

지지면의 수평 진동에 따른 동적 자세 제어 특성에 관한 연구

오가영¹, 박용균², 권대규^{3,4}, 김남균⁴

¹ 전북대학교 헬스케어공학과

² 전북대학교 의용생체공학과

³ 전북대학교 바이오메디컬공학부

⁴ 전북대학교 고령친화복지기기연구센터

Study on the Characteristic of Dynamic Postural Control during Horizontal Translation of Support Surface

G. Y. Oh¹, Y. J. Piao², T. K. Kwon^{3,4}, N. G. Kim⁴

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

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

³ Div. of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National Univ.

⁴ Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk National Univ.

(Received July 20, 2009. Accepted November 14, 2009)

Abstract

This paper investigated the effects of dynamic postural control for maintaining upright standing on a support surface during continuous sinusoidal horizontal translation in anterior-posterior direction. 15 healthy young subjects participated in this experiment. The analysis of body movement was analyzed using Ariel Performance Analysis System. Motion pattern was analyzed by seven markers on subject's body. Position of markers were head, chest, hip, right knee, left knee, right ankle and left ankle. Seven different frequencies of support surface were employed ; 0.1, 0.25, 0.5, 0.75, 1, 1.5 and 2Hz at 2cm of moving path of motionbase. The experiments were performed dynamic postural responses at the condition of eye open. The results showed that median frequency of the knee, ankle were increased in all frequency bands. Following the frequency of perturbation increased, postural control strategy was changed from ankle strategy to combined strategy. The experiment results could be applied to the dynamic postural training for the elderly and the rehabilitation training for the patients to improving the ability of postural control.

Key words : Postural control, Balance, Motion base, Horizontal translation

I. 서 론

자 세 균형(postural balance)이란 외력, 즉 중력에 대해서 체 위를 주어진 환경 내에 자신의 지지면 위에 신체 중심을 유지하는 능력으로 일상생활의 모든 동작 수행에 중요한 영향을 미치며 신체를 평형 상태로 유지시키는 능력이다[1]. 신체의 안정성과 독립성을 위해 필수적인 자세 균형은 시각계, 체성감각계, 그리고 전정계로부터의 신경 정보들을 바탕으로 중추신경계에서 중력

과 환경에 대해 공간 내에서 인체의 위치나 동작을 원하는 대로 조절함으로써 이루어지게 된다[2]. 효과적인 자세균형을 위해 중추신경계는 세 가지 감각 수용기로부터의 정보를 조합해야 한다 [3-5]. 신체의 동작을 조절하는데 필요한 정보들 중 외부 환경에 대한 정보는 시각을 통해서, 중력에 대한 머리의 위치에 대한 정보는 전정기관을 통해서, 지지면(support surface)에 관련하여 인체에 대한 위치 및 동작 정보는 체성감각 기관을 통해서 획득된다[6-8].

체성감각계는 지지면에 관련하여 인체에 대한 위치 및 동작 정보를 중추신경계에 제공한다. 게다가, 인체 전반에 걸쳐 체성감각 입력은 인체 분절들 간의 관계에 대하여 정보를 제공한다. 체성감각 수용기에는 근육 수용기, 관절 수용기, 피부수용기 등이 포함된다[9]. 근육 수용기(muscle receptors)는 근육의 상태에 관한 보완

Corresponding Author : 권대규
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14, 전북대학교 공과대학
바이오메디컬공학부
Tel : +82-63-270-4066 / Fax : +82-63-270-2247
E-mail : kwon10@chonbuk.ac.kr
이 논문은 2009년도 교육과학기술부로부터 지원을 받아 수행된 연구임.(지역
거점연구단 육성사업/헬스케어기술개발사업단)

적인 정보를 제공하는 수용기로서 근방추(muscle spindle)와 골지건 기관(golgi tendon organs)으로 이루어진다. 관절 수용기(joint receptors)는 근육 수용기와 함께 움직임 제어에 필요한 역학적 정보를 제공하는 감각 시스템 중 하나이다.

이러한 자세 균형과 관련되어 최근에 낙상에 대한 균형회복 과정 및 전략(strategy)을 이해하기 위한 연구가 진행되고 있다. 신체의 균형을 유지하기 위한 전략은 발목관절 전략(ankle strategy), 고관절 전략(hip strategy), 그리고 통합전략(combined strategy)으로 나타낼 수 있다. 발목 관절은 거의 고관절의 신전 없이 발목 주위를 앞뒤로 움직이는 것을 말하고, 고관절 전략은 엉덩이를 앞뒤로 움직이며 균형을 유지하는 것을 말하며, 일반적으로 이 두 가지 전략이 함께 동원된다[10]. Nashner[11]는 일반적으로 직립 상태일 때 지지면의 동요 시 고관절의 신전 없이 발목을 움직여서 균형을 유지하고 빠른 속도로 지지면을 동요시킬 때에는 주로 통합 전략을 이용하여 균형을 회복한다고 보고하였다. Winter[12]는 전후방향의 동요를 보상하기 위해 머리의 무게중심과 신체의 무게 중심은 발목전략 동안 같은 방향으로 전방 또는 후방으로 이동시키며 고관절 전략은 발목 전략만으로 충분한 보상이 일어나지 않을 때 일어난다고 보고하였다.

