

논문 2014-51-7-26

닌텐도 위를 활용한 흉부 흔들림의 자세 안정성 측정 (Trunk Stabilization Measurements Using the Nintendo Wii)

양 주 영*, 유 재 하**, 김 동 연**, 박 준 모***, 김 수 찬**

(Juyeong Yang, JaehaYoo, Dongyon Kim, Junmo Park, and Soochan Kim[©])

요 약

병원이나 검사실 등에 널리 이용되는 평형 기능 검사법은 고감도 압력센서를 이용한 균형감각조절임상검사(CTSIB, clinical test of sensory integration on balance)이다. 바로 선 자세에서 발바닥의 압력중심(center of pressure)의 변화를 관찰함으로써 흉부 흔들림을 객관적으로 측정한다. 본 논문에서는 가정에서도 손쉽게 흉부의 흔들림을 측정할 수 있는 방법을 제안하고자 한다. 위 밸런스보드(Wii balance board, WBB)는 게임기임에도 불구하고 흉부 흔들림과 상관관계가 높은 압력중심을 측정할 수 있기 때문에 기존의 임상용 제품과 유사한 결과를 보인다. 하지만 위 리모트 컨트롤러(Wii remote controller, WRC)는 WBB보다 저렴하고 손쉽게 구할 수 있음에도 불구하고 흉부 흔들림 분석에서는 압력 측정 방식이 아니기 때문에 기대만큼 활용되지 못하고 있다. 본 연구에서는 정상인 10명(남자:5명, 여자:5명)을 대상으로 WRC의 가속도 정보로부터 convex hull 혹은 ellipse area 분석법을 이용하여 WBB와 유사한 결과를 보였다.

Abstract

The CTSIB (Clinical Test of Sensory Integration on Balance) using high sensitive pressure sensors is normally used to assess the sense of balance in hospital. It takes an objective measurement of the amount of sway that occurs in the body trunk by observing the change in the center of pressure (CoP) on the foot at the upright posture. In this paper, we would like to propose method to easily measure trunk sway in home. Although the Wii balance board(WBB) is used for games, it can measure the center of pressure, which is highly correlated. The Wii remote controller(WRC) is inexpensive compared to the WBB, but it has problems with estimation of trunk sway because it can't measure pressure directly like WBB. We collected data from 10 normal subjects (5 males, 5 females) from two devices in order to compare the CoP from WBB and the center of mass (CoM) from WRC. The results of WRC and WBB was similar when the data were analyzed by the convex hull and ellipse area.

Keywords : Trunk sway, Nintendo Wii, Force place, Accelerometer, Center of Pressure, Center of Mass

* 정회원, 주식회사 피앤에스 기술연구소
(PNS, Inc., R&D Center)

** 평생회원, 한경대학교 전기전자제어공학과,
IT융합연구소
(Dept. of Electrical and Electronic Engineering,
Institute for IT Convergence, Hankyong National
University)

*** 정회원, 동서대학교 컴퓨터정보공학부
(Division of Computer Information Engineering,
Dongseo University)

© Corresponding Author(E-mail: skcim@hknu.ac.kr)

※ 본 연구는 한경대학교 2013년도 학술연구조성비의
지원에 의한 것임.

접수일자: 2014년01월17일, 수정일자: 2014년05월07일
수정완료: 2014년06월27일

I. 서 론

어지럼은 임상에서 환자들이 가장 많이 호소하는 증 상 가운데 하나이다. 병원을 찾는 환자의 5-10%가 어 지럼 환자이며, 신경과 또는 이비인후과를 찾는 환자 중 10-15%가 어지럼 환자이다^[1]. 어지럼은 전 연령층에 서 나타날 수 있으며 멀미 정도의 가벼운 증상에서부터 눈을 뜰 수 없는 정도의 심각한 증상까지 다양하다. 역 학조사에 따르면 70세 이상 인구의 35%에서 보행 장애 를 경험하며, 85세 이상은 80%에 이른다. 일상생활 중

가장 빈번하게 이루어지는 보행 시^[2] 신체평형 문제가 발생하면 낙상빈도가 늘어나 신체 움직임이 줄어 삶의 질 저하가 발생할 수 있다^[3~5]. 균형 장애에 대한 관심^[6]과 간단한 정량 검사의 필요성 또한 널리 인식되고 있다.

자세측정기는 사람이 직립자세 유지에 필요한 기능을 분석하여 수치화할 수 있어 어지럼증 평가에 활용되는 검사기기이다. 컴퓨터를 이용한 자세측정기(posturography)는 피검사자가 직립하여 올라설 수 있는 평판과 그 위에서 신체가 평판에 가하는 압력의 크기를 감지할 수 있는 여러 개의 압력 센서로 구성되어 있다. 감지된 여러 채널의 압력 신호는 변환기를 거쳐 컴퓨터로 입력되어 분석되어진다. 자세측정기는 발판 위에서 신체의 무게중심(center of mass, COM)의 궤적을 추정하고 기록할 수 있으며 흉부 흔들림의 시간에 따른 변화인 주파수 파워(frequency power)를 푸리에 변환(Fourier transformation)을 거쳐 분석할 수 있다. 평형감각조절임상검사(clinical test of sensory integration on balance, CTSIB)는 시각과 균형 감각의 조건에 따른 균형유지능력을 평가하는 자세 검사이다^[7]. 가장 널리 사용되고 있는 자세 검사기기 중 하나는 Neurocom Balance Master (NeuroCom International, Inc., Clackamas, OR, USA)의 동적자세 측정기(computerized dynamic posturography)이다. 감각 구성 검사에서는 6가지 조건 별 평형점수와 이를 토대로 한 복합평형 점수를 산출한다^[8].

