JESK J Ergon Soc Korea 2023; 42(3): 197-208
https://dx.doi.org/10.5143/JESK.2023.42.3.197
https://jesk.or.kr eISSN:2093-8462

Analysis of a Spatiotemporal Gait Asymmetry and Plantar Pressure Patterns for People with Stroke

Soonbeom Kim[1], Dongheon Kang[2], Jiyoung Park[2]

[1]Korea National Rehabilitation Center, Department of Clinical Rehabilitation Research, Seoul, 01022
[2]Korea National Rehabilitation Center, Department of Healthcare and Public Health Research, Seoul, 01022

뇌졸중 편마비 장애인의 비대칭적 보행 및 족저압 패턴 분석

김순범[1], 강동헌[2], 박지영[2]

[1]국립재활원 임상재활연구과
[2]국립재활원 건강보건연구과

Corresponding Author
Jiyoung Park
Korea National Rehabilitation Center, Department of Healthcare and Public Health Research, Seoul, 01022
Email : jypark0619@korea.kr

Received : October 30, 2022
Revised : March 31, 2023
Accepted : June 08, 2023

Copyright@2023 by Ergonomics Society of Korea. All right reserved.

Objective: This study aims to identify spatiotemporal gait and plantar pressure patterns using a plantar pressure measurement device in stroke.

Background: Stroke is a chronic disease with a high mortality rate and up to 50% of survivors. A common symptom of hemiplegia in stroke is an asymmetry in gait. This results in muscle and functional weakness in the lower extremity of the paretic side.

Method: To identify spatiotemporal gait and plantar pressure patterns, 10 individuals with stroke participated in the study. It was conducted in a laboratory with a walkway of 6 m, and four gait cycles were analyzed in the middle of the gait. The insole was divided into seven areas (Heel, Medial-Midfoot, Lateral-Midfoot, Medial-Forefoot, Lateral-Forefoot, Hallux, Toe), the spatiotemporal gait, and plantar pressure patterns of the paretic and non-paretic sides were compared and analyzed.

Results: The collected data were analyzed through Wilcoxon non-parametric statistical test. A Swing phase (%gait cycle) in the spatiotemporal gait parameter was paretic side significantly higher than the non-paretic side (p<.05). The results of the plantar pressure parameters are as follows. The peak force in MF, LF, and peak pressure and contact areas were significantly higher in the non-paretic than in the paretic side in MF (p<.05).

Conclusion: When gaiting in stroke, an asymmetric pattern was found between the paretic and non-paretic sides. The non-paretic side from the HL to the HX sequentially absorbed the impact and showed a gait pattern to obtain propulsion. On the other hand, it was difficult to absorb the impact sequentially and bring gait propulsion on the paretic side.

Application: This study confirmed the asymmetric pattern between the paretic and non-paretic side during the gait of people with stroke. It is expected that basic data can be used to support the development of exercise programs and exercise assistive devices for the symmetrical gait of stroke afterward.

Keywords: Stroke, Spatiotemporal, Gait, Symmetry, Plantar pressure

1. Introduction

전 세계적으로 뇌졸중이나 뇌혈관의 질환은 사망 요인 중 두 번째이자 만성 장애의 주요 원인 중 하나이다(Brainin et al., 2007; Saini et al., 2021). 뇌졸중 장애인은 사망률이 높을 뿐만 아니라 생존자들은 최대 50%의 만성 장애를 가지고 있다(Donkor, 2018). 이러한 뇌졸중은 혈관이 막혀 발생하는 뇌경색(허혈성, Cerebral Infarction)과 혈관이 터져 발생하는 뇌출혈(출혈성, Cerebral Hemorrhage) 두 가지로 구분된다(Yu et al., 2020). 뇌졸중 장애인은 광범위한 신경학적 결손을 초래하며(Ferraris et al., 2021), 일반적으로 뇌졸중 장애인은 손상 정도에 따라 다르지만 편마비로 인한 일상생활 활동의 제약으로 독립생활의 어려움, 통증, 우울, 삶의 질 저하 등이 나타나기도 한다.

뇌졸중 편마비 장애인은 경련, 경직, 힘의 상실, 관절 가동범위 감소, 정확성 및 속도 감소와 같은 다양한 근골격계 합병증이 유발되며(Faria-Fortini et al., 2011; Harari et al., 2003), 근력 저하와 하지의 고유수용감각 상실로 인한 균형 및 보행 장애가 나타날 수도 있다(Pang et al., 2005). 균형 및 보행 장애는 일상생활에서 움직임 제한이 생기게 되고 낙상 빈도가 증가하여 관련된 부상을 야기하기도 하며(Gardner and Montgomery, 2001), 보행 시 마비가 발생한 하지(환측, paretic)의 움직임 제한과 근력 약화를 보상하기 위해 마비가 일어나지 않은 건강한 하지(건측, non-paretic)에 의지하여 더 많은 체중을 싣는 경향이 나타난다(Chaudhuri and Aruin, 2000). 이는 뇌졸중 편마비 장애인의 보행 시 제한된 체중 이동과 균형 조절 능력의 저하로 인해 나타나는 보상 작용이며, 환측 하지의 불안정성이 증가가 되어 입각기(Stance phase) 시간과 건측 하지의 유각기(Swing phase) 시간이 짧아진다(Patterson et al, 2015; An et al., 2017). 이와 같은 보상 작용으로 관절 변형이 야기되고, 높은 에너지소비 및 정형외과적 문제를 유발하여 운동 제어의 어려움과 지속적인 근력 약화를 초래한다(Thielman et al., 2008).

