

가속도 주파수분석 방법을 이용한 스마트폰 기반 정적균형평가

황지선¹, 황선홍²

¹호서대학교 일반대학원 물리치료학과, ²호서대학교 생명보건대학 물리치료학과, 호서대학교 기초과학연구소

Smartphone Based Standing Balance Evaluation Using Frequency Domain Analysis of Acceleration

Jisun Hwang¹, BS, PT, Seonhong Hwang², PhD, PT

¹Department of Physical Therapy, Graduate School of Hoseo University

²Department of Physical Therapy and Basic Science Institute, Hoseo University

Abstract

Background: At present time, smartphones have become very popular and powerful devices, and smartphone applications with the good validity have been designed to assess human balance ability.

Objects: The purpose of this study is to evaluate the feasibility of smartphone acceleration in the assessment of postural control ability for six different conditions.

Methods: Twenty healthy college-aged individuals volunteered. Static balance ability was measured twice with one-day interval using smartphone application and 3D motion capture system under the six different conditions.

Results: Dominant frequencies for each test condition did not show significant differences except for two conditions. The intra-rater correlation coefficient between the first and second tests showed high correlations in six conditions ($r > .70$, $p < .05$). Smartphone acceleration and the acceleration calculated from the 3D marker position data showed high correlation coefficient ($r > .80$, $p < .001$).

Conclusion: Acceleration recorded from a smartphone could be useful assessment variables for balance test in the clinical field.

Key Words: Balance assessment; Frequency analysis; Smartphone acceleration.

I. 서론

균형은 평형상태에서 몸을 유지하는 능력으로 수의적 움직임이 기본이며 신체안정성을 마련하고 팔다리를 이용하여 환경과 상호작용이 가능하도록 한다. 수의적으로 움직이기 위한 자세안정과 외부적 변화에 신체가 반응할 수 있는 균형능력은 일상생활을 성공적으로 수행하기 위해서 필수적인 신체기능이다(Ji 등, 2013).

정적균형은 고정된 지지면에 흔들림 없이 서 있는 능력으로 인간의 정적균형은 감각기관을 통하여 신체의

움직임을 감지하고 중추신경계로 전달 및 통합 후 근골격계가 적절하게 반응을 수행 하는 복잡한 과정을 통하여 달성된다. 균형능력에 중요한 3가지 감각으로 시각, 전정기관, 고유수용성 감각이 있다(Jarnlo, 2003). 시각은 일반적으로 시력만을 의미하는 것이 아니고, 대비감도, 눈부심 감도, 암순응, 원근조절, 깊이 감각 등이 모두 포함된다. 깊이 감각 이상이 균형 상실의 주요 원인으로 알려져 있으나, 그 외에 대비감도 등도 균형에 영향을 미치는 것으로 알려져 있다. 전정기관은 머리의 회전 움직임 감각 기관인 반고리관과 직선 가속 감각

Corresponding author: Seonhong Hwang shwang@hoseo.edu

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education(2017R1D1A1B04034104).

기관인 이석 기관으로 이루어져 있으며 균형 유지에 매우 중요한 역할을 하는 기관이다. 고유수용성감각은 몸의 압박감, 움직임, 떨림, 위치감, 근육통증, 평형감 등에 대한 모든 감각정보를 의미하며, 근육, 관절, 인대의 감각 수용체로부터 중추신경계로 전달된다. 하지에 대한 고유수용감각은 기립 시 균형에 있어 가장 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있으며, 족저압의 변화를 인지하는데 있어서 시각 및 전정 감각보다 민감하게 반응하는 것으로 보고되고 있다(Chang, 2013; Han 등, 2016a; Kwon 등, 1996).

균형능력 손상 원인은 노화, 감각이상, 근골격계 질환, 신경계 질환, 심혈관계 질환, 감염, 대사질환, 정신질환 등 매우 다양하다(Salzman, 2010). 비록 건강한 사람이라고 할지라도 신경계나 근골격계에 작은 기능제한으로 균형능력을 상실할 수 있고, 이는 곧장 낙상으로 이어질 수 있는 위험이 크다(Han 등, 2016b). 따라서 낙상의 위험을 줄이거나 예방하기 위해서는 객관적인 균형능력 평가가 매우 중요하다(Jarnlo, 2003). 임상에서는 MTD-balance system, Air-balance system 3D, Biodex balance system 등이 균형평가 방법으로는 많이 사용되고 있다. 그러나 이러한 장비들은 매우 고가이고 별도의 넓은 공간이 필요하며, 전문적인 기술도 요구된다. 이러한 고가의 장비를 이용하지 않더라도 버그균형척도(Berg balance scale; BBS)와 같이 특별한 장비가 필요하지 않은 균형능력 측정 검사방법이 있지만 천장효과와 바닥효과가 있기 때문에 폭넓게 사용되기는 힘들다(Cho 등, 2014; Choi 등, 2013; Lee 등, 2014b).

체위기록법 또는 자세검사로 알려진 Posturography는 균형에 관여하는 감각기관들(시각, 전정, 고유수용성 감각)의 상대적 기여도에 대하여 정량적으로 평가하는 모든 방법들을 지칭하는 일반 용어이다(Monsell 등, 1997; Visser 등, 2008; Yeh 등, 2014). 자세조절에 문제가 있는 환자들의 감각기능 이상을 감별진단하기 위한 다양한 방법들이 제안되어왔는데 그 중 지각조절검사(sensory organization test; SOT)는 임상에서 흔히 사용되는 자세검사법 중의 하나이다. SOT는 지지면에 대한 감각이나 시각 입력을 선택적으로 방해함으로써 피검사자가 나머지 감각을 이용하여 자세조절을 하는 능력을 검사한다(Shumway-Cook 등, 1986). 이후 SOT는 운동조절검사(motor control test; MCT) 기능이 추가된 동적자세검사(computerized dynamic posturography; CDP)로 발전되었다(Cheng 등, 2012) (Figure 1). CDP

는 컴퓨터를 사용하여 균형과 관련된 감각과 운동기능을 동시에 평가할 수 있는 장비로 널리 사용되고 있지만, 가격이 비싸고 덩치가 크며 측정시간과 샘플링율이 낮은 한계가 있다. 때문에 실험실에서는 힘측정판을 이용하여 MCT만을 별도로 평가하기도 하고, 임상현장에서는 균형감각조절임상검사(clinical test of sensory interaction and balance; CTSIB)를 이용하여 균형감각만을 쉽고 간단히 평가하기도 한다(Chaudhry 등, 2011; Khattar 등, 2012; Richardson 등, 1992). SOT와 CTSIB는 균형감각의 이상 유무를 감별진단하기 위하여 6가지 조건(Figure 1B)에서 균형검사를 실시한 후 조건별 결과 값에 대해 간단한 연산(Figure 1C)을 수행하여 얻은 균형수치(equilibrium score; ES)로 각 감각기능의 이상 여부를 판단할 수 있다. CDP에서는 6가지 검사조건에서 대상자의 중력중심(center of gravity; COG)의 각도 변화로 균형수치를 계산하고, 컴퓨터가 필요없는 SOT의 아날로그 버전이라 할 수 있는 CTSIB는 시간이나 흔들림 정도를 수치화한 점수로 균형수치를 계산할 수 있다(Chaudhry 등, 2011).

