

Effects of Whole Body Fatigue and Limited Visual Field on Postural Stability

Sung Ha Park[†]

Dept. of Industrial and Management Engineering, Hannam University

전신 피로와 시야 제한이 자세균형 능력에 미치는 영향

박 성 하[†]

한남대학교 산업경영공학과

Loss of postural stability can possibly lead to slip and fall accidents in the number of workplaces and everyday life. This study was aimed to examine the effects of whole body fatigue and partially limited visual field on the ability of maintaining postural balance during quiet standing. A group of twelve healthy male subjects participated in the experiment. Before and after experiencing the whole body fatigue induced by bicycling exercises, the position coordinates of subject's center of pressure (COP) were obtained under the two levels of visual field condition (i.e., open visual field and limited visual field). Four levels of the whole body fatigue examined were rest, 300watt, 600watt, and 900watt. Position coordinates of COPs measured on a force plate were then converted into the total length of postural sway path in both the medio-lateral (ML) direction and the anterior-posterior (AP) direction. Two-way ANOVA result showed that the length of sway path in the AP direction became significantly larger as the whole body fatigue accumulated. Post-hoc test revealed statistically significant differences between rest and 900watt and between 300watt and 900watt. The significant increase of the sway length was also found when the visual field was partially obstructed by the boxes. In the ML direction, however, there was no statistically significant difference of the postural sway in both the AP and ML directions. The results imply that the ability of maintaining postural stability can be reduced significantly due to such tasks along with whole body fatigue. The postural balance can also be impaired by the limited visual field.

Keywords : Postural Stability, Center of Pressure, Sway Length, Visual Field Obstruction, Body Fatigue

1. 서 론

서있는 상태에서의 자세제어 능력은 걷기, 일어서기 등 인간이 수행하는 기본동작의 균형 유지에 밀접한 관계가 있다. 선 자세에서 인간이 신체의 균형을 유지하는 능력은 개인의 근골격체계, 자기수용감각체계, 시각체계, 전정감각체계, 체성감각체계(somatosensory system) 등 다양한 감각체계의 지속적인 상호작용에 의해 결정되는 것으로

알려져 있다[1]. 따라서 작업 자체로부터의 작업부하 또는 기타 작업환경적인 요인들에 의해 이러한 감각체계들의 기능이 부분적으로 제한을 받을 경우 인간의 자세 균형 능력이 저하될 수 있음을 예측할 수 있다.

근골격체계에 누적되는 육체적인 피로는 자세균형 능력을 저하시키는 주요 요인의 하나이다. 국소근 피로(localized muscle fatigue)가 신체 자세의 동요를 유발하여 자세제어 능력에 부정적인 영향을 준다는 연구 결과는 다양하게 보고되고 있다. 예를 들어 발목[4, 10, 12, 20], 어깨[11], 허리[16, 18], 목[8, 19] 부위의 국소근에 피로가 누적되었을 때 신체 균형을 유지하는 능력이 유의하게 감소

Received 8 July 2016; Finally Revised 9 August 2016;

Accepted 10 August 2016

[†] Corresponding Author : shpark@hnu.kr

한다는 다양한 연구 결과가 보고되었다. 또한 Davidson 등은 실험을 통하여 허리와 발목 근육의 피로는 단순히 정상 상태에서의 자세균형 능력뿐만 아니라 인위적으로 자세동요가 발생했을 때 다시 균형을 회복하려는 능력을 현저히 저하시킴을 보여주었다[5].

Rashedi 등은 국소근 피로(localized muscle fatigue)는 일을 수행한 어느 한 근육(또는 근육군)의 힘 생성 능력이 저하된 상태를 말하며 일반적으로 불편함, 통증 및 수행도 저하를 동반한다고 설명하고 있다[17]. 앞서 서술한 바와 같이 기존의 연구는 국소근 피로와 자세균형 사이의 관계 규명이 주를 이루고 있다. 발목의 굴근과 배굴근(plantarflexor and dorsiflexor) 피로와 균형능력 관련 연구 등이 그러한 연구들의 예이다[10]. 본 연구에서 전신 피로(whole body fatigue)는 유사한 맥락에서 다수의 신체부위 근육군들의 힘 생성 능력이 저하되고 불편함, 통증 및 수행도 저하를 동반한 상태로 정의할 수 있다. 다음 절의 실험방법에서 서명하고 있는 어고바이크에 의한 주요 피로 부위는 다리근육군(Gluteal muscles, quadriceps, hamstrings, calf muscles 등) 뿐만 아니라 핸들을 쥐고 있는 상/하완 근육군, 자세유지를 위한 등 부위 근육과 복근 외에 다양한 근육군이 포함되는 것으로 보고되고 있다[2].

