J. Biomed. Eng. Res : 647-656, 2007

안정판과 불안정판에서 자세 균형 조절에 대한 진동자극의 영향

유미[1], 은혜인[2], 김동욱[3], 권대규[3,4], 김남균[3]

[1]전북대학교 대학원 의용생체공학과, [2]전북대학교 대학원 헬스케어공학과
[3]전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부, [4]전북대학교 실버공학연구센터

(Received May 22, 2007. Accepted October 4, 2007)

Effects of Vibratory Stimulus on Postural Balance Control during Standing on a Stable and an Unstable Support

Mi Yu[1], Hey In Eun[2], Dong Wook Kim[3], Tae Kyu Kwon[3,4], Nam Gyun Kim[3]

[1]Dept. of Biomedical Engineering, Graduate School, Chonbuk National Univ.
[2]Dept. of Healthcare Engineering, Graduate School, Chonbuk National Univ.
[3]Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National Univ.
[4]Bioengineering Research Center for the Aged, Chonbuk National Univ.

Abstract

The purpose of this study was to analyze the effects of vibratory stimulus as somatosensory inputs on the postural control in human standing. To study these effects, the center of pressure(COP) was observed while subjects were standing on a stable and an unstable support with co-stimulated mechanical vibrations to flexor ankle muscles (tibialis anterior tendon, achilles tendon) and two plantar zones on both foot. The COP sway measurement was repeated twice in four conditions: (1) with visual cue and vibration, (2) without visual cue and vibration, (3) with visual cue and without vibration, (4) without visual cue and with vibration. The calculated parameters were the COP sway area and the distance, the median frequency and the spectral energy of COP sway in three intervals 0.1~0.3, 0.3~1, 1~3 Hz. The results showed that vibratory stimulus affect postural stability. The reduction rate of the COP sway with vibratory stimulus were higher on the unstable support because the effect of postural stability increases when afferent nervous flow is more activated by vibration on unstable support. If unclear visual or vibratory information is received, one type of information is compared with the other type of sensory information. Then the input balance between visual and vibratory information is corrected to maintain postural stability. These findings are important for the rehabilitation system of postural balance control and the use of vibratory information.

Key words : vibratory stimulus, somatosensory, postural control, unstable support

Ⅰ. 서 론

자세균형조절(postural balance control)이란 자세의 안정성(stability)과 신체와 환경간의 관계를 적절히 유지하는 자세의 적응(orientation)이라는 두 가지 목적을 달성하기 위해 신체의 자세를 공간에서 조절하는 것이다[1,2]. 정상적인 균형은 최소한의 자세 흔들림 속에서 신체의 무게 중심을 유지하는 능력으로 정의되며, 자세조절은 감각정보와 운동의 상호 균형 속에서 이루어진다. 직립과 걷기의 기초적인 과정을 포함하는 축구, 골프, 테니스 등과 같은 운동과정은 몸통의 근육과 하지 근육들의 자세 협동반응의 조화이며, 감각과정은 체성감각(somatosensory), 시각, 전정기관으로부터 입력되는 정보를 조직화하는 과정이다[3].

체성감각계는 크게 표면감각(superficial sensation), 심부감각

이 논문은 2007년도 정부(과학기술부, 교육인적자원부)의 재원으로 한국과학재단(No. R01-2007 -000-20926-0)과 한국학술진흥 재단(지방연구중심대학육성사업/ 헬스케어기술 개발사업단)의 지원을 받아 수행된 연구임.
Corresponding Author : 김남균
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14,
전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부
Tel : 063-270-4061 / Fax : 063-270-2247
E-mail : ngkim@chonbuk.ac.kr

(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 촉각수용기에 의해 느껴지는 감각이다[4]. 촉각의 유형은 가벼운 피부접촉과 압력감각이 섞인 촉각이 있으며, 기능은 2점 식별, 사물의 크기와 형태를 식별하는 기능과 외상으로부터 신체를 지키고 있어 예기할 수 없는 상황에 대해 보호하는 기능이 있다. 또한 망상체(reticular formation)를 매개로 하여 필요한 정보를 대뇌피질로 전달하여 정상적인 발달을 하게 하는 신경기전으로서 효율적인 움직임을 일어나게 하고 망상체의 각성체계에 적응하며 다른 형태의 감각정보에 영향을 미치며, 이는 두뇌의 하위 수준에서 작용한다[5]. 고유수용감각은 고유수용기(근방추, 골지건기관)로부터 들어온 정보를 통한 근육, 건, 인대 관절의 활동과 평형이나 균형을 인식하며, 운동할 때 그 운동의 피드백 정보를 제공하는 데 있다. 고유수용감각에는 위치감각, 운동감각, 항중력 감각이 있고, 이러한 감각들이 상호 영향을 미쳐서 정확한 자세, 운동에 대한 감각 정보를 뇌에 전달하고 있다. 고유수용감각은 정지 상태에서 사지의 자세와 동적상태에서 움직이는 감각을 포함하는데 관절의 움직임, 관절의 자세, 환자가 접촉하고 있는 물체를 인지하는 것에 대한 정보를 소뇌로 연결시키거나 대뇌피질 또는 시상을 경유해서 대뇌피질에 도달하게 한다. 고유수용감각과 촉각은 자세균형 조절의 유지와 발달에 필수적인 역할을 한다[6].

체성감각계를 자극시켜 자세 안정성과의 상관관계를 분석하는 연구들 중, Gravelle[7] 등은 파킨슨 환자의 무릎 관절에 체성감각 자극으로 전기 자극을 인가하여 신체동요의 감소를 확인하였으며, Dickstein[8] 등은 왼쪽과 오른쪽 다리의 비복근에 전기 자극을 인가하여 정적 직립자세에서 자세 안정성의 효과를 입증하였다. 그러나 이러한 전기 자극은 안정성에의 문제점이 있어 제약이 따른다[9]. 체성감각계를 자극시켜 자세 안정성과의 상관관계를 분석하는 또 다른 연구들은 근육과 피부에 인가된 진동자극을 이용한다. Lekhel[10]은 소형진동자를 이용하여 눈, 목, 발목 근육을 자극했고 정적 기립자세 동안 자세 조절을 위한 이들 근육으로의 고유수용감각 입력의 기여를 연구했는데, 눈 근육에 대한 진동으로 눈을 감고 서 있는 대상자는 진동되어진 근육의 흔들림 방향에 따라 신체가 흔들리는 것을 고찰하였다. 신체 흔들림은 또한 흉쇄유돌근(sternocleidomastoid muscle)과 가자미근(soleus muscle)에 인가된 진동 자극으로도 발생된다. 이것은 신체 모든 부위에서 체성감각계의 입력으로 진동 자극이 정적 기립자세의 유지에 중요한 역할을 한다는 것을 암시한다. 또한 Ivanenko[11]의 연구에서는 직립자세로 있는 피험자의 근육에 진동자극을 제시하였을 때, 근육 진동은 체성감각계에 의존한 효과를 유발함을 규명하였다. Priplata[12] 등은 강한 진동으로 인하여 평형감각 조절 능력이 상실되며 인간이 느끼기 시작하는 작은 진동이나 느끼지 못하는 미세한 진동에 대해서도 인간의 자세균형 조절 능력은 진동의 영향을 받을 수 있음을 증명하였다. 위와 같은 과거 연구들을 통해 직립 자세동안 체성감각계의 정보로써 진동자극에 대한 자세균형 조절 능력에 대한 영향을 논의하였지만, 촉각과 고유수용감각의 동시 자극으로 이루어진 체성감각 자극과 그 외 환경적인 부분인 자세를 지지하는 지지면의 기울기 상태와 불안정한 자세에서의 시각 자극과의 상관관계에 대한 연구는 아직 미비하다.

