

기립자세동안 전정기관에 인가된 정현파 전류자극에 대한 자세균형 응답

이아름¹, 유미², 김진호¹, 김동욱^{3,4}, 김정자^{3,4}

¹전북대학교 헬스케어공학과, ²전북대학교 의용생체공학과, ³전북대학교 바이오메디컬공학부, ⁴전북대학교 고령친화복지기기센터

A Response to Postural Response to Sine Curve Vestibular Electric Stimulation during Standing

Ah Reum Lee¹, Mii Yu², Jin Ho Kim¹, Dong Wook Kim^{2,3}, Jung Ja Kim^{2,3}

¹Dept. of Healthcare Engineering, Graduate School, Chonbuk National Univ.

²Dept. of Biomedical Engineering, Graduate School, Chonbuk National Univ.

³Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ.

⁴Bioengineering Research Center for the aged, Chonbuk National Univ.

(Received October 28, 2009. Accepted April 12, 2010)

Abstract

This study is vestibular electric stimulation applied between the mastoids during quiet standing elicits postural sway. The aim of this study was to characterize the postural sway response to continuous sinusoidal vestibular electric stimulation across various stimulus frequencies and amplitudes. Binaural bipolar sinusoidal vestibular electric stimulation was applied to the skin overlying the mastoid processes of 10 subjects while they stood on a force plate. The position of the center of pressure(COP) and signals at the feet are obtained on an force plate, while the head and whole body center of mass(COM) was measured with motion analysis system. The stimulus conditions included eight frequencies (1/64, 1/32, 1/16, 1/8, 1/4, 1/2, 1, and 2Hz) and six peak amplitudes (0.1, 0.25, 0.5, 0.7, 1 and 2mA). Each subject experienced one trial at each amplitude-frequency pair. The stimuli elicited sway in lateral plane in all subjects, as evidenced by changes in the stimulus frequency. Our results demonstrate that the vestibular system is sensitive to vestibular electric stimulation intensity changes and responds by altering the magnitude of the response accordingly.

Key words : vestibular electric stimulation, postural response, COP, COM

1. 서론

말 초 전정기관은 머리의 회전 또는 선형 가속도 운동과 중력 등의 물리적 힘을 정량적으로 감지하고 이를 전기적 신호로 변환하여 중추로 전달하는 역할을 하며, 중추에서는 이러한 정보를 이용하여 머리 움직임의 속도와 공간상의 위치를 파악하고 이와 함께 체성감각기관과 시각 기관을 통하여 입력된 몸의 위치나 움직임에 대한 정보를 이용하여 신체의 자세균형을 유지한다 [1].

전정계 정보의 입력과 관련한 자세균형 연구는 물리적인 전정

자극 또는 전기적인 전정 자극을 인가한 자세균형 응답 분석이 주를 이룬다. 물리적인 전정 자극을 인가하는 방법은 온도를 이용한 칼로리 검사(caloric test)와 회전을 이용한 회전 검사(rotation chair test)가 있으며, 이 방법들은 말초전정감수기를 물리적으로 자극하여 자세균형 응답을 획득하는 것이 대부분이다[2-5]. 그러나 위 방법의 경우 전정신경을 직접적으로 자극하는 것이 아니기 때문에 전정신경과 자세균형 응답과의 관계를 명확히 규명하기 어려운 단점이 있다. 이에 비해 전기적인 전정 자극을 인가하는 방법은 정현(sinusoidal)전류 및 갈바닉(galvanic)전류를 이용한 전기 자극(electrical stimulation)을 환자의 귀 뒤쪽의 유양돌기(mastoid bone)에 인가함으로써 말초전정감수기를 거치지 않고 직접적으로 전정신경을 자극하고, 전기적으로 유발된 자세균형 응답을 분석한다[6].

전정기관을 전기적 신호로 자극시켜 자세 안정성과 상관관계를

Corresponding Author : 김정자
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14, 전북대학교 공과대학
바이오메디컬공학부
Tel : +82-63-270-4102 / Fax : +82-63-270-2247
E-mail : jungjakim@chonbuk.ac.kr
이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2009-0077586)

