

## VR을 이용한 균형능력 측정장비의 성능평가

윤상철<sup>1</sup> · 안호원<sup>1</sup> · 안택원<sup>2</sup> · 최해성<sup>3</sup> · 이병권<sup>4</sup> · 서동권<sup>4</sup> · 이규환<sup>5</sup> · 정상우<sup>6</sup> · 이재훈<sup>7\*</sup>

<sup>1</sup>대전대학교 산학협력단 교수, <sup>2</sup>대전대학교 한의과대학 사상체질과 교수, <sup>3</sup>건양대학교 대학원 보건학과 학생,  
<sup>4</sup>건양대학교 물리치료학과 교수, <sup>5</sup>건양대학교 재난안전소방학과 교수, <sup>6</sup>김천대학교 스포츠재활학과 교수,  
<sup>7\*</sup>성결대학교 파이테이아학부 교수

### Performance Evaluation of Balance Ability Equipment Using VR

Yoon Sangcheol, PT<sup>1</sup> · An Howon, PT<sup>1</sup> · Ahn Taekwon, PT<sup>2</sup> · Choi Haesung, PT<sup>3</sup> ·  
Lee Byoungkwon, Ph.D<sup>4</sup> · Seo Dongkwon, Ph.D<sup>4</sup> · Lee Kyuhwan, Ph.D<sup>5</sup>

Jung Sangwoo, Ph.D<sup>6</sup> · Yi Jaehoon, PT, Ph.D<sup>7\*</sup>

<sup>1</sup>Industrial-University Cooperation Foundation, Daejeon University, Professor

<sup>2</sup>Dept. of Sasang Constitutional Medicine, College of Korean Medicine, Daejeon University, Professor

<sup>3</sup>Dept. of Public Health & Welfare, The Graduate School Konyang University, Student

<sup>4</sup>Dept. of Physical Therapy, Konyang University, Professor

<sup>5</sup>Dept. of Disaster Safety and Fire, Konyang University, Professor

<sup>6</sup>Dept. of Sports Rehabilitation, Kimcheon University, Professor

<sup>7\*</sup>College of Faidea, Sungkyul University, Professor

#### Abstract

**Purpose** : Conventional Balance Measurement can only measure the center of gravity and the shaking movement of the body. As a result, it has the disadvantages of not responding to visual changes and blocking functions of variables. This study was carried out to evaluate the performance of new equipment that measures the balance of the body using changes in body segment and pressure using the acceleration sensor to compensate for the disadvantages of the existing equipment.

**Methods** : To this end, balance ability was measured in 43 healthy male/female adults without orthopedic injuries and nervous system damage in the last 6 months. in a situation where the visual information was restricted by Virtual Reality (VR) gear, all subjects measured and evaluated the balance ability utilizing the new equipment. Balance measurement (Prime Medilab, Korea) and Wii fit (Nintendo, Japan) were used to measure the balance ability of the subjects, and the balance ability test was performed in 4 postures using each device for data acquisition. The test duration for each posture was 30 seconds. For data acquisition, the average value of three experiments measured using each equipment was analyzed, and the statistical test was performed using the independent sample and the corresponding sample t-test, and the significance level was set to  $\alpha = .05$ .

**Results** : As a result of measuring the balance ability using individual equipment, blocking visual information using VR gear, the average speed, maximum speed, and moving area of the COP increased equally. It was found that the obtained absolute size of the result in Wii was somewhat larger than that of BM.

**Conclusion** : It is considered that in the future research, it is necessary to measure changes in the body's center of gravity through image analysis, etc., to make clear comparison and evaluation of the usability.

**Key Words** : COP, stability, visual change, VR gear, balance

\*교신저자 : 이재훈, eddyfox7@hotmail.com

논문접수일 : 2020년 5월 6일 | 수정일 : 2020년 6월 23일 | 게재승인일 : 2020년 6월 26일

※ 본 연구는 산업통상자원부와 한국산업기술진흥원의“지역산업거점기관지원사업”(과제번호P0001940)으로 수행된 연구임.