개개인의 보행 성능을 추정하기 위한 가장 일반적인 평가 방법은 시공간적 보행을 측정하는 것이며(Levine et al., 2012), 뇌졸중 장애인에게 보행 분석 및 평가는 보행 장애를 식별하고 적절한 치료를 결정하여 그 효과를 평가하는데 사용된다(Yavuzer et al., 2008). 하지만 뇌졸중 장애인의 보행의 경우 마비 정도에 따라 다양하고 복잡한 보행 패턴이 나타나기 때문에 전문가들도 진단을 내리는데 많은 어려움이 있다. 뇌졸중 장애인을 대상으로 가장 많이 사용하는 기능적 평가도구로는 FMA (Fugl-Meyer Assessment), 기능적 보행 지수(Functional Ambulatory Category, FAC), BBS (Berg Balance Scale), Timed-Up & Go Test (TUG) 등이 있으나 이러한 지표는 뇌졸중 장애인의 전체적인 동작을 나타내지는 않으며, 평가자의 정성적인 항목으로 구성되어 일관성이 떨어진다. 이러한 문제를 해결하기 위한 객관적이고 정량적인 평가 및 분석 방법으로 대표적으로는 적외선 카메라, 근전도, 지면반력기 등의 동작분석 시스템을 활용하는 연구가 있다. Pan et al. (2022)은 만성 뇌졸중 편마비 환자 5명을 대상으로 보행변수, 한발짝 길이, 지면반력 변인을 측정하여 양쪽 고관절 외골격 보조가 편마비 보행에 미치는 생체역학적 영향에 대해 연구하였으며, Wang and Bhatt (2022)은 만성 뇌졸중 환자 36명을 대상으로 동작 분석 시스템을 사용하여 보행변수, 하지관절각도의 건측과 환측의 비교분석을 통해 보행 운동학 및 보행 비대칭성을 분석하였다. Genthe et al. (2018)은 뇌졸중 환자 9명을 대상으로 보행변수, 하지관절각도, 지면반력 변인을 측정하여 런닝머신에서 6분간 보행 훈련이 생체역학적 변화를 유도했는지 확인하였다. 하지만 편마비 장애를 가지고 있는 장애인은 개개인의 차이로 인해 다양한 보행 패턴이 나타난다. 추가적으로 보다 정확한 평가를 위해서는 족저압 측정기를 사용하여 보행 시 발바닥 영역별 압력의 변화와 비교를 통한 비대칭적 패턴을 파악하는 것이 중요하다. Ma et al. (2018)은 족저압 측정기를 사용하여 족저압력을 측정하고 즉각적인 바이오 피드백을 제공하는 것은 뇌졸중 환자의 보행을 개선할 수 있는 큰 잠재력이 있다고 하였다. 하지만 뇌졸중 환자를 대상으로 족저압 측정 장비를 사용한 시공간적 보행 패턴과 족저압에 관련된 선행 연구는 미비한 실정이다. 따라서 본 연구는 족저압 측정 장비를 사용하여 뇌졸중 편마비 장애인의 마비가 발생하지 않은 건측 하지와 편마비가 발생한 환측 하지 간의 시공간적 보행 및 족저압 패턴을 파악하고자 한다.

2. Method

2.1 Participants

본 연구는 서울시 소재의 국립재활원에서 진행되었으며 연구 과정과 연구 대상자 선정 및 모집은 국립재활원 기관연구윤리위원회(IRB No: NRC-2021-05-043)의 승인 후 국립재활원 내 공고문을 활용해 모집하여 진행되었다. 연구 대상자는 연구 내용을 이해하고 연구에 참여할 수 있도록 구체적인 목적과 방법에 대해 충분히 설명 후 연구 참여에 대해 자발적 동의를 한 뇌졸중 장애인 10명을 대상으로

연구를 진행하였다. 연구 참여 기준은 다음과 같다; (1)뇌졸중 진단을 받고 6개월이 경과한 자, (2)독립 보행이 가능한 자, (3)1분 이상 서 있을 수 있는 자, (4)정형외과적 질환이 없는 자를 대상으로 하였다. 연구 대상자의 특성은 Table 1과 같으며, 실험 중 낙상 등으로 부상의 위험이 있어 임상시험배상책임보험에 가입을 한 후 실험을 진행하였다.

Table 1. Characteristics of participants (n=10)

Group	Age (y)	Height (cm)	Weight (kg)	BMI (kg/m^2)	Body fat (%)	Disease name	Paretic side	Onset (year)
Stroke	70	162.9	63.3	23.9	23.9	Infarction	Right	17.8
	67	165.0	70.4	25.9	30.9	Hemorrhage	Left	7.6
	43	171.3	81.1	27.6	22.8	Hemorrhage	Right	1.0
	60	171.0	68.0	23.3	19.4	Hemorrhage	Left	20.9
	65	160.3	67.0	26.1	40.7	Hemorrhage	Left	8.8
	55	183.6	100.6	29.8	30.8	Hemorrhage	Right	3.9
	26	159.0	47.0	18.6	25.5	Hemorrhage	Right	4.1
	79	170.0	72.8	25.2	23.1	Infarction	Right	10.0
	67	150.2	51.0	22.6	27.8	Hemorrhage	Right	18.1
	77	157.5	64.4	26.0	25.6	Hemorrhage	Left	19.1
Mean ± SD	60.9±16.1	165.1±9.34	65.56±15.0	24.9±3.04	27.05±5.68	Hemorrhage=8 Infarction=2	left=4 right=6	6.90±6.89

2.2 Measurement equipment

보행 시 족저압 데이터를 수집하기 위해 Pedar-X (Novel, Germany)를 사용하였다(Figure 1). Pedar-X 장비는 컴퓨터간 블루투스 연결 방식의 무선 측정 장비로, 99개의 센서가 장착된 2mm 두께의 얇고 유연한 인솔형 센서이다. 본 연구에서는 데이터 측정 샘플링 주파수는 50Hz로 설정하여 데이터를 수집하였다. 뇌졸중 편마비 장애인의 보행 시 족저압은 건강한 하지를 건측으로, 편마비가 있는 하지를 환측으로 구분하여 측정하였다. 뇌졸중 편마비 장애인의 경우 경직 및 근력약화 등의 원인으로 인해 다양한 비정상적 보행 패턴이