기존의 진단방법들은 병원에 내원하여 한정된 시간 내에 평형 기능을 평가하는 것으로 급성기질환자나 아 급성기 환자에서는 진단이 가능하지만 만성기 혹은 일상생활에서 우연히 발생하는 어지럼증을 측정하여 객관적으로 평가하는 것은 쉽지 않다^[9]. 가속도계를 이용한 Swaystar (Balance Int Innovations GmbH, Switzerland)의 분석기도 출시되었지만 여전히 가정에서 손쉽게 활용해 보기에는 시스템 구성이 복잡하고 가격이 높다^[10]. 자세가 변화될 때 압력중심 뿐만 아니라 질량의 중심 또한 변환된다. 질량중심의 위치는 고정되어 있지 않지만 주로 공간에서 신체 질량의 전체 분포를 추정할 수 있다. 가속도계를 이용하여 몸의 기울어진 정도를 바탕으로 질량중심을 추정하는 연구도 진행되고 있다^[11~12]. 가속도계 사용에 있어서 유효성이 입증되면, 저렴하고 비침습적이기 때문에 실험실 및

임상환경에서 이용될 수 있을 것이다^[13].

본 연구에서는 WRC의 가속도 정보로부터 convex hull 혹은 ellipse area 분석법을 이용하여 상업용 압력 중심 측정 결과와 유사한 결과를 보이는 WBB와 비교하여 WRC의 활용 가능성을 보이고자 한다.

II. 본 론

1. 연구대상

한경대학교에 재학 중인 남자 5명(26.6±1.3세, 174.6±43.8cm, 69±144.5kg), 여자 5명(23.8±8.7세, 160.6±29.8cm, 54.2±20.2kg)을 대상으로 진행하였다. 피실험자에게 설문문을 통하여 질병이나 투약 사실이 없는지 확인하였으며 가만히 서있는 자세에 불편함이 없는지 확인 후 문제가 없다고 판단된 학생을 대상으로 하였다.

2. 실험방법

위 리모트 컨트롤러(Wii Remote Controller, Nintendo Co., Ltd., Kyoto, Japan, 이하 WRC)와 위 밸런스 보드(Wii Balance Board, Nintendo Co., Ltd., Kyoto, Japan, 이하 WBB)를 사용하여 가속도와 압력 정보를 동시에 받았다. 병원이나 검사실 등에 널리 이용되는 무게 중심 측정 장치인 AMTI(Advanced Mechanical Technology, Inc., U.S.A)에 비해 위 밸런스 보드는 낮은 샘플링 속도, 데이터 분해능, 최대 측정 부하 등의 차이가 있다^[14]. 표 1과 같이 정밀도는 45배 차이(WBB=90 mm, AMTI=2 mm)가 있고, 가격은 200배(WBB=\$100, AMTI= \$20,000) 차이가 있어 WBB의 가격은 매력적이다^[15]. 이러한 이유 때문에 여러 연구자들이 이미 WBB를 이용하여 AMTI를 대체하고자 노력하였다. WRC는 최대 ±3g까지 측정 가능한 3축 가속도(ADXL330, Analog Device, USA)를 내장하고 있어 이 정보를 손쉽게 외부에서 얻을 수 있다. WRC와 WBB의 센서는 별도 보정없이 공장에서 보정되어 출시된 상태 그대로를 사용했다.

표 1. WBB와 AMTI의 정밀도 비교^[16].

Table 1. Precision comparison of between WBB and AMTI.

