

기립상태에서 발바닥에 인가한 진동자극의 주파수에 따른 자세균형 응답

유미¹, 박용준¹, 김동욱^{2,3}, 김남균²

¹전북대학교 대학원 의용생체공학과, ²전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부, ³전북대학교 고령친화복지기기연구센터

Effects of Plantar sole Vibration using Various Frequencies on Postural Response During Standing

Mi Yu¹, Yong Jun Piao¹, Dong Wook Kim^{2,3}, Nam Gyun Kim²

¹Dept. of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ.

²Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ.

³Bioengineering Research Center for the Aged, Chonbuk National Univ.

(Received March 4, 2009. Accepted May 18, 2009)

Abstract

We studied the postural response induced by plantar sole vibration with various frequencies(20, 60, 100Hz) and vibration zone(the anterior and posterior foot zone) of both soles during standing. Eight healthy young adults were exposed to 15s periods of plantar sole vibration while blindfolded. Body sway(COM, center of mass), the angle of neck, trunk, hip, knee, ankle and EMG of four lower limb muscles(tibialis anterior, lateral and medial gastrocnemial, soleus muscle) were recorded during 15s plantar sole vibration using 3D motion analysis system. Simulating each zone separately resulted in spatially oriented body tilts; oppositely directed backward and forward, respectively, the amplitude of which was proportional to the vibration frequency. EMG activity of lower limb muscles also varied according to the direction of the vibration zone and linearly according to the frequency. These findings led us to consider the plantar sole vibration as useful method of postural balance control and adjustment.

Key words : postural response, vibration, plantar sole, postural orientation, com(center of mass)

1. 서론

인간이 자세를 조절하기 위해서는 시각(visual sense), 전정 감각(vestibular sense), 체성감각(somatosense)으로부터 입력된 정보가 중추신경계에서 통합되어 처리된 후 신체의 반사적 조절을 유발시키는 과정을 필요로 한다[1-3]. 이러한 감각들은 사고를 당하거나, 나이가 들에 따라 약화되어 비정상적인 보행 및 낙상의 위험을 증가시키며, 이러한 위험은 점차적인 신체 기능의 약화를 야기할 수도 있다[4]. 이런 자세균형을 조절하기 위해서는 각 감각자극에 대한 자세균형 응답에 대한 연구가 필요하다.

외부 환경과 신체 위치의 정보를 전달하는 시각에 관한 연구로,

Horak 등[5]은 정적 기립 시 눈을 감았을 때와 떴을 때의 흔들림 진폭을 조사하여 눈을 감았을 때 흔들림이 매우 증가하는 것으로 정적 기립상태에서 시각이 균형조절에 기여한다고 하였다. 또한 Oie 등[6]은 좌우로 이동하는 시각자극이 좌우의 신체동요를 유발하는 것을 증명하였다. 또한 중력 및 관성력과 관련하여 머리의 움직임과 위치 정보를 중추신경계에 제공하는 전정입력에 관한 연구를 살펴보면 Horak 등[7]은 넘어지기, 미끄러지기, 경쾌하게 걷기 처럼 균형을 잃거나 보행할 때와 같이 머리 움직임이 빠를 때 전정기관이 민감해짐을 밝혔으며, Latt 등[8]은 전정기관에 전기 자극을 인가한 후 유발되는 자세균형 응답에 대해 연구하였다.

자세조절에 영향을 미치는 세 감각들 중 체성감각계는 크게 표면감각(superficial sensation), 심부감각(deep sensation), 장기감각(visceral sensation), 특수감각(special sensation)으로 나뉘며, 이중 자세균형 조절과 밀접한 관련이 있는 촉각(표면감각)과 고유수용감각(심부감각) 중 촉각은 압각, 진동감각과 함께 피부에 물리적 자극을 가했을 때 촉각 수용기에 의해 느껴지는 감각이다

Corresponding Author : 김동욱
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14
전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부
Tel : +82-63-270-4060 / Fax : +82-63-270-2247
E-mail : biomed@chonbuk.ac.kr
이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부, 교육부)의 재원으로 한국과학재단(No. R01-2007-000-20926-0)과 한국학술진흥재단(지방연구중심대학 육성사업/ 펠스케어기술 개발사업단)의 지원을 받아 수행된 연구임.

[9]. 촉각의 유형은 가벼운 피부접촉과 압력감각이 혼합된 촉각이 있으며, 기능은 2점식별, 사물의 크기와 형태를 식별하는 기능과 외상으로부터 신체를 지키고 있어 예기할 수 없는 상황에 대해 보호하는 기능이 있다[10]. 촉각을 자극시켜 자세 안정성 및 신체 동요에 대한 연구로 Kelvin 등[11]은 손가락의 촉각에 주어지는 자극 주파수에 따라 결속(phase locking)되는 신체동요 응답을 연구하였고, 발바닥에 냉동[12] 혹은 마취[13-14]로 인한 발바닥 촉각을 마비시켜 체성감각계를 자극시키는 위한 방법도 널리 사용하고 있다. 또한 피험자가 기립상태일 때 지지면의 갑작스런 ‘토업(toe-up)’ 회전(rotation)에 의한 발목 근육 반응과 지지면의 표면 거칠기 특성의 상관관계에 대한 연구를 수행하였다[15]. 또한, 발바닥을 자극시키는 방법으로 진동자극을 채택한 연구로 Priplata 등[16]은 강한 진동으로 인하여 평형감각 조절 능력이 상실되며 인간이 느끼기 시작하는 작은 진동이나 느끼지 못하는 미세한 진동에 대해서도 인간의 평형감각 조절 능력은 진동의 영향을 받을 수 있다고 하였다. Eun 등은[17] 좌, 우로 불안정한 자세를 유도시키고 왼쪽과 오른쪽의 발바닥 중앙 부위에 위치한 진동자극 인가 후 좌우방 불안정 자세를 안정적으로 유지하는데 효과가 있음을 확인하였다.