본 연구에서는 안정판과 불안정판에 직립자세와 불안정한 자세로 서 있을 때 촉각자극의 자극 부위로 발바닥과 고유수용자극의 자극 부위로 발목관절 근육에 입력된 진동자극이 인체의 자세균형 조절 능력에 미치는 영향을 분석하여 진동과 자세균형의 상관성을 분석하였다.

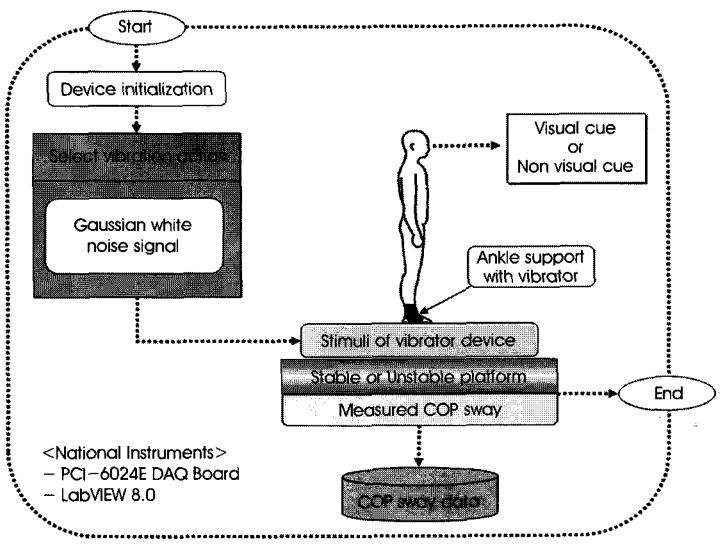

그림 1. 진동자극 제시와 자세균형 반응 측정 시스템의 블록선도
Fig. 1. Blockdiagram of the system for vibration stimuli and postural response measurement

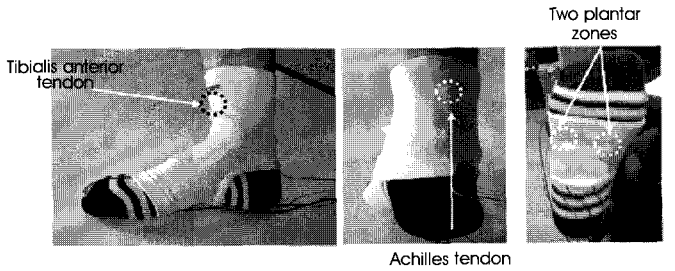

그림 2. 진동소자를 부착한 발목 보호대. (a) 전경골건, (b) 아킬레스건, (c) 발바닥
Fig. 2. Vibrating elements on ankle support. (a) One on the Tibilis anterior tendon, (b) One on the Achilles tendon, (c)Two unter the sole of the foot

II. 실험 방법

그림 1은 진동이 인체의 자세균형에 미치는 영향을 알아보기 위하여 고안된 시스템의 블록선도이다. 진동의 영향을 분석하기 위해 진동 제시부와 진동에 의해서 피험자의 COP(center of pressure, 압력중심)을 측정하기 위한 측정부로 구성되어 있다. 발목보호대에 진동모터를 부착한 진동자극 제시 시스템에서 피험자의 COP를 측정하기 위해 안정판과 불안정판을 이용하였다. 각 판에서 얻어지는 신호는 증폭되어 NI사의 PCI-6024E DAQ 보드를 통하여 컴퓨터에 입력하여 측정하였다. 이때 발목보호대에서의 진동에 의한 판에서의 COP 측정에는 아무런 영향이 없었다.

A. 진동자극 제시 장치

8개의 진동소자(10g, a diameter of 1cm, JHV-10A1, JAHWA ELECTRONICS Co.)는 그림 2에서처럼 양 발의 발목보호대에 고유수용감각의 자극으로 발목 근육의 신전을 담당하는 전경골근((tibialis anterior)과 하퇴삼두근(triceps surae)을 자극시키기 위하여 전경골건(tibialis anterior tendon)과 아킬레스건(achilles tendon) 부위에 부착되고, 촉각을 자극시키기 위하여 발바닥 중앙(Plantar zone)의 두 부분에 설치되었다[13]. 각 진동모터에는 LabVIEW 프로그램(NI Co., USA)을 이용하여 백색잡음 신호(white noise signal)을 넣어주었다[14]. 자극의 크기는 피험자마다 발에서 느끼는 진동의 크기가 다르기 때문에 진동을 느끼기 시작하는 부분을 개별적으로 제시하였다.

B. 자세균형 측정 시스템

진동 제시에 따른 COP를 측정하고 분석하기 위하여 네 개의 로드셀(load cell)을 설치한 힘판을 안정판으로, 2개의 기울기 센서(tilt sensor)가 설치된 불안정판을 그림 3에서 나타내었다. 힘판의 크기는 가로 600mm, 세로 400mm, 높이 50mm이다. 불안정판의 크기는 길이 550mm, 넓이 390mm로 정하였으며 높이는 130mm, 곡률 반경은 200mm이다. 불안정판의 앞뒤 최대 기울기 각도는 28°이고 좌우 최대 기울기 각도는 18°이다. 로드셀과 기울기 센서에서 입력된 신호는 증폭과 필터링을 거친 후 시리얼 포트(serial

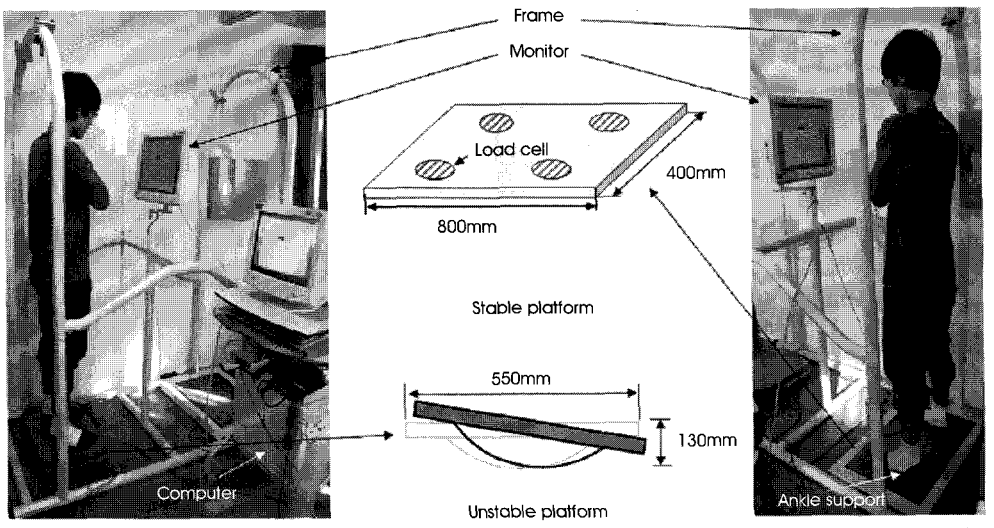

그림 3. 자세 균형 반응을 위한 측정시스템: 왼쪽과 위쪽의 불안정판 지지대와 오른쪽과 아래쪽의 안정판 지지대
Fig. 3. Measurement system for postural response: unstable support of left and stable support of right

