한국전문물리치료학회지 2015년 22권 3호 41-49 ISSN (Print) 1225-8962, ISSN (Online) 2287-982X
Phys Ther Korea 2015;22(3):41-49 http://dx.doi.org/10.12674/ptk.2015.22.3.041

건강인의 한발 서기 시 다양한 감각 자극이 압력 중심점 이동 면적과 속도에 미치는 영향

김가현[1], 탁지연[1], 임학현[1], 정희선[1], 우영근[1]
[1]전주대학교 의과학대학 물리치료학과

Effects of Various Sensory Stimulation on Surface Area and Velocity of Center of Pressure During One Leg Standing in Healthy Adults

Ga-hyun Kim[1], Ji-yeon Tak[1], Hak-hyun Lim[1], Hee-seon Jeong[1], Young-keun Woo[1], PhD, PT
[1]Dept. of Physical Therapy, College of Medical Science, Jeonju University

Abstract

This study aimed to evaluate the surface area and velocity of center of pressure (COP) during one leg standing by stimulating the sensory system in normal adults. Thirty subjects were enrolled in this study. Subjects were asked to stand on one leg during testing conditions. Testing conditions included 6 different sensory stimulations as follows: eyes opened, eyes closed, eyes opened with vibrator, eyes opened with head-mounted display (HMD), eyes opened with vibrator and HMD, and eyes closed with vibrator. During each testing condition, the surface area and velocity of center of pressure were measured. There were significant differences in the mean surface area and the mean velocity of COP between the "eyes opened" condition and the other five testing conditions ($p<.05$). However, in the comparison between the "eyes closed" and "eyes opened with HMD" conditions, there were no significant differences in the tested parameters. This study shows that closing eyes or keeping eyes opened while using HMD to experience virtual reality has the same effect on one leg standing balance. This finding should be considered in the evaluation or intervention of balance, especially one leg standing balance and balance while standing with a small base of support.

Key Words: Balance; Head mounted display; One leg standing; Sensory perturbation.

Ⅰ. 서론

한발 서기란 한 쪽 다리로만 체중을 지지하는 것으로, 보행 주기 중 중간 입각기와 말기 입각기 시 한발 서기의 능력이 요구되며, 보행 주기의 약 38%동안 나타나게 된다. 한발 서기 동안 반대쪽 발은 유각기를 가능하게 하여 발이 바닥에 닿기 전까지 계속 나타나게 한다(Perry와 Burnfield, 2010). 이러한 한발 서기는 정상 보행 시 보다 장애물 보행 시 더 긴 지지 시간을 요구하게 되며(Murray 등, 1969), 계단 보행에서도 한발 서기의 능력은 더욱 요구되며 넘어짐의 위험성과 많은 관련이 있다(Zachazewski 등, 1993). 넘어짐은 모든 상해로 인한 사망의 40%를 차지한다(Rubenstein, 2006). 이러한 넘어짐은 기저면 내에서 압력 중심점을 적절하게 조절하는 능력인 균형의 소실로 발생된다(Macpherson과 Horak, 2013). 균형의 소실은 환경적, 행동적, 생물학적 요소들의 복잡한 상호 작용으로 발생하며 넘어짐 손상(fall injury)으로 연결 된다(World Health Organization, 2008).

한발 서기 능력은 성별과 관계없이 나이가 듦에 따라 그 능력이 점진적으로 감소하며, 특히 노인 인구나 뇌졸중 환자에게 한발 서기 능력은 넘어짐의 발생률을 예측

Corresponding author: Young-keun Woo ykwoo92@naver.com

하는 측정 도구로 사용 한다(Hurvitz 등, 2000; Springer 등, 2007). Sakamoto 등(2006)은 한발 서기 균형 능력이 떨어질수록 넘어짐의 위험이 증가하므로, 한발 서기 균형 훈련은 균형 능력을 향상시키고, 더 나아가 넘어짐의 위험도를 낮춘다고 하였다. 정상적인 균형 조절은 감각계와 근골격계의 복잡한 상호 작용으로 발생하며, 시각, 전정, 그리고 고유수용성감각의 정보 입력이 중요한 역할을 한다. 또한, 균형이 소실되었을 경우 이러한 감각들은 신체 동요에 대한 균형을 바로 잡게 도와준다(Carr과 Shepherd, 2010). 따라서, 보행 시 한발 서기 기간 동안의 균형 조절은 신체를 지속적으로 움직이는 경우의 필수적인 능력이 된다(Carr과 Shepherd, 2010).