	CoP _x (mm)	CoP _y (mm)
WBB	± 80	± 90
AMTI	± 2	± 2

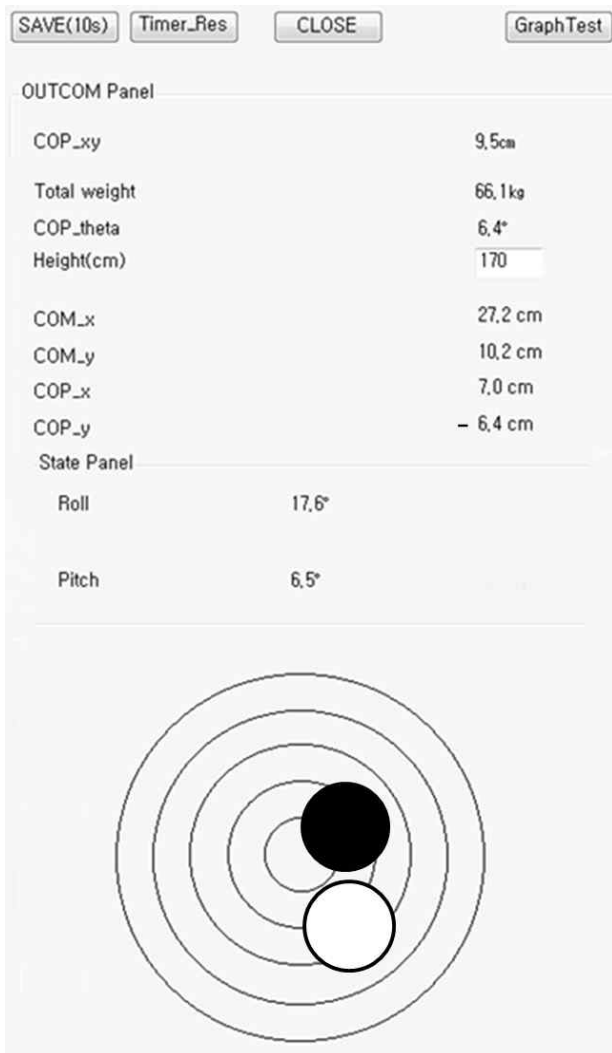


그림 1. 데이터 획득 화면의 예.
Fig. 1. An example of the data acquisition screen.

데이터 측정 프로그램은 마이크로소프트사의 비주얼 스튜디오 2010 C#을 사용하였고, 데이터 획득 API는 오픈 소스인 Brian Peek 라이브러리를 사용하였다^[17]. 그림 1은 데이터 획득 화면의 예를 보여준다. 좌측의 검은색 원은 WRC의 가속도 정보로 추정된 질량중심의 위치를, 흰색 원은 WBB의 압력 정보로 얻어진 압력중심의 위치를 보여준다.

그림 2와 같이 모든 피실험자는 WBB 위에 정 중앙에 신발을 벗고 양 발을 모은 채 시선은 정면을 바라보면서 바로 서도록 하고 WRC를 두 손으로 잡은 채 흉골에 밀착하였다.

자극에 대한 흔들림이 얼마나 있는가를 보기 위해 눈을 뜬 상태(eye-open, EO), 눈을 감은 상태(eye-closed,

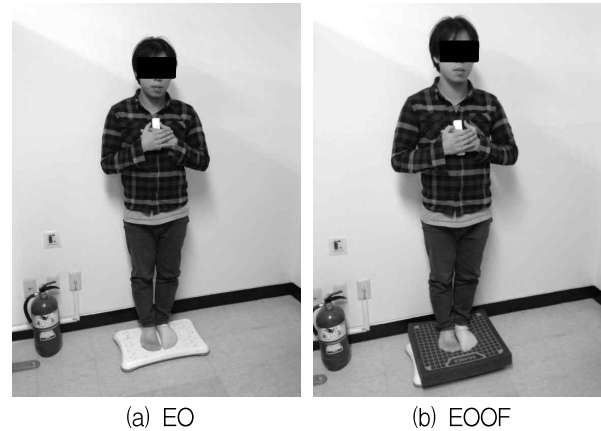


그림 2. (a) EO, (b)EEOF로 체성 감각에 변화에 따른 자세.
Fig. 2. Variations with the postural perturbation experiments in (a) EO and (b) EEOF.

EC), 눈을 뜨고 폼에 올라가 있는 상태(eye-open on form, EEOF), 눈을 감고 폼에 올라가 있는 상태(eye-closed on form, ECOF)에 대하여 데이터를 획득하였다^[7].

스펀지 재질의 폼은 가로, 세로, 높이가 각각 46.5cm, 40.0cm, 그리고 6.5cm로 실제 임상에서 사용하는 폼을 사용하였다. 각 조건 사이에는 충분한 시간을 주어 자세 변경 후 안정화하도록 하였다. 압력중심과 질량중심이 프로그램 화면상 정중앙에 오도록 움직임을 제거한 후 데이터가 기록하였다. 데이터는 위의 4가지 조건 당 10초 동안 50Hz 샘플링 주파수로 하여 500개씩 총 2000개를 얻었다.

3. 데이터 분석

가. 압력중심과 질량중심

압력중심(center of pressure)은 그림 3과 같이 WBB에서 얻어지는 4개의 압력 정보로부터 식 (1)을 사용하

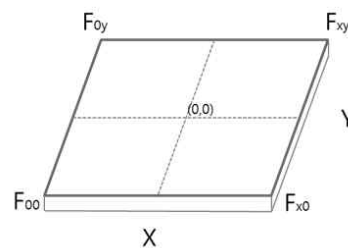


그림 3. WBB의 압력 좌표정보.
Fig. 3. Pressure coordinate information of WBB.