자세 균형 제어에 관한 연구는 주로 힘판을 이용하여 특정 감각 시스템으로 입력을 제한하거나 외력에 의해 평형 유지를 방해했을 때, 신체 전이(displacement), 압력 중심의 움직임(Center of Pressure; COP), 자세 유지 시 작용하는 근육의 활동전위 등을 측정하는 것이다. 지지면의 안정성에 변화를 둔 연구로서는, 1986년 Horak은[13] 고정된 지지면에서 단순한 자세동요만을 측정하는 것은 일차원적인 평가이기 때문에 자세조절을 양적, 질적으로 평가하는 데는 부족하다고 하였고, Allum[14]과 Commissaris[15] 등은 지지면을 전후, 좌우 방향으로 움직였을 때의 동적 자세 균형

응답특성을 고찰하였다. 그리고 2004년 Martijn[16]은 전후방향 지지면의 움직임에 따른 압력 중심과 근육의 잠복 개시를 비교 분석하였다. 이와 같이 최근에도 지지면에 움직임을 주어 균형 회복 과정 및 전략을 이해하기 위한 연구가 진행되고 있으나 지지면의 주파수에 따른 연구는 아직 미미한 실정이다[17-19].

따라서, 본 연구에서는 지지면을 전후 방향으로 움직였을 때 주파수의 변화에 따른 인체 관절 운동을 측정함으로써 이에 따른 동적 자세 균형에 대한 인체 응답 특성을 고찰하고자 한다.

II. 실험 장치

본 연구는 전후 방향으로 움직이는 지지면 위에서 직립 자세인 피험자의 지지면 주파수 변화에 따른 동적 자세 균형에 관해 분석하기 위해 그림 1과 같이 실험 장치를 구성하였다.

A. 6축 모션베이스(Motionbase)

모션베이스(DSMP606, Simulink Co.)는 6축으로 서로 직각인 3방향의 직선 운동과 서로 직각인 3축을 기준으로 주파수와 지지면의 이동거리를 조절하여 30Hz의 샐플링율(sampling rate)의 전후 움직임을 가진시켜 주는 시스템으로 구성되어 있다. 모션베이스의 지지면은 가로 1.55m, 세로 1.35m 직사각형 크기로 구성되어 있고 피험자는 지지면의 중심에 서 있게 된다.

B. APAS 3D 동작 분석 시스템(Ariel Dynamics Inc.)

3차원 동작분석 실험은 실험 장면을 촬영하기 위한 비디오카메라와 피험자의 몸에 부착된 마커의 추출을 용이하게 하기 위한 특수 조명, 피험자의 동작분석을 위한 마커(marker), 그리고 비디오테이프(video tape)의 촬영 영상을 컴퓨터로 전송시키기 위한 비디

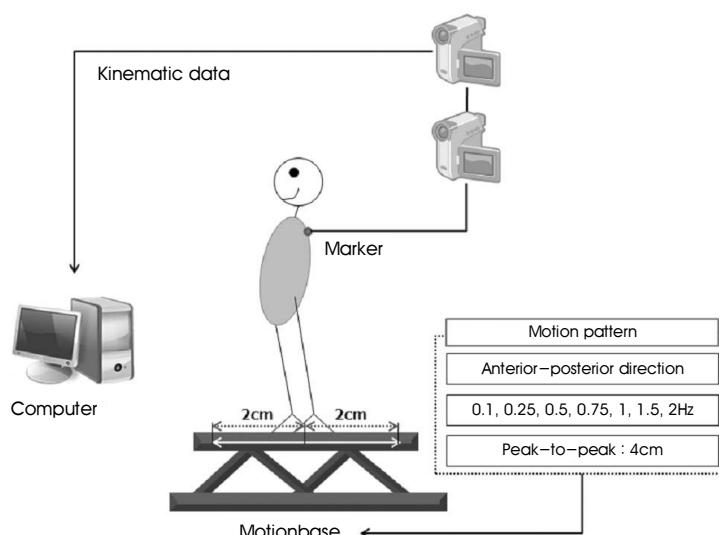


그림 1. 모션베이스를 이용한 동적 자세 제어 실험의 블록다이어그램
Fig. 1. Block diagram of dynamic postural control experiment using a motion base system.

오 레코더(video recoder), 실영상과 촬영된 영상의 연관성을 위한 보정 도구(calibration tool)와 고정점(fixation point)등 하드웨어로 구성된다. 3D 동작 분석 시스템의 분석방법은 다음과 같다.

비디오카메라의 해상도는 720×480 이며, 프레임 획득 속도는 60Hz로서, 촬영된 피험자의 동작 운동 영상은 비디오 기록장치(video recoder)를 이용하여 획득한다. 획득된 영상 중 분석하고자 하는 동작 부분에 trimming 작업을 거친다. 카메라 2대로부터 얻어진 trimming 파일은 digitizing 파일의 변환(transform) 작업을 통하여 3D 파일로 변환시킨 뒤, 필터링 과정을 거친다. 그리고 마지막으로 표시모드 상태에서 그 값을 분석한다.

