신발기반형 관성센서를 이용한 전정신경염 환자의 보행 분석: 예비 연구

차준상¹, 김동영¹, 이해순², 김남범³, 이환호¹

¹고신대학교 의과대학 이비인후과학교실, ²고신대학교 보건대학원, ³가천대학교 뇌과학연구원

Shoe-Type Wearable Sensors Measure Gait Parameters in Vestibular Neuritis: A Preliminary Study

Jun Sang Cha¹, Dong Young Kim¹, Hye Soon Lee², Nambeom Kim³, Hwan Ho Lee¹

¹Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Kosin University College of Medicine, Busan; ²Graduate School of Public Health, Kosin University, Busan; ³Neuroscience Research Institute, Gacheon University, Incheon, Korea

• Received May 30, 2019
Revised June 9, 2019
Accepted June 10, 2019

• Corresponding Author:
Hwan Ho Lee
Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Kosin University College of Medicine, 262 Gamcheon-ro, Seogu, Busan 49267, Korea
Tel: +82-51-990-9470
Fax: +82-51-245-8539
E-mail: hornet999@hanmail.net
ORCID code:
https://orcid.org/0000-0002-6533-8454

• Copyright © 2019 by
The Korean Balance Society.
All rights reserved.

• This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Objectives: Despite patients with dizziness were reported of revealing gait problems, there is still lack of objective quantitative measurement of gait patterns of peripheral vestibular disorders. To demonstrate gait variability in acute unilateral peripheral vestibular deficit, we evaluated the differences in gait patterns between vestibular neuritis (VN) patients and healthy subjects by the use of shoe-type inertial measurement unit (IMU) with sensors mounted.

Methods: Between April 2017 and January 2019, 30 patients diagnosed with unilateral peripheral vestibular deficit presumed to be caused by VN were enrolled in this study. The shoe-type IMU was used to analysis subjects. We assessed gait speed, cadence, stride length, stance phase, normalized stride length, normalized step length, phase coordination index and gait asymmetry of data from shoe-type IMU sensors with the walking protocol. We tested 30 healthy volunteers as control group.

Results: We identified spatiotemporal parameters of human gait. The gait speed of patients with VN was decreased to 3.82 ± 0.8 compared to 4.93 ± 1.08 in control group. In addition, there were differences in normalized stride length, normalized gait speed and related gait parameters, when comparing VN group and control group.

Conclusion: Gait analysis by the use of shoe-type IMU could provide important information regarding vestibular pathophysiology in patients with VN. Gait performance tests can examine gait variability quantitatively. It will be taken into consideration as a vestibular function test for patients with vertigo.

Res Vestib Sci 2019;18(2):43-49

Keywords: Gait; Vestibular neuritis; Inertial sensor; Bilateral coordination

서론

사람에게서 균형은 체성감각계, 시각계, 전정기와 소뇌를 포함한 중추신경계의 기능들의 조화로 유지된다. 이런

기관들에 이상이 발생할 때 어지럽다고 표현을 한다. 어지럼이란 공간감이나 균형감에 문제가 발생하여 움직임이 없음에도 불구하고 주위 환경이나 자신이 움직이는 것 같은 느낌을 받는 이상 감각에 대한 모든 표현을 통칭한다[1].

어지럼은 중추성과 말초성어지럼으로 분류할 수 있고, 중추성어지럼은 중추신경계부터 소뇌, 뇌간, 전정신경핵까지의 구조에 이상이 생겨 발생하는 어지럼이고, 말초성어지럼은 전정신경, 미로에 발생하는 원인으로 유발되는 어지럼이다. 어지럼을 평가하고 발생 원인을 파악하기 위해서 안진검사, 전정유발근전위검사, 동적자세검사, 회전일자검사, 두부충동검사, 자세검사 등 다양한 전정기능검사를 사용하고 있다[2,3].

