KJSB
Korean Journal of Sport Biomechanics 2021; 31(2): 104-112
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2021.31.2.104
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752
ORIGINAL

Effects of Consecutive whole Body Vibration Exercise using Heel Raise Posture on Neuromuscular Response during Single-leg Stance

뒤꿈치 들기 자세를 이용한 전신진동 운동이 외발서기 시 근신경 반응에 미치는 영향

Dae Dong Kim[1], Myeounggon Lee[1], Changhong Youm[1,2]

[1]Department of Health Sciences, The Graduate School of Dong-A University, Busan, South Korea
[2]Department of Health Care and Science, Dong-A University, Busan, South Korea

Received : 09 March 2021
Revised : 22 April 2021
Accepted : 22 April 2021

Corresponding Author
Changhong Youm
Department of Health Care and Science, College of Health Sciences, Dong-A University, 37 Nakdong-Daero 550 beon-gil, Saha-gu, Busan, 49315, South Korea
Tel : +82-51-200-7830
Fax : +82-51-200-7505
Email : chyoum@dau.ac.kr

Objective: This study aimed to analyze the effects of consecutive whole body vibration through heel raise posture on the center of pressure and electromyography of anterior tibial muscle, lateral gastrocnemius and soleus muscles during single-leg stance.

Method: The subjects of this study included 30 healthy males in their 20's, with the following inclusion criteria: no history of orthopaedic medical history, no participation in regular exercises, no history of whole body vibration exercise, and right leg being the dominant leg. The experimental procedure involved pre-treatment measurement of eye open single-leg stance, application of whole body vibration for 30 seconds, post-treatment measurement (3 measurements in total). Static and dynamic movements have been measured over 2 separate experiments, with 72 hours gap between the experiments. Static movement involved maintaining single-leg heel raise posture for 30 seconds while applying whole body vibration, and dynamic movement involved heel raise (15 repetitions over 30 seconds) while applying whole body vibration. The strength of applied whole body vibration was 35 Hz frequency and 2~4 mm amplitude.

Results: As the single-leg posture after static heel raise posture, mediolateral velocity of the center of pressure at post 2 and post 3 were significantly reduced compared to the pre-treatment measurement. In addition, the percentage for reference voluntary contraction in anterior tibial muscle and soleus and median frequency at anterior tibial muscle and lateral gastrocnemius muscle at post 3 were significantly decreased compared to the pre-treatment value. As the single-leg posture after dynamic heel raise posture, the mediolateral 95% edge frequency of the center of pressure and median frequency at anterior tibial muscle, lateral gastrocnemius muscle, and soleus muscle at post 3 were significantly reduced compared to the pre-treatment value.

Conclusion: Acute whole body vibration via static and dynamic heel raise posture have positive effect on mediolateral posture control during single-leg stance.

Keywords: Whole body vibration, Single-leg stance, Centre of pressure, EMG

INTRODUCTION

전신진동(Whole body vibration) 운동은 플랫폼 위에 서서 몸 전체를 기계적 진동에 노출시키는 훈련 방법이다(Ritzmann, Kramer, Bernhardt & Gollhofer, 2014). 초기 연구에서는 전문 운동선수의 근력, 스피드, 민첩성 등의 운동 능력 향상을 위해 실시되었으나, 최근에는 피트니스 클럽 등에서 일반인의 건강 증진을 위한 근력 트레이닝의 대체 방법 중 하나로 대중적으로 사용되고 있다(Delecluse, Roelants & Verschueren, 2003). 이러한 전신진동 운동은 익히는데 어려움이 없으며, 특별한 부작용이 없어 다양한 질환자 또는 체력 수준이 낮은 노약자에게 적합한 운동의 형태를 제공할 수 있어 임상 환경에서 재활을 위한 운동 장비로도 사용되고 있다(Rheem, 2014; Cardinale & Wakeling, 2005).

전신진동의 기계적 자극은 신체를 통해 다양한 감각 수용기(Sensory receptors)를 자극시킨다. 특히 근방추(Muscle spindles)의 α-운동신경(Motoneurons)을 활성화시켜 근육의 반사 수축인 긴장성 진동 반사(Tonic Vibration Reflex)를 유발하여, 근육 활성화(Muscle activity), 힘(Force), 파워(Power), 유연성(Flexibility), 자세 안정성(Postural stability) 등을 향상시키는 것으로 나타났다(Adams et al., 2009; Dickin & Heath,

Copyright © 2021 Korean Journal of Sport Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Table 1. Physical characteristics

Group	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Muscle mass (kg)	Fat mass (kg)	Body mass index (kg/m^2)
Male (n=30)	21.6±2.3	172.8±5.3	71.5±10.1	31.1±4.0	16.4±6.2	24.0±3.4

2014). 이러한 전신진동 운동의 운동 강도 설정 시 사용되는 특성은 주파수(frequency)와 진폭(Amplitude), 진동 노출 동안의 동작, 노출지속 시간 등이 있다(Jordan, Norris & Herzog, 2005). 주파수 대역과 관련된 선행연구를 살펴보면, 부작용이 발생할 가능성이 없는 안전한 주파수인 20~50 Hz 사이에서 실험이 많이 이루어졌으며(Rheem, 2014; Rittweger, Mutschelknauss & Felsenberg, 2003), 젊은 성인을 대상으로 30~35 Hz의 주파수와 2~4 mm 진폭이 해당 근육 활성화 및 운동 수행력 향상에 긍정적인 효과를 나타낸다고 보고하고 있다(Adams et al., 2009; Cardinale & Lim, 2003; Cormie, Deane, Triplett & McBride, 2006; Dickin & Heath, 2014; Turner, Sanderson & Attwood, 2011).

자세 안정성은 기저면 내에서 질량중심점(center of mass)을 유지하고 제어하는 능력으로서(Horak, 1997; Ferdjallah, Harris, Smith & Wertsch, 2002), 적절한 자세제어를 수행하기 위해선 정적 및 동적 안정성, 시각(Visual), 전정(Vestibular), 체성 감각(Somatosensory)의 정보를 조직화하는 능력이 요구된다(Peterson, Christou & Rosengren, 2006). 이러한 자세제어 능력은 일상생활에서 나타나는 활동에 중요한 요소로 작용하며(Diener, Dichgans, Guschlbauer & Mau, 1984; Ferdjallah et al., 2002), 특히 외발서기 시(single-leg stance) 자세의 안정성은 보행 시 나타나는 외발지지구간의 안정성과 연관되어 낙상 요인에 직접적인 영향을 미치는 중요한 요인으로 작용한다(Zumbrunn, MacWilliams & Johnson, 2011).

