

The Effects of Hemiplegia on Gait Parameters and Plantar Pressure Distribution After Stroke

Soonbeom Kim¹, Dongheon Kang², Jiyoung Park³

¹National Rehabilitation Center, Department of Clinical Rehabilitation Research, Seoul, 01022

²National Rehabilitation Center, Department of Healthcare and Public Health Research, Seoul, 01022

³Wonkwang University, Department of Safety and Health, Iksan-si, Jeonbuk-do, 54538

뇌졸중 이후 편마비가 보행 및 족저압 분포에 미치는 영향

김순범¹, 강동헌², 박지영³

¹국립재활원 임상재활연구과

²국립재활원 건강보건연구과

³원광대학교 안전보건학과

Corresponding Author

Jiyoung Park

Wonkwang University, Department of

Safety and Health, Iksan-si,

Jeonbuk-do, 54538

Email : withji0@wku.ac.kr

Received : February 24, 2025

Revised : February 27, 2025

Accepted : March 12, 2025

Objective: The purpose of this study is to quantitatively analyze plantar pressure distribution across different foot regions to compare differences between affected and unaffected sides and identify asymmetric characteristics in stroke patients.

Background: Stroke is a condition characterized by various neurological symptoms, including motor impairment, sensory disturbances, speech difficulties, impaired consciousness, and limb paralysis resulting from brain damage. Most stroke patients exhibit abnormal gait patterns, negatively impacting their health and quality of life. Understanding gait and balance functions can help clinicians identify critical factors during stroke rehabilitation. The plantar pressure measurement system, one of the gait evaluation methods, can measure and analyze variables such as force, pressure, and timing according to specific foot regions.

Method: Thirty-two community-dwelling stroke patients participated in this study. A plantar pressure measurement system was used to evaluate plantar pressure distribution characteristics. Temporal gait variables, including step time, stance phase, swing phase, single support, double support, and cadence, were measured. For plantar pressure analysis, each foot was divided into seven regions, and maximum force, peak pressure, mean pressure, contact area, and contact time were recorded. All variables were separately analyzed and compared between affected and unaffected sides.

Results: The unaffected side showed significantly higher values for temporal gait variables, including step time, stance phase, swing phase, single support, double support, and cadence. Plantar pressure variables were also higher on the unaffected side compared to the affected side. On the affected side, plantar pressure variables were greater in lateral foot regions compared to medial foot regions.

Conclusion: This study confirmed the presence of asymmetric plantar pressure distribution and gait characteristics between the affected and unaffected sides in stroke patients. Regarding plantar pressure variables, stroke patients exhibited a gait pattern that relied more on the unaffected side. Furthermore, the affected lower extremity tended to support the ground more in the lateral areas rather than the medial areas during gait.

Application: The findings of this study can serve as valuable data for developing rehabilitation programs aimed at improving symmetrical gait and gait stability in stroke patients.

Keywords: Stroke, Hemiplegia, Gait, Plantar pressure, Asymmetry

1. Introduction

뇌졸중은 뇌 혈관이 터지거나 막힘으로 인해 갑작스럽게 운동, 감각, 발음, 의식장애 또는 사지 마비와 같은 뇌 기능 이상이 발생하는 신경학적 질환이다(Yu et al., 2020; Yu et al., 2020). 뇌졸중은 장기 마비의 주요 원인으로, 회복 후 환자의 80%가 비정상적인 보행을 하게 되며 건강과 삶의 질에 상당한 부정적 영향을 미치게 한다(Li et al., 2018). 뇌졸중 이후 개인 삶의 질을 저하시킬 뿐만 아니라 상당한 사회적 비용을 초래한다. 뇌졸중에 영향을 받은 환자들의 경우 비정상적인 보행, 신체적 통제력 약화, 몸통의 흔들림, 양쪽 하지의 비대칭적인 체중 부하, 무게 중심의 이동 능력의 저하 등을 보이며 이로 인하여 보행이 불안정해지고 낙상 위험이 증가하게 된다(Saleh et al., 2019).

정상적인 인간의 걸음걸이의 두드러진 특징은 대칭성이며 정상적인 걸음걸이와 병리적 걸음걸이를 구별하는 관련 지표로 입증되었다(Viteckova et al., 2020). 보행 및 균형 기능과 관련된 요소에 대한 지식은 임상가가 뇌졸중 환자의 재활치료 중 관련된 요인을 식별하는데 도움이 될 수 있으며, 임상가와 연구자가 균형 및 보행 기능을 평가할 때 중점을 두어야 하는 보행 관련 매개변수를 결정하는데 도움이 될 수 있다(Chang et al., 2021). 또한 정확한 진단은 불필요한 치료를 제외하고 필요한 재활치료의 활용을 극대화함으로써 재활치료의 효과를 향상시키는데 도움이 된다(Langhorne et al., 2011).

보행 및 균형과 관련된 평가 방법은 다양한 장비와 기술을 통해 이루어진다. 일반적으로 사용되는 보행분석 방법으로는 3차원 동작분석 방법으로 카메라를 활용한 분석 방법이다. 3차원 좌표계를 통해 위치, 속도, 관절각도 등 다양한 운동학적(Kinematics) 변인 분석이 가능하다. 그리고 압력을 측정하기 위해 사용되는 대표적인 장비는 지면반력기(Force platform)가 있다. 압력 센서를 사용하여 뇌졸중 환자의 체중 부하량을 수집하는 것은 보행 전략을 평가하고 보행을 향상시키는 유용한 도구가 될 수 있다(Munoz-Organero et al., 2016). 지면반력기 장비는 실험실이나 보행 평가실에 고정형으로 설치되어 사용되며, 3차원 동작분석 시스템과 함께 사용할 수 있다. 또한 3개의 축에 대한 압력을 측정할 수 있어 유용하게 사용된다. 하지만 지면반력기를 사용하는데 고려해야 하는 점으로 한판에 한쪽 다리만 접지해야 하며, 다리의 일부가 걸치거나 반대쪽 다리가 닿지 않게 통제를 해야 한다. 그러나 편마비 뇌졸중 환자의 경우 걸침 보행이 나타나기 때문에 지면반력기를 사용하는데 있어 어려움이 있다. 또한 발 전체에 대한 압력이 측정되며 뒤꿈치, 발가락과 같은 영역에 따른 압력 분포 분석에 한계가 있다.