질병이나 외상으로 인해 감각운동조절체계가 손상, 예기치 못한 헛디딤이나 충돌이 발생한 경우, 또는 불안정성을 느낄 때 한발 서기의 균형이 무너지게 된다(Won, 2012). Ringsberg 등(1999)은 75세 여성의 한발 서기 능력 검사의 결과가 좋을수록 보행 속도가 빠르게 되며, 걸음수가 적게 되는 것을 30 m 걷기 검사를 통해 입증하고, 한발 서기 능력은 보행 능력과도 밀접한 관련이 있다고 하였다. Hwang 등(2014)은 시각, 전정감각, 그리고 고유수용감각의 자극을 통하여 두발 서기의 자세 조절 시 다양한 감각 자극의 중요성을 강조하였다. Mohapatra 등(2012)은 두발 서기 시 고유수용성감각 혼란과 시각 계통의 혼란을 통한 선행적 자세 조절 시 근활성도 차이를 보고하였다. 또한, Yen 등(2011)은 파킨슨 병 환자를 대상으로 감각 조직화 검사(Sensory Organization Test; SOT) 시 가상 현실(virtual reality)을 적용한 균형 훈련의 효과성을 입증하였다. Smania 등(2008)은 뇌졸중 환자를 대상으로 체중 이동과 다양한 감각 정보의 조작을 통하여, SOT점수의 향상과 보행 속도의 증가를 보고하였다.

이와 같이 한발 서기 능력은 보행 시 균형 유지와 많은 연관이 있으며, 특히 한발 서기 균형은 향후 중요한 운동프로그램이나 재활의 초점의 대상이 되어야 한다. 따라서, 본 연구는 한발 서기 시 다양한 감각 자극이 균형이 미치는 영향을 알아보고자, 시각, 고유수용성감각, 전정 감각의 혼란을 적용하여, 각 감각 자극에 따른 한발 서기 시 압력 중심점의 이동 면적과 속도를 평가하였다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구는 전주대학교에 재학 중인 성인 남녀 30명으로 하였다. 연구대상자들은 발목 관절가동범위에 제한이 없고, 보행 동작이나 측정 자세인 한발 서기 자세에서 눈을 감고 15초 이상 균형을 유지하는데 문제가 없으며, 교정시력을 포함해 정상적인 시력을 가진 대상자로 하였다. 연구대상자의 제외 조건은 정형외과적 질환이나 신경학적 질환, 어지럼증, 균형 장애, 최근 3개월 이내에 넘어짐의 과거력이 있는 사람, 기립 시 균형에 영향을 미치는 약물을 복용 하고 있는 사람은 연구대상에서 제외하였다. 측정 전 모든 대상자들에게 본 연구의 목적과 방법에 대해 충분한 설명을 하였으며, 연구에 동의한 사람에 한하여 측정을 수행하였다. 연구대상자의 평균 나이는 21.8±1.9세, 평균 신장은 168.3±8.5 ㎝, 평균 체중은 62.4±11.0 ㎏, 평균 발 사이즈는 252.2±17.3 ㎜이었다(Table 1). 또한, 연구대상자의 우세측 다리는 오른쪽 17명, 왼쪽 13명이었다.

2. 측정 도구

가. 진동기

본 연구에서는 한발 서기 측정 동안 고유수용성감각을 혼란하기 위해 진동기(Mini208 massager, Shunkang, Zhejiang, China)를 사용하였다. Hwang 등(2014)은 정적 자세의 균형 유지 시 고유수용감각의 혼란을 주기

Table 1. General characteristics of subjects

Variables	Male (n_1=15)	Female (n_2=15)	Total (N=30)
Age (year)	22.9±2.0[a]	20.7±0.9	21.8±1.9
Height (㎝)	174.3±5.9	162.3±6.2	168.3±8.5
Weight (㎏)	69.3±9.1	55.2±8.2	62.4±11.0
Size of foot (㎜)	266.7±10.8	237.7±7.0	252.2±17.3

[a]mean±standard deviation.

ISSN (Print) 1225-8962, ISSN (Online) 2287-982X
http://dx.doi.org/10.12674/ptk.2015.22.3.041

위하여 진동기를 사용하였으며, Mohapatra 등(2012)은 진동기를 가자미근과 아킬레스 힘줄 사이의 근건 접합부에 부착하여, 고유수용감각의 혼란을 유도하여 정적 균형 조절을 측정하였다. 본 연구에서는 Ivanenko 등(1999)의 연구를 참고하여, 80 Hz의 진동기를 가자미근과 아킬레스 힘줄 사이의 발목 관절 바로 위에 부착하여 고유수용감각의 혼란을 유발하였다(Figure 1).