외발서기 능력을 증진시키기 위해 정적 및 동적 전신진동을 운동을 적용한 선행연구들을 살펴보면, 외발서기 시 운동에 참여한 대상자들의 자세제어 능력이 유의하게 개선된 것으로 보고하여 정적 자세제어에 긍정적인 효과가 나타나는 것으로 보고되었다(Cloak, Nevill, Clarke, Day & Wyon, 2010; Fort, Romero, Bagur & Guerra, 2012; Rees, Murphy & Watsford, 2009; Ritzmann, Gollhofer & Kramer, 2013; Schlee, Reckmann & Milani, 2012). 그러나 일부 연구에서는 정적 전신진동을 운동을 적용 후 외발서기 시 유의한 차이가 나타나지 않다고 보고하고 있으며(Rendos et al., 2017), 이는 대상자의 특성, 운동 형태, 운동지속 시간 등에 따라 외발서기 능력 증진에 다소 상충될 수 있는 결과가 나타나는 것으로 판단된다. 또한 선행연구에서는 정적 전신진동 운동(Rendos et al., 2017), 동적 전신진동 운동(Cloak et al., 2010; Schlee et al., 2012), 혹은 정적과 동적 전신진동 운동을 동시에 고려한 운동 프로그램(Fort et al., 2012; Rees et al., 2009)을 적용 후 외발서기 능력 증진에 유의한 효과가 나타나는지 확인하였다. 이는 오늘날 전신진동을 이용한 운동이 많은 피트니스 및 재활시설에서 운동 프로그램으로 사용되고 있지만, 정적 및 동적 전신진동 운동 적용에 따라 구체적으로 어떤 개선 효과가 나타나는지 일반화하기엔 다소 불분명한 것으로 판단된다. 특히, 선행연구에서 가장 많이 활용한 한발 발뒤꿈치 들기(Single-leg heel raise)를 활용하여(Cloak et al., 2010; Fort et al., 2012; Rees et al., 2009; Ritzmann et al., 2013) 정적 및 동적 전신진동 운동 효과를 검증하는 것은 운동 프로그램 설계에 의미 있는 기초자료가 될 것으로 판단된다. 따라서 정적 자세제어 능력 증진에 효과적인 전신진동 운동 프로토콜을 확인하기 위해 정적 및 동적 프로토콜을 적용하여 두 운동 유형의 형태에 따라 정적 자세제어 능력 변화를 살펴보고, 반복되는 세트에 따른 근 신경계의 효과와 운동학적 변인 결과를 살펴볼 필요가 있다.

따라서 이 연구의 목적은 건강한 성인 남성을 대상으로 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 정적 및 동적 전신진동 운동을 연속적으로 적용함에 따른 외발서기 시 자세제어와 신경근에 미치는 영향을 살펴보는 것이며 이를 통해 전신진동 운동을 통한 중재 프로그램 설정 시 참고할 수 있는 기초자료로 제공하고자 한다.

METHOD

1. 연구 대상자

연구 대상자는 1년 이내에 정형 외과적 병력이 없으며, 주 3회 이상의 규칙적인 운동에 참여하지 않는 자, 전신진동 운동의 경험이 없는 자, 주동 다리가 오른쪽인 20대 건강한 남성을 대상으로 최종적으로 총 30명의 인원이 측정을 완료하였다. 이 연구는 실험과 관련된 모든 절차에 관하여 실험 전 임상윤리위원회(Institute of Review Board)의 심의를 받았으며, 연구 대상자는 심의 결과에 따라 승인된 실험 동의서에 대해 충분한 설명을 받은 후 서명을 받아 진행하였다. 실험이 진행되기 전 3일 동안은 지연성 근육통을 유발할 수 있는 수준의 신체적 활동의 참여는 제한하였다. 연구 대상자의 신체적 특성은 (Table 1)과 같다.

2. 실험 절차

이 연구의 실험 절차는 총 2회의 측정으로 나누어 진행하였다. 첫 번째 측정은 실험 동의서 작성, 신체활동 준비 설문지 작성(Physical activity readiness questionnaire, PAR-Q), 체성분 분석기(Inbody270, Inbody, Korea)와 신장계를 이용하여 대상자의 신장(Height), 체중(Weight), 근육량(Muscle mass), 지방량(Fat mass), 체질량 지수(Body mass index, BMI) 등의 신체적 특성을 측정하였다. 또한, 근전도(Electromyogram) 부착, 자발적 기준 수축(Reference voluntary contraction, RVC) 측정, 사전 측정으로 눈뜨고 외발서기를 실시한 다음, 정적 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 전신진동 운동 적용 후, 사후 측정으로 눈뜨고 외발서기 측정을 실시하였다. 두 번째 측정은 동적 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 전신진동 운동 적용하여, 첫 번째 측정과 동일한 방법으로 실시하였다. 첫 번째 측정과 두 번째 측정은 학습 효과와 피로 효과를 최소화하기 위하여 72시간 이상의 간격을 두고 실행하였다(Figure 1).

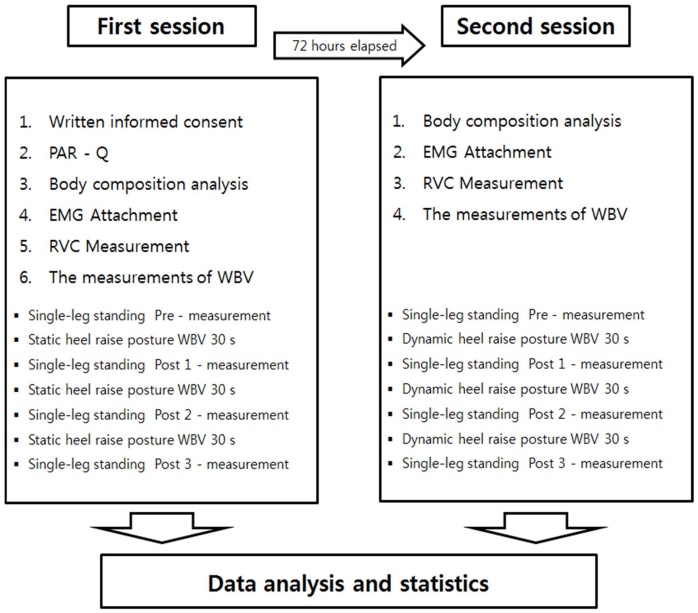

Figure 1. Experimental procedure

2.1 실험 장비

이 연구의 실험 장비는 전신진동기(Personal power plate, Power plate, US), 지면 반력기(OR6-7, AMTI, US), 표면 근전도(Trigno, Delsys, US)를 이용하였다. 전신 진동운동 적용 후 가능한 즉각적으로 효과를 평가하기 위해 전신진동기와 지면반력의 거리를 가능한 가까운 거리에 위치하도록 설치하였다. 지면 반력기는 대상자의 좌우 방향을 X축, 전후 방향을 Y축, 수직 방향을 Z축으로 설정하였다(Figure 2).