분석하는 연구 중 Coats등[7]은 자극 주파수 0.25-0.8Hz, 자극세기 0.8mA인 단일자극 전정기관 전기 자극에 대한 상체의 전후 방향 움직임을 고찰하였다. 이 실험의 결과로 자극 주파수가 증가할수록 모든 피험자에서 압력중심(center of pressure, COP)의 동요가 증가함을 관찰하였다. Benson 등[8]은 자극 주파수 0.1, 0.2, 0.4, 0.6Hz, 자극세기 0.5, 1.0, 1.5mA의 정현파의 전정기관 전기 자극을 인가하였을 때 자극주파수가 증가할수록 반응 지연시간의 감소와, 압력중심(center of pressure, COP)의 동요가 증가함을 고찰하였다. 이와 마찬가지로 Coats[7]등도 또한, 피험자에서 전정기관 전기 자극 주파수가 증가할수록 반응 지연시간(latency time)이 감소함을 발견하였다. 응답회전효과는 자극 세기 또는 주파수의 영향 때문에 다른 유의성을 발견하지 못하였으나, 자극 주파수가 증가할수록 압력중심(center of pressure, COP)의 동요가 증가하는 것을 발견하였다. Courjon등[9]은 전정기관 전기자극의 전류 입력단 중 음극(cathode)쪽은 흥분성을 증가시키고, 양극(anode)쪽은 흥분성을 감소시킴을 고찰하였고, 이로 인해 직립자세에서 신체가 양극 쪽으로 향하여 전정계에 인가되는 작은 단일 자극전류가 양극 쪽으로 신체동요를 유발함을 발견하였다[전정]. 이처럼 전정기관에 전기 자극을 인가하여 자세균형 응답을 분석하는 선행 연구들은 자극 주파수와 자극세기의 범위가 제한적이고, 일시적인 짧은 시간의 자극에 의한 자세균형 응답에 관한 연구가 주를 이루며, 자세균형 응답 또한 힘판(forceplate)에서 측정된 체중심에 따른 자세 동요의 분석이 대부분이다. 따라서 선행연구에서보다 넓은 범위에서의 주파수와 다양한 자극세기의 전기 자극 인가에 대한 자세균형 응답 연구가 필요하고, 자극이 머리 부분에서 입력됨으로 인하여 이에 따른 신체분절별 신체동요를 분석하는 것이 필요하다.

본 논문에서는 기존 연구에서 수행하지 못한 더 넓은 범위의 자극 세기와 주파수(자극세기 : 0.1, 0.25, 0.5, 0.7, 1, 2mA, 자극 주파수 범위 : 1/64, 1/32, 1/16, 1/8, 1/4, 1/2, 1, 2Hz)대역에서 정현파 전류의 전기 자극을 15초 동안 유양돌기에 인가함으로써 말초 전정감수기를 거치지 않고 직접적으로 전정신경을 자극하는 방법을 사용하였다. 또한 기존 연구의 경우, 전기 자극 인가에 따른 압력중심이동의 동요만을 분석 한 대 비해 본 연구에서는 전기 자극으로 인해 유발된 신체동요를 3차원 동작분석기를 이용하여 체중심이동 까지를 분석함으로써 정현파 전기 자극이 자세 안정성에 미치는 영향을 보다 세밀하게 검증하였다.

II. 실험 방법

본 연구는 직립자세 동안 정현파 전정신경 전기 자극이 피험자의 유양돌기에 1/64~2Hz의 주파수와 0.1~2mA의 세기로 15초 동안 인가되었을 때 그림 1과 같이 3차원 동작분석시스템으로 체중심을 측정하여 전정신경 전기 자극과 자세균형 응답에 대한 영향을 분석하였다.

A. 피험자

본 연구에서는 청년층 10명(남: 7명, 여: 3명, 평균연령: 24.3±1.6세, 몸무게 : 68.5±2.8kg, 신장 : 168.2±1.3cm)을 대상으로 실험하였다. 이들은 신경학적 질병 및 전정기관의 이상이 없으며, 정상 근 골격 기능을 가지고 있다. 또한 이들 모두는 이전에 본 연구와 유사한 실험에 참가한 경험이 없으며 실험 전 실험목적을 제외한 실험절차에 대해 충분한 설명을 들었다.



그림 1. 전정 전기 자극이 인가되는 동안 자세균형응답 측정시스템의 블록도
 Fig. 1. The block diagram of the system for postural response measurement during vestibular electric stimulation

B. 실험장치

전정기관에 대한 전기 자극은 전기 자극 시스템(electric stimulator, jeilgoodhear, 제일 보청기, Korea)을 사용하였다. 각 피험자의 유양돌기에 전극(2×2cm)을 부착하였다. 피험자의 체중심동요로 압력중심(center of pressure, COP)과 머리와 신체의 무게중심(center of mass, COM)을 측정하고 분석하기 위해 3차원 동작분석 시스템(Optotrak Certus, Northern Digital Inc., Canada)을 이용하였다. 실험은 그림 2에서처럼 신체에 부착된 적외선 발광 다이오드(infra-red light diodes (IREDS)) 마커를 관찰하기 위한 1대의 적외선 카메라, 데이터 수집을 위한 여러 부속장치와 데이터를 분석하기 위한 컴퓨터로 구성되어 있다. 각 인체 분절의 무게중심(COM)과 관절 각도를 분석하기 위하여 그림 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[12]. 실험 공간에 대한 3차원 축의 정의는 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 데이터 수집 보드에 연결되어 샘플주파수 100Hz로 A/D 변환하여 압력중심, 무게중심의 데이터가 입력된다. 자세균형 응답 데이터는 전정신경 전기 자극이 인가되기 전 상태를 측정하여 이를 기준으로 체중심의 이동거리 및 이동 면적을 분석하였다.