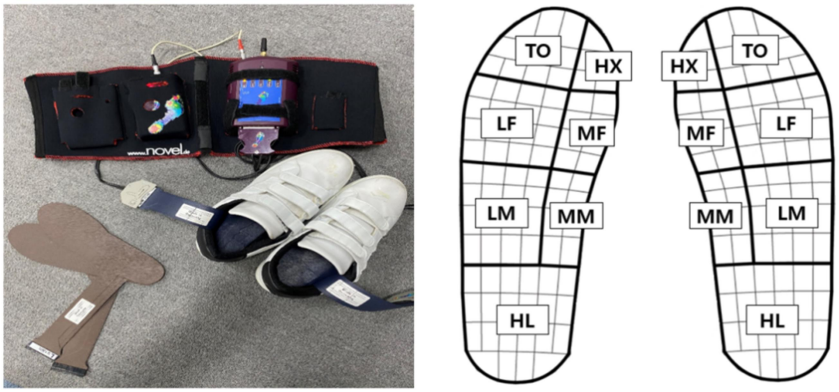


Figure 1. Plantar pressure measurement equipment (Pedar-x, Novel, Germany) and divided into seven areas of left and right insoles. HL: Heel, MM: Medial-Midfoot, LM: Lateral-Midfoot, MF: Medial-Midfoot, LF: Lateral-Midfoot, HX: Hallux, TO: Toe

나타난다. 보행 시 뒤꿈치부터 엄지발가락까지 원활한 이동을 통해 충격 흡수와 보행 추진이 이루어지는지 확인하기 위해 Sanghan et al. (2021)을 참고하여 뒤꿈치, 중간, 발가락으로 구분 후 내측과 외측의 총 7개 영역으로 구분하였다. 구분된 7개 영역은 뒤꿈치(Heel), 중간내측(Medial-Midfoot), 중간외측(Lateral-Midfoot), 전방내측(Medial-Forefoot), 전방외측(Lateral-Forefoot), 엄지발가락(Hallux), 발가락(Toe)으로 명하였으며 Figure 1과 같이 7개 영역의 위치를 표시하였다. 보행 평가를 시작하기 전 대상자 별로 영점 조절을 실시 후 측정하였다.

2.3 Experimental procedure

연구 참여자 선정 기준에 따라 뇌졸중 진단 후 6개월 이상 경과한 편마비 장애인을 모집하였다. 실험 전 연구 목적과 방법, 휴식시간, 연구 참여비, 임상시험배상책임보험 등에 대하여 충분한 설명 후 자발적 참여 의사가 있는 10명에게 연구참여동의서를 받았다. 뇌졸중 편마비 장애인의 보행 평가는 Figure 2와 같이 6m 보행 주로가 있는 실험실에서 진행되었으며, 족저압 측정 시 신발의 다양한 형태 및 모양에 따라 수집한 데이터의 오차가 생길 수 있기 때문에 동일한 환경에서 측정할 수 있도록 준비된 실내용 신발(Slanenger, SL-299)을 착용하였다. 신발의 기본 인솔(깔창)을 제거 후 족저압 측정 장비(Pedar)를 삽입 후 건측과 환측 하지를 번갈아 약 3초씩 한 발 서기 자세로 측정 장비의 영점 조절하였다. 영점 조절 후 Figure 3과 같이 족저압 측정 장비 프로그램으로 측정을 확인하며 보행 측정을 실시하였다. 영점 조절과 보행 시 낙상 발생의 위험이 있어 피험자의 양쪽 대각선 후방 방향에서 2명의 연구원이 보조하였다. 6m 보행 주로를 평소 보행하는 속도로 4회 왕복(총 8개의 보행)하였으며, 보행에 영향이 없도록 1회 왕복 시 1~3분의 충분한 휴식시간을 제공하였다. 평소 보행과 다른 보행이 보이면 휴식시간 중 평가자가 피드백을 제공하였으며, 총 8개 보행 중 평소 보행과 가장 비슷한 보행 3개를 선정하여 분석하였다. 본 연구에서는 보행 중간 4개의 보행 주기(Gait cycle)를 선정 후 평균값을 사용하여 건측과 환측의 보행 및 족저압 패턴 분석을 실시하였다.

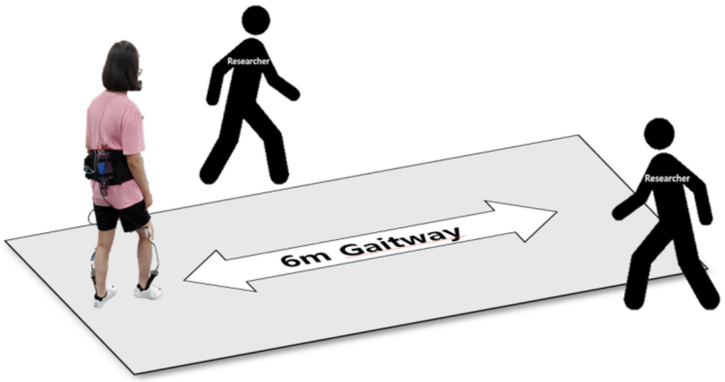


Figure 2. Laboratory with 6m walkway for gait evaluation

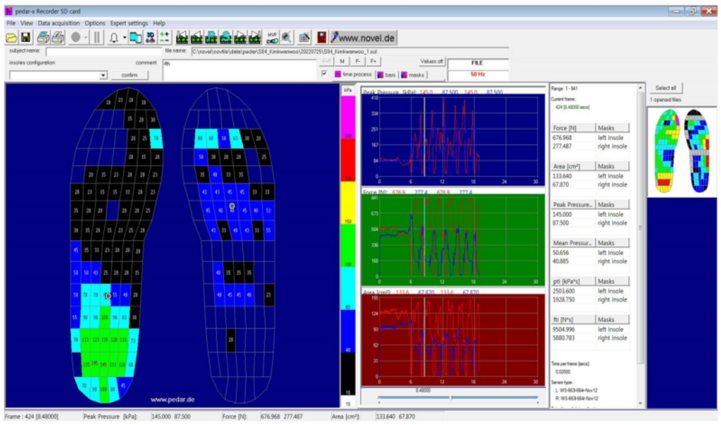


Figure 3. Plantar pressure measuring program (Pedar-x online)

2.4 Design of experiment

본 연구는 뇌졸중 편마비 장애인의 보행 시 시공간적 보행변수(Spatiotemporal gait)와 족저압변수(Plantar pressure)가 건측과 환측의 보행 패턴에 미치는 영향을 파악하고자 하였다. 족저압 측정 장비를 활용하여 시공간적 보행변수에 대한 파라메터로 한발짝률(Cadence), 한 발짝 시간(Step time), 한 걸음 시간(Stride time)과 입각기(Stance phase), 유각기(Swing phase), 한 발 지지기(Single support), 두 발 지지기(Double support)를 전체 보행 주기(Gait cycle)에 대한 비율(%)로 분석하였다. 또한 족저압변수에는 최대 힘(Peak force), 최대 압력(Peak pressure), 접촉 면적(Contact area), 접촉 시간(Contact time)을 측정하였으며, Table 2와 같다.