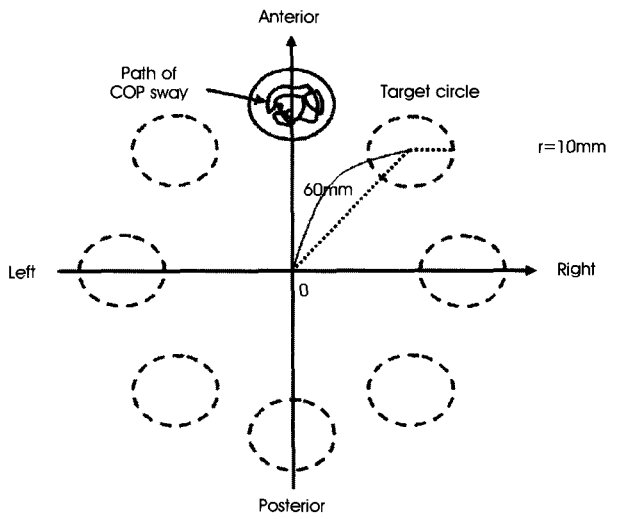

그림 4. COP 유지과제의 계획도
Fig. 4. Schematic drawing of combinative maintenance of COP

port)를 통해서 NI사의 SCB68 데이터 수집 보드에 연결되며 SCB 68은 PIC-6024E와 통신하여 샘플주파수 100Hz로 A/D 변환하여 안정판과 불안정판의 데이터가 입력된다.

C. 실험절차

피험자의 눈높이에 모니터를 설치하고, 피험자가 직접 자신의 COP를 볼 수 있도록 하였다. 모니터 화면상에 좌표축의 영점과 제시되는 원의 중심사이의 거리가 60mm로 일정하도록 그림 4에서 9 방향(중심, 전면, 후면, 좌측, 우측, 전면좌측, 전면우측, 후면좌측, 후면우측; center, anterior, posterior, left, right, anterior-left, anterior-right, posterior-left, posterior-right)영역에 지름 20mm의 목표 원을 제시하였으며, 제시되는 방향의 순서는 무작위순으로 하여 예상에 의한 준비나 순서에 따른 학습의 효과를 배제하고자 하였다. 각각의 목표마다 피험자는 자신의 COP 궤적을 원의 중심에 도달하도록 몸의 중심을 이동하도록 하였고, 원 안에 들어간 후에는 30초 간 COP를 원 안에 유지하도록 하였다. 인간의 자세 안정성 범위(limit of stability)는 인간이 전후좌우 영역으로 낙상 없이 최대로 기울일 수 있는 각도를 말하며, 전-후 방향으로 12.5°이며, 좌-우 영역으로 16°이다[15]. 이번 연구에서 참가한 피험자의 신장(172±3.52cm)과 양 발을 10cm 간격으로 벌리고 선 자세를 기준을 세웠을 때 전-후, 좌-우 방향으로 안정성 한계를 넘지 않는 범위 내에서 3.5° 기울여 불안정한 자세를 유지하도록 하였다. 이때 분석 지표로써 원 안에서 COP 변동의 총 누적 이동거리(total COP sway distance), COP 변동의 면적(COP sway area), COP의 변동 값을 주파수 변환하여 얻은 중간 주파수(median frequency, MF)와 스펙트럼 에너지(spectral energy)를 평가지표로 구하였다[16].

시각적인 단서는 상기 목표 원 내부에 자신의 COP를 실험이 실시되는 동안 볼 수 있게 하는 것이며, 피험자에게 실험이 시작되면서 폐안을 하도록 하여 시각적인 단서가 없을 때의 조건을 맞추었다.

실험 조건은 모두 네 가지로 나누어 수행하였다.: (1) 시각적인 단서와 진동자극이 제시될 때 (2) 시각적인 단서와 진동자극이 제시되지 않을 때 (3) 시각적인 단서는 제시되고 진동자극은 제시되지 않을 때 (4) 시각적인 단서는 제시되지 않고 진동자극은 제시될 때로 나누어 중심을 포함한 9곳의 방향에서 COP를 측정한다.

안정판과 불안정판 모두에서 피험자의 발은 어깨 넓이만큼 벌리고, 좌우대칭이 되도록 서게 하였으며, 실험은 2번 반복으로 수행되었으며 각 실험 사이에 휴식시간은 1분으로 하지만 피험자가 피로를 호소할 경우 측정을 중단하고 충분한 휴식을 취하도록 하였다.

D. 피험자

진동이 자세균형에 미치는 영향을 알아보기 위하여 20대 성인 남녀(남자: 5명, 여자:5명, 나이: 23.1±3.5)를 대상으로 실험을 진행하였다. 피험자들은 모두 신경학적, 전정기관, 시각, 근골격계 및 촉각에 이상이 없는 건강한 사람들을 대상으로 하였다. 또한 피험자들은 사전에 유사한 실험에 참여한 적이 없으며, 실험 전 실험에 관한 모든 사항에 대하여 설명들었다.

E. 통계분석

통계분석은 Window용 SPSS 12.0 version을 이용하여, COP 변동의 총 누적 이동거리와 면적에서는 판의 기울기 정도, 시각자극 제시 유무와 진동 자극 제시 유무에 따라 2-way ANOVA test를 실시하였고 COP 변동의 중간 주파수와 스펙트럼 에너지는 paired t-test를 실시하여 결과 값의 유의성을 획득하였다. 통계적 유의성 검정을 위한 p값은 0.05 미만으로 하였다.

Ⅲ. 결 과

A. COP 변동 면적 (COP sway area)

목표 원 안에서 COP 변동의 면적을 안정판과 불안정판에서 시각자극 제시 유무와 진동 자극제시 유무에 따른 네 가지 조건에서 10명의 피험자에게서 구하였다. 신체 동요가 클수록 COP 변동의 면적이 커지며, 진동자극으로 인해 안정성이 확보 될 때 COP 변동의 면적은 작아진다. 힘판과 불안정판의 데이터를 비교하기 위하여 진동자극이 제시될 때와 제시되지 않을 때 면적의 감소율을 구하였다. 그림 5는 9개의 방향에서 안정판과 불안정판에서의 진동자극 제시 유무에 따른 COP 변동 면적의 감소율 데이터이다. 시각자극 제시 동안 안정판과 불안정판에서의 COP 변동 면적의 감소율은 모든 방향에 대해 불안정판에서 높았으며 유의성이 있는 결과를 보였다 ($F1,180=199.062$, $p<0.001$). 또한 시각 자극이 제시되지 않는 동안 COP 변동 면적의 감소율도 모든 방향에 대해 불안정판에서 높았다 ($F1,180=42.656$, $p<0.001$). 그러나 방향에 대한 COP의 면적 감소율은 유의성이 없는 결과를 보였다 (시각자극