그러나 이런 방법들은 발바닥 전체를 자극시키거나 마비시키는 방법을 채용하고 있으나 발바닥의 일부 영역만 자극할 수 있는 방법이 필요하며, 발바닥에서 자세 안정성에 주된 역할을 하는 발꿈치(the heel zone)와 중족골(the five metatarsal heads)을 포함하는 발바닥 영역의 부위별 자극과 이로 인해 유발되는 자세안정성에 관한 역할에 대한 연구가 미비하다. 이처럼 발바닥의 일부 영역만 자극시킬 수 있는 방법은 위 방법들 중 진동자극이 가장 적합하지만 선행 연구들에서 사용되었던 편심 진동모터는 회전형으로 구동되어 원하는 부위보다 더 넓은 부위에 진동자극을 인가함으로써 인가 부위를 모호하게 하고 정확한 주파수 출력이 불가능한 단점이 있다.

이번 연구에서는 편심 진동모터 대신 발바닥에 상하 수직으로 진동을 인가하여 원하는 위치만 자극할 수 있는 Piezoelectric Actuator(PZT Actuator, 압전구동기)를 사용하는 방법을 채택하였다. 압전소자는 기계적 힘을 주면 전기가 발생 또는 역으로 전기를 주면 기계적 힘이 발행하며, 이 압전소자의 구동기는 응답속도가 빨라 고속구동이 가능하고 고체 유도변형 에너지를 이용하므로 단위 체적당의 출력 에너지 밀도가 높아 소형 경량의 작동기의 경우에도 고출력을 발생시킬 수 있고 에너지 효율면에서도 유리한 것으로 알려져 있다[18]. 또한 압전소자 구동기를 사용한 자극 제시 방법은 진동자극을 발바닥에 수직으로 인가함으로써 원하는 부위만 인가할 수 있으며 정확한 진동자극 주파수를 인가할 수 있는 장점이 있다.

일반적으로 파치니(pacini) 촉각수용기는 20~800Hz의 넓은 범위에서 반응하고, 고유수용감각수용기의 일차 구심성신경은 20Hz에서 흥분하기 시작하여, 80Hz에서 가장 높은 민감도를 보

였고, 100에서 200Hz까지 감소함을 보였다[19]. 향후 촉각과 고유수용감각의 동일한 주파수 대역에서 주파수 특성을 보고자 본 연구에서는 20Hz부터 100Hz까지 40Hz씩의 범위로 나누어 20, 60, 100Hz에서의 진동자극으로 인한 신체동요를 분석하였다.

본 논문에서는 수직형 진동자극을 발바닥에 인가하였을 때, 발바닥의 자극 부위(발바닥 앞, 뒤 영역)와 인가되는 진동자극의 주파수(20, 60, 100Hz)에 따른 신체동요 분석의 다양화를 위해 인체 무게중심, 각 관절의 각도와 근 활성도와 같은 총체적인 파라미터를 분석 고찰하여 자세균형 및 자세안정성에 미치는 영향을 평가하였다.

II. 실험 방법

본 연구는 발바닥에 인가되는 수직형 진동자극의 인가 부위와 주파수에 따른 자세균형 응답을 분석하기 위해 그림 1에서처럼 피험자가 기립상태에서 몇 가지 과제를 수행할 때 발바닥에 상하로 구동되는 기계적인 진동을 제시하여 이에 따른 자세균형 응답의 변화를 조사하기 위해 진동자극 및 자세균형 응답 측정 시스템을 구축하였다.

A. 진동자극 인가 장치

피험자의 발바닥에 진동자극을 제시하기 위하여 피험자의 발바닥 치수 별로 인솔모양의 진동자극 plate를 설계하고 압전 구동기(PZT Actuator, 5×5×16mm, amplitude: 18 μ m, NEC Tokin Co., Japan)를 plate에 삽입하여 장착한 것으로 양 발바닥의 앞쪽(중족골, the five metatarsal heads)과 뒤쪽(발꿈치, the heel zone)에 위치하도록 제작하였다. 일반적으로 기립상태에 있을 때, 체중은 발꿈치와 전족(forefoot)으로 나누어 놓여 있기 때문에, 발바닥을 자극시켜 자세균형의 응답을 분석하기 위해 자극 위치를 뒤꿈치와 전족으로 나누었고, 발바닥 뒤쪽 자극 위치로 발꿈치를 선택하였고, 앞쪽 자극 부위로는 중족골을 자극위치로 정하였다. 압전 구동기는 상하 수직으로 구동되며 LabVIEW 프로그램(version 8.0, NI Co., USA)을 이용하여 100, 60, 20Hz의 진동자극을 인가하였다. 진동자극의 크기는 피험자마다 발에서 느끼는 진동의 크기가 다르기 때문에 진동을 느끼기 시작하는 자극 위치를 정하여 각 피험자별로 제시하였다.

