

# Variation of Muscle Activity and Balance of the Lower Extremity by Deformed in Shoe Out-soles during One-leg Stance

Won-Jun Choi<sup>b</sup>, Min-Je Jo<sup>b</sup> and Doochul shin<sup>a\*</sup>

<sup>a</sup>Department of physical therapy, College of health sciences, Kyungnam University, Republic of Korea

<sup>b</sup>Department of physical therapy, graduate school of Kyungnam University, Republic of Korea

**Objective:** The purpose of the study was to investigate the effect of shoe sole deformation on the muscle activity and balance of the lower extremities when standing on one foot.

**Design:** Crossed-control group study

**Methods:** A total of 18 healthy adults participated in this study. 9 participants with normal shoe and 9 participants with deformed in shoe out-soles (wear shoes) were included. Muscle activity of the tibialis anterior, fibularis longus and gluteus medius during one leg standing was measured using an electromyography. A balance board was used to evaluate balance ability when standing on one leg. The balance ability when standing on one leg was measured by the sway speed and distance of the center of gravity.

**Results:** Muscle activity of the tibialis anterior, fibularis longus and gluteus medius was no significant difference between groups ( $P > 0.05$ ). Balance ability when standing on one leg was significantly different from the group wearing normal shoes in all variables related to the sway distance and sway speed of the center of gravity.

**Conclusions:** Through this study, the wear of the outer sole of the shoe indirectly confirmed the effect on the wearer's lower extremity muscle activity and balance ability when standing on one foot. These results of this study are expected to be used as basic data for future studies on shoe wear, lower extremity muscle activity and balance ability.

**Key Words:** Shoes, Electromyography, Balance

## Introduction

보행은 신체가 이동(locomotion)하는 것을 의미하며 가장 기본적인 이동수단이다[1]. 인체의 무게중심을 하지의 반복적인 움직임을 통해 이동시키며, 균형을 잃지 않기 위해 무의식적으로 신경계통과 근골격 계통의 상호 작용이 이루어진다. 정상적인 보행이 이루어지려면 전반적인 신체의 균형이 이루어져야 하고[2], 입각기 동안 하지가 지지되어 안정된 상태를 유지하며 유각기 동안 하지가 바닥에서 완전히 떨어져 신체를 앞으로 이동시키는 연속적이고 반복적인 동작을 수행해야 한다[3].

정상적인 보행 동작이 이루어지지 않으면 신체의 관절, 근육 등에 질병을 일으킬 수 있다. 또한 관절과 근육에 피로를 유발하며, 척추와 대뇌까지 영향을 받게 되

어 장애나 질병이 나타날 수 있다[4]. 기능적으로도 문제가 발생하게 되며, 대표적인 것이 균형 저하이다[5]. 균형이란 감각정보를 통해 신체의 위치와 움직임을 인지하여 신경계를 통해 정보를 통합하고 분석하며, 이를 토대로 신체와 분절 사이에 상호작용을 유지하여 넘어지지 않는 상태를 뜻한다[6]. Bronstein과 Brandt는 정상적인 보행이 이루어지기 위해서는 균형감각을 증진시키는 것이 필수요소라고 하였다[7]

보행은 질병의 유무, 성별, 연령 등과 같은 특성들뿐만 아니라 발이 닿는 지면의 형태, 신발의 유형에 큰 영향을 받는다[8]. 보행 시 인체는 지면에 힘을 가하게 되며, 역으로 같은 양의 힘을 지면으로부터 받게 된다. 이는 보행 방향의 추진력으로 사용되기도 하며, 착지 시 제동력으로도 사용되는 양면성을 띄고 있다[9]. 또한 보

Received: Jun 20, 2023 Revised: Jun 25, 2023 Accepted: Jun 26, 2023

Corresponding author: Doochul shin

Department of Physical Therapy, Kyungnam University

7 Kyungnamdaehak-ro, Masanhappo-gu, Changwon, Gyeongsangnam-do, 51767 Republic of Korea

Tel: +82-55-249-2017 Fax: +82-505-999-2173 E-mail: icandox77@kyungnam.ac.kr

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.

Copyright © 2023 Korean Academy of Physical Therapy Rehabilitation Science

행 시 체중의 1~2배, 달릴 때는 2~3배의 충격력을 인체에서 받게 되는데 장시간 또는 과한 힘의 작용은 관절과 근육에 손상을 일으킬 수 있어 이를 예방하기 위한 수단으로 신발을 착용한다[10].

