

광전식 보행분석기를 사용한 뇌졸중 노인과 성인의 보행 기능 비교

김순범¹ · 박지영² · 강동현^{3*}

국립재활원 연구원¹ · 원광대학교 안전보건학과 조교수² · 국립재활원 연구원³

Comparison of Walking Function in Older Adults and Adults with Stroke Using Photoelectric Gait Analyzer

Soonbeom Kim¹ · Jiyoung Park² · Dongheon Kang^{3*}

National Rehabilitation Center¹ · Wonkwang University² ·

National Rehabilitation Center³

Abstract

Stroke is a cerebrovascular disease in which the blood supply to the brain is blocked or bleeding, causing a disruption in the blood supply to the brain. After stroke, passive and active movement is limited due to weakness and stiffness of the muscles around the joints. Also, aging increases the risk of falling along with a decrease in walking function due to decreased physical strength, neuro function, and lower extremity muscle strength. Therefore, accurate gait analysis is very important in the diagnosis and management of patients with pathological gait. In this study, 48 people with stroke living in the community were divided into the elderly group(n=22) and the adult group(n=26), using a gait analyzer to compare the difference between the spatiotemporal gait parameters on the affected and unaffected side. In both groups, the ratio of the stance phase and single support of the unaffected side was large, and the ratio of the swing phase and step length on the affected side was large. The unaffected side showed faster steps than the affected side. The results of the between group analysis showed that the elderly group had a longer disease onset period, so they adapted to abnormal walking and walked faster than the adult group. It is thought that people with stroke walk by relying on the unaffected side of the center of gravity when walking. To improve asymmetric gait, it is necessary to continuously evaluate gait using a gait analyzer. In addition, it can be used as objective data in applying and developing appropriate rehabilitation sports programs.

Key words : Stroke, Optogait, Gait function, Asymmetry

* jakekang@korea.kr

I. 서론

뇌졸중은 뇌로 전달되는 혈액 공급이 차단되거나 뇌 조직으로 출혈이 발생하여 뇌에 혈액 공급의 장애가 나타나는 뇌혈관 질환이다(Sims & Muyderman, 2010). 뇌졸중과 같은 신경학적 질환은 의학의 발전으로 고령화 사회가 진행됨에 따라 발병율이 증가하고 있다. 뇌졸중 장애인은 일반인과 다르게 관절의 수동적, 능동적 움직임이 제한적이며 관절 주변 근육의 약화와 경직으로 관절의 움직임이 제한적이기 때문에 장기간에 걸쳐 근육 또는 결합 조직의 역학적 특성의 변화를 겪는다(Kluding & Santos, 2008). 뇌졸중 발병 초기 진행되는 기능적 회복 정도는 뇌졸중 환자들의 예후를 판단하거나 결정을 하는데 매우 중요한 요인이다(김민선, 정복자, 2023). 뇌졸중 발병 후 6개월까지는 삼킴 기능을, 발병 후 12개월까지는 인지 및 언어기능, 발병 이후 18개월까지는 운동, 이동, 일상 동작 수행기능의 유의한 향상을 보이며, 18개월 이후로는 유지 양상을 가진다(Shin et al., 2022). 이와 함께 노화로 인한 체력, 신경 기능의 저하는 근골격계의 위축으로 인한 근력 약화를 초래함과 동시에 하지의 근력 감소는 보행 기능의 저하로 이어지고 낙상의 위험이 증가되는 원인이 된다(Kim et al., 2013).

보행은 신체를 이동하는 가장 기본적인 움직임으로 상·하지의 협응이 필요하며, 각 분절의 연속적이고 반복적인 움직임으로 구성된 복합적인 동작이다(Nam et al., 2023). 이와 함께 균형은 체중이 이동할 때 환경변화에 대응하여 지지면 내에서 무게중심을 유지하며 지속적으로 자세를 유지하는 능력이다(Tyson et al., 2006). 하지만 뇌졸중 장애인에게 균형 장애는 흔히 나타나는 증상이며(Tyson et al., 2006), 낙상의 위험이 증가하여 부상으로 이어질 수 있어 삶의 질이 저하될 수 있다(Frame et al., 2020). 뇌졸중 이후 균형과 보행 능력의 저하로 일상생활 활동에 어려움이 생기게 되

고, 이로 인해 일상생활 활동에 어려움이 생기며, 보행 시 비대칭적 자세로 인해 비정상적인 보행이 나타나고 낙상과 같은 이차적 문제점을 일으킨다(Choi & Jeon, 2015). 따라서 뇌졸중 장애인에게 보행 기능의 개선은 뇌졸중 이후 재활의 필수적인 요소이며 주요한 치료 목표이다(Begg et al., 2019).

