

자세 안정성 개선을 위한 체성감각 자극 시스템 개발

Development of a Somatosensory Stimulation System for the Improvement of Postural Stability

유 미, 은 혜 인, 박 용 군, 김 동 욱, 권 대 규, 김 남 균*

(Mi Yu, Hye-In Eun, Yong-Jun Piao, Dong-Wook Kim, Tae-Kyu Kwon, and Nam-Gyun Kim)

Abstract : This paper proposes a somatosensory stimulation system for the improvement of postural stability using vibration as somatosensory stimulation. This system consists of vibratory stimulation and postural response measurement. To evaluate this system, the center of pressure(COP) was closely observed in turn with simultaneous or separate mechanical vibratory stimulations to flexor ankle muscles (tibialis anterior, triceps surae) and two plantar zones on both feet while standing on a stable and an unstable support. The simultaneous vibratory stimulations cleared influenced postural stability and the effects of vibrations were higher with the unstable support. In separate vibratory stimulations, the extent of the COP sway reduced when the direction of the vibratory stimulations and that of the inclination of body coincided for flexor ankle muscle stimulations. In the contrary, the extent of the COP sway increased when the direction of the stimulations and that of body inclination coincided for plantar zone stimulations. These results can be useful for the development of rehabilitation systems that utilizes somatosensory inputs for postural balance.

Keywords : somatosensory stimulation, postural stability, vibration, unstable support

1. 서론

자세 안정성(stability)이란 공간 영역 내에서 신체의 균형(balance) 혹은 인체의 평형(equilibrium)을 유지하는 능력이다 [1,2]. 정상적인 자세 균형은 최소한의 자세 흔들림 속에서 신체의 무게 중심을 유지하는 능력으로 정의되며, 자세조절은 감각정보와 운동의 상호 균형 속에서 이루어진다. 이는 직립과 걷기의 기초적인 과정을 포함하는 축구, 골프, 테니스와 같은 운동을 수행하기 위해 필수적이다. 예를 들면, 원하는 운동을 하기 위해 시선을 고정시켜야 하며 신체 부위의 상대적인 위치를 기초로 하여 균형을 유지해야만 원하는 움직임을 성공적으로 수행할 수 있다. 인간이 자세를 조절하기 위해서는 시각, 전정감각, 체성감각으로부터 입력된 정보가 중추신경계에서 통합되어 처리된 후 신체의 반사적 조절을 유발시키는 과정을 필요로 한다[3]. 이러한 감각들은 사고를 당하거나, 나이가 들에 따라 약화되어 자세 조절에 관장하는 시스템에 약화된 감각 또는 부정확한 정보를 제공할 것이다. 약화된 자세 조절은 비정상적인 보행 및 낙상의 위험을 증가시키며, 이러한 위험은 점차적인 신체 기능의 약화를 야기할 수도 있다. 그러므로 자세 안정성을 증진시키기 위해서는 자세조절에 관여하는 감각을 증진

시켜야 한다. 이 감각들 중 체성감각에 진동자극을 제시하여 자세 안정성의 증진에 도움을 주는 효과에 대해 논의 하도록 한다.

체성감각계는 크게 촉각(tactile)과 고유수용감각(proprioceptive)으로 나뉘며, 이 중 촉각은 압각, 진동감각과 함께 피부에 물리적 자극을 가했을 때 촉각 수용기에 의해 느껴지는 감각이다. 촉각의 유형은 가벼운 피부접촉과 압력감각이 섞인 촉각이 있으며, 기능은 2점식별, 사물의 크기와 형태를 식별하는 기능과 외상으로부터 신체를 지키고 있어 예기할 수 없는 상황에 대해 보호하는 기능이 있다[4]. 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. 고유수용감각과 촉각은 자세균형 조절의 유지와 발달에 필수적인 역할을 한다[5].

체성감각계를 자극시켜 자세 안정성과의 상관관계를 분석하는 연구들 중, Gravelle[6]등은 파킨슨 환자의 무릎 관절에 체성감각 자극으로 전기 자극을 인가하여 신체중요의 감소를 확인하였으며, Dickstein[7]등은 왼쪽과 오른쪽 다리의 비복근에 전기 자극을 인가하여 정적 직립자세에서 자세 안정성의 효과를 입증하였다. 그러나 이러한 전기 자극은 안정성에의 문제점이 있어 제약이 따른다[8]. 체성감각계를 자극시켜 자세 안정성과의 상관관계를 분석하는 또 다른 연구들은 근육과 피부에 인가된 진동자극을 이용한다. Lekhel[9]은 소형진동기로 눈, 목, 발목 근육을 자극했고 정적 기립자세 동안 자세 조절을 위한 이들 근육으로의 고유

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2007. 5. 15., 채택확정 : 2007. 8. 3.

유 미, 박용군 : 전북대학교 의용생체공학과

(yumi@chonbuk.ac.kr/yjpio@chonbuk.ac.kr)

은혜인 : 전북대학교 헬스케어공학과(hye_in@chonbuk.ac.kr)

김동욱, 권대규, 김남균 : 전북대학교 생체정보공학과

(biomed@chonbuk.ac.kr/kwon10@chonbuk.ac.kr/ngkim@chonbuk.ac.kr)

※ 이 논문은 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/헬스케어기술개발사업).