신발의 구조는 발등을 덮고 감싸는 부분인 갑피(upper)와 그 아래 부분인 저부(bottom)으로 크게 두 가지로 나뉜다. 특히 저부는 안창(insole), 중창(midsole), 겔창(outsole)로 나뉘며, 주로 지면으로부터의 충격을 흡수하고 발의 안정성에 영향을 끼친다[11]. 신체의 구조 및 보행 특성에 따라 이러한 신발의 저부에서 겔창이 다양하게 마모되어 변형이 나타나게 되는데, 이는 발에 전달되는 압력의 분포를 변화시켜 피로도를 높이며, 근활성도와 자세 정렬에 영향을 끼치게 되어 비정상적인 보행이 나타나며 허리통증 등을 유발하기도 한다[12]. 하지만, 권성혁, 김충식 (13)은 구두의 외측을 경사지게 만든 것이 일반 구두보다 발목운동에서 보다 안정적인 착지를 유도하였고 발목관절에 부하를 줄여주는 효과가 있었다고 보고하였다. 현재 신발 외측 마모도에 따른 신체 평가에 대한 연구가 미흡한 것이 사실이다. 특히 보행의 입각기와 가장 연관이 깊은 한발서기에서 신발 밑창의 형태에 따른 균형과 하지의 근활성도 측정에 대한 연구는 부족한 실정이다. 따라서 본 연구는 한 발 서기 시 신발 밑창 변형으로 인한 하지 근육의 근활성도와 균형에 어떠한 영향을 미치는지 알아보려고 하였다.

## Methods

### Participants

본 연구의 대상자는 경남 창원시 K 대학교의 20대 학생들 18명을 선정하였다. 연구의 목적과 방법에 대한 충분한 설명을 듣고 자발적으로 실험 참여에 동의한 자들로 선정하였다. 본 연구의 대상자들은 최근 6개월간 정형외과적 및 신경학적 손상을 경험하지 않은 자, 균형을 유지하기 위한 시각 및 청각, 평형감각에 이상이 없는 자, 만성 허리 통증을 경험하고 있지 않는 자로 선정하였다. 연구 대상자의 일반적인 특징은 다음과 같다 (Table 1).

### Procedure

본 실험에 참여한 대상자들은 모두 앞정강근(Tibialis anterior, TA), 긴종아리근(Peroneus longus, PL), 중간볼기근(Gluteus medius, GM)의 한 발 서기 시 근활성도 및 균형의 변화를 측정하기 위해 대상자들은 변형되지 않은 신발을 신은 후 한 발 서기 자세로 밸런스보드 위에 선 자세로 오른쪽 엉덩관절 굽힘 90°, 무릎관절 굽힘 90° 자세를 취하였다(Figure 1). 이 자세를 10초 유지하도록 하고 3회 반복하며 근전도와 균형을 확인하였다. 측정 1회당 휴식은 3분을 진행하였고 한 실험이 종료된 후 5분의 휴식 시간을 가졌다. 휴식을 마친 후 외측 바닥이 변형된 신발을 신고 한 발 서기 자세로 밸런스보드 위에 선 자세로 오른쪽 엉덩관절 굽힘 90°, 무릎관절 굽힘 90°를 10초 유지하도록 하고 이를 3회 반복하며 근활성도와 균형의 변화를 관찰하였다.

연구 대상자들은 실험 전에 실험의 취지 및 방법 등을 설명 듣고 충분한 준비운동으로 몸을 풀었다. 실험 전 실험용 복장(N사 트레이닝 반바지)을 갖추고 실험을



Figure 1. One leg standing posture

Table 1. The General characteristics of subjects M±SD

	Hegiht(cm)	Weight(kg)	Foot size(mm)	Age(yr)
Male(n=9)	175.33±5.00	77.11±9.46	269.44±8.45	22.56±1.13
Female(n=9)	161.22±3.83	57.78±7.42	233.89±2.20	22.11±0.33

준비하였고, 모든 대상자들은 우세 다리로 오른쪽 다리를 사용하였다. 실험은 전문지식을 가지고 있는 두 명의 측정자에 의해 이루어졌으며 한 명의 측정자는 컴퓨터를 조작하였고, 다른 한 명은 대상자의 자세와 실험 과정을 조절하였다. 두 명의 측정자는 실험의 모든 절차를 잘 숙지하고 있었으며, 측정자들과 실험에 참여한 모든 대상자들이 이 실험의 결과에 예측과 의미를 알지 못하도록 하였다. 또한, 대상자들이 실험 절차와 실험에 익숙하지 않도록 자세한 설명과 1회의 예비 실험을 실시하였다.