정확한 보행분석은 병리학적 보행이 나타나는 환자의 진단 및 관리에서 임상전문의를 지원하는 다양한 방법에 매우 중요하다(Chatzaki et al., 2021). 뇌졸중 장애인을 대상으로 기능평가를 위한 도구로 BBS(Berg Balance Scale), FMA(Fugl-Meyer Assessment), TUG(Timed-Up and Go Test) 등이 있으며 많은 임상 또는 물리치료사들이 자주 사용하였다. 또한 보행분석에 대한 전통적인 방식은 숙련된 전문가가 병원에서 환자의 보행 관찰과 환자의 자가 보고를 기반으로 한다(Samarentsis et al., 2022). 하지만 이와 같은 기능평가 도구 및 보행 평가 방법의 경우 평가자의 시선에서 주관적인 평가가 이루어지기 때문에 정확성 및 신뢰성이 떨어진다. 따라서 정확성이 높고 객관적이며 정량적으로 확인할 수 있는 평가가 이루어져야 하며, 대부분의 전문병원에서 표준 방법으로 채택하고 있는 보행분석 방법은 디지털 비디오 카메라로 촬영하여 영상 처리 기술을 통해 꼼꼼하게 분석하는 것이다(Colyer et al., 2018). 그럼에도 카메라 촬영 기술을 통한 방법은 상대적으로 많은 비용과 시간이 필요하며 전문 지식이 필요하다(Hutabarat et al., 2021). 강동현과 박지영(2023)은 장애인건강권법 제15조에 기초하여 지역사회에서 재활운동 및 체육 지도자가 실시할 수 있는 신체적 기능을 평가할 수 있는 시스템이 필요하다고 하였다. 따라서 공간적인 제약이 없고 현장에서 정량적이고 객관적으로 평가할 수 있는 보행분석기가 필요하며, 대표적으로 광전식 보행분석기가 있다.

일반적으로 보행분석은 3차원 동작분석 시스템이 설치되어 있는 실험실 또는 평가실에서 수행된다. 동작분석 시스템을 사용하기 위해서는 반사마커를 신체

표 1. 그룹별 연구참여자의 일반적 특성

Characteristics		Elderly(n=22)	Adults(n=26)
		Mean±SD	Mean±SD
Age (year)		69.64±4.81	53.73±9.33
Height (cm)		160.85±6.06	169.54±6.94
Weight (kg)		63.84±6.62	75.27±14.88
Skeletalmuscular mass (kg)		26.07±3.90	30.52±5.47
BMI (kg/m ²)		24.55±1.25	25.57±4.29
Onset (year)		12.96±6.30	6.86±5.87
Leg length (m)	Affected	0.81±0.03	0.85±0.04
	Unaffected	0.81±0.03	0.85±0.04
Affected side	Left	12	14
	Right	10	12
Disease name	Hemorrhage	16	20
	Infarction	6	6
Gender	Male	16	24
	Female	6	2

* BMI: Body Mass Index

관절에 부착하는 번거로움이 있다. 그리고 시스템을 다룰 수 있는 전문가가 필요하고, 결과를 받는데 오랜 시간이 소요된다. 이처럼 뇌졸중 장애인에게 동작분석 시스템을 사용하는 보행평가는 시간적, 경제적, 공간적 제약 등 다양한 이유로 지속적이고 반복적으로 수행되는데 어려움이 있다.