본 연구에서는 족저압 시스템 장비를 활용하여 뇌졸중 이후 편마비 증세가 보행과 족저압 분포에 미치는 영향을 알아보고자 한다. 족저압 시스템 장비는 지면반력기의 단점을 보완할 수 있는 장비로 다양한 연구에서 활용되는 대표적인 족저압 시스템은 Pedar-X (Novel GmbH, Munich, Germany)이다. 압력 분포 측정 시스템은 99개의 용량성 센서를 기반으로 신발 속에 넣어서 사용할 수 있도록 개발되었다(Drăgulescu et al., 2020; Putti et al., 2007; Ramanathan et al., 2010). 또한 장비와 PC간 연결 방식은 블루투스 기반의 무선 장비로 압력 분포 측정 시 케이블로 인한 거리의 제약이 없다. 시간적 보행변수 측정과 동시에 가장 대표적인 특징으로 연구 목적에 따라 발 영역을 구분하여 영역별 압력 분포 분석이 가능하다. Kimura 등 (2022)은 족저압 분포가 환자의 보행 능력을 반영하는 것으로 나타난다고 하였다. 뇌졸중 장애인의 족저압 분석 선행 연구에서는 3~4개의 영역으로 구분한 연구가 있다(Fu et al., 2022; Liu et al., 2023; Zhao et al., 2022). 일반적으로 앞발, 중간, 뒤꿈치 3개의 영역으로 구분하여 보행 시 각 영역에 대한 족저압 변인의 비교 연구가 대부분이다. 이전 연구와 같이 3개의 영역으로 구분한다면 발의 외측과 내측영역에 대한 족저압 및 발의 접촉 패턴을 파악하는데 어려움이 있다. 특히 뇌졸중 환자의 보행은 마비측 하지가 지면에 정확하게 접하지 못하여 보행 불안정성이 나타난다. 보행 시 영역에 따른 족저압 측정을 통해 보행 시 안정성 확보를 위한 접촉과 보행 추진력을 위한 영역별 분포 및 패턴을 정확하게 파악하기 위해서는 영역을 세분화할 필요가 있다. 따라서 본 연구는 족저압 시스템을 사용하여 뇌졸중 환자의 보행 능력을 파악하기 위해 뒤꿈치, 중간내측, 중간외측, 전방내측, 전방외측, 엄지발가락, 발가락영역으로 구분하여 뇌졸중 환자들의 비대칭적인 특성 확인을 위해 영역에 따른 족저압 분포를 정량적으로 확인하여 마비측과 비마비측의 차이를 비교하고자 한다. 이를 통해 뇌졸중 환자의 보행 개선을 위해 재활

운동 및 체육 프로그램 적용하고 개발하는 임상, 물리치료사, 개발자 등에게 객관적 자료를 제공하고자 한다.

2. Method

2.1 Participants

본 연구는 지역사회에 거주하며 재활병원 및 지역사회 체육센터에 방문하고 있는 편마비 뇌졸중 환자를 모집하였다. 모집된 인원을 대상으로 구체적인 연구 목적 및 방법에 대해 충분히 설명을 하였으며, 자발적으로 참여 의사를 밝히고 동의서에 서명한 32명을 대상으로 진행하였다. 그리고 연구 참여 기준은 다음과 같이 설정하였다; 1) 뇌졸중 진단 후 6개월 이상 경과한 자, 2) 1분 이상 독립보행이 가능한 자, 3) 마비측이 한쪽으로 국한된 자를 대상으로 하였다. 연구 참여 제외 대상은 1) 근골격계 및 정형외과적 질환으로 인해 보행에 어려움이 있는 자, 2) 근 경직으로 보행에 어려움이 있는 자를 기준으로 하였다. 본 연구는 서울 소재 재활병원 기관연구윤리위원회(No. 050432021)의 승인을 받아 진행되었으며, 실험 중 낙상 등 안전사고의 위험이 있어 임상시험배상책임보험에 가입한 후 실험을 진행하였다. 본 연구에 참여한 대상자의 일반적 특성은 Table 1과 같다.

Table 1. Characteristics of participants

Characteristics	Stroke (n=32)
Age (year)	61.75±11.97
Height (cm)	164.95±7.53
Weight (kg)	69.19±11.76
BMI (kg/m ²)	24.90±3.08
Skeletal muscular mass (kg)	28.38±5.49
Onset (year)	10.99±6.82
Gender (Male / Female)	25/7
Disease name (Hemorrhage / Infarction)	25/7
Paretic side (Left / Right)	15/17

2.2 Measurement equipment

본 연구에서 사용된 족저압 측정 장비는 Pedar-X (Novel, Germany)를 사용하였다. 족저압 장비는 블루투스 연결 방식의 무선 측정 장

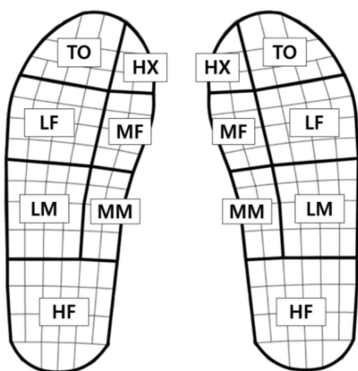


Figure 1. Plantar pressure measurement device divided into seven regions

비로 2mm 두께의 얇은 인솔형 센서이다. 인솔 형태의 센서로 신발 속에 넣어서 사용하며, 총 99개의 센서가 장착되어 보행변수와 족저압 변인의 측정 및 분석이 가능하다. 본 연구에서는 데이터 측정 샘플링 주파수는 50Hz로 설정하여 데이터를 수집하였다. 마비측과 비마비측의 족저압 비교분석을 위해 7개 영역으로 구분하였다. 7개 영역은 뒤꿈치(HL; Heel-foot), 중간내측(MM; Medial-Midfoot), 중간외측(LM; Lateral-Midfoot), 전방내측(MF; Medial-Forefoot), 전방외측(LF; Lateral-Forefoot), 엄지발가락(HX; Hallux), 발가락(TO; Toe)으로 Figure 1과 같다.

2.3 Measurement variables

족저압 측정 장비를 사용하여 측정된 변인은 독립변수인 시간적 보행변수와 족저압 변인으로 구분하였다. 시간적 보행변수에는 한걸음 시간(Stride time), 스텝시간(Step time), 보행주기(gait cycle)에 대한 입각기(Stance phase), 유각기(Swing phase), 한발지지기(Single support), 두발지지기(Double support)의 비율(%), 한발짝물(Cadence)을 종속변수로 정의하였다. 한걸음 시간은 한쪽 발이 처음 닿는 순간부터 다시 지면에 닿는 순간까지 소요된 시간을 산출하였다. 스텝시간은 반대쪽 발이 지면에 닿는 순간까지 소요된 시간, 입각기는 다리가 지면에 닿아 있는 구간, 유각기는 다리가 지면에 떨어져 있는 구간, 한발지지기는 한쪽 다리로 지면을 지지하는 구간, 두발지지기는 두발이 지면에 닿아 있는 구간이다. 한발짝물은 분당 스텝 수를 계산하여 산출하였다. 족저압 변인에는 최대 힘(Max force), 최대 압력(Max pressure), 평균 압력(Mean pressure), 접촉 면적(Contact area), 접촉시간(Contact time)을 종속변수로 정의하였다.