III. 실험 방법

A. 실험대상

본 연구에서는 최근 1년 동안 근골격계나 신경근육계에 손상이 없는 남자 15명(나이 25.8 ± 1.3 세, 신장 174.4 ± 3.4 cm, 체중 67.8 ± 5.7 kg)을 대상으로 임상실험을 실시하였다. 또한 피험자 모두는 이전에 본 연구와 유사한 실험에 참가한 경험이 없으며 실험을 실시하기 전 연구의 목적을 제외한 실험절차에 대해 충분히 설명한 후 동의를 얻었다.

B. 실험절차 및 조건

실험은 지지면의 전후방향으로 움직이는 주파수와 모션 베이스 움직임 패턴을 매개변수로 3차원 동작분석을 수행하였으며 인체의 뒤쪽에 그림 2와 같이 머리, 가슴, 엉덩이, 무릎, 발목의 마커 움직임을 3D 동작분석 시스템을 이용하여 분석하였다. 무릎과 발목의 데이터는 오른쪽과 왼쪽을 평균 낸 것이다.

각각의 실험에서 전후 방향의 가진 주파수는 0.1, 0.25, 0.5,

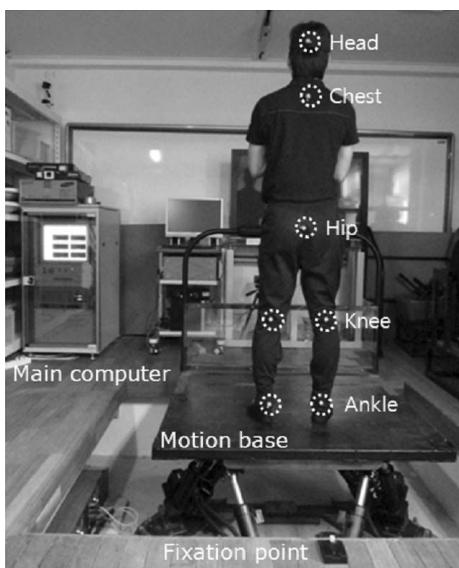


그림 2. 모션베이스를 이용한 동적 자세 제어 실험

Fig. 2. Dynamic postural control experiment using a motion base system.

0.75, 1, 1.5, 2Hz이고 모션 베이스 지지면의 이동거리는 2cm로 구현하였으며 실험은 그림 3의 순서에 따라 실시되었다. 실험 시작 전에 피험자에게 지지면의 움직임을 보여주고 지지면 움직임의 낮은 주파수에서 높은 주파수까지의 동요에 대한 연습을 하였다. 연습이 끝나면 적용에 의한 학습효과를 배제하기 위해 지지면의 움직임은 7개의 주파수 중 무작위로 선택된다. 주파수가 선택된 후 실험이 수행되고 실험 동안에 근육의 피로 발생을 고려하여 각 실험 사이에 2분의 휴식시간을 가졌다.

실험은 눈을 뜬 상태로 진행되었으며 팔은 가슴을 가로질러 접게 하고 양 발은 지지면의 중앙에서 20cm로 벌리게 하였다. 또한 마커의 반사율을 높이기 위해 방을 어둡게 하였다.

C. 실험 분석

실험은 25초씩 시행하였으며 분석은 앞뒤 5초를 제외한 15초를 하였다. 각각의 동요주파수의 3배인 저역필터를 사용하였다. 인체에 부착된 머리, 가슴, 엉덩이, 무릎, 발목의 마커 움직임을 3D 동작분석 시스템을 이용하여 분석하였다. 무릎과 발목의 데이터는 오른쪽과 왼쪽을 평균 낸 것이다.

그림 4와 같은 마커의 움직임을 (1) 모든 동요주파수에 대한 중간 주파수(median frequency) 분석 (2) 절대적인 이동거리 (absolute path) 분석 (3) 상대적인 이동거리(relative path) 분석 (4) 머리와 엉덩이, 가슴과 엉덩이, 무릎과 엉덩이, 발목과 엉덩이, 머리와 발목, 가슴과 발목, 무릎과 발목 사이의 상관관계(correlation)를 분석하였다. 신체 동요의 중간 주파수(f_{median})는 식(1)을 이용하여 계산하였으며, (f)는 EMG 신호의 power density spectrum을 나타낸다.