하지만 광전식 보행분석기의 경우 이동이 가능하며 평가를 진행하는 공간 상황에 따라 길이를 조절하여 손쉽게 설치를 할 수 있다. 또한 신체에 반사마커 등의 센서를 부착할 필요없이 보행분석이 가능하며, 빠른 시간내에 결과지를 받을 수 있는 장점이 있다. 따라서 본 연구는 편마비 뇌졸중 장애인을 노인그룹과 성인그룹 사이의 마비측과 비마비측 간 보행변수를 평가하고 비교하는데 목적이 있다. 또한 본 연구의 결과를 바탕으로 마비측과 비마비측의 비대칭적 보행특성을 개선할 수 있는 재활체육 및 운동 프로그램을 적용하고 개발하는 임상의, 물리치료사, 개발자 등에

게 객관적 자료를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 지역사회에 거주하고 있는 편마비 뇌졸중 장애인을 대상으로 연구 목적과 실험방법에 대해 충분한 설명을 한 후 자발적으로 연구에 참여 의사를 밝힌 48명이다. 모든 참여자는 연구동의서에 서명을 하였다. 연구 대상자의 선정 기준은 1) 뇌졸중 진단 후 6개월 이상 지난 자, 2) 편마비 증상이 한쪽 측면으로 제한된 자, 3) 보조기기 없이 독립보행이 1분 이상 가능한 자를 기준으로 하였다. 제외기준으로는 1) 정형외과적 질환 및 질병으로 인해 보행에 어려움이 있는 자를 기준으로 하였다. 모집된 참여자는 65세를 기준

으로 노인그룹($n=22$)과 성인그룹($n=26$)으로 분류하였다. 각 그룹별 연구 대상자의 일반적 특성은 표 1과 같다.

2. 실험도구 및 실험절차

1) 실험도구

두 그룹으로 분류된 뇌졸중 장애인의 시공간적 보행변수를 측정하기 위해 광전식 보행분석기(Optogait, Microgait, Bolzano, Italy)를 사용하였다. 본 연구에서 사용된 광전식 보행분석기는 1m 길이의 송신바와 수신바가 한 쌍으로 구성된다. 송신바와 수신바는 서로 1,000Hz의 주파수 신호를 주고받으며 한 쌍의 바를 걸어가갈 때 센서의 중단을 감지하는 것으로 보행 변수가 측정된다. 광전식 보행분석기의 LED 센서는 1m 길이에 96개 센서가 지면으로부터 3mm 높이에 1cm 간격으로 배치 되어있다. 뇌졸중 장애인의 보행 특징 중 하나로 겹침 보행이 나타나기 때문에 정확한 보행 주기를 파악하기 위해 한 쌍의 센서를 추가로 연결하여 2D 측정 방법으로 설치하였다. 또한 보행분석기를 사용하는데 있어 가장 중요한 첫 발의 위치 확인을 위해 Web cam(Logitech, C920 HD Pro, Swiss)을 설치된 광전식 보행분석기 전체가 다 보일 수 있도록 측



그림 1. 보행 평가를 위해 설치된 Optogait 시스템

면에 설치하였다. 본 연구에서 사용된 광전식 보행분석기의 신뢰도는 0.933~0.990이며(Lienhard et al., 2013), 설치된 Optogait 시스템의 모습은 그림 1과 같다.

2) 측정변인

Optogait 시스템을 사용하여 측정되는 시공간 보행 변수는 그림 2와 같다. 시간적 보행 변수에는 보행 시간(Gait time), 스텝 시간(Step time), 입각기(Stance phase), 유각기(Swing phase), 한발지지기(Single support), 두발지지기(Double support)가 있다. 공간적 보행 변수에는 보행 길이(Stride length), 스텝 길이(Step length), 스텝 너비(Step width)가 있다. 그리고 추가적으로 보행 분석 시 가장 많이 사용되는 분당 스텝 수(Cadence)와 각 하지의 속도(Speed)도 측정이 가능하다.