자세조절에 대한 MCT는 압력중심(center of pressure; COP)레직 분석 방법을 사용하는 것이 일반적이다. 그러나 COP분석법은 발목관절의 운동에만 관련이 있기 때문에 엉덩관절과 무릎관절을 포함한 다관절 자세조절 모델(multijoint postural model)이 체중심(center of mass; COM)을 조절에 미치는 영향을 분석하기에는 한계가 있다(Cruz-Montecinos 등, 2017; Hsu 등, 2007; Sasagawa 등, 2009). 따라서 정적균형검사에 COM의 운동형상학적 변인을 측정, 평가하는 것은 매우 중요하고 유용한 방법이며, 정적균형검사에서 COP분석 방법의 대안으로 널리 이용되어왔다(Cruz-Montecinos 등, 2017; Oba 등, 2015). 체간, 허리부분 피부에 부착한 3축 가속도센서로 부터 측정된 가속도는 전신의 COM 가속도로 추정되며 이 변인은 궁극적으로 정적균형평가에 이용된다. 가속도센서는 작고 가벼우며, 매우 저렴할 뿐만 아니라 사용방법이 상대적으로 쉽기 때문에 임상에서도 자주 사용되어왔다(Chung 등, 2014; Martinez-Mendez 등, 2012; Mayagoitia 등, 2002; Moe-Nilssen 등, 2002). 결론적으로, SOT 평가에서 사용되는 6가지 조건에서 COM 가속도를 변인으로 ES를 계산할 수 있다면 고가의 CDP를 대체하는 간단하고 편리한(SOT, MCT 평가를 동시에 할 수 있는) 균형평가도구가 될 수 있을 것이다.

스마트 폰이 보급되기 전에는 별도의 가속도센서를

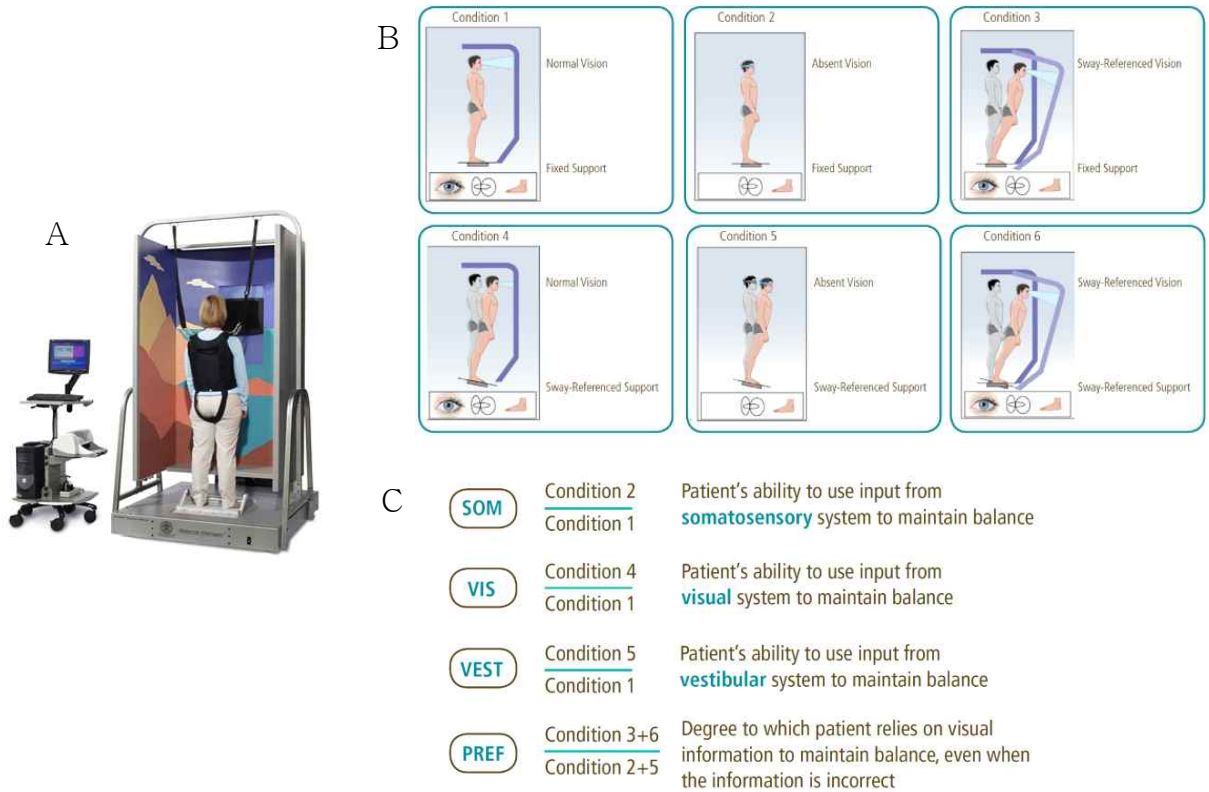


Figure 1. A: CDP system, B: six-test conditions, C: equations to differentiate sensories (CDP: Computerized dynamic posturography).

구입하거나 제작한 후, 신체 부위별로 부착하여 데이터를 수집하고 분석하는 웨어러블 장치에 대한 연구가 많았다. 그러나 대부분의 이러한 웨어러블 장치는 비용문제와 착용의 불편함으로 인해 대중화되지 못하였다. 휴대성 면에서 가장 큰 장점을 지니고 있는 스마트폰의 내장된 가속도센서(accelerometer), 지자계센서(magnetometer), 각속도센서(gyroscope) 등을 이용하여 신체활동평가, 관절범위측정, 보행분석 등과 같은 다양한 기능의 헬스케어 어플리케이션들이 개발되었다. 이러한 모바일 어플리케이션은 쉽고 빠르게 그리고 장소와 시간에 구애받지 않고 신체활동과 건강상태에 대한 정량적 데이터를 측정하게 해준다(Capela 등, 2016; Hambly 등 2012; Howcroft 등, 2015; Nishiguchi 등, 2012; Nishiguchi 등, 2016). 이러한 다양한 헬스케어 또는 재활관련 어플리케이션 중에서도 균형과 관련된 어플리케이션 또는 스마트폰을 이용한 연구가 있기는 하지만 그 수가 매우 적으며 신뢰도나 타당도 검증이 미흡한 실정이다. Cung 등(2014)은 힘판과 스마트폰을 이용하여 자세요동에 관한 연구를 진행하였는데, 두 기구에서 측정된