많은 어지럼 질환들이 급성기를 지나면 적절한 치료로 회복되거나 증상이 완화되지만 일부에서는 만성적 또는 영구적인 전정기능약화가 초래되고 적절한 전정보상이 이뤄지지 않는 전정기능장애로 인한 만성어지럼, 자세이상, 불균형, 보행장애가 발생할 수 있다. 또한 체성감각계, 시각계는 인체의 움직임이 있는 동안에 균형과 자세제어에 많은 기여를 하고 있지만 자세제어에 전정계 단독으로만 작용하지 않기 때문에 전정계만의 평가로 어지럼을 평가하기는 쉽지 않다[4]. 이러한 어지럼에 대한 평가는 일반적인 전정기능검사나 자세 검사만으로 완전히 이해할 수는 없다. 따라서 주관적인 어지럼이나 자세이상, 보행이상을 포함하는 환자의 동작, 균형을 담당하는 신경계를 총체적으로 평가하기 위해서 기존의 전정기능검사 이외에 보완적으로 동작분석 및 보행검사 등을 시행해야 한다[5]. 저자들은 이 연구에서 전정신경염 환자의 보행 형태를 신발기반형 관성센서장치를 사용하여 선호보행속도 프로토콜로 정상 대조군과 정량적으로 분석하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 대상

2017년 4월에서 2019년 1월까지 고신대병원에서 전정신경염으로 진단받고 입원한 환자 30명을 대상으로 발병 직후 보행이 가능한 가장 이른 시기에 보행검사를 시행하였다. 전정신경염의 진단은 청력의 변화없이 갑작스러운 회전성 어지럼증이 발생했고, 중추성 신경학적 증상이 동반되지 않으며, 건측으로 향하는 자발안진, 두부충동검사에서 양성 반응, 증상 발현 후 5일 이내 시행한 온도안진검사에서 환측 반고리관이 20% 이상 마비가 있는 경우로 정하였다. 환자들은 이과적 수술병력이 없었고 양측 고막이 정상이었으며 나이, 허혈 위험 인자를 고려하여 중추성어지럼의 가능성이 있는 15명의 환자들은 확산강조영상을 포

함한 뇌자기공명영상을 시행하여 뇌병변이 없음을 확인하였다. 대조군으로 고신대병원 건강검진센터를 방문한 어지럼증, 보행과 관련된 특이 병력이 없는 건강 지원자들의 보행검사를 시행하였고 환자군의 나이를 기본변수로 성향점수매칭을 시행하여 30명을 선별하고 환자군과 비교하였다. 이 연구는 고신대병원 연구윤리 심의위원회의 심사를 통과하였다(IRB No. 2017-04-036).

2. 보행검사

검사방법은 100룩스 정도의 조명이 있는 폭 5 m, 높이 3 m, 길이 15 m의 복도에서 시행되었다. 관성측정장치가 내장된 신발을 착용한 후 선호하는 빠르기로 12 m 전방의 목표물을 보면서 딱딱하고 미끄럽지 않은 평면의 바닥을 10 m 직선으로 걷게 하였다. 전정신경염 환자는 자가 보행이 가능한 시점에 검사를 시행하였고 두 군 모두 3회의 보행검사를 시행하고 평균값을 구하였다.

3. 보행지수의 정의

활보 길이(stride length)는 한발 뒤꿈치에서 같은 쪽 발의 뒤꿈치까지의 길이를 측정한다. 걸음 길이(step length)는 한발 뒤꿈치가 닿기 시작하면서부터 반대쪽 뒤꿈치가 닿기까지의 거리를 말한다. 단하지지지기(single limb support)는 좌·우측 단하지 지지기(left·right single limb support)로 구분되며, 한쪽의 하지로 모든 체중을 지지하는 구간이고 양하지지지기(double limb support)는 양발이 동시에 지면에 접촉하는 구간이다. 양측 하지 보행의 협응(coordination)과 안정성을 보기 위한 보행 불균형지수(gait asymmetry, GA)는 왼쪽-오른쪽 유각기 시간(swing time)의 비율을 보는 지표이고 국면협응지수(phase coordination index, PCI)는 왼쪽, 오른쪽 다리의 걸음길이의 가변성과 불균형(asymmetry)을 합성한 변수로 보행 시 양측 하지의 협응능력을 평가하는 지표이다[6].