# I. 서론

## 1. 연구의 배경 및 필요성

신체의 안정성을 통한 균형 유지는 인간이 일상생활을 영위해 나아가는데 있어 가장 기본적인 필수 요소이며, 신체의 균형을 조절하는 다양한 과제들과 매우 밀접한 관련이 있다(Shumway-Cook & Woollacott, 1995; Wade & Jones, 1997). 그러므로 균형능력 평가는 뇌졸중 환자나 노인의 낙상 위험도 및 균형능력, 일상생활 동작 수행 및 운동성을 평가하기 위한 도구로 오래전부터 사용되고 있다.

인체는 균형 유지를 위해 무게 중심을 균형유지의 한계점 내에 위치시킨다. 이러한 인체의 균형유지 능력은 감각계와 운동계의 섬세한 상호작용이 요구되며, 기저면의 크기와 상태, 인체관절의 가동범위, 근력, 체성감각 기능의 발달 정도, 중력, 기저면의 변화 및 시각정보의 정보유입량 등 외부 환경에 대한 능동적인 조절능력이 중요하게 고려되어야 한다(Horak, 2006).

노화에 따른 평형성 유지능력 및 조절능력은 현저히 저하되고, 이러한 신체적 변화는 전정계, 체성감각계 및 시각계의 기능 저하와 밀접한 관련이 있으며, 특히 연령 증가에 따른 시각 기능의 급격한 감퇴는 시각계에 기능 이상이 있는 사람들로 하여금 균형유지를 위해 고유수용성 감각기 및 전정계에 더 많이 의존하게 함으로써 시각적 결함에 의한 문제를 해결하려고 한다(Congdon 등, 2004; Elliott 등, 1995).

시각기능이 균형유지 능력에 미치는 영향이 높고 다른 요소들에 비하여 감각자극의 유입량 조절에 대한 통제가 쉽기 때문에 시각정보의 유입특성에 따른 균형유지 능력에 대한 연구는 과거부터 활발한 연구가 진행되고 있다. 특히, 시각은 장애물, 바닥의 환경, 거리 및 깊이, 물체의 길이 및 형태, 공간적 위치 및 속도 등의 주변 환경에 대한 구체적인 정보를 제공하며, 인간이 눈을 뜨고 있는 경우 의존감이 가장 높은 주요 요소이다. 그러므로 주변 환경으로부터 시각정보의 유입이 차단되어 공간에 대한 인지능력이 감소하게 되면 균형유지 능력이 감소하고, 고유수용성감각 이상이 동반되며, 균형 유

지가 어려워진다(Nashner & Peters, 1990).

신체의 직립자세 안정성을 측정하기 위해 다양한 검사방식이 시도되었다. 현재까지 가장 활용도가 높은 롬버그 검사는 공간의 제약이 없고 간편하며, 손쉬운 측정방법으로 인해 현재까지 가장 활용도가 높다. 그러나 이처럼 활용도가 높은 롬버그 검사 등은 정량적 측정이 어렵다는 단점을 가지고 있다.

정량적 측정이 어려운 롬버그 검사를 대체하기 위하여 롬버그 검사에 기초한 다양한 동적 안정성 측정기기가 개발되고 사용되고 있지만 대부분 발판에 전달된 압력의 변화량을 이동거리로 환산하는 것이 대부분으로써 평형성 측정 시 신체분절의 변화량에 따른 정확한 무게중심(center of gravity)을 측정하기에는 다소 부족한 부분들이 존재한다(Nashner & Peters, 1990). 특히 머리와 같은 전체 체중 분포에 비하여 비중이 작은 신체분절의 움직임은 전체 무게중심의 움직임에 미치는 영향이 미약한 것으로 간과할 수 있다. 그러나 머리의 움직임은 인체의 전정기관 및 시각에 영향을 미치기 때문에 실제 무게중심의 위치를 감지하는 능력에 영향을 미치게 되므로 머리분절 자체의 체중분포 비율에 비하여 무게중심의 변화에 큰 영향을 미치게 된다(Fung 등, 1995; Horak 등, 1994).