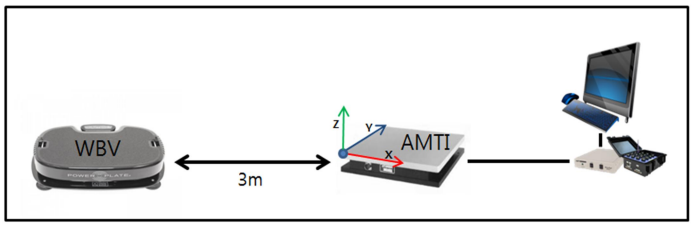

Figure 2. Equipment placement

2.2 근전도 부착 및 자발적 기준 수축 측정

근전도의 부착은 하퇴의 외측비복근(Lateral gastrocnemius)과 가자미근(Soleus), 전경골근(Tibialis anterior)에 부착하였다. 각 근육의 근전도 부착 위치는 기시부(Origin)와 정지부(Insertion)의 사이의 근복(Belly)에 부착하였으며, 근전도 부착 전 부착 위치는 알콜솜으로 깨끗이 소독하였다. 자발적 기준 수축 측정의 자세는 양발을 어깨 넓이로 벌리고 정면을 응시한 상태로 편하게 서서 5초간 측정하였다.

2.3 정적 및 동적 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 전신진동 운동

정적 및 동적 한발 발뒤꿈치 들기는 지지 다리의 역할을 수행하는 비주동 다리(Non-dominant limb)에 적용하였으며, 비주동 다리를 통해 외발서기 자세과업을 실시하였다. 대부분의 선행연구에서는 회당 약 30~60초 전신진동 운동을 적용하는 것으로 확인되었으며(Cloak et al., 2010; Fort et al., 2012; Rendos et al., 2017; Schlee et al., 2012), 전신운동 적용 시 머리에 전달되는 충격을 최소화하기 위해 가능한 7분 이내의 운동시간 적용을 권장하고 있다(Cardinale & Wakeling, 2005). 또한, 부작용이 발생할 가능성이 없는 안전한 주파수인 20~50 Hz 사이의 주파수 중 젊은 성인을 대상으로 30~35 Hz의 주파수와 2~4 mm 진폭이 해당 근육 활성화 및 운동 수행력 향상에 긍정적인 효과를 나타낸다고 보고하고 있어(Adams et al., 2009; Cardinale & Lim, 2003; Cormie, Deane, Triplett & McBride, 2006; Dickin & Heath, 2014; Turner, Sanderson & Attwood, 2011). 본 연구는 최종적으로 전신진동은 35 Hz, 저진폭(2~4 mm)을 적용하였다.

정적 뒤꿈치 들기(Static heel raise) 자세는 뒤꿈치 들어 올린 자세로 전신진동 30초 적용 후 눈뜨고 외발서기 측정(post 1); 이후 뒤꿈치를 들어 올린 자세로 전신진동 30초 적용 후 눈뜨고 외발서기 측정(post 2); 마지막으로 뒤꿈치를 들어 올린 자세로 전신진동 30초 적용 후 눈뜨고 외발서기 측정(post 3)을 실시하였다. 총 3회의 정적 뒤꿈치 들기 자세로 전신진동 30초를 적용하며, 사전 측정(pre)을 포함하여 총 4회의 눈뜨고 외발서기 측정을 실시하였다. 동적 뒤꿈치를 들기(Dynamic heel raise)는 전신진동 적용 30초 동안 뒤꿈치를 들고 내리는 동작을 15회 실시하였다. 정적 뒤꿈치 들기의 방법과 같이 총 3회의 동적 뒤꿈치 들기 동작으로 전신진동 30초 적용, 사전 측정을 포함하여 총 4회의 눈뜨고 외발서기 측정(pre/post 1/post 2/post 3)을 실시하였다. 전신진동 운동 적용 후 외발서기 측정은 휴식 시간 없이 3 m 거리의 지면 반력기 위에서 즉시 실시하였다.

2.4 외발서기 자세(Single-leg stance)

외발서기는 자가 보고된 오른쪽 주동 다리의 반대쪽인 왼발을 지지다리로 측정하였다. 측정 자세는 지면 반력기 위에 맨발로 서서 안정된 자세를 취한 후 양팔을 교차하여 가슴 위에 붙이고, 한쪽 다리를 90°로 굴곡하여 측정 다리에 닿지 않도록 든 다음, 시선은 정면의 표시를 주시하도록 하였다. 외발서기 측정 시 분석 시간 이내에 가슴 앞에 교차하여 고정시킨 양손이 풀어지거나, 상체의 균형이 심각하게 흔들릴 경우, 발바닥이 기준 위치에서 벗어나는 경우, 실패로 간주하였다(Bizid et al., 2009: Yaggie & McGregor, 2002).

3. 자료수집 및 처리

이 실험의 눈뜨고 외발서기에 대한 지면반력 자료의 동기화, 수집, 분석은 Nexus software (Vicon, UK)를 이용하였으며, 분석 시간은 실험환경에서 발생할 수 있는 초기 동요를 제거하기 위하여 시작 신호로부터 5초 후부터 20초 동안의 자료를 분석하였다(Figure 3). 지면반력 자료의 샘플링 주파수 100 Hz로 설정하고, 수집된 자료는 Butterworth low-pass filter 2차, 차단 주파수 6 Hz로 필터링하였다(Figure 3).

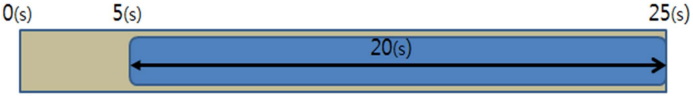

Figure 3. Data collection and analyzed time

근전도 자료의 수집은 표면 무선 근전도 장비(Trigno, Delsys, US)를 이용하였으며, 전경골근, 외측비복근, 가자미근을 대상으로 총 3개 채널을 사용하였다. 근전도 자료 처리는 Nexus software를 이용하여 2,000 Hz로 샘플링 하였으며, EMG Works Analysis를 이용하여 분석하였다. 근전도 신호의 필터링은 Band-pass filter를 이용하여 차단 주파수 20~450 Hz로 필터링하였으며, Band-stop filter를 이용하여 차단 주파수 59~61 Hz로 필터링 하였다. 근전도 자료의 분석 변수는 각 근육의 자발적 기준 수축 백분율(%RVC)과 중앙 주파수(Median frequency)를 분석하였다.