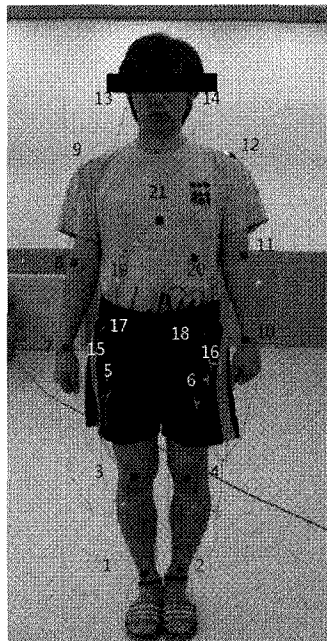


그림 2. 동작분석을 위한 마커 위치
 Fig. 2. The Position of marker for 3D motion analysis

C. 실험절차 및 조건

모든 실험은 눈을 감은 조건에서 실행하였다. 8개의 자극 주파수 (1/64, 1/32, 1/16, 1/8, 1/4, 1/2, 1, 2Hz)와 6개의 자극세기(0.1, 0.25, 0.5, 0.7, 1, 2mA)의 조건에서 정현파 전정 전기 자극이 피험자의 유양돌기에 인가된다. 피험자는 자극이 인가되는 동안 양손을 자연스럽게 내린 직립자세를 유지하였다. 실험은 1회당 15초씩 소요되고, 각 자극마다 2번 반복하여 전정 전기 자극이 인가되지 않은 대조실험을 포함하여 피험자 당 총 97회 실험을 실시하고, 각 실험사이에 1분의 충분한 휴식시간을 취하였다. 본 연구에 앞서 예비실험에서 유양돌기에 인가한 전기 자극이 경미한 통증을 일으킴을 발견하고, 본 실험에서는 실험 전 마취연고를 유양돌기에 충분히 바른 후에 실험을 실시하였다.

D. 데이터분석

전정신경 전기자극이 인가될 때 체중심 동요로 압력중심과 무게중심의 누적 면적(COP and COM sway area)과 압력중심과 무게중심의 이동거리(COP and COM sway path)를 분석하였다. 누적 면적을 계산하는 근거는 다음과 같다. 식(1)의 x_i 는 x 의 i 번째의 좌우방향 좌표를 나타내며 y_i 는 y 의 i 번째의 앞뒤방향의 좌표를 나타낸다. 식 (1)의 a_i 는 중심(0, 0)에서 i 번째까지의 길이를 나타내고 식 (2)의 b_i 는 i 번째에서 $i + 1$ 번째까지의 길이를 나타내며 식 (3)의 c_i 는 중심(0, 0)에서 $i + 1$ 번째까지의 길이를 나타낸다. 식 (4)의 s_i 는 식(1)에서 식(3)까지 구한 a_i, b_i, c_i 길이를 이용한 삼각형 넓이를 나타낸다. 식 (5)는 $n - 1$ 번째까지의 삼각형 넓이로서 누적 면적을 나타낸다.

$$a_i = \sqrt{(x_i)^2 + (y_i)^2} \tag{1}$$

$$b_i = \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \tag{2}$$

$$c_i = \sqrt{(x_{i+1})^2 + (y_{i+1})^2} \tag{3}$$

$$s_i = \frac{a_i + b_i + c_i}{2} \tag{4}$$

$$COP \text{ and } COM \text{ area} = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{S_i \cdot (S_i - a_i) \cdot (S_i - b_i) \cdot (S_i - C_i)} \tag{5}$$

누적 면적은 피험자가 힘판에서 있는 상태에서 유양돌기에 전정 전기 자극이 인가되었을 때 피험자의 압력중심 또는 무게중심이 변동하면서 누적된 면적을 뜻하며 피험자의 체중심이 동요한 범위로써 면적 값이 크면 자세가 불안정적임을 의미하며 이 값이 작으면 자세가 안정적임을 의미한다. 식 (6)는 이동거리를 구하는 식을 나타낸다. x_i 는 x 의 i 번째의 좌우방향 좌표를 나타내고 y_i 는 y 의 i 번째의 앞뒤방향의 좌표를 나타낸다.

$$COP \text{ and } COM \text{ path} = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \quad (6)$$

이동거리는 피험자가 힘판에 서 있는 상태에서 전정신경 전기 자극 인가시 피험자의 압력중심과 무게중심이 변동하면서 누적된 총 길이를 뜻하며 피험자의 체중심이 동요한 범위로서 길이 값이 크면 자세가 불안정적임을 의미하며 이 값이 작으면 자세가 안정적임을 의미한다. 데이터의 분석은 SPSS 12.0(SPSS Inc., USA) 프로그램을 사용하여 전기자극의 인가 조건에 따른 one way ANOVA를 실시하였다. 유의성 검증을 위한 p값은 0.05미만으로 하였다.