정확한 신체의 무게중심을 측정하기 위해서는 배꼽 아래 약 15 cm에 위치하는 질량중심(center of mass)의 변화를 직접 측정하는 것이 상지 및 하지 분절의 영향을 완벽하게 배제할 수 있는 가장 정확한 측정이다. 이러한 신체분절의 움직임 변화를 측정하기 위해 영상분석, 관성, 가속도 및 각속도 센서 등을 활용할 수 있다. 그러나 가장 정확하게 신체의 무게중심을 측정할 수 있는 방법인 영상분석 방법은 신체에 마커 등의 실험장치를 부착해야 하고 결과물 산출을 위하여 복잡한 자료처리 절차를 거쳐야 한다. 또한 일반적인 동적 자세측정기는 고가의 압력판을 활용해야 하는 단점이 있다.

신체의 무게중심을 정량적으로 측정하는 방법 중에서 가장 간단하게 제작할 수 있으며, 장비부착에 따른 신체의 부담을 최소화할 수 있도록 소형화가 가능한 장비는 가속도 및 각속도 센서를 이용하는 것이다(O'Donovan 등, 2007; Olivares 등, 2011; Sabatini 등, 2005). 그러나 시중에 판매되고 있는 일반적인 균형능력 측정 장비는 단

순히 신체의 무게 중심이동과 흔들림만을 측정하여 시각적 변화에 대한 대응 및 변수에 대한 차단기능이 전무한 것이 현실이다. 그러므로 이 연구는 발판에 전달된 압력의 변화량만을 이용한 기존의 직립형 평형성 측정 장비와 달리 가속도 센서를 이용하여 신체분절의 변화와 압력의 변화량을 이용해 신체의 평형성을 측정하는 신규장비를 개발하기 위하여 실시되었다. 이를 위해 Virtual Reality(VR)을 이용하여 인체의 시각정보를 제한한 상황에서 개발된 프로토타입의 신규 장비와 부피가 작고 저렴하며, 측정방법이 쉬운 장점으로 인해 신체의 정적 안정성을 측정하는데 활용도가 높은 장비의 비교평가를 통해 신규 개발중인 균형능력 측정장비의 성능평가를 하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

이 연구의 실험 참여 대상자는 최근 6개월간 하지에 정형외과적 부상 및 신경계(중추성 질환, 말초전정질환 등) 손상이 없는 신체 건강한 성인 남/여 43명을 하였다 (남: 20명, 여: 23명, 나이: 24.26±7.73세, 키: 167.66±9.74 cm, 몸무게: 64.4±12.08 kg). 현재 일상생활이 힘들 만큼 신체에 정형외과적 손상이 있거나 전신의 신경계 혹은 근골격계에 문제가 있는 대상자는 연구 대상자 모집과정에서 제외되었으며, 실험 중 실험 탈퇴를 요구하였거나 실험 중 어지러움 및 근피로에 의해 실험진행이 불가하다고 판단되는 대상자는 제외되었다.

### 2. 실험설계 및 절차

실험 전 모든 대상자들에게 실험의 목적과 내용 및 방법에 관하여 설명하고 자발적으로 참여의사를 밝히고 참여 동의서에 서명한 대상으로 실험을 진행 하였다. 그리고 이 연구는 사람을 대상으로 하는 실험이므로 실험 전 건양대학교 생명윤리위원회(Institutional Review Board)의 승인(승인번호: KYU-2019-356-01, 승인일: 2019. 11. 18)을 획득하였다.

실험 시 모든 대상자들의 자연스러운 정적 균형능력을 측정하기 위하여 편안한 복장 차림으로 실험 전 1회의 연습을 실시한 후 실험에 참여하였다. 대상자들의 정적 균형능력 측정을 위하여 소형의 크기 및 저렴한 가격으로 인해 다양한 균형능력 실험에 활용도가 높은 Wii fit(Nintendo, Japan)과 신규개발 장비인 Balance Measurement(Prime Medilab, Korea)가 사용되었다(Fig 1).

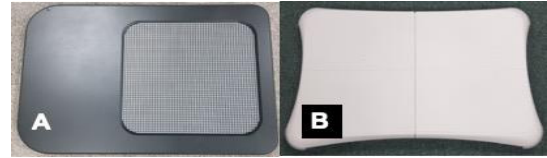


Fig 1. Equipment for experiment (A: balance measurement, B: Wii board)

실험 중 예기치 못한 상황에서 발생할 수 있는 낙상에 의한 부상을 예방할 수 있도록 안전한 매트 위에서 대상자들의 균형능력을 측정하였으며, 검사자는 언제나 대상자의 뒤에서 낙상에 대비하였고 각각의 장비를 이용하여 측정된 3회의 측정치의 평균값을 분석에 사용하였다.