B. 자세균형 측정 시스템

진동자극에 따른 피험자의 자세균형 응답의 변화를 측정하고 분석하기 위해 3차원 동작분석 시스템(Optotrak Certus, Nothern Digital Inc., Canada)을 이용하였다. 그림 2에서처럼 신체에 부착된 적외선 발광 다이오드(infra-red light diodes (IREDS)) 마커를 관찰하기 위한 1대의 적외선 카메라와 데이터 수집을 위한 여러 부속장치와 데이터를 분석하기 위한 컴퓨터로 구성되어 있다. 각 인체 관절의 무게중심(COM)과 관절 각도를 분석하기 위하여 그림

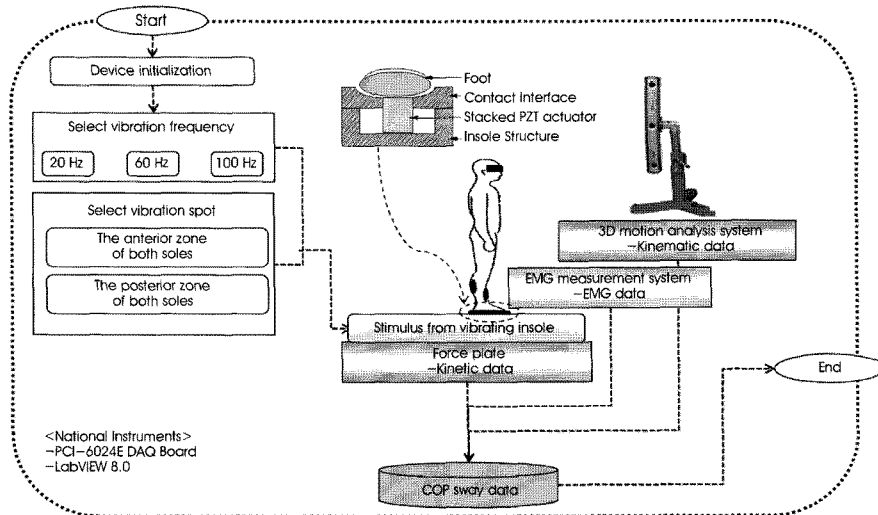


그림 1. 진동자극 제시와 자세균형 반응 측정 시스템
Fig. 1. The system for vibration and postural response measurement

2와 같이 피험자 전방에서 1.5m 떨어진 거리에서 적외선 카메라를 설치하고, 양쪽 귓볼(both of ear lobes), 어깨(shoulder), 팔꿈치(elbow), 손목(wrist), 장골능(ilic crest), 전상장골극(anterior superior iliac spine), 대전자(greater trochanter), 무릎(knee joint), 복사뼈(malleolus)와 검상돌기(xiphoid process)에 21개의 마커를 부착하였다[20]. 실험 공간의 3차원의 축의 정의로 피험자의 전방을 +y축, 피험자의 왼쪽 방향을 +x 축, 수직 방향을 +z축으로 설정하였다. 로드셀과 마커에서 입력된 신호는 증폭과 필터링을 거친 후 시리얼 포트(serial port)를 통해서 NI사의 SCB 68

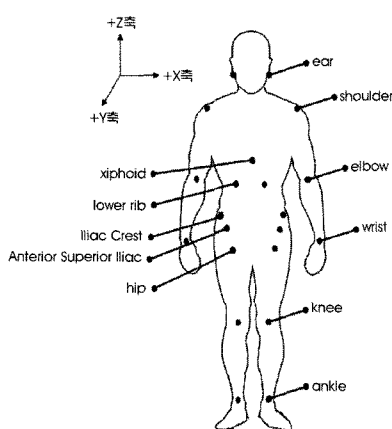


그림 2. 3차원 동작분석시스템 IRED 마커 부착 위치[20]
Fig. 2. IRED marker location of 3D motion analysis system[20]

데이터 수집 보드에 연결되며 SCB 68은 PIC-6024E와 통신하여 샘플주파수 160Hz로 A/D 변환하여 압력중심, 무게중심과 슬관절, 족관절, 고관절, 목관절, 상체의 각도 등의 데이터가 입력된다. 자세균형 응답 데이터는 진동자극이 인가되기 전 상태를 측정하여 이를 기준으로 체중심의 이동거리 및 관절의 각도를 분석하였다.

발바닥에 기계적인 진동자극이 인가되었을 때 하지의 근 활성화를 분석하기 위하여 전경골근(Tibialis anterior muscle), 외비복근(Lateral gastrocnemial muscle), 내비복근(Medial gastrocnemial muscle), 가자미근(Soleus muscle)에 전극을 부착하여 근전도(EMG, BIOPAC System Inc., USA)를 측정하였다. 증폭기의 이득은 1,000배로 하였고 대역통과 여과기(bandpass filter)의 통과주파수는 10-500Hz로 설정하였다. 이때 근전도는 초당 1,000Hz로 샘플링 하였다. 발바닥의 진동 주파수에 따른 근전도 간섭을 방지하기 위하여 각 실험 조건에 따라 측정된 근전도 신호에서 notch filter를 사용하여 20, 60, 100Hz의 성분을 추출하였다. 근전도 신호는 자극 전 상태를 측정하여 이를 기준으로 자극을 인가하였을 때의 각 근육의 활성도를 백분율로 분석하였다.

동작분석 시스템과 근전도 측정 시스템에서의 동기화를 맞추기 위해, 진동자극이 인가되면 이 신호를 동작분석과 근전도 측정 시스템에 각각 입력하여 이 신호에 맞춰 각 데이터를 분석하였다.