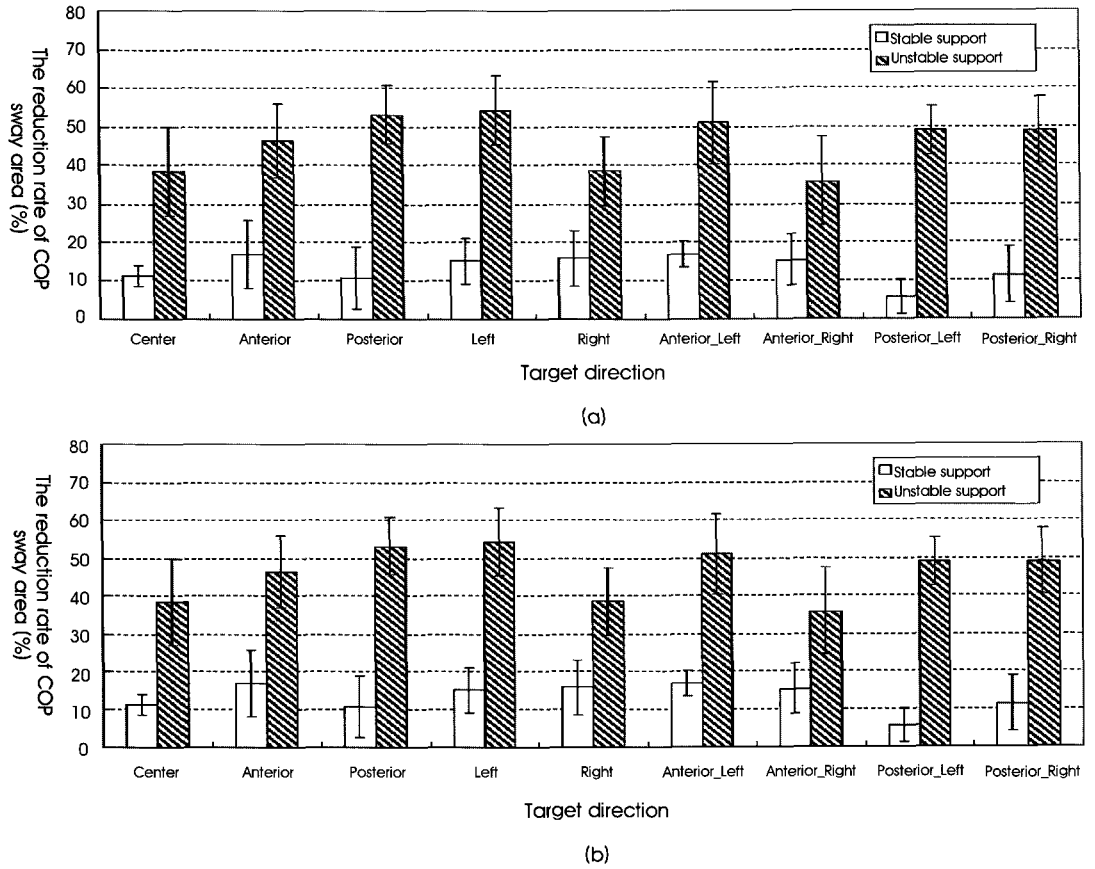

그림 5. 안정판과 불안정판에서의 COP 변동 면적의 감소율
(a) 시각자극이 제시될 때 진동자극 제시 유무에 따른 COP 변동 면적의 감소율
(b) 시각자극이 제시되지 않을 때 진동자극 제시 유무에 따른 COP 변동 면적의 감소율
Fig. 5. The reduction rate of COP sway area on stable and unstable platform
(a) The reduction rate of COP sway area according to vibration stimuli with visual cue
(b) The reduction rate of COP sway area according to vibration stimuli without visual cue

이 제시될 때: $F_{8,180}=1.027$, $p>0.05$, 시각자극이 제시되지 않을 때: $F_{8,180}=0.141$, $p>0.05$). 판의 안정성 유무와 방향에 대한 연관성은 없는 것으로 나타났다(시각자극이 제시될 때: $F_{9,180}=1.362$, $p>0.05$, 시각자극이 제시되지 않을 때: $F_{8,180}=0.641$, $p>0.05$).

B. COP 변동 누적 이동거리 (COP sway distance)

목표 원 안에서 COP 변동의 누적 이동거리를 안정판과 불안정판에서 시각자극 제시 유무와 진동 자극제시 유무에 따른 네 가지 조건에서 10명의 피험자에게서 구하였다. COP 변동 누적 이동거리가 길면 신체 동요가 증가한 것이며, 진동자극으로 인해 안정성이 확보 될 때 COP 변동 누적 이동거리가 짧아진다. 힘판과 불안정판의 데이터를 비교하기 위하여 진동자극이 제시될 때와 제시되지 않을 때 COP 변동 누적 이동거리의 감소율을 구하였다. 그림 6은 9개의 방향에서 안정판과 불안정판에서의 진동자극 제시 유무에 따른 COP 변동 누적 이동거리의 감소율 데이터이다. 시각자극 제시 동안 안정판과 불안정판에서의 COP 변동 누적 이동거리의 감소율은 모든 방향에 대해 불안정판에서 높았으며 유의성이 있는 결과를 보였다 ($F_{1,180}=80.562$, $p<0.001$). 또한 시각 자극이 제시되지 않는 동안 COP 변동 누적 이동거리의 감소율도 모든 방향에 대해 불안정판에서 높았다($F_{1,180}=27.913$, $p<0.001$). 그러나 방향에 대한 COP 변동 누적 이동거리의 감소율은 유의성이 없는 결과를 보였다 (시각자극이 제시될 때: $F_{8,180}=0.501$, $p>0.05$, 시각자극이 제시되지 않을 때: $F_{8,180}=0.501$, $p>0.05$). 판의 안정성 유무와 방향에 대한 연관성은 없는 것으로 나타났다(시각자극이 제시될 때: $F_{9,180}=0.454$, $p>0.05$, 시각자극이 제시되지 않을 때: $F_{8,180}=0.803$, $p>0.05$).

C. COP 변동 중간주파수 (Median frequency of COP)

목표 원 안에서 COP 변동을 주파수 변환하여 10Hz 저역통과 필터링을 거친 후 그 면적의 50%에 해당하는 중간 주파수를 얻었다. 중간 주파수 값이 커지면 신체 동요가 증가하였다는 의미이며,