2.4 Experimental procedure

본 연구는 뇌졸중 환자의 마비측과 비마비측의 시간적 보행변수와 족저압 변수를 비교하기 위해 6m 보행 주로가 있는 실험실에서 진행되었다. 족저압 변수의 경우 불규칙한 지면에 영향을 받기 쉽기 때문에 지면에 평평한 곳에서 측정하였다. 또한 신발의 다양한 기능 및 모양, 형태에 따라 대상자 사이의 측정 데이터 오차가 발생할 수 있기 때문에 모든 대상자는 준비된 실내용 신발(Slanger, SL-299)을 동일하게 착용하였다. 신발의 기존 깔창을 제거하고 Pedar-X 장비를 삽입하였다. 보행 측정을 하기 전 마비측과 비마비측을 약 3초씩 한발서기 자세로 영점조절을 실시하였다. 대상자들은 평소와 같이 보행하도록 지시 받았으며, 측정자에 신호에 따라 보행을 실시하였다. 보행 평가는 총 4회 왕복하여 총 8개의 보행 데이터를 측정하였다. 8개의 보행 데이터 중 균형상실 등의 보행장애가 발생한 경우를 제외하여 4개의 보행을 선정하였다. 선정된 보행은 보행추진구간과 감속구간을 제외하고 보행 중간 3개의 보행주기(Gait cycle)의 시간적 보행변수 및 족저압 변인의 평균 데이터를 본 연구에 사용하였다. 보행주기는 한발이 지면에 처음 닿을 때부터 같은 발이 지면에 다시 닿을 때 끝나는 구간이며, 본 연구에서는 마비측과 비마비측으로 구분하여 시간적 보행변수를 계산하였다.

2.5 Statistical analysis

본 연구에서 수집된 자료는 SPSS 프로그램(Version 21.0, IBM, Corp., Armonk, NY, USA)을 통해 분석하였다. 본 연구에 참여한 대상자들의 일반적 특성은 기술통계를 사용하였다. 측정된 시간적 보행 및 족저압 변수는 마비측과 비마비측 비교를 위해 Shapiro-Wilk 검정을 실시하여 정규성 검증을 실시하였다. 정규성 검증 결과 정규 분포가 나타나지 않았기 때문에($p < .05$) 비모수 통계 Wilcoxon signed rank test를 실시하였다. 본 연구의 통계적 유의수준은 .05 미만으로 설정하였다.

3. Result

본 연구는 족저압 시스템을 사용하여 뇌졸중 환자의 시간적 보행변수 및 족저압 변수의 마비측과 비마비측 비교를 통해 보행 특성을 파악하고자 하였다. 각 변인에 따른 비교분석 결과는 다음과 같다.

3.1 The variable of temporal gait parameters

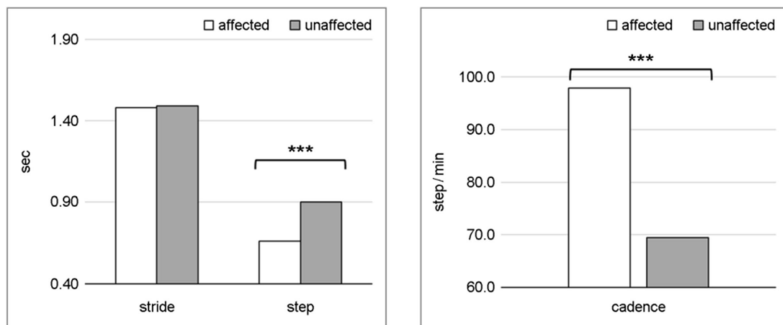
Pedar-X 장비를 사용하여 측정된 시간적 보행변수의 결과는 Table 2와 Figure 2와 같다. 시간적 보행변수에서 스텝시간(Step time), 입각기 시간(Stance time), 유각기 시간(Swing time), 한발지지기(Single support), 두발지지기(Double support), 한발짝물(Cadence)에서 마비측과 비마비측 사이의 유의한 차이가 나타났다($p < .001$).

Table 2. The result of temporal gait parameters on affected and unaffected side

Parameters	Affected (Mean ± SD)	Unaffected (Mean ± SD)	Z	p
Stride time (sec)	1.48±0.27	1.49±0.22	-0.636	.525
Step time (sec)	0.90±0.20	0.66±0.25	-4.189	<.001***
Stance time (%gait cycle)	56.93±3.95	71.77±5.57	-4.937	<.001***
Swing time (%gait cycle)	41.29±7.60	26.97±6.37	-4.413	<.001***
Single support (%gait cycle)	26.97±6.77	47.43±5.63	-4.937	<.001***
Double support (%gait cycle)	29.96±7.24	24.31±6.71	-4.488	<.001***
Cadence (step/min)	69.44±13.82	97.82±21.73	-4.712	<.001***

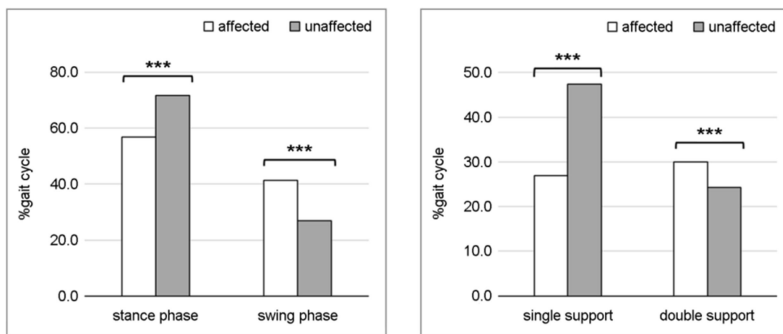
***p<.001

한걸음 시간(Stride time)에서는 마비측이 1.48±0.27s, 비마비측은 1.49±0.22s로 큰 차이가 없었으며 유의한 차이는 보이지 않았다. 반면 스텝시간(Step time)에서는 마비측이 0.90±0.20s, 비마비측이 0.66±0.25s로 비마비측이 유의하게 빠르게 나타났다(p<.001). 보행주기에 대한 입각기, 유각기, 한발지지기, 두발지지기 비율의 결과는 다음과 같다. 먼저 입각기 비율은 마비측이 56.93±3.95%, 비마비측이 71.77±5.57%로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다(p<.001). 유각기 비율은 마비측이 41.29±7.60%, 비마비측이 26.97±6.37%로 마비측이 유의하게 크게 나타났다(p<.001). 한발지지기 비율은 마비측이 26.97±6.77%, 비마비측이 47.43±5.63%로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다(p<.001). 두발지지기의 비율은 마비측이 29.96±7.24%, 비마비측이 24.31±6.71%로 마비측이 유의하게 크게 나타났다(p<.001). 한발짝률은 비마비측이 69.44±13.82 step/min, 마비측이 97.82±21.73 step/min으로 마비측이 유의하게 크게 나타났다(p<.001).