C. 실험절차

실험은 발바닥에서 자극 부위에 따라 두 가지와 진동 자극의 주파수에 따른 세 가지로 나뉘어 횡관 지지대 위의 설치된 인술모양의 진동자극 plate 위에서 기립자세로 15초간 유지하는 동안 자세균형 응답을 측정하였다. 인술모양의 진동자극 plate는 피험자 각

자 self-selected natural stance 상태를 유지하게 하고 그 위치에 놓여진다. 자극 부위는 발바닥 앞쪽(중족골, the anterior zone of both soles)과 발바닥 뒤쪽(발꿈치, the posterior zone of both soles)으로 나누었다. 자극 주파수는 100, 60, 20Hz로 나누어 인가하였다.

피험자는 전방을 주시하고 있다가 실험시작과 동시에 눈을 감고, 진동 자극이 인가되었을 때 3차원 동작분석기에서 압력중심, 무게 중심과 목관절, 상체, 고관절, 슬관절, 족관절의 관절 각도를 측정하였으며, 전경골근, 외비복근, 내비복근, 가자미근에서 근전도 신호를 분석하였다. 또한 진동자극이 인가되지 않았을 경우, 직립상태에서의 자세균형 응답을 확보하기 위해 자극 전 15초 동안 체중심 및 관절 각도를 측정하여 15초 동안의 평균을 구하였다. 모든 실험은 각 주파수를 랜덤하게 인가하여 3회 반복 측정하였으며, 실험 수행에 따른 하지의 피로와 발바닥에서의 감각 적응을 방지하기 위하여 각 자극 조건에 따른 실험 사이에 피험자가 원하는 만큼의 휴식시간을 주었다.

통계분석은 window용 SPSS 12.0 version을 이용하여, 자극 주파수 별로 ANOVA test를 실시하여 결과 값의 유의성을 판단하였다. 통계적 유의성 검정을 위한 p값은 0.05 미만으로 하였다.

D. 피험자

본 연구에서는 청년층 8명(남: 4명, 여: 4명, 평균연령 : 26.3±1.6 세, 몸무게 : 62.37±5.86, 신장 : 170.75±4.2, BMI : 21.23±1.24)를 대상으로 실험하였다. 이들은 신경학적 질병 및 전정기관의 이상이 없으며, 정상 근골격 기능을 가지고 있다. 또한 이들 모두는 이전에 본 연구와 유사한 실험에 참가한 경험이 없으며 실험 전 실험 목적을 제외한 실험절차에 대해 충분한 사전 설명을 실시하였다.

III. 결과 및 고찰

본 논문에서는 수직형 진동 자극을 발바닥 부위에 인가하였을 때, 자극 주파수(20, 60, 100Hz)와 자극 부위(발바닥 앞, 뒤 영역)

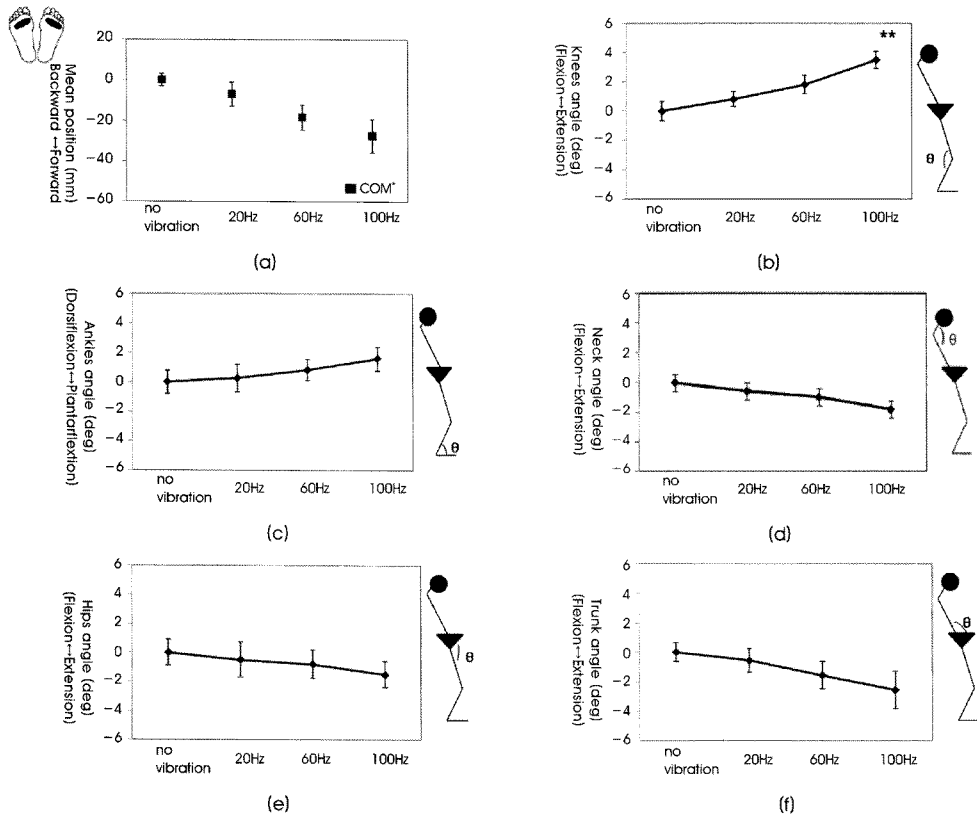


그림 3. 발바닥 앞쪽을 자극하였을 때의 주파수별 진동자극에 대한 자세균형 응답: (a) COM 위치 (b) 슬관절의 각도 (c) 족관절의 각도 (d) 목관절의 각도 (e) 고관절의 각도 (f) 상체의 각도 (**p<0.01, * p<0.05)