III. 결과

본 연구는 직립자세 동안 정현파 전정신경 전기 자극이 피험자의 유양돌기에 1/64~ 2Hz의 주파수와 0.1~2mA의 세기로 15초 동안 인가되었을 때 체중심을 측정하여 전정 전기 자극과 자세균형 응답에 대한 영향을 분석하였다.

그림 3은 자극 주파수와 세기에 따른 7번 피험자의 자세 압력중심의 데이터이다. 자극 주파수와 세기가 증가 할수록 좌-우 자세

동요는 증가하였다. 그러나 낮은 주파수 대역인 1/64, 1/32, 1/16Hz에서는 유의한 좌-우 자세 압력중심의 동요가 관찰되지 않았다. 또한 자극 주파수의 위상에 맞추어 좌우 압력중심이 동요된 것을 보인다.

그림 4는 전정 전기 자극의 주파수와 세기에 따른 좌-우 방향 압력중심 동요의 이동거리와 이동면적을 나타낸다. 자극 전 보다 자극 주파수와 자극 세기가 증가 할수록, 압력중심 동요의 이동거리와 이동 면적이 증가함을 알 수 있다. 그러나 2Hz에서는 자극 주파수가 증가함에도 불구하고 동요가 감소함을 보였다. 또한 낮은 주파수 대역인 1/64Hz에서는 자극의 주파수의 증가와 자극의 세기에 영향을 받지 않음을 보인다(p<0.05).

그림 5는 전정 전기 자극의 주파수와 세기에 따른 좌-우 방향의 무게중심 동요의 이동거리와 이동면적을 나타낸다. 자극 전 보다 자극 주파수와 자극 세기가 증가 할수록, 자세의 무게중심 동요의 이동거리와 이동면적 또한 증가함을 알 수 있다. 그러나 무게중심의 동요도 또한 압력중심의 동요도와 마찬가지로 2Hz에서는 감소함을 보였고, 낮은 주파수 대역인 1/64Hz에서는 자극의 주파수의 증가와 자극의 세기에 영향을 받지 않음을 보인다. 압력중심과 비교하여 무게 중심은 그 위치가 인체에서 압력 중심보다 상 방향에 위치하여 동요되기 때문에 발바닥 부분에서만 본 자세의 압력중심 동요보다 큰 값을 나타낸다(p<0.05).

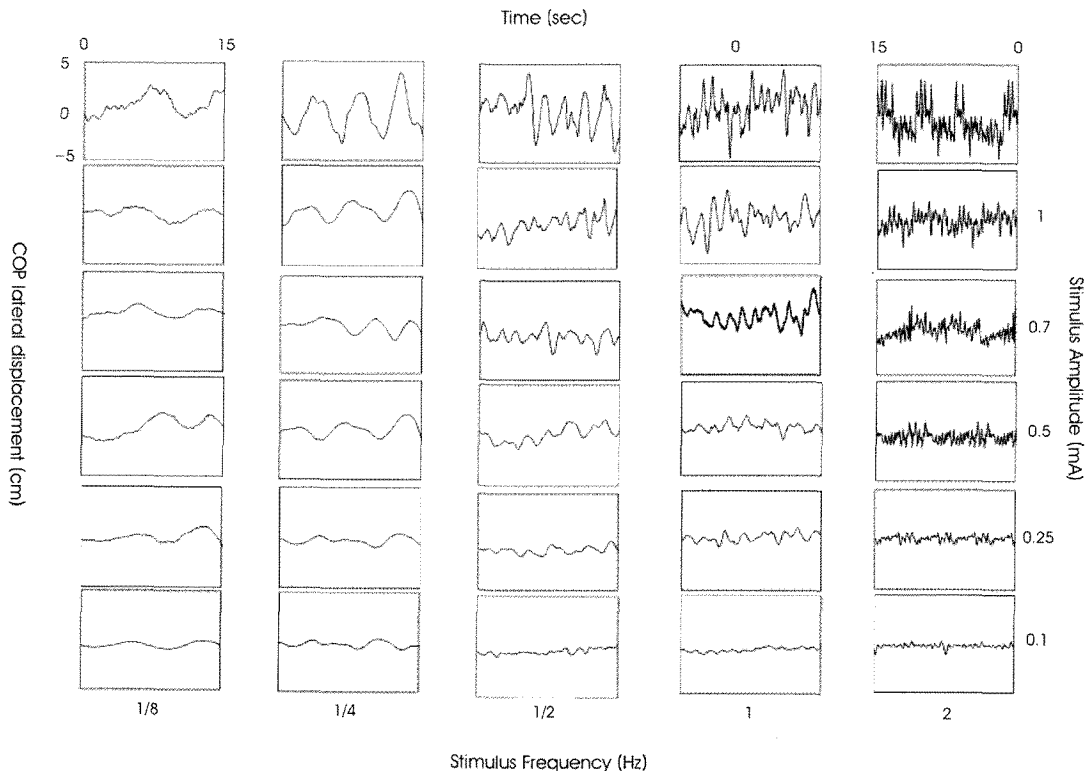


그림 3. 피험자 7번에게 전정 전기 자극을 가하였을 때 압력중심
 Fig. 3. The COP displacement in response of galvanic stimulation to the subject 7.