Table 2. Spatiotemporal gait parameters and plantar pressure parameters

Independent variables	Parameters (unit)
Spatiotemporal gait	Cadence (step/min)
	Step time (sec)
	Stride time (sec)
	Stance phase (%gait cycle)
	Swing phase (%gait cycle)
	Single support (%gait cycle)
	Double support (%gait cycle)
Plantar pressure	Peak force (N)
	Peak pressure (kPa)
	Contact areas (cm^2)
	Contact time (s)

2.5 Statistical analysis

본 연구에서 수집된 자료는 SPSS 21.0 version 프로그램(IBM Corp., Armonk, NY, USA)을 이용하여 통계처리 하였다. 수집된 자료의 상호관계를 분석하기 위해 Shapiro-wilk 검정을 통해 정규성 검정을 시행하였다. 정규성 검정 결과 정규 분포가 나타나지 않았기 때문에(p<.05), Wilcoxon 비모수통계 검증을 실시하여 건측과 환측 간의 시공간적 보행 및 영역별 족저압 결과 차이를 분석하였으며, 통계적 유의수준은 .05로 설정하였다.

3. Result

3.1 Spatiotemporal gait parameters

뇌졸중 편마비 장애인의 환측과 건측의 시공간적 보행 매개변수에 대한 비교 결과는 Table 3과 Figure 4와 같다.

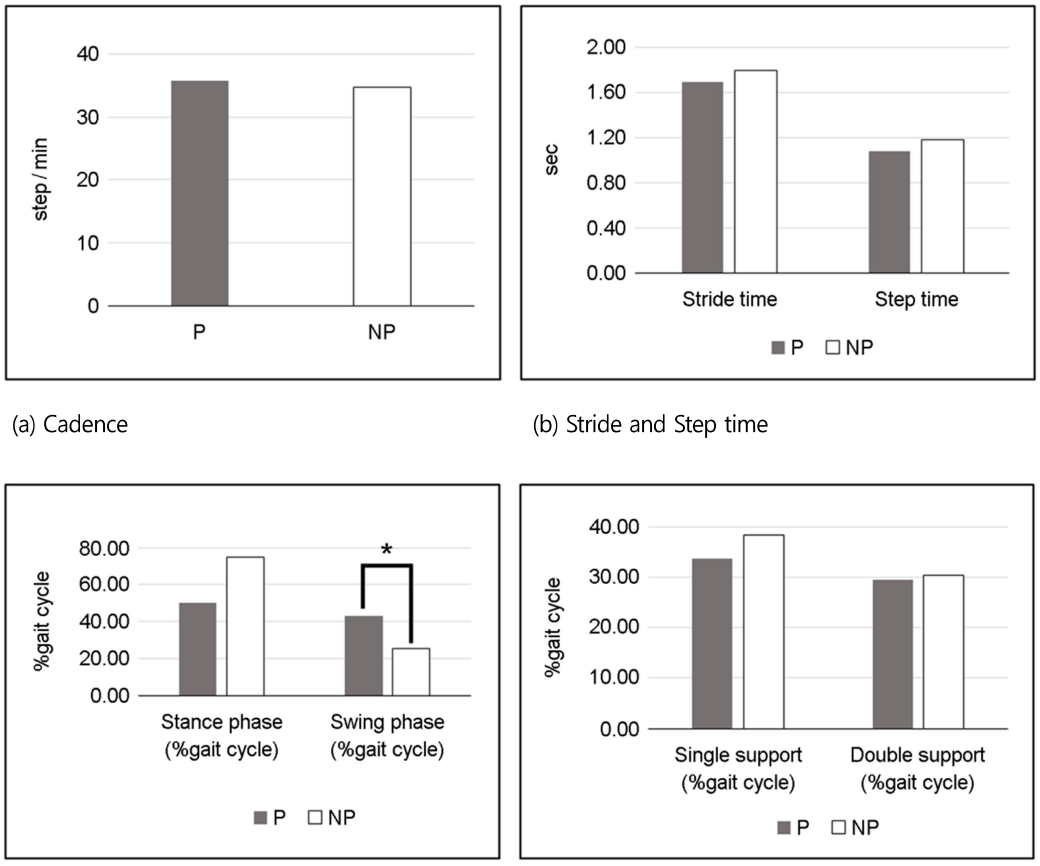
Table 3. Spatiotemporal gait parameters of paretic and non-paretic side

Parameters	Paretic (Mean ± SD)	Non-paretic (Mean ± SD)	Z	p
Cadence (step/min)	35.75±9.53	34.70±7.82	-.652	.515

Table 3. Spatiotemporal gait parameters of paretic and non-paretic side (Continued)

Parameters	Paretic (Mean ± SD)	Non-paretic (Mean ± SD)	Z	*p*
Step time (sec)	0.96±0.54	1.16±0.42	-.140	.889
Stride time (sec)	1.81±0.58	1.79±0.49	-1.581	.114
Stance phase (%gait cycle)	62.54±14.74	65.92±20.32	-968	.333
Swing phase (%gait cycle)	56.04±20.99	23.31±5.48	-2.803	.005**
Single support (%gait cycle)	33.68±8.66	38.39±9.37	-1.122	.262
Double support (%gait cycle)	29.63±8.52	30.52±9.28	-1.718	.086