수용성 감각 입력의 기여를 연구했는데, 눈 근육에 대한 진동으로 눈을 감고 서 있는 대상자는 진동되어진 근육의 흔들림 방향에 따라 신체가 흔들리는 것을 발견했다. 신체 흔들림은 또한 흉쇄유돌근(sternocleidomastoid muscle)과 가자미근(soleus muscle)의 진동으로도 일어났다. 이것은 신체 모든 부위에서 체성감각계의 입력으로 진동 자극이 정적 기립자세의 유지에 중요한 역할을 한다는 것을 암시한다. 또한 Ivanenko[10]의 연구에서는 직립자세로 있는 피험자의 근육에 진동자극을 제시하였을 때, 근육 진동은 체성감각계에 의존한 효과를 유발함을 밝혔다. 또한, 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[11].

따라서 위와 같은 점에 착안하여 본 시스템은 다양한 부위를 자극하여 피험자의 체성감각계를 활성화시켜 자세 안정성을 유도할 수 있는 시스템을 개발하였다. 또한 이 체성감각 자극 시스템을 통한 자세 안정성을 평가하기 위해서 불안정한 자세 유도 후, 진동 자극의 유무와 자극 부위에 따른 COP(Center of Pressure, 압력중심) 변동을 측정하여 자극 효과를 분석 고찰하였다.

II. 시스템 구성

본 시스템은 체성감각계의 촉각과 고유수용감각을 자극시키는 진동 자극제시부와 진동 자극으로 유도된 자세 안정성의 영향을 측정하기 위한 자세균형 측정부로 구성되어 새로운 체성감각 자극 시스템을 제안하고자 한다.

그림 1은 진동이 인체의 자세균형에 미치는 영향을 알아보기 위하여 고안된 시스템의 블록선도를 나타내고 있다. 체성감각계의 자극을 위한 진동 제시부와 진동에 의해서 피험자의 COP을 측정하기 위한 측정부로 구성되어 있다. 발목보호대에 진동모터를 부착한 진동자극 제시 시스템에서 피험자의 COP를 측정하기 위해 안정판과 불안정판을 이용하였다. 각 지지대에서 얻어지는 신호는 증폭되어 NI사의 PCI-6024E DAQ 보드를 통하여 컴퓨터에 입력하여 측정하였다.

1. 진동자극 제시부

그림 2는 자세 안정성 증진을 위한 진동자극 제시부를 나타내고 있다. 8개의 진동소자(10g, a diameter of 1cm, JHV-10A1, JAHWA ELECTRONICS Co.)를 양 발의 발목보호대에 고유수용감각을 자극시키기 위하여 발목 근육의 신전을 담당하는 전경골근(Tibialis Anterior, TA)과 하퇴삼두근(Triceps Surae, TS) 부위에 촉각을 자극시키기 위하여 양 발의 발바닥 중앙(Right Plantar zone, RP, Left Plantar zone, LP)의 두 부분에 부착하였다.

그림 3은 진동자극 제시를 위한 NI사의 LabVIEW 8.0을 이용하여 개발된 소프트웨어이다. 진동 소자를 각각 제어할 수 있는 제어부와 개인별, 부위별로 느끼는 진동의 크기가 다르기 때문에 진동의 크기를 조절할 수 있는 조절부로 실험 동안 진동의 제시 조건을 제어할 수 있으며 백색잡음신호를 300Hz에서 저역통과 하여 자극 신호로 사용하였다[12].

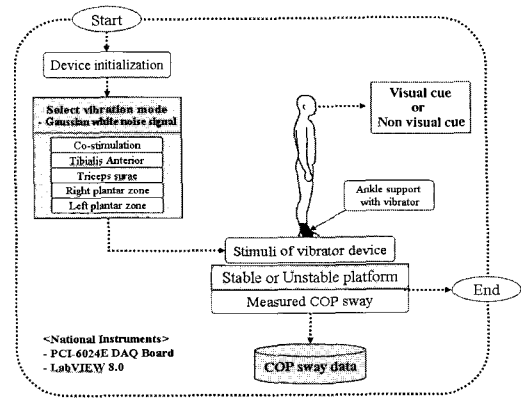


그림 1. 진동자극 제시와 자세균형 반응 측정 시스템의 블록선도.

Fig. 1. Blockdiagram of system for vibratory stimulation and postural response measurement.

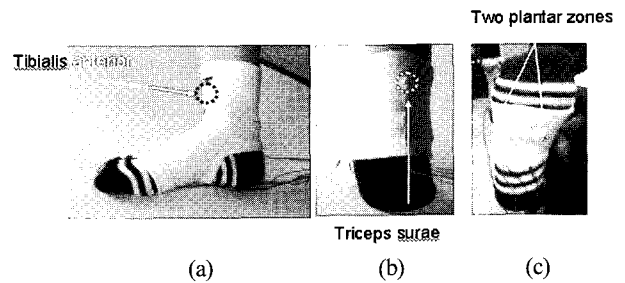


그림 2. 진동소자를 부착한 발목 보호대. (a) 전경골근 (b) 발바닥 (c) 하퇴삼두근.

Fig. 2. Vibrating elements on ankle support. (a) One on the Tibialis (b) One on the Triceps Surae (c) Two under the sole of the foot.