여 압력중심 좌표인 CoP_x 와 CoP_y 를 각각 계산하였다.

$$CoP_x = \frac{(F_{x0} + F_{xy}) - (F_{00} + F_{0y})}{F_{00} + F_{0y} + F_{x0} + F_{xy}}$$

$$CoP_y = \frac{(F_{0y} + F_{xy}) - (F_{00} + F_{x0})}{F_{00} + F_{0y} + F_{x0} + F_{xy}} \quad (1)$$

$$CoP_{xy} = \sqrt{CoP_x^2 + CoP_y^2}$$

질량중심(center of mass)은 그림 4와 같이 WRC의 롤(roll)과 피치(pitch) 축에 대해 정의하고 그림 5에서와 같은 가속도 정보로부터 바닥으로 투사된 질량중심의 개념을 이용하여 계산하였다. 바닥으로부터의 높이(d_z)가 주어지면 가속도 센서로부터 계산된 α 와 β 을 식 (2)에 대입하여 질량중심 dx 와 dy 를 추정할 수 있다^[18].

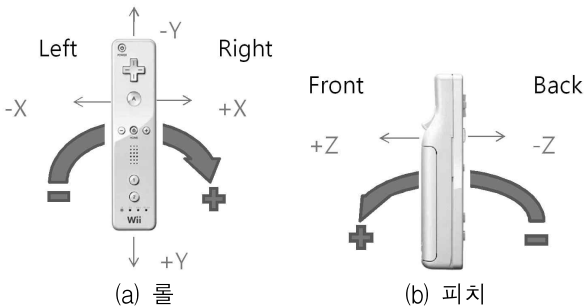


그림 4. WRC의 (a) 롤과 (b) 피치의 축
Fig. 4. Axes information in (a) roll and (b) pitch of WRC.

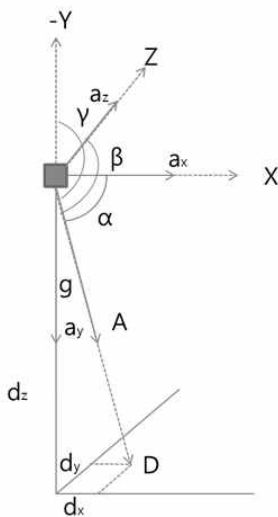


그림 5. WRC로부터 바닥에 투영된 질량중심.
Fig. 5. Center of mass projected on the ground from a WRC.

$$A = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

$$\cos\alpha = \frac{a_x}{A}, \quad \cos\beta = \frac{a_z}{A}, \quad \cos\gamma = \frac{-a_y}{A} \quad (2)$$

$$D = \frac{-d_z}{\cos\gamma}, \quad d_x = D\cos\beta, \quad d_y = D\cos\alpha$$

질량중심과 무게중심의 변화는 각 점 사이의 거리를 시간으로 나누어 속도으로써 관찰하였다.

나. Convex hull

Convex hull은 그림 6과 같이 어떤 최외각의 한 점을 기준으로 자기 자신을 제외한 모든 점들이 왼쪽 또는 일직선상에 놓일 수 있는 점을 찾아 그 기준으로 다시 동일한 조건을 만족하는 점들을 감싸는 최소의 다각형이다. Convex hull의 데이터 점들은 몸통이 최대 흔들린 정도를 반영하고 그 면적은 식 (3)을 이용하여 얻었다.

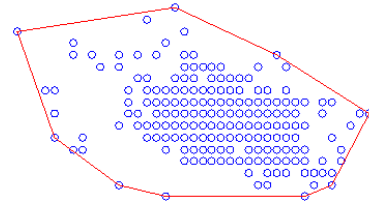


그림 6. 임의의 주어진 데이터에 대한 Convex hull
Fig. 6. Convex hull calculated from sample data.

$$Area = \frac{1}{2} [(x_1y_2 + x_2y_3 + \dots + x_ny_1) - (y_1x_2 + y_2x_3 + \dots + y_nx_1)] \quad (3)$$

다. Ellipse area

Ellipse area는 그림 7과 같이 전체 데이터 분포를 기반으로 95%를 포함하는 데이터만을 가지고 추정된 타

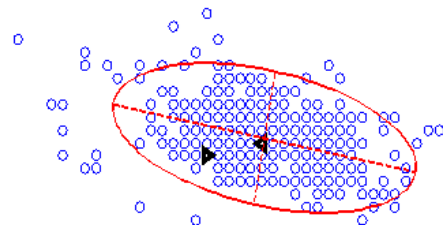


그림 7. 임의의 주어진 데이터부터 ellipse area
Fig. 7. Ellipse area from obtained from sample data.

원의 면적으로 정의되고 몸통의 흔들림 정도를 반영한다. 이 면적은 타원의 장축 반지름을 a, 단축 반지름을 b라 하였을 경우 식(4)를 이용하여 얻었다^[19].

$$\text{Ellipse area} = 5.991 \cdot \pi \cdot a \cdot b \quad (4)$$

4. 통계처리

SPSS(SPSS Inc, Chicago, IL)를 사용하여 피실험자 10명에게 EO, EC, EEOF, ECOF의 4가지의 조건에서 얻은 압력중심과 질량중심에 대하여 각 조건마다 신뢰성 검정을 하였다. 그리고 앞에서 언급한 데이터 분석 인자들에 대하여 상관관계를 비교하였다.