Fig. 3. Postural response of different frequencies vibration on the anterior plantar zone: (a) COM position (b) knees (c) ankle (d) neck (e) hips (f) trunk angles in the sagittal plane (**p<0.01, * p<0.05)

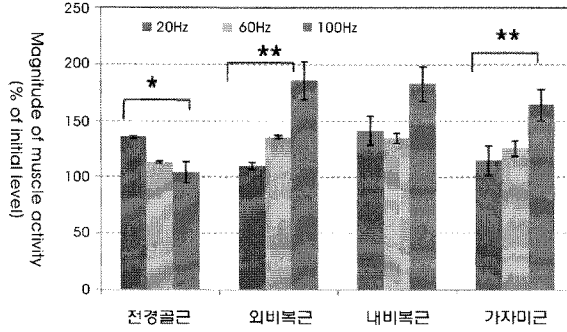


그림 4. 발바닥 앞쪽(중족골)에 진동자극을 인가하였을 경우 EMG (**p<0.01, * p<0.05)
 Fig. 4. EMG of different frequencies vibration on the anterior plantar zone (**p<0.01, * p<0.05)

를 달리하여 무게중심, 슬관절, 족관절, 고관절, 목관절, 상체의 각도와 하지 근육의 근전도 신호의 자세균형응답에 대하여 아래와

같은 결과를 얻었다.

그림 3은 발바닥 앞쪽(중족골)을 자극하였을 때의 주파수별(20,

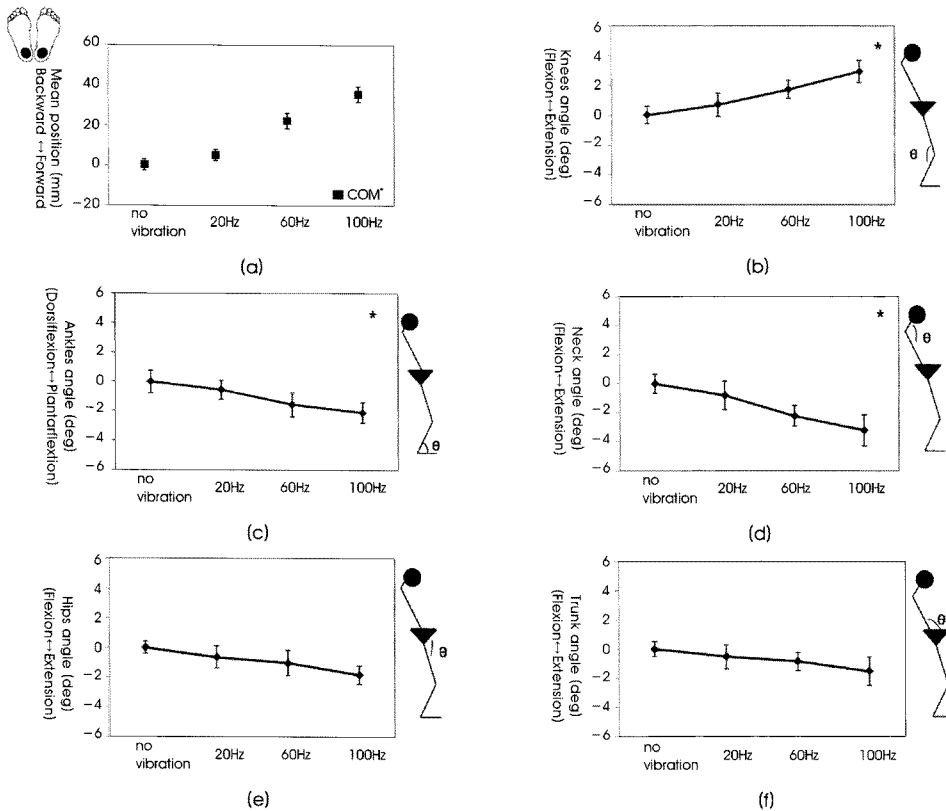


그림 5. 발뒤꿈치를 자극하였을 때의 주파수별 진동자극에 대한 자세균형 응답: (a) COM 위치 (b) 슬관절의 각도 (c) 족관절의 각도 (d) 목관절의 각도 (e) 고관절의 각도 (f) 상체의 각도 (**p<0.01, * p<0.05)

Fig. 5. Postural response of different frequencies vibration on the heel zone: (a) COM position (b) knees (c) ankle (d) neck (e) hips (f) trunk angles in the sagittal plane (**p<0.01, * p<0.05)

60, 100Hz) 진동자극에 대한 자세균형 응답 데이터이다. 발바닥 앞쪽에 체성감각이 인가되면 후방으로 체중심(COM, $p<0.05$)이 이동된다. 자극이 인가되는 동안 주파수가 증가 할수록 족관절과 무릎관절($p<0.01$)의 신전량은 증가하며, 고관절, 상체, 목관절의 굴곡량은 증가한다. 그림 4는 발바닥 앞쪽(중족골)을 자극하였을 때의 주파수별(20, 60, 100Hz) 진동자극에 대한 하지근육의 근활성도이다. 진동자극이 인가되는 동안, 주파수가 증가 할수록 외비복근($p<0.01$), 내비복근과 가자미근($p<0.01$)은 근활성도가 증가하며, 전경골근($p<0.05$)은 감소한다.