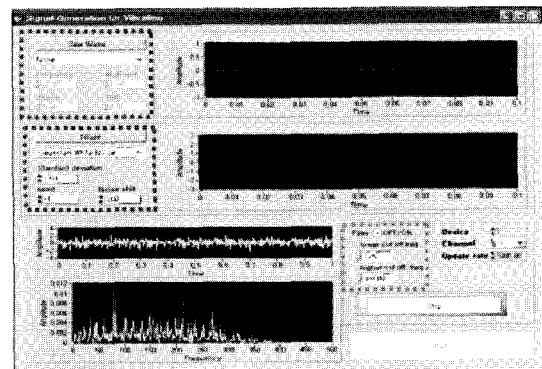


그림 3. 진동자극 제시 소프트웨어.

Fig. 3. Software for vibratory stimulation.

2. 자세균형 응답 측정부

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 3에서처럼 이용하였다. 힘판의 크기는 가로 600mm, 세로 400mm, 높이 50mm이다. 불안정판의 크기는 길이 550mm, 넓이 390

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

그림 5는 힌판에서 COP를 구하는 원리를 나타내고 있으며 (1), (2)에 따라서 COP를 측정하였다. (3)의 무게이동 (weight shift)는 50%일 때는 평형상태를 50%보다 크거나 작으면 오른쪽, 왼쪽으로 치우쳐짐을 의미한다.

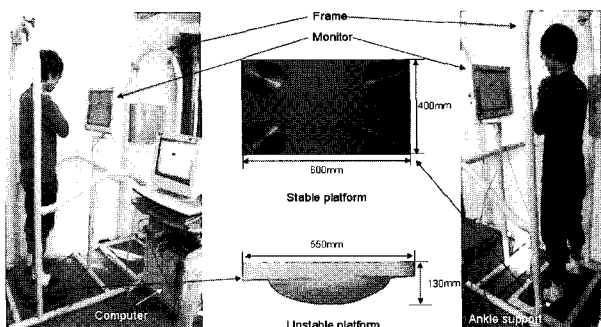


그림 4. 자세 균형 반응을 위한 측정시스템: 불안정판 지지대와 안정판 지지대.

Fig. 4. Hardware of measurement system for postural response: unstable platform and stable platform.

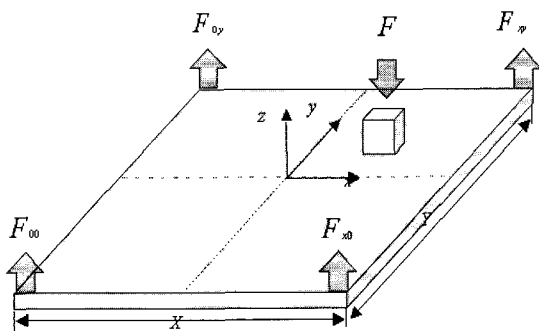


그림 5. 힌판에서 COP 변동 측정.
Fig. 5. Measurement of COP sway of the stable support.

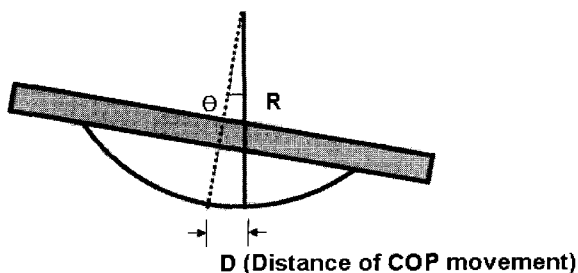


그림 6. 불안정판에서 COP 변동 측정.
Fig. 6. Measurement of COP sway of the unstable support.

$$COP_x = \frac{X}{2} \left[1 + \frac{(F_{x0} + F_{xy}) - (F_{00} + F_{xy})}{F_z} \right] \quad (1)$$

$$COP_y = \frac{Y}{2} \left[1 + \frac{(F_{0y} + F_{xy}) - (F_{00} + F_{x0})}{F_z} \right] \quad (2)$$

$$weight\ shift = \frac{(F_{00} + F_{0y}) - (F_{x0} + F_{xy})}{F_z} \times 100(\%) \quad (3)$$

그림 6은 불안정판에서 판의 기울기 각도를 측정하여 COP를 구하는 원리를 나타내고 있으며 (4), (5)에 따라서 COP를 측정하였다. V_x 와 V_y 는 센서의 전압 값, R 은 불안정판의 곡률반경을, S 는 센서의 민감도를 의미한다.

$$COP_x = \frac{V_x \times 2\pi \times R}{360 \times S} \quad (4)$$

$$COP_y = \frac{V_y \times 2\pi \times R}{360 \times S} \quad (5)$$

III. 실험방법

1. 불안정한 자세 조건

본 연구에서 안정 자세와 불안정한 자세는 5가지로 나뉜다. 자세 제시를 위해 피험자의 눈높이에 모니터를 설치하고, 피험자가 직접 자신의 COP를 볼 수 있도록 하였다. 모니터 화면상에 좌표축의 영점과 제시되는 원의 중심사이의 거리가 60mm로 일정하도록 그림 7에서 안정 자세인 중심 영역(center)과 불안정 자세인 전, 후, 좌, 우(anterior, posterior, left, 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[13]. 이번 연구의 안정성 한계는 피험자의 신장을 170cm로 정하고 양 발을 10cm 간격으로 벌리고 선 자세를 기준을 세웠을 때 전-후, 좌-우 방향으로 3.5° 기울여 유지하도록 하였다. 이때 분석 지표로서 원 안에서 COP 변동의 RMS(root mean square) 값을 평가지표로 구하였다[14]. COP_{RMS} 는 COP 변동의 범위를 의미하며 값이 클수록 신체 동요가 커짐을 의미한다.