3.1 지면반력 분석 변인

눈뜨고 외발서기에 대한 지면반력 자료의 분석 변수는 자세제어 능력을 판별하는 주요 변수인 압력중심점(Center of pressure)의 궤적을 시간 영역변수와 주파수 영역 변수로 나눈 다음, 좌우 요인, 전후 요인, 통합 요인 변수를 분석하였다. 좌우 요인과 전후 요인은 속도, RMS (Root mean squared) 거리, 총 파워 주파수(Total power frequency), 50% 주파수(Edge frequency), 95% 주파수(Edge frequency), 통합 요인은 평균 속도, 95% 신뢰구간 타원 면적으로 구분하였다.

1) 시간영역 변수

(1) 좌우 속도와 전후 속도

압력중심점의 좌우 속도와 전후 속도는 압력중심점이 좌우, 전후로 움직인 총 거리를 분석 시간(T = 20 s)으로 나눈 값이며, 식 ①, ②와 같다.

$$V_{ML} = \frac{1}{T}\sum_{n=1}^{n-1}(|x_{ML(n+1)} - x_{ML(n)}|) \quad ①$$

$$V_{AP} = \frac{1}{T}\sum_{n=1}^{n-1}(|x_{AP(n+1)} - x_{AP(n)}|) \quad ②$$

$x_{ML(n)}$와 $x_{ML(n+1)}$은 좌우 방향 위치의 n번째 값과 n+1번째 값을 의미(n = 100 Hz × 20 s)하고, $x_{AP(n)}$과 $x_{AP(n+1)}$은 전후 방향 위치의 n번째 값과 n+1번째 값을 의미(n = 100 Hz × 20 s)한다. 또한 T는 분석 시간(T = 20 s)을 의미한다.

(2) 평균 속도

압력중심점의 평균 속도는 좌우 속도와 전후 속도의 합 벡터로 계산한 값을 의미하며, 식 ③과 같다.

$$V_R = \sqrt{(V_{ML})^2 + (V_{AP})^2} \quad ③$$

(3) 좌우 RMS 거리와 전후 RMS 거리

압력중심점의 좌우 RMS 거리와 전후 RMS 거리는 각 방향의 거리를 제곱하여 평균한 값의 제곱근을 의미하며, 식 ④, ⑤와 같다.

$$RMS_{ML} = [\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(x_{ML(n)} - \overline{x_{ML}})^2]^{\frac{1}{2}} \quad ④$$

$$RMS_{AP} = [\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(x_{AP(n)} - \overline{x_{AP}})^2]^{\frac{1}{2}} \quad ⑤$$

이 식에서$x_{ML(n)}$와 $\overline{x_{ML}}$은 압력중심점의 좌우 방향의 위치와 평균값, $x_{AP(n)}$와 $\overline{x_{AP}}$은 압력중심점의 전후 방향의 위치와 평균값, N은 분석에 사용된 전체 사례 수(100 Hz × 20 s)를 나타낸다.

(4) 95% 신뢰구간 타원 면적

압력중심점의 95% 신뢰구간 타원 면적은 압력중심점의 이동 면적을 말하며, 이는 압력중심점 궤적의 95%를 포함하고 장축(Major)과 단축(Minor)의 반지름을 가지는 타원으로 이루어져 있으며, 식 ⑥ - ⑩과 같다.

$$Area = \pi ab \quad ⑥$$

$$a = [3(SD_{AP}^2 + SD_{ML}^2 + D)]^{\frac{1}{2}} \quad ⑦$$

$$b = [3(SD_{AP}^2 + SD_{ML}^2 - D)]^{\frac{1}{2}} \quad ⑧$$

$$D = [(SD_{AP}^2 + SD_{ML}^2) - 4(SD_{AP}^2 SD_{ML}^2 - SD_{APML}^2)]^{\frac{1}{2}} \quad ⑨$$

$$SD_{APML} = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(x_{AP(n)}x_{ML(n)}) \quad ⑩$$

a는 장축, b는 단축, 3은 n>120의 데이터를 가지는 이변량 분포의 95% 신뢰 수준($F_{0.005[2,n-2]}$)에서 F 통계량, (SD_{APML})은 공분산을 나타낸다.

2) 주파수 영역 변수

압력중심점의 주파수 영역은 노이즈가 필터링 된 시계열 데이터를 비선형 데이터 분석 프로그램인 Complexity version 2.0 프로그램(Laxtha, Korea)을 이용하여 총 주파수, 95% 구간 주파수, 50% 구간 주파수로 분석하였다(Youm, Park & Seo, 2008).

4. 통계 처리

통계 처리는 SPSS 21.0을 이용하여 각 변수들의 평균과 표준편차를 산출하였으며, 모든 자료의 정규성 검정을 위해 Shapiro-wilk test를 실시하였다. 정적 및 동적 발뒤꿈치 들기 동작 시 적용시기에 따른 주효과를 알아보기 위하여 동작별 반복 측정에 의한 one-way ANOVA를 실시하였으며, 사후 검정을 위하여 대응표본 t-test 이용하였다. 통계적 유의수준은 Type 1 오류를 보정하기 위해 Bonferroni 보정을 실시하여 .0125(0.05/측정 4회)로 설정하였다.

Table 2. The results of center of pressure for the heel-raised posture

		Pre	Post 1	Post 2	Post 3	*F*-value	Post-hoc
ML	Velocity (cm/s)	2.40±0.68	2.27±0.58	2.14±0.46	2.19±0.60	3.516*	b,c*
	RMS distance (cm)	0.54±0.09	0.54±0.10	0.55±0.10	0.55±0.08	0.064	NS
	TPF (cm^2)	0.43±0.13	0.40±0.19	0.43±0.22	0.39±0.14	0.395	NS
	50% EF (Hz)	0.64±0.33	0.62±0.22	0.62±0.23	0.59±0.24	0.016	NS
	95% EF (Hz)	2.56±0.43	2.47±0.49	2.50±0.43	2.47±0.59	0.286	NS
AP	Velocity (cm/s)	2.01±0.55	1.92±0.54	2.00±0.56	2.01±0.58	1.106	NS
	RMS distance (cm)	0.56±0.09	0.61±0.13	0.55±0.11	0.59±0.09	3.113*	d*
	TPF (cm^2)	0.46±0.17	0.42±0.21	0.43±0.18	0.46±0.19	0.481	NS
	50% EF (Hz)	0.41±0.22	0.42±0.22	0.46±0.26	0.37±0.24	0.735	NS
	95% EF (Hz)	1.99±0.54	1.87±0.46	2.06±0.50	1.96±0.61	0.967	NS
I	AV (cm/s)	3.44±0.92	3.28±0.83	3.25±0.74	3.27±0.86	1.582	NS
	95% Area (cm^2)	2.58±1.35	3.64±1.86	3.48±1.61	2.93±1.55	4.255*	a,b*