4. 보행지수

시공간보행지수(spatiotemporal parameter)로 보행속도(speed), 걸음 수(cadence), 활보 길이(stride length), 걸음 길이(step length), 단하지 지지기(single support), 양하지 지지기(double support), 발끝밀기 시간(stance phase)을 확인하였

고, 활보 길이, 걸음 길이는 대상자의 키로 표준화하였다 [7]. 보행가변성(gait variability)을 확인하기 위해 보행 불균형지수(GA)와 국면협응지수(PCI)를 확인하였다[6].

5. 신발기반형 관성측정장치(inertial measurement unit) 시스템

신발형 관성센서 기반 보행 분석시스템은 컴퓨터와 소프트웨어(DynaStab JEIOS, Seoul, Korea), 신발형 관성센서가 장착된 데이터로거(Smart Balance SB-1, JEIOS)로 구성되었다. 신발기반형 데이터로거의 관성센서(IMU-3000, InvenSense, San Jose, CA, USA)는 취득율(sampling rate)이 100 Hz이고, ± 6 g의 3축 방향 가속도 측정과 $\pm 500^\circ/\text{sec}$ 의 3축 방향 각속도 측정이 가능한 것으로 양쪽 신발 바닥에 각각 탑재되어 있다. 보행을 하면 신발에 탑재된 블루투스 장비가 측정값을 보내고 컴퓨터와 연결된 신호 수집 장치에서 측정값을 수집하여 컴퓨터로 보낸다(Fig. 1). 관성센서가 내장된 신발은 개인별로 225 mm부터 280 mm까지 발 크기에 맞추어 착용하였다. 신발기반형 관성측정장치로 시공간지수와 보행가변성(gait variability)를 측정했고 통계학적 분석은 R ver. 3.5.3 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria)을 사용하였으며 두 그룹 간에 연령에 대한 동질성 확보를 위해서 나이를 기준변수로 성향점수 매칭을 시행하였다. 성향점수는 로지스틱 회귀분석을 통해서 얻어진 확률값을 이용하였고 최근접이웃 짝집기(nearest neighbor matching) 알고리즘을 통해 집단 동질성 자료를 결정하였다. 두 집단 간 연속형 변수들의 평균에 차이가 있는지를 분석하기 위해서 Welch's correction을 적용한 Independent 2-sample *t*-test를 실시하였고 두 연속형 변수들에서 인과성이 있는지를 확인 위해서 선형회귀분석을

실시하였다. 모든 경우에 *p*값이 0.05 미만인 경우를 통계학적으로 의미 있다고 판단하였다.

결 과

1. 연구대상자의 일반적 특성

전정신경염 30명, 건강 대조군 30명이 분석되었으며 전정신경염 환자의 평균나이는 52.7 ± 6.67 세, 건강 대조군은 52.03 ± 6.19 세, 평균 신장은 165.27 ± 7.09 cm, 166.48 ± 9.48 cm,

Table 1. Demographic information and gait parameters between the 2 groups

Variable	VN (n=30)	Control (n=30)	<i>p</i> -value
Age (yr)	52.77 $\pm$ 6.67	52.03 $\pm$ 6.19	0.661
Male sex	15 (50.0)	14 (46.6)	0.99
Height (cm)	165.27 $\pm$ 7.09	166.48 $\pm$ 9.48	0.578
Weight (kg)	65.47 $\pm$ 9.33	66.64 $\pm$ 10.29	0.643
Body mass index (kg/m ²)	23.92 $\pm$ 2.68	24.14 $\pm$ 4.13	0.81
Gait speed (m/sec)	3.82 $\pm$ 0.8	4.93 $\pm$ 1.08	< 0.001*
Cadence	102.4 $\pm$ 15.49	107.17 $\pm$ 10.17	0.165
Stride length (m)	1.15 $\pm$ 0.2	1.42 $\pm$ 0.26	< 0.001*
Step length (m)	0.59 $\pm$ 0.09	0.71 $\pm$ 0.13	< 0.001*
Single support (%cycle)	37.78 $\pm$ 7.29	40.67 $\pm$ 2.12	0.045*
Double support (%cycle)	21.17 $\pm$ 5.53	18.66 $\pm$ 4.24	0.054
Stance phase (%cycle)	59.57 $\pm$ 7.68	59.35 $\pm$ 2.1	0.879
Normalized stride length	0.7 $\pm$ 0.12	0.85 $\pm$ 0.15	< 0.001*
Normalized gait speed	2.32 $\pm$ 0.51	2.96 $\pm$ 0.63	< 0.001*

Values are presented as mean $\pm$ standard deviation or number (%). VN, vestibular neuritis.

