/min)에서 10분간 트레드밀 운동을 하도록 하였으며, 운동이 끝난 직후에는 Borg-RPE 평가 스케일을 이용한 주관적 평가가 이루어졌다.

무작위의 순서로 진행된 각 실험조건에서 피실험자들에게 사전에 테이프로 힘판 위에 표시한 위치에 양 발을 두고 서도록 지시함으로써 양 발의 뒤꿈치 중심간 거리는 15cm, 양 발의 각도는 30°가 유지될 수 있도록 유도하였다. COP 측정 준비가 완료된 피실험자들은 힘판 위에서 정해진 목의 자세를 취하고 양팔을 자연스럽게 늘어뜨린 상태에서 가능한 한 신체의 균형을 유지하도록지시되었고, 실험자는 고니오미터를 이용하여 목의 자세각도를 측정함과 동시에 20초간 COP 위치좌표를 측정하였다. 인체측정학적으로 목의 최대 동작 범위를 측정하는 목적이 아니므로 피실험자들이 목의 굴곡, 신전 및 회전 자세를 취할 때에는 작업 현장에서 일정시간 작업을수행하는 상황을 고려하여 목 근육이 심하게 긴장되거나불편하지 않은 수준에서 최대 동작 범위에 근접하게 동작하도록 지시하였다.

실험이 진행되는 동안에는 지속적으로 심박수를 모니터링 하였으며, 육체적인 피로를 부과하기 위해 진행된 트레드밀 운동 중에는 피실험자의 실험 중단 요청이 있 거나 예상 최대 심박수의 80%를 초과하는 경우에는 실험을 중지하였다.

반복 측정한 8개의 실험 조합조건 간에는 육체적인 피로가 다음에 진행되는 실험 조건에 영향을 미치지 않도록 하기 위해 충분한 휴식시간을 제공하였다. 일정시간 휴식을 제공한 이후에도 안정적인 휴식기 심박수에 도달하지 않는 피실험자는 당일 계획된 실험을 중단하고 다른 날 실험을 계속하도록 조정하였다.

3. 실험 결과

동요길이 자료에 대한 분산분석과 분산분석 후의 검정은 StatView(SAS Institute Inc., ver 5.0.1) 프로그램을 이용하였으며, 통계적 유의 수준은 모두 5%(a=0.05)를 적용하였다. 각 독립변수의 수준 간 평균 비교는 Tukey의 Honestly Significant Difference(HSD) 검정 절차를 이용하였다.

분산분석에 앞서 실험에서 피실험자들이 취한 목 자세에 대한 자료와 Borg의 RPE 스케일을 이용하여 수집된 주관적 평가 자료를 분석하였다. <Table 3>은 실험에서 피실험자들이 취한 목 자세와 사이즈코리아(Size Korea)의 한국인 인체치수조사자료[17]를 비교하여 보여 주고 있다. 피실험자들은 사이즈코리아에 제공되어 있는 비슷한 연령대 한국인의 최대 동작 범위에 다소 하회하는 자세를 취한 것으로 판단된다. 이러한 결과는 피실험자들에게 목 근육이 심하게 긴장되거나 불편하지 않은 수준에서 목의 자세를 취하도록 지시한 결과로 보인다.

Borg의 RPE 평가 결과를 요약해보면, 피실험자들은 실험에서 피로수준으로 부과한 ACSM(2000) 가이드라인의 3단계 운동량을 평균 14.1±1.5로 평가하였다. RPE 14.1는 RPE 13("somewhat hard")와 RPE 15("hard")의 중간 정도에 해당되어 피실험자들은 피로수준을 주관적으로 다소힘들거나 힘든 정도로 평가한 것으로 해석된다. 작업생리학적인 측면에서 RPE 14.1은 분당 심박수를 약 141에이르게 하는 수준의 작업량이다[4].

<Table 3> Neck Posture during Upright Stance with Neck Flexed, Extended, and Rotated(unit : degree)

Neck Posture	Flexion	Extension	Rotation(left)
This Study	62.20±13.20	60.20±11.20	55.30±8.20
Size Korea*	70.17±16.70	69.89±13.64	63.45±12.74

^{*}Range of Motion Data from Size Korea(http://sizekorea.kr/).