**앞정강근, 간종아리근, 종간불기근의 근활성도**

대상자의 TA, PL, GM의 근활성도를 알아보기 위해 근전도 분석기(Trignowireless EMG, Delsys, USA)를 사용하였다.

근전도 분석기의 정확한 측정을 위하여 부착 부위를 면도 한 뒤, 알코올 솜으로 닦아 낸 후 피부저항을 줄여 전극을 부착하였다. TA의 전극은 정강뼈(Tibia)의 안쪽 몸체(medial shaft)에서 가쪽으로 하여 2cm 간격으로 부착되었고, PL의 전극은 종아리뼈 머리(Fibula Head)에

서 가쪽 복사뼈(Lateral malleolus) 사이의 1/4 지점에 부착하였다. GM의 전극은 넙다리뼈 큰돌기(Greater trochanter)와 엉덩뼈 능선(Iliac crest) 사이의 거리의 근위부 1/3 지점에 전극을 부착하였다(Cram 등, 1998). 모든 전극은 근육의 섬유 방향과 평행하게 부착하였고, 전극 부착 부위는 다음과 같다(Figure 2).

**한 발 서기 균형능력**

대상자의 한 발 서기 동안의 균형 변화를 측정하기 위해 밸런스 보드(K-force Plates, Kinvent, France)를 사용하였다. 대상자의 한 발 서기 동안 균형변화 따른 체중심의 이동거리, 속도에 대하여 측정하여 균형능력을 평가한다.

**신발**

본 연구에 사용된 신발은 대상자들이 선호하는 신발을 고려하여 동일한 제품으로 구성되었으며 2가지 형태의 신발이 실험에 쓰였다(Figure 3). 첫 번째, 평상시에 대상자들이 즐겨 신는 신발 형태로써 바닥 변형이 없는 신발이며 운동화 계열로 하였다. 두 번째, 가장 많은 사



Figure 2. Electrode attachment position



Figure 3. Shoes(Left - normal, Rt - deformation)

람들이 경험하게 되는 형태로 좌측 우측 신발의 바닥 뒤꿈치 외측만 변형된 신발이다. 일반 보행 시 뒤꿈치가 처음 지면에 닿을 때 뒤꿈치의 외측 부분이 접촉하게 되면서 이 부분의 변형이 일반적으로 가장 빠르게 진행된다. 신발 바닥 변형 정도는 실험의 목적을 위해 특별히 제작하였으며 내측 바닥은 그대로 두고 외측 바닥은 완전히 마모된 상태(20°)이다[14]. 신발 중축의 변형 정도는 신발을 삼등분하여 뒤꿈치부터 첫 번째 부분만 마모를 진행시켰다.

### Data and statistical analysis

본 연구에서 수집된 일반적인 자료는 SPSS 통계 프로그램(19.0 SPSS INC, USA)을 이용하여 통계 처리를 하였다. 대상자의 일반적인 특성을 알아보기 위해 기술 통계를 하여 각 변수에 대한 평균 및 표준편차를 산출하였으며, 정규성 검정을 위해 Shapiro-Wilk 방법으로 정규성 검증을 시행하였다. 한 발 서기 시 신발 바닥 변형에 따른 TA, PL, GM의 근활성도와 균형의 차이를 비교하기 위해 independent t-test와 Mann-Whitney U test를 사용하였다. 통계분석의 유의 수준은  $p < 0.05$ 로 설정하였다.

### Results

본 연구에서 대상자는 남성 9명(50%), 여성 9명(50%)으로 총 18명이 참여하였다. 대상자의 신장은 남성  $175.33 \pm 5.00$ cm, 여성  $161.22 \pm 3.83$ cm였고, 체중은 남성  $77.11 \pm 9.46$ kg, 여성  $57.78 \pm 7.42$ kg, 발 크기는 남성  $269.44 \pm 8.45$ cm, 여성  $233.89 \pm 2.20$ cm, 연령은 남성  $22.56 \pm 1.13$ 세, 여성  $22.11 \pm 0.33$ 세였다(Table 1).

한 발 서기를 하는 동안 신발 바닥 변형에 따른 TA, PL, GM의 근활성도의 차이를 알아보기 위해 분석 한 결과 세 변수 모두 유의한 차이가 없었다( $p > 0.05$ ) (Table 2).

한 발 서기를 하는 동안 신발 바닥 변형에 따른 균형의 차이를 알아보기 위해 분석 한 결과 압력 중심점 이동 면적, 총 위치 변화, 평균 속도, 가로 진폭, 세로 진폭, 발뒤꿈치 가로 진폭, 발뒤꿈치 세로 진폭, 발뒤꿈치 면적, 발끝 세로 진폭, 발끝 면적에서 유의한 차이가 있었다( $p < 0.05$ )(Table 3).