국소근 피로와 관련된 연구에 비교하여 전신 피로가 인간의 자세균형 능력에 미치는 영향을 분석한 연구는 상대적으로 제한되어 있다. 산업체에서 이루어지는 작업들은 미세조립작업 등에서도 같이 특정 근육군이 정적인 자세를 유지하거나 사용됨으로써 국소근 피로가 유발되는 작업상황도 있으나 많은 경우에 다양한 근육군을 이용하여 작업이 이루어지고 있다. 들기, 내리기, 밀기, 당기기, 운반 등 여러 형태의 동작을 수행하는 단순 물자취급작업, 건설작업, 기계조립/가공작업 등이 그러하다. 따라서 다양한 근육군 사용에 따라 유발되는 전신피로가 자세균형이 능력에 미치는 영향을 연구할 필요성이 있다.

인간은 균형을 유지하기 위해 근골격체계 외에도 시각체계, 전정감각체계 및 체성감각체계로부터의 감각 정보를 종합함으로써 자세를 제어한다. 이러한 세 가지 감각체계 중 시각체계는 안정적인 자세를 유지하는데 가장 중요한 역할을 하며, 폐안 상태에서는 개안 상태와 비교했을 때 자세 동요가 유의하게 증가되어 균형유지에 어려움을 겪는다는 연구결과들이 보고되고 있다[7, 15]. 그러나 시각체계가 자세균형 능력에 미치는 영향을 분석한 이러한 연구들은 인위적으로 눈을 폐안/개안 상태로 하여 비교한 경우가 대부분이다. 실제 산업현장에서 작업을 수행할 때 눈을 지속적으로 감는 것처럼 시야가 완전히 차단되는 상황은 거의 발생하지 않는다. 다만 예를 들어 인력으로 물자를 취급할 때 상자를 2개 이상 쌓아서 들고 내리거나 이동할 때 들고 있는 상자에 의해 시

선의 아래 방향이나 바닥면이 가려져 볼 수 없는 경우와 같이 시야의 일부 또는 상당 부분이 제한되는 작업 상황은 빈번히 발생할 수 있다.

신체가 지면을 누르는 압력의 중심을 표현하는 압력중심(COP : Center of Pressure)은 인간의 자세제어 능력을 평가하는 수단으로 널리 이용되고 있다. 일반적으로 자세제어 능력이 저하된 상태에서는 자세의 동요가 증가하고 결과적으로 COP 위치의 변동 또한 증가하기 때문이다. COP는 힘판(force plate) 등을 이용해 측정이 가능하다. 측정된 COP 위치좌표를 자세 동요길이(sway length), 동요속도(sway velocity), 동요면적(sway area) 등으로 변환함으로써 인간의 자세균형 능력을 정량화할 수 있다[6, 13, 14]. 동요길이는 지정된 시간 동안 동요경로 상의 속도이므로 동요길이의 분석결과와 크게 다르지 않다. 다만, 측정시간이 실험조건 별로 상이한 경우 평균 동요속도는 의미가 있을 수 있다. 동요면적은 다양한 방법(Convex hull에 의해 형성된 면적, PCA를 이용한 타원면적, Mean circle method를 이용한 면적 등)으로 계산될 수 있으며, PCA(principal component analysis)를 이용한 방법이 동요의 크기와 동요방향을 제공하기 때문에 가장 많이 활용되고 있다. 그러나 어느 방법이든 근사치 측정이 필요하여 결과적으로 오차를 포함하고 있다. 이와 같은 배경에서 본 연구에서는 동요길이를 선택하였다.

본 연구는 동요길이를 측정하는 방법을 활용하여, 수행하는 일의 양에 따라 근골격체계에 누적되는 전신피로와 부분적으로 제한된 시야상태가 서있는 자세에서의 자세균형 능력에 미치는 영향을 분석할 목적으로 수행되었다.

2. 실험방법

2.1 피실험자

지난 1년간 근골격계관련 질환을 경험한 일이 없고 과거 심혈관계질환 병력이 없는 건강한 성인 남성(나이 : 23.5±1.8세, 키 : 174±6.5cm, 휴식 중 심박수 : 72.5±5.7회/분) 12명이 실험에 참여하였다. 실험 참여에 서면으로 동의한 피실험자들을 대상으로 기본 정보를 파악하기 위해 연령, 신체조건, 실험 당일의 몸 상태 등을 조사하였으며, 실험 당일에는 자세제어 능력에 영향을 줄 수 있는 심한 운동이나 알코올 또는 약물 복용을 하지 않도록 주의하였다.