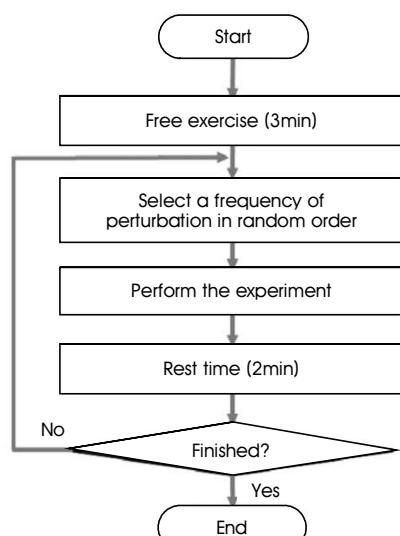


그림 3. 실험 절차

Fig. 3. Diagram of the experimental procedure

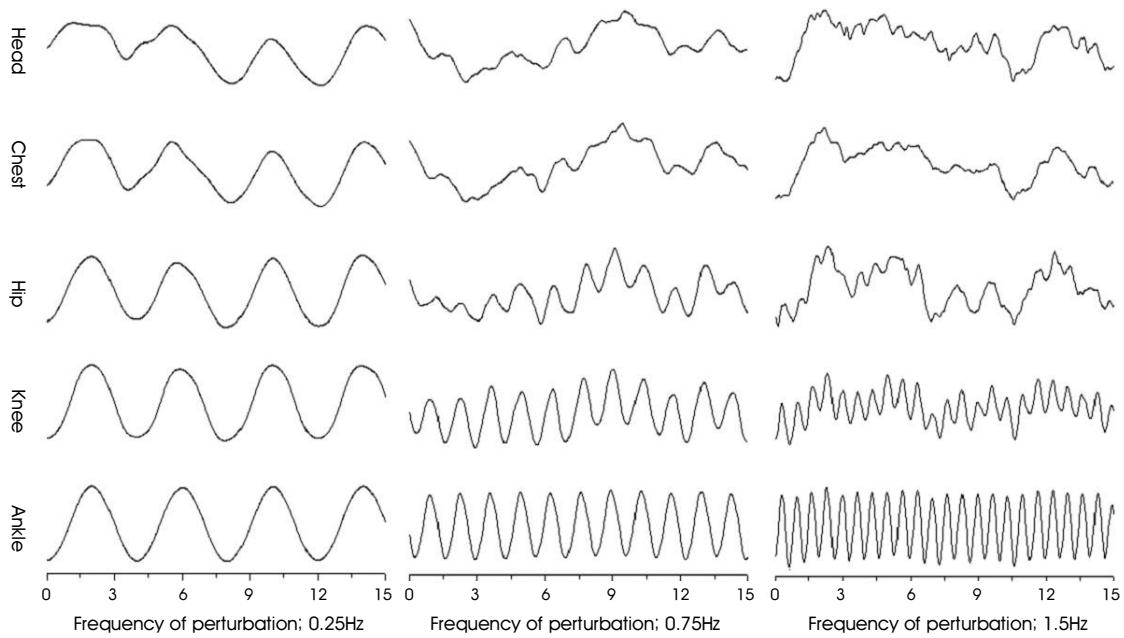


그림 4. 각각 주파수 대역의 마커 이동
Fig. 4. Marker displacement of different frequency bands

$$\int_0^{f_{median}} s(f) df = \int_{f_{median}}^{\infty} s(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} s(f) df \quad (1)$$

FFT분석을 통해 중간주파수를 분석하였으며 상대적인 이동거리는 지지면에 가해진 각각의 주파수의 이동거리와 실제 마커의 이동거리의 차로 분석하였다. 각각의 마커 사이의 상관관계를 나타내는 수치로 상관계수를 구하였다. 이때 상관계수(r)는 항상 부등식 $-1 \leq r \leq 1$ 을 만족시키며, 양의 상관관계가 있을 때는 $r > 0$,

음의 상관관계가 있을 때는 $r < 0$, 무상관일 때는 $r = 0$ 이 된다. 또 한 상관계수의 절대값이 1에 가까울수록 두 마커 사이의 강한 상관관계를 나타내고, 0에 가까울수록 약한 상관관계를 나타낸다.

IV. 결과 및 고찰

A. 마커 움직임

그림 4는 인체에 부착된 마커의 움직임을 시간경과에 따라 나타낸 것이다. 모든 주파수에서 발목의 움직임은 지지면의 움직임과

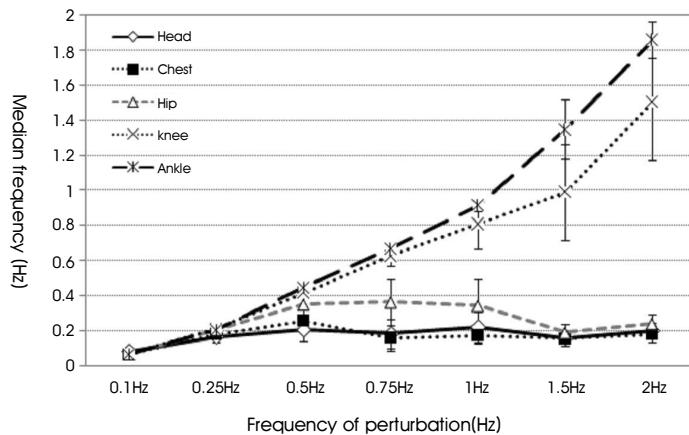


그림 5. 동요주파수에 대한 동적 자세 제어의 주파수 응답
Fig. 5. Frequency response of dynamic postural control of the different frequency bands

거의 동일하게 나타났다. 0.25Hz에서 머리, 가슴, 엉덩이, 무릎, 발목의 움직임은 거의 동일하게 나타났고 0.75Hz와 1.5Hz에서는 무릎과 발목의 움직임은 동요주파수에 비슷하게 나왔지만 머리, 가슴과 엉덩이의 경우 지지면의 움직임에 못 미치는 것을 알 수 있었다. 주파수가 증가할수록 머리와 가슴의 경우 주기성을 추정 할 수 없게 나타났다.