그림 5는 발바닥 뒤쪽(발꿈치)을 자극하였을 때의 주파수별(20, 60, 100Hz) 진동자극에 대한 자세균형 응답 데이터이다. 발바닥 뒤쪽에 진동자극이 인가되면 전방으로 체중심(COM, $p<0.05$)이 이동한다. 자극이 인가되는 동안 주파수가 증가 할수록 족관절, 고관절, 상체, 목관절($p<0.05$)의 굴곡량은 증가되며, 무릎관절($p<0.05$)의 신전량은 증가된다. 그림 6은 발바닥 뒤쪽(뒤꿈치)을 자극하였을 때의 주파수별(20, 60, 100Hz) 진동자극에 대한 하지근육의 근활성도이다. 진동자극의 주파수가 증가 할수록 외비복근($p<0.01$), 내비복근과 가자미근($p<0.01$)은 근활성도가 감소하며, 전경골근($p<0.01$)은 증가한다.

체중심 변동은 피험자의 압력과 무게중심이 동요한 정도를 뜻하며, 자극의 위치에 따라 반대로 인체가 기울었음을 알 수 있다(Fig. 3.5a). 발바닥의 진동자극과 자세균형의 연구에서 Harry등[21-22]은 발바닥에 진동을 인가했을 때 진동에 민감하게 반응하고 그 대역폭이 20Hz~800Hz로 넓은 범위에서 반응하는 파치니(pacini) 촉각수용기에 의해 진폭이 수 μm 의 매우 작은 자극에 대해서 촉각 정보를 피드백 함으로써 피험자의 자세균형 제어능력에 미치는 영향을 분석하였다. 즉, 발바닥에 진동자극을 가했을 때 발바닥에 위치한 파치니 소체(pacinian corpuscle)가 진동자극에 의해 반응하게 된다. 손바닥 또는 발바닥의 진피에 위치한 파치니 소체는 신전근이 밀어내는 반사(extensor thrust reflex)를 담당한다. 파치니 소체의 감각 섬유는 사지 신전근의 운동신경과 연결하기 때문에, 이러한 근육의 수축과 사지의 신전을 촉진한다[23]. 파치니 소체

는 높은 주파수의 반복되는 촉각에 반응하는 고주파성 진동감각을 수용하며[24], 발바닥에 약하고 넓은 자극을 주게 되면 다리를 펴게 되는 착지반사(placing reflex)를 일으킨다[25]. 발바닥 앞쪽(중족골)에 진동자극을 가했을 경우, 파치니 소체가 반응하여 착지반사를 유발하게 되어 그림 4에서처럼 후방의 하지 근육인 외비복근, 내비복근, 가자미근이 수축됨에 따라 신체가 뒤쪽으로 기울게 된다. 발바닥 뒤쪽(발꿈치)에 진동자극을 가했을 경우, 그림 6에서처럼 파치니 소체가 반응하여 착지반사를 유발하게 되어 전방의 하지 근육인 전경골근이 수축됨에 따라 신체가 앞으로 기울게 된다. 진동실험 조건에서 통계적 유의성($p<0.01$)을 일관성 있게 보인 비복근과 가자미근이 기립상태에서 전후방향으로의 움직임에 주 작용했음을 알 수 있다.

자세조절(postural control)은 공간에서 안정(stability) 및 적응(orientation)의 두 가지 목적을 위해 인체의 자세를 조절하는 것과 연관이 있다. 자세적응(postural orientation)은 인체 분절사이 및 인체와 수행 환경 사이의 적절한 상호작용을 유지하는 능력으로 정의된다[26]. 진동자극이 주어지 후, 변화된 체중심에 맞추어 자세안정을 위한 자세적응의 발현으로 그림 3과 5에서처럼 각 관절이 변화된 체중심에 맞추어 자세안정을 취한다. 그림 7은 그림 3과 4의 체중심과 관절 데이터로 시상면(sagittal plane)에서 진동자극의 주파수에 따른 신체동요를 나타낸 것이다. 발바닥 뒤쪽에 자극되는 체성감각의 주파수 증가에 따라 체중심이 앞으로 이동하고, 이에 따라 족관절에서 배측굴곡(dorsiflexion)이 발생하며, 무릎관절은 신전량이 증가하고, 상체 부위로 대표되는 고관절, 상체관절, 목관절 모두 굴곡량이 증가하였다. 반대로 발바닥 앞쪽에 체성감각이 인가되면 체중심이 뒤로 이동하고, 족관절에서 저측굴곡(plantar flexion)이 발생하고, 무릎관절의 신전량은 증가하며, 고관절, 상체, 목관절의 굴곡량은 증가한다. 인체를 족관절로 결속(locking)된 inverted pendulum으로 해석하는 관점[20]에 따라 체중심이 뒤로 이동할 때 상체부위 관절의 신전량이 나타나야 하지만 반대로 굴곡이 시작된다. 이는 체중심이 안정성의 범위(limit of stability)가 좁은 뒤로 이동할 때, 체중심의 높이를 낮추어서 범

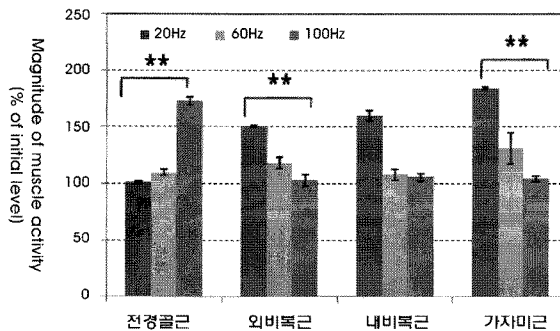


그림 6. 발바닥 뒤쪽(발꿈치)에 진동자극을 인가하였을 경우 EMG (** $p<0.01$, * $p<0.05$)
 Fig. 6. EMG of different frequencies vibration on the heel zone (** $p<0.01$, * $p<0.05$)