**p<.01



(a) Cadence (b) Stride and Step time

(c) Stance and Swing phase (d) Single and Double support

Figure 4. Spatiotemporal gait parameter pattern of paretic and non-paretic side

시공간적 보행 매개변수 결과에서는 입각기(Stance phase)는 건측이 65.92±20.32%, 환측이 62.54±14.74%로 나타났으며, 유의한 차이는 보이지 않았다(p>.05). 유각기(Swing phase)에서는 건측이 23.31±5.48%, 환측이 56.04±20.99%로 건측이 더 작게 나타났으며, 통계적 유의한 차이가 나타났다(p<.01). 이외의 시공간 보행변수 중 한발짝률(Cadence)과 한 걸음 시간(Stride time)은 환측이 건측보다 높

게 나타났지만 유의한 차이는 나타나지 않았고(p>.05), 한 발짝 시간(Step time), 한 발 지지기(Single support), 두 발 지지기(Double support)는 건측이 환측보다 상대적으로 높게 나타났지만 유의한 차이는 나타나지 않았다(p>.05).

뇌졸중 편마비 장애인의 시공간적 보행 매개변수의 결과를 전체적으로 종합한 결과 건측을 지면에 더 오래 지지하고(Stance phase), 건측의 유각기(Swing phase)를 짧게 가져가는 비대칭적인 보행 패턴이 나타났다.

3.2 Plantar pressure parameters

뇌졸중 편마비 장애인의 보행 시 건측과 환측의 족저압 패턴에 대한 비교를 위해 7개 영역으로 구분하여 최대 힘(Peak force), 최대 압력(Peak pressure), 접촉 면적(Contact area), 접촉 시간(Contact time)의 결과는 아래의 Table 4와 같다. 추가로 건측과 환측의 패턴 비교를 위해 Figure 5와 같이 제시하였다.

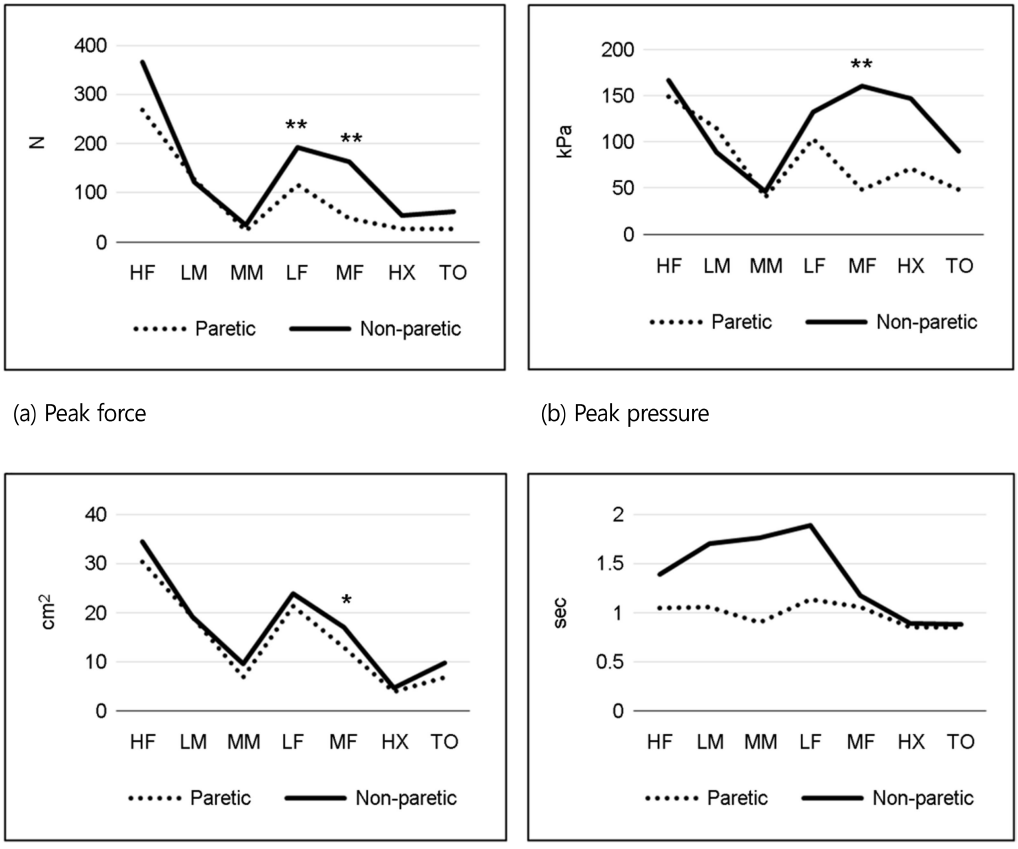
Table 4. Plantar pressure parameters of paretic and non-paretic side

Variable	Area	Paretic (Mean ± SD)	Non-paretic (Mean ± SD)	Z	p
Peak force (N)	HF	268.32±169.94	366.76±163.51	-1.836	.066
	LM	128.48±60.97	122.18±65.19	-.059	.953
	MM	22.68±16.11	34.44±26.32	-1.362	.173
	LF	116.82±42.49	191.52±53.31	-2.701	.007**
	MF	48.16±26.20	162.97±54.97	-2.803	.005**
	HX	26.45±24.75	53.78±43.38	-1.376	.169
	TO	26.59±19.59	62.25±42.62	-1.988	.047*
Peak pressure (kPa)	HF	149.15±90.14	166.39±88.81	-.770	.441
	LM	114.52±79.24	88.66±37.32	-.178	.859
	MM	40.43±18.79	46.65±24.82	-.652	.515
	LF	103.64±57.29	132.18±30.40	-1.172	.241
	MF	48.77±13.76	160.19±49.96	-2.803	.005**
	HX	71.68±62.17	147.07±109.33	-1.580	.114
	TO	48.66±32.28	89.95±54.45	-1.682	.093
Contact areas (cm^2)	HF	30.29±12.49	34.43±12.36	-1.481	.139
	LM	19.30±7.99	19.32±8.66	-.420	.674
	MM	6.94±4.56	9.64±5.74	-1.244	.214
	LF	21.36±6.39	23.90±2.31	-1.886	.059
	MF	12.94±4.56	17.03±2.10	-2.091	.037*
	HX	4.08±2.94	4.78±3.17	-.357	.721
	TO	6.84±4.55	9.79±6.21	-.866	.386
Contact time (sec)	HF	1.05±0.70	1.39±0.99	-1.718	.086
	LM	1.06±0.65	1.70±2.15	-1.718	.086