(a) Stride time and step time

(b) Cadence



(c) Stance and swing phase ratio according to gait cycle

(d) Single and double support ratio according to gait cycle

Figure 2. Comparison and analysis results of temporal gait parameters

3.2 The variables of plantar pressure

족저압 변인에는 최대 힘(Max force), 최대 압력(Max pressure), 평균 압력(Mean pressure), 접촉 면적(Contact areas), 접촉시간(Contact time)을 측정하여 마비측과 비마비측 사이를 비교하였으며 그 결과는 Table 3과 Figure 3과 같다.

먼저 최대 힘에서는 뒤꿈치(HF), 전방외측(LF), 전방내측(MF), 엄지발가락(HX), 발가락(TO)영역에서 마비측과 비마비측 사이의 유의한 차이가 나타났다. 뒤꿈치영역에서는 마비측이 274.29±129.40N, 비마비측이 364.87±115.33N으로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 전방외측영역은 마비측인 159.02±65.07N, 비마비측은 224.30±77.53N으로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 전방내측영역은 마비측이 66.39±45.85N, 비마비측이 153.93±60.83N으로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 엄지발가락영역은 마비측이 42.00±43.94N, 비마비측이 69.30±39.05N으로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.01$). 발가락영역은 마비측이 38.81±32.07N, 비마비측이 72.89±35.45N으로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 반면 중간외측(LM)영역에서는 마비측과 비마비측 사이에서 큰 차이가 보이지 않았고, 중간내측(MM)영역에서는 비마비측이 상대적으로 크게 나타났지만 두 영역 모두 유의한 차이는 나타나지 않았다.

최대 압력에서는 뒤꿈치, 정방외측, 정방내측, 엄지발가락, 발가락영역에서 마비측과 비마비측 사이의 유의한 차이가 나타났다. 뒤꿈치영역에서 마비측은 133.35±58.98kPa, 비마비측은 165.56±61.90kPa으로 비마비측이 유의하게 큰 압력이 나타났다($p<.01$). 전방외측영역은 마비측이 122.08±60.75kPa, 비마비측은 159.77±52.61kPa으로 비마비측이 유의하게 큰 압력이 나타났다($p<.001$). 전방내측영역은 마비측이 73.34±31.14kPa, 비마비측이 157.20kPa로 비마비측이 유의하게 큰 압력이 나타났다($p<.01$). 발가락영역은 마비측이 61.77±43.84kPa, 비마비측이 97.41±43.50kPa로 비마비측이 유의하게 큰 압력이 나타났다($p<.01$). 하지만 중간외측영역은 마비측이 상대적으로 크게 나타났으며, 중간내측영역은 비마비측이 상대적으로 크게 나타났지만 유의한 차이는 나타나지 않았다.

평균 압력에서는 뒤꿈치, 전방내측, 발가락영역에서 마비측과 비마비측 사이의 유의한 차이가 나타났다. 뒤꿈치영역에서 마비측이 39.19±19.66kPa, 비마비측이 54.13±20.47kPa로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.01$). 전방내측영역은 마비측이 19.90±14.14kPa, 비마비측이 37.26±14.16kPa로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 발가락영역은 마비측이 12.86±10.24kPa, 비마비측이 18.20±9.20kPa로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.05$). 반면 중간외측영역은 마비측이 상대적으로 크게 나타났고 중간내측과 전방외측, 엄지발가락영역은 비마비측이 상대적으로 크게 나타났지만 유의한 차이는 나타나지 않았다.

접촉 면적에서는 뒤꿈치, 전방외측, 전방내측, 엄지발가락, 발가락영역에서 마비측과 비마비측 사이의 유의한 차이가 나타났다. 뒤꿈치영역에서 마비측은 33.35±7.86cm², 비마비측은 35.66±7.26cm²로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.01$). 전방외측영역은 마비측이 22.45±4.10cm², 비마비측이 23.88±2.04cm²로 비마비측이 유의하게 크게 나타났고($p<.01$), 전방내측영역은 마비측이 13.22±4.73cm², 비마비측이 16.87±2.36cm²로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.01$). 엄지발가락영역에서 마비측은 4.48±2.75cm², 비마비측은 5.98±2.21cm²로 비마비측이 유의하게 크게 나타났으며($p<.05$), 발가락영역은 마비측이 8.09±4.85cm², 비마비측이 12.60±4.89cm²로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.01$). 접촉시간에서는 뒤꿈치, 중간외측, 전방외측, 전방내측에서 유의한 차이가 나타났다. 뒤꿈치영역은 마비측이 0.87±0.82s, 비마비측은 0.95±0.31s로 나타났고, 중간외측영역은 마비측이 0.88±0.65s, 비마비측이 0.94±0.29s로 나타났다. 그리고 전방외측영역에서는 마비측이 0.98±0.79s, 비마비측은 1.02±0.26s로 나타났다. 세 개의 변인 모두 비마비측이 유의하게 접촉시간이 길었던 것으로 나타났다($p<.001$). 또한 전방내측영역에서 마비측은 0.85±0.65s, 비마비측은 0.97±0.31s로 마찬가지로 비마비측이 유의하게 접촉시간이 길게 나타났다($p<.01$). 반면 중간내측, 엄지발가락, 발가락영역에서는 마비측과 비마비측 사이의 유의한 차이는 나타나지 않았다.