그림 5는 지지면이 전후 방향으로 움직일 때 동적 자세 균형 응답을 중간 주파수로 나타낸 그래프이다. 발목과 무릎은 주파수가 증가할수록 중간 주파수 값이 증가하는 것을 알 수 있었다. 이는 지지면과 가까운 곳에 위치한 발목과 무릎이 동요 주파수와 거의 동일하게 움직이는 것을 알 수 있었다. 머리와 가슴, 엉덩이의 경우 0.25Hz이후에는 동요 주파수에 못 미치는 것을 알 수 있다.

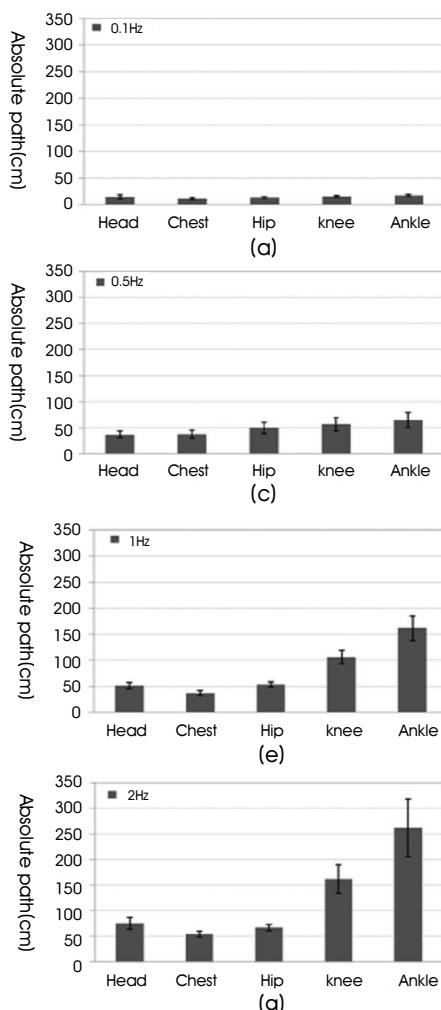


그림 6. 동요 주파수에 대한 절대적인 이동거리

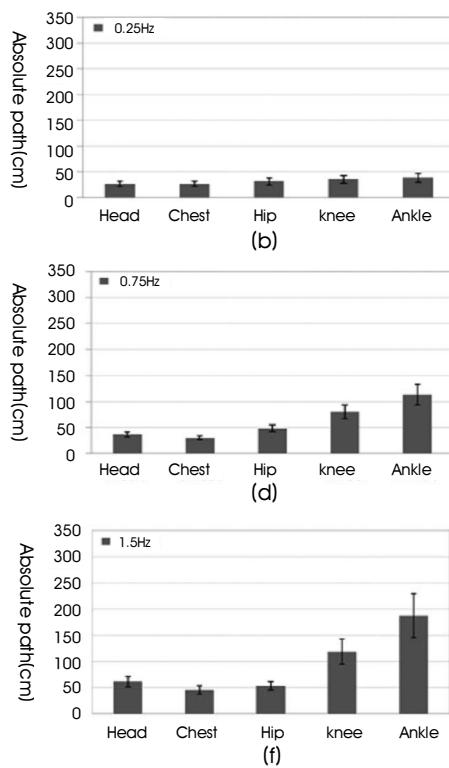
- (a) 동요 주파수; 0.1Hz
- (b) 동요 주파수; 0.25Hz
- (c) 동요 주파수; 0.5Hz
- (d) 동요 주파수; 0.75Hz
- (e) 동요 주파수; 1Hz
- (f) 동요 주파수; 1.5Hz
- (g) 동요 주파수; 2Hz

Fig. 6. Absolute path on the frequency of perturbation

- (a) Frequency of perturbation; 0.1Hz
- (b) Frequency of perturbation; 0.25Hz
- (c) Frequency of perturbation; 0.5Hz
- (d) Frequency of perturbation; 0.75Hz
- (e) Frequency of perturbation; 1Hz
- (f) Frequency of perturbation; 1.5Hz
- (g) Frequency of perturbation; 2Hz

B. 자세 전략

그림 6은 지지면이 전후 방향으로 움직일 때 동적 자세 균형 응답을 각 마커의 절대적인 이동 길이로 나타낸 그래프이다. 0.1Hz 와 0.25Hz로 지지면을 가진 시켰을 때를 나타낸 그래프로 발목을 제외한 나머지 부분은 이동거리가 비슷하게 나타났다. 이는 발목을 이용하여 지지면의 흐름을 따라가며 균형을 잡는 것을 알 수 있다. 0.5Hz의 경우 0.1Hz와 0.25Hz에 비해 상대적으로 발목의 이동거리가 다른 마커의 이동거리보다 크게 나타남을 알 수 있다. 이는 발목 전략을 이용하여 자세 균형을 제어하는 것을 알 수 있다. 0.5Hz를 기준으로 0.75Hz이후부터는 머리와 가슴에 비해 엉덩이와 무릎, 발목의 이동거리가 크게 나타났다. 이는 상체를 고정시키고 하체를 이용하여 균형을 잡는 것을 알 수 있다. 이러한 경향은