2.2 실험장비

서있는 자세에서 신체가 지면에 가하는 압력중심(COP)의 위치좌표는 Bertec사의 힘판(Model#K90701 : Type 4060-08,

규격 : 60cm×40cm×8.8cm) 1개를 이용하여 측정하였다. 측정자료 추출을 위한 샘플링 주파수는 60Hz로 하였으며, 획득된 COP 위치좌표(x, y)는 피실험자가 서있는 자세를 기준으로 피실험자의 전후 방향(anterior-posterior(AP) direction)과 좌우 방향(medio-lateral(ML) direction) 자세 동요길이(postural sway length)를 계산하는데 이용되었다.

피실험자에게 실험계획에서 설정된 다양한 수준의 전신피로를 부과하기 위한 장비로 MONARK사의 어고바이크(Ergonomic bicycle, Model : Ergomedic 828E)를 사용하였다. 피실험자가 어고바이크를 탄 상태에서 페달을 정해진 속도로 회전하도록 유도하기 위한 비프음(beep) 형태의 청각신호는 YAMAHA사의 메트로놈(모델 : QT-1)을 사용하여 제공하였다. 청각신호의 박자 주기는 100회/분으로 조절하여 양 발에 의한 바퀴 회전율이 50회/분이 되도록 조절하였다. 각 수준의 전신피로 부과작업을 수행한 후, 피실험자가 주관적으로 감지하는 노력의 정도를 알아보기 위해 Borg[3]의 RPE 평가표를 이용하였다. Borg의 평가표 스케일은 6에서 20으로 설정되어 있으며, 7은 “매우 매우 가벼운 정도(very, very light)”, 19는 “매우 매우 어려운 정도(very, very hard)”의 수준을 의미한다[9].

그 외에 실험작업 수행 전과 수행 중에 피실험자의 심박수를 실시간으로 검토했기 위해서 POLAR사의 휴대용 심박수 측정기(SPORT TESTERTM)를 사용하였다.

2.3 실험계획

실험에 이용된 독립변수는 2수준의 시야상태(Visual Field)와 4수준의 전신피로(Whole Body Fatigue)이며 총 8(= 2×4) 조건의 조합수준에서 반복 측정하였다. 피실험자는 유사한 연령대의 성인 남성(대학생) 12명으로 하여 모두 동일하게 8가지 실험조건에서 반복측정이 이루어졌다. 결과적으로 피실험자 집단 간 차이를 분석할 수 있는 피험자간요인(Between subject factor)은 포함하지 않았으며 피험자내요인(Within subject factor) 2개로 구성된 피험자내설계로 계획되었다. 반복측정에 따른 잔여효과(carryover effect)를 최소화하기 위해 8가지 실험조건 중 2개의 휴식수준(시야가 개방된 휴식수준과 시야가 제한된 휴식수준)을 제외한 나머지 6개 조합수준은 무작위의 순서로 진행되었다.

시야상태 2수준은 시야를 가리는 아무런 장애물이 없어 자유롭게 전방을 주시할 수 있는 개방상태(Open Visual Field)와 취급하는 상자에 의해 시야가 부분적으로 제한된 상태(Limited Visual Field)로 조절되었다. 시야 제한을 위한 상자는 우체국 등에서 사용하는 규격 5호 상자(규격 : 가로 48cm×세로 38cm×높이 34cm, 재질 : 종이)를 2단으로 겹쳐 사용하였다.

전신피로 수준은 어고바이크 페달의 마찰력과 총 이

동거리를 조합하여 수행한 일의 양(단위 : watt)을 다르게 함으로써 부과되었으며, 실험에서 설정된 4수준은 각기 휴식수준(rest), 300watt 수준, 600watt 수준, 900watt 수준이다. 참고로 300watt 수준에서 수행한 일의 양을 예로 들어 설명하면, 페달의 마찰력과 총 이동거리를 조합하여 분당 작업량이 50watt/min가 되도록 조절한 상태에서 6분간 어고바이크 페달을 회전한 작업량이다(즉, 50 watt/min×6min = 300watt).

시야상태와 전신피로가 자세균형 능력에 미치는 영향을 분석하기 위한 종속변수는 실험에서 측정한 COP 위치좌표를 이용하여 계산된 피실험자의 전후 방향(AP direction) 동요길이와 좌우방향(ML direction) 동요 길이로 하였다. 동요길이는 초당 60회(60Hz)로 수집한 COP(x, y) 위치좌표에서 전후 프레임간의 거리를 계산한 후 모두 합산하여 총 이동 거리를 산정하는 방법으로 획득하였다(아래 AP 방향의 동요길이 계산수식 참조). 따라서 동요길이가 클수록 자세동요가 크며 결과적으로 자세균형 능력이 저하됨을 의미한다.

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

여기서, SL_{AP} : 신체 전후(AP) 방향의 동요길이
i : 1~n, 데이터 프레임 번호
x_i : i번째 프레임에서의 AP 방향 위치좌표

2.4 실험절차

실험을 시작하기에 앞서 피실험자에게 실험의 목적과 방법에 대한 설명의 기회가 주어졌으며, 실험 중에 발생할 수 있는 위험을 사전에 모니터링 하기 위해 무선 심박수 측정기를 부착하였다.