나. Head Mounted Display

본 연구에서 시각 정보를 이용한 전정감각의 혼란을 유도하기 위하여 가상 현실 영상을 사용하였으며, 이 가상 현실 영상은 Head Mounted Display(HMD)(Cardboard, Google, Incheon, Korea)를 통하여 구현하였다(Figure 2). Brooker 등(1999)은 머리를 움직이지 않고, 움직이는 이미지를 보면서 시각을 이용하여 전정 감각을 간접적으로 교란함으로서 균형 능력의 차이를 보고하였다. 본 연구에서도 HMD를 사용하여 정확하지 않은 시각 정보를 이용하여 전정 감각의 혼란을 유도하였다. 이때 사용한 가상 현실 영상은 Cardboard 어플리케이션의 Street vue(Cardbord, Google Inc., CA, USA)을 사용하였다(Figure 3). 연구대상자는 가상 현실 영상을 재생한 핸드폰을 휴대용 HMD에 장착해 머리에 쓰도록 하였다.

Figure 1. Vibrator.

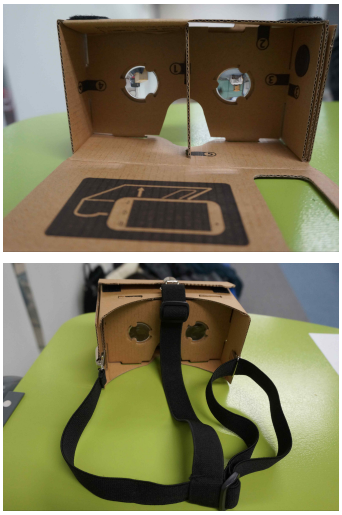

Figure 2. Potable head mounted display.

다. 압력 중심점 이동 면적과 속도의 측정

한발 서기 시 자세 동요를 측정하기 위하여 BioRescue (BioRescue, RM INGEBIERIE, Rodez, France)를 사용하였다. BioRescue는 1600개의 압력 감지기로 구성된 압력 센서기(610×580×10 ㎜)로 구성되어있으며, 압력 감지기 하나의 크기는 10×10 ㎜이다. 압력 감지기의 표본 수집률은 100 Hz로서, 피험자가 한발 서기 동안의 자세 동요를 압력 중심점의 이동 변화량을 측정하고 평균 속도, 자세 동요 면적을 자동적으로 계산하여 화면에 표시하게 된다(Figure 4).

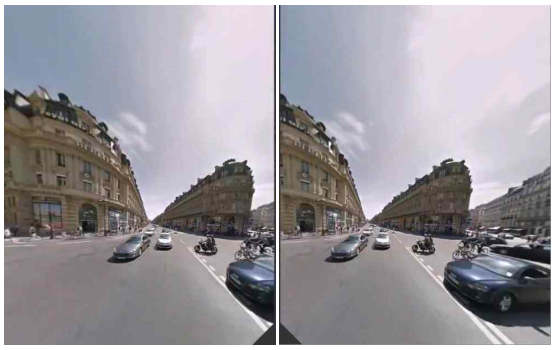

Figure 3. Screen of application in street vue.

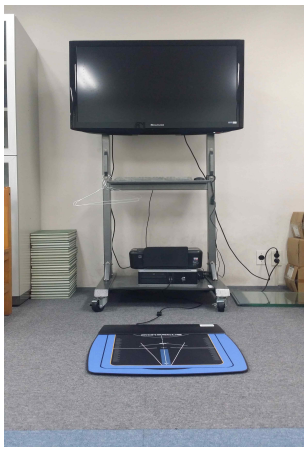

Figure 4. BioRescue.

Table 2. Conditions for postural control by number of dice

Number of dice	Conditions
1	eyes opened
2	eyes closed
3	eyes opened with vibrator
4	eyes opened with HMD[a]
5	eyes opened with vibrator with HMD
6	eyes closed with vibrator

[a]head mounted display.

3. 측정방법

연구대상자는 반바지를 착용하고, 신발과 양말을 벗고 한발 서기를 유지하도록 하였다. 한발 서기 시 대상자들은 측정 도구의 한발 서기 측정의 매뉴얼에 따라 각도가 30°로 표시되어 있는 힘판에서 양발이 벌어지도록 선 후, 비우세측 다리의 발등을 우세측 다리 오금에 붙이도록 하였다(Figure 5). 연구대상자의 감각 자극을 주기 위하여, 연구대상자는 주사위를 굴려 무작위로 감각 자극 순서를 결정하였다. 각각의 조건은 6가지 조건으로서, 고유수용감각, 시각 정보를 이용한 전정 감각, 시각의 차단을 이용하여 측정하였다(Table 2). 각 조건에서의 측정은 한발 서기 유지 시간인 15초 동안이었으며, 각 3번씩 반복 측정 하였다. 측정 값은 15초 유지 동안의 중간 값인 5~10초의 값만을 최종 결과 값으로 사용하였으며, 각 측정은 3번 실시한 후 평균 값을 사용하였다. 각 조건의 측정 후에는 1분간 휴식 시간을 주어 하지의 피로가 발생하지 않도록 하였다. 본 연구에서 사용한 측정 변수는 압력 중심점 이동의 면적과 압력 중심점 평균 이동 속도를 사용하였다.