주파수가 증가할수록 더욱 뚜렷하게 나타났다. 동요가 적은 0.1Hz에서는 발목만을 이용하여 균형을 잡지만 상대적으로 동요가 큰 0.75Hz에서는 발목만으로 충분한 보상이 일어나지 않기 때문에 발목과 동시에 엉덩이와 무릎의 이동거리도 크게 나타나는 것을 알 수 있었다.

그림 7은 지지면이 전후 방향으로 움직일 때 동적 자세 균형 응답을 지지면에 상대적인 마커의 이동거리를 나타낸 그래프이다. 가로축은 지지면에 인가된 동요 주파수이며 세로축은 각각 마커의 지지면에 상대적인 움직임이다. 양의 값일 경우 마커의 이동거리가 지지면의 이동거리보다 크게 움직임을 발생시키고 음의 값일 경우 마커의 이동거리가 지지면의 이동거리보다 작게 움직임을 의미한다. 모든 그림에서 0.1Hz와 0.25Hz에서 지지면과 이동거리 차이가 거의 없음을 알 수 있다. 머리, 가슴, 엉덩이의 이동거리의 경우 0.5Hz 이상부터는 인체의 다른 부위를 이용하여 균형을 제어함으로써 지지면의 움직임보다 작게 나타나는 것으로 설명 할 수 있다. 이는 그림 5와 그림 6에서 확인했듯이 주파수가 증가할수록 지지면의 움직임에 못 미치는 것을 확인할 수 있다. 무릎의 경우 0.5Hz, 0.75Hz, 1Hz에서는 지지면의 이동거리와 큰 차이가 없었지만 1.5Hz와 2Hz에서는 지지면의 이동거리에 못 미치는 것을 알

수 있다. 발목 부분에서 확인한 것처럼, 이 경우 0.75Hz와 1Hz에서 지지면의 이동거리보다 큰 값을 보이는데 이는 균형을 관여하는 감각상의 피드백으로 얻어진 것 또는 생물학적 자연스러운 주파수로 설명 할 수 있다.

C. 상관 관계

그림 8은 동요 주파수에 대한 상관관계 값의 변화를 나타낸 것이다. 머리와 엉덩이는 0.75Hz이후 상관관계가 약하고 가슴과 엉덩이는 동요 주파수가 증가하여도 강한 상관관계를 보였다. 엉덩이와 무릎, 엉덩이와 발목 또한 동요 주파수가 증가할수록 상관관계가 약해지지만 엉덩이와 무릎보다 엉덩이와 발목의 상관관계가 급격하게 약해지는 것을 알 수 있다. 이러한 경향으로 주파수가 증가 할수록 발목전략에서 통합전략으로 바뀌는 것을 알 수 있다. 머리와 발목의 경우 모든 동요 주파수에서 약한 상관관계를 보였고 1.5Hz와 2Hz에서 상관관계가 약간 증가하는 것을 알 수 있다. 이러한 경향은 가슴과 발목의 상관관계에서도 보였다. 무릎과 발목의 경우 동요 주파수가 증가하여도 강한 상관관계를 보였는데 이는 무릎과 발목이 인체의 구조상 근접한 위치에 있기 때문이다.