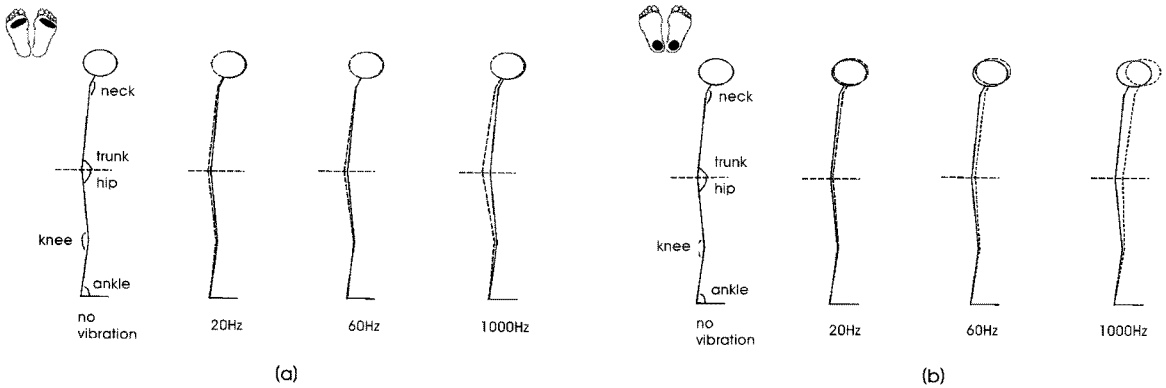


그림 7. 발바닥 앞쪽(a)과 뒤쪽(발꿈치)에 진동자극을 인가 중 신체동요

Fig. 7. Postural sway of different frequencies vibration on the heel zone and the anterior plantar zone (solid line: without vibration, dash line: with vibration)

위 안에서 안정성을 확보하려는 노력으로 보이며, 족관절에 결속된 inverted pendulum에서 해석하는 것보다 다 분절(multi-link)로 해석하는 최근의 연구 관점에서 고찰되어야 한다[27]. 또한 족관절 뿐만 아니라 상체의 관절에서 더 큰 움직임이 관찰되는 것은 발바닥에 인가된 체성감각 입력으로 족관절 부위만 자극에 대한 반응을 보이는 국소효과(local effect)가 아니라 전신에서 응답을 보이는 효과(global effect)에 대한 영향을 알 수 있다.

본 연구에서는 발바닥에서 자극 위치와 관련한 자세균형 응답의 특성을 분석하였다. 발바닥의 전체 진동에 관한 연구로 Priplata 등[16]은 전족 부위에 두 개, 발꿈치에 한 개의 진동소자를 이용하여 이를 동시에 인가시켜 발바닥 전체 부위를 자극시키는 방법으로 회전형 진동자극이 없을 때와 있을 때의 자세균형 응답을 분석하였지만, 본 연구에서는 압전소자 구동기로 원하는 부위만 수직형 진동자극을 인가하여 중족골 부위에 인가했을 때는 후 방향으로, 발꿈치에 인가했을 때는 전 방향으로 체중심이 이동함을 분석하였다.

자극 위치와는 관계없이 진동자극 주파수가 증가할수록 신체 동요는 더 큰 응답 값을 보인다. 이는 진동자극 주파수가 높을수록 발바닥에서 이를 인지하는 감각 역치 값이 낮아지기 때문이며 Perry 등[28]은 주파수가 2배 증가할 때 감각 역치 값이 1/2로 감소함을 확인하였다. 즉, 진폭을 일정하게 고정시켰을 때 자극 주파수가 높을수록 인체는 이를 세기가 더 큰 자극으로 인지하게 된다. 진동자극 주파수의 증가에 따른 큰 신체동요는 인가되는 감각의 세기의 증가에 따라 인체 반응이 커지는 것을 의미하며, 안정성의 한계 안에서 자세 안정성을 지속시키고자 할 때 주어진 자세반응을 재조정하는 능력이 변화됨을 의미한다.

IV. 결론

본 논문에서는 기계적인 진동 자극을 이용하여 자극 주파수(20,

60, 100Hz)와 자극 부위(발바닥 앞, 뒤 영역)를 달리하여 자세균형응답에 대하여 아래와 같은 결과를 얻었다.

진동자극 주파수가 증가 할수록 체중심, 관절각도와 근활성도는 증가하거나 감소하고 발바닥의 위치에 따른 진동자극의 영향을 체중심을 진동자극 위치와 반대로 이동하였으며, 각 관절의 각도 역시 변화된 체중심에 맞추어 자세안정을 유지한다. 이로써 진동자극의 특정 위치 자극은 촉각수용기를 비롯한 여러 체성감각 수용기에서 나타난 변화에 의해 중추신경계에서 해석되어 피드백을 통해 특정 방향성을 띠는 자세적응의 반응을 유발함을 알 수 있었다.

이번 연구 결과는 진동자극을 이용한 체성감각 정보와 관련한 자세균형 제어 및 유지에 관련한 기전 연구에 응용될 수 있으며, 이번 연구에서 행해진 정적 기립 상태 외에 동적인 상태에서 체성감각계 정보와 관련한 과제나 상황에 따른 자세조절이 체계적으로 연구 접근되어야 할 것이다.