Table 3. The result of plantar pressure variables of affected and unaffected side

Variables	Area	Affected (Mean ± SD)	Unaffected (Mean ± SD)	Z	p
Max force (N)	HF	274.29±129.40	364.87±115.33	-3.704	<.001***
	LM	123.31±60.39	123.85±51.10	-.157	.875

Table 3. The result of plantar pressure variables of affected and unaffected side (Continued)

Variables	Area	Affected (Mean ± SD)	Unaffected (Mean ± SD)	Z	p
Max force (N)	MM	15.21±14.59	20.28±16.99	-1.548	.122
	LF	159.02±65.07	224.30±77.53	-3.740	<.001***
	MF	66.39±45.85	153.93±60.83	-4.376	<.001***
	HX	42.00±43.94	69.30±39.05	-2.768	.006**
	TO	38.81±32.07	72.89±35.45	-3.516	<.001***
Max pressure (kPa)	HF	133.35±58.98	165.56±61.90	-2.607	.009**
	LM	98.73±53.54	91.70±30.91	-.157	.875
	MM	34.50±17.71	38.20±15.17	-1.048	.294
	LF	122.08±60.75	159.77±52.61	-2.655	.008**
	MF	73.34±41.14	157.20±62.90	-4.301	<.001***
	HX	109.85±111.54	174.28±91.05	-2.693	.007**
Mean pressure (kPa)	TO	61.77±43.84	97.41±43.50	-2.955	.003**
	HF	39.19±19.66	54.13±20.47	-3.429	.001**
	LM	31.34±13.97	29.42±12.45	-.882	.378
	MM	5.23±4.69	6.90±5.29	-1.607	.108
	LF	38.79±13.93	40.68±13.26	-.841	.400
	MF	19.90±14.14	37.26±14.16	-3.609	<.001***
Contact areas (cm ²)	HX	30.23±29.33	38.51±21.74	-1.758	.079
	TO	12.86±10.24	18.20±9.20	-2.319	.020*
	HF	33.35±7.86	35.66±7.26	-2.685	.007**
	LM	21.27±4.91	21.23±5.37	-.478	.632
	MM	5.02±4.04	6.79±5.26	-1.627	.104
	LF	22.45±4.10	23.88±2.04	-2.890	.004**
Contact time (sec)	MF	13.22±4.73	16.87±2.36	-2.824	.005**
	HX	4.48±2.75	5.98±2.21	-2.336	.019*
	TO	8.09±4.85	12.60±4.89	-3.403	.001**
	HF	0.87±0.82	0.95±0.31	-4.096	<.001***
	LM	0.88±0.65	0.94±0.29	-4.253	<.001***
	MM	0.60±0.70	0.65±0.36	-1.431	.153
	LF	0.98±0.79	1.02±0.26	-3.572	<.001***
	MF	0.85±0.65	0.97±0.31	-3.104	.002**
	HX	0.71±0.86	0.76±0.36	-1.572	.116
	TO	0.74±0.67	0.73±0.38	0.411	.681

HF: Heel-foot, LM: Lateral-midfoot, MM: Medial-midfoot, LF: Lateral-forefoot, MF: Medial-forefoot, HX: Hallux, TO: Toe
 * $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$

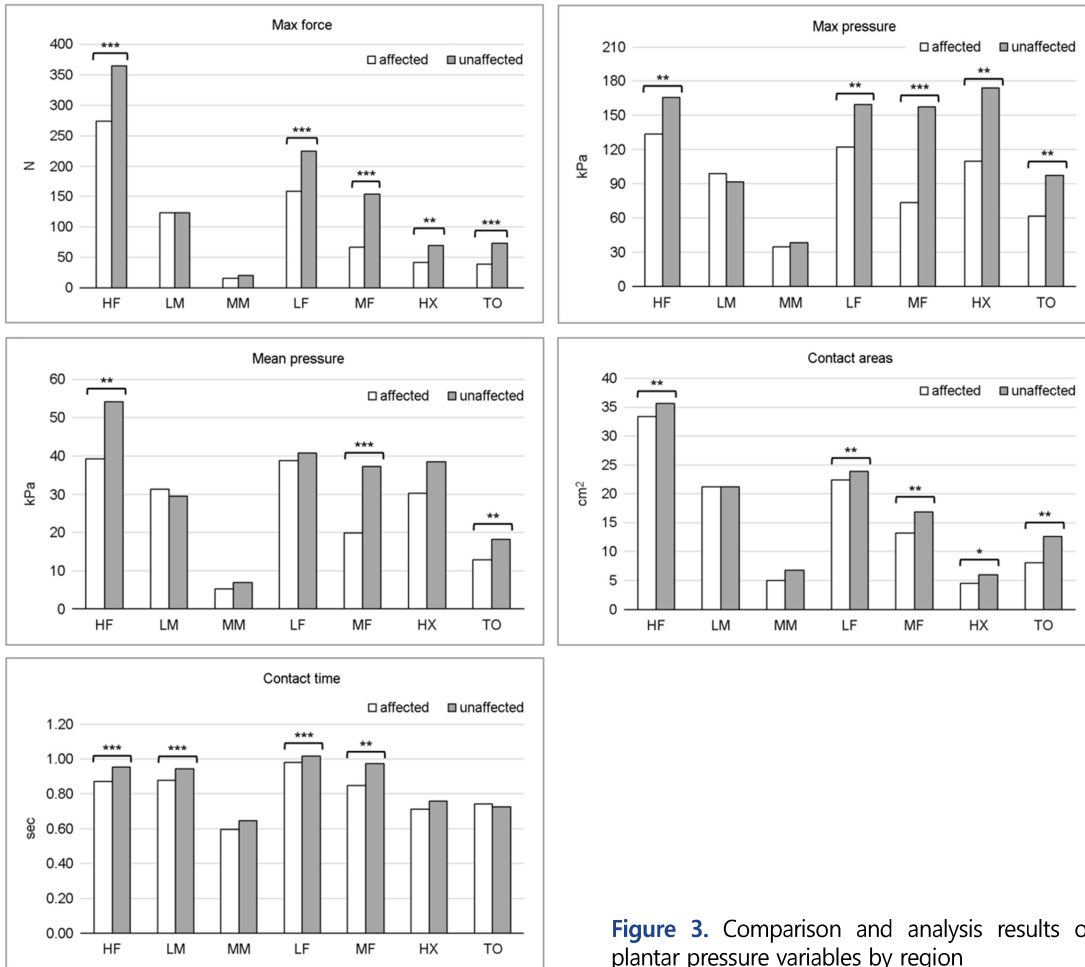


Figure 3. Comparison and analysis results of plantar pressure variables by region

4. Discussion

뇌졸중 환자는 감각, 운동, 정보처리 능력 저하뿐만 아니라 근육 경직, 근력 감소, 과도한 에너지 소비 등의 요인으로 인해 균형 기능 장애를 경험하며, 이에 따라 낙상의 위험이 증가한다(Li, 2022). 또한 마비측과 비마비측의 체중 이동의 제한으로 보행의 비대칭성이 나타난다. 이러한 뇌졸중 환자들에게 보행장애를 효과적인 개선을 위해 현재 기능 및 상태에 대한 정확한 평가와 진단이 필요하다. 대부분의 학자들은 보행을 율동적인 움직임으로 특징짓고 있으며, 균형 기능이 뇌졸중 이후 편마비의 동적 족저압과 보행 특성에 미치는 영향에 초점을 맞춘 연구는 미비하다(Lee et al., 2020). 따라서 본 연구는 편마비 뇌졸중 환자 32명을 대상으로 족저압 시스템을 사용하여 마비측과 비마비측의 시간적 보행변수와 영역별 족저압 분포의 비대칭적 특성을 정량적으로 파악하고자 하였다.