**p* < 0.05, statistically significant difference.

Fig. 1. Local coordinate system of the shoe-type IMU system. IMU, inertial measurement unit.

신체질량지수는 $23.92 \pm 2.68 \text{ kg/m}^2$, $24.14 \pm 4.13 \text{ kg/m}^2$ 으로 연구 대상자의 일반적 특성은 성향점수매칭에 의해 두 군 간에 통계적으로 의미 있는 차이가 없었다(Table 1) ($p > 0.05$).

2. 시공간보행지수

측정된 변수들 중에 보행속도(gait speed), 활보 길이(stride length), 걸음 길이(step length), 단하지 지지기(single support), 표준화 활보 길이(normalized stride length), 표준화 보행속도(normalized gait speed)의 평균값은 전정신경염 환

Fig. 2. Scatter plot between gait speed (m/sec) and normalized stride length for each group. Normalized stride length linearly increased with gait speed increase in both group. Control and VN and those relationship was statistically significant ($\beta_{\text{Control}}=0.121$, $p < 0.001$; $\beta_{\text{VN}}=0.094$, $p < 0.001$) but there was no statistically significant difference between control and VN ($\beta_{\text{VN}} - \beta_{\text{Control}}$, $p=0.229$). VN, vestibular neuritis.

Fig. 3. Scatter plot between cadence (steps/min) and normalized stride length for each group. Regression analysis showed that normalized stride length linearly increased with cadence increase in control group but was not statistically significant ($\beta_{\text{Control}}=0.003$, $p=0.36$). In the VN group, the trend was negligible ($\beta_{\text{VN}}=3e-6$, $p=0.998$). VN, vestibular neuritis.

Fig. 4. The relationship between gait asymmetry (GA), phase coordination index (PCI) and gait speed. Regression analysis showed the trend that GA is inversely correlated with gait speed in VN and control, but the strength of correlation was not significant, respectively ($\beta_{\text{Control}}=-0.377$, $p < 0.194$; $\beta_{\text{VN}}=-0.34$, $p < 0.378$). In the PCI, there is statistically significant negative relationship with gait speed in VN and control ($\beta_{\text{Control}}=-1.139$, $p < 0.001$; $\beta_{\text{VN}}=-0.733$, $p=0.023$) but there was no significant difference between groups ($p=0.422$). VN, vestibular neuritis.

자와 건강 대조군에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다 (보행속도, $p < 0.001$; 활보길이, $p < 0.001$; 걸음 길이, $p < 0.001$; 표준화활보길이, $p < 0.001$; 표준화보행속도, $p < 0.001$; 단하지 지지기, $p = 0.045$). 걸음 수(cadence), 양하지 지지기(double support), 발끝밀기 시간(stance phase)는 두 군 간에 유의한 차이가 없었다(걸음 수, $p = 0.165$; 양하지지지기, $p = 0.054$; 발끝밀기 시간, $p = 0.879$) (Table 1). 선형회귀분석에서 전정신경염 환자와 건강 대조군 모두에서 보행속도가 증가함에 따라 표준화 활보길이가 통계적으로 유의하게 증가하였지만 두 그룹 간에 유의한 차이는 없었다($\beta_{VN} = 0.094$, $p < 0.001$; $\beta_{Control} = 0.121$, $p < 0.001$; $\beta_{VN} - \beta_{Control}$, $p = 0.229$) (Fig. 2). 걸음 수와 표준화 활보길이 간에는 두 군 모두에서 통계적으로 유의한 연관성이 없었다($\beta_{VN} = 3e-6$, $p = 0.998$; $\beta_{Control} = 0.003$, $p = 0.36$) (Fig. 3).