2. 실험 조건

실험은 촉각자극과 고유수용감각의 자극 부위에 따라 두 가지로 나누어 힌판과 불안정판 지지대 위에서 안정자세와 불안정한 자세를 30초간 유지하는 것으로 실행하였다.

첫 번째 실험은 촉각자극 부위와 고유수용감각 자극 부위를 모두 자극시키고 지지대의 특성에 따른 자세안정성을 평가하고자 안정자세와 불안정한 자세에서 네 가지 조건으로 나누어 수행하였다.: (1) 시각적인 단서와 진동자극이 제시될 때 (2) 시각적인 단서와 진동자극이 제시되지 않을 때 (3) 시각적인 단서는 제시되고 진동자극은 제시되지 않을

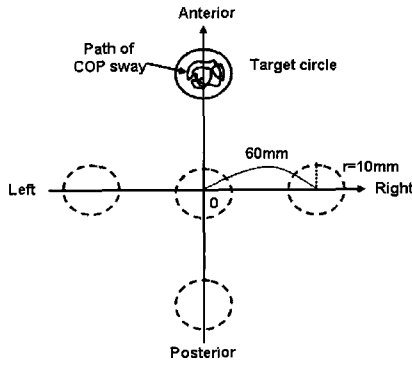


그림 7. COP 유지 과제의 계획도.

Fig. 7. Schematic drawing of combinative maintenance of COP.

때 (4) 시각적인 단서는 제시되지 않고 진동자극은 제시될 때로 나누어 COP 변동을 측정한다.

두 번째 실험은 시각적인 단서 없이 피험자가 촉각자극 부위와 고유수용감각 자극 부위를 나누어 진동자극을 인가한 후 안정자세와 불안정한 자세에서 4가지 조건으로 나누어 수행하였다. (1) 진동자극 없이 중심, 전, 후, 좌, 우 영역에 대해 자세 유지 (2) 모든 부위의 진동자극 제시되면서 중심, 전, 후, 좌, 우 영역에 대해 자세 유지 (3) 고유수용감각 부위 자극으로 TA와 TS 부위에 각각 진동자극이 제시되면서 중심, 전, 후 영역에 대해 자세 유지 (4) 촉각 부위 자극으로 RP와 LP 부위에 각각 진동자극이 제시되면서 중심, 전, 후 영역에 대해 자세 유지할 때로 나누어 COP 변동을 측정한다.

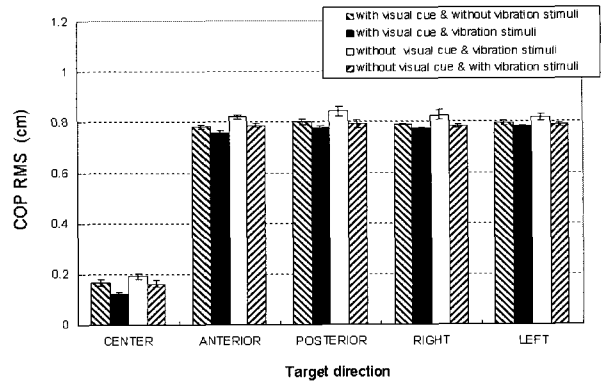
안정판과 불안정판 지지대에서 피험자의 발은 어깨 넓이 만큼 벌리고, 좌우대칭이 되도록 서게 하였으며, 실험은 2 번 반복으로 수행되었으며 각 조건 사이의 휴식시간은 1분으로 하였지만 피험자가 피로를 호소할 경우 측정을 중단하고 충분한 휴식을 취하도록 하였다.

3. 피험자

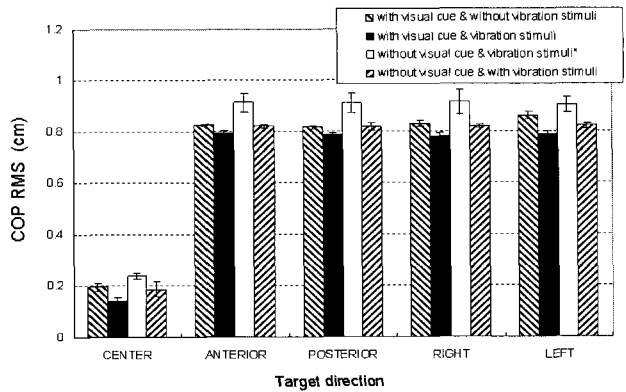
체성감각 자극인 진동 자극이 자세 안정성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 20대 성인 남녀(남자: 5명, 여자: 5명, 나이: 23.1±3.5)를 대상으로 실험을 진행하였다. 피험자들은 모두 신경학적, 전정기관, 시각, 근골격계 및 촉각에 이상이 없는 건강한 사람들을 대상으로 하였다. 또한 피험자들은 사전에 유사한 실험에 참여한 적이 없으며, 실험 전 실험에 관한 모든 사항에 대하여 충분한 설명을 들었다.

IV. 결과 및 토의

통계분석은 SPSS 12.0 version을 이용하여, 첫 번째 실험에서는 모든 부위 진동자극으로 목표 원의 방향, 지지대의 기울기 정도, 시각자극과 진동 자극의 제시 유무에 따라 COP 변동의 RMS값을 구하여 삼원배치 분산분석(3-way ANOVA test)을 실시하였고, 두 번째 실험에서는 부분 진동자극으로 목표 원의 방향과 지지대의 기울기 정도에 따라 COP 변동의 RMS값을 구하여 이원배치 분산분석(2-way ANOVA test)을 실시하여 결과 값의 유의성을 획득하였다. 통계적 유의성 검정을 위한 p 값은 0.05 미만으로 하였다.