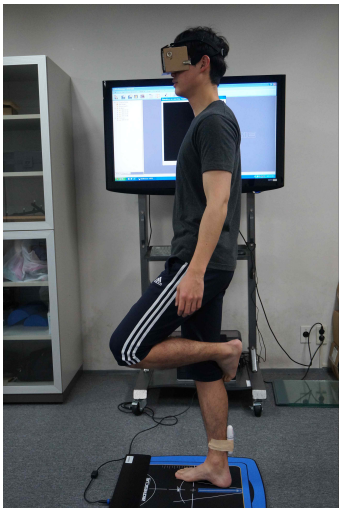

Figure 5. Testing posture.

4. 분석방법

본 연구 자료의 통계처리를 위해 통계프로그램인 SPSS ver. 21.0(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하였다. 연구대상자의 일반적인 특성은 기술통계량을 이용하였으며, 눈을 뜬 상태, 눈을 감은 상태, 눈 뜨고 진동기를 부착한 상태, 눈 뜨고 휴대용 HMD를 착용한 상태, 진동기를 부착하고 휴대용 HMD를 착용한 상태, 눈 감고 진동기를 부착한 상태의 압력 중심점의 면적과 이동 속도를 비교하기 위해 반복 측정 일요인 분산분석(repeated one-way analysis of variance)을 사용하였다. 각 조건의 차이를 비교하기 위하여 본페로니(Bonferroni)를 사용하여 사후 검정을 실시하였으며, 통계적 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

Ⅲ. 결과

다양한 감각 자극에 따른 한발 서기 시 압력 중심점 이동 면적은 눈을 뜬 상태(127.02±81.57 ㎟)에서는 눈을 감은 상태(483.52±281.86 ㎟), HMD를 착용한 상태(534.12±355.00 ㎟), 진동기와 HMD를 착용한 상태(419.32±197.29 ㎟), 그리고 눈을 감은 상태에서 진동기를 부착한 상태(448.30±287.02 ㎟)에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다($p<.05$). 눈을 감은 상태(483.52±281.86 ㎟)에서는 진동기를 부착한 상태(133.29±128.44 ㎟)에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p<.05$). 또한, 눈 뜨고 진동기를 부착한 상태(133.29±128.44 ㎟)에서는 휴대용 HMD를 착용한 상태(534.12±355.00 ㎟), 진동기와 HMD를 착용한 상태(419.32±197.29 ㎟)와 눈을 감은 상

ISSN (Print) 1225-8962, ISSN (Online) 2287-982X
http://dx.doi.org/10.12674/ptk.2015.22.3.041

Table 3. Surface area and mean velocity of center of pressure according to sensory stimulation during one leg standing (N=30)

	EO[a]	EC[b]	VIB[c]	HMD[d]	VIB+VIR[e]	EC+VIB[f]	F	p
Surface area of COP[g] (㎟)	127.02±81.57[h]	483.52±281.86	133.29±128.44	534.12±355.00	419.32±197.29	448.30±287.02	22.35	.000
Mean velocity of COP (㎝/s)	1.58±.55	3.12±.91	1.56±.58	3.41±1.15	3.25±1.11	2.94±.88	56.21	.000

[a]eyes opened, [b]eyes closed, [c]eyes opened with vibrator, [d]eyes opened with head mounted display, [e]eyes opened with vibrator and head mounted display, [f]eyes closed with vibrator, [g]center of pressure, [h]mean±standard deviation.

태로 진동기를 부착한 상태(448.30±287.02 ㎟)에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다($p<.05$)(Table 3)(Figure 6).