3. 보행불균형지수(GA)및 국면협응지수(PCI)와 보행속도의 상관성

전정신경염 환자와 건강 대조군의 보행속도와 보행불균형지수(GA)및 국면협응지수(PCI)의 연관성 분석에서 보행속도와 보행불균형지수(GA) 간의 음의 상관관계가 있었지만 두 군에서 모두 통계적으로 유의하지 않았다($\beta_{VN} = -0.34$, $p < 0.378$; $\beta_{Control} = -0.377$, $p < 0.194$). 보행속도와 국면협응지수(PCI) 간에는 두 군 모두에서 유의한 음의 상관성을 보였지만 두 그룹 간에 유의한 차이는 보이지 않았다($\beta_{VN} = -0.733$, $p = 0.023$; $\beta_{Control} = -1.139$, $p < 0.001$; $\beta_{VN} - \beta_{Control}$, $p = 0.422$) (Fig. 4).

고 찰

이 연구에서는 급성일측성전정장애 환자와 건강 대조군을 대상으로 신발기반형 관성센서장치로 보행분석을 통해 말초성전정장애 환자의 보행특성을 분석하고 보행속도 변화와 시공간지수에 따라 보행불균형지수(GA) 및 국면협응지수(PCI)가 어떤 연관성이 있는지 분석하였다. 전정신경염은 급성 또는 아급성자발현을 일으키는 가장 흔한 원인 질환이며, 특징적인 임상 증상으로 청력의 변화 없이 현훈, 오심 및 구토, 진동시 및 자세불안정성 등을 보인다 [8]. 전정신경염 환자는 다양한 전정기능검사를 시행하여 손상된 전정반사로를 임상적으로 평가할 수 있다. 하지만 현재까지 시행하는 전정기능검사들은 환자의 주관적 어지

럼이나 동적 어지럼, 회복기의 어지럼, 연령과 관련된 어지럼 등을 평가하기에는 부족함이 있다. 이런 기존의 평형계의 기능검사가 아닌 보행을 평가하여 말초성, 중추성 자세-운동(locomotion)을 이해하려는 연구가 진행되고 있다[9,10].

보행만이 아닌 자세-운동(locomotion)에 대한 평가는 다양한 방법으로 평가하고 있고 전통적인 3차원 영상분석 시스템은 시공간측면에서의 역학변수를 비교적 정확히 측정해주지만 고가의 장비, 충분히 넓은 공간, 숙련된 운용자들이 필요하다[11]. 최근에 이에 대한 대안으로 관성센서 또는 가속도계를 이용한 보행분석 장비들이 많이 상품화되고 있으며 상대적으로 측정 장비의 가격이 저가이며, 휴대가 가능하고, 피검자가 걸을 수 있는 공간만 확보된다면 검사가 가능하다[12,13]. 보행의 주기는 지면과의 접촉 여부에 따라 입각기(stance)와 유각기(swing)로 나뉜다. 정상인의 보행은 6:4의 입각기:유각기 비율을 가진다. 보행의 시작은 발뒤꿈치로 시작하고 입각기란 한쪽 발뒤꿈치가 땅에 닿는 시기부터 동측 발가락이 지면을 떠나는 시기까지로 발뒤꿈치 닿기(heel-strike), 발바닥 닿기(foot-flat), 발가락 떼기(toe-off)의 과정을 가진다. 유각기란 발 끝 밀기가 끝난 직후부터 다시 발뒤꿈치가 땅에 닿기 직전까지의 시기다. 한쪽 발뒤꿈치에서 다른쪽 발뒤꿈치까지의 움직임을 스텝(step)이라 한다. 한쪽 발뒤꿈치에서 다른 쪽 발뒤꿈치가 지면에 닿는 동작을 지나 같은 쪽 발뒤꿈치가 지면에 닿는, 즉 두 개의 스텝동작을 스트라이드(stride)라 하며, 이는 보행주기의 한 사이클이 된다[14,15].