3) 실험절차 및 데이터 처리

본 연구에서 사용된 광전식 보행분석기는 송신바와 수신바가 서로 신호를 주고받아야 하기 때문에 지면

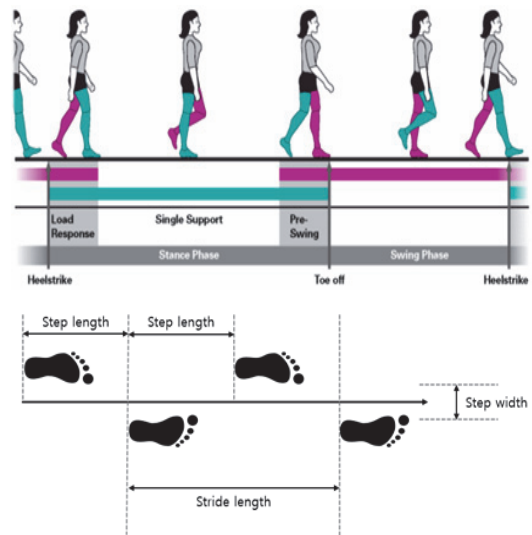


그림 2. Optogait 시스템에서 측정되는 시공간 보행 변수

이 평평한 실내에 서로 평행하도록 설치하였다. 실험 연구자는 연구 대상자들이 신호에 맞추어 평소와 같은 속도로 보행분석기 센서 사이에서 보행하도록 지시하였다. 보행 측정을 실시하기 전 시스템 확인과 연습을 위해 1분 동안 테스트를 진행한 후 측정을 실시하였다. 보행 측정은 3회 왕복하였으며 총 6회 보행을 측정하였다. 보행 중간 스텝 꼬임과 같은 비정상 보행이 나타난 경우를 제외하여 3개의 보행을 선정하였다. 선정된 보행에서 보행 추진과 감속을 위한 부분을 제외한 보행주기(Gait cycle) 3회의 평균값을 사용하여 본 연구에 사용하였다. 측정된 시공간적 보행 변수는 컴퓨터 소프트웨어(Optogait 1.12.23.0, Microgait S.r.L, Italy)로 수집 및 처리하였다.

3. 통계처리

Optogait 시스템으로 측정된 시공간적 보행 변수는 노인그룹과 성인그룹의 비교분석을 위해 SPSS program (Version 21.0, IBM, Corp., Armonk, NY, USA)을 통해 분석하였다. 본 연구에 참여한 대상자들의 일반적 특성은 기술통계를 사용하여 평균과 표준편차로 나타내었다. 시공간적 보행변수의 비교분석 전 Shapiro-Wilk Test 검정을 실시하여 정규성 검증을 하였으며, 정규성 검증결과 정규분포를 보이지 않았다($p<.05$). 따라서 시공간적 보행 변수의 그룹내 비교는 비모수 통계인 Wilcoxon signed rank test를 실시하였고, 측정된 보행변수의 그룹간 비교분석을 위해 비모수 검정인 Mann-Whitney U test를 실시하였다. 본 연구의 통계적 유의수준은 .05 미만으로 설정하였다.

Ⅲ. 연구결과

본 연구는 보행 측정기를 통해 뇌졸중 장애인 노인

그룹과 성인그룹의 마비측과 비마비측의 보행변수를 비교하였으며 그 결과는 표 2와 같다.

1. 시공간 보행변수의 집단내 비교분석

시공간 보행 변수의 그룹내 마비측과 비마비측의 비교분석 결과는 다음과 같다. 먼저 노인그룹의 경우 스텝 시간(Step time), 입각기(Stance phase), 유각기(Swing phase), 한발지지기(Single support)에서 마비측과 비마비측 사이의 유의한 차이가 나타났다($p<.001$). 보행 시간(Gait cycle)은 마비측과 비마비측 모두 $1.43\pm0.30s$ 로 동일하게 나타났으며 유의한 차이는 보이지 않았다. 스텝 시간은 마비측이 $0.83\pm0.22s$, 비마비측이 $0.64\pm0.16s$ 로 마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 보행 주기 시간에 따른 입각기, 유각기, 한발지지기, 두발지지기 비율의 결과는 다음과 같다. 입각기는 마비측이 $69.01\pm5.19\%$, 비마비측이 $76.88\pm6.94\%$ 로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 유각기는 마비측이 $30.74\pm5.19\%$, 비마비측이 $23.16\pm7.06\%$ 로 마비측의 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 한발지지기는 마비측이 $22.98\pm6.86\%$, 비마비측이 $30.75\pm4.72\%$ 로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 두발지지기(Double support)는 마비측과 비마비측이 서로 큰 차이가 없었으며 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 보행길이(Stride length)는 마비측이 $73.61\pm61cm$, $26.50cm$, 비마비측이 $72.34\pm26.03cm$ 로 나타났고 하지길이에 따른 스텝길이(Step length)의 비율은 마비측이 $46.09\pm17.22\%$, 비마비측이 $44.77\pm17.61\%$ 로 두 변인 모두 마비측이 상대적으로 크게 나타났지만 유의한 차이는 나타나지 않았다. 스텝너비(Step width)는 마비측이 $18.23\pm6.68cm$, 비마비측이 $19.87\pm7.09cm$ 로 비마비측이 상대적으로 크게 나타났지만 유의한 차이는 보이지 않았다. 분당 스텝 수(Cadence)는 마비측이 $88.78\pm15.41step/min$, $88.19\pm17.02step/min$ 으로 서로 큰 차이는 나타나지 않았다.