반복 실험에 의한 대상자들의 실행효과와 피로효과를 최소화하기 위하여 두 가지 장비에 대한 균형능력 측정 실험에 참여하는 순서는 단순무선배정 방법을 이용하여 무작위로 배정 하였으며, 각각의 측정 간 5분씩 휴식을 취하도록 하였다. 모든 대상자들은 각각의 장비를 활용하여 4가지 자세에 대해 검사를 시행하였으며, 각각의 자세에 대한 검사시간은 30초가 소요되었다(Fig 2).

모든 대상자들은 검사 중 발이 압력센서에서 떨어지

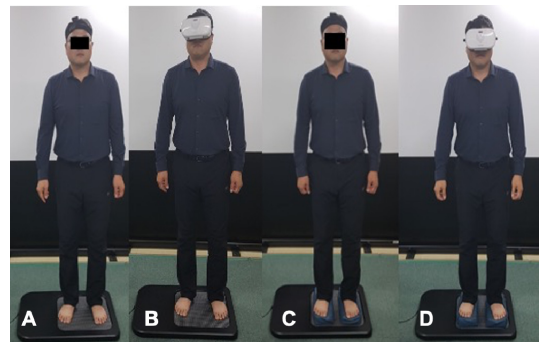


Fig 2. Experimental conditions (A: eye open on firm surface, B: VR on firm surface, C: eye open on soft surface, D: VR on soft surface)

거나 해당되는 자세를 유지하지 못하는 경우 충분한 휴식 후 재검사를 시행하였고, 실험 중 어지럼증을 호소하는 경우 즉시 실험을 중단하고 해당 대상자의 자료를 분석에서 제외하였다.

시각정보 차단이 대상자들의 균형능력에 미치는 효과를 확인하기 위하여 첫째, 모든 대상자들은 균형능력 측정장비의 압력판 위에서 눈을 뜨고 정면을 바라보는 자세로 균형능력을 측정하였고, 둘째, 가상현실기기(VR gear)를 착용한 상태에서 동일한 측정을 하였다. 셋째, 대상자들의 체성 감각의 유입을 제한하여 시각적 영향을 더욱 강조하기 위하여 스폰지를 발 밑에 두고 정면을 바라보는 자세로 측정을 실시하였고, 넷째, 시각과 체성 감각의 유입을 모두 제한하기 위하여 스폰지를 발 밑에 두고 가상현실기기를 착용한 상태에서 균형능력을 각각의 균형능력 측정장비를 활용하여 측정하였다. 이때 대상자들의 가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심(COP)의 평균속도와 최고속도 및 압력중심의 이동면적 변화를 비교하였으며, 두 개의 균형능력 측정장비를 상호비교하기 위하여 각 측정장비를 이용하여 획득된 데이터를 비교분석 하였다.

Balance measurement(BM)와 Wii를 이용해 측정된 대상자들의 압력중심 변화는 측정된 시기, 제품에 따른 압력중심의 연산방법 및 측정방법에 따라 그 결과값에 차이가 있을 수 있다. 그러므로 어느 하나의 측정된 결과치가 절대적인 기준이 될 수 없으므로 두 가지 장비에 따른 측정치의 변이계수(coefficient variation; CV)를 비교함으로써 각각의 측정 결과치에 대한 분산을 확인 하였다.

3. 측정항목 및 자료처리

자료처리는 SnowForce3(Prime Medilab, Korea),

Balancia software ver. 2.0(Mintosys, Korea) 프로그램을 이용하여 대상자들의 균형능력을 분석하였으며, 두 가지 프로그램에서 공통적으로 획득할 수 있는 COP의 평균속도와 최고속도 및 압력중심의 이동면적 변화를 획득하였다. 획득된 모든 데이터는 50 Hz로 샘플링하여 추출하였으며 노이즈에 의한 오차를 제거하기 위해 10 Hz 저역통과 필터로 필터링 하였다.