3.1 신체의 전후 방향 동요길이 분석

<Table 4>는 서 있는 피실험자의 신체를 기준으로 전후(AP) 방향 성분의 동요길이에 대해 분산분석을 수행한결과이다. 육체피로(Fatigue) 주효과($F_{1,88}$; $_{0.05} = 11.232$, p = 0.0012)와 목 자세(Neck Posture) 주효과($F_{3,88; 0.05} = 11.259$, p < 0.0001)는 각각 유의수준 5%(a = 0.05)에서 유의하게나타나 독립변수 각 수준에 따라 평균 동요길이에 변동이 있는 것으로 분석된다.

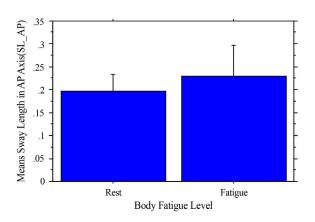
<Figure 2>와 <Table 5>는 육체피로 수준에 따라 변화되는 신체 전후 방향의 상대적 동요길이를 비교하여 보여주고 있다. 휴식 수준에 비교하여 육체적인 피로가 부과될 경우 동요길이가 유의하게 증가됨을 알 수 있다.

<Table 4> Two-Way ANOVA Results for the Length of Postural Sway Path in Anterior-Posterior(AP) Axis ANOVA Table for Sway_Length_AP

Fatigue_Level
Neck_Posture
${\sf Fatigue_Level} {\times} {\sf Neck_Posture}$
Residual

_	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
	1	.026	.026	11.232	.0012	11.232	.931
	3	.077	.026	11.259	< .0001	33.777	1.000
Ī	3	.005	.002	.783	.5064	2.350	.207
	88	.202	.002				

20 Sung Ha Park

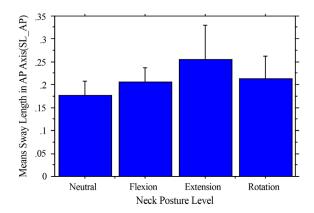


<Figure 2> Comparisons of Length of Postural Sway Path in Anterior-Posterior(AP) Axis at Different Levels of Body Fatigue(Error bar indicates standard deviation(s); Unit: m)

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
Rest	48	.196	.037	.005
Fatigue	48	.229	.069	.010

목 자세의 각 수준 별로 변화하는 신체 전후방향 동요 길이는 <Figure 3>과 <Table 6>에 비교되어 나타나 있다. 목 자세 각 수준에 대하여 수행한 Tukey HSD의 수준간 평균비교를 결과에 의하면(<Table 7> 참조), 중립(neutral)-굴곡(flexion) 자세 및 굴곡-회전(rotation) 자세를 제외한 모든 수준 간 비교에서 신체 전후방향 동요길이에 유의한 차이가 발견되었다(p < 0.05). 신전(extention)은 전후방향 동요길이가 가장 크게 나타나는 자세이며, 중립자세를 비롯한 다른 모든 목 자세에 비교하여 유의한 차이를 보였다. 회전 자세는 중립 자세에 비교해서는 동요길이가 유의하게 증가하였으나 굴곡 자세와의 유의한 차이는 발견되지 않았다. 굴곡자세는 중립자세 대비 동요길이의 증가는 있으나 그 차이가 유의하지는 않았다.

<Table 4>의 분산분석표에서와 같이 육체피로×목 자세의 2인자 교호작용 효과에 대한 수치검정 결과는 유의하지 않은 것으로 분석되었다(F3,88;0.05 = 0.783, p = 0.5064). 또한 <Figure 4>는 육체피로와 목 자세 사이의 2인자 선형 교호작용도이다. 그림에서 선들이 크게 교차되거나 겹치는 모습을 보이지 않으므로 두 인자 간의 교호작용이 확인되지 않으며, 분산분석표에서의 수치검정 결과와부합된다. 따라서 두 개의 독립변수인 육체피로와 목 자세는 상호간에 영향을 주지 않은 것으로 판단되어 앞에서 검정한 주효과 분석 결과를 신뢰할 수 있다. 다만
<Figure 4>에서 보면 신전 자세는 다른 자세에 비교하여육체피로가 부과된 조건에서 동요길이 증가율이 상대적으로 높게 나타나는 것으로 판단된다.