III. 실험 결과

1. 신뢰도 분석

압력중심과 질량중심 정보에 대해서 피실험자 10명이 4가지 조건에 대하여 세 번의 반복에 대하여 신뢰도 분석을 진행하였다. 표 2에서는 내부 일관성(internal consistency)을 나타내는 계수인 Cronbach's Alpha 값을 보여준다. 압력중심에서는 모든 조건에서 중증도 이상의 신뢰도를 나타내었으나 질량중심에서는 EO와 EC가 중증도 이상의 신뢰도를 보이지 않았다. 이것은 질량중심의 원 데이터가 압력중심의 데이터보다는 편차가 큼을 의미한다.

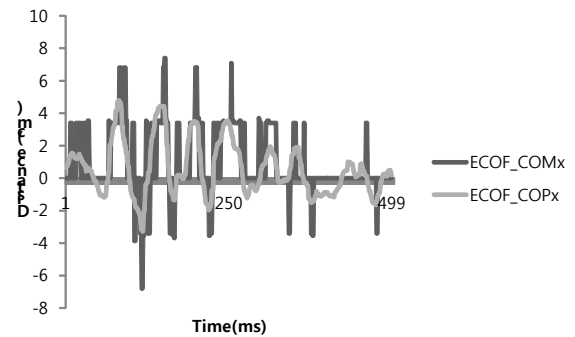
표 2. Cronbach's Alpha 값
Table 2. Cronbach's Alpha values.

	EO	EC	EEOF	ECOF
CoP	.61*	.76*	.71*	.92*
CoM	-1.39	.01	.69*	.62*

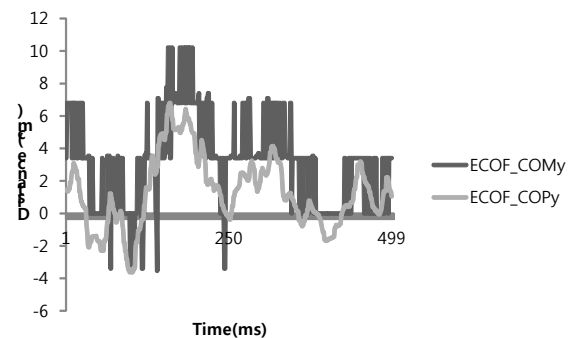
*Significant at the .05 level.

2. 상관관계

압력중심과 질량중심의 이동거리를 그림 8과 9와 같이 비교해 보았다. 그림 8은 압력중심과 질량중심을 시간에 따른 이동거리로 X축과 Y축을 각각 분리하여 표시하였고 그림 9는 압력중심과 질량중심의 이동궤적을 좌우(M-L)과 앞뒤(A-P) 방향으로 표시한 것이다. Panzer의 실험^[20]에서와 같이 두 가지 정보의 해상도 차이로 인하여 동일 선상으로는 그려지지 않았으나 그 경



(a)



(b)

그림 8. 압력중심과 질량중심의 이동거리 비교
(a) x축 이동거리변화, (b) y축 이동거리변화.

Fig. 8. Comparison between distance of CoP and CoM on (a) the x-axis (b) the y-axis.

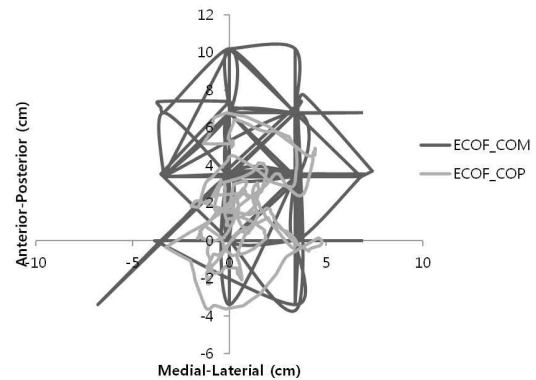


그림 9. 압력중심과 질량중심의 이동궤적 비교.

Fig. 9. Movement trajectory comparison between CoP and CoM.

향은 일치함을 확인하였다.

3. 중심변화속도

그림 10(a)와 (b)에서 압력중심과 질량중심의 변화속도를 피실험자와 조건별로 3회 얻어진 데이터의 평균과 편차를 보여주고 있다. 압력중심의 경우 모든 피실험자에서 EO와 EC, EEOF와 ECOF의 구별이 가능할 만큼

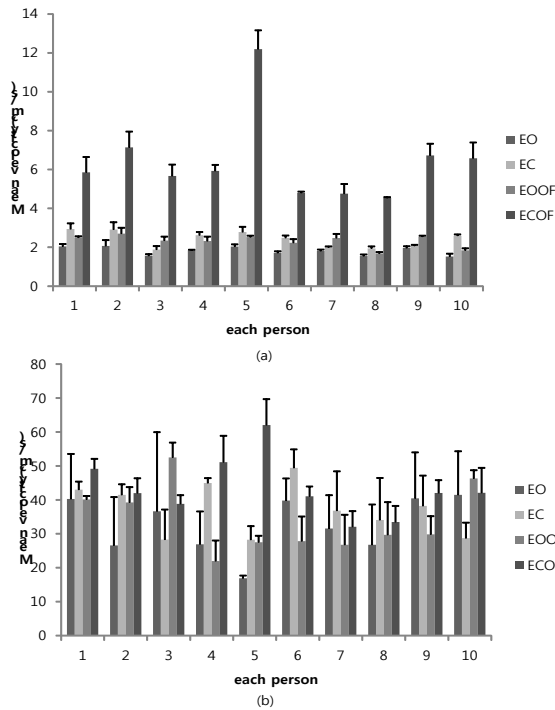


그림 10. 평균이동속도 (a) 압력중심 (b) 질량중심.
Fig. 10. Mean velocity (a) CoP and (b) CoM.