변인이 일치하지는 않았으나 스마트폰이 비선형 자세요동을 힘판과 유사하게 예측할 수 있었기 때문에 임상이나 가정에서 낙상예방에 사용될 수 있다고 결론지었다. Shah 등(2016)은 눈을 뜨거나 감은 상태에서 양발서기와 한발서기 등 총 8가지 동작을 수행하는 동안 허리, 무릎, 발목에서 측정된 가속도와 치료사가 평가한 동작의 난이도를 비교하였다. 그 결과 스마트폰 가속도의 3축 가속도 합성벡터(resultant vector)로 평가한 난이도 순위와 치료사가 평가한 난이도 순위가 일치하였다. Galán-Mercant 등(2014)는 일어서서 걷기검사(timed-up-and-go test)를 하는 동안 스마트폰 가속도를 측정하였는데, 매우 복잡한 3차원 동작분석 데이터보다 가속도 결과가 일어서서 걷기검사의 운동형상학적 패턴을 평가하는데 충분한 신뢰도, 타당도를 가졌다고 결론지었다. aLee 등(2012)은 진동자극 뇌막을 주는 균형훈련 어플리케이션을 개발하였는데, 앞뒤, 좌우 기울임 훈련을 하는 동안 제공되는 실시간 진동자극이 자세요동을 줄이는데 도움이 되었다고 보고하였다.

이처럼, 스마트폰 가속도 데이터를 이용한 정적균형

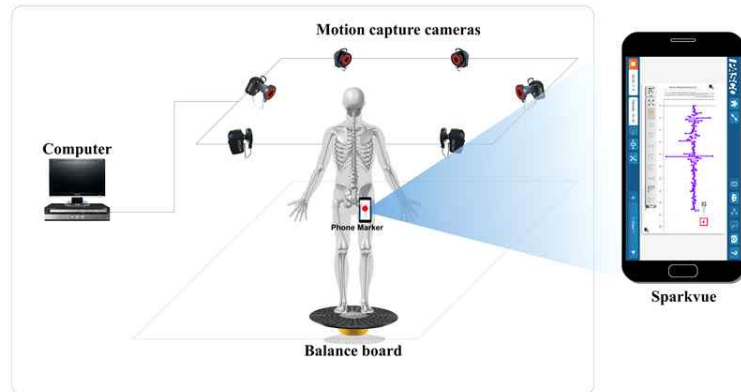


Figure 2. 3D motion capture system with lower body marker placement, phone marker, balance board, and smartphone application 'Sparkvue'.

검사는 임상평가 도구에 비하여 비교적 높은 정확성과 객관성을 가진 검사 방법이 될 수 있을 뿐만 아니라 높은 휴대성과 접근성으로 치료사나 일반인들도 쉽고 편하게 검사를 하고 평가를 받을 수 있을 것으로 기대된다. 그러나 이 방법이 임상적 타당성을 확보하기 위해서는 가속도에서 추출할 수 있는 다양한 변인 또는 평가지표에 대하여 더 많은 연구가 필요하다. 아직 스마트폰에서 측정된 가속도 데이터에 대한 타당도를 검증한 연구는 매우 적으며, COP 연구에서 자주 수행된 전력 스펙트럼 분석(power spectral analysis)과 같은 주파수 영역분석을 가속도 신호를 대상으로 실시한 연구도 거의 없다.

자세요동에 대한 COP 스펙트럼분석에 대한 연구가 비교적 많이 수행되어 왔는데, 정적균형을 유지하는 동안 COP의 주파수는 저, 중, 고주파수 대역으로 분류할 수 있고(Bizid 등, 2009; Golomer 등, 1997; Golomer 등, 1999; Golomer 등, 2000; Nagy 등, 2004; Singh 등, 2011), 저주파 대역은 시각이 영향이 큰 자세균형 전략, 중주파 대역은 전정감각과 체성감각 영향이 큰 자세균형 전략, 고주파 대역은 고유수용성감각 영향이 큰 자세균형 전략을 사용한다고 알려졌다(Dichgans 등, 1976; Nagy 등, 2004; Njiokiktjien 등, 1978). 또한, 시각 결여시 저주파로의 주파수감소, 종아리 세갈래근육의 피로도 증가시 고주파 대역으로 주파수 증가 현상을 보였는데, 이 결과 또한 저주파는 시각에 의한 균형조절, 고주파는 고유수용성감각에 의한 균형조절과 관련있음을 보여준다(Bizid 등, 2009; Nagy 등, 2004). 이 밖에도 노인군일수록 내외측 COP 신호의 주파수가 저주파 대역으로 이동함을 보인 결과도 있었다(McClenaghan 등 1996).

본 연구는 SOT와 MCT를 모두 평가할 수 있고, 기존에 시도되지 않은 가속도 주파수 영역 변인을 이용한 정적균형검사 모바일 어플리케이션 개발을 위한 사전연구로써, 스마트폰에서 측정된 가속도 값의 타당도를 검증하고, 6가지 검사조건에서 측정자내 신뢰도를 검증하고자 하였다. 또한 가속도의 주파수 영역 변인이 6가지 검사조건을 감별할 수 있는지 조사하였다. 그에 따른 가설은 다음과 같다. 1) 스마트폰 가속도 측정값은 3차원 동작분석 장치로 측정된 가속도 값과 높은 상관관계를 보일 것이며, 2) 6가지 정적균형검사 조건에서 측정된 가속도 신호는 높은 측정자내 신뢰도를 보일 것이다. 또한 3) 가속도의 중심 주파수는 6가지 검사 조건별로 유의하게 다른 결과를 보일 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구를 위하여 건강한 20대 성인 남녀 20명이 참여하였으며(11 females, 22±2 yr, 162.3±4.2 cm, 52.1±7.1 kg; 9 males, 22±3 yr, 174.5±3.84 cm, 76.1±6.5 kg), 정형외과적 수술, 골절 경험이 없는 자, 백내장 또는 녹내장 등의 시각적인 어떠한 문제도 가지지 않은 자, 어지럼증과 두통이 없는 자로 선정기준을 정하였다. 제외기준은 청력에 문제가 있는 자, 어지럼증과 두통이 있는 자, 한발서기가 불가능한 자로 정하였다. 지원자들 중에서 실험에 대한 설명을 듣고 자발적 참여 동의서에 서명한 자들만 대상으로 선정되었으며, 본 연구의 실험절차는 호서대학교 연구윤리심의위원회의 사전 승인을 받았다(approval number: 1041231-160921-HR-046-02).