실험계획에서 설정한 전신피로의 각 수준을 부과하기 위해 어고바이크를 타도록 하였으며, 그 이전에 메트로놈의 청각신호에 따라 규칙적으로 페달을 돌리기 위한 충분한 연습시간을 제공하였다. 휴식수준을 포함한 전신피로의 각 수준이 부과된 직후에는 Borg의 RPE 스케일[3]을 이용하여 피실험자의 주관적 평가 자료를 수집하였다.

전신피로와 시야상태의 각 수준조합 조건에서 무작위의 순서로 COP의 위치좌표를 측정하는 동안에는 선 자세에서 전면을 주시하며 가능한 한 자세의 균형을 유지하도록 지시하였다. 시야가 제한된 조건에서는 빈 상자를 2단으로 겹쳐 들어 시야 전면의 상당부분이 보이지 않도록 하였다. <Figure 1>은 COP 측정 시 시야상태에 따른 피실험자의 자세를 비교하여 보여주고 있다. 측정 중에 발의 위치를 일정하게 하기 위해 뒤꿈치 중심의 간격은 15cm, 양 발을 벌리는 각도는 30°가 되도록 1개의

힘판 위에 테이프로 표시하고 그 위에 양 발을 올려놓고 서도록 유도하였다.

자료획득 시간은 샘플링 주파수 60Hz에서 20초간 측정하였다. 실험에서 의도된 2개의 독립변수 중 하나는 육체적인 전신피로이며, 이러한 피로는 시간이 경과함에 따라 서서히 회복된다. 비교적 짧은 시간인 20초로 측정시간을 제한한 이유는 이러한 회복효과를 최소화하기 위해서이다. 참고로, 어고바이크 훈련 후 측정시작 전까지도 힘판까지 이동하고 그 위에 서서 잠시 자세안정을 취하는 시간이 약 15초 정도 소요되었다. 따라서 측정은 피로부과 훈련 후 약 35초(측정준비 15초+측정 20초) 이내에 이루어지도록 노력하였다.

각 실험 조건 사이에는 충분한 휴식을 제공하여 이전 측정에서 누적된 피로가 다음 측정에 영향을 주지 않도록 하였다. 실험조건 간에 상당시간 휴식이 제공된 후에도 초기 휴식 시의 심박수에 도달하지 않는 경우에는 다른 날 실험을 계획하였다.

실험 중에는 계속하여 무선 심박수 측정기가 부착되었으며 실시간으로 심박수를 검토하여 피실험자가 신체적 위험상태에 도달하지 않도록 모니터링하였다. 실험 중 피실험자가 중단을 요청하거나 심박수가 피실험자의 예상 최대 심박수의 70% 수준에 이르는 경우에는 실험을 중지하였다.

3. 실험 결과

통계적 분석은 StatView(version 5.0.1, SAS Institute Inc.)를 이용하였으며, 분산분석과 분산분석 후의 검정에 사용한 유의 수준은 전체적으로 5%를 적용하였다. 수준 간 평균비교는 Tukey's Honestly Significant Differences(HSD) 검정을 이용하였다.

동요길이 자료에 대한 분산분석을 수행하기에 앞서 실험계획에서 설정한 전신피로 각 수준의 작업량을 수행한 후 피실험자들이 주관적으로 느끼는 피로 정도를 알아보기 위해 Borg의 RPE 자료를 분석하였다. 피실험자들은 실험에서 수행한 300watt 작업량 수준을 11.5±1.235 (fairly light와 somewhat hard의 중간), 600watt 작업량 수준을 14.6±1.128(hard), 마지막으로 900watt 작업량 수준을



<Figure 1> Measurements of COPs(Left : Open Visual Field, Right : Limited Visual Field)

16.7±1.335(very hard)로 각각 평가하였다. Borg는 RPE 16.7 (약 17)은 건강한 성인이 지속할 수는 있는 정도의 육체적 행위이지만 매우 힘들어 중단하고 싶은 정도의 수준 (“A healthy person can still go on, but he or she really has to push him-or herself”)이라고 설명하고 있다[3]. 일반적으로 휴식 없이 지속할 수 있는 에너지 소비량을 최대 에너지 소비량의 1/3수준으로 보았을 때, RPE 16.7 수준은 상당한 휴식이 필요한 수준이다.