(a) COP_{RMS} data on stable support



(a) COP_{RMS} data on unstable support

그림 8. 목표 원의 방향에 따라 네 가지 조건에서의 COP_{RMS} 데이터.

Fig. 8. COP_{RMS} data in four condition according to target direction.

1. 촉각과 고유수용감각 동시 진동 자극 제시

목표 원 안에서 COP_{RMS}를 안정판과 불안정판에서 시각 자극과 진동 자극제시 유무에 따른 네 가지 조건에서 측정하였다. 그림 8은 안정판과 불안정판에서 목표 원의 방향에 따라 COP를 유지하게 할 때, 시각자극과 촉각과 고유수용감각의 동시 진동 자극의 제시 유무에 따른 4가지 실험 조건에서 COP_{RMS} 데이터이다.

안정판위에서 안정자세와 불안정한 자세를 목표 원 안에서 COP를 유지하고 있을 때, 안정자세와 불안정한 자세에서 COP_{RMS}를 비교해보면, 안정자세에서 COP_{RMS}가 작았다 ($F_{4,400} = 6266.296, p = 0.001$). 시각자극과 진동자극 제시 유무에 따른 조건에서는 시각자극과 진동자극이 같이 제시될 때 COP_{RMS}는 가장 작았으며, 시각자극과 진동자극이 같이 제시되지 않았을 때 가장 컸다. 시각자극이나 진동자극이 제시될 때의 조건은 비슷한 수치를 보였다(vibration: $F_{1,400} = 94.017, p = 0.001$, visual: $F_{1,400} = 64.236, p = 0.001$, vibration × visual: $F_{1,400} = 7.875, p = 0.042$). 목표 원의 방향, 시각자극과 진동자극 유무에 따른 결과는 유의하지 않았다(vibration × visual × target direction: $F_{4,400} = 1.110, p = 0.353$).

불안정판 위에서 안정자세와 불안정한 자세를 목표 원 안에서 COP를 유지하고 있을 때, 안정자세와 불안정한 자

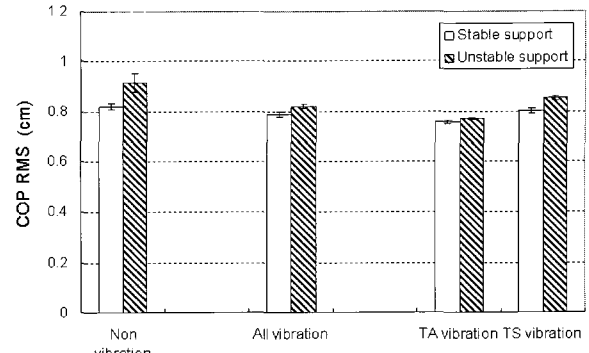
세에서 COP_{RMS} 를 비교해보면, 안정자세에서 COP_{RMS} 가 작게 나타났다($F_{4,400} = 1863.494, p = 0.001$). 시각자극과 진동자극 제시 유무에 따른 조건에서는 시각자극과 진동자극이 같이 제시될 때 COP_{RMS} 는 가장 작았으며, 시각자극과 진동자극이 같이 제시되지 않았을 때 가장 크게 나타났다. 시각자극이나 진동자극이 어느 한 자극만 제시될 때의 조건은 비슷한 수치를 보였다(vibration: $F_{1,400} = 119.833, p = 0.001$ visual: $F_{1,400} = 77.066, p = 0.001, vibration \times visual: F_{1,400} = 8.285, p = 0.004$). 각 목표 원의 방향에서 실험조건에 따른 안정판과 불안정판의 비교는 힘판에서의 COP_{RMS} 가 더 작았으며, 목표 원의 방향, 시각자극과 진동자극 유무에 따른 결과는 유의하지 않았다(vibration \times visual \times target direction: $F_{4,400} = 1.110, p = 0.353$).

각 목표 원의 방향에서 진동자극 유무의 실험조건에서 안정판과 불안정판에서 COP_{RMS} 비교는 힘판에서의 COP_{RMS} 가 더 작게 나타났다(center: $F_{1,160} = 8.452, p = 0.003$, anterior: $F_{1,160} = 6.297, p = 0.014$, posterior: $F_{1,160} = 4.311, p = 0.041$, right: $F_{1,160} = 4.628, p = 0.035$, left: $F_{1,160} = 18.501, p = 0.001$).