All data is means ± standard deviations, *F*-value: one-way ANOVA with repeated measures, Post-hoc: Paired *t*-test, a: pre/p1, b: pre/p2, c: pre/p3, d: p1/p2, e: p1/p3, f: p2/p3, RMS: Root mean square, NS: Non significant, *: p<.0125, ML: mediolateral, AP: anteroposterior, I: Integration, TPF: total power frequency, EF: edge frequency AV: Average velocity

Table 3. % Reference voluntary contraction (unit: %)

	Pre	Post 1	Post 2	Post 3	*F*-value	Post-hoc
TA	852.03±684.72	566.61±320.22	648.74±451.47	574.38±352.72	9.020*	a,b,c*
LG	505.35±309.27	480.23±277.29	499.77±320.89	497.23±327.88	0.431	NS
S	414.29±283.41	352.43±237.88	367.87±225.17	379.80±276.08	2.775*	NS

All data is means ± standard deviations, TA: tibialis anterior, LG: lateral gastrocnemius, S: soleus, *F*-value: one-way ANOVA with repeated measures, Post-hoc: Paired *t*-test, a: pre/p1, b: pre/p2, c: pre/p3, d: p1/p2, e: p1/p3, f: p2/p3, NS: Non significant, *: p<.0125

RESULTS

1. 정적 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 전신진동 운동 적용 결과

1.1 압력중심점 좌우, 전후, 통합 요인

좌우 요인의 속도는 시기 간($F_{3,87}$=3.516, p=.018) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 2 (t_{29}=2.681, p=.012)과 pre-post 3 (t_{29}=2.888, p=.007)에서 유의한 차이가 나타났다. 전후 요인의 RMS 거리는 시기 간($F_{3,87}$=3.113, p=.030) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, post 1-post 2 (t_{29}=2.801, p=.009)에서 유의한 차이가 나타났다. 통합 요인의 면적은 시기 간($F_{3,87}$=4.255, p=.007) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 1 (t_{29}=3.0187, p=.003)과 pre-post 2 (t_{29}=3.226, p=.003)에서 유의한 차이가 나타났다(Table 2).

1.2 근전도

1) 자발적 기준 수축 백분율

전경골근의 자발적 기준 수축 백분율은 시기 간($F_{3,87}$=9.020, p=.000) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 1 (t_{29}=3.258, p=.003), pre-post 2 (t_{29}=2.935, p=.006), pre-post 3 (t_{29}=3.474, p=.002)에서 유의한 차이가 나타났다. 가자미근의 자발적 수축 백분율은 시기 간($F_{3,87}$=2.775, p=.046) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, 가자미근은 pre-post 1 (t_{29}=2.316, p=.028), pre-post 2 (t_{29}=2.068, p=.048)에서 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 3).

2) 중앙 주파수

전경골근의 중앙 주파수는 시기 간($F_{3,87}$=11.173, p=.000) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 1 (t_{29}=4.121, p=.000), pre-post 2 (t_{29}=4.671, p=.000), pre-post 3 (t_{29}=3.405, p=.002)에서 유의한 차이가 나타났다. 외측비복근의 중앙 주파수는 시기 간($F_{3,87}$=6.175, p=.001) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 1 (t_{29}=3.852, p=.001), pre-post 3 (t_{29}=3.750, p=.001)에서 유의한 차이

Table 4. Median frequency (unit: Hz)

	Pre	Post 1	Post 2	Post 3	*F*-value	Post-hoc
TA	82.21±22.36	74.32±21.26	73.51±21.68	76.11±21.10	11.173*	a,b,c*
LG	75.61±15.50	71.39±16.58	71.62±14.46	70.33±13.27	6.175*	a,c*
S	76.17±18.84	74.44±19.22	72.35±15.39	71.29±13.79	2.233	NS

All data is means±standard deviations, TA: tibialis anterior, LG: lateral gastrocnemius, S: soleus, *F*-value: one-way ANOVA with repeated measures, Post-hoc: Paired *t*-test, a: pre/p1, b: pre/p2, c: pre/p3, d: p1/p2, e: p1/p3, f: p2/p3, NS: Non significant, *: $p<.0125$

Table 5. Median frequency (unit: Hz)

	Pre	Post 1	Post 2	Post 3	*F*-value	Post-hoc
TA	85.55±23.98	75.81±25.42	72.36±21.71	71.11±20.58	13.995*	a,b,c*
LG	75.68±16.56	67.07±16.26	66.58±15.43	69.57±15.05	8.808*	a,b,c,f*
S	74.31±18.22	68.94±17.28	67.33±17.16	68.80±16.91	5.098*	a,b,c*

All data is means±standard deviations, TA: tibialis anterior, LG: lateral gastrocnemius, S: soleus, *F*-value: one-way ANOVA with repeated measures, Post-hoc: Paired *t*-test, a: pre/p1, b: pre/p2, c: pre/p3, d: p1/p2, e: p1/p3, f: p2/p3, NS: Non significant, *: $p<.0125$

가 나타났다(Table 4).

2. 동적 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 전신진동 운동 적용 결과

2.1 압력중심점 좌우, 전후, 통합 요인

좌우 요인의 95% 주파수는 시기 간($F_{3,87}$=11.809, p=.000) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 3 (t_{29}=4.950, p=.000), post 1-post 3 (t_{29}=3.591, p=.001), post 2-post 3 (t_{29}=4.336, p=.000)에서 유의한 차이가 나타났다(Figure 4). 전후 요인과 통합 요인은 유의한 차이가 나타나지 않았다.