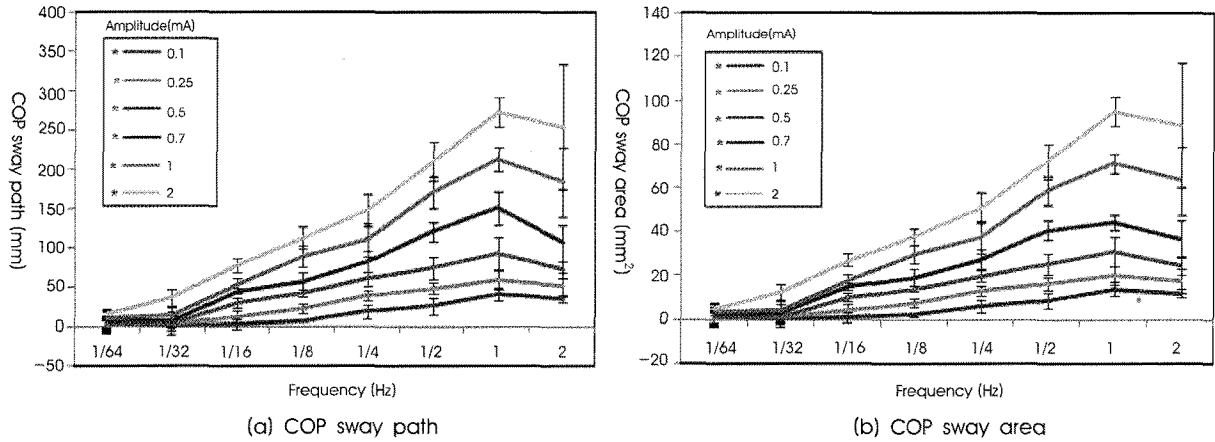


그림 4. 전정 전기 자극의 주파수와 세기별 좌-우 방향으로 동요된 인체 압력중심 (*p<0.05)
 (a) 압력중심 동요, (b) 압력중심 이동면적

Fig. 4. Medio-lateral COP sway path for each frequency and amplitude (*p<0.05)
 (a) COP sway path, (b) COP sway area

그림 6은 자극 주파수와 세기에 따른 좌-우 방향의 머리의 무게 중심 동요의 이동거리와 이동면적을 나타낸다. 자극 전보다 자극 주파수와 세기가 증가할수록, 무게중심 동요의 이동거리와 이동면적이 증가함을 알 수 있다. 또한 머리의 무게중심 동요도와 압력 중심 또한 2Hz에서는 감소함을 보였다(p<0.05). 그러나 자세의 압력중심과 무게중심에 비해 큰 값을 나타낸다. 압력중심과 무게 중심 동요와 머리의 무게중심사이에 다른 응답에서 신체를 균형 있는 자세로 유지하기 위해 머리의 응답이 중요함을 뒷받침한다. 모든 값에서 자극 주파수와 자극 세기가 증가할수록 동요가 증가함이 관찰되지만 머리의 무게중심 동요가 더 크게 나타난다. Coats[7]등은 0.1~0.45Hz 사이의 낮은 주파수 대역에서 실험한

결과 자세 압력중심은 자극 주파수가 증가할수록 동요가 증가하나 머리의 응답에서는 감소함을 나타낸다. 여기서 머리의 응답이 감소한 이유는 신체에 관성이 영향을 미치지 때문에 머리의 응답에는 영향을 미치지 않기 때문이다.