압력 중심점 이동의 평균 속도는 눈을 뜬 상태(1.58±.55 ㎝/s)에서는 눈을 감은 상태(3.12±.91 ㎝/s), HMD를 착용한 상태(3.41±1.15 ㎝/s), 진동기와 HMD를 착용한 상태(3.25±1.11 ㎝/s)와 눈을 감은 상태로 진동기를 부착한 상태(2.94±.88 ㎝/s)에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다. 눈을 감은 상태(3.12±.91 ㎝/s)에서는 진동기를 부착한 상태(1.56±.58 ㎝/s)와 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 진동기를 부착(1.56±.58 ㎝/s)상태에서는 HMD를 착용한 상태(3.41±1.15 ㎝/s), 진동기와 HMD를 착용한 상태(3.25±1.11 ㎝/s), 그리고 눈을 감은 상태로 진동기를 부착한 상태(2.94±.88 ㎝/s)에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다($p<.05$)(Table 3)(Figure 7).

Ⅳ. 고찰

본 연구에서 건강인의 한발 서기 동안 다양한 감각 자극을 제공하여 한발 서기 균형에 미치는 영향을 알아보고자 압력 중심점 이동 면적과 속도를 평가하였다. 이때 사용한 감각 자극은 눈을 뜬 상태, 눈을 감은 상

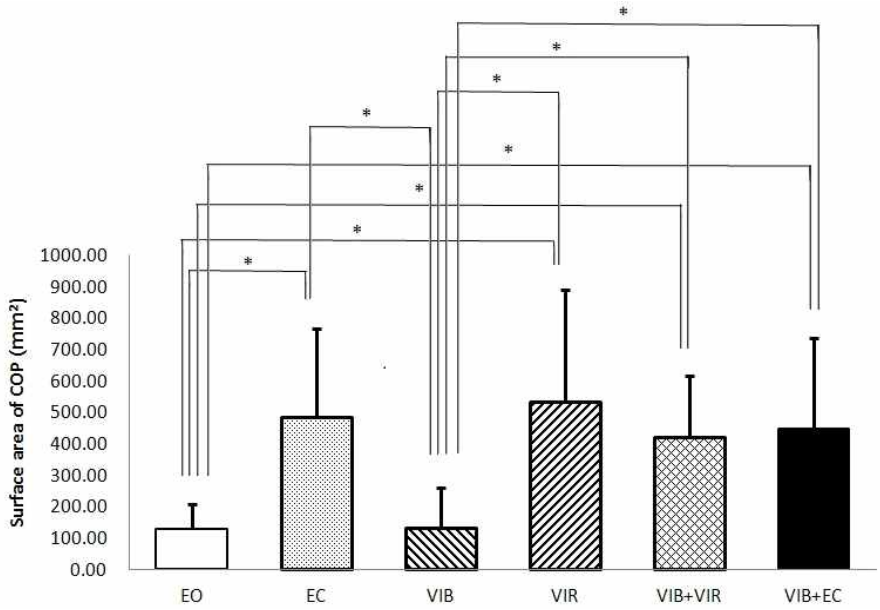

Figure 6. Surface area of center of pressure (COP: center of pressure, EO: eyes opened, EC: eyes closed, VIB: eyes opened with vibrator, VIR: eyes opened with head mounted display, VIB+VIR: eyes opened with vibrator and head mounted display, VIB+EC: eyes closed with vibrator).

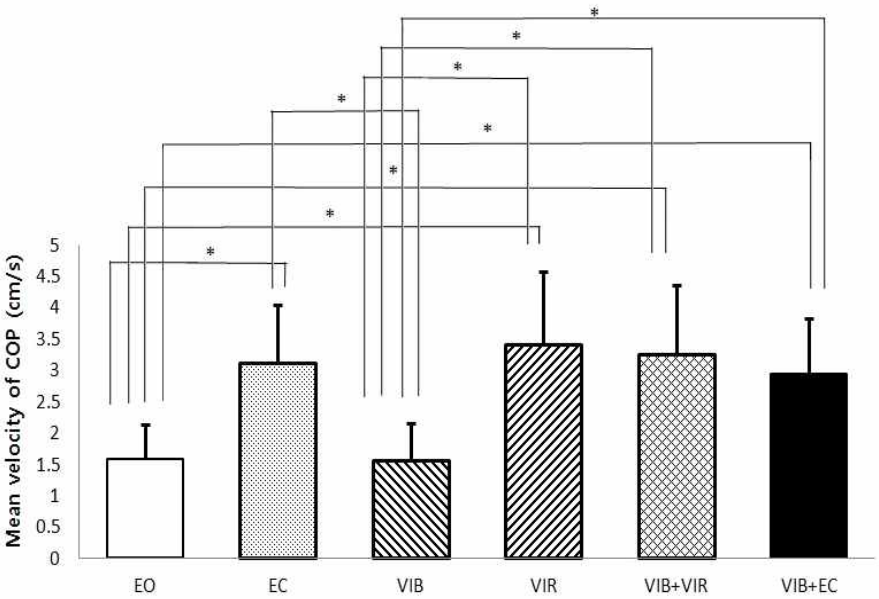

Figure 7. Mean velocity of center of pressure (COP: center of pressure, EO: eyes opened, EC: eyes closed, VIB: eyes opened with vibrator, VIR: eyes opened with head mounted display, VIB+VIR: eyes opened with vibrator and head mounted display, VIB+EC: eyes closed with vibrator).