시간적 보행변수 분석 결과, 비마비측의 입각기 시간(Stance time)과 한발지지기(Single support) 시간이 상대적으로 길었으며, 유각기 시간(Swing time) 또한 증가하여 전체 스텝시간(Step time)이 길어지는 경향을 보였다. 이는 일반적으로 대부분의 편마비 환자에서 비마비측 다리는 마비측 다리보다 지지하는 시간이 더 길다고 보고된 연구와 일치하는 것으로 나타났다(Lopes et al., 2015). 그리고 본 연구에서 사용된 족저압 장비는 공간적 보행변수를 측정할 수 없지만, 비마비측의 입각기 시간과 마비측의 유각기 시간을 길게 가져가는 것으로 보아 마비측의 스텝 길이(Step length)를 크게 가져가는 것으로 추측할 수 있다. 이는 뇌졸중 환자는 일반적으로 마비측의 입각기 시간이 감소하고 유각기 시간이 길어진다고 보고된 연구와 동일하게 나타났다(Kaźmierczak et al., 2022). 또한 스텝 길이가 짧아지고 보행 속도는 감소한다고 하였다(Li et al., 2018). 시간적 보행변수의 경우 보행 속도에 따라 영향을 받기 때문에 입각기와 유각기의 비율이 절대적이지 않다. 뇌졸중 환자에게 나타나는 보행 특징 중 하나는 보행 속도의 감소이다. 보행 속도가 감소하게 되면

을 지지하는 입각기의 비율이 증가하고, 공중에서 스윙하는 유각기의 비율이 감소한다. 다음으로 한발지지기(Single support)는 비마비측이, 두발지지기(Double support)는 마비측이 더 큰 비율이 차지하는 것으로 나타났다. 마비측의 불안정성으로 인해 한발로 서는 동작이 어렵기 때문에 비마비측으로 치우쳐 보행하는 것으로 사료된다. 그리고 두발지지기의 경우 보행 중 체중이 한쪽 발에서 반대쪽 다리로 전달될 때 안정성을 높이기 위해서 두 발이 땅에 더 오래 닿아야 한다고 보고된 내용(Marrone et al., 2022)을 뒷받침할 수 있다.

족저압 분포는 체중을 지지하는 사지와 움직이는 사지 사이에서 하중이 어떻게 전달되는지 이해하는데 기본이다. 본 연구의 영역별 족저압 변수의 결과는 다음과 같다. 최대 힘, 최대 압력, 접촉 면적 변수 분석 결과, 중간외측(LM) 및 중간내측(MM)영역을 제외한 모든 영역에서 마비측과 비마비측 간 유의한 차이가 확인되었다. 그리고 비마비측의 최대 압력을 제외하고 모든 변인에서 뒤꿈치(HF) 영역이 가장 크게 나타났다. 보행주기의 마지막 단계인 발끝 밀기(Toe off) 시, 비마비측은 보행 추진력을 얻기 위해 엄지발가락영역까지 힘을 가하는 반면, 마비측은 엄지발가락을 충분히 활용하는 것이 어려운 것으로 판단된다. 또한 마비측의 경우 외측영역이 내측영역보다 높은 압력이 나타났다. 이는 뇌졸중 환자의 경우 입각기 구간에서 체중이 발의 내측영역이 아닌 외측영역에 과도하게 지지된다고 보고된 내용과 동일하게 나타났다(Winter, 1984; Yoon et al., 2009). 최대 힘, 최대 압력, 평균 압력 변인 결과 모두 비마비측이 마비측보다 크게 나타났다. Boudarham 등 (2014)은 편마비 뇌졸중 환자는 손상된 기능을 보상하기 위해 비마비측에 의존하는 특성이 나타난다고 하였다. 또한 편마비의 경우 마비측 상지와 하지의 근력이 약화됨에 따라 운동장애가 발생하여 체중의 70~80%가 비마비측으로 이동한다고 보고된 연구(Lewek et al., 2012)를 뒷받침하는 것으로 사료된다.

접촉 면적(Contact area)의 경우 뒤꿈치, 전방외측, 전방내측, 엄지발가락, 발가락영역에서 마비측과 비마비측 사이의 유의한 차이가 나타났다. 마비측의 경우 뒤꿈치와 외측영역에서 크게 나타났다. 이는 압력 변인의 결과와 같이 뇌졸중 환자는 마비측의 불안정성, 내반 척추와 같은 경직으로 인한 관절의 변형 등의 이유로 발 전체로 지면에 지지하기 어렵기 때문으로 사료된다. 특히 내측영역을 사용하기 어렵기 때문에 마비측의 불균형 보행이 나타나게 되며 낙상률이 증가된다.

다음으로 접촉시간(Contact time) 변인에서는 뒤꿈치(HF), 중간외측(LM), 전방외측(LF), 중간외측(MF)영역에서 유의한 차이가 나타났고, 모든 영역에서 비마비측이 마비측보다 오랜 시간 접촉한 것으로 나타났다. 이는 뇌졸중 환자의 경우 주로 마비측 하지에 내반척추, 반장술, 발목관절의 경직을 보이기 때문에(Li et al., 2021; Sekiguchi et al., 2021), 마비측의 입각기 시간을 길게 가져가기 어렵다고 보고된 연구(Kim and Cha, 2022)를 뒷받침하는 것으로 사료된다. 또한 시간적 보행변수의 결과와 동일하게 비마비측으로 지지하는 시간이 길기 때문으로 판단된다.