Table 4. Plantar pressure parameters of paretic and non-paretic side (Continued)

Variable	Area	Paretic (Mean ± SD)	Non-paretic (Mean ± SD)	Z	*p*
Contact time (sec)	MM	0.90±0.71	1.76±3.00	-.415	.678
	LF	1.14±0.64	1.89±2.23	-1.784	.074
	MF	1.06±0.58	1.18±0.36	-1.478	.139
	HX	0.85±0.75	0.89±0.53	-.866	.386
	TO	0.85±0.76	0.88±0.51	-1.070	.285

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



(a) Peak force (b) Peak pressure

(c) Contact areas (d) Contact time

Figure 5. Plantar pressure parameters pattern of paretic and non-paretic side

최대 힘(Peak force)의 경우 환측은 뒤꿈치(HF), 중간외측(LM), 전방외측(LF), 중간내측(MF), 발가락(TO), 엄지발가락(HX), 중간내측(MM) 순으로 높게 나타났다. 반면 건측은 뒤꿈치(HF), 전방외측(LF), 전방내측(MF), 중간외측(LM), 발가락(TO), 엄지발가락(HX), 중간내측(MM) 순으로 높게 나타났다. 그 중 전방외측(LF)에서 환측 하지(116.82±42.49N)가 건측 하지(191.52±53.31N)보다 유의하게 작게 나타났다 (p<.01). 전방내측(MF)에서는 환측 하지(48.16±26.20N)가 건측 하지(162.97±54.97N)보다 유의하게 작게 나타났다(p<.01). 이외의 다른

영역에서는 최대 힘에 대한 환측과 건측의 유의한 차이는 나타나지 않았다(p>.05). 최대 힘과 최대 압력의 결과에서 건측 하지의 경우 보행 주기 동안 발뒤꿈치 영역에서 가장 큰 힘과 압력이 나타났으며, 발가락 영역으로 넘어가면서 보행의 충격을 흡수하고 추진을 위해 지면을 밀어내는 패턴이 나타났음을 볼 수 있었다. 하지만 환측의 경우 전방내측의 결과를 보아 보행 추진을 위해 지면을 밀어내는 패턴이 무너진 것을 볼 수 있었다.

최대 압력(Peak pressure)의 경우 환측은 뒤꿈치(HF), 중간외측(LM), 중간외측(LF), 엄지발가락(HX), 전방내측(MF), 발가락(TO), 중간내측(MM) 순으로 높게 나타났으며, 건측은 뒤꿈치(HF), 전방내측(MF), 엄지발가락(HX), 전방외측(LF), 발가락(TO), 중간외측(LM), 중간내측(MM) 순으로 높게 나타났다. 그 중 전방내측(MF)에서 환측 하지(48.77±13.76kPa)는 건측 하지(160.19±49.96kPa) 보다 유의하게 작게 나타났다(p<.01).

접촉 면적(Contact area)의 경우 환측은 뒤꿈치(HF), 전방외측(LF), 중간외측(LM), 전방내측(MF), 중간내측(MM), 발가락(TO), 엄지발가락(HX) 순으로 높게 나타났으며, 건측은 뒤꿈치(HF), 전방외측(LF), 중간내측(LM), 전방내측(MF), 발가락(TO), 중간내측(MM), 엄지발가락(HX) 순으로 높게 나타났다. 그 중 전방내측(MF)에서 환측 하지(12.94±4.56cm^2)가 건측 하지(17.03±2.10cm^2)보다 유의하게 작게 나타났다(p<.05).

접촉 시간(Contact time)의 경우, 환측은 전방외측(LF), 중간외측(LM), 전방내측(MF), 뒤꿈치(HF), 중간내측(MM), 엄지발가락(HX), 발가락(TO) 순으로 높게 나타났으며, 건측의 경우 전방외측(LF), 중간내측(MM), 중간외측(LM), 뒤꿈치(HF), 전방내측(MF), 엄지발가락(HX), 발가락(TO) 순으로 높게 나타났다. 건측과 환측을 비교하였을 때 엄지발가락 영역(HX)과 발가락 영역(TO)을 제외한 모든 영역에서 건측 하지를 환측 하지보다 더 오랜 시간 동안 접촉하는 패턴이 나타났다. 하지만 모든 영역에서 환측과 건측에 대한 유의한 차이는 나타나지 않았다(p>.05).