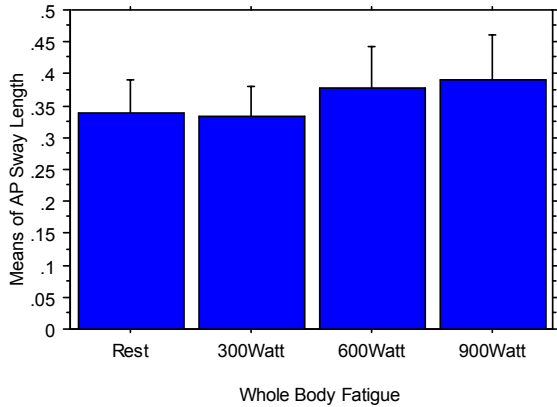
3.1 신체 전후 방향의 동요길이 분석결과

<Table 1>은 서 있는 자세를 기준으로 신체 전후(AP) 방향의 동요길이에 대한 분산분석 결과를 보여주고 있다. 전신피로(Whole Body Fatigue) 주효과($F_{3,88;0.05} = 5.425, p = 0.0018$)와 시야상태(Visual Field) 주효과($F_{1,88;0.05} = 5.962, p = 0.0166$)는 각기 유의수준 5%에서 유의한 것으로 나타났다. <Figure 2>와 <Figure 3>은 각기 전신피로와 시야상태의 각 수준에 따른 신체 전후방향 동요길이를 비교하여 보여주고 있다.

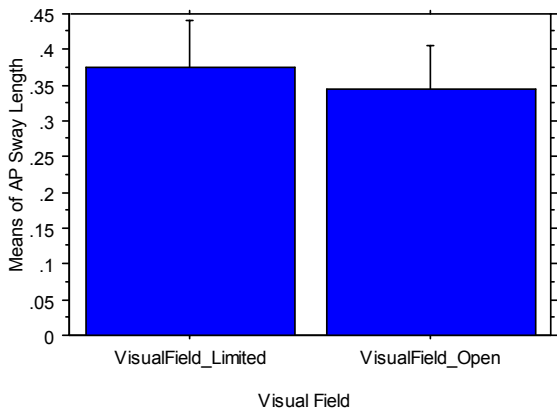
<Table 1> Two-Way ANOVA Results for the Length of Sway Path in Anterior-Posterior(AP) Direction

ANOVA Table for Sway Length_{AP}

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Whole Body Fatigue	3	.057	.019	5.425	.0018	16.276	.938
Visual Field	1	.021	.021	5.962	.0166	5.962	.676
Whole Body Fatigue×Visual Field	3	.002	.001	.176	.9126	.527	.081
Residual	88	.307	.003				



<Figure 2> Comparisons of Postural Sway Length in Anterior-Posterior(AP) Direction at Different Level of Whole Body Fatigue(Unit : m, error bars indicate 1 standard deviation)

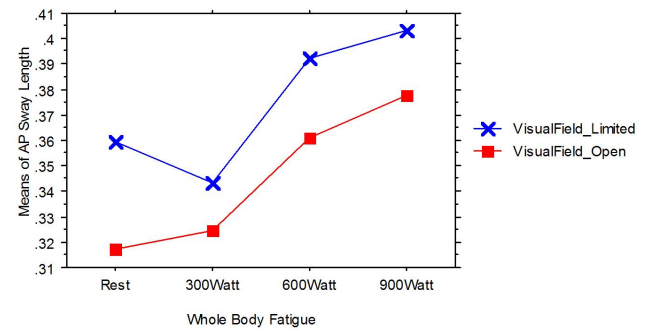


<Figure 3> Comparisons of Postural Sway Length in Anterior-Posterior(AP) Direction at Different Levels of Visual Field(Unit : m, error bars indicate 1 standard deviation)

전신피로에 대하여 시행 한 Tukey’s HSD 수준 간 평균비교를 수행한 결과에 따르면, Rest(평균 동요길이 : 0.338m)와 900watt(평균 동요길이 : 0.390m) 간 및 300watt(평균 동요길이 : 0.334m)와 900watt 간에서 전후방향 동요길이에 유의한 차이가 발견되었으며($p < 0.05$), 그 외의 수준 간에는 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$).

전신피로×시야상태의 2인자 교호작용 효과는 유의하

지 않은 것으로 나타났다($F_{3,88;0.05} = 0.176, p = 0.9126$). <Figure 4>는 전신피로와 시야상태 2인자 간의 선형 교호작용도를 보여주고 있다. 선들이 겹치거나 교차되는 모습을 보이지 않으므로 교호작용이 확인되지 않으며, 수치검정 결과와 부합된다. 따라서 전신피로와 시야상태는 서로 영향을 주지 않으므로 앞서 수행한 주효과 검정 결과들을 신뢰할 수 있다. 다만, <Figure 4>에서 보면 시야제한 조건에서 300watt에서의 동요길이가 Rest에서의 동요길이보다 오히려 작아지는 것으로 보인다. 이러한 결과에 대해 의문을 가졌으며, 혹시 원자료에 이상점(outlier)이 있는지 검토 하였으나 확인되지 않았다. 또한, 분산분석 후 수준 간 비교에서 Rest와 300watt 수준 간 동요길이에 통계적으로 유의한 차이가 없음을 확인하였다. 따라서 300watt 정도의 일로 균형능력의 유의한 저하는 발생하지 않지만, 900watt 정도의 일은 균형능력 저하를 초래한다고 말할 수 있으며, 앞서 유의하게 나타난 주효과 검정 결과와 일치한다.