감도가 우수하였다. 그러나 질량중심의 경우 3, 9, 10번 피실험자는 EO와 EC의 구별이 불가하였고, 이 중 3번과 10번의 피실험자는 EEOF와 ECOF의 구별도 불가하였다. 이 결과를 보더라도 질량중심이 압력중심보다 감도가 낮다는 것을 확인할 수 있었다.

4. Convex hull

그림 11은 압력중심과 질량중심의 데이터를 convex hull로 분석한 것이다. 그림 11(a)는 압력중심의 데이터로 7, 9번 피실험자의 경우에는 EO와 EC의 구별이 불가하였지만 EEOF와 ECOF는 중심변화속도와 같이 구별이 가능하였다. 그림 11(b)는 질량중심의 데이터로 2, 7번의 피실험자의 경우에는 여전히 EO와 EC의 구별이 불가하였으나 EEOF와 ECOF는 모두 구별 가능하였다. 압력중심과 질량중심을 이용한 convex hull을 이용한 경우 모든 대상에서 EEOF에 비해 ECOF의 값이 증가하는 일관성을 보였다.

5. Ellipse area

그림 12는 압력중심과 질량중심의 데이터를 ellipse area로 분석한 것이다. 그림 12(a)는 convex hull과 같

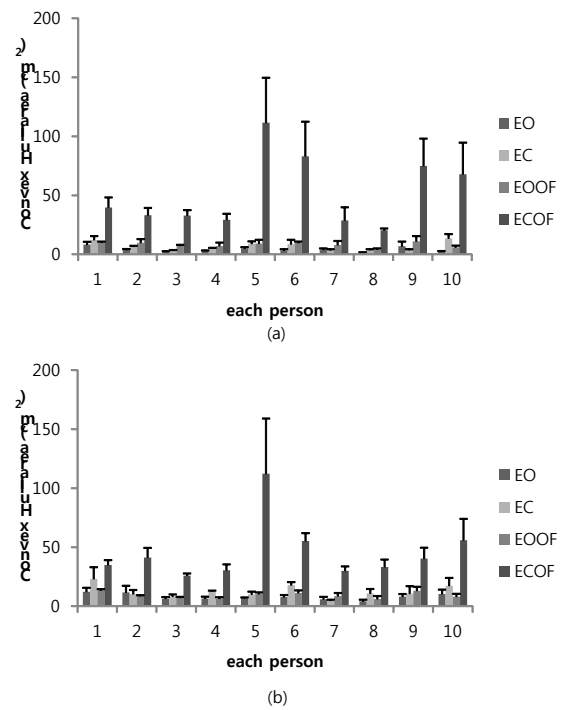


그림 11. Convex hull (a) 압력중심 (b) 질량중심
Fig. 11. Convex hull (a) CoP and (b) CoM.

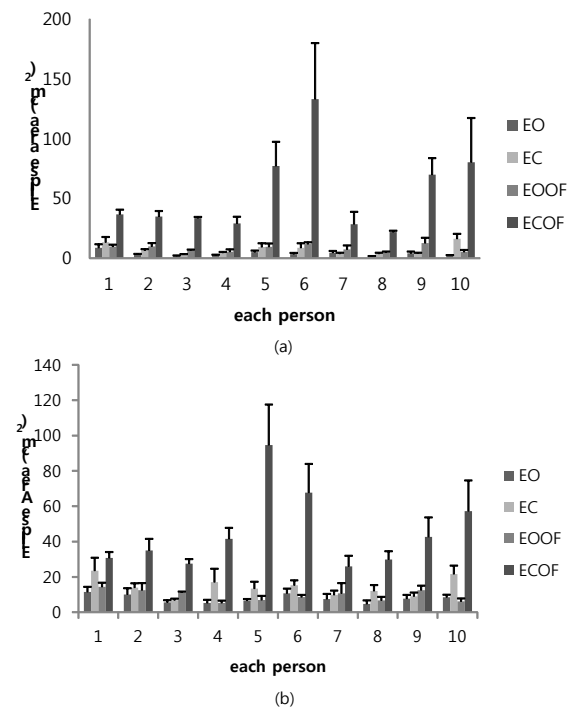


그림 12. Ellipse area (a) 압력중심 (b) 질량중심
Fig. 12. Ellipse area (a) CoP and (b) CoM.

이 압력중심의 경우 7, 9번 피실험자를 제외하고는 모두 EO에 비해 EC의 값이 증가하였고 EEOF와 ECOF

는 모두 경우에 있어 구별이 가능하였다. 그림 12(b)는 질량중심의 결과로 모든 피실험자의 데이터로부터 EO와 EC, 그리고 EEOF와 ECOF를 구별할 수 있었다. 즉, WBB에서 얻은 압력중심과 같이 ellipse area를 분석하면 시각의 혼란이나 지지면의 감각변화에 대하여 모두 구별이 가능하였다.