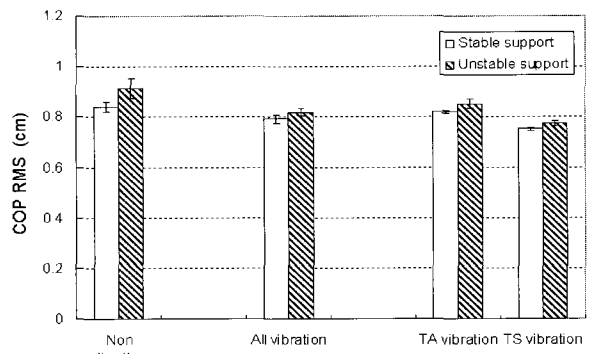
COP_{RMS} 는 피험자의 무게중심이 동요한 범위를 뜻하며, 값이 작다면 자세 안정성이 높음을 의미한다. COP_{RMS} 항목에서 진동자극을 제시하지 않았을 때보다 진동자극을 제시하였을 때 더 안정된 자세 균형을 하였으며, 시각자극이 제시되었을 때 자세가 좀 더 안정적으로 유지하였다. 이는 발바닥에서 백색잡음 신호로 진동을 인가했을 때 진동에 민감하게 반응하고 그 대역폭이 20Hz-400Hz로 넓은 범위에서 반응하는 파치니(pacini) 촉각수용기와 근방추의 구심성 신경섬유 중 I_a 구심섬유(primary afferent)가 흥분하여 각각 촉각과 고유수용감각을 피드백 함으로써 피험자의 자세 안정성 제어 능력에 도움이 되는 것을 알 수 있었다.

이번 연구에서 크게 주목해야할 점은 안정판 보다 불안정판 지지대에서의 진동 자극으로 인한 COP_{RMS} 의 감소율이 더 컸던 점이다(시각자극이 제시될 때: $F_{1,180} = 80.562, p = 0.001$, 시각자극이 제시되지 않았을 때: $F_{1,180} = 27.913, p = 0.001$). 이는 이전의 지지면의 경사와 관련한 자세균형 조절연구 결과와 일치한다. Ivanenko[15]는 아킬레스건과 목근육에 진동이 인가되는 동안 좌우, 앞-뒤로 흔들리기 쉬운 불안정한 지지대 위에서 신체 동요의 감소를 증명하였다. Gurfinkel[16] 역시 좌우로 흔들리는 불안정판 지지대에서 자세유지동안 대퇴근막장근에 인가된 진동으로 신체동요도가 줄어드는 것을 확인하였다.

안정한 지지면에서 기립상태일 때 체성감각계는 지지면과 관계해서 상대적인 신체의 위치와 근육의 토크 등에 관한 정보를 이용하여 기준 위치를 정교하게 포착한다. 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. 기립시 지지면이 흔들릴 때 족관절 근육이 신장되며 신장반사를 활성화시켜 근육의 반사적 단축을 일으킴으로써 진후 흔들림을 조절한다. 이때 자세 제어에 관련된 근육과 발바



(a) COP_{RMS} data in anterior target direction



(b) COP_{RMS} data in posterior target direction

그림 9. 안정판과 불안정판에서 고유수용감각 자극 부위에 따른 COP_{RMS} 데이터.

Fig. 9. COP_{RMS} data according to the region of proprioceptive stimuli on a stable and an unstable support.

닥에 진동자극을 주는 것은 기준 위치의 변위를 일으키는 부가적인 정보입력을 가져온다. 자세 제어 시스템에 진동자극을 제시하면 불안정한 지지면에서 신체 안정성에의 효과가 더 크게 증가한다. 이것은 진동으로 유도된 구심성 신경 흐름이 불안정한 지지면 상태에서 더 활성화됨을 의미한다. 그러나 첫 번째 실험 연구 결과에서는 특정 방향에서 체성감각 자극으로 자세 안정성에 대한 영향을 볼 수 없었다. 특정 방향에서의 체성감각 자극과 자세 안정성의 효과는 두 번째 실험에서 고찰하도록 한다.

2. 고유수용감각 진동자극 제시

그림 9는 두 번째 실험에서 힘판과 불안정판 위에서 전, 후 영역으로 불안정한 자세를 유지하는 동안 진동자극이 없을 때, 모든 부위에 진동자극을 제시할 때 그리고 고유수용감각 자극 부위로 전경골근(TA)과 하퇴삼두근(TS)에 각각 부분자극을 제시하였을 때의 COP 변동의 면적을 나타낸 그래프이다.

전 영역에서 불안정한 자세를 유지하는 동안 힘판에서 진동자극을 인가하지 않았을 때 보다 자극을 인가하였을 때의 COP_{RMS} 값이 더 작고, 전경골근에 자극을 인가하였을 때 제일 작은 값을 나타내고 있다(support: $F_{1,160} = 5.142, p = 0.026$, vibration region: $F_{3,160} = 38.544, p = 0.001$, support \times vibration region: $F_{3,160} = 20.710, p = 0.001$).

후 영역에서 불안정한 자세를 유지하는 동안 힘판에서 진동자극을 인가하지 않았을 때 보다 자극을 인가하였을 때의 COP_{RMS} 값이 더 작고, 하퇴삼두근에 자극을 인가하였을 때 제일 작은 값을 보였다(support: $F_{1,160} = 10.011$, $p = 0.002$, vibration region: $F_{3,160} = 32.358$, $p = 0.001$, support × vibration region: $F_{3,160} = 4.269$, $p = 0.008$).

고유수용감각 자극 부위로 발목 신전근육인 전경골근과 하퇴삼두근에 진동 자극을 인가할 때, 진동자극이 인가되는 근의 방향인 불안정한 자세에서 자세 안정성을 확보하게 된다. 이는 자극이 인가되는 부위에 위치한 근방추가 진동 자극에 대해 반응하고 근육 수축을 유발하여 전경골근을 자극할 때는 전 방향으로 신체가 기울고, 하퇴삼두근을 자극할 때는 후 방향으로 신체가 기울게 된다. 이는 이전의 안정 자세에서 발목 신전 근육에 진동자극을 인가하여 연구한 자세균형 조절연구 결과와 일치한다. Ivanenko[17]는 안정 자세에서 진동자극으로 전경골근과 아킬레스 건 부위를 따로 자극함으로써 발목 신전 근 자극 부위와 같은 방향의 자세 반응 응답 사이에 경향을 보이는 것을 밝혔다.