참고문헌

- [1] T. Mergner and T. Rosemeier, "Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions: a conceptual model," *Brain Research Review*, vol. 28, pp. 118-135, 1998.
- [2] Y. I. Shin, Y. H. Kim, and N. G. Kim, "A Quantitative Assessment of Static and Dynamic Postural Sway in Normal Adults", *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 18, No. 2, pp. 167-172, 1997.
- [3] T. K. Kwon, Y. I. Yoon, Y. J. Piao, and N. G. Kim, "Study on the Improvement of Postural Balance of the Elderly using Virtual Bicycle System", *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 28, No. 5, pp. 609-617, 2007.
- [4] D. H. Jeong, and H. C. Kwom, "A study on control of posture and balance," *The Journal of Korean society of physical therapy*, vol 11, no. 3, pp. 23-36, 1999.

- [5] W. Paulus, A. Straube, and T. Brandt, "Visual stabilization of posture," *Brain*, vol. 107, pp.1143-1163, 1984.
- [6] K.S. Oie, T. Kiemel and J.J. Jeka, "Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture," *Cognitive Brain Research*, vol.14, pp.164-176, 2002.
- [7] F. Horak, and C. Shupert, The role of the vestibular system in postural control. In: *Vestibular rehabilitation*, Herdman S. ed., FA Davis, New York, pp.22-46,1994.
- [8] L. D. Latt, P.J. Sparto, J.M. Furman, and M.S. Redfern, "The steady-state postural response to continuous sinusoidal galvanic vestibular stimulation," *Gait & Posture*, vol. 18, pp. 64-72, 2003.
- [9] E. B. Goldstein, Sensation & Perception, Six edition, Belmont: Wadsworth Publishing Company, pp. 455-491, 2001.
- [10] S. C. Gandevia, Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands. In: *Handbook of Physiology. Exercise. Regulation and Integration of Multiple Systems*, Bethesda, MD: Am. Physiol. Soc., sect, pp. 128-172, 1996.
- [11] S.O. Kelvin, K. Tim, and J.J. Jeka, "Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture," *Cognitive Brain Research*, vol.14, pp. 164-176, 2002.
- [12] M. Magnusson, H. Embon, R. Johansson, and I. Pyykkö, "Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control," *Acta Otolaryngol.*, vol. 110, pp. 182-188, 1990.
- [13] C. André-Deshays, and M. Revel, "Rôle sensoriel de la plante du pied dans la perception du mouvement et le contrôle postural," *Méd. Chir. Pied*, vol. 4, pp.217-223, 1988.
- [14] P. Thoumie, and M.C. Do, "Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation," *Exp. Brain Res.*, vol. 110, pp. 289-297, 1996.
- [15] G. Wu, and J.H. Chiang, "The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes," *Exp. Brain Res.*, vol. 114, pp. 163-169, 1997.
- [16] A. Priplata, J. Niemi, M. Salen, J. Harry, L. A. Lipsitz, and J. J. Collins, "Noise-Enhanced Human Balance Control," *Physical Review Letters*, vol. 89, no. 23, pp. 1-4, 2002.
- [17] H. I. Eun, M. Yu, D. W. Kim, T. K. Kwon, and N. G. Kim, "The effect of human lower limb vibration on postural stability during unstable posture", *Journal of Biomed. Eng. Res*, vol. 28, no.5, pp.628-635, 2007.
- [18] Yang, S. M and J. A. Jeng, "Vibration Control of a Composite Plate with Embedded Optical Fiber Sensor and Piezoelectric Actuator," *Journal of intelligent material systems and structures*, vol. 8, no. 5, pp. 393-400, 1997.
- [19] J. P. Roll, J. P. Vedel and E. Ribot, "Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study", *Exp Brain Res*, vol.76, pp.213-222, 1989.
- [20] W. H. Gage, D.A. Winter, J.S. Frank and A.L. Adkin, "Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing", *Gait and Posture*, vol.19, pp.124-132, 2004.
- [21] J. D. Harry, J. B. Niemi, A. A. Priplata, and J. J. Collins, "Balancing act," *IEEE Spectrum*, April, pp. 36-41, 2005.
- [22] S. Verschuere, S. P. Swinnen, K. Desloovere, and J. Duysens, "Vibration-induced changes in EMG during human locomotion," *J. Neurophysiol.*, vol. 89, pp. 1299-1307, 2003.
- [23] R. Irvin, D. Iversen, S. Roy, "Sports Medicine: Prevention, Assessment, Management & Rehabilitation of Athletic Injuries", Benjamin Cummings, 1998.
- [24] Y. P. Ivanenko, R. Grasso, F. Lacquaniti, "Effect of gaze on postural responses to neck proprioceptive and vestibular stimulation in humans", *The Journal of Physiology*, vol. 519, pp. 301-314, 1999.
- [25] S. J. Kim, "Motor Learning and Control", Dea-Han Media, 2000.
- [26] F. B. Horak, and J. M. Macpherson, Postural orientation and equilibrium. In *Handbook of Physiology*, section 1, Exercise: *Regulation and Integration of Multiple Systems*, Oxford University Press, New York, pp. 255-292, 1996.
- [27] D. Kuo, "An optimal control model for analyzing human postural balance", *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol.42, no.1, pp.87-101, 1995.
- [28] S. D. Perry, "Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests", *Neuroscience Letters*, vol. 392, pp.62-67, 2006.