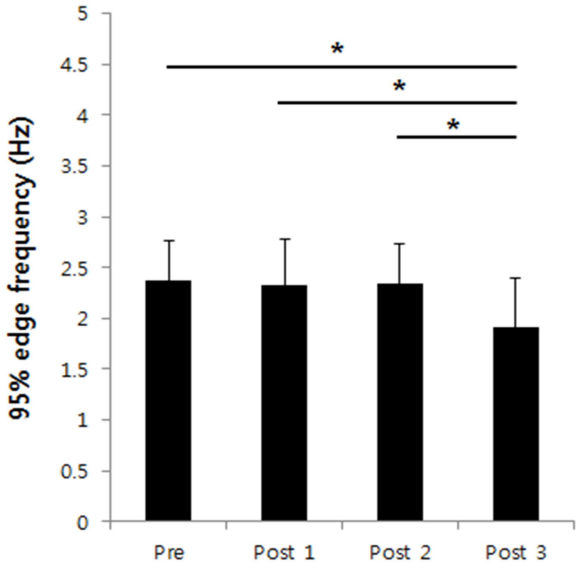

Figure 4. Mediolateral 95% edge frequency of center of pressure during dynamic heel-raise

2.2 근전도

1) 자발적 기준 수축 백분율

자발적 기준 수축 백분율에 대한 결과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

2) 중앙 주파수

전경골근의 중앙 주파수는 시기 간($F_{3,87}$=13.995, p=.000) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 1 (t_{29}=4.191, p=.000), pre-post 2 (t_{29}=5.264, p=.000), pre-post 3 (t_{29}=4.961, p=.000)에서 유의한 차이가 나타났다. 외측비복근의 중앙 주파수는 시기 간($F_{3,87}$=8.808, p=.000) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 1 (t_{29}=3.852, p=.001), pre-post 2 (t_{29}=4.362, p=.000), pre-post 3 (t_{29}=2.399, p=.002), post 2-post 3 (t_{29}=2.732, p=.001)에서 유의한 차이가 나타났다. 가자미근의 중앙 주파수는 시기 간($F_{3,87}$=5.098, p=.003) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, pre-post 1 (t_{29}=2.748, p=.010), pre-post 2 (t_{29}=2.882, p=.007), pre-post 3 (t_{29}=2.668, p=.012) 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(Table 5).

DISCUSSION

Schlee et al. (2012)는 20대 건강한 성인 남녀를 대상으로 양발 정적 스쿼트 자세로 전신진동 운동 1분 적용과 30초 휴식 4회 실시 직후, 눈뜨고 외발서기를 실시한 결과, 사후 면적에서 유의한 감소가 나타났다고 보고하였다. 이와 같은 전신진동 운동 후 자세제어에서 보인 개선 사항은 신경근의 긴장성 진동 반사와 이에 따른 반사 경로의 보다 효율적인 사용 때문일 수 있다고 제안하였다. 이 연구의 정적 외발서기 전신진동 운동 적용 결과, post 3 이후에 좌우 방향 및 post 3 이후에 통합 요인에서 외발서기 자세제어 능력의 개선이 나타났으며, 이는 근 피로 발생에도 불구하고 신경근의 긴장성 진동 반사 경로의 개선

으로 인한 외발서기 수행력 개선 효과를 보고한 Schlee et al. (2012)의 유사한 결과인 것으로 판단된다.

Abercromby et al. (2007)은 30대 성인 남녀를 대상으로 스쿼트 자세로 전신진동 시 하지 근육 중 전경골근에서 가장 큰 활성화가 나타났고 보고하였으며, 이는 전신진동의 빠른 상하 방향의 움직임은 발목 움직임에 영향을 주며, 근육의 탄성 특성(Elastic properties)과 신전 반사 수축(Myotatic reflex contractions)에 의해 더 많이 활성화된다고 보고하였다. 또한, Ritzmann et al. (2013)은 건강한 20대 남녀를 대상으로 60° 무릎 각도에서 대퇴사두근의 가장 높은 근 활성화가 나타났으며, 뒤꿈치 들기 자세는 하퇴 삼두근의 가장 높은 활성화가 나타났다고 보고하였다. 이와 같이 전신진동의 적용은 해당 근육의 신경근 활성화에 기여하여 결과적으로 근력과 순발력 향상에 효과적인 방법으로 보고하고 있다(Adams et al., 2009; Cardinale & Bosco, 2003; Cormie et al., 2006; Duchateau & Enoka, 2002; Turner et al., 2011; Bush, Blog, Kang, Faigenbaum & Ratamess, 2015). 또한, 자세제어 과업 시 압력중심점 속도와 진폭의 증가는 안정성 감소 혹은 자세제어 능력의 감소와 연관되어 있으며(Youm & Kim, 2012), 전신진동 운동의 적용은 자세제어 능력 및 신경근 조절(Neuromuscular control) 개선에 유용하다(Fort et al., 2012). 이 연구는 30초간 정적 뒤꿈치 들기 자세로 전신진동 운동을 적용한 후 외발서기 시 전경골근과 외측비복근의 근 활성도는 감소하는 것으로 나타났으나, 이러한 근 활성도의 감소에도 불구하고 점진적인 전신진동 적용 시 압력중심점의 좌우 속도와 면적이 감소하여, 안정적인 자세를 유지한 것으로 판단된다.

외발서기 시 자세 제어는 발목 관절 움직임에 의하여 제어되며, 특히 시상면 움직임 보다 좌우면 움직임에 영향을 많이 받는다(Neumann, 2013; Winter, 1995). 따라서 발목 관절 근육의 최대 활성화를 일으키는 정적 뒤꿈치 들기 자세의 전신진동 적용은 외발서기 자세제어 시 좌우 움직임 제어에는 긍정적인 영향을 미치는 것으로 판단되며, 외발서기 자세제어 시 발목 관절의 보다 면밀한 분석을 위해서는 전경골근, 비복근, 가자미근과 더불어 좌우면 움직임에 관여되는 근육을 포함한 다양한 근육의 근전도 분석이 필요할 것으로 판단된다.

동적 뒤꿈치 들기 자세로 전신진동을 적용한 후 외발서기 압력중심점을 분석한 결과, 좌우 95% 주파수는 post 3가 pre, post 1, post 2보다 유의하게 작은 것으로 나타났으며, 전경골근, 외측비복근, 가자미근의 중앙주파수는 post 1, post 2, post 3가 pre보다 유의하게 작은 것으로 나타났다. Torvinen et al. (2002)은 20~30대 건강한 성인 남녀 16명을 대상으로 스쿼트 자세, 직립서기 자세, 가벼운 무릎 굴곡 자세, 가벼운 점프, 한발 번갈아 서기, 뒤꿈치 들기 자세로 이루어진 6가지 동작을 10초씩 실시하여 총 4분의 전신진동을 적용한 결과, 비복근, 가자미근, 외측광근의 평균 파워 주파수(Mean power frequency)가 감소가 나타났다고 보고하였으며, 전신진동 운동 후 신체 균형 안정화 지수(Stability index)가 유의한 향상이 나타났다고 보고하였다. 이러한 결과는 전신진동에 의해 유도된 긴장성 진동 반사와 근방추 또는 다시냅스 경로(Polysynaptic pathway)의 활성화와 신경 적응에 의해 균형이 개선될 수 있다고 제안하였다. 이 연구의 근전도 분석 결과, 전경골근, 외측비복근, 가자미근에서 중앙 주파수가 감소하여 Torvinen et al. (2002)의 근전도 분석 결과와 유사한 경향이 나타났으며, 이 연구의 동적 뒤꿈치 들기 자세의 전신진동 운동 후 눈뜨고 외발서기 시 압력중심점 분석 결과에서 나타난 좌우 95% 주파수의 유의한 감소는 Torvinen et al. (2002)이 제안한 신경 적응에 의한 것으로 판단된다. 따라서 전경골근, 가자미근, 외측비복근의 전신진동 운동의 효과는 근피로에도 불구하고 post 3 이후에 외발서기 자세제어 능력의 좌우 방향 안정성 개선에 영향을 미치는 것으로 판단된다.