4. Discussion and Conclusion

본 연구는 족저압 측정 장비를 사용하여 뇌졸중 편마비 장애인의 건측과 환측의 시공간적 보행 및 족저압 패턴을 파악하고자 하였다. 이를 위해 뇌졸중 장애인 10명을 대상으로 족저압 측정 장비를 사용하여 건측과 환측의 시공간적 보행 매개변수 및 족저압 매개변수 비교분석을 실시하였다. 본 연구를 통해 뇌졸중 장애인의 시공간적 보행의 경우 환측 하지보다 건측 하지를 지면에 더 오래 지지(Stance phase)하고, 유각기(swing phase) 시간이 짧은 보행 패턴을 확인할 수 있었다. 이러한 보행 패턴은 An et al. (2017)의 연구와 같이 뇌졸중 장애인의 균형 조절 능력이 저하되어 환측의 입각기(Stance phase)와 건측의 유각기(swing phase) 시간이 짧아지는 패턴을 보이는 것으로 사료된다. 이러한 패턴이 나타나기 때문에 환측이 건측보다 상대적으로 높은 Cadence (step/min)가 나타난 것으로 사료된다. Srivastava et al. (2014)은 뇌졸중 장애인의 보행 시 관절가동범위가 감소하고 유각기(Swing phase) 동안 환측 하지를 앞으로 뻗는 힘이 부족함을 보이며, 뇌졸중 장애인의 상태는 환측의 유각기(Swing phase)와 건측의 입각기(Stance phase) 시간이 길어진다고 보고하였다. 뇌졸중 장애인의 경우 편마비로 인한 근력 약화, 경직 등 다양한 원인으로 인해 환측 하지관절의 움직임이 감소함으로 인해 보행 시 안정성(Stability)이 떨어져 추진력을 얻기 어려운 것으로 사료된다. Patterson et al. (2015)의 연구 결과와 같이 뇌졸중 환측 하지 쪽으로 체중 이동에 어려움으로 건측 하지 쪽으로의 제한된 체중 이동은 입각기(Stance phase)에서 더 불안해지기 때문에 건측 하지의 유각기(swing phase) 시간이 짧아진다. 이러한 이유로 건측 하지를 지면에 더 오랜 시간 지지함으로써 보행 시 지면으로부터의 추진력을 얻는 패턴이 나타난 것으로 사료된다. 추가적으로 환측 하지를 전방으로 더 멀리 뻗어 보행하는 패턴과 환측 하지 전체를 고관절(Hip joint)을 축으로 휘돌림(Circumduction) 형태의 보행 패턴이 나타난 것으로 판단된다.

환측과 건측의 7개 영역의 족저압 매개변수의 패턴 분석 결과 환측과 건측 모두 뒤꿈치 영역에서 최대 힘(Peak force)과 최대 압력(Peak pressure)이 높게 나타났다. 최대 힘의 패턴은 환측과 건측이 비슷한 패턴을 보였지만, 최대 압력의 경우 전방외측(LF), 전방내측(MF), 엄지발가락(HX), 발가락(TO)에서 서로 다른 패턴이 나타났다. 건측의 경우 보행 시 뒤꿈치부터 엄지발가락까지 순차적인 패턴을 보이지만 환측의 경우 전방외측(LF) 영역부터 순차적인 패턴이 무너진 것을 확인할 수 있었다. 이는 일반적으로 보행 시 뒤꿈치부터 엄지발가락 끝까지 순차적으로 충격을 흡수하고 보행 방향으로 추진력을 얻기 어렵기 때문에 보행의 비대칭이 나타나는 것으로 사료된다. 신경학적 이상으로 인한 편마비 뇌졸중 장애인의 경우 보행의 비대칭은 낙상 위험과 에너지 소비로 이어지게 된다고 보고되었다(Perry and Bleck, 1993; Stein et al., 2015). 추가적으로 환측의 최대 압력에서 내측 영역(중간, 전방)보다 외측 영역(중간, 전방)이 높은

결과가 나타났다. 이는 환측의 경우 발바닥 바깥쪽을 활용하여 보행하는 내반첨족(Talipes equinovarus) 형태의 변형된 보행을 하기 때문으로 사료된다.

접촉 시간(Contact time)에서도 건측과 환측을 비교한 결과 엄지발가락 영역(HX)과 발가락 영역(TO)을 제외한 모든 영역에서 서로 다른 패턴이 나타났다. 뒤꿈치(HF), 중간외측(LM), 중간내측(MM), 전방외측(LF), 전방내측(MF)의 영역별 접촉 시간의 경우 건측이 환측보다 상대적으로 접촉 시간이 길게 나타났다. 이러한 패턴이 나타난 이유는 건측의 경우 뒤꿈치에서 중간, 중간에서 전방으로 이동하며 접촉 시간을 길게 함으로써 지면으로부터의 충격력을 흡수하고 발가락 영역에서 추진력을 얻기 위해 짧은 접촉 시간이 나타난 것으로 사료된다. 하지만 환측의 경우 모든 영역에서 큰 변화 없이 일정한 접촉 시간이 나타난 것으로 보아 발바닥 전체가 지면에 닿았다가 떨어지면서 보행 시 발생하는 충격력을 흡수하지 못하고 추진력 또한 얻기 힘든 패턴이 나타난 것으로 판단된다.

본 연구를 통해 뇌졸중 편마비 장애인의 보행 시 환측과 건측 사이의 비대칭적 패턴을 확인할 수 있었다. 추후 뇌졸중 편마비 장애인의 균형 및 대칭적 보행 개선을 위한 다양한 물리치료 및 작업치료 방법과 비교적 안전한 실내에서 할 수 있는 가상현실(Virtual reality) 및 증강현실(Augmented reality)을 활용한 재활운동, 근력운동, 수중 재활운동 등 다양한 재활운동 프로그램 구성 및 개발에 있어 기초자료로 활용할 수 있을 것으로 생각된다. 또한 뇌졸중 장애인들의 균형적인 보행과 낙상의 위험을 예방할 수 있는 외골격 하지보조기기, 운동보조기기, 로봇-보조 보행 장치 등의 개발에 유용하게 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구는 비록 적은 연구 대상자를 대상으로 족저압 측정기만 사용하였지만 뇌졸중 편마비 장애인의 비대칭적 패턴을 검증하고 파악할 수 있는 의미 있는 연구라고 볼 수 있다. 뇌졸중 편마비 장애인의 보행 시 비대칭적 특징과 패턴이 어떻게 나타나는지 확인하고 그에 따른 처방을 하는 것이 매우 중요하다. 뇌졸중 장애인을 대상으로 대칭 보행을 강조하는 훈련은 균형과 기능적 결과의 개선을 보인 결과(Kim et al., 2019; Miéville et al., 2018)와 같이 본 연구에서 나타난 비대칭적 보행 패턴은 뇌졸중 장애인의 재활 프로그램에 있어 충분한 기초자료로 사용될 수 있을 것이라고 보여진다. 인구 고령화 및 다양한 질환(뇌졸중, 파킨슨 병 등) 보행 안정성에 대한 관심과 연구는 지속되고 있다. 추후 다양한 피험자를 대상으로 보행의 비대칭적 패턴을 파악하는 추가 연구가 수행된다면 뇌졸중 장애인의 비대칭적 보행에 대한 비대칭적 패턴을 보다 구체적으로 제시할 수 있을 것으로 기대한다.