### Discussion

권성혁과 김충식은 구두의 밑창 외측을 경사지게 하여 발목운동을 분석 한 결과 일반 구두에 비해 착지 시

**Table 2.** Comparison of muscle activity according to shoe sole deformation during one-leg standing

	Wear shoes	Normal shoes	p
TA	25.19±31.47	17.47±13.35	0.568
PL	38.12±26.34	39.85±27.51	0.825
GM	36.12±18.23	28.88±15.30	0.376

\*  $p < 0.05$ . TA: Tibialis Anterior, PL: Peroneus Longus, GM: Gluteus Medius

**Table 3.** Comparison of balance according to shoe sole deformation when standing on one foot

	Wear shoes	Normal shoes	p
SF	847.60±386.51	235.74±164.09	0.000*
TD	357.72±120.64	159.56±82.20	0.000*
MV	35.62±12.03	15.86±8.14	0.000*
LOA	40.81±14.67	18.54±6.75	0.000*
LAA	25.65±5.99	14.66±6.38	0.000*
HLOA	15.26±5.40	7.60±4.81	0.000*
HLAA	24.37±6.06	11.90±5.17	0.000*
HS	308.78±166.65	87.06±81.48	0.000*
TLOA	19.99±21.48	10.71±6.94	0.017*
TLAA	41.25±15.17	20.12±8.05	0.000*
TS	650.728±648.56	198.51±191.55	0.000*

\*  $p < 0.05$ . SF: Surface, TD: Total Displacement, MV: Mean Velocity, LOA: Longitudinal Amplitude, LAA: Lateral Amplitude, HLAA: Heel Lateral Amplitude, HLOA: Heel Longitudinal Amplitude, HS: Heel Surface, TLAA: Tip Lateral Amplitude, TLOA: Tip Longitudinal Amplitude, TS: Tip Surface

안정성이 증가하였고 발목관절 안쪽 번짐을 감소시켜 부하를 감소시키는 효과가 있었다고 하였다[13]. 또한 Webster와 Gribble은 발목의 불안정성이 있는 환자에서 갑작스런 발목 관절 옆침에 대한 반응으로 중간발기근 근활성도가 감소함을 발견하였다[15]. 발목관절에서 동적 안정성 조절이 부족하면 엉덩관절 및 엉덩이의 근육들이 정상적인 수축이 이루어지기 힘들다[16]. 또한 Webster와 Gribble은 발목의 불안정성이 있는 환자에서 갑작스런 발목 관절 옆침에 대한 반응으로 중간발기근 근활성도가 감소함을 발견하였다. 발목관절에서 동적 안정성 조절이 부족하면 엉덩관절 및 엉덩이의 근육들이 정상적인 수축이 이루어지기 힘들다[16]. 본 연구에서는 일반 신발과 변형 된 신발에서 한발서기에 따른

TA, PL, GM의 근활성도는 모두 유의한 차이는 보이지 않았다. 이전 연구와는 다르게 동적인 자세가 아닌 한발 서기인 정적인 자세와 더불어 안정적인 지지면에서 측정하였기 때문에 근활성도에서 유의한 차이가 없었다고 생각된다.

보행 시 지면과 접촉하는 신발 외측 밑창의 구조적 형태가 신체 안정성에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다고 하였다[17]. 일반적으로 보행 중 지지기 시 체중이 실리면서 자연스럽게 가쪽 번짐이 발생된다. 발목이 안쪽 번짐 또는 가쪽 번짐은 상태로 장시간 보행하게 되면 무게 중심의 이동 변화, 발바닥 압력의 이동 변화, 지면 반력의 변화 등이 합쳐져 결국 정상적이지 못한 보행 패턴이 일어나게 된다[14]. 본 연구에서는 일반신발보다 변형된 신발에서 한발서기 시 압력 중심점 이동 면적, 총 위치 변화, 평균 속도, 가로 진폭, 세로 진폭, 발뒤꿈치 가로 진폭, 발뒤꿈치 세로 진폭, 발뒤꿈치 면적, 발끝 세로 진폭, 발끝 면적에서 유의하게 증가하였다. 이는 변형된 신발에서 발목관절의 안전성이 증가한 이유는 TA, GM의 활성도가 증가하였기에 때문이지만, 일반 신발보다 변형된 신발의 밑창이 불안정한 지지면이기 때문에 보상작용이 나타나 균형 유지의 효율성이 감소한 것으로 생각된다.