보행검사를 시행하면 보행의 특성에 관련된 여러 지표를 얻을 수 있는데 이는 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 시공간에 관한 지표와 운동학적 지표가 그것인데 시공간관련 지표로는 보행분석에 있어 기본적인 지표들이 되는 보행속도(speed), 걸음 수(cadence), 활보 길이(stride length), 걸음 길이(step length), 단하지 지지기(single support), 양하지 지지기(double support), 발끝밀기 시간(stance phase)들이 포함된다. 이 연구에서는 급성일측성전정장애 환자의 보행속도, 활보 길이, 걸음 길이, 단하지 지지기, 표준화 활보 길이, 표준화 보행속도는 건강 대조군과 비교해서 감소된 결과를 보였다. 또한 장하지 지지기는 증가하는 결과를 보였다. 이는 전정장애 환자의 보행을 평가한 다른 연구들의 결과와 같이 낙상에 대한 두려움과 섬세한 자세-운동(locomotion) 조절력의 부족함 때문에 나타나는 결과로 판단된다[9,16]. 70세 이상의 연령의 보행연구에서 연령 증가에 비례하여 시공간지표중에서 보행 속도, 활보 길이는 감소하

고 양하지 지지기는 증가하는 결과도 전정장애 환자에서의 낙상에 대한 두려움, 운동 조절력의 부족으로 해석할 수 있다[15]. 이 연구에서는 전정신경염 환자와 건강 대조군 모두에서 보행속도가 증가함에 따라 표준화 활보길이 통계적으로 유의하게 증가하였지만 걸음 수와 표준화 활보길이 간에는 두 군 모두에서 통계적으로 유의한 연관성이 없었다(Figs. 2, 3). 걸음 수가 많다고 하더라도 짧은 활보 길이를 가지면 보행속도는 증가하지 않을 수 있다는 의미로 전정신경염환자도 낙상에 의한 두려움으로 시공간 지표 중에서 활보 길이와 단하지 지지기 감소, 장하지 지지기 증가와 같은 해석이 가능하고 이는 파킨슨병 환자에서의 보행형태와 비슷하지만 향후 정량적인 추가 연구가 필요하다[17].

시공간관련지표들은 통합하여 나오는 지표가 운동학적 지표이다. 운동학적 지표로는 보행불균형지수(GA) 및 국면협응지수(PCI)가 있으며 보행불균형지수는 좌우의 유각기시간(swing time)을 비교하여 로그함수지표로 만든 것이다[18]. 그리고 국면협응지수(PCI)는 보행에서의 정확도와 지속성을 함께 평가하기 위해 개발되었다[18]. 파킨슨병 환자와 고령에서는 국면협응지수(PCI)가 높아진다는 많은 연구[19]들이 있고 메니에르, 양성발작성두위현훈, 전정기능저하 환자를 말초전정장애로 분류하고 비말초전정장애군과 국면협응지수(PCI)의 차이를 비교한 연구[9]와 전정장애성실조를 포함한 감각성 실조(sensory ataxia)에서 보행-운동(locomotion) 속도의 증가에 따라 시공간지표의 변동성이 감소한다는 보고[20]는 있었지만 일측의 전정기능장애 환자에서의 국면협응지수(PCI)에 대해서는 정량적으로 평가된 바가 없었으며 이 연구에서는 일측의 전정신경염 환자군에 대해 국면협응지수(PCI)를 분석하고자 했다(Fig. 4). 이 연구는 개별 대상자가 느린 보행속도, 선호 보행속도, 빠른 보행속도를 시행하지 못했고 전체 대상군의 선호 보행속도로만 보행속도와 보행불균형지수(GA) 및 국면협응지수(PCI)의 연관성을 봤다는 제한점은 있지만 보행속도와 국면협응지수(PCI)의 음의 상관성은 보행속도가 빠를수록 보행안정성이 좋아지는 것으로 이해할 수 있으며, 전정신경염의 환자들의 경우에도 전정기능이 회복되면서 선호보행속도가 빨라지면서 낙상위험도는 감소하고 보행안정성을 회복할 것으로 예측할 수 있다. 이 연구는 한계점은 연구 대상자의 수가 부족한 점, 보행 불안정성의 가장 큰 인자인 연령별 연구가 부족한 점, 전정기능이상의 정도에 따른 보행인자의 연관성을 보지 않은 점 등이다. 향후 이 한

계점들을 보완하여 말초전정장애 환자들의 보행-운동지수 기초자료를 획득하기 위한 연구가 필요하다.

결론

신발기반형 관성센서를 이용한 보행 및 동작 분석은 말초전정장애 환자들의 병적 보행상태를 파악하는데 기본적인 지표들을 제공한다. 향후 지속적인 보행연구는 보행기전을 이해하는 데 과학적인 기초를 제공하고 보행의 객관적이고 정량적인 평가를 통해 체계적인 전정재활치료와 그에 따른 효과를 평가할 수 있다.