References

An, C.M., Son, Y.L., Park, Y.H. and Moon, S.J., Relationship between dynamic balance and spatiotemporal gait symmetry in hemiplegic patients with chronic stroke. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 37, 19-24, 2017.

Brainin, M., Teuschl, Y. and Kalra, L., Acute treatment and long-term management of stroke in developing countries. *The Lancet Neurology*, 6(6), 553-561, 2007.

Chaudhuri, S. and Aruin, A.S., The effect of shoe lifts on static and dynamic postural control in individuals with hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(11), 1498-1503, 2000.

Donkor, E.S., Stroke in the century: a snapshot of the burden, epidemiology, and quality of life. *Stroke Research and Treatment*, 2018, 2018.

Faria-Fortini, I., Michaelsen, S.M., Cassiano, J.G. and Teixeira-Salmela, L.F., Upper extremity function in stroke subjects: relationships between the international classification of functioning, disability, and health domains. *Journal of Hand Therapy*, 24(3), 257-265, 2011.

Ferraris, C., Cimolin, V., Vismara, L., Votta, V., Amprimo, G., Cremascoli, R., Galli M., Nerino R., Mauro, A. and Priano, L., Monitoring of gait parameters in post-stroke individuals: a feasibility study using RGB-D sensors. *Sensors*, 21(17), 5945, 2021.

Gardner, A.W. and Montgomery, P.S., Impaired balance and higher prevalence of falls in subjects with intermittent claudication. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(7), M454-458, 2001.

Genthe, K., Schenck, C., Eicholtz, S., Zajac-Cox, L., Wolf, S. and Kesar, T.M., Effects of real-time gait biofeedback on paretic propulsion and gait biomechanics in individuals post-stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 25(3), 186-193, 2018.

Harari, D., Coshall, C., Rudd, A.G. and Wolfe, C.D., New-onset fecal incontinence after stroke: prevalence, natural history, risk factors, and impact. *Stroke*, 34(1), 144-150, 2003.

Kim, D.Y., Park, C.I., Jang, Y.W., Ahn, S.Y. and Park, Y.S., The Relationship between Weight-Bearing and Stiff-Knee Gait in Hemiplegic Patients. *Journal of the Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, 28(1), 20-25, 2004.

Kim, S.H., Huizenga, D.E., Handzic, I., Ditwiler, R.E., Lazinski, M., Ramakrishnan, T., Bozeman, A., Rose, D.Z. and Reed, K.B., Relearning functional and symmetric walking after stroke using a wearable device: a feasibility study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 16(1), 1-8, 2019.

Levine, D., Richards, J. and Whittle, M.W., *Whittle's gait analysis*, Elsevier health sciences., 2012.

Ma, C.Z.H., Zheng, Y.P. and Lee, W.C.C., Changes in gait and plantar foot loading upon using vibrotactile wearable biofeedback system in patients with stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 25(1), 20-27, 2018.

Miéville, C., Lauzière, S., Betschart, M., Nadeau, S. and Duclos, C., More symmetrical gait after split-belt treadmill walking does not modify dynamic and postural balance in individuals post-stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 41, 41-49, 2018.

Pan, Y.T., Kang, I., Joh, J., Kim, P., Herrin, K.R., Kesar, T.M., Sawicki, G.S. and Young, A.J., Effects of bilateral assistance for hemiparetic gait post-stroke using a powered hip exoskeleton. *Annals of Biomedical Engineering*, 1-12, 2022.

Pang, M.Y., Eng, J.J., Dawson, A.S., McKay, H.A. and Harris, J.E., A community-based fitness and mobility exercise program for older adults with chronic stroke: a randomized, controlled trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(10), 1667-1674, 2005.

Patterson, K.K., Mansfield, A., Biasin, L., Brunton, K., Inness, E.L. and McIlroy, W.E., Longitudinal changes in poststroke spatiotemporal gait asymmetry over inpatient rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(2), 153-162, 2015.

Perry, J. and Bleck, E., Gait analysis: normal and pathological function. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 35, 1122-1122, 1993.

Saini, V., Guada, L. and Yavagal, D.R., Global epidemiology of stroke and access to acute ischemic stroke interventions. *Neurology*, 97(20 Supplement 2), S6-S16, 2021.

Sanghan, T., Dissaneewate, T. and Chatpun, S., Gait asymmetry and foot regional analysis on spatiotemporal characteristics in stroke patients. *2021 13th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, 1-4, 2021.

Srivastava, S., Kao, P.C., Kim, S.H., Stegall, P., Zanotto, D., Higginson, J.S., Agrawal, S.K. and Scholz, J.P., Assist-as-needed robot-aided

gait training improves walking function in individuals following stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(6), 956-963, 2014.

Stein, J., Harvey, R., Winstein, C., Zorowitz, R. and Wittenberg, G., Stroke recovery and rehabilitation (ed.). *New York: Demos Medical*, 2015.

Thielman, G., Kaminski, T. and Gentile, A., Rehabilitation of reaching after stroke: comparing 2 training protocols utilizing trunk restraint. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(6), 697-705, 2008.

Wang, S. and Bhatt, T., Gait kinematics and asymmetries affecting fall risk in people with chronic stroke: a retrospective study. *Biomechanics*, 2(3), 453-465, 2022.

Yavuzer, G., Öken, Ö., Elhan, A. and Stam, H.J., Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture*, 27(1), 31-35, 2008.

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.

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: Adapted Physical Activity, Exercise Physiology/Prescription, Sports Medicine

Jiyoung Park: jypark0619@korea.kr
Highest degree: PhD, Department of Industrial & Systems Engineering, Dong-guk University
Position title: Researcher, Department of Healthcare and Public Health Research, Korea National Rehabilitation Center
Areas of interest: Usability, Safety, UI/UX, Service Design, Data Visualization, Biomechanics, Physical Activity