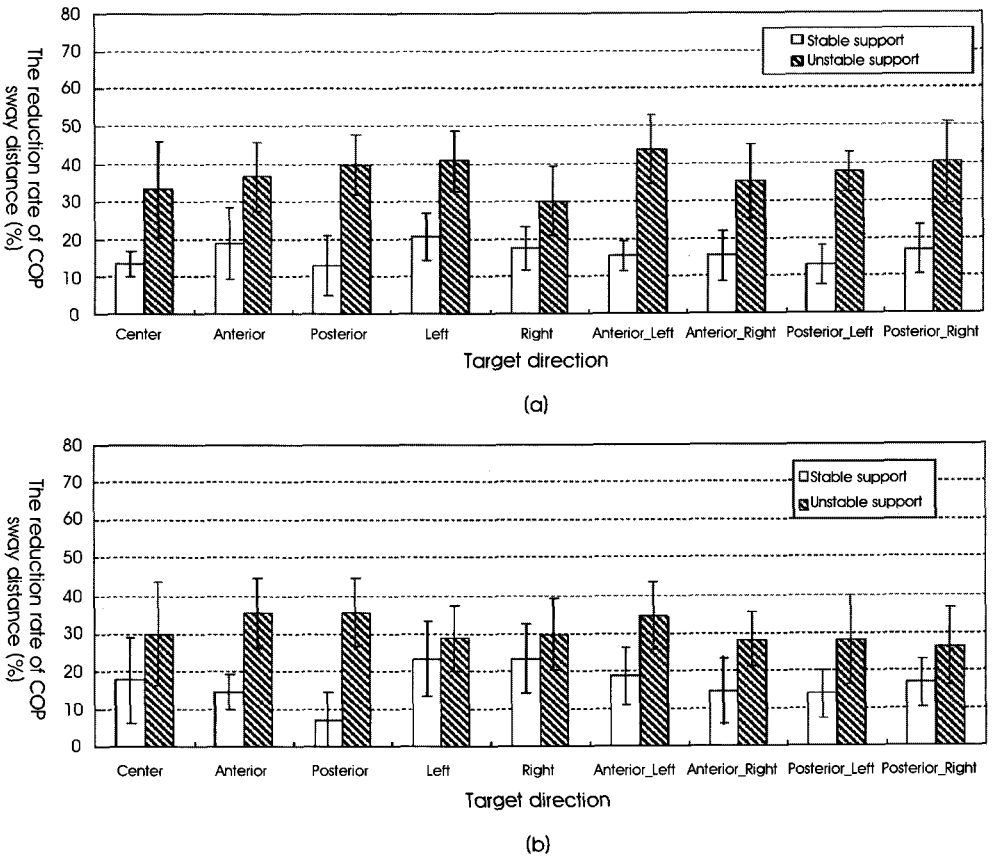

그림 6. 안정판과 불안정판에서의 COP 변동 누적 이동거리의 감소율
(a) 시각자극이 제시될 때 진동자극 제시 유무에 따른 COP 변동 누적 이동거리의 감소율
(b) 시각자극이 제시되지 않을 때 진동자극 제시 유무에 따른 COP 변동 누적 이동거리의 감소율
Fig. 6. The reduction rate of COP sway distance on stable platform and unstable platform:
(a) The reduction rate of COP sway distance according to vibration stimuli with visual cue
(b) The reduction rate of COP sway distance according to vibration stimuli without visual cue

안정성이 확보 될 때 COP 변동의 면적과 누적 이동거리처럼 중간 주파수 값도 작아진다.

중심 방향 영역에서 COP 유지 동안 안정판과 불안정판에서 시각자극 제시 유무와 진동 자극제시 유무에 따른 네 가지 조건에서 중간 주파수를 구하였다. 그림 7은 안정판과 불안정판에서 진동자극 제시 유무에 따른 중간 주파수의 감소율 값을 나타내고 있다. COP의 좌-우 방향(medial-lateral direction, M-L direction) 에서 시각자극 제시가 있을 때와 없을 때, 안정판과 불안정판에서의 중간주파수 감소율은 불안정판에서 높았으며 유의성이 있는 결과를 보였다 (판의 기울기 유무: $F_{1,80}=5.395$, $p=0.026$, 시각자극 제시 유무: $F_{1,80}=4.150$, $p=0.049$). 그러나 판의 기울기와 시각자극 제시 유무에 따른 교호작용은 유의성이 없는 결과를 보였다 ($F_{1,80}=0.304$, $p<0.05$). COP의 전-후 방향(anterior-posterior direction, A-P direction)에서 시각자극 제시가 있을 때와 없을 때, 안정판과 불안정판에서의 중간주파수 감소율은 불안정판에서 높았으며 유의성이 있는 결과를 보였다 (판의 기울기 유무: $F_{1,80}=16.938$, $p=0.000$, 시각자극 제시 유무: $F_{1,80}=0.040$, $p=0.049$). 그러나 판의 기울기와 시각자극 제시 유무에 따른 교호작용은 유의성이 없는 결과를 보였다($F_{1,80}=0.067$, $p<0.05$).

D. COP 변동 스펙트럼 에너지(The spectral energy of COP)

목표 원 안에서 변화한 COP를 좌-우 방향(M-L direction)과 전-후 방향(A-P direction)에서의 변위 값에 대하여 주파수 변환을 거친 후 각 주파수 영역은 0.1~0.3(low frequency, LF), 0.3~1 (middle frequency, MF), 1~3Hz(high frequency, HF)으로 나누어 각 주파수 대역에서의 스펙트럼 에너지를 구하였다[17]. 주파수 분석은 자세 제어에서 감각정보의 유입변화와 관련 있다. Golomer[18]는 LF 영역이 시각 정보와 관련이 있다고 하였으며, MF는 전정기관과 촉각정보인 체성감각정보와 HF는 고유수용감각 정보인 체성감각정보와 관련있다고 하였다. 각 주파수 영역에 해당하는 감각 기관의 정보에 의존하거나 다른 감각 기관의 정보에 비해 많이 유입 될수록 영역의 면적은 증가할 것이다.

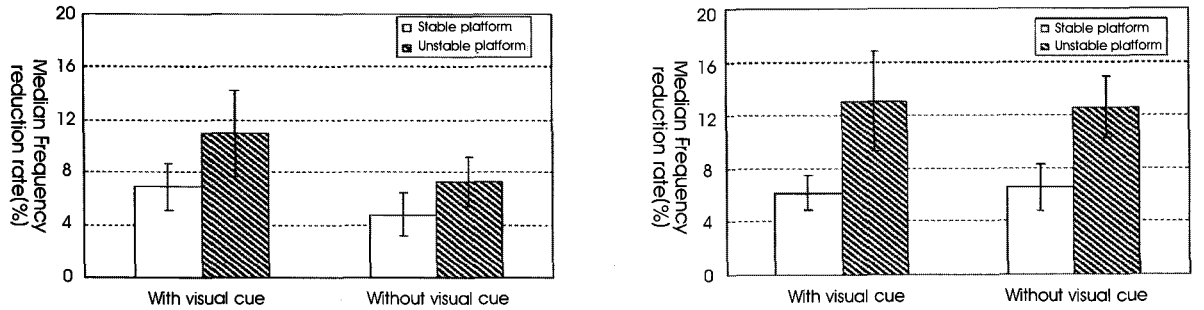

그림 7. 중심 영역에서 COP 유지 동안 안정판과 불안정판에서의 중간주파수 감소율
(a) 좌-우 방향, (b) 전-후 방향

Fig. 7. The rate of median frequency reduction on stable and unstable platform in center direction
(a) M-L direction, (b) A-P direction

그림 8은 피험자가 안정판과 중심방향의 영역에서 COP 유지를 하고 있을 때 피험자의 COP 중 좌-우와 전-후 방향에서 진동 자극 제시에 따른 1번과 4번 조건에서와 2번과 3번 조건에서의 LF 영역의 감소율을 나타내었다. 좌-우와 전-후 방향에서의 LF 영역 감소율은 진동 자극이 제시되지 않았을 때 더 큰 감소율을 보인다 (pM-L=0.018, pA-P=0.026).

그림 9는 피험자가 안정판에서 중심방향의 영역에서 COP 유지를 하고 있을 때 피험자의 COP 중 좌-우와 전-후 방향에서 시각 자극 제시에 따른 1번과 3번 조건에서와 2번과 4번 조건에서의 MF 영역의 감소율을 나타내었다. 좌-우와 전-후 방향에서의 MF 영역 증가율은 시각 자극이 제시되지 않았을 때 더 크게 나타나고 있다 (pM-L=0.045, pA-P=0.035).