<Figure 3> Comparisons of Length of Postural Sway Path in Anterior-Posterior(AP) Axis at Different Levels of Neck Posture(Error bar indicates standard deviation(s); Unit: m)

<Table 6> Means Table for Sway_Length_AP(Effect : Neck_ Posture)

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
Neutral	24	.176	.032	.007
Flexion	24	.206	.032	.006
Extension	24	.255	.075	.015
Rotation	24	.213	.050	.010

<Table 7> Tukey's HSD Multiple Comparisons for Effect of Neck Posture in Medio-Lateral(ML) Axis

Tukey/Kramer for Sway_Length_AP

Effect : Neck_Posture Significance Level : 5%

Neutral, Flexion
Neutral, Extension
Neutral, Rotation
Flexion, Extension
Flexion, Rotation
Extension, Rotation

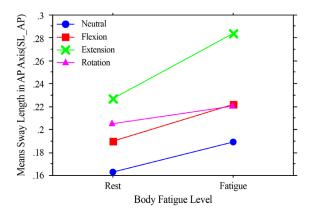
Mean Diff.	Crit. Diff.
030	.036
080	.036
037	.036
050	.036
007	.036
.043	.036

S

S

S

S

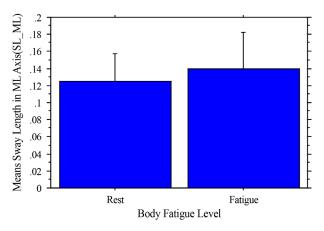


<Table 8> Two-Way ANOVA Results for the Length of Postural Sway Path in Medio-Lateral(ML) Axis

ANOVA Table for Sway_Length_ML

Fatigue_Level Neck_Posture Fatigue_Level × Neck_Posture Residual

DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
1	.005	.005	3.585	.0616	3.585	.450
3	.011	.004	2.649	.0538	7.946	.624
3	.002	.001	.399	.7537	1.198	.125
88	.118	.001				



<Figure 5> Comparisons of Length of Postural Sway Path in Medio-Lateral(ML) Axis at Different Level of Body Fatigue(Error bar indicates standard deviation(s); Unit: m)

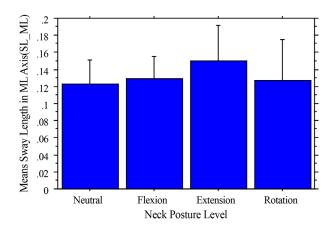
<Table 9> Means Table for Sway_Length_ML(Effect : Fatigue_ Level)

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
Rest	48	.125	.031	.005
Fatigue	48	.140	.042	.006

3.2 신체의 좌우 방향 동요길이 분석

피실험자의 신체를 기준으로 좌우 방향의 동요길이에 대해 분산분석을 수행한 결과가 <Table 8>에 나타나 있다. 육체피로 주효과($F_{1.88;0.05} = 3.585$, p = 0.0616)와 목 자세 주효과($F_{3.88:0.05} = 2.649$, p = 0.0538)는 모두 유의수준 5% 에서 유의하지 않았다. 그러나 p-값들이 유의 수준에 매우 근접해 있으므로(marginally significant) 목 자세와 피로수 준에 따른 동요길이의 변화를 합리적으로 의심할 수 있다.