IV. 고찰

전정 전기 자극은 전정신경의 유발지역(trigger zone)에 영향을 미쳐 활동전위를 발생시킨다. 유발지역이란 신경 섬유 내에 활동 전위가 시작되는 장소로 Goldberg등[11]은 동물실험에서 전기 자극에 대한 전정신경의 발화빈도에 대한 응답성을 측정하여 이것

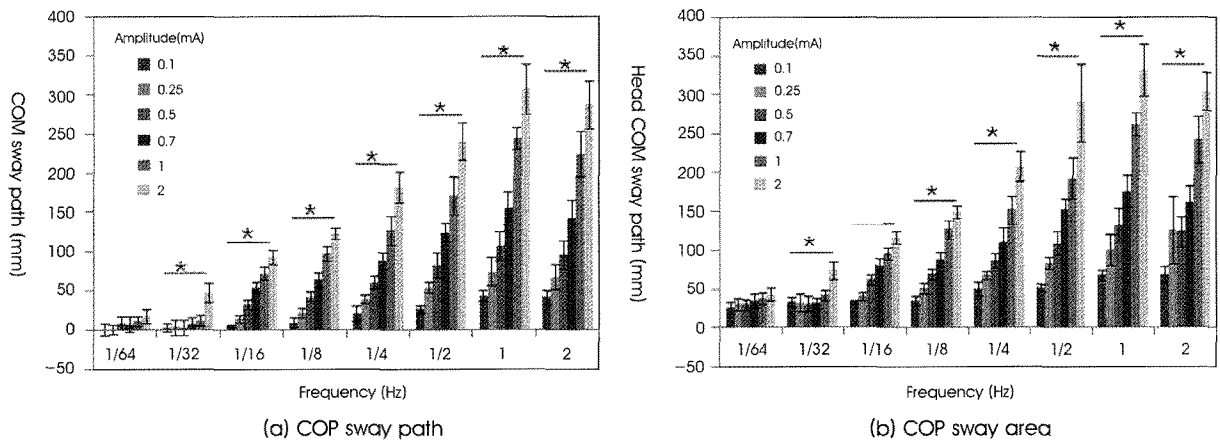


그림 5. 전정 전기 자극의 주파수와 세기별 좌-우 방향으로 동요된 인체 무게중심(*p<0.05)
 (a) 무게중심 동요, (b) 무게중심 이동면적

Fig. 5. Medio-lateral COM sway path for each frequency and amplitude (*p<0.05)
 (a) COM sway path, (b) COM sway area

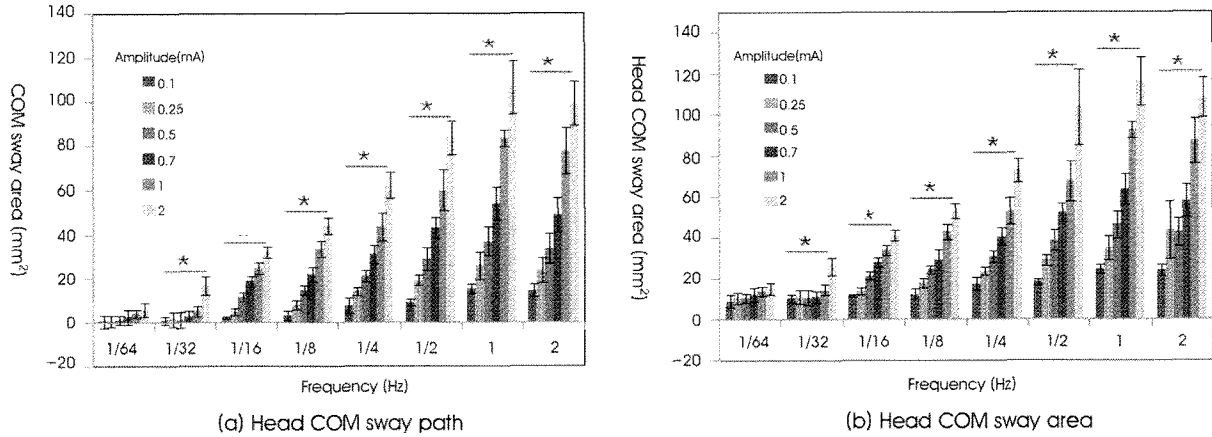


그림 6. 전정 전기 자극의 주파수와 세기별 좌-우 방향으로 동요된 머리의 무게중심 동요(*p<0.05)

(a) 머리의 무게중심 동요, (b) 머리의 무게중심 이동면적

Fig. 6. Medio-lateral head COM sway path for each frequency and amplitude (*p<0.05)

(a) Head COM sway path, (b) Head COM sway area

이 구심성 신경섬유말단의 감각상피 밑에 위치하는 것으로 추정하였다. 전정 전기 자극을 연구한 초기 연구자들[12]은 전기 자극에 의해 유발되는 신체동요를 객관적으로 측정하는데 어려움 등으로 임상적 가치를 높게 평가하지 않았으나, 이후 Breson[13]등이 광전지(photocell)를 이용한 측정법을 적용하는 등 여러 연구자에 의해 임상적 사용 가능성을 보여주었다. 그럼에도 불구하고 오늘날 날카로운 전정 자극이 일반화되지 못한 이유는 임상적으로 신뢰할 수 있는 전기자극의 형태 결여, 자극에 대한 직접적인 반응과 그 기록에 대한 신뢰도, 전정 전류가 작용하는 기전의 불명확성 때문이다[14]. 그러나 최근 압력 및 무게 중심 측정 장비의 발달로 신체동요를 보다 객관적으로 측정할 수 있는 신체동요측정 및 분석 장비들이 나오게 되었고, 측정 장비 사용이 간단하고 짧은 시간에 검사가 가능하며, 재현성이 높고, 다른 전정기능 검사 과정에서 나타날 수 있는 구토와 같은 자율신경계의 증상이 없다는 장점이 부각되며 새로운 전정기능 검사방법으로 임상에 적용하려고 시도되고 있다.