본 연구의 시간적 보행변수와 영역별 족저압 변인의 결과를 종합하면 편마비 뇌졸중 환자는 마비측의 입각기 시 발 뒤꿈치가 지면에 접촉하기 어려워 마비측 하지의 지지시간과 보폭이 감소한다고 보고된 연구(Kim et al., 2015)와 일치하는 것으로 나타났다. 뇌졸중 환자는 마비측으로의 체중 이동 감소, 자세 반응 지연, 비마비측으로 무게 중심의 이동 및 장애물을 피하는 능력 감소의 특징이 나타난다고 하였다(Tasseel-Ponche et al., 2015; van Dijk et al., 2017; van Ooijen et al., 2015). 이와 같은 보행 특성은 편마비 뇌졸중 환자에게 나타나는 보행 특징 중 하나이며, 보행 능력을 개선하는 것이 가장 큰 목표이다. Qin 등 (2023)은 보행 대칭성 연구가 비정상적인 보행 패턴을 분석하여 질병의 조기 진단을 가능하게 할 뿐만 아니라, 비대칭적 보행 정도를 정량적으로 평가함으로써 환자의 이동성을 측정하고 치료 전략을 수립하는 데 중요한 역할을 한다고 보고하였다. 본 연구에서도 뇌졸중 환자의 마비측과 비마비측 간 비대칭적 보행 패턴을 정량적으로 분석하였으며, 이를 통해 보행 불균형이 족저압 분포와 보행 특성에 미치는 영향을 확인할 수 있었다. 특히, 본 연구는 기존 연구(Fu et al., 2022; Liu et al., 2023; Zhao et al., 2022)와 달리, 족저압 분석 시 영역을 세분화하여 진행하였으며, 이를 통해 편마비 뇌졸중 환자의 보행 시 마비측의 경우 발의 내측보다 외측영역으로 지지하는 보행 비대칭성을 보다 구체적으로 규명하였다. 이러한 차별화된 접근 방식은 단순한 보행 대칭성 평가를 넘어, 보행 시 체중 이동 패턴과 특정 부위의 압력 분포 변화를 상세히 분석함으로써 환자의 균형 기능과 재활 과정에서의 변화를 보다 정밀하게 평가할 수 있는 근거를 제공한다. 따라서, 향후 지속적인 추적 평가와 추가 연구가 이루어진다면 환자의 보행 패턴 변화에 따른 맞춤형 재활 프로그램의 최적 적용 시점을 도출할 수 있을 뿐만 아니라, 보다 효과적인 치료 전략을 수립하는 데 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 다음과 같은 제한점이 있다. 먼저 자발적으로 연구에 참여한 뇌졸중 환자를 대상으로 진행된 연구로 뇌졸중 환자 전체의 비대칭 보행 특성으로 일반화하는데 어려움이 있다. 다음으로 평가 진행 시 보행 속도에 대한 통제가 없었기 때문에 시간적 보행변수

에 대한 오류의 가능성이 있다는 점이다. 추후 연구에서는 본 연구의 제한점을 보완하여 편마비 뇌졸중 환자의 비대칭 보행 특성을 다양한 측면에서 파악하는 연구가 지속적으로 진행될 수 있을 것으로 기대한다.

5. Conclusion

본 연구에서는 족저압 시스템을 활용하여 편마비 뇌졸중 환자의 시간적 보행변수와 영역에 따른 족저압 분포의 비대칭성을 정량적으로 분석하였다. 그 결과, 마비측과 비마비측 간의 족저압 분포에서 유의한 차이가 확인되었으며, 특히 비마비측은 보행주기 동안 더 높은 족저압과 긴 지지 시간을 보이는 반면, 마비측은 발의 특정 부위에서 체중 부하가 감소하는 경향을 보였다.

족저압 평가는 보행 시 체중 이동 패턴을 객관적으로 측정할 수 있는 중요한 생체역학적 지표로, 본 연구의 결과는 마비측의 체중 부하 감소와 비마비측의 과도한 보상 패턴을 정량적으로 평가하는 데 활용될 수 있다. 또한, 이러한 분석은 편마비 환자의 보행 불균형을 개선하기 위한 맞춤형 재활운동 및 물리치료 프로그램을 개발하는 데 유용한 기초 자료를 제공할 수 있다.

본 연구 결과를 활용하여 환자의 보행 패턴을 보다 정밀하게 평가하고, 재활 과정에서의 체중 이동 전략을 최적화하는 데 참고할 수 있다. 향후 연구에서는 보다 다양한 환경에서 족저압 변화를 장기적으로 추적하고, 보행 속도나 신발 유형과 같은 추가적인 요인을 고려한 심층 분석이 이루어진다면, 보다 효과적인 재활 프로그램 개발에 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

Acknowledgment

This research was supported by the Korea National Rehabilitation Research Institute, Korea National Rehabilitation Center, Republic of Korea (Grant Number: 22-H-03), and a research grant from Wonkwang University, Republic of Korea, in 2025.

References

- Boudarham, J., Roche, N., Pradon, D., Delouf, E., Bensmail, D. and Zory, R., Effects of quadriceps muscle fatigue on stiff-knee gait in patients with hemiparesis. *Plos One*, 9(4), e94138, 2014.
- Chang, M.C., Lee, B.J., Joo, N.Y. and Park, D., The parameters of gait analysis related to ambulatory and balance functions in hemiplegic stroke patients: A gait analysis study. *BMC Neurology*, 21(1), 1-8, 2021.
- Drăgulinescu, A., Drăgulinescu, A.M., Zincă, G., Bucur, D., Feieș, V. and Neagu, D.M., Smart socks and in-shoe systems: State-of-the-art for two popular technologies for foot motion analysis, sports, and medical applications. *Sensors*, 20(15), 4316, 2020.
- Fu, J.C.M., Chen, Y.J., Li, C.F., Hsiao, Y.H. and Chen, C.H., The effect of three dimensional printing hinged ankle foot orthosis for equinovarus control in stroke patients. *Clinical Biomechanics*, 94, 105622, 2022.
- Kaźmierczak, K., Wareńczak-Pawlicka, A., Miedzyblocki, M. and Lisiński, P., Effect of treadmill training with visual biofeedback on selected gait parameters in subacute hemiparetic stroke patients. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(24), 16925, 2022.
- Kim, J.D., Cha, Y.J. and Youn, H.J., Effects of emphasized initial contact auditory feedback gait training on balance and gait in stroke patients. *Journal of Korean Society of Physical Medicine*, 10(4), 49-57, 2015.
- Kim, T.W. and Cha, Y.J., Effects of a real-time plantar pressure feedback during gait training on the weight distribution of the paralyzed side and gait function in stroke patients. *Korean Society of Physical Medicine*, 17(2), 53-62, 2022.