6. 각 조건에 대한 매개 변수의 평균 비교

모든 피실험자의 매개 변수의 평균값을 4가지 조건별로 표 3에 보였다. 그림 13은 표 3에서 가장 큰 값을 1로 하여 상대적인 크기로 비교한 그림이다. 압력중심을 이용한 결과에서 평균이동속도는 EO과 EC간에는 1%의 차이, EEOF와 ECOF의 경우는 8%의 차이를 보였다. 이에 반해 질량중심에서는 EO와 EC의 차는 10%에 불과하지만 EEOF와 ECOF간에는 20%의 차이가 발생하였고 두 경우 모두 폼을 이용하지 않았을 때 보다 이용할 경우 차이가 커지는 것을 확인할 수 있었다.

반면 convex hull의 결과에서 압력중심의 경우 폼을 이용하지 않을 경우 5%, 이용할 경우 81%의 차이를 보였으며 질량중심 기반의 데이터로 폼을 사용하지 않고

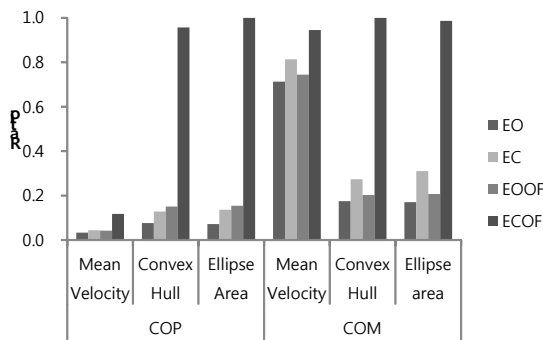


그림 13. 각 조건 별 매개 변수의 비율.
Fig. 13. The ratio of parameters for each experiment condition.

표 3. 각 조건별 분석 인자의 평균값
Table 3. The average values of parameters for each experiment condition.

	Parameter	EO	EC	EEOF	ECOF
CoP	Mean Velocity	1.8	2.4	2.3	6.4
	Convex hull	4.2	7.0	8.2	52.1
	Ellipse area	3.9	7.5	8.4	54.5
CoM	Mean Velocity	32.7	37.3	34.2	43.4
	Convex hull	8.0	12.6	9.3	45.9
	Ellipse area	7.8	14.3	9.5	45.3

* 단위는 각 매개 변수 별 기본 단위

시각의 유무를 확인한 결과에서는 결과에서 10%이지만 폼을 사용한 차이에서는 80%의 차이를 보였다. Ellipse area를 이용한 압력중심기반의 폼을 사용하지 않은 시각의 유무평가에서는 6%, 사용한 경우 85%의 차이를 보였고 질량중심의 경우 폼을 사용하지 않은 시각의 유무를 평가한 실험에서는 14%, 폼을 이용한 경우 78%의 차이를 보였다.

위의 결과를 종합해 보면 원 데이터의 정확성, 정밀성, 그리고 질량중심 추정모델의 오차로 인하여 WRC는 WBB만큼의 정확한 결과를 얻기를 어렵지만, convex hull 혹은 ellipse area를 통하여 흔들림 정보를 활용할 경우 4가지 자극법에 대한 특성 차이의 구별은 가능함을 알 수 있었다.

IV. 결 론

WBB로 얻은 압력중심의 경우 모든 피실험자에 대해서 EO보다 EC의 값이 증가하여 시각의 유무에 따른 흔들림의 거리를 이용해 구별이 가능하였고, EEOF에 비해 ECOF의 값이 증가하여 폼 위에서의 시각유무를 통해 몸의 흔들림의 구별이 가능 하였다. WRC로 얻은 질량중심의 경우에도 convex hull과 ellipse area를 이용했을 경우에는 가속도 데이터와 질량중심의 이동 속도로는 구별이 어려웠던 경우에도 EEOF와 ECOF의 변화는 뚜렷이 구별할 수 있었다.

평균이동속도를 통하여 몸통의 흔들림을 측정할 경우보다 convex hull과 ellipse area의 분석 결과를 이용할 경우 흉부 흔들림의 정도를 정확하게 구분할 수 있었다. 그러므로 가속도 변화와 질량중심을 이용하는 것보다 제안한 convex hull과 ellipse area를 이용하여 밸런스 보드와 유사한 정도의 흉부 흔들림의 감도를 높일 수 있었다.