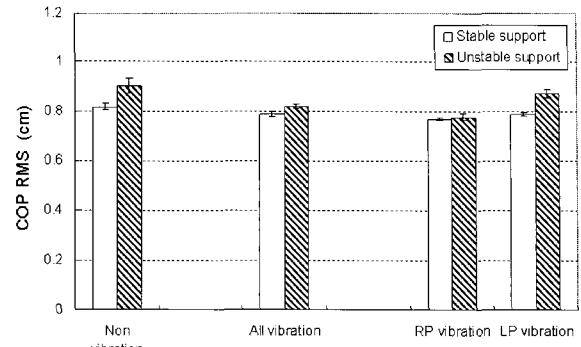
3. 촉각 진동자극 제시

그림 10은 두 번째 실험에서 힘판과 불안정판 위에서 좌, 우 영역으로 불안정한 자세를 유지하는 동안 진동자극이 없을 때, 모든 부위에 진동자극을 제시할 때, 고유수용감각 자극 부위로 오른쪽 발바닥(RP)과 왼쪽발바닥(LP)에 각각 부분자극을 제시하였을 때의 COP 변동의 면적을 나타낸 그래프이다.

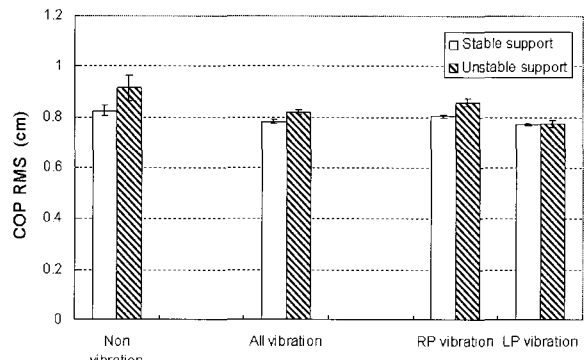
좌 영역에서 불안정한 자세를 유지하는 동안 힘판에서 진동자극을 인가하지 않았을 때 보다 자극을 인가하였을 때의 COP_{RMS} 값이 더 작고, 오른쪽 발바닥에 자극을 인가하였을 때 제일 작은 값을 나타냈다(support: $F_{1,160} = 20.458$, $p = 0.001$, vibration region: $F_{3,160} = 31.413$, $p = 0.001$, support × vibration region: $F_{3,160} = 29.673$, $p = 0.001$).

우 영역에서 불안정한 자세를 유지하는 동안 힘판에서 진동자극을 인가하지 않았을 때 보다 자극을 인가하였을 때의 COP_{RMS} 값이 더 작고, 왼쪽 발바닥에 자극을 인가하였을 때 제일 작은 값을 보였다(support: $F_{1,160} = 24.174$, $p = 0.001$, vibration region: $F_{3,160} = 20.148$, $p = 0.001$, support × vibration region: $F_{3,160} = 3.702$, $p = 0.015$).

촉각 자극 부위로 오른쪽 발바닥과 왼쪽 발바닥에 진동 자극을 인가할 때, 진동이 인가되는 발바닥의 반대 방향의 불안정한 자세에서 자세 안정성을 확보하게 된다. 이는 발바닥의 진피에 위치한 파치니 소체(pacianian corpuscle)가 진동자극에 의해 반응하는 경우, 신전근을 밀어내는 반사(extensor thrust reflex)를 담당한다. 파치니 소체의 감각섬유는 신전근의 운동신경과 연결하기 때문에 이러한 근육의 수축과 사지의 신전을 촉진하여 발바닥에 진동자극을 인가하게 되면 인가되는 쪽의 다리를 펴게 되는 착지 반사(placing reflex)를 일으킨다. 따라서 왼쪽 발바닥에 진동자극을 제시할 경우, 왼쪽 발바닥의 파치니 소체가 진동자극에 반응하여 왼쪽 다리가 신전됨에 따라 신체가 오른쪽으로 기울게 된다. 오른쪽 발바닥에 진동자극을 제시할 경우는



(a) COP_{RMS} data in left target direction



(b) COP_{RMS} data in right target direction

그림 10. 안정판과 불안정판에서 촉각 자극 부위에 따른 COP_{RMS} 데이터.

Fig. 10. COP_{RMS} data according to the region of tactile stimuli on a stable and an unstable support.

반대 효과를 갖는다. 이는 이전의 안정 자세에서 발바닥에 진동자극을 인가하여 연구한 자세균형 조절연구 결과와 일치한다. Kavounoudias 등[18]은 안정 자세에서 진동자극으로 발바닥에서 앞꿈치, 뒷꿈치, 오른발과 왼발 부위를 따로 자극함으로써 발바닥에서 자극 부위와 자세 반응 응답 사이에 반대 방향의 경향을 보이는 것을 밝혔다.