중심 단어: 보행, 전정신경염, 관성센서, 양측 협응

이해관계(CONFLICT OF INTEREST)

저자들은 이 논문과 관련하여 이해관계의 충돌이 없음을 명시합니다.

감사의 글(ACKNOWLEDGMENTS)

This research was supported by health data validation project of the Busan city.

REFERENCES

1. Bisdorff AR, Staab JP, Newman-Toker DE. Overview of the International Classification of Vestibular Disorders. *Neurol Clin* 2015;33:541-50, vii.
2. Seidel DU, Park JJ, Sesterhenn AM, Kostev K. Diagnoses of dizziness- and vertigo-related disorders in ENT practices in Germany. *Otol Neurotol* 2018;39:474-80.
3. Papathanasiou ES, Murofushi T, Akin FW, Colebatch JG. International guidelines for the clinical application of cervical vestibular evoked myogenic potentials: an expert consensus report. *Clin Neurophysiol* 2014;125:658-66.
4. Angunsri N, Ishikawa K, Yin M, Omi E, Shibata Y, Saito T, et al. Gait instability caused by vestibular disorders-analysis by tactile sensor. *Auris Nasus Larynx* 2011;38:462-8.
5. Bent LR, McFadyen BJ, Inglis JT. Vestibular contributions during human locomotor tasks. *Exerc Sport Sci Rev* 2005;33:107-13.
6. Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM. A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 2007;181:561-70.
7. Iosa M, Fusco A, Marchetti F, Morone G, Caltagirone C,

- Paolucci S, et al. The golden ratio of gait harmony: repetitive proportions of repetitive gait phases. *Biomed Res Int* 2013; 2013:918642.
8. Halmagyi GM, Weber KP, Curthoys IS. Vestibular function after acute vestibular neuritis. *Restor Neurol Neurosci* 2010; 28:37-46.
9. Gimmon Y, Millar J, Pak R, Liu E, Schubert MC. Central not peripheral vestibular processing impairs gait coordination. *Exp Brain Res* 2017;235:3345-55.
10. Wuehr M, Schniepp R, Schlick C, Huth S, Pradhan C, Dieterich M, et al. Sensory loss and walking speed related factors for gait alterations in patients with peripheral neuropathy. *Gait Posture* 2014;39:852-8.
11. Del Din S, Hickey A, Hurwitz N, Mathers JC, Rochester L, Godfrey A. Measuring gait with an accelerometer-based wearable: influence of device location, testing protocol and age. *Physiol Meas* 2016;37:1785-97.
12. Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Basel)* 2014;14:3362-94.
13. Lee M, Youm C, Jeon J, Cheon SM, Park H. Validity of shoe-type inertial measurement units for Parkinson's disease patients during treadmill walking. *J Neuroeng Rehabil* 2018;15: 38.
14. Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. *J Biomech* 2000;33:1433-40.
15. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative spatio-temporal gait parameters in older adults. *Gait Posture* 2011;34: 111-8.
16. Kim SC, Kim JY, Lee HN, Lee HH, Kwon JH, Kim NB, et al. A quantitative analysis of gait patterns in vestibular neuritis patients using gyroscope sensor and a continuous walking protocol. *J Neuroeng Rehabil* 2014;11:58.
17. Egerton T, Williams DR, Iansek R. Comparison of gait in progressive supranuclear palsy, Parkinson's disease and healthy older adults. *BMC Neurol* 2012;12:116.
18. Plotnik M, Bartsch RP, Zeev A, Giladi N, Hausdorff JM. Effects of walking speed on asymmetry and bilateral coordination of gait. *Gait Posture* 2013;38:864-9.
19. Williams AJ, Peterson DS, Earhart GM. Gait coordination in Parkinson disease: effects of step length and cadence manipulations. *Gait Posture* 2013;38:340-4.
20. Schniepp R, Möhwald K, Wuehr M. Gait ataxia in humans: vestibular and cerebellar control of dynamic stability. *J Neurol* 2017;264(Suppl 1):87-92.