가상현실기기 사용 유·무 및 두 가지 균형능력 측정장비를 통해 획득된 대상자들의 균형능력 평가 데이터는 신규 개발 장비에 대한 통계적 검정은 SPSS 18.0을 이용하여 독립표본 t-test와 대응표본 t-test를 실시하였으며, 이때의 유의수준은  $\alpha = .05$ 로 하였다.

III. 결 과

1. BM을 활용한 가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 변화

1) 눈을 뜨고 똑바로 선 자세

BM 제품 사용 시 가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 평균속도 변화는 가상현실기기 착용 전이 착용 후에 비하여 압력중심의 평균속도 변화가 작은 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 1).

가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 최고속도 변화는 가상현실기기 착용 전이 착용 후에 비하여 압력중심의 최고속도 변화가 작은 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 1).

Table 1. Changes with or without wearing VR device when using balance measurement

Measure variable	Normal		VR	
	M	SD	M	SD
Mean velocity (cm/s)	0.97*	0.35	1.17*	0.58
Max velocity (cm/s)	9.21*	4.84	13.90*	10.46
Area 95 % (cm <sup>2</sup> )	0.76*	0.65	1.09*	1.36

\* $p<.05$ , BM: balance measurement, VR: virtual reality

가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 이동면적 변화는 가상현실기기 착용 전이 착용 후에 비하여 압력중심의 이동면적이 작은 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.022$ )(Table 1).

2) 스폰지 위에서 눈을 뜨고 똑바로 선 자세

BM 제품 사용 시 가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 평균속도 변화의 차이가 큰 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 2).

가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 최고속도 변화는 가상현실기기의 착용 전에 비하여 착용한 후에 최고속도가 매우 증가하는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 2).

가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 이동면적 변화는 가상현실기기 착용 후 압력중심의 이동면적이 크게 증가하는 것으로 나타났다. 그리고 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 2).

Table 2. Changes with or without wearing VR device when using balance measurement

Measure variable	Normal		VR	
	M	SD	M	SD
Mean velocity (cm/s)	1.29*	0.32	2.12*	0.68
Max velocity (cm/s)	13.89*	3.57	23.34*	10.11
Area 95 % (cm <sup>2</sup> )	2.03*	1.71	3.54*	3.10

\* $p<.05$ , BM: balance measurement, VR: virtual reality

2. Wii를 활용한 가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 변화

1) 눈을 뜨고 똑바로 선 자세

눈을 뜬 채 Wii 제품을 이용하여 균형능력을 측정할 결과 가상현실기기 착용 시 압력중심의 평균속도가 증가하는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 3).

가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 최고속

도 변화는 가상현실기기 착용 전에 비하여 착용한 후에 최고속도가 증가하는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로도 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.002$ )(Table 3).

가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 이동면적 변화는 가상현실기기 착용 후 압력중심의 이동면적이 크게 증가하는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 3).

Table 3. Changes with or without wearing VR device when using Wii board

Measure variable	Normal		VR	
	M	SD	M	SD
Mean velocity (cm/s)	2.09*	0.36	2.27*	0.31
Max velocity (cm/s)	10.17*	2.70	11.53*	4.14
Area 95 % (cm <sup>2</sup> )	0.91*	0.48	1.40*	0.75

\* $p<.05$ , VR: virtual reality

2) 스폰지 위에서 눈을 뜨고 똑바로 선 자세

스폰지 위에서 눈을 뜬 채 Wii 제품을 이용하여 균형 능력을 측정한 결과 가상현실기기 착용 시 압력중심의 평균속도가 증가하는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p=.001)(Table 4).

가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 최고속도 변화는 가상현실기기 착용 전에 비하여 착용한 후에

최고속도가 다소 증가하는 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(p=.419)(Table 4).

가상현실기기 착용 유·무에 따른 압력중심의 이동면적 변화는 가상현실기기 착용 후 압력중심의 이동면적이 크게 증가하는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p=.001)(Table 4).