태, 눈을 뜨고 진동기를 부착한 상태, 눈을 뜨고 HMD를 착용한 상태, 진동기와 HMD를 함께 착용한 상태, 눈을 감은 상태로 진동기를 부착한 상태에서 실시하여, 이 때 발생하는 압력 중심점의 이동 면적과 평균 속도를 측정하였다. 연구 결과, 대부분의 모든 조건에서는 통계적으로 유의한 차이를 보여주었지만, 눈을 뜬 상태에서와 눈을 뜨고 진동기를 부착한 상태 사이에서 압력 중심점 이동의 면적과 평균속도의 유의한 차이가 없었으며, 눈을 뜨고 HMD를 착용한 상태, 눈을 뜨고 진동기와 HMD를 함께 착용한 상태, 눈을 감은 상태로 진동기를 부착한 상태 사이에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

본 연구에서 눈을 뜬 상태는 눈을 감은 상태와 눈을 뜨고 HMD를 착용한 상태보다 압력 중심점 이동 면적이 더 좁게 나타났다. Park 등(2011)은 건강인 27명을 대상으로 한발 서기 시 시각 차단 유무에 따른 균형 측정 결과, 시각 차단 시 압력 중심점의 이동 면적과 평균 속도가 1.2~1.8배가 더 높게 나타나며, Horlings 등(2009)은 건강한 성인 17명을 대상으로 가상 현실을 보여주는 안경을 착용한 상태에서의 신체동요가 더 많이 발생하며, 이 때 발생하는 신체 동요의 수준은 눈을 감은 상태에서와 유사하다고 하였다. 본 연구에서도 눈을 감은 상태와 HMD를 착용한 상태에서의 압력 중심점 이동 면적은 통계적으로 유의한 차이가 없게 나타났다. 결과적으로 시각을 통한 정보는 자세 조절 시 중요한 역할을 한다는 것을 확인 시켜주었으며, 특히 가상 현실을 통해 들어오는 시각 정보가 정확하지 않는 경우에는 눈을 감은 상태에서와 같은 양의 압력 중심점 이동 면적이 발생하였다.

자세 동요 시 압력 중심점의 평균 이동 속도의 경우에서도 눈을 뜬 상태는 눈을 감은 상태보다 압력 중심점의 이동 평균 속도가 더 감소하여 나타났으며, 압력 중심점의 이동 면적과 동일한 결과를 보여주었다. Huurnink 등(2013)은 눈을 떴을 때가 눈을 감았을 때보다 한발 서기 시 압력 중심점의 이동 속도가 적게 나타난다고 하였으며, Park 등(2011)도 눈을 감은 상태의 압력 중심점의 이동 속도가 눈을 뜬 상태보다 증가한다고 하였다. 이는 시각 정보가 자세 조절에 있어 중요한 역할을 담당한다는 사실을 입증하였다. 본 연구에서는 HMD를 착용한 상태가 눈을 뜬 상태보다 압력 중심점 이동 평균 속도와 이동 면적이 증가하였으며, 눈을 감았을 때와 유사한 압력 중심점의 이동을 보여주었다. Owen 등(1998)은 34명의 건강한 사람을 대상으로 가상 현실에서와 눈을 감고 서 있는 자세에서 자

ISSN (Print) 1225-8962, ISSN (Online) 2287-982X
http://dx.doi.org/10.12674/ptk.2015.22.3.041

세 동요의 차이가 나타나지 않는다고 하였으며, 눈을 뜨고 있을 때 보다 가상 현실을 적용한 상태에서 더 많은 자세 동요가 나타났다고 보고하였다. 이 결과는 자세 조절에 있어서 가상 현실로 유발된 전정 감각의 혼란이 시각 정보의 차단과 같은 영향을 미친다는 사실을 보여주고 있다.