표 2. 시공간 보행변수의 집단내·집단간 비교분석 결과

Variables	Side	Elderly (n=20)			Adult (n=22)			Z	p
		M±SD	Z	p	M±SD	Z	p		
Gait cycle (s)	A	1.43±0.30	-1.380	.168	1.71±0.40	-.419	.675	-2.969	.003**
	Un	1.43±0.30			1.71±0.40			-2.938	.003**
Step time (s)	A	0.83±0.22	-3.815	<.001***	0.97±0.19	-3.695	<.001***	-2.545	.011*
	Un	0.64±0.16			0.78±0.28			-2.711	.007**
Stance phase (%)	A	69.01±5.19	-3.880	<.001***	71.45±7.78	-3.568	<.001***	-1.076	.282
	Un	76.88±6.94			80.41±7.12			-1.717	.086
Swing phase (%)	A	30.74±5.19	-3.685	<.001***	28.41±7.76	-3.518	<.001***	-.828	.408
	Un	23.16±7.06			19.44±6.95			-1.655	.098
Single support (%)	A	22.98±6.86	-3.847	<.001***	19.47±7.08	-3.568	<.001***	-1.676	.094
	Un	30.75±4.72			28.67±8.05			-.828	.408
Double support (%)	A	46.03±10.79	-.373	.709	52.04±11.67	-1.257	.209	-1.800	.072
	Un	46.06±10.62			51.75±11.74			-1.779	.075
Stride length (cm)	A	73.61±26.50	-1.542	.123	70.94±23.23	-1.194	.232	-.155	.877
	Un	72.34±26.03			70.73±23.49			-.083	.934
Step length (%leg)	A	46.09±17.22	-.568	.570	45.32±13.24	-2.324	.020*	-.207	.836
	Un	44.77±17.61			37.15±18.48			-1.490	.136
Step width (cm)	A	18.23±6.68	-1.542	.123	20.95±5.96	-2.222	.026*	-1.345	.179
	Un	19.87±7.09			22.02±5.73			-1.179	.238
Cadence (step/min)	A	88.78±15.41	-1.640	.101	74.01±14.23	-.698	.485	-3.269	.001**
	Un	88.19±17.02			74.45±14.25			-2.855	.004**

A: Affected, Un: Unaffected

* $p<.05$, ** $p<.01$, *** $p<.001$

다음으로 성인그룹의 경우 스텝시간, 입각기, 유각기, 한발지지기, 스텝길이, 스텝너비에서 유의한차이가 나타났다. 스텝시간은 마비측이 $0.97\pm0.19s$, 비마비측이 $0.78\pm0.28s$ 로 마비측의 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 입각기는 마비측이 $71.45\pm7.78\%$, 비마비측이 $80.41\pm7.12\%$ 로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 유각기는 마비측이 $28.41\pm7.76\%$, 비마비측이 $19.44\pm6.95\%$ 로 마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 한발지지기는 마비측이 $19.47\pm7.08\%$, 비마비측이 $28.67\pm8.05\%$ 로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.001$). 스텝길이의 경우 마비측이 $45.32\pm13.24\%$,

비마비측이 $37.15\pm18.48\%$ 로 마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.05$). 그리고 스텝너비는 마비측이 $20.95\pm5.96cm$, 비마비측이 $22.02\pm5.73cm$ 로 비마비측이 유의하게 크게 나타났다($p<.05$). 보행시간은 마비측과 비마비측이 $1.71\pm0.40s$ 로 동일하게 나타났으며, 유의한 차이는 보이지 않았다.

두발지지기는 마비측이 $52.04\pm11.67\%$, 비마비측이 $51.75\pm11.74\%$ 로 나타났고, 보행길이는 마비측이 $70.94\pm23.23cm$, 비마비측이 $70.73\pm23.49cm$ 로 나타났다. 그리고 분당 스텝 수(Cadence)는 마비측이 $74.01\pm14.23step/min$, 비마비측이 $74.45\pm14.25step/min$ 으로 나

타났다. 두발지지기, 보행길이, 분당 스텝 수의 마비측과 비마비측 사이의 큰 차이는 보이지 않았으며, 통계적 유의한 차이 또한 나타나지 않았다.