전정 전기 자극과 관련한 자세균형 응답 연구 중 Magnusson 등 [18]은 양극 스테레오 전정 자극(bipolar binaural vestibular stimulation)은 좌-우 동요를 유발하고, 단극 스테레오 전정 자극(monopolar binaural vestibular stimulation)은 전-후 동요를 유발함을 관찰하였다. 본 연구에서 전정 전기 자극은 양극 스테레오 전정 자극방법으로 시행하였기 때문에 좌-우 동요를 측정하였다. 선행 연구에서는 단극 스테레오 전정 자극 방법을 주로 사용하였지만[13], 본 논문에서는 양극 스테레오 전정 자극으로 지속적인 정현파가 자세균형 응답에 미치는 영향을 평가하였다. 단극 한쪽 귀 전정 자극(monopolar monaural vestibular stimulation) 방법은 비지속적인 직류전류를 사용하고 전류의 강도가 강해질수록 피험자가 전극 부착 부위에 느끼는 통증이나 화상의 위험성이 증가된다는 점과 신체 동요의 방향이 자극한 전정기관의 방향이 아니라 전기의 극성에 의해 결정된다는 점을 고려했을 때, 양극 스테레오

오 전정 자극 방법에서 정현파가 더욱 적합한 자극방법임을 알 수 있다.

본 실험결과와 그림 4,5,6에서 보이는바와 같이 전정 전기자극의 주파수와 세기에 따른 압력과 무게 중심 동요는 낮은 주파수 대역인 1/64, 1/32에서는 적게 유발된 반면, 1/16~1Hz에서는 크게 유발됨을 보였다. 또한 자극 주파수의 위상에 맞추어 압력과 무게 중심이 동요된 것으로 보이며, 2Hz의 주파수 자극에서는 전 자극인 1Hz에서 보다 적게 동요되었다. 이는 1/16Hz부터 유발되기 시작한 체중심 동요가 1/8~1Hz까지 주파수의 증가에 따라 증가하다가, 2Hz의 주파수에서 인체의 관성 때문에 주파수의 속도를 맞출 수가 없어 2Hz의 주파수에서 체중심 동요가 감소한 것처럼 보이기 때문이다. 즉, 인체는 운동 상태를 지속하려는 관성 때문에 같은 운동을 할 때 속도가 빨라진다면, 더 큰 힘을 필요로 한다. 낮은 주파수에서는 그 위상에 맞추어 체중심이 동요되지만, 높은 주파수(2Hz)에서 주파수의 위상에 맞추어 몸이 움직일 때 더 큰 힘을 필요로 하기 때문에 자극 주파수의 위상보다 늦어진 체중심 위상을 보인다. 따라서 2Hz의 이전의 자극인 1Hz의 주파수 자극이 기립 상태에서 체중심을 최대한 동요시킬 수 있는 적정 자극으로 볼 수 있다.

전정 전기 자극의 세기에 따른 압력과 무게 중심 동요를 보면, 자극의 세기가 증가할수록 압력과 무게 중심의 동요 또한 증가함을 관찰할 수 있다. 일반적으로 전정 전기 자극으로 자세균형 응답을 분석할 때 안진(nystagmus)과 체중심 동요 파라미터를 측정하는데, Nashner 등[15,16]은 전정 전기 자극으로 인해 측정할 수 있는 안진(nystagmus)과 체중심 동요 중 안진(nystagmus)은 4mA인 높은 전류 세기에서 관찰되며, 체중심 동요는 1mA의 비교적 낮은 전류 세기에서 관찰된다고 보고하였다. 따라서 본 연구의 그래프에서 보이는 바와 같이 체중심 분석과 관련된 연구에는 비교적 낮은 세기 범위(0.1~2mA)가 적당한 것으로 관찰되었다.

각 주파수와 세기에 따른 압력중심과 비교하여 무게 중심 동요의 이동거리와 면적이 더 큰 값을 보였다. 이는 인체는 기립상태에 있을 때 발목이 결속(locking)되어 있는 역진자 형태를 고려할 때 설명될 수 있다. 자극이 머리에 있는 전정기관에 입력되기 때문에 상체가 하체보다 더 많이 동요되며, 무게 중심은 그 위치가 인체에 서 압력 중심보다 상 방향에 위치하여 동요되기 때문에 발바닥 부분에서만 본 자세의 압력중심 동요보다 큰 값을 나타낸다.