Table 4. Changes with or without wearing VR device when using Wii board

Measure variable	Normal		VR	
	M	SD	M	SD
Mean velocity (cm/s)	2.16*	0.34	2.32*	0.28
Max velocity (cm/s)	10.16	2.25	10.61	3.63
Area 95 % (cm <sup>2</sup> )	1.59*	0.75	2.49*	1.24

\*p<.05, VR: virtual reality

3. 측정장비의 변화에 따른 압력중심의 변화

BM과 Wii 제품의 비교 평가를 위해 두 가지 장비를 활용하여 측정된 대상자들의 균형능력 데이터를 비교하였다. BM과 Wii를 이용해 측정된 대상자들의 압력중심 변화는 측정된 시기, 제품에 따른 압력중심의 연산방법 및 측정방법에 따라 그 결과 값에 차이가 있을 수 있다. 그러므로 어느 하나의 측정된 결과치가 절대적인 기준이 될 수 없으므로 두 가지 장비에 따른 측정치의 변이계수(coefficient variation; CV) 측정을 통해 측정된 결과치의 변이성을 추가적으로 확인 하였다.

1) 눈을 뜨고 똑바로 선 자세

눈을 뜨고 바로선 자세에서 BM과 Wii 장비에 의해 측정된 대상자들의 압력중심의 변화는 BM에 비하여 Wii에 의해 측정된 평균속도가 더 큰 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p=.001)(Table 5).

Wii를 이용해 측정된 대상자들의 압력중심의 최고속도가 BM을 이용해 측정된 압력중심의 최고 속도에 비하여 더 큰 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p=.001)(Table 5).

Wii를 이용해 측정된 대상자들의 압력중심의 이동면적이 BM을 이용해 측정된 압력중심의 이동면적에 비하

Table 5. COP changes according to the use of balance measurement and Wii board

Measure variable	BM			Wii		
	M	SD	CV	M	SD	CV
Mean velocity (cm/s)	0.97*	0.35	0.36	2.09*	0.36	0.17
Max velocity (cm/s)	7.40*	1.70	0.23	11.06*	2.65	0.24
Area 95 % (cm <sup>2</sup> )	0.76	0.65	0.86	0.91	0.48	0.53

\*p<.05, BM: balance measurement

여 더 큰 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다( $p=.237$ )(Table 5).

압력중심의 평균속도 및 이동면적의 변이계수는 BM이 Wii에 비하여 다소 큰 것으로 나타났으나 압력중심의 최고 속도는 BM이 더 작은 것으로 나타났다.

2) 스폰지 위에서 눈을 뜨고 똑바로 선 자세

스폰지 위에서 눈을 뜨고 바로선 자세에서 BM과 Wii 장비에 의해 측정된 대상자들의 압력중심 변화는 BM에 비하여 Wii에 의해 측정된 평균속도가 더 큰 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 6).

Wii를 이용해 측정된 대상자들의 압력중심 최고속도가 BM을 이용해 측정된 압력중심의 최고 속도에 비하

여 더 큰 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.001$ )(Table 6).

Wii를 이용해 측정된 대상자들의 압력중심 이동면적이 BM을 이용해 측정된 압력중심의 이동면적에 비하여 더 큰 것으로 나타났으며 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p=.008$ )(Table 6).

압력중심의 평균속도 변화에 대한 변이계수는 BM이 Wii에 비하여 다소 큰 것으로 나타났으나 압력중심의 최고 속도 및 이동면적은 BM이 더 작은 것으로 나타났다.

스폰지 위에서 눈을 뜨고 바로선 자세에서 측정된 대상자들의 압력중심 변인의 변화는 모든 변인이 앞서 나타난 측정치와 동일하게 BM에 비하여 Wii에서 측정된 변인의 크기가 더 큰 것으로 나타났다.

Table 6. COP changes according to the use of balance measurement and Wii board

Measure variable	BM			Wii		
	M	SD	CV	M	SD	CV
Mean velocity (cm/s)	1.29*	0.32	0.25	2.16*	0.34	0.16
Max velocity (cm/s)	10.18*	2.03	0.20	13.88*	3.72	0.27
Area 95 % (cm <sup>2</sup> )	1.43*	0.85	0.59	2.18*	1.60	0.73

\* $p<.05$ , BM: balance measurement

#### IV. 고찰

BM 장비를 이용하여 가상현실기기 사용 유·무에 따른 대상자들의 압력중심 변화를 측정한 결과 눈을 뜨고 똑바로 선 자세에서 가상현실기기 착용 전에 비하여 착용 후 대상자들의 압력중심 평균속도 및 최고 속도, 그리고 압력중심의 이동면적이 증가하였으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 시각 정보는 주변 환경의 정보뿐 아니라 인체의 방향성에 대한 정보를 제공하고(Bonan 등, 2004) 시각정보가 신체분절에 대한 인식을 향상시키며, 시각정보의 차단은 자연스러운 인체 분절의 움직임을 방해하기 때문에 나타난 현상으로 판단된다(Lamontagne 등, 2005;

Wiarth 등, 1997). 그러므로 가상현실기기가 인체의 균형성에 부정적인 영향을 미치고 결과적으로 인체의 불균형성을 유발하는 요인으로 작용한다고 판단할 수 있다.