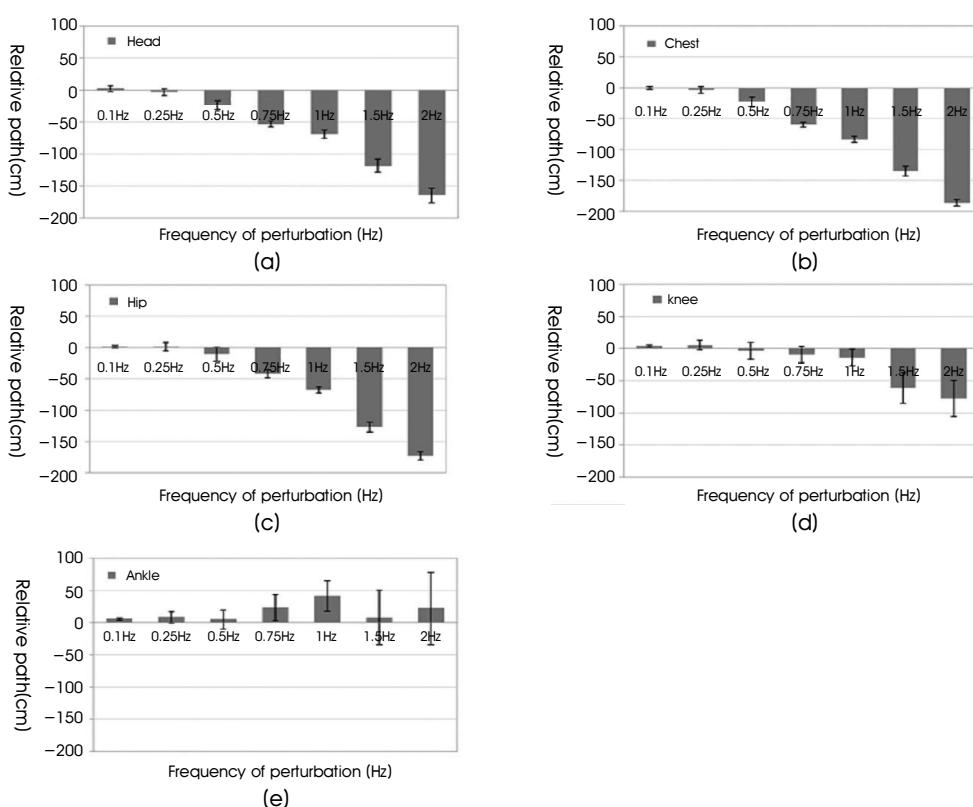


그림 7. 동요 주파수에 대한 상대적인 이동거리

(a) 머리 (b) 가슴 (c) 엉덩이 (d) 무릎 (e) 발목

Fig. 7. Relative path on the frequency of perturbation

(a) Head (b) Chest (c) Hip (d) Knee (e) Ankle

V. 결론

본 연구는 움직이는 지지면 위에 주파수에 변화를 주었을 때 자립자세를 유지하기 위한 인체 관절의 동적 자세 응답에 대해 고찰하였다.

1. 지지면의 주파수에 따라 중간 주파수는 머리, 가슴, 엉덩이를 제외하고 발목과 무릎에서 주파수의 증가율에 영향을 미쳤다.
2. 주파수에 따라 균형을 유지하기 위해 0.1, 0.25Hz에서는 지지면과 거의 동일하게 움직였고 0.5Hz에서는 발목전략을 사용하였다. 0.75Hz이후에서는 엉덩이와 무릎을 이용하여 균형을 유지하기 위해 상체를 고정시키고 하체를 이용하여 자세 균형을 제어하였으며 이러한 경향은 주파수가 증가할수록 뚜렷했다.