자세제어는 주변 환경을 포함하여 외적 및 내적 힘과 다양한 요인들을 통합하여 유지된다. 발 지지면 내의 전후 및 좌우 안정성 한계를 인식하여 질량중심점을 제어해야 하며, 이러한 안정성 한계의 인식은 균형을 유지하기 위해 지속적인 근골격계와 근골격계의 조절을 자극하는 시각, 전정, 체성 감각의 시스템을 통해 이루어진다(Shumway & Woollacott, 2007; Yaggie & McGregor, 2002; Adlerton & Moritz, 1996; Lundin, Feuerbach & Grabiner, 1993). 국부 진동 및 전신 진동의 감각 피드백은 신체 또는 환경적 제약에 따라 자세제어 시 서로 다르게 관여할 수 있으며, 중추신경계(Central nerve system) 통합에 의해 자세 조절을 위한 보상(Compensation) 전신 운동 반응(Whole body motor response)을 유발할 수 있다. 특히 시각 정보는 체성 감각이나 전정 감각보다 자세제어 시 더 많은 영향을 미치는 것으로 보고되었다(Dickin & Heath, 2014; Kavounoudias, Roll & Roll, 1998, 2001; Easton, Greene, DiZio & Lackner, 1998; Wierzbicka, Gilhodes & Roll, 1998). 이 연구에서는 실험 대상자가 운동 중 하퇴의 많은 피로를 느꼈으나 근전도의 중앙 주파수의 감소와 함께 직접적인 피로를 느낌에도 불구하고 외발서기 자세제어의 감소는 나타나지 않았다. 선행 연구에 의하면 하지의 피로는 자세제어 능력 감소에 영향을 미치며, 특히 하지의 근위부(Distal) 근육 피로보다 원위부(Proximal) 근육의 피로가 정적 외발서기 자세제어 감소에 더 많은 영향을 준다고 보고하였다(Howard, Cawley & Losse, 1998; Yaggie & McGrego, 2002; Gribble & Hertel, 2004; Harkins, Mattacola, Uhl, Malone & McCrory, 2005; Salavati, Moghadam, Ebrahimi & Arab, 2007; Springer & Pincivero, 2009; Reimer & Wikstrom, 2010). 따라서 이 연구에 적용된 눈뜨고 외발서기는 시각, 전정, 체성 감각을 통합하는 중추신경계 자세 조절 시스템의 영향이 클 수 있으며, 하퇴 근육의 피로는 자세제어를 감소시킬 만큼의 영향을 주지 않았던 것으로 판단된다.

이 연구는 정적 및 동적 전신진동 운동 적용 후 외발서기 과업 시 유의한 안정성의 향상을 확인할 수 있었으나, 다음과 같은 제한점들이 있음을 인정한다. 우선, 이 연구는 실험 디자인 단계에서 대조군을 고려하지 않아 직접적인 전신진동 운동의 효과 비교를 하는데 다소 어려움이 있다. 또한, 실험군 내 정적 및 동적 전신진동 운동 효과를 직접 비교하는 것은 두 운동 특성의 차이를 확인할 수 있을 것으로 예상되나, 이 연구에서는 이러한 방법은 고려되지 않았다. 정적 및 동적 전신진동 운동 적용 후 각기 다른 특성이 나타날 것으로 예상하였으나, 공통적으로 압력중심점 관련 변수는 사전에 비해 유의하게 감소하여 안정성이 높아진 반면, 근 활성도는 유의하게 감소되는 경향을 확인하였다. 그러나 근 활성도의 감소가 전신운동 적용 후 근 피로로 인해 발생한 결과인지 혹은 반복된 동작으로 인해 발생한 학습 효과로 숙련된 자세제어로 나타난 결과인지 확인해볼 필요가 있는 것으로 판단된다. 따라서, 보다 심층적인 자세제어 능력을 확인하기 위해선 신체 질량중심점(Center of mass) 관련 변수나 혹은 운동학(Kinematics) 변수들을 비롯하여 고관절, 무릎 관절 등의 하지에 근전도를 부착하여 근 활성화 패턴을 고려하면 구체적인 개선 기능을 검증하는데 유용할 것으로 판단된다. 마지막으로, 외발서기 자세제어 능력의 더욱 명확한

판단을 위해 시각 정보를 차단한 눈감고 외발서기가 필요할 것으로 판단된다. 더불어 전신진동의 적용 시간과 적용 횟수 그리고 다양한 자세를 추가하여 운동 강도를 정량적으로 분석할 수 있는 연구는 향후 전신진동 운동 중재 프로그램 설정 시 유용한 정보를 제공할 수 있는 기초자료로 활용 가능성이 높을 것으로 판단된다.

CONCLUSION

이 연구는 건강한 성인 남성을 대상으로 정적 및 동적 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 전신진동 운동이 외발서기 시 자세제어와 신경근에 미치는 영향을 분석하였으며, 정적 및 동적 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 3회의 전신진동 적용은 좌우 속도와 좌우 95% 주파수의 유의한 감소가 나타나 외발서기 자세제어 시 좌우 제어에 긍정적인 효과가 있는 것으로 판단되며, 전신진동 시 적용된 뒤꿈치 들기 동작은 관련 근육의 피로를 발생시키지만 외발서기 자세제어를 감소시킬 만큼의 영향은 미치지 않는 것으로 판단된다.

결론적으로 정적 및 동적 뒤꿈치 들기 자세를 이용한 전신진동 운동은 신경근의 긴장성 진동 반사와 이에 따른 반사 경로의 보다 효율적인 사용에 따른 근 신경계의 변화와 중추신경계의 자세 조절 시스템에 긍정적인 영향을 미쳐 자세 안정성을 증진시킬 수 있는 것으로 판단된다.