본 연구의 제한점으로는 20대 대학생으로 대상자를 선정하였기 때문에 다양한 연령층에서의 특성을 알 수가 없으며, 성별 간의 차이를 분석하지 않았기 때문에 그에 따른 특성을 알 수가 없다. 또한 동적인 중재가 없었기 때문에 일상적인 기능적 움직임에 일반화 시키기에는 다소 어려운 부분이 있다. 향후 연구는 보행 시 신발 변형에 따른 골반 및 하지 근육의 근활성도와 균형의 차이를 분석하는 연구가 필요할 것으로 생각되어진다. 또한 본 연구는 특정한 질환을 가진 환자가 아닌 건강한 성인을 대상으로 하였고, 대상자들에 따라 보행 패턴이 서로 상이함에 따라 밑창의 마모도 역시 상이할 거라 생각된다. 그러나 본 연구에서는 외측 바닥이 완전히 마모된 상태로 특별제작 되었기 때문에 대상자들의 특성에 따른 변화를 분석할 수 없었다. 향후 연구에서는 대상자들의 보행패턴을 구분하고 그에 따른 특징을 분석하는 연구가 필요할 것으로 생각되어진다.

## Conclusion

본 연구는 한 발 서기 시 신발 바닥 변형이 하지 근육의 근활성도와 균형에 미치는 영향에 대해 알아보았다.

본 연구의 결과로 한 발 서기를 하는 동안 신발 바닥 변형에 따른 TA, PL, GM의 근활성도의 차이를 알아보

기 위해 분석한 결과 세 변수 모두 유의한 차이가 없었다. 한 발 서기를 하는 동안 신발 바닥 변형에 따른 균형의 차이를 알아보기 위해 분석한 결과 압력 중심점 이동 면적, 총 위치 변화, 평균 속도, 가로 진폭, 세로 진폭, 발뒤꿈치 가로 진폭, 발뒤꿈치 세로 진폭, 발뒤꿈치 면적, 발끝 세로 진폭, 발끝 면적에서 유의한 차이가 있었다.

본 연구를 통하여 보행 시 균형 증진을 위한 중재에서 신발 밑창의 외측 마모도가 미치는 영향에 대한 향후 연구들에 정보 제공을 해 줄 수 있을 것으로 생각된다.

## Reference

1. Perry J, Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1992;12:815.
2. Holmes A, Delahunt E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. *Sports medicine*. 2009;39:207-24.
3. Kirtley C. *Clinical gait analysis: theory and practice*: Elsevier Health Sciences; 2006.
4. Baker JM. Gait disorders. *The American journal of medicine*. 2018;131:602-7.
5. Yavuzer G, Eser F, Karakus D, Karaoglan B, Stam HJ. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2006;20:960-9.
6. Salzman B. Gait and balance disorders in older adults. *American family physician*. 2010;82:61-8.
7. Bronstein A, Brandt T. *Clinical disorders of balance, posture and gait*: CRC Press; 2004.
8. Nigg B, Hintzen S, Ferber R. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*. 2006;21:82-8.
9. Marasović T, Cecić M, Zanchi V. Analysis and interpretation of ground reaction forces in normal gait. *WSEAS Trans Syst*. 2009;8:1105-14.
10. Winiarski S, Rutkowska-Kucharska A. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. *Acta of Bioengineering & Biomechanics*. 2009;11.
11. Menant JC, Perry SD, Steele JR, Menz HB, Munro BJ, Lord SR. Effects of shoe characteristics on dynamic stability when walking on even and uneven surfaces in young and older people. *Archives of*

- physical medicine and rehabilitation. 2008;89:1970-6.
12. Burton AK. How to prevent low back pain. *Best practice & research Clinical rheumatology*. 2005;19: 541-55.
  13. Sung-Hyuk Kwon, Choong-Sik Kim, Hee-Jin Kim, Taebeum Ryu, Chung Min Keun. The Effect of a Wedged Rocker Sole on Ankle Joints during Gait. *J Ergon Soc Korea*. 2008;27:93-101.
  14. Lee CM, sun Park M, won Lee S. The research on the walking for each type biomechanical effect according to the Last Heel Ball Offset height variation. *J Ergon Soc Korea Conference*. 2011:409-12.
  15. Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. *Physical therapy in sport*. 2013;14:17-22.
  16. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Medicine and science in sports and exercise*. 2006;38:945.
  17. Ramanathan A, Parish E, Arnold G, Drew T, Wang W, Abboud R. The influence of shoe sole's varying thickness on lower limb muscle activity. *Foot and Ankle Surgery*. 2011;17:218-23.