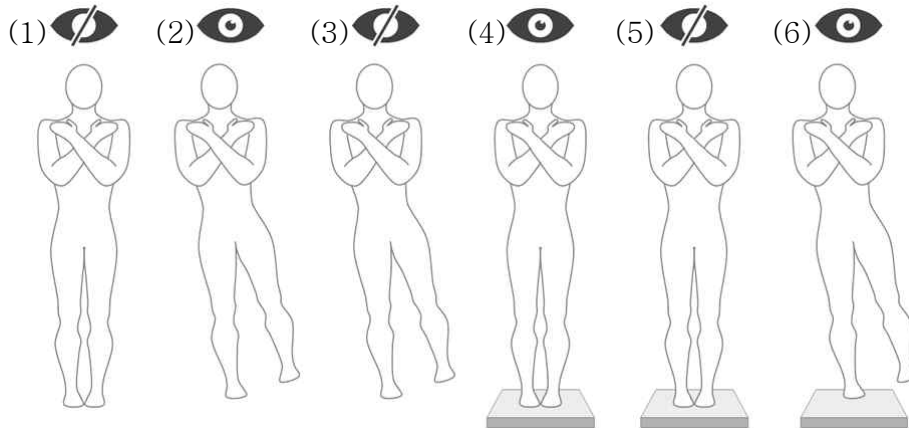


Figure 3. Six different balance test conditions.(1) FCT, (2) FOO, (3) FCO, (4) BOT, (5) BCT, (6) BOO (FCT: floor closed-eye two-leg, FOO: floor opened-eye one-leg, FCO: floor closed-eye one-leg, BOT: balance-pad opened-eye two-leg, BCT: balance-pad closed-eye two-leg, BOO: balance-pad opened-eye one-leg).

2. 실험장비 및 도구

본 연구를 위하여 스마트폰 가속도 센서 어플리케이션(Sparkvue, PASCO scientific Co. Ltd, CA, USA)과 균형패드, 초시계를 이용하였다. 스마트폰 가속도 신호의 정확도를 조사하기 위하여 6대의 적외선 카메라(Kestrel digital, MotionAnalysis Co. Ltd, USA)와 동작분석 소프트웨어(Cortex, MotionAnalysis, Co. Ltd, USA)로 구성된 3차원 동작분석 장치도 사용하였다(Cortex, MotionAnalysis, Co. Ltd, USA). 스마트폰 가속도 신호의 샘플링율은 40 Hz, 3차원 동작분석 장치는 120 Hz의 샘플링율로 각각 데이터를 측정하였고, 사후신호처리를 통하여 두 신호의 주파수를 40 Hz로 동일하게 맞추었다.

본 연구에서 3차원 동작분석 장치는 뒷주머니위에 부착한 마커의 위치 좌표를 주요 변인으로 비교, 분석할 목적으로 Figure 2와 같이 부착하였다.

3. 실험방법

균형평가 중 가속도를 측정하기 위하여 스마트폰 어플리케이션을 실행한 상태에서 대상자의 우세발 바지 뒷주머니에 스마트폰을 넣었다. 스마트폰과 3차원 동작분석 장치의 동기화를 위하여 균형 검사 전, 후에 대상자는 빠르게 앉았다 일어나는 동작을 취하게 하였으며, 두 장치의 가속도 신호로부터 시작과 종료 시점을 정의할 수 있도록 하였다. 균형 검사는 다음과 같이 6가지 서로 다른 조건에서 실시하였는데, 동일한 검사를 3회 실시하였다. (1)눈감고 양발로 서있기(floor closed-eye two-leg; FCT), (2)눈뜨고 한발로 서있기(floor opened-eye one-leg; FOO), (3)눈감고 한발로 서있기

(floor closed-eye one-leg; FCO), (4)눈뜨고 양발로 균형패드 위에 서있기(balance-pad opened-eye two-leg; BOT), (5)눈감고 양발로 균형패드 위에 서있기(balance-pad closed-eye two-leg; BCT), (6)눈뜨고 한발로 균형패드 위에 서있기(balance-pad opened-eye one-leg; BOO) (Figure 3). 각 조건별로 스마트폰 및 마커 데이터 측정은 1분 동안 실시하였고, (2)FOO, (3)FCO, (6)BOO와 같이 어려운 조건에서는 1분 검사 시간이 종료되기 전이라도 대상자의 발이 땅에 닿거나 균형패드 위에 올려놓은 발판이 땅에 닿을 경우 즉시 검사를 종료하였다.

4. 분석 방법

스마트폰 가속도 신호와 동작분석 장치 마커 데이터는 모두 5 Hz 차단주파수의 Butterworth 저역통과필터(2차)를 사용하여 고주파 성분의 잡음을 제거하였다. 6가지 균형평가 조건에서 스마트폰 어플리케이션으로 측정된 3축 가속도 데이터는 합성 가속도 벡터(signal vector magnitude; SVM)로 계산한 후 분석에 사용하였으며 (식 1)과 같다(Karantonis 등, 2006).

$$A_r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (\text{식 1})$$

A_r 은 합성 가속도 벡터, x 는 x 축(전후방향), y 는 y 축(좌우방향), z 는 z 축(수직방향)의 가속도 신호를 의미한다. 균형 평가를 위한 가속도 측정값의 신뢰도 검증 위하여 동일한 대상자에 대해 1일차, 2일차 측정 데이터의 측정자내 상관계수[intraclass correlation coefficient; ICC(2,1)]를 계산하였고, 타당도 검증은 스마

Table 1. Reliability of balance abilities measure using a smartphone's acceleration with six different conditions (N=20)

Conditions	1st test	2nd test	ICC ^a	95% CI ^b	p
(1) FCT ^c	13.36±.04 ^d	13.54±.21	.80	.37~.50	.04*
(2) FOO ^e	13.42±.06	13.38±.07	.93	.74~.99	<.001*
(3) FCO ^f	13.36±.05	13.19±.07	.85	.46~.96	.001*
(4) BOT ^g	13.37±.31	13.41±.54	.86	.40~.67	.04*
(5) BCT ^h	13.40±.24	13.37±.36	.79	.57~.89	.03*
(6) BOO ⁱ	13.31±.04	13.34±.46	.71	.45~.92	.01*

^aintraclass correlation coefficient, ^bconfidence interval, ^cfloor closed-eye two-leg, ^dmean±standard deviation, ^efloor opened-eye one-leg, ^ffloor closed-eye one-leg, ^gbalance-pad opened-eye two-leg, ^hbalance-pad closed-eye two-leg, ⁱbalance-pad opened-eye one-leg, *p<.05.