그림 10은 피험자가 안정판에서 중심방향의 영역에서 COP 유지를 하고 있을 때 피험자의 COP 중 좌-우와 전-후 방향에서 시각 자극 제시에 따른 1번과 3번 조건에서와 2번과 4번 조건을 비교하여 HF 영역의 증가율을 나타내었다. 좌-우와 전-후 방향에서의 HF 영역은 시각 자극이 제시되지 않았을 때 더 큰 증가율을 보인다 (pM-L=0.032, pA-P=0.034).

Ⅳ. 고 찰

본 연구에서는 안정판과 불안정판에 직립자세로 서 있을 때 인간이 느끼기 시작하는 진동으로 체성감각계에 입력된 정보가 인체의 자세균형 조절 능력에 미치는 영향을 판의 시각자극 제시 유무, 발바닥과 족관절 근육에 제시된 진동 자극의 유무와 자세를 지지하는 지지대의 기울기 정도에 따라 COP 변동의 면적과 총 누적 이동거리, COP 변동 값을 주파수 변환하여 중간주파수와 스펙트럼 에너지를 측정하여 분석하였다.

COP 변동은 피험자의 무게중심이 동요한 정도를 뜻하며, 면적과 누적 이동거리의 값이 작다면 자세 안정성이 높음을 의미한다. COP 변동의 면적과 누적 이동거리의 감소율 항목에서 진동자극을 제시하지 않았을 때보다 진동자극을 제시하였을 때 더 안정된 자세 균형 제어를 하였으며, 시각자극이 제시되었을 때 자세가 좀 더 안정적으로 유지하였다(Fig 5-6). 이는 발바닥에서 백색잡음

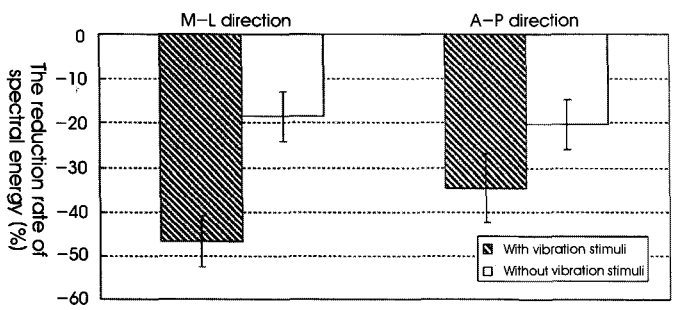

그림 8. 안정판과 중심영역에서 COP 유지 동안 시각자극 제시 유무에 따른 LF 영역 (0.1~0.3Hz)의 스펙트럼 에너지 감소율

Fig. 8. The reduction rate of spectral energy of COP sway signal at low frequency (0.1~0.3Hz) according to visual cue with and without vibration in center direction on stable platform

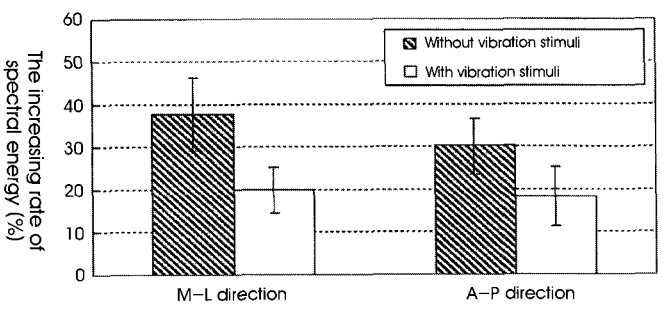

그림 9. 안정판과 중심영역에서 COP 유지 동안 시각자극 제시 유무에 따른 MF 영역 (0.3~1Hz)의 스펙트럼 에너지 증가율

Fig. 9. The increasing rate of spectral energy of COP sway signal at middle frequency (0.3~1Hz) according to visual cue with and without vibration in center direction on stable platform

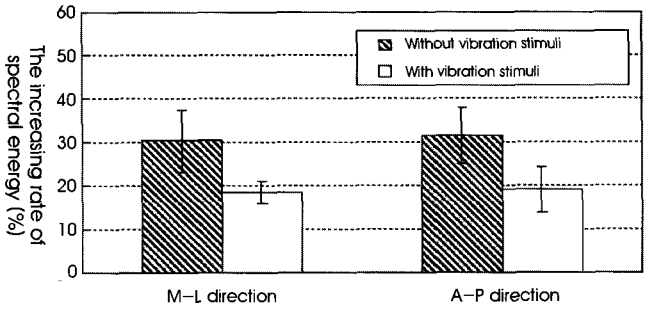

그림 10. 안정판과 중심영역에서 COP 유지 동안 시각자극 제시 유무에 따른 HF 영역 (1-3Hz) 의 스펙트럼 에너지 증가율

Fig. 10. The increasing rate of spectral energy of COP sway signal at high frequency (1-3Hz)
according to visual cue with and without vibration in center direction on stable platform

신호로 진동을 인가했을 때 진동에 민감하게 반응하고 그 대역폭이 20Hz~800Hz로 넓은 범위에서 반응하는 파치니(pacini) 촉각 수용기에 의해 피험자의 고주파수 대역의 노이즈 진동 자극이 인가되고 자극 진폭이 수 ㎛의 매우 작은 자극에 대해서 촉각을 피드백 함으로써 피험자의 자세균형 제어능력에 도움이 되는 것을 알 수 있었다[19]. 고유수용감각의 정보를 중추신경계에 제공하는 것은 주로 근방추(muscle spindle)이며 근방추의 구심성 신경섬유 중 Ⅰa군 구심섬유(primary afferent)는 근육의 길이와 속도에 관한 정보를 제공한다. 발목 근육 부위에 White noise 진동을 인가했을 때 Ⅰa군 구심섬유이 흥분하여 근육의 수축과 이완을 피드백 함으로써 피험자의 자세 안정성 향상을 돕는다[20].

이번 연구에서 크게 주목해야할 점은 안정판 보다 불안정판 지지대에서의 COP 변동의 면적과 누적 이동거리의 감소율이 더 컸던 점이다. 이는 이전의 지지면의 경사와 관련한 자세균형 조절연구 결과와 일치한다. Gurfinkel[21]은 좌우로 흔들리는 불안정판 지지대에서 자세유지동안 대퇴근막장근에 인가된 진동으로 신체동요도가 줄어드는 것을 확인하였다. 또한 Ivanenko[22] 역시 아킬레스 건과 목 근육에 진동이 인가되는 동안 좌-우, 앞-뒤로 흔들리기 쉬운 불안정한 지지대 위에서 신체 동요의 감소를 증명하였다.