BM의 비교평가를 위해 이용된 Wii 장비를 이용하여 가상현실기기 사용 유·무에 따른 대상자들의 압력중심 변화를 측정한 결과도 가상현실기기 착용 후 대상자들의 압력 중심 평균속도, 최고 속도 및 압력중심의 이동면적이 증가하였다. 이러한 결과는 부정확한 시각정보는 눈을 감은 상태와 유사한 현상을 유발하여 균형능력에 영향을 미쳤기 때문이라고 판단되고(Hallemans 등, 2009; Horlings 등, 2009) 특히, 가상현실기기를 사용함에 따라 단순한 시각적 차단효과 뿐만 아니라 사용자와 콘텐츠 사이에서 일어나는 인지부조화로 인한 감각 충돌이 영

향을 미쳤기 때문이라고 판단된다(Jung 등, 2017).

스폰지 위에서 눈을 뜨고 똑바로 선 자세에서도 가상 현실기기 착용 전에 비하여 착용 후 대상자들의 압력중심 평균 및 최고속도가 유의하게 증가하였으며, 압력중심의 이동면적이 크게 증가하였다. 이에 따라 가상현실기기의 사용은 입력되는 시각정보의 유입을 차단하며 인체의 균형유지 능력에 영향을 미치는 것으로 판단할 수 있으며, 이러한 결과는 과도한 시각 의존에 의해 전정감각을 통한 신체의 균형능력 조절 능력이 영향을 받았기 때문이라고 판단된다(Monger 등, 2002; Yelnik 등, 2008).

두 가지 장비에 의해 측정된 결과 값의 변이계수를 비교한 결과 압력중심의 평균속도 변화량은 Wii의 변이계수가 작은 것으로 나타난 반면 압력중심의 최고속도의 변이계수는 BM의 변이계수가 작은 것으로 나타났으며, 압력중심의 이동면적은 상황에 따라 다른 패턴을 보였다.

이러한 차이는 BM의 경우 한 개의 압력센서를 이용하여 신체의 체중 분포를 측정하는 것과 달리 Wii의 경우 4개의 모서리에 위치한 로드셀을 통해 COP 정보를 수집하여 대상자들의 체중분포를 측정하는 구조적인 특성에 의한 차이인 것으로 센서의 개수 차이로 인해 인체의 무게중심점과 압력을 측정하는 센서의 중심점의 위치변화에 영향을 미치기 때문이라고 판단된다.

### V. 결론

신체의 평형성을 측정하는 신규장비의 성능평가를 위해 가상현실기기를 이용하여 시각정보를 제한한 상황에서 신규장비와 신체의 정적 안정성 측정 활용도가 높은 장비를 비교 평가한 결과 다음과 같은 결과를 보였다.

가상현실기기를 이용하여 시각적 정보를 차단한 결과 가상현실기기의 사용은 입력되는 시각정보의 유입을 차단하여 인체의 균형유지 능력에 영향을 미치는 것으로 판단할 수 있으며, 개발된 BM과 Wii에 의해 측정된 균형능력 측정 데이터 간에 대한 동질성이 확인 되었다.

두 가지 장비 사용에 따른 결과 값의 절대적 크기는

BM을 이용하여 획득된 결과 값이 다소 작은 것으로 나타났다. 이러한 결과 값의 차이는 대상자들의 균형능력을 측정할 시기, 균형능력 측정 장비의 하드웨어적 구조의 차이, 측정 장비의 하드웨어적 압력중심 연산방법 및 측정 방법에 의해 결과 값에 차이가 있을 수 있다. 그러므로 측정된 결과 값의 크기가 절대적인 비교 기준이 될 수 없다.