트폰 가속도 측정값과 주머니위에 부착한 마커의 위치 데이터를 시간에 대하여 2번 미분하여 얻은 가속도 값 사이의 상관관계분석을 실시하였다(피어슨 상관계수 ρ , $\alpha=.05$).

가속도 신호의 주파수 분석을 위하여 고속푸리에변환(fast Fourier transformation) 알고리즘을 사용한 전력 스펙트럼(power spectrum)을 구하였고, 가장 큰 전력을 갖는 주파수 대역을 중심 주파수(dominant frequency)로 선택하였다(Shiavi, 1999). 6가지 균형검사 조건에서 각각 3회씩 측정된 중심 주파수는 20명 평균 값에 대해 조건별 비교를 실시하였다. 이를 위하여 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)과 사후검정으로 짝지은 t-검정과 Bonferroni correction을 사용하였다($\alpha=.003$).

마커 위치좌표와 스마트폰 가속도 신호의 원 데이터 들은 필터, 리샘플링(resampling), 주파수 분석 등과 같은 기본적인 신호처리와 미분과 같은 수학적 연산을 실시하였는데, 이를 위하여 매트랩 R2016a(MATLAB, Mathworks Inc., Natick, MA, USA)을 사용하였다. 스마트폰 가속도 신호와 마커 데이터 사이의 신뢰도와 타당도 분석과 6가지 균형검사 조건별 평균 중심 주파수 비교와 같은 통계분석을 위해서 SPSS ver. 20(IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 사용하였다.

III. 결과

1. 측정자내 신뢰도

1일차와 2일차에 측정한 평균 SVM 값은 6가지 균형검사 조건에서 모두 높은 상관관계를 보였다($r>.70$,

$p<.05$)(Table 1).

2. 동시 타당도

6가지 검사조건에서 스마트폰 가속도 신호는 마커를 미분하여 얻은 가속도 데이터와 유의한($p<.001$) 높은 상관관계를 보였다($r>.80$)(Table 2).

3. 가속도 신호의 중심 주파수

6가지 조건에서 측정된 가속도 신호에 대하여 중심 주파수를 비교한 결과 FOO-FCT와 FCT-FCO 사이에서만 유의한 차이를 보였으며 나머지 조건에서 측정된 가속도 신호들은 조건별 비교에서 유의한 차이를 보이지 않았다(Figure 4 & Table 3). 또한, 각 검사 조건에서 측정된 가속도 신호의 시간영역 값과 주파수 영역에서 전력 스펙트럼 밀도(power spectrum density)를 나타내었다(Figure 5, 6).

Table 2. Pearson's correlation coefficients of concurrent validity (N=20)

Conditions	Correlation(ρ)	P value($\alpha=.05$)
(1) FCT ^a	.99	<.001*
(2) FOO ^b	.86	<.001*
(3) FCO ^c	.88	<.001*
(4) BOT ^d	.92	<.001*
(5) BCT ^e	.81	<.001*
(6) BOO ^f	.81	<.001*

^afloor closed-eye two-leg, ^bfloor opened-eye one-leg, ^cfloor closed-eye one-leg, ^dbalance-pad opened-eye two-leg, ^ebalance-pad closed-eye two-leg, ^fbalance-pad opened-eye one-leg, *p<.05.

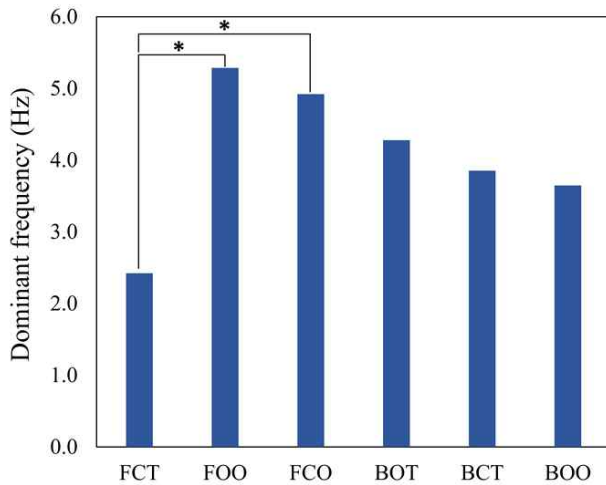


Figure 4. One-way ANOVA and mean comparison with Bonferroni corrections. *indicates statistical significance.

IV. 고찰

본 연구는 스마트폰 어플리케이션을 이용하여 측정 한 가속도 신호가 균형평가에 유용하게 사용될 수 있을 지 확인하기 위해 실시한 초기연구로써, 스마트폰 가속도 신호는 높은 신뢰도와 타당도를 보였기 때문에 균형평가에 사용할만한 변인으로 결론지었다. 신호(또는 변인) 자체에 대한 신뢰도 타당도 조사 이외에 본 연구에서는 6가지 균형검사 조건에서 중심 주파수 분석을 실시하였다. 서론에서 밝힌 바와 같이 6가지 균형검사 조건은 각 감각기관별로 감별진단이 가능하게 한다. 또한 이론상 중심 주파수는 가속도 변화가 얼마나 많았는지 자세 요동에 대한 정보를 제공할 것이라고 예상하였다. 균형검사 조건별 중심 주파수 분석 결과를 요약하자면, 딱딱한 바닥에서는 시각차단 유무와 한 발/양 발 서기에 따른 난위도 구분을 확실히 해 줄 수 있는 변인으로 조사되었다. FCT<FCO<FOO 순서로 중심 주파수의 크기가 통계적으로 유의하게 증가하였는데, 시각 차단 보다는 한 발 서기가 더 큰 자세 요동을 보였다고 할 수 있다. 그러나 바닥이 불안정할 때는 시각, 모든 조건

들에서 중심 주파수가 유의한 차이를 보이지 않았는데, 이는 시각 차단이나 한 발 서기 보다는 전정기관의 불안정이 가장 큰 자세 요동의 요인으로 작용하여 중심 주파수가 감별진단에 유용하지 않게 된 것으로 보인다.

기존의 압력중심 궤적의 주파수 분석을 통한 자세요동 분석 연구들에서는 자세 조절에 시각 의존도가 낮고 전정기관 또는 고유수용성 감각 의존도가 높을수록, 그리고 근골격 기능 저하로 인한 균형능력 상실 또는 저하는 고주파수 대역으로 이동한다 하였는데(Bizid 등, 2009; Dichgans 등, 1976; McClenaghan 등 1996; Nagy 등, 2004; Njikiktijen 등, 1978) 본 연구 결과에서 FCT와 BCT 조건에서 중심 주파수 결과를 볼 때 가속도 또한 고유수용성 감각 의존도가 높을 때 높은 중심 주파수 대역을 보였음을 알 수 있다. 이론적으로 COP는 COM에 작용하는 중력중심(COG)의 2차원 위치와 일치하기 때문에 COP의 주파수 특성과 체중심 가속도의 주파수 특성은 유사할 것으로 예상된다.