본 연구에서 진동기를 부착하고 눈을 뜬 상태의 압력 중심점 이동 면적과 속도를 측정한 결과, 눈을 뜬 상태와 통계적으로 유의한 차이가 없었다. Kazennikov 등(2014)은 두발 서기 시 양 쪽 아킬레스건에 진동을 주었을 때 압력 중심점이 뒤로 이동하였으며, 이는 진동에 의해 근육내의 근 방추(muscle spindle)의 Ia 구심성 신경의 활동의 혼란을 유발하여, 뒤쪽 하지의 근육이 신장되었다고 인식하여 뒤쪽으로 압력 중심점이 뒤로 이동되기 때문이라고 하였다. 하지만, Hazime 등(2012)은 두발 서기와 한발 서기 동안 시각 교란과 고유수용감각 교란을 각각 적용하였을 때, 두발 서기 동안 고유수용감각 교란은 균형에 영향을 미치게 되지만, 한발 서기 시에는 고유수용감각 보다 시각의 역할이 더 큰 비중을 차지한다고 밝혔다. 본 연구에서 진동기를 부착하고 한발 서기 수행과 진동기를 부착하지 않은 상태에서의 한발 서기 동안 압력 중심점 이동의 면적과 평균 속도는 같은 정도를 보여 주었다. 이는 두발 서기와 같은 비교적 안정된 자세에서는 많은 감각 정보를 가지고 자세 조절을 하지만, 한발 서기와 같은 불안정한 자세에서는 시각이 우세하게 작용하여 자세 조절을 한다고 볼 수 있다. Hazime 등(2012)은 한발 서기 같은 과제 수행 시 이미 발목의 고유수용감각 정보 입력이 과중되어 있으므로 진동을 통한 고유수용감각 교란이 균형에 크게 영향을 미치지 않는다고 해석하였으며, Ivanenko 등(1999)은 균형 유지를 위해 주어진 과제가 어려워질수록 아킬레스건의 진동효과는 현저하게 감소한다고 보고하여, 본 연구의 결과를 지지하였다.

본 연구에서 한발 서기 시 측정 자세는 실제 보행 시 중간 입각기와 말기 입각기에서 발생하는 한발 서기 능력을 기반으로 측정하였다. 그러나, 실제 보행은 동적으로 움직이는 과정이기에 보행 시 필요한 한발 서기 능력을 모두 표현하기에는 한계가 있다. 정상적인 균형 조절에 사용되는 감각은 시각, 고유수용감각, 그리고 전정감각이다. 본 연구에서는 시각 차단 유무와 Mohapatra 등(2012)의 연구를 참고하여 진동기를 부착하여 고유수용감각 혼란을 유도하려고 하였다. 또한 부정확한 시각 정보를 이용한 가상 현실 기반의 HMD를 착용하여 전정 기관의 감각 혼란을 유도하였다. 정상적인 자세 조절 시 시각, 전정 감각, 고유수용감각, 접촉 정보 및 청각적 정보들이 안뜰 핵(vestibular nuclei)으로 들어와서 소뇌와의 정보 교환을 한 후 자세 조절을 하게 한다(Lundy-Ekman, 2013). 본 연구에서 HMD를 이용한 가상 현실 영상은 시각 정보의 혼란을 이용하여 전정 감각을 간접적으로 혼란을 주고, 시각에 대한 정보를 사용하지 못하게 함으로서 자제 조절에 영향을 주었다. 따라서, 가상 현실 영상을 이용한 것은 순수한 전정 감각의 혼란을 주기 어려웠다고 생각 된다. 또한, 건강한 성인을 대상으로 하였기에, 비교적 균형 능력이 떨어지는 노인이나 신경계 또는 근골격계 환자에게 적용할 경우 같은 결과를 보여 줄 수 있는지는 의문이 있다. 향후 연구에서는 노인과 다양한 환자들의 한발 서기 동안 균형 조절에 대한 연구가 필요하리라 생각되며, 다양한 감각 자극이 균형에 미치는 영향을 연구하고 이를 통한 노인과 환자들의 한발 서기 균형 능력 프로그램에 적용할 수 있다고 생각된다. 전정 감각 교란을 주기 위해 사용한 휴대용 HMD는 저렴하고 사용 시간과 장소에 구애를 받지 않는 도구로서 향후 치료 프로그램의 응용 가능성에 대한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결론

본 연구는 균형에 기여하는 시각, 고유수용성감각 그리고 전정 감각의 혼란을 이용하여 한발 서기 유지 시 압력 중심점 이동 면적과 평균 속도에 미치는 영향을 알아보았다. 연구 결과, 압력 중심점 이동의 면적과 평균 속도 값에서 눈을 뜬 상태와 눈 뜨고 진동기를 부착한 상태 사이에서 유의한 차이가 없었고, 눈을 감은 상태, 눈 뜨고 휴대용 HMD를 착용한 상태, 진동기와 휴대용 HMD를 착용한 상태, 그리고 눈을 감은 상태로 진동기를 부착한 상태 사이에서 유의한 차이가 없었다. 본 연구 결과를 바탕으로 자세 조절이 많이 요구되는 한발 서기에서는 고유수용성감각 보다는 시각이 균형에 많은 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 따라서, 일상생활에서 눈을 뜨고 휴대용 HMD를 착용한 상태와 같은 다양한 조건에서의 균형 훈련도 도움이 될 수 있는 요소라고 생각된다.