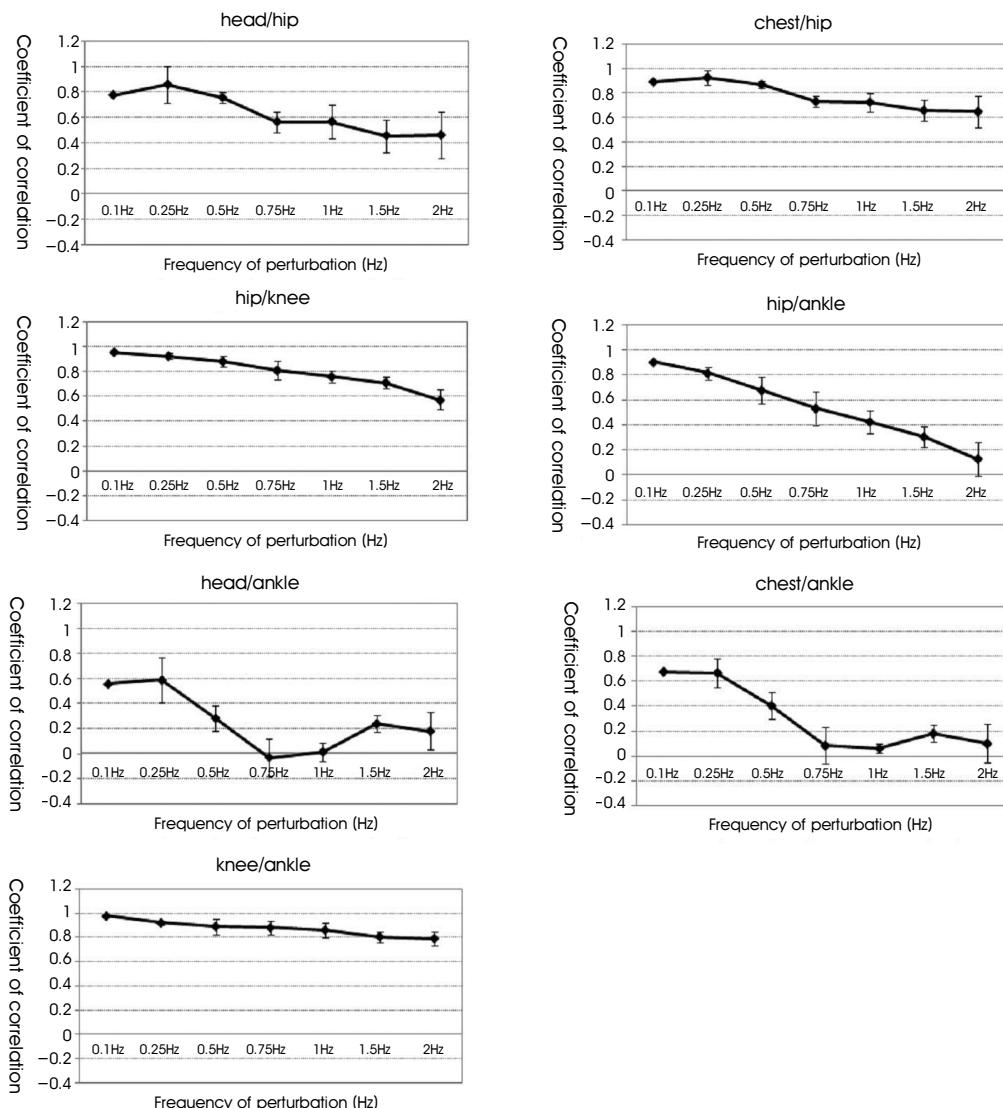


그림 8. 동요 주파수에 대한 상관관계의 변화
Fig. 8. Changes in correlation on the frequency of perturbation

3. 무릎과 발목을 제외한 모든 상관관계는 동요 주파수가 증가 할수록 약해진다. 머리와 발목, 가슴과 발목은 0.25Hz이후 상관관계가 급격하게 약해지고 1.5Hz와 2Hz에서는 상관관계가 약간 높아졌다. 주파수가 낮을 때에는 발목만을 이용하여 자세 균형을 제어하였지만 주파수가 높을 때에는 머리와 가슴의 안정적인 상태를 유지하면서 엉덩이, 무릎으로 균형을 유지하는 통합전략을 사용하였다.

본 연구의 결과는 지지면의 진동 주파수에 따른 정상인의 인체 응답을 보여준다. 따라서 고령자나 균형에 장애가 있는 환자의 인체응답 특성을 분석함에 있어, 위 결과는 비정상적인 인체응답을 판별하는 기준 지표로 활용될 수 있으며, 지지면 진동을 통한 자세 균형 훈련 시 훈련 평가 및 목표 자료로 사용될 수 있다.

참고문헌

- [1] J. B. Chae, B. J. Kim, and S. S. Bae, "A study on the control factors of posture and balance", *The Journal of Korean Society of Physical Therapy*, Vol. 13, No. 2, pp. 421-431, 2001.
- [2] A. Shumway-Cook and M. Wollacott, *Motor control : Theory and practical applications (second edition)*, Baltomore : Williams & Wilkins, pp. 4-62, 2001.
- [3] H. Cohen, C. A. Blatchly and L. L. Combash, "A study of the clinical test of sensory interaction and balance", *Physical Therapy*, Vol. 73, pp. 346-354, 1993.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] L. M. Nasher and G. McCollum, "The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis", *The behavioral and Brain Science*, Vol. 8, pp. 135-172, 1985.
- [7] G. E. Riccio and T. A. Stoffregen, "Affordances as constraints on the control of stance", *Human Movement Science*, Vol. 7, pp. 265-300. 1988.
- [8] D. W. Lee, "A Review on the Mechanism of Human Postural Control", *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 15, No. 1, pp. 45-61, 2005.
- [9] A. Shumway-cool and M. H. Woollacott, *Motor control : Theory and Practical applications, First edition*, Baltimore, Wilkins, pp. 119-206, 1995.
- [10] F. B. Horak, "Clinical assessment of balance disorder", *Gait and Posture*, Vol. 6, pp. 76-48, 1997.
- [11] L. Nashner and G. McCollum, "The organization of human postural movement: a formal basis and experimental synthesis", *The behavioral and Brain Science*, Vol. 8, pp. 135-172, 1985.
- [12] D. A. Winter, *Anatomy biomechanics and control of balance during standing and walking*, Waterloo Biomechanics Inc., pp. 5-32, 1990.
- [13] F. B. Horak, "Clinical assessment of balance disorder", *Gait and Posture*, Vol. 6, pp. 76-48, 1997.
- [14] J. H. J. Allum, "Organization of stabilizing reflex responses in tibialis anterior muscles following ankle flexion perturbations of standing man", *Brain research*, Vol. 264, pp. 297-301, 1983.
- [15] D. A. C. M. Commissaris, P. H. J. A. Nieuwenhuijzen, S. A. Overeem, J. E. J. Duysens and B. R. Bleom, "Dynamic posturography using a new movable multidirectional platform driven by gravity", *Journal of neuroscience methods*, Vol. 113, pp. 73-84, 2003.
- [16] M. L. T. M. Muller and M. S. Redfern, "Correlation between EMG and COP onset Latency in response to a horizontal platform translation", *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 37, pp. 1573-1581, 2004.
- [17] K. S. Tae and Y. H. Kim, "Balance Recovery Mechanism Against Anterior Perturbation during Standing", *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 24, pp. 435-442, 2003.
- [18] Y. K. Shin, M. A. Frad, H. Inooka and I. H. Kim, "Human Postural Dynamics in to the Horizontal Vibration", *Journal of Automation and System*, Vol. 14, No. 3, pp. 325-332, 2006.
- [19] S. M. Henry, J. Fung and F. B. Horak, "Control of Stance During Lateral and Anterior/Posterior surface Translations", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 6, No. 1, pp. 32-42, 1998.