본 연구 결과를 바탕으로 주변에서 흔히 구할 수 있는 WRC를 이용하여 손쉽게 흉부의 흔들림 정도를 평가할 수 있어 가정에서 스크린 용도나 치료의 예후를 관찰하는데 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

REFERENCES

[1] T. Brandt, Vertigo: its multisensory syndromes: Springer, 2003.
[2] Y.K. Kim, H.S. Lho, W.D. Cho, "Step Count

- Detection Algorithm and Activity Monitoring System Using a Accelerometer,” *Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea*, vol. 48, pp. 127-137, 2011.
- [3] L. Vereeck, S. Truijen, F. L. Wuyts, and P. H. Van de Heyning, “The dizziness handicap inventory and its relationship with functional balance performance,” *Otology & Neurotology*, vol.28, pp. 87-93, 2007.
- [4] G. P. Jacobson and C. W. Newman, “The development of the dizziness handicap inventory,” *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, vol. 116, pp. 424, 1990.
- [5] L. Yardley, E. Masson, C. Verschuur, N. Haacke, and L. Luxon, “Symptoms, anxiety and handicap in dizzy patients: development of the vertigo symptom scale,” *Journal of psychosomatic research*, vol. 36, pp. 731-741, 1992.
- [6] H.S. Myoung, H.K. Lee, K.J. Lee, O.Y. Kwon, “Design of Digital Inclinator for Measuring Postural Balance,” *Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea*, vol. 45, pp. 50-56, 2008.
- [7] <http://www.rehabmeasures.org/>
- [8] Y.S. Oh, W.Y. Park, K.O. An, S.H. Song, “The Research of balance strategy and latency between old and adolescent by Dynamic posturography,” *The Korea Journal of Sports Science*, vol. 17(2), pp. 959-968, 2008.
- [9] G.C. Han and W.H. Jung, “Laboratory Vestibular Function Testing,” *J Korean Med Assoc*, vol. 51, pp. 975-983, 2008.
- [10] SwayStar, Balance International Innovation GmbH, Switzerland
- [11] R. Moe-Nilssen and J. L. Helbostad, “Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing,” *Gait & posture*, vol. 16, pp. 60-68, 2002.
- [12] R. E. Mayagoitia, J. C. Lötters, P. H. Veltink, and H. Hermens, “Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer,” *Gait & posture*, vol. 16, pp. 55-59, 2002.
- [13] C. Seimetz, D. Tan, R. Katayama, and T. Lockhart, “A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometers,” *Biomedical sciences instrumentation*, vol. 48, p. 386, 2012.
- [14] R. A. Clark, A. L. Bryant, Y. Pua, P. McCrory, K. Bennell, and M. Hunt, “Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance,” *Gait & posture*, vol. 31, pp. 307-310, 2010.
- [15] R. Slyper and J. K. Hodgins, “Action capture with accelerometers,” in *Proceedings of the 2008 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*, 2008, pp. 193-199.
- [16] <http://amti.biz>.
- [17] <http://brianpeek.com/page/wiimotelib>
- [18] R. E. Mayagoitia, J. C. Lötters, P. H. Veltink, and H. Hermens, “Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer,” *Gait & posture*, vol. 16, pp. 55-59, 2002.
- [19] V. Chew, “Simultaneous prediction intervals,” *Technometrics*, vol. 10, pp. 323-330, 1968.
- [20] V. P. Panzer, S. Bandinelli, and M. Hallett, “Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 76, pp. 151-157, 1995.

— 저 자 소 개 —



양 주 영(학생회원)
2012년 동국대학교 컴퓨터학전공
(공학사)
2014년 환경대학교 대학원 전기
전자제어전공(공학석사)
2004년~현재 주식회사 피엔에스
기술연구소

<주관심분야: 생체신호 계측 및 분석, 비파괴 검
사, 와전류, 유도전류, 전자기장, 머신비전 등>



유 재 하(평생회원)
1990년 연세대학교 전자공학과
(공학사)
1992년 연세대학교 대학원
전자공학과 (공학 석사)
1996년 연세대학교 대학원
전자공학과 (공학 박사)

1996년~2002년 LG전자 디지털미디어연구소
책임연구원

2002년~현재 환경대학교 전기전자제어공학과
교수

<주관심분야 : 적응신호처리, 잡음제거, 신호처리
응용>



김 동 연(정회원)
1986년 연세대학교 전자공학과
(공학사)
1998년 연세대학교 대학원
전자공학과(공학석사)
1995년 연세대학교 대학원
전자공학과(공학박사)

1998년~1996년 (주) 데이콤 근무
1996년~현재 환경대학교 전기전자제어공학과
교수

<주관심분야: 이동통신, 네트워크 모델링,
Ubiquitous Sensor Network (USN)>



박 준 모(정회원)
1993년 인제대학교 의용공학과
(공학사)
1996년 인제대학교 대학원 의용공
학과(공학석사)
2008년 부산대학교 대학원 의공학
협동과정 (공학박사)

2014년~현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부
조교수

<주관심분야: 생체신호 계측 및 분석, 마취 심도
평가, 필드버스 기반 자동화 시스템 구축>



김 수 찬(평생회원)-교신저자
1994년 인제대학교 의용공학과
(공학사)
1998년 연세대학교 대학원 생체
공학협동과정(공학석사)
2003년 연세대학교 대학원 생체
공학협동과정(공학박사)

2003년~2004년 Rensselaer Polytechnic Institute
(Post Doc.)

2008년 KETI 위촉연구원

2004년~현재 환경대학교 전기전자제어공학과,
부교수

<주관심분야: 생체신호 계측 및 분석, HCI, 전자
기장을 이용한 세포 성장 촉진, 바이오 임피던스
등>