V. 결론

본 논문에서는 직립자세 동안 정현파 전정신경 전기 자극이 피험자의 유양돌기에 1/64~ 2Hz의 주파수와 0.1~2mA의 세기로 15초 동안 인가되었을 때 체중심을 측정하여 전정 전기 자극과 자세균형 응답에 대한 영향을 분석하였다.

1. 전정 전기 자극 원 으로서 정현파는 인체의 전정기관에 자극을 주어 위상과 결속된 자세균형 응답을 유도한다.
2. 자극 주파수와 세기가 증가할수록 압력중심과 무게중심의 동요가 증가하였지만, 2Hz의 자극 주파수에서는 인체의 관성 때문에 감소하였다. 이는 2Hz의 이전의 자극인 1Hz의 주파수 자극이 기립상태에서 체중심을 최대한 동요시킬 수 있는 적정 자극으로 볼 수 있다.

본 연구에서는 정상성인이 기립상태일 때, 전정기관에 전기 자극을 인가하여 자세균형 응답을 분석하는 연구를 실시하였다. 향후 본 연구를 바탕으로 평형장애, 어지러움증 등의 장애를 겪고 있는 환자들을 위한 재활분야에 응용하기 위해 흔들리는 지지면 또는 보행등의 다양한 동적 상태에서 전정 전기 자극과 관련한 자세균형 응답에의 연구를 추진할 계획이다.

참고문헌

[1] 이정구. "어지러움," 단국대학교 출판부, 1999.
 [2] P.V. Calseyde, W.Ampe, and M.Depondt, "The damped torsion swing test. Qunatitative aspects of the ENG pattern in normal subject," *Arch Otolaryngology*, vol.100, 1974.
 [3] M.A. Hamid and R. Hinchcliffe, "Absolute and relative caloric response," *J Lalynology & otology* vol. 94, 1980.

[4] Micromedical Technologies, "System 2000 rotational vestibular chair Technical reference manual," *ILLINOIS*, November, 1992.
 [5] K. I. Yamamoto, Y. Mamoto, T. Imai, E. Hirasiki, and T.Kubo, "Effects of caloric vestibular stimulation on head and trunk movement during walking," *Gait & posture*, vol.15, pp.274-281, 2002.
 [6] L. D. Lattl, "The Galvanic Sway Response to Galvanic Vestibular Stimulation in Humans," *University of pittsburgh*, vol.71 pp. 449-455, 2001.
 [7] A.C. Coats, "The variability of the galvanic body-sway test." *Ann otol Rhinol Laryngol*, vol.82 pp.333-339, 1973.
 [8] A. J. Benson and P. H. Jobson, "Body sway induced by a low frequency alternatingcurrent," *Int J Equilibrium Res*, vol.3 pp.55-61, 1973.
 [9] J. H. Courjon, , W. Precht, and D. W. Sirkin, "Vestibular nerve and nuclei unit responses and eye movement responses to repetitive galvanic stimulation of the labyrinth in the rat," *Experimental Brain Research*, vol.66, pp.41-48,1987.
 [10] E. Lobel, J. F. Kleine, D. L. Gihan, A. L. Willig and A. Berthoz., "Funcional MRI of galvanic vestibular stimulation," *J. neurophysiol*, vol.80 pp.2699-2709, 1998.
 [11] J. M. Goldberg, C. E. Smith, and C. Fernandez, "Relation between discharge regularity and responses to externally applied galvanic currents in vestibular nerve afferents of the squirrel monkey," *J Neurophysiol*, vol.51, pp.1236-1255,1984.
 [12] K. Breson, C. Elberling and J. Franzel, "Galvanic Nystagmography," *Acta Otolaryng* vol.71, pp. 449-455, 1971.
 [13] A.S. Cauquil , M.F. Gervet , and M. Ouaknined, "Body response to binaural monopolar galvanic vestibular stimulation in humans," *Neuroscience Letters* vol.245 pp.37-40,1998.
 [14] S. P. Cass , M. S. Redfern , J. M. Furman , and J. J. Kipasquale, "Galvanic-induced postural movements as a test of vestibular function in humans," *Laryngoscope*, vol.106 pp.423-430, 1996.
 [15] M. Magnusson , R. Johansson , and J. Wiklund. "Galvanically induced body sway in the anterior-posterior plane," *Acta otolaryngol* vol.110 pp. 11-17,1990.
 [16] L. M. Nashner and P. Wolfson, "Influence of head position and proprioceptive cues on short latency postural reflexes evoked by galvanic stimulation of the human labyrinth," *Brain Res*, vol.67 pp.255-268,1974.
 [17] T.C. Britton , B.L. Day and P. Brown, "Postural electromyographic responses on the arm and leg following galvanic vestibular stimulation in man," *Exp Brain Res* vol. 94 pp. 143-151,1993.