<Figure 4> Two-Way(Whole Body Fatigue×Visual Field) Interaction Line Plot for AP Sway Length

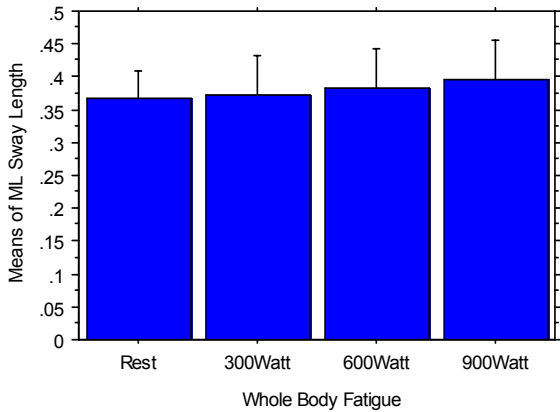
3.2 신체 좌우 방향의 동요길이 분석결과

전신피로와 시야상태 각 수준별 신체 좌우(ML)방향의 동요길이 평균들은 전신피로가 커질수록, 그리고 시야가 상자에 의해 제한되었을 때 다소 증가하는 경향을 보였으나 그 차이가 유의하지 않았다. <Table 2>는 신체 좌우방향의 동요길이에 대한 분산분석 결과를 보여주고 있다. 신체 전후방향의 동요길이에 대한 분석 결과와는 다르게 전신피로 주효과($F_{3,88;0.05} = 1.111, p = 0.3491$)와 시

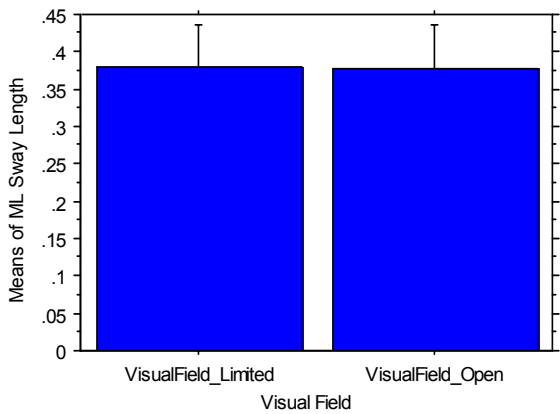
<Table 2> Two-Way ANOVA Results for the Length of Sway Path in Medio-lateral (ML) Direction

ANOVA Table for Sway Length_ML

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Whole Body Fatigue	3	.010	.003	1.111	.3491	3.333	.282
Visual Field	1	1.760E-4	1.760E-4	.056	.8135	.056	.056
Whole Body Fatigue×Visual Field	3	.011	.004	1.215	.3092	3.644	.307
Residual	88	.277	.003				



<Figure 5> Comparisons of Postural Sway Length in Medio-Lateral(ML) Direction at Different Level of Whole Body Fatigue(Unit : m, error bars indicate 1 standard deviation)



<Figure 6> Comparisons of Postural Sway Length in Medio-Lateral(ML) Direction at Different Level of Visual Field(Unit : m, error bars indicate 1 standard deviation)

야상태 주효과($F_{1,88;0.05} = 0.056, p = 0.8135$) 모두 유의수준 5%에서 유의하지 않음을 확인 수 있으며, 전신피로×시야상태의 2인자 교호작용 효과($F_{3,88;0.05} = 1.215, p = 0.3092$) 또한 발견되지 않았다. <Figure 5>와 <Figure 6>은 각기 전신피로와 시야상태의 각 수준에 따른 신체 좌우방향 동요길이를 보여주고 있으며, 수준 간에 유의한 차이가 없음을 확인할 수 있다.

4. 결론 및 토의

힙관 위에서의 COP 위치좌표를 활용한 자세 동요길이(Postural sway length) 측정 방법을 이용하여 전신피로와 시야상태가 서있는 상태에서 자세균형을 유지하려는

능력에 주는 영향을 평가하였다. 통계적 분석 결과, 전신피로를 유발하는 육체적인 일의 양이 증가함에 따라 신체의 전후 방향으로의 동요길이가 유의하게 증가하는 것으로 나타났다.