<Figure 5>와 <Figure 6>은 각기 육체피로와 목 자세 의 각 수준 별로 상이하게 나타나는 신체 좌우방향 성분 의 동요길이를 비교하고 있으며, 육체피로가 부과된 상 태와 목의 신전자세에서 신체 좌우 방향의 동요길이가 증가됨을 알 수 있다(실 자료값은 <Table 9>, <Table 10> 참조). 두 독립변수간의 2인자 교호작용도가 <Figure 7> 에 나타나 있다. 그림에서 신전자세와 굴곡자세는 휴식



⟨Figure 6⟩ Comparisons of Length of Postural Sway Path in Medio-Lateral(ML) Axis at Different Level of Neck posture(Error bar indicates standard deviation(s); Unit: m)

<Table 10> Means Table for Sway_Length_ML(Effect : Neck_ Posture)

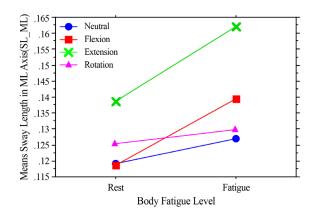
Std. Err.

005 .005

.008 .010

	Count	Mean	Std. Dev.
Neutral	24	.123	.028
Flexion	24	.129	.027
Extension	24	.150	.041
Rotation	24	.128	.047

상태에 비교하여 육체적으로 피로한 상태에서 동요길이 차이가 더욱 커짐을 확인할 수 있다.



<Figure 7> Two-Way Interaction Line Plot for Sway_Length_ ML(Effect : Fatigue_Level × Neck_Posture)

Sung Ha Park

4. 결론 및 토의

육체피로와 목 자세가 직립자세에서 정적 균형을 유지하는 인간의 자세제어 능력에 미치는 영향을 평가하였다. 균형 능력은 신체 전후 방향의 움직임과 좌우 방향의움직임 성분으로 구분하여 분석하였다.

통계적 분산분석 결과, 육체 피로는 신체 전후 방향의 균형 능력을 유의하게 저하시키는 것으로 나타났다. 실험 에서 트레드밀을 이용하여 부과한 물리적인 운동량에 따 라 유발된 육체적 피로는 객관적 지표이므로 실제로 피실 험자가 감지한 피로가 어느 정도인가를 해석하는데 어려 움이 있다. 따라서 RPE 스케일을 이용하여 실제 피실험 자들이 운동을 수행한 직후 주관적으로 판단한 피로 정도 를 알아보았다. 피실험자들은 실험에서 부과된 피로수준 을 평균 14.1로 평가함으로써 다소 힘든 정도 혹은 힘든 정도로 감지하였다. RPE 14정도에서 심박수는 약 140 (beat/min)으로 예측되며, 이는 최대 심박수의 약 75% 이 르는 수준이다. 일반적으로 작업자들이 지속적으로 수행 할 수 있는 생리학적 작업량 기준을 최대 에너지 소비량의 약 33% 수준으로 보면, 심박수가 140(beat/min)에 이르게 되는 작업량은 상당한 휴식이 필요한 수준으로 건설업종 등 많은 육체적 노력이 요구되는 작업 상황과 유사하다.

피로의 영향과 함께 목의 비정상적인 자세가 신체 균형능력에 미치는 영향 파악은 본 연구의 주요 목적이었다. 목이 비정상적으로 신전 또는 회전된 상태에서 피실험자들의 신체 전후 방향 동요 길이는 정상적인 중립 자세에 비교하여 유의하게 증가함으로써 균형 능력이 저하됨을 확인하였다. 그러나 목을 앞으로 숙인 굴곡 자세는균형 능력에 유의한 영향을 주지 않았다. 신전 자세는 굴곡 및 회전 자세에서 보다도 동요 길이가 유의하게 큰것으로 나타나 자세제어 능력을 가장 크게 손상시키는자세이며, 특히 피로가 부과된 상태에서는 그 정도가 더욱 심화되는 것으로 판단된다. 일반적으로 자세제어는근골격체계의 작용 외에도 전정계 및 고유수용감각계등의 다양한 감각체계의 작용에 의해 영향을 받는다. 목의신전 자세는 전정계와 고유수용감각계의 간섭이 크게 작용하는 자세로 판단된다.