안정한 지지면에서 기립상태일 때 체성감각계는 지지면과 관계해서 상대적인 신체의 위치와 근육의 토크 등에 관한 정보를 이용하여 기준 위치를 정교하게 포착한다[23]. 지지면의 변위(translation)에 대한 체성감각 반응은 시각에 의해 흥분되는 것보다 더 빠르기 때문에 연구자들은 지지면이 전위되어 균형이 깨질 때 인체 흔들림을 조절하기 위해 신경계는 주로 체성감각 입력에 의존한다고 제시하였다[24]. 기립 시 지지면이 흔들릴 때 족관절 근육이 신장되며 신장반사를 활성화시켜 근육의 반사적 단축을 일으킴으로써 전후 흔들림을 조절한다[25]. 이때 자세 제어에 관련된 근육과 발바닥에 진동자극을 주는 것은 기준 위치의 변위를 일으키는 부가적인 정보입력을 가져온다. 자세 제어 시스템에 진동 자극을 제시하면 불안정한 지지면에서 신체 안정성에의 효과가 더 크게 증가한다. 이것은 진동으로 유도된 구심성 신경 흐름이 불안정한 지지면 상태에서 더 활성화됨을 의미한다.

이번 연구 결과에서는 특정 방향에서 진동 자극으로 자세 안정성에 대한 영향을 볼 수 없었다. 이 결과의 원인은 신체의 특정 부위를 자극시켜 자세균형 응답의 변화를 보인 이전의 연구에서 찾을 수 있다. Ivanenko[26]는 직립 상태에서 정강이 근육에 진동자극을 가하면 자세가 현저히 기울어지며 자세가 고정되어 있을 때에는 고정된 방향의 반대방향으로 자세가 기우는 것과 같은 착각을 유발하는 것을 확인하였다. 또한 Kavounoudias[27]는 진동자극으로 발바닥에서 앞꿈치, 뒷꿈치, 오른발과 왼발 부위을 따로 자극함으로써 발바닥에서 자극 부위와 자세균형 응답사이에 반대 방향의 경향을 보이는 것을 밝혔다. 체성감각계는 지지면과 관계해서 신체의 위치와 운동에 관한 정보를 중추신경계로 전달한다. 또한 체성감각 정보는 신체 분절 서로간의 관계에 관해 신체 전체의 정보를 보고한다[28]. 이 때 진동과 같은 자극으로 인해 신체 특정 부위를 자극시켜서 원하는 방향으로 자세 적응 할 수 있다.

COP 변동을 주파수 변환하여 힘판과 불안정판 지지대에서 COP 유지 시에 진동 자극 제시 유무에 따른 중간주파수의 감소율을 구하였다(Fig. 7) 중간주파수의 감소율과 자세균형 제어와의 상관관계는 이전의 연구에서 찾을 수 있다. Dozza 등[29]은 전정기관의 이상이 있는 환자군과 정상 성인군을 상대로 눈을 감고 안정판 지지대 위에 있을 때, 눈을 감고 불안정판 지지대 위에 있을 때와 눈을 뜨고 불안정판 지지대 위에 있을 때를 비교하여 중간주파수 값을 비교하였다. 정상 성인군보다 자세균형 제어가 힘든 전정기관 이상 환자군에서의 중간주파수 값이 높았으며, 지지대가 불안정할 때와 눈을 감았을 때 중간주파수가 증가하는 경향을 보였다. 이로써 자세가 불안정할 때 중간주파수 값이 증가하며 이를 자세균형의 평가 변수로 이용할 수 있다고 논의하였다. 이번 연구에서는 시각자극 제시가 있을 때와 불안정판에서의 중간주파수 감소율이 시각자극 제시가 없을 때와 안정판에서보다 높음을 확인하였다. 이는 COP 변동의 면적과 누적 이동거리의 결과와 이전 연구의 결과와 일치한다.

COP 변동을 주파수 변환하여 각 주파수 대역에서의 영역으로 시각과 체성감각 입력 정보의 상관관계를 분석하였다. 이번 연구는 피험자가 안정판위의 중심방향 영역에서 기립자세로 있을 때 4가지의 실험조건 시행 후 COP 변동의 좌-우, 전-후 방향에서 LF, MF, HF 영역의 스펙트럼 에너지를 비교하였다.(Fig 8-10)

피험자의 COP 변동의 전-후, 좌-우 방향에서 진동 자극 제시의 유무에 관련된 조건들을 비교하여 LF 영역의 비율이 감소함을 확인하였다. 시각 정보의 유입과 관련 있는 LF 영역은 시각자극이 제시될 때 보다 제시되지 못할 때 감소하는데, 진동자극이 제시 되지 않는 조건보다 제시 되는 조건에서 더 크게 감소한다. 촉각 정보와 관련 있는 MF와 고유수용감각과 관련 있는 HF의 영역의 비율 비교에서도 진동 자극이 제시되지 않을 때보다 제시될 때 증가하는데, 시각자극이 제시 되지 않는 조건에서보다 제시 되는 조건에서 더 크게 증가한다. 그러나 이번 연구에서는 MF와 HF의 영역을

정확히 나누어 설명할 수 없었다. 근육과 발바닥에 진동자극을 동시에 제시함으로써 촉각과 고유수용 감각 부분을 동시에 자극시켜 그 경계선을 구분할 수 없었다. 이번 연구에서는 대표적으로 시각과 체성감각의 활성화를 비교하였으며, 진동자극이 제시될 때 체성감각의 영역이 증가하는 것을 확인하였다.

이는 자세제어에 대한 감각적응으로 설명할 수 있다. 특정 감각 정보의 손실은 인체가 자세조절을 위해 움직이는 방법에 영향을 줄 수 있다[30]. 적절한 자세 조절을 위해서는 감각 정보의 유입에 적합한 운동 출력을 위해 중추신경계 안에서 통합되어져야만 한다[31]. 자세제어를 위해서는 환경에 대한 신체위치와 운동에 관하여 시각, 체성감각, 전정계로부터의 감각정보를 조직화 하는 것이 필요하다. 인간은 하나의 감각으로부터 부정확한 감각 정보를 받아들였을 때 그 정보를 이용이 가능한 다른 감각계에서 유입된 정보와 비교할 수 있으며 그런 다음 적절한 자세반응을 이끌어내기 위해 이들 감각 정보의 비중을 재조정하여 수정할 수 있다[2,32]. 인간은 하나의 감각으로부터 부정확한 감각 정보를 받았을 때, 그 정보를 다른 이용할 수 있는 감각계와 비교할 수 있으며 그런 다음 자세반응을 이끌어내기 위해 이들 감각 정보의 비중을 재조정하여 정확한 정보로 옮겨 가게 된다. 이렇게 자세 조절을 위한 어떤 하나의 감각 정보의 상대적인 중요성을 수정할 수 있는 중추 신경계의 능력 때문에 인간은 다양한 환경에서도 균형을 유지할 수 있다. 그리하여 시각 자극 혹은 체성감각(진동) 자극은 상대방의 자극이 주어질 때 크게 감소 혹은 증가하는 것이다. 감각전략, 즉 주어진 감각의 상대적인 비중은 과제, 환경의 기능에 따라 다양하고 가장 적절한 감각이 환경과 과제를 위해 확실히 선택된다[33]. 그러므로 모든 과제들이 자세 조절을 요구하지만 특별한 자세 적응과 안정성의 요구는 과제와 환경에 따라 다양하며 이로 인해 자세조절을 위한 감각 및 운동 전략의 이용한 다양한 환경 요구에 따라 적용되어야 한다[34].