References

Brooker JP, Sharkey PM, Wann JP, et al. A helmet mounted display system with active gaze control for visual telepresence. Mechatronics. 1999;9(7):703-716.

Carr J, Shepherd R. Neurological Rehabilitation: Optimizing motor performance. 2nd ed. Edinburgh, Churchill Livingstone, 2010:163-166.

Hazime FA, Allard P, Ide MR, et al. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: Insights for balance training. J Bodyw Mov Ther. 2012;16(2):224-229. http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.02.003

Horlings CG, Carpenter MG, Küng UM, et al. Influence of virtual reality on postural stability during movements of quiet stance. Neurosci Lett. 2009;451(3):227-231. http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2008.12.057

Hurvitz EA, Richardson JK, Werner RA, et al. Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. Arch Phys Med Rehabil. 2000;81(5):587-591.

Huurnink A, Fransz DP, Kingma I, et al. Comparison of a laboratory grade force plat form with a nintendo wii balance board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. J Biomech. 2013;46(7):1392-1395. http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.02.018

Hwang S, Agada P, Kiemel T, et al. Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion. PLoS One. 2014;9(1):e88132. http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0088132

Ivanenko YP, Talis VL, Kazennikov OV. Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. Eur J Neurosci. 1999;11(2):647-654.

Kazennikov OV, Kireeva TB, Shlykov VYu. Influence of Achilles tendon vibration on the vertical posture during standing with asymmetrical leg loading. Hum Physiol. 2014;40(1):70-76.

Lundy-Ekman L. Neuroscience: Fundamentals for rehabilitation. 4th ed. St Louis, Saunders, 2013:377-385.

Macpherson JM, Horak FB. Posture. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, et al eds. Principles of Neural Science. 5th ed. New York, McGraw Hill, 2013.

Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. Postural control in response to an external perturbation: Effect of altered proprioceptive information. Exp Brain Res. 2012;217(2):197-208. http://dx.doi.org/10.1007/s00221-011-2986-3

Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns in healthy old men. J Gerontol. 1969;24(2):169-178.

Owen N, Leadbetter AG, Yardley L. Relationship between postural control and motion sickness in healthy subjects. Brain Res Bull. 1998;47(5):471-474.

Park JH, Kim GH, Youm CH, et al. Changes in balance characteristics affected by the visual information during single leg stance. Journal of the Korean Society for Precision Engineering. 2011;28(11):1323-1329.

Perry J, Burnfield JM. Gait Analysis: Normal and pathological function. 2nd ed. New Jersey, Slack Inc., 2010:9-16.

Ringsberg K, Gerdhem P, Johansson J, et al. Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women? Age Ageing. 1999;28(3):289-293.

Rubenstein LZ. Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. Age Ageing. 2006;35 Suppl 2:ii37-ii41.

Sakamoto K, Nakamura T, Hagino H, et al. Effects of unipedal standing balance exercise on the prevention of falls and hip fracture among clinically defined high-risk elderly individuals: A randomized controlled trial. J Orthop Sci. 2006;11(5):467-472.

Smania N, Picelli A, Gandolfi M, et al. Rehabilitation of sensorimotor integration deficits in balance

ISSN (Print) 1225-8962, ISSN (Online) 2287-982X
http://dx.doi.org/10.12674/ptk.2015.22.3.041

impairment of patients with stroke hemiparesis: A before/after pilot study. Neurol Sci. 2008; 29(5):313-319. http://dx.doi.org/10.1007/s10072-008-0988-0

Springer BA, Marin R, Cyhan T, et al. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. J Geriatr Phys Ther. 2007;30(1): 8-15.

World Health Organization. WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age. 1st ed. Geneva, World Health Organization, 2008:1-9.

Won JI. Effects of using a mobile phone on postural control. Phys Ther Korea. 2012;19(3):61-71.

Yen CY, Lin KH, Hu MH, et al. Effects of virtual reality-augmented balance training on sensory organization and attentional demand for postural control in people with Parkinson disease: A randomized controlled trial. Phys Ther. 2011;91(6) :862-874. http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20100050

Zachazewski JE, Riley PO, Krebs DE. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. J Rehabil Res Dev. 1993;30(4):412-422.

This article was received June 30, 2015, was reviewed June 30, 2015, and was accepted August 10, 2015.