수준간의 평균을 세부적으로 비교한 결과를 요약하면, 휴식수준, 300watt 수준 및 600watt 수준까지는 작업량의 변화에 따른 전신피로가 증가되어도 수준 간 유의한 차이가 발견되지 않았으나, 실험에서 설정한 최대수준의 작업량인 900watt 수준에서는 휴식수준과 300watt 수준에 비교하여 동요길이가 유의하게 증가하였다. 이 결과를 Borg의 주관적 평가지표를 이용하여 해석하면, 피실험자들은 일의 양이 없거나(즉 휴식상태) “힘든(hard)” 정도에서는 동요길이에 유의한 차이를 보이지 않았으나 일의 양이 “매우 힘든” 정도에 도달함에 따라 동요길이가 유의하게 증가하였으며 결과적으로 자세균형 능력이 현저하게 저하되었다고 말할 수 있다.

분산분석 및 사후분석을 통해 유의한 결과로 분석된 전후동요의 평균차이를 좀 더 자세히 살펴보면, Rest와 900watt 간에는 $0.390-0.338m = 0.052m$, 그리고 300watt와 900watt 간에는 $0.390-0.334m = 0.056m$ 의 차이를 보이고 있다. 즉, 약 5cm의 차이이다. 실험에서 어고바이크를 이용해서 부과한 일의 양과 동요길이는 물리적이고 객관적인 지표이다. 따라서 이러한 변수들의 수치가 수준 간에 차이가 있어도 의미를 알기 힘들기 때문에 RPE 스케일을 이용해서 실제 피실험자들이 느끼는 정도를 알아보려 노력하였다. 본 연구에서 동요길이 평균은 20초간 움직인 COP 총 이동길이에 대한 12명 피실험자의 평균이다. 따라서 자료획득 시간을 20초로 전제했을 때, 동요길이 차이 5cm는 피실험자가 휴식상태에 있거나 가벼운 수준(Borg RPE 11.5, 즉 분당 심박수 115 정도)의 일을 수행한 경우에 비교하여 매우 힘든 수준(Borg RPE 16.7, 즉 분당 심박수 167정도)의 일을 수행한 경우에 나타나는 자세균형능력의 저하 정도라고 의미를 부여할 수 있다.

한편 신체 좌우방향으로의 동요길이는 전신피로 수준 간 유의한 변화를 보이지 않은 것으로 분석되었다. 그러나 전신 피로가 증가함에 따라 동요길이가 다소 증가하는 경향을 보여주었다.

이러한 결과는 전신피로를 유발하는 일의 양이 증가할수록 인간의 자세균형 능력이 유의하게 감소하며 결과적으로 일상생활 또는 작업 중 신체자세 동요 증가에 따른 전도 및 추락 재해의 위험이 높아진다는 것을 의미한다.

시야의 일부가 제한되는 상황에서의 자세균형 능력 또한 알아보았다. 실험결과, 들고 있는 상자에 의해 시야가 부분적으로 가려진 경우에는 시야가 완전히 개방된 상태에 비교하여 신체 전후방향의 자세동요가 유의하게

증가함을 알 수 있었다. 일상의 생활공간 또는 산업체에서 작업 수행 중에 취급하는 물품에 의해 시야의 일부 또는 상당 부분이 가려지는 상황은 빈번히 발생할 수 있기 때문에 그러한 시야 상태에서는 자세균형 능력 저하에 따른 사고 위험에 주의하여야 함을 알 수 있다.

연구결과가 시사하는 바를 요약하면 다음과 같다. 첫째, 전신을 이용한 노동을 수행하는 작업자에게 자신들의 자세제어 능력이 저하되어 있으며 그 결과 전도 및 추락 등의 산업재해 위험성도 증가되어 있음을 교육하고 주지시켜 주어야 한다. 둘째, 이러한 위험성은 작업대상물 또는 장비 등에 의해 시야가 제한되는 작업환경에서 배가될 수 있다. 따라서 인간공학 또는 안전관리자들은 전신피로 누적을 방지하기 위한 적절 휴식을 및 휴식주기를 효율적으로 산정하고 시야가 제한되는 작업상황을 개선해 주기 위한 작업방법 연구에 노력을 기울여야 한다고 판단된다.