스마트폰 내장 가속도 센서가 아닌 특별히 고안된 착용형 가속도 센서를 이용한 균형 평가는 오래 전부터 여러 연구들이 실시되어 왔다. Hubble 등(2015)은 1994년부터 2014년까지 파킨슨 환자를 대상으로 착용형 센서를 이용한 기립 균형(standing balance)과 보행 안정성(walking stability)을 측정 한 연구들에 대하여 체계적 고찰을 실시하였다. 그에 따르면, 조사 대상 연구들 중 67%가 삼축 가속도센서를 사용하였고, 85%가 센서를 요천추 부위에 센서를 부착하고 측정하였다. 또한 정적 기립 균형 평가를 위한 센서의 샘플링율은 50~128 Hz 였으며, 가속도 결과에서 추출된 균형 평가를 위한 변인들은 흔들림 속도(sway velocity) 23%, RMS 가속도 19%, 경련(jerk) 19%로 조사되었다. 최근에는 균형 평가를 위한 가속도 센서를 별도로 제작하거나 고안하지 않고, 스마트폰에 내장된 가속도 센서를 이용한 정적균형능력 평가에 관한 연구가 많이 진행되고 있다. 스마트폰 가속도로 균형능력측정의 신뢰도를 조사한 최근 한 연구에서도 스마트폰 가속도 측정치가 눈을 뜨고 반복측정 하거나 눈을 감고 반복 측정하여도 높은 반복

Table 3. Mean domain frequency for each test conditions

Conditions(Hz)	FCT ^a	FOO ^b	FCO ^c	BOT ^d	BCT ^e	BOO ^f
Mean dominant frequency(SD ^g)	2.42(3.02)	5.29(3.22)	4.92(2.30)	4.28(1.46)	3.85(1.75)	3.65(2.18)

^afloor closed-eye two-leg, ^bfloor opened-eye one-leg, ^cfloor closed-eye one-leg, ^dbalance-pad opened-eye two-leg,

^ebalance-pad closed-eye two-leg, ^fbalance-pad opened-eye one-leg, ^gstandard deviation.

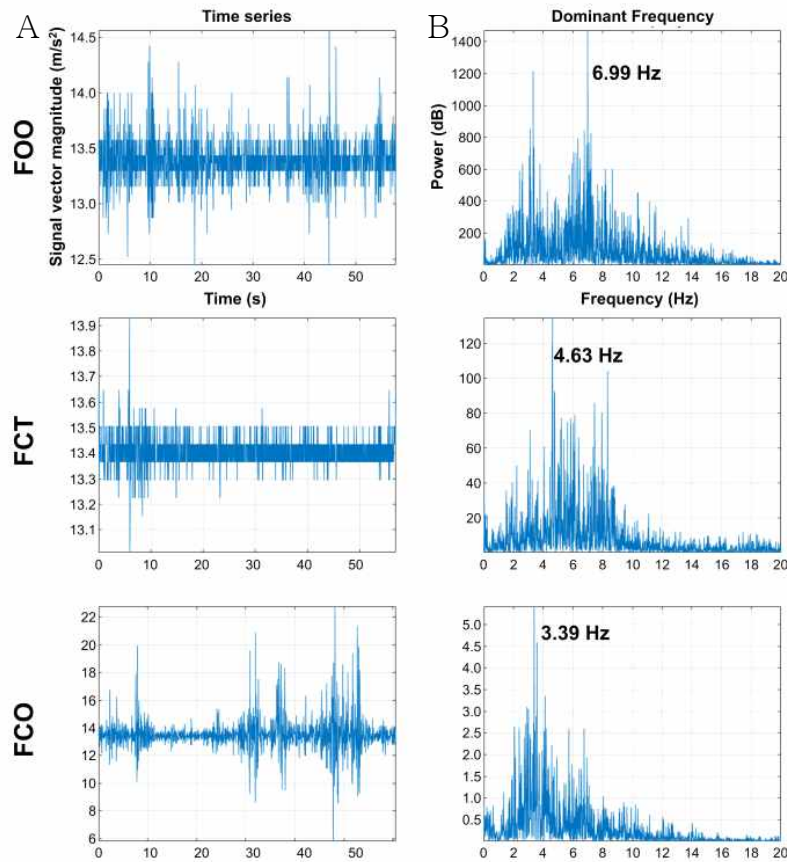


Figure 5. A: Time series acceleration signal, B: frequency domain power spectral density from conditions of floor standing (FOO: floor with eye-opened and one-leg standing, FCT: floor with eye-closed and two-leg standing, FCO: floor with eye-closed and one-leg standing).

측정 신뢰도를(내적 상관관계) 보였다고 하였다(Han 등, 2016). 또한 Shah 등(2016)은 스마트폰 가속도로 정적균형을 정량화하고 이 변인으로 다양한 운동방법에 따른 균형능력의 차이를 구별할 수 있었다고 보고하였다(Shah 등, 2016). 이처럼 여러 선행연구들에서 체중심 가속도는 압력중심을 대체할만한 비선형 자세요동에 대한 평가 변인으로 여겨지고 있을 뿐만 아니라, 주요 임상평가 도구들과도 높은 연관성을 가진 것으로 보고되었다(Cung 등, 2014; Galán-Mercant 등, 2014; Shah 등, 2016).

본 연구에서는 합성 가속도 값을 이용하여 주파수분석과 상관관계분석 등에 사용하였는데, 가속도 합성벡터가 조건마다 유의한 차이를 보이지 않은 결과들도 있었다. 정적균형검사의 6가지 조건에서 대부분 수직방향보다는 좌우 또는 전후 방향으로의 이동이 많다는 선행연구도 있으므로 합성벡터 외에도 각 방향에서의 가속도

벡터를 구분하여 분석할 필요도 있다. 또한, 대상자들은 정상 성인임에도 불구하고 균형 보드에서 균형 잡기를 어려워하며 균형보드에서 내려오거나 발이 땅에 닿는 등 상대적으로 낮은 균형능력을 보였으며, 1일차, 2일차 반복 실험에서도 몇몇 대상자들은 균형보드 검사를 매우 어려워하였다. 이는 정상군 대상자라고 할지라도 균형능력의 개인차가 존재하는 것으로 보이며, 이에 대한 연구는 별도로 진행되어야 할 것으로 생각된다.