V. 결론

본 시스템은 발바닥과 발목 관절 근육에 체성감각계의 촉각자극과 고유수용감각을 자극시키는 진동 자극제시부와 진동 자극으로 유도된 자세 안정성의 영향을 측정하기 위한 자세균형 측정부로 구성하여 새로운 체성감각 자극 시스템을 개발하였다. 이 체성감각 자극 시스템의 자세 안정성에 대한 영향을 평가하기 위해 불안정한 자세를 유도한 후, 진동 자극의 유무와 자극 부위에 따른 COP_{RMS}를 측정하여 체성감각 자극 효과를 분석하고 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 진동자극을 이용한 체성감각 자극을 제시하지 않았을 때 보다 제시하였을 때 더 자세 안정성을 확보할 수 있었다.
2. 안정판 지지대에서보다 불안정판 지지대에서 진동자극으로 체성감각 자극을 인가하였을 때 COP_{RMS} 감소율이 더 크게 나타났고, 이는 진동자극으로 유도된 구심성 신경

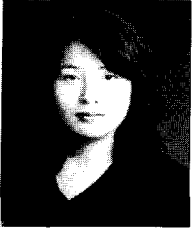
흐름이 불안정한 지지면 상태에서 더 활성화되어 자세 안정성의 효과가 더 크게 증가하였기 때문이다.

3. 고유수용감각 자극 부위로 발목 신전 근육을 자극하였을 경우, 진동자극을 인가한 근의 위치 방향으로 불안정 자세를 유지할 수 있었고, 촉각 자극 부위로 발바닥을 자극하였을 경우, 진동자극을 인가한 발바닥의 반대 방향으로 불안정 자세를 유지할 때 자세 안정성을 확보할 수 있었다.

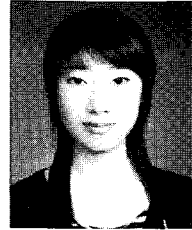
이번 연구 결과는 진동자극을 이용한 체성감각 자극으로 자세 안정성을 확보할 수 있었으며, 체성감각 자극 부위에 따라 자세 안정성을 확보할 수 있는 방향성의 특성이 있음을 고찰하였다.

참고문헌

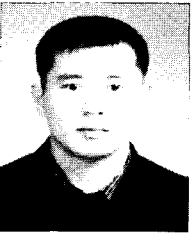
- [1] D. H. Jeong and H. C. Kwom, "A study on control of posture and balance," *The Journal of Korean Society of Physical Therapy*, vol. 11, no. 3, pp. 23-36, 1999.
- [2] F. B. Horak and J. M. Macpherson, *Postural orientation and equilibrium. In Handbook of Physiology*, section 1, Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems, Oxford University Press, New York, pp. 255-292, 1996.
- [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, pp. 118-135, 1998.
- [4] 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.* vol. 12, pp. 128-172, 1996.
- [5] F. Hlavacka, T. Mergner, and M. Krizkova, "Control of the body vertical by vestibular and proprioceptive inputs," *Brain Research Bulletin*, vol. 40, pp. 431-434, 1996.
- [6] 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, October 2002.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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, pp. 101-109, 1997.
- [10] Y. P. Ivanenko, R. Grasso, and F. Lacquaniti, "Neck muscle vibration makes walking humans accelerate in the direction of gaze," *J. Physiol.*, vol. 525, pp. 803-814, 2000.
- [11] 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.
- [12] 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*, March-April 2003.
- [13] R. P. Tien, G. J. Felsberg, and J. Macfall, "Fast spin-echo high-resolution MR imaging of the inner ear," *AJR Am. J. Roentgenol*, vol. 159, pp. 395-398, 1992.
- [14] L. Rocchi, L. Chiari, and A. Cappello, "Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 42, pp. 71-79, 2004.
- [15] 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, pp. 647-654, 1999.
- [16] 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, pp. 83-92, 1996.
- [17] Y. P. Ivanenko, R. Grasso, and F. Lacquaniti, "Influence of Leg Muscle Vibration on Human Walking," *J. Neurophysiol.*, vol. 84, pp. 1737-1747, 2000.
- [18] 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, pp. 80-88, 1999.

**유 미**

2003년 전북대 전자정보공학부 졸업.
2005년 동 대학원 석사. 2005년~현재
동 대학 박사과정. 관심분야는 통합감
각 자극 후 인체 반응 및 모델링.

**은혜인**

2006년 전북대 생체정보공학부 졸업.
2005년~현재 동 대학 석사과정. 관심
분야는 통합감각 자극 후 자세균형
응답.

**박용군**

1994년 연변대 물리학과 졸업. 2005년
전북대학교 대학원 석사. 2005년~현재
동 대학 박사과정. 관심분야는 평형감
각 증진 훈련 및 응용.

**김동욱**

1988년 전북대 기계공학과 졸업. 1990
년 동 대학원 석사. 1992년 일본
Hokkaido 대학 생체공학과 석사. 1995
년 동 대학원 박사. 2000년~2006년 순
천향대학교 정보기술공학부 부교수.
2006년~현재 전북대학교 생체정보공학
부 부교수. 관심분야는 실버공학 및 감각정보공학.

**권대규**

1993년 전북대 기계공학과 졸업. 1995
년 동 대학원 석사. 1999년 일본 동북
대학 기계전자공학 박사. 2004년~현재
전북대학교 생체정보공학부 조교수.
관심분야는 바이오메카트로닉스 및 재
활공학.

**김남균**

1981년 전북대 기계공학과 졸업. 1983
년 동 대학원 석사. 1987년 프랑스 스
트라스부르크 대학 박사. 1988년~현재
전북대학교 의과대학 의학과 겸직교
수. 1998년~현재 전북대학교 생체정보
공학부 교수. 관심분야는 평형감각 및
재활 시스템.