V. 결 론

본 연구에서는 안정판과 불안정판에 직립자세로 서 있을 때 인간이 느끼기 시작하는 진동자극 인체의 자세균형 조절 능력에 미치는 영향을 분석하여 진동과 자세균형의 상관성을 분석하였으며 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 진동자극을 제시하지 않았을 때보다 자극을 제시하였을 때 더 안정된 자세 균형 제어가 되었으며, 시각 자극과 진동자극이 동시에 제시되었을 때 다른 조건에서보다 자세가 더 안정적으로 유지되었다.

2. 안정판에서보다 불안정판 지지대에서 진동자극을 인가하였을 때 COP 변동의 감소율이 더 컸으며 이는 진동자극으로 유도된 구심성 신경 흐름이 불안정한 지지면 상태에서 더 활성화되어 신체 안정성에의 효과가 더 크게 증가하였기 때문이다.

3. 시각 자극으로부터 부정확한 감각 정보를 받아들였을 때 그 정보를 이용이 가능한 체성감각계에서 유입된 진동자극 정보와 비교할 수 있으며 그 후에 안정적인 자세균형 응답을 이끌어내기 위해 시각과 체성감각 정보의 입력 비중을 수정할 수 있음을 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 접근되어져야 할 것이다.

참고문헌

[1] F. B. Horak, and J. M. *Macpherson, Postural Orientation and Equilibrium. In Handbook of Physiology, section 1, Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*, New York: Oxford University Press, 1996, pp. 255-292.

[2] 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.

[3] 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, no. 4, pp. 118-135, 1998.

[4] E. B. Goldstein, *Sensation & Perception, Six edition*, Belmont: Wadsworth Publishing Company, 2001, pp. 455-491.

[5] 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, 1996, pp. 128-172.

[6] F. Hlavacka, T. Mergner, and M. Krizkova, "Control of the body vertical by vestibular and proprioceptive inputs," *Brain Research Bulletin*, vol. 40, no. 5, pp. 431-434, 1996.

[7] D. C. Gravelle, C. A. Laughton, N. T. Dhruv, K. D. Datdare, J. B. Niemi, L. A. Lipsitz and J. J. Collins, "Noise-enhanced balance control in older adults," *Neuroreport*, vol. 13, no. 15, pp. 1853-1856, 2002.

[8] R. Dickstein, Y. Laufer and M. Katz, "TENS to the posterior aspect of the legs decreases postural sway during stance," *Neuroscience letters*, vol. 393, pp. 51-55. 2006.

[9] C. Mauter, T. Mergner, B. Bolha and F. Hlavacka, "Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles," *Neuroscience letters*, vol. 302, pp. 45-48, 2001.

[10] H. Lekhel, K. E. Popov, D. Anastasopoulos, A. Bronstein, K. Bhatia, C. D. Marsden, and M. Gresty, "Postural responses to vibration of neck muscles in patients with idiopathic Torticollis," *Brain*, vol. 119, no. 4, pp. 101-109, 1997.

[11] Y. P. Ivanenko, R. Grasso, and F. Lacquaniti, "Neck muscle vibration makes walking humans accelerate in the direction of gaze," *Journal of Physiology*, vol. 525, no. 3, pp. 803-814, 2000.

[12] 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.

[13] Y. P. Ivanenko, I. A. Solopova, and Y.S. Levik, "The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle

vibration in humans," *Neuroscience Letters*, vol. 292, pp.103-106, 2000.

[14] J. J. Collins, A. A. Priplata, D. C. Gravelle, J. Niemi, J. Harry, and L. A. Lipsitz, "Noise-enhanced human sensorimotor function," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 22, pp. 76-83, 2003.

[15] R. P. Tien, G. J. Felsberg, and J. Macfall, "Fast spin-echo high-resolution MR imaging of the inner ear," *AJR Am. J. Roentrgenal*, vol. 159, no. 2, pp. 395-398, 1992.

[16] L. Rocchi, L. Chiari, and A. Cappello, "Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 42, no. 1, pp. 71-79, 2004.

[17] E. Nagy, K. Toth, G. Janositz, G. Kovasc, A. Feher-Kiss, L. Angyan, and G. Horvath, "Postural control in athletes participating in an ironman triathlon," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 92, pp. 407-413, 2004.

[18] E. Golomer, J. Cremieux, P. Dupui, B. Isableu, and T. Ohlmann, "Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers," *Neurosci. Lett.*, vol. 267, no. 4, pp. 189-292, 1999.

[19] J. D. Harry, J. B. Niemi, A. A, Priplata, and J. J. Collins, "Balancing act," *IEEE Spectrum*, April, pp. 36-41, 2005.

[20] S. Verschueren, S. P. Swinnen, K. Desloovere, and J. Duysens, "Vibration-induced changes in EMG during human locomotion," *J. Neurophysiol.*, vol. 89, pp. 1299-1307, 2003.

[21] V. S. Gurfinkel, T. B. Kireeva, and Y. S. Levik, "Effect of postural muscle vibration on equilibrium maintenance in the frontal plane at various levels of stability," *Human Physiology*, vol. 22, no. 2, pp. 83-92, 1996.

[22] Y. P. Ivanenko, V. L. Talis, and O. V. Kazennikov, "Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans," *Eur. J. Neurosci.*, vol. 11, no. 2, pp. 647-654, 1999.

[23] B. E. Maki, and W. E. Mcllroy, "The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy," *Phys. Ther.*, vol. 77, no. 5, pp. 488-507, 1997.

[24] R. Wolfson, J. Judge, R. Whipple, and M. King, "Strength is a major factor in balance, gait and the occurrence of falls," *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 50, pp. 64-67, 2005.

[25] K. E. Yarasheski, "Exercise, aging and muscle protein metabolism," *J. Gerontol*, vol. 58A, no. 10, pp. 918-922, 2003.

[26] Y. P. Ivanenko, R. Grasso, and F. Lacquaniti, "Influence of Leg Muscle Vibration on Human Walking," *J. Neurophysiol.*, vol. 84, no. 4, pp. 1737-1747, 2000.

[27] A. Kavounoudias, J. C. Gilhodes, R. Roll, and J. P. Roll, "From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing?," *Exp. Brain Res.*, vol. 124, no. 1, pp. 80-88, 1999.

[28] E. R. Kandel, J. H. Schwartz and T. M. Jessell, *Principles of neural science 4th ed.*, New York: McGraw-Hill, 2000, pp. 101-103.

[29] M. Dozza, F. B. Horak and L. Chiari, "Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance," *Exp. Brain Res.*, vol. 178, no. 1, pp.37-48, 2007.

[30] K. Brooke-Wavell, L. K. Perret, P. A. Howarth, and R. A. Haslam, "Influence of the visual environment on the postural stability in healthy older women," *Gerontology*, vol. 48, no. 5, pp. 293-297, 2002.

[31] K. Pirjo, *Body Movements during Postural Stabilization Measurements with a Motion Analysis System,* Dissertation, Department of physical medicine and rehabilitation, University Hospital of Oulu, 2002, pp. 50-53.

[32] A. Shymway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor Control: Theory and Parctical Applications*, Lippincott Williams & Wilkins Inc., 2001, pp.152-158.

[33] P. Dizio, J. R. Lackner, and E. Rabin, "Sensorimotor and environmental conditions constraining use of the hand as a guide for posture," *Multisensory Control of Posture and Gait*, 13th International Symposium, Paris, June, 1997, pp. 22-26.

[34] J. Massion, "Postural control systems in developmental perspective," *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, vol. 22, no. 4, pp. 465-472, 1996.