본 연구에서 사용된 스마트폰 어플리케이션은 가속도 신호의 샘플링율을 조절할 수 있는 장점이 있어 최대 1 kHz까지 측정이 가능하였다. 그러나 본 연구에서는 데이터 용량문제 등으로 40 Hz의 샘플링율을 선택하였다. 스마트폰은 3차원 동작분석 장치와 기계적 동기화가 되어 있지 않았기 때문에 매 측정시마다 측정의 시작과 끝에 피험자로 하여금 무릎을 굽혔다 펴는 동작을 빠르게 하도록 지시하였다. 이 때 측정된 높은 값의

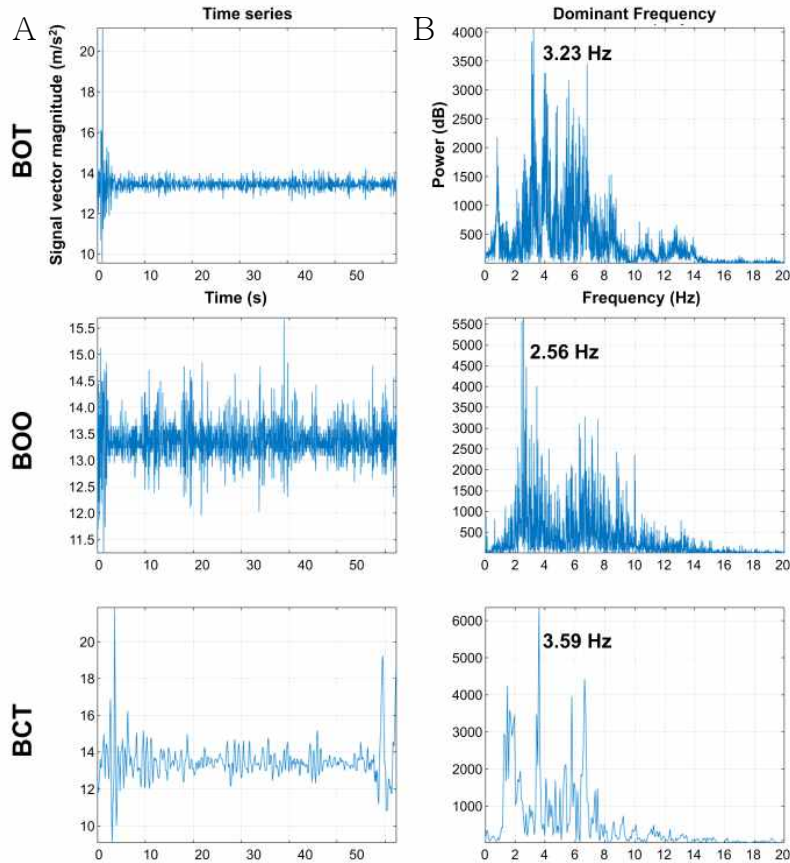


Figure 6. A: Time series acceleration signal, B: frequency domain power spectral density from conditions of balance-board standing (BOT: balance-board with eye-opened and two-leg standing, BOO: balance-board with eye-opened and one-leg standing, BCT: balance-board with eye-closed and two-leg standing).

가속도 수치와 마커 데이터 간에 수동적인 동기화를 위한 대안이었으나 데이터 분석에도 많은 어려움이 있었고, 대상자가 매번 번거로운 동작을 취해야 하였기 때문에 결과에도 영향을 미쳤을 것으로 보인다. 또한 COM의 가속도 측정을 위해서는 양쪽 후상장골극 사이 허리부분에 가속도 센서를 부착하는 것이 일반적이지만, 스마트폰을 이 부분에 부착하기 위해서는 별도의 벨트가 사용되어야 한다. 본 연구에서는 스마트폰을 이용한 최대한 간단한 측정방법을 제안하기 위하여 별도의 벨트를 사용하는 방법 대신 COM 위치와 최대한 가까우면서도 착용이 쉬운 우측(우세측) 뒷주머니에 스마트폰을 넣는 방법을 택하였다.

본 연구는 임상에서 흔히 사용되는 임상평가 도구 (Berg balance scale; BBS 또는 CTSIB)와의 상관관계 조사는 실시하지 못한 한계점이 있다. 균형평가에 널리 사용되는 압력중심 궤적 데이터 등은 sway area, sta-

bility index 등과 다양한 변인들을 제공하지만 가속도 신호 자체에서 여러 변인들을 추출하기에는 매우 제한적이었다. 따라서 가속도 주파수 분석이 균형평가 지표로 사용되기 위해서는 관절움직임 또는 임상평가결과와의 비교와 같은 연구가 더 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

스마트폰 어플리케이션을 이용하여 측정된 가속도 신호 및 가속도 중심 주파수는 정적균형 평가에 있어 높은 측정자내 신뢰도와 동시타당도를 보여 균형 평가에 유용하게 이용될 수 있을 것으로 생각된다. 추후 연구에서는 기타 가속도 변인들을 통합하여 평가지표를 정립하고 기존의 임상평가도구와 상관관계 연구를 진행하면 임상적 타당성을 확보할 수 있을 것으로 기대된다.