BM의 경우 단일 압력 센서를 이용하여 지면에 가해지는 압력변화를 측정하고, 가속도센서에 의해 측정된 머리분절의 움직임을 이용하여 압력중심의 변화량을 측정하는 반면, Wii는 4개의 로드셀에 가해지는 압력변화 정보를 측정하여 압력중심의 변화량을 측정하기 때문이라고 판단된다. 그러므로 향후 보다 명확한 비교를 위하여 영상분석 등을 통한 신체의 무게중심 변화를 측정하고 이를 비교 평가하는 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

### 참고문헌

Bonan IV, Yelnik AP, Colle FM, et al(2004). Reliance on visual information after stroke. Part II : effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil, 85(2), 274-278. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.06.016>.

Congdon N, O'Colmain B, Klaver CC, et al(2004). Causes and prevalence of visual impairment among adults in the United States. Arch Ophthalmol, 122(4), 477-485. <https://doi.org/10.1001/archophth.122.4.477>.

Elliott DB, Patla AE, Flanagan JG, et al(1995). The Waterloo vision and mobility study: postural control strategies in subjects with ARM. Ophthalmic Physiol Opt, 15(6), 553-559. <https://doi.org/10.1046/j.1475-1313.1995.95000259.x>.

Fung J, Henry SM, Horak FB(1995). Is the force constraint strategy used by humans to maintain stance and equilibrium?. Soc Neurosci Abstr, 21, 683.



- Halleman A, Beccu S, Loock KV, et al(2009). Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: II. Kinematic parameters. *Gait Posture*, 30(3), 307-311. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.017>.
- Horlings CGC, Carpenter MG, Küng UM, et al(2009). Influence of virtual reality on postural stability during movements of quiet stance. *Neurosci Lett*, 451(3), 227-231. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.12.057>.
- Horak FB(2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age Ageing*, 35(S2), ii7-ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>.
- Horak FB, Shupert CL, Dietz V, et al(1994). Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. *Exp Brain Res*, 100(1), 93-106. <https://doi.org/10.1007/BF00227282>.
- Jung JY, Cho KS, Choi JH, et al(2017). Causes of cyber sickness of VR contents: an experimental study on the viewpoint and movement. *J Korea Contents Assoc*, 17(4), 200-208. <https://doi.org/10.5392/JKCA.2017.17.04.200>.
- Lamontagne A, De Serres SJ, Fung J(2005). Stroke affects the coordination and stabilization of head, thorax and pelvis during voluntary horizontal head motions performed in walking. *Clin Neurophysiol*, 116(1), 101-111. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2004.07.027>.
- Monger C, Carr JH, Fowler V(2002). Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin Rehabil*, 16(4), 361-367. <https://doi.org/10.1191/0269215502cr506oa>.
- Nashner LM, Peters JF(1990). Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurol Clin*, 8(2), 331-349. [https://doi.org/10.1016/S0733-8619\(18\)30359-1](https://doi.org/10.1016/S0733-8619(18)30359-1).
- O'Donovan KJ, Kamnik R, O'Keefe DT, et al(2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech*, 40(12), 2604-2611. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.010>.
- Olivares A, Olivares G, Mula F, et al(2011). Wagymag: Wireless sensor network for monitoring and processing human body movement in healthcare applications. *J Syst Architect*, 57(10), 905-915. <https://doi.org/10.1016/j.sysarc.2011.04.001>.
- Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S, et al(2005). Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(3), 486-494. <https://doi.org/10.1109/TBME.2004.840727>.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH(1995). *Motor control; theory and practical applications*. Baltimore, Williams & Wilkins. pp.475.
- Wade MG, Jones G(1997). The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Phys Ther*, 77(6), 619-628. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.6.619>.
- Wiat L, Saint Côme AB, Debelleix X, et al(1997). Unilateral neglect syndrome rehabilitation by trunk rotation and scanning training. *Arch Phys Med Rehabil*, 78(4), 424-429. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90236-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90236-7).
- Yelnik AP, Le Breton F, Colle FM, et al(2008). Rehabilitation of balance after stroke with multisensorial training: a single-blind randomized controlled study. *Neurorehabil Neural Repair*, 22(5), 468-476. <https://doi.org/10.1177/1545968308315996>.