본 연구는 실험방법과 분석에서 다소의 제약사항이 있다. 첫째, 시야가 제한된 실험조건을 현실성 있게 구현하기 위해 상자를 가볍게 들도록 하였다. 결과적으로, 상자를 들지 않았을 때와 비교하여 팔의 위치에 약간의 차이가 발생하였고, 비록 빈 상자이지만 상자 자체의 무게 또한 자세동요에 어느 정도 영향을 주었을 것으로 생각된다. 둘째, 전신피로를 부과하기 위해 이용한 자전거 타기는 유산소운동으로 분류되기도 한다. 따라서 호흡(숨가쁨)이 자세균형에 영향을 주었을 가능성이 있으나, 본 연구에서는 인체역학적인 분석에 국한하고 있어 피로에 따른 생리학적인 변화가 자세균형에 미칠 수 있는 영향을 설명하지 못하고 있다. 셋째, 본 연구에서는 자세균형의 평가지표로 동요길이만을 분석하였으나, 자세동요 측정 관련 변수의 선택은 중요하며 이러한 변수들 간 상관관계 분석 또한 중요한 연구과제의 하나라고 생각된다. 마지막으로 본 실험은 실험계획에서 설명한 바와 같이 피험자내 설계(Within subject design)로 계획되어 피험자간 차이를 분석하는 데 한계를 갖고 있다. 향후 남/여, 청년층/고령층, 또는 근골격환자집단/통제집단 간의 자세균형능력을 비교할 수 있도록 피험자간설계(Between subject design)를 계획하여 수행할 필요성이 있다고 판단된다.

Acknowledgement

This paper has been supported by 2016 Hannam University Research Fund.

References

[1] 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.

[2] Balasubramanian, V., Jagannath, M., and Adalarasu, K., Muscle fatigue based evaluation of bicycle design, *Applied Ergonomics*, 2014, Vol. 45, No. 2, pp. 339-345.

[3] Borg, G. and Linderholm, H., Perceived Exertion and Pulse Rate during Graded Exercise in Various Age Groups, *Acta Medica Scandinavica, Suppl.*, 1967, Vol. 181, No. S472, pp. 194-206.

[4] Corbeil, P., Blouin, J., Begin, 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.

[5] Davidson, B.S., Madigan, M.L., Nussbaum, M.A., and Wojcik, L.A., Effects of localized muscle fatigue on recovery from a postural perturbation without stepping, *Gait Posture*, 2009, Vol. 29, No. 4, pp. 552-557.

[6] Demura, S., Kitabayashi, T., Kimura, A. and Matsuzawa, J., Body sway characteristics during static upright posture in healthy and disordered elderly, *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 2005, Vol. 24, No. 5, pp. 551-555.

[7] Era, P., Sainio P., Koskinen S., Haavisto P., Vaara M., and Aromaa, A., Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over, *Gerontology*, 2006, Vol. 52, No. 4, pp. 204-13.

[8] Gosselin, G., Rassouliau, H., and Brown, I., Effects of neck extensor muscles fatigue on balance, *Clin. Biomech.*, 2004, Vol. 19, No. 5, pp. 473-479.

[9] Kim, J., An Evaluation of Subjective Degrees of Physical Activity Based on Heart Rate, *Journal of Korean Institute of Plant Engineering*, 2009, Vol. 14, No. 3, pp. 61-66.

[10] Lundin, T.M., Feuerback, J.W., and Grabiner, M.D., Effect of plantar flexor and dorsiflexor fatigue on unilateral postural control, *J. Appl. Biomech.*, 1993, Vol. 9, No. 3, pp. 191-201.

[11] Nussbaum, M., Postural stability is compromised by fatiguing overhead work, *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 2003, Vol. 64, pp. 56-61.

[12] Ochsendorf, D.T., Mattacola, C.G., and Arnold, B.L., Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors, *J. Athl Train.*, 2000,

- Vol. 35, No. 1, pp. 26-30.
- [13] Park, J. and Park, S., Effects of Material Position on Postural Stability during Manual Material Handling Tasks, *Journal of Ergonomics Society of Korea*, 2004, Vol. 23, No. 4, pp. 1-8.
- [14] Park, S. and Lee, S., Ability to Maintain Postural Control while Standing on Perturbed Surfaces, *Journal of the Society of Korea Industrial and Systems Engineering*, 2008, Vol. 31, No. 4, pp. 146-152.
- [15] Paulus, W., Straube, A., and Brandt, T., Visual stabilization of posture, *Physiological stimulus characteristics and clinical aspects*, *Brain*, 1984, Vol. 107, No. 4, pp. 1143-1163.
- [16] 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, No. 15, pp. 1639-1648.
- [17] Rashedi, E. and Nussbaum, M.A., Mathematical Models of Localized Muscle Fatigue : Sensitivity Analysis and Assessment of Two Occupationally-Relevant Models, *PLoS ONE*, 2015, Vol. 10, No. 12, pp. 1-16.
- [18] Vuillerme, N., Anziani, B., and Rougier, P., Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults, *Clin. Biomech.*, 2007, Vol. 22, No. 5, pp. 489-494.
- [19] Vuillerme, N., Pinsault, N., and Vaillant, J., Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue : effects of changes in sensory inputs, *Neurosci. Lett.*, 2005, Vol. 378, No. 3, pp. 135-139.
- [20] Yaggie, J.A. and McGregor, S.J., Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2002, Vol. 83, No. 2, pp. 224-228.

ORCID

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