- Kimura, N., Kawasaki, S., Tsuruda, A., Nogi, S. and Ohata, K., The centre of pressure position determined by capacity of weight-shifting in stride stances in individuals with post-stroke. *Clinical Biomechanics*, 91, 105534, 2022.
- Langhorne, P., Bernhardt, J. and Kwakkel, G., Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778), 1693-1702, 2011.
- Lee, P.Y., Huang, J.C., Tseng, H.Y., Yang, Y.C. and Lin, S.I., Effects of trunk exercise on unstable surfaces in persons with stroke: a randomized controlled trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(23), 9135, 2020.
- Lewek, M.D., Feasel, J., Wentz, E., Brooks Jr, F.P. and Whitton, M.C., Use of visual and proprioceptive feedback to improve gait speed and spatiotemporal symmetry following chronic stroke: a case series. *Physical Therapy*, 92(5), 748-756, 2012.
- Li, G., Shourijeh, M.S., Ao, D., Patten, C. and Fregly, B.J., How well do commonly used co-contraction indices approximate lower limb joint stiffness trends during gait for individuals post-stroke? *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 588908, 2021.
- Li, S., Francisco, G.E. and Zhou, P., Post-stroke hemiplegic gait: new perspective and insights. *Frontiers in Physiology*, 9, 1021, 2018.
- Li, Y.F., Effectiveness of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques in improving balance in poststroke patients: a systematic review. *Brain Network and Modulation*, 1(1), 9, 2022.
- Liu, S., Yu, H., Wang, Z. and Dai, P., Correlation analysis of balance function with plantar pressure distribution and gait parameters in patients with cerebral infarction in the basal ganglia region. *Frontiers in Neuroscience*, 17, 1099843, 2023.
- Lopes, P.G., Lopes, J.A.F., Brito, C.M., Alfieri, F.M. and Rizzo Battistella, L., Relationships of balance, gait performance, and functional outcome in chronic stroke patients: a comparison of left and right lesions. *BioMed Research International*, 2015, 2015.
- Marrone, F., Pau, M., Vismara, L., Porta, M., Bigoni, M., Leban, B., Cerfoglio, S., Galli, M., Mauro, A. and Cimolin, V., Synchronized Cyclograms to Assess Inter-Limb Symmetry during Gait in Post-Stroke Patients. *Symmetry*, 14(8), 1560, 2022.
- Munoz-Organero, M., Parker, J., Powell, L. and Mawson, S., Assessing walking strategies using insole pressure sensors for stroke survivors. *Sensors*, 16(10), 1631, 2016.
- Putti, A., Arnold, G., Cochrane, L. and Abboud, R., The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait & Posture*, 25(3), 401-405, 2007.
- Qin, S., Dai, B., Yan, J., Li, P., Liu, Z. and Chen, X., Human Gait Symmetry Analysis Based on Human Electrostatic Fields. *IEEE Sensors Journal*, 2023.
- Ramanathan, A., Kiran, P., Arnold, G., Wang, W. and Abboud, R., Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system. *Foot and Ankle Surgery*, 16(2), 70-73, 2010.
- Saleh, M.S.M., Rehab, N.I. and Aly, S.M.A., Effect of aquatic versus land motor dual task training on balance and gait of patients with chronic stroke: A randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation*, 44(4), 485-492, 2019.

Sekiguchi, Y., Honda, K., Owaki, D. and Izumi, S.I., Classification of ankle joint stiffness during walking to determine the use of ankle foot orthosis after stroke. *Brain Sciences*, 11(11), 1512, 2021.

Tasseel-Ponche, S., Yelnik, A. and Bonan, I., Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45(4-5), 327-333, 2015.

van Dijk, M.M., Meyer, S., Sandstad, S., Wiskerke, E., Thuwis, R., Vandekerckhove, C., Myny, C., Ghosh, N., Beyens, H. and Dejaeger, E., A cross-sectional study comparing lateral and diagonal maximum weight shift in people with stroke and healthy controls and the correlation with balance, gait and fear of falling. *Plos One*, 12(8), e0183020, 2017.

van Ooijen, M.W., Heeren, A., Smulders, K., Geurts, A.C., Janssen, T.W., Beek, P.J., Weerdesteyn, V. and Roerdink, M., Improved gait adjustments after gait adaptability training are associated with reduced attentional demands in persons with stroke. *Experimental Brain Research*, 233, 1007-1018, 2015.

Viteckova, S., Khandelwal, S., Kutilek, P., Krupicka, R. and Szabo, Z., Gait symmetry methods: Comparison of waveform-based methods and recommendation for use. *Biomedical Signal Processing and Control*, 55, 101643, 2020.

Winter, D.A., Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 9(4), 287-314, 1984.

Yoon, H.W., Lee, S.Y. and Lee, H.M., The comparison of plantar foot pressure in normal side of normal people, affected side and less affected side of hemiplegic patients during stance phase. *Journal of the Korean Society of Physical Medicine*, 4(2), 87-92, 2009.

Yu, J., Park, S., Kwon, S.H., Ho, C.M.B., Pyo, C.S. and Lee, H., AI-based stroke disease prediction system using real-time electromyography signals. *Applied Sciences*, 10(19), 6791, 2020.

Yu, J., Park, S., Lee, H., Pyo, C.S. and Lee, Y.S., An elderly health monitoring system using machine learning and in-depth analysis techniques on the NIH stroke scale. *Mathematics*, 8(7), 1115, 2020.

Zhao, R., Lu, J., Xiao, Y., Liu, X., Wang, Y. and Xu, G., Effects of gaze stabilization exercises on gait, plantar pressure, and balance function in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Brain Sciences*, 12(12), 1694, 2022.

Author listings

Soonbeom Kim: ksb0406@naver.com

Highest degree: MS, Department of Physical Education, Soonchunhyang University

Position title: Researcher, Department of Clinical Rehabilitation Research, Korea National Rehabilitation Center

Areas of interest: Biomechanics, Gait analysis

Dongheon Kang: luxpooh@gmail.com

Highest degree: PhD, Department of Kinesiology, Kookmin University

Position title: Researcher, Department of Healthcare and Public Health Research, Korea National Rehabilitation Center

Areas of interest: Rehabilitation Sports, Adapted Physical Activity, Exercise Physiology/Prescription, Sports Medicine

Jiyoung Park: withji0@wku.ac.kr

Highest degree: PhD, Department of Industrial & Systems Engineering, Dong-guk University

Position title: Assistant Professor, Department of Safety and Health, Wonkwang University

Areas of interest: Usability, Safety, UI/UX, Service Design, Data Visualization