References

- Bizid R, Jully JL, Gonzalez G, et al. Effects of fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation on postural control. *J Sci Med Sport*. 2009; 12(1):60-66. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.10.006>
- Capela NA, Lemaire ED, Baddour N, et al. Evaluation of a smartphone human activity recognition application with able-bodied and stroke participants. *J Neuroeng Rehabil*. 2016;20:13:5. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0114-0>
- Chang WH. Common Disorders Causing Balance Problems. *Brain Neurorehabil*. 2013;6(2):54-57.
- Cheng YY, Chen PY, Hsieh WL, et al. Correlation of the composite equilibrium score of computerized dynamic posturography and clinical balance tests. *J Clin Gerontol Geriatr*. 2012;3(2):77-81.
- Cho HS, Cha HG. Effects of trunk pattern exercise in proprioceptive neuromuscular facilitation integrated transcranial direct current stimulation on function of lower extremity in stroke patients. *J Korea Acad Industr Coop Soc*. 2014; 15(11):6767-6773.
- Choi HJ, Lee DY, Kim YH. The effect of balance and function in children with spastic cerebral palsy using motor learning training with treadmill. *J Korea Acad Industr Coop Soc*. 2013; 14(2):804-810.
- Chaudhry H, Bukiet B, Ji Z, et al. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods-A brief review. *J Bodyw Mov Ther*. 2011;15(1):82-91. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.03.003>
- Chung CC, Soangra R, Lockhart TE. Recurrence quantitative analysis of postural sway using force plate and smartphone. *Proc Hum Factors Ergon Soc Annu Meet*. 2014;58(1):1271-1275.
- Cruz-Montecinos C, De la Fuente C, Rivera-Lillo G, et al. Sensory strategies of postural sway during quiet stance in patients with haemophilic arthropathy. *Haemophilia*. 2017;23(5):e419-e426. <https://doi.org/10.1111/hae.13297>
- Dichgans J, Mauritz KH, Allum JH, et al. Postural sway in normals and atactic patients: analysis of the stabilising and destabilizing effects of vision. *Agressologie*. 1976;17(C Spec No):15-24.
- Galán-Mercant A, Barón-López FJ, Labajos-Manzanares MT, et al. Reliability and criterion-related validity with a smartphone used in timed-up-and-go test. *Biomed Eng Online*. 2014; 13:156. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-156>
- Golomer E, Cremieux J, Dupui P, et al. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci Lett*.
- Golomer E, Dupui P. Spectral analysis of adult dancers' sways: Sex and interaction vision-proprioception. *Int J Neurosci*. 2000;105(1-4): 15-26.
- Golomer E, Dupui P, Monod H. Sex-linked differences in equilibrium reactions among adolescents performing complex sensorimotor tasks. *J Physiol Paris*. 1997;91(2):49-55.
- Hambly K, Sibley R, Ockendon M. Agreement between a novel smartphone application and a long arm goniometer for assessment of knee flexion. *Int. J Physiother Rehab*. 2012;2:1-14.
- Han S, Lee D, Lee S. A study on the reliability of measuring dynamic balance ability using a smartphone. *J Phys Ther Sci*. 2016;28(a): 2515-2518.
- Han SK, Lee IH, Park NR. Reliability of static balance abilities measure using a smartphone's acceleration sensor. *J Korea Acad Industr Coop Soc*. 2016;17(6):233-238.
- Howcroft J, Lemaire ED, Kofman J, et al. Understanding dynamic stability from pelvis accelerometer data and the relationship to balance and mobility in transtibial amputees. *Gait Posture*. 2015;41(3):808-812. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.001>
- Hsu WL, Scholz JP, Schöner G, et al. Control and estimation of posture during quiet stance de-

- pend on multijoint coordination. *J Neurophysiol.* 2007;97(4):3024-3035. <https://doi.org/10.1152/jn.01142.2006>
- Hubble RP, Naughton GA, Silburn PA, et al. Wearable sensor use for assessing standing balance and walking stability in people with Parkinson's disease: A systematic review. *PLoS One.* 2015;10(4):e0123705. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0123705>
- Jarnlo GB. Functional balance tests related to falls among elderly people living in the community. *Eur J Geriatr.* 2003;5:7-14.
- Ji SG, Cha HG, Lee DG. The effects of trunk pattern training in proprioceptive neuromuscular facilitation on muscle activity of lower extremity and static balance in stroke patients. *J Korea Acad Industr Coop Soc.* 2013;14(11):5730-5736. <https://doi.org/10.5762/KAIS.2013.14.11.5730>
- Karantonis DM, Narayanan MR, Mathie M, et al. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2006;10(1):156-167. <https://doi.org/10.1109/TITB.2005.856864>
- Khattar VS, Hathiram BT. The clinical test for the sensory interaction of balance. *Otolaryngol Clin: Int J.* 2012;4(1):41-45. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10003-1086>
- Kwon OY, Choi HS. Evaluation of the balance ability for 20 to 29 years old on the unstable platform. *Phys Ther Kor.* 1996;3(3):1-11.
- Lee BC, Kim J, Chen S, et al. Cell phone based balance trainer. *J Neuroeng Rehabil.* 2012;9:10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-10>
- Lee CW, Kim SG, Na SS. The effects of hippo-therapy and a horse riding simulator on the balance of children with cerebral palsy. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(3):423-425. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.423>
- Martinez-Mendez R, Sekine M, Tamura T. Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: Comparing elderly and young healthy adults. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012; 15(a):899-910. <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.565753>
- Mayagoitia RE, Lötters JC, Veltink PH, et al. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait Posture.* 2002;16(1):55-59.
- McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, et al. Spectral characteristics of aging postural control. *Gait Posture.* 1996;4(2):112-121.
- Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture.* 2002;16(1):60-68.
- Monsell EM, Furman JM, Herdman SJ, et al. Computerized dynamic platform posturography. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1997;117(4): 394-398.
- Nagy E, Toth K, Janositz G, et al. Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *Eur J Appl Physiol.* 2004;92(4-5):407-413.
- Nishiguchi S, Ito H, Yamada M, et al. Self-assessment of rheumatoid arthritis disease activity using a smartphone application. Development and 3-month feasibility study. *Methods Inf Med.* 2016; 55(1):65-9. <https://doi.org/10.3414/ME14-01-0106>
- Nishiguchi S, Yamada M, Nagai K, et al. Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone. *Telemed. J. E. Health.* 2012;18(4): 292-296.
- Njikiktjen C, De Rijke W, Dieker-Van Ophem A, et al. A possible contribution of stabilography to the differential diagnosis of cerebellar processes. *Agressologie.* 1978;19(B):87-88.
- Oba N, Sasagawa S, Yamamoto A, et al. Difference in postural control during quiet standing between young children and adults: Assessment with center of mass acceleration. *PLoS One.* 2015; 10(10):e0140235. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140235>
- Richardson PK, Atwater SW, Crowe TK, et al. Performance of preschoolers on the pediatric clinical test of sensory Interaction for balance. *Am J Occup Ther.* 1992;46(9):793-800.

- Sasagawa S, Ushiyama J, Kouzaki M, et al. Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neurosci Lett*. 2009;450(1):27-31. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.11.027>
- Salzman, B. Gait and balance disorders in older adults. *Am Fam Physician*. 2010;82(1):61-68.
- Shah N, Aleong R, So I. Novel use of a smartphone to measure standing balance, *JMIR Rehabil Assist Technol*. 2016;3(1):e4. <https://doi.org/10.2196/rehab.4511>
- Shiavi R. Introduction to applied statistical signal analysis. London: Academic Press; 1999.
- Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Phys Ther*. 1986; 66(10):1548-50. <https://doi.org/10.1093/ptj/66.10.1548>
- Singh NB, Taylor WR, Madigan ML, et al. The spectral content of postural sway during quiet stance: Influences of age, vision and somatosensory inputs. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;22(1): 131-136. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.10.007>
- Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H, et al. The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol*. 2008;119(11):2424-2436. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.07.220>
- Yeh JR, Hsu LC, Lin C, et al. Nonlinear analysis of sensory organization test for subjects with unilateral vestibular dysfunction. *PLoS One*. 2014; 9(3):e91230. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0091230>

This article was received April 6, 2018, was reviewed April 6, 2018, and was accepted June 18, 2018.