ACKNOWLEDGEMENT

The authors would like to thank the Biomechanics Laboratory staff at Dong-A University for their assistance with data collection.

REFERENCES

Adams, J. B., Edwards, D., Serviette, D., Bedient, A. M., Huntsman, E., Jacobs, K. A. ... & Signorile, J. F. (2009). Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *23*(1), 237-245.

Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., Mcfarlin, B. K., Hinman, M. R. & Paloski, W. H. (2007). Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *39*(9), 1642-1650.

Adlerton, A. K. & Moritz, U. (1996). Does calf-muscle fatigue affect standing balance?. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *6*(4), 211-215.

Bush, J. A., Blog, G. L., Kang, J., Faigenbaum, A. D. & Ratamess, N. A. (2015). Effects of quadriceps strength after static and dynamic whole-body vibration exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *29*(5), 1367-1377.

Cardinale, M. & Lim, J. (2003). Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *17*(3), 621-624.

Cardinale, M. A. J. W. & Wakeling, J. (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you?. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(9), 585-589.

Cardinale, M. & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *31*(1), 3-7.

Cloak, R., Nevill, A. M., Clarke, F., Day, S. & Wyon, M. A. (2010). Vibration training improves balance in unstable ankles. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(12), 894.

Cormie, P., Deane, R. S., Triplett, N. T. & McBride, J. M. (2006). Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *20*(2), 257-261.

Delecluse, C., Roelants, M. & Verschueren, S. (2003). Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *35*(6), 1033-1041.

Dickin, D. C. & Heath, J. E. (2014). Additive effect of repeated bouts of individualized frequency whole body vibration on postural stability in young adults. *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(4), 529-533.

Diener, W. W., Dichgans, J., Bacher, M. & Gompf, B. (1984). Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalogr Clinic Neurophysiol*, *57*, 134-142.

Duchateau, J. & Enoka, R. M. (2002). Neural adaptations with chronic activity patterns in able-bodied humans. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *81*(11), S17-S27.

Easton, R. D., Greene, A. J., DiZio, P. & Lackner, J. R. (1998). Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Experimental Brain Research*, *118*(4), 541-550.

Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P. & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, *17*, 203-210.

Fort, A., Romero, D., Bagur, C. & Guerra, M. (2012). Effects of whole-body vibration training on explosive strength and postural control in young female athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *26*(4), 926-936.

Gribble, P. A. & Hertel, J. (2004). Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *14*(6), 641-646.

Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R. & McCrory, J. L. (2005). Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. *Journal of Athletic Training*, *40*(3), 191.

Howard, M. E., Cawley, P. W. & Losse, G. M. (1998). Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *30*(12), 1703-1707.

Horak, F. B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*, *6*, 76-84.

Jordan, M. J., Norris, S. R. & Herzog, W. (2005). Vibration training: An overview of the area, Training consequences. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*(2), 459-466.

Kavounoudias, A., Roll, R. & Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a

'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport*, *9*(14), 3247-3252.

Lundin, T. M., Feuerbach, J. W. & Grabiner, M. D. (1993). Effect of plantar flexor and dorsiflexor fatigue on unilateral postural control. *Journal of Applied Biomechanics*, *9*(3), 191-201.

Neumann, D. A. (2013). Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation. Elsevier Health Sciences.

Peterson, M. L., Christou, E. & Rosengren, K. S. (2006). Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait & Posture*, *23*, 455-463.

Reimer III, R. C. & Wikstrom, E. A. (2010). Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *13*(1), 161-166.

Rees, S. S., Murphy, A. J. & Watsford, M. L. (2009). Effects of whole body vibration on postural steadiness in an older population. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *12*(4), 440-444.

Rendos, N. K., Jun, H. P., Pickett, N. M., Lew Feirman, K., Harriell, K., Lee, S. Y. & Signorile, J. F. (2017). Acute effects of whole body vibration on balance in persons with and without chronic ankle instability. *Research in Sports Medicine*, *25*(4), 391-407.

Rheem, Y. T. (2014). Study on the research trend of whole body vibration. *Journal of Leisure & Wellness*, *5*(1), 57-65.

Rittweger, J., Mutschelknauss, M. & Felsenberg, D. (2003). Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *23*(2), 81-86.

Ritzmann, R., Gollhofer, A. & Kramer, A. (2013). The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *European Journal of Applied Physiology*, *113*(1), 1-11.

Ritzmann, R., Kramer, A., Bernhardt, S. & Gollhofer, A. (2014). Whole body vibration training-improving balance control and muscle endurance. *PloS One*, *9*(2), e89905.

Salavati, M., Moghadam, M., Ebrahimi, I. & Arab, A. M. (2007). Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait & Posture*, *26*(2), 214-218.

Schlee, G., Reckmann, D. & Milani, T. L. (2012). Whole body vibration training reduces plantar foot sensitivity but improves balance control of healthy subjects. *Neuroscience Letters*, *506*(1), 70-73.

Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice.* Lippincott Williams & Wilkins.

Springer, B. K. & Pincivero, D. M. (2009). The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait & Posture*, *30*(1), 50-54.

Torvinen, S., Sievänen, H., Järvinen, T. A. H., Pasanen, M., Kontulainen, S. & Kannus, P. (2002). Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *International Journal of Sports Medicine*, *23*(05), 374-379.

Turner, A. P., Sanderson, M. F. & Attwood, L. A. (2011). The acute effect of different frequencies of whole-body vibration on countermovement jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *25*(6), 1592-1597.

Vella, C. A. (2005). whole-body vibration training. *DEA Fitness Journal 2005.*

Wierzbicka, M. M., Gilhodes, J. C. & Roll, J. P. (1998). Vibration-induced postural post effects. *Journal of Neurophysiology*, *79*(1), 143-150.

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193-214.

Yaggie, J. A. & McGregor, S. J. (2002). Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *83*(2), 224-228.

Youm, C. H., Park, Y. H. & Seo, K. W. (2008). Assessment of single-leg stance balance using COP 95% confidence ellipse area. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *18*(2), 19-27.

Youm, C. H. & Kim, T. H. (2012). Effects of the Muscular Fatigue of Lower Extremities and the Blocked Vision on Postural Control During Bipedal Stance. *The Korean Journal of Physical Education*, *51*(2), 399-409.

Zumbrunn, T., MacWilliams, B. A. & Johnson, B. A. (2011). Evaluation of a single leg stance balance test in children. *Gait & Posture*, *34*, 174-177.