2. 시공간 보행변수의 집단간 비교분석

보행변수에 따른 마비측과 비마비측의 집단간 비교 분석 결과는 다음과 같다. 보행시간의 경우 노인그룹에서는 마비측과 비마비측 모두 1.43 ± 0.30 s로 나타났고, 성인그룹에서는 마비측과 비마비측 모두 1.71 ± 0.40 s로 나타났으며, 성인그룹이 노인그룹보다 마비측과 비마비측에서 유의하게 보행시간이 크게 나타났다($p < .01$). 다음으로 마비측 스텝시간에서 노인그룹은 0.83 ± 0.22 s, 성인그룹이 0.97 ± 0.19 s로 성인 그룹이 유의하게 크게 나타났으며($p < .05$), 비마비측 스텝시간은 노인그룹이 0.64 ± 0.16 s, 성인그룹이 0.78 ± 0.28 s로 성인그룹이 유의하게 크게 나타났다($p < .05$). 보행 주기에 따른 입각기, 유각기, 한발지지기, 두발지지기 비율의 비교 결과는 다음과 같다. 입각기는 마비측과 비마비측 모두 성인그룹이 노인그룹보다 크게 나타났지만 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았다. 반면 유각기와 한발지지기는 마비측과 비마비측 모두 노인그룹이 크게 나타났지만 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 두발지지기의 경우 마비측과 비마비측 모두 성인그룹이 크게 나타났지만 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았다. 보행길이의 마비측과 비마비측 모두 노인그룹이 성인그룹보다 크게 나타났지만 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 다음으로 스텝길이의 경우 마비측 스텝길이는 노인그룹과 성인그룹 사이의 큰 차이가 없었고 비마비측 스텝길이는 노인그룹이 성인그룹보다 크게 나타났지만 마비측과 비마비측 모두 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았다. 스텝너비는 마비측과 비마비측 모두 성인그룹이 노인그룹보다 크게 나타났지만 유의한 차이는 나타나지 않았다. 분당 스텝 수의 경우 마비측은 성인그룹이 88.78 ± 15.41 step/min, 노인그

룹이 74.01 ± 14.23 step/min으로 나타났고, 비마비측은 노인 그룹이 88.19 ± 17.02 step/min, 성인그룹이 74.45 ± 14.25 step/min으로 나타났으며 마비측과 비마비측 모두 성인그룹보다 노인그룹에서 유의하게 크게 나타났다($p < .01$).

IV. 논의

뇌졸중 장애인의 신체 활동을 제한하는 원인으로 많은 부분을 차지하는 것이 보행장애이다(Kelly et al., 2012). 그렇기 때문에 뇌졸중 장애인에게 재활의 주된 목적은 걷기의 회복이다(Langhome et al., 2009). 효과적인 재활을 위해서는 현재의 보행기능을 파악하는 것이 중요하다. 본 연구는 편마비 뇌졸중 장애인을 노인그룹과 성인그룹으로 분류하여 마비측과 비마비측 사이의 시공간 보행변수를 비교하였으며, 비대칭적 보행 특성을 확인할 수 있었다.

입각기는 체중지지와 안정성을 제공하며, 유각기는 전방추진력을 이용하여 새로운 디딤기로 진행이 된다(Forghany et al., 2014). 정상보행에서 입각기(Stance phase)와 유각기(Swing phase)는 각각 60%, 40%로 보행주기(Gait cycle)를 구성한다(Perry & Burnfield, 2010). 하지만 본 연구에서 노인그룹과 성인그룹 모두 입각기와 유각기의 비율은 다르게 나타났음을 확인할 수 있다. 또한 비마비측에서 입각기 비율이 더 크게 나타났고, 마비측에서는 유각기 비율이 크게 나타났다. Donald(2002)는 입각기와 유각기의 평균적인 비율은 6:4로 나타나지만, 보행 속도가 빨라질수록 입각기가 감소된다고 하였다. 보행주기를 구성하는 입각기와 유각기의 경우 보행속도에 따라 그 비율의 변화가 생기게 되며, 뇌졸중 장애인의 경우 보행장애로 인해 보행 속도가 감소되기 때문에 입각기의 비율이 증가하고 유각기의 비율이 감소되었기 때문으로 생각된다. 또한 마비측보다 비마비측의 한발지지기 비율이 유의하게