신체 전후 방향으로의 동요길이 분석 결과와는 다르게 육체적 피로와 목의 비정상 자세가 신체 좌우 방향의 동요길이를 유의하게 증가시키지는 않았다. 그러나 유의수준 5%에 근접한 p-값으로부터 상당 수준의 영향이 있는 것으로 의심되며, 교호작용도 분석결과에 따르면 휴식 상태에 비교하여 육체적 피로가 부과된 상태에서 목의 자세 간의, 특히 정상 자세와 신전 자세 간의 동요길이 차이가 더욱 커짐을 알 수 있었다.

이상과 같은 분석결과가 의미하는 바를 정리하면 다음과 같다. 신전 및 회전과 같은 비정상적인 목 자세를 유지하며 서 있는 자세로 작업을 수행하는 작업자의 자세균형 능력은 유의하게 저하될 수 있다. 또한 육체적 피로가 부과된 상태에서는 균형 능력의 저하의 정도가 더욱 심화된다. 예를 들어 <Table 6>에 제시된 평균 동요길이 자료에서 보면, 정상적인 중립자세와 비교하여 비정상적인 신전 자세에서는 동요길이가 약 45% 증가함으로써 동일한 비율로 자세제어 능력 저하에 따른 재해 위험성이 증가하였다고 볼 수 있다.

서론에서 언급한 바와 같이 넘어짐과 떨어짐은 가장 빈번히 발생하는 재해 유형이며, 특히 떨어짐은 건설업 종에서 빈번하게 발생하는 중대재해의 대표적인 원인이 다. 개인적 특성의 하나인 신체균형 능력 저하는 넘어짐 과 떨어짐을 유발하는 주요 요인의 하나이다. 건설업종 에서 목공작업, 유로폼 설치 및 해체작업, 배관작업, 도 장작업 등과 같이 작업면이 키 높이 이상에 있어 목의 신전 및 회전 자세를 지속적으로 유발하는 작업 유형은 다양하다. 안전관리자 또는 인간공학 전문가들은 비정상 적인 목 자세를 개선해 주기 위한 작업방법 개발에 노력 을 기울여야 한다. 작업자들의 신체적인 개인차를 고려 하여 길이 또는 높이 조절이 가능한 수공구와 작업발판 과 같은 보조도구 보급 등이 좋은 개선방안이 될 수 있 다. 또한 교육/관리적 측면에서 작업중 바닥면 또는 작업 발판이 견고하게 유지될 수 있도록 관리하고 작업자에게 비정상적 목 자세는 개인적인 자세제어 능력을 저하시킬 수 있으며 그 결과 넘어짐과 떨어짐 등의 중대 산업 재 해에 직면할 위험성이 커질 수 있음을 주지하도록 교육 하여야 한다. 추가로 작업 중 육체적 피로가 누적되는 것 을 방지하기 위한 적정 휴식율을 산정하고 휴식주기를 효율적으로 제공하여야 한다.

본 연구는 20대 남성만을 대상으로 실시한 실험결과로서 서로 다른 유형의 피실험자 간 차이를 이해하는데 많은 한계를 갖고 있다. 향후 남성 작업자와 여성 작업자, 연령대별 작업자, 근골계질환 경험 유무 등 다양한집단에 대한 연구를 수행할 필요성이 있다고 판단된다. 또한 실험에서 조절된 육체적 피로수준(ACSM 3단계)에서 실측하지 않고 예측값으로 인용한 산소소모량과 에너지 대사량은 인종별 차이가 있어 한국인에 직접적으로 적용하는 데는 한계가 있을 수 있다.

Acknowledgement

This paper has been supported by 2017 Hannam University Research Fund.

References

- [1] American College of Sports and MedicIne, Guidelines for exercise testing and prescription, 6th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [2] Aoki, H., Demura, S., Kawabata, H., Sugiura, H., Uchida, Y., Xu, N., and Murase, H., Evaluating the Effects of Open/closed Eyes and Age-related Differences on Center of Foot Pressure Sway during Stepping at a Set Tempo, Advances in Aging Research, 2012, Vol. 1, No. 3, pp. 72-77.
- [3] Bink, B., The Physical Work Capacity in Relation to Working Time and Age, *Ergonomics*, 1962, Vol. 5, No. 1, pp. 25-25.
- [4] Borg, G. and Linderholm, H., Perceived Exertion and Pulse Rate during Graded Exercise in Various Age Groups, *Journal of Internal Medicine*, 1967, Vol. 472, pp. 194-206.
- [5] Corbeil, P., Blouin, J., Bégin, F., Nougier, V., and Teasdale, N., Perturbation of the Postural Control System Induced by Muscular Fatigue, *Gait Posture*, 2003, Vol. 18, No. 2, pp. 92-100.
- [6] Gosselin, G., Rassoulian, H., and Brown, I., Effects of Neck Extensor Muscles Fatigue on Balance, *Clinical Biomechanics*, 2004, Vol. 19, No. 5, pp. 473-479.
- [7] Kogler, A., Lindfors, J., Odkvist, L.M., and Ledin, T., Postural Stability Using Different Neck Positions in Normal Subjects and Patients with Neck Trauma, *Acta Oto-Laryngologica*, 2000, Vol. 120, No. 2, pp. 151-155.
- [8] Lundin, T.M., Feuerback, J.W., and Grabiner, M.D., Effect of Plantar Flexor and Dorsiflexor Fatigue on Unilateral Postural Control, *Journal of Applied Biomechanics*, 1993, Vol. 9, No. 3, pp. 191-201.
- [9] Ministry of Employment and Labor, 2017, http://www.moel.go.kr/index.do.
- [10] Nadhim, E.A., Hon, C., Xia, B., Stewart, I., and Fang, D., Falls from Height in the Construction Industry: A Critical Review of the Scientific Literature, *Int. J. Environ. Res. Public Health*, 2016, Vol. 13, No. 7, p. 638.
- [11] Norre, M.E., Head Extension Effect in Static Posturography,

- Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology, 1995, Vol. 104, No. 7, pp. 570-573.
- [12] Paloski, W.H., Wood, S.J., Feiveson, A.H., Black, F.O., Hwang, E.Y., and Reschke, M.F., Destabilization of Human Balance Control by Static and Dynamic Head Tilts, *Gait & Posture*, 2006, Vol. 23, No. 3, pp. 315-323.
- [13] Park, S. and Lee, S., Ability to Maintain Postural Control while Standing on Perturbed Surfaces, *Journal of Society of Korea Industrial and Systems Engineering*, 2008, Vol. 31, No. 4, pp. 146-152.
- [14] Park, S., Effect of Whole Body Fatigue and Limited Visual Field on Postural Stability, *Journal of Society of Korea Industrial and Systems Engineering*, 2016, Vol. 39, No. 3, pp. 39-46.
- [15] Pline, K.M., Madigan, M.L., and Nussbaum, M.A., Influence of Fatigue Time and Level on Increases in Postural Sway, *Ergonomics*, 2006, Vol. 49, pp. 1639-1648.
- [16] Shin, W., Jung, J., and Gu, J., The Effect of Different Sitting Postures on Range of Motion, Strength and Proprioceptive Sense of Neck, Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society, 2012, Vol. 13, No. 5, pp. 2212-2218.
- [17] Size Korea, 2018, http://sizekorea.kr/.
- [18] Vuillerme, N. and Rougier, P., Effects of Head Extension on Undisturbed Upright Stance Control in Humans, *Gait & Posture*, 2005, Vol. 21, No. 3, pp. 318-325.
- [19] Vuillerme, N., Anziani, B., and Rougier, P., Trunk Extensor Muscles Fatigue Affects Undisturbed Postural Control in Young Healthy Adults, *Clinical Biomechanics*, 2007, Vol. 22, No. 5, pp. 489-494.
- [20] Vuillerme, N., Pinsault, N., and Vaillant, J., Postural Control during Quiet Standing Following Cervical Muscular Fatigue: Effects of changes in sensory inputs, *Neuroscience Letters*, 2005, Vol. 378, No. 3, pp. 135-139.

ORCID

Sung Ha Park | http://orcid.org/0000-0002-9983-9951