높게 나타났다. Lattouf et al.(2021)은 뇌졸중 장애인의 경우 약화, 경직과 비정상적인 움직임을 포함한 상부 운동 신경증후군이 자주 발생하며, 이로 하지 기능이 더욱 손상되어 보행에 영향을 미친다고 하였다. 또한 운동 제어 장애 및 마비측 하지의 근력 감소로 고통을 받는 많은 뇌졸중 생존자들은 일반적으로 보행 중 마비측보다 비마비측에 더 많이 의존한다(Raja et al., 2012; Roelker et al., 2019). 이와 같이 본 연구의 결과를 바탕으로 두 그룹 모두 마비측으로 체중을 지지하며 보행추진의 어려움이 있기 때문에 비마비측을 의지하며 보행을 하는 동일한 특징이 나타난 것으로 사료된다. 다음으로 스텝시간(Step time)의 경우 두 그룹 모두 마비측이 비마비측보다 더 크게 나타났다. 마비측이 비마비측보다 상대적으로 스텝을 닫는데 있어 소요시간이 길게 나타났음을 알 수 있다. 위의 내용을 종합해보면 두 그룹 모두 마비측으로 체중을 지지하며 보행추진의 어려움이 있기 때문에 비마비측을 의지하며 보행을 하는 특징이 나타난 것으로 사료된다. 스텝너비(Step width)의 경우 비마비측이 마비측보다 상대적으로 크게 나타났고, 이는 비마비측이 스텝을 닫을 때 스텝너비를 크게 하여 마비측의 불안정한 균형을 보상하는 것으로 사료된다. 각 그룹내 마비측과 비마비측의 보행특성 비교분석 결과 뇌졸중 장애인의 보행은 양 발의 기저면이 넓고, 비마비측의 스텝길이와 보행길이는 줄어들고, 유각기는 감소하고 입각기는 증가한다고 보고된 내용(Aoyagi & Tsubahara, 2004)과 일치하는 것으로 보인다.

노인그룹과 성인그룹 간 보행변수의 비교분석 결과는 다음과 같다. 보행시간과 스텝시간은 마비측과 비마비측 모두 노인그룹이 더 짧게 나타났다. 반면 분당 스텝 수(Cadence)는 노인그룹이 성인그룹보다 높게 나타났다. 이는 노인그룹이 성인그룹보다 보행 시 마비측과 비마비측 모두 빠른 보행을 하는 것으로 사료된다. 이전 연구에서 뇌졸중 장애인이 일반적으로 경험하는 보행 장애에는 보행속도(Gait velocity)의 감소가

나타난다고 보고되었다(Osada et al., 2021). 하지만 본 연구에 참여한 노인그룹의 경우 뇌졸중 발병 후 약 13년, 성인그룹은 약 7년으로 노인그룹은 비정상적인 보행에 적응하여 성인그룹과 비교하여 상대적으로 빠른 보행을 하는 특성이 나타난 것으로 사료된다. 또한 성인그룹의 경우 발병 후 기간이 상대적으로 짧기 때문에 비정상 보행에 적응하지 못하고 마비측의 불안정한 균형으로 인해 상대적으로 느린 보행을 하는 것으로 생각된다. 노인 뇌졸중의 경우 젊은 층의 뇌졸중과 다르게 다른 위험인자와 임상 발현 양상을 보인다고 보고되었으며(Ergeletzis et al., 2002; Gresham et al., 1997; Shah, 2006), Di Carlo et al.(1999)은 이러한 노인 뇌졸중의 특성이 기능적 회복을 하는데 영향을 미칠 것이라고 하였다.

뇌졸중 이후 보행능력과 관련된 주요 임상 특징을 파악하는 것은 효과적인 보행 훈련 프로그램 개발에 있어 중요하다고 보고되었다(Mohan et al., 2021). 본 연구에서 사용된 광전식 보행분석기는 휴대가 가능하기 때문에 시간적, 공간적 제약 없이 보행변수의 특징을 파악할 수 있는 장점이 있다. 또한 본 연구에서 사용된 광전식 보행분석기는 높은 신뢰도를 나타낸 장비로 현장에서 간편하게 활용될 수 있을 것으로 생각된다. 이와 같이 정해진 시간과 장소에서만 보행평가를 하는 것이 아닌 언제, 어디서든 보행평가를 할 수 있는 장비와 기술에 대한 관심이 증가되고 있으며 이와 관련된 장비들은 계속해서 개발되고 있다. 이러한 장비를 활용하여 편마비 뇌졸중 장애인의 보행특성을 지속적으로 파악하고 평가하는 것이 지속적으로 이루어질 필요가 있다고 생각한다.

V. 결론

본 연구는 광전식 보행분석기를 활용하여 편마비

뇌졸중 장애인을 노인그룹을 대상으로 시공간 보행변수의 비교분석을 통해 비대칭적 보행 특성을 확인하였다. 두 그룹 모두 비마비측의 입각기와 한발지지기 비율이 높게 나타나고, 마비측의 유각기 비율을 크게 가져가면서 스텝길이를 길게 하는 비대칭적 보행 특성을 확인하였다. 편마비 뇌졸중 장애인에게 지속적인 보행 평가는 현재의 기능 상태와 재활 효과 등을 정량적으로 확인할 수 있기 때문에 필수적이다. 본 연구는 편마비 뇌졸중 장애인만을 대상으로 진행되었다. 추후 낙상을 경험한 노인 또는 파킨슨병과 같은 신경학적 진단을 받은 환자 등 비대칭적 보행 특성이 나타나는 대상자를 모집하여 각각 비대칭 특성이 어떻게 나타나는지 객관적으로 파악하고 비교한다면 신경학적 질환에 대한 조기 진단 및 예측을 하는데 사용될 수 있을 것으로 생각한다. 마지막으로 본 연구의 결과를 바탕으로 비대칭적 보행 개선과 지역사회 복귀를 위한 재활운동 및 체육 프로그램 개발과 적용을 하는데 있어 객관적 자료로 사용될 수 있을 것으로 기대한다.

참고문헌

- 강동현, & 박지영. (2023). 뇌졸중 장애인의 재활운동 및 체육 평가항목에 대한 체계적 문헌고찰. **한국리듬운동학회지**, 16(1), 55-67.
- 김민선, & 정복자. (2023). 뇌졸중 환자의 발병기간에 따른 재활운동 효과 탐색을 위한 체계적 문헌연구. **한국특수체육학회지**, 31(1), 85-96.
- Aoyagi, Y., & Tsubahara, A. (2004). Therapeutic orthosis and electrical stimulation for upper extremity hemiplegia after stroke: a review of effectiveness based on evidence. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 11(3), 9-15.
- Begg, R., Galea, M. P., James, L., Sparrow, W. A., Levinger, P., Khan, F., & Said, C. M. (2019). Real-time foot clearance biofeedback to assist gait rehabilitation following stroke: a randomized controlled trial protocol. *Trials*, 20(1), 1-7.
- Chatzaki, C., Skaramagkas, V., Tachos, N., Christodoulakis, G., Maniadi, E., Kefalopoulou, Z., Fotiadis, D. I., & Tsiknakis, M. (2021). The smart-insole dataset: Gait analysis using wearable sensors with a focus on elderly and Parkinson's patients. *Sensors*, 21(8), 2821.
- Choi, H.-S., & Jeon, S.-B. (2015). Effect of backward walking training on balance capability and gait performance in patients with stroke. *Journal of Digital Convergence*, 13(1), 367-373.
- Colyer, S. L., Evans, M., Cosker, D. P., & Salo, A. I. (2018). A review of the evolution of vision-based motion analysis and the integration of advanced computer vision methods towards developing a markerless system. *Sports Medicine-open*, 4(1), 1-15.
- Di Carlo, A., Lamassa, M., Pracucci, G., Basile, A. M., Trefoloni, G., Vanni, P., Wolfe, C. D., Tilling, K., Ebrahim, S., & Inzitari, D. (1999). Stroke in the very old: clinical presentation and determinants of 3-month functional outcome: a European perspective. *Stroke*, 30(11), 2313-2319.
- Donald, A. N. (2002). Kinesiology of the musculoskeletal system. In: Mosby.
- Ergeletzis, D., Kevorkian, C. G., & Rintala, D. (2002). Rehabilitation of the older stroke patient: functional outcome and comparison with younger patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(12), 881-889.
- Forghany, S., Nester, C. J., Tyson, S. F., Preece, S., & Jones, R. K. (2014). The effect of stroke on foot kinematics and the functional consequences. *Gait & Posture*, 39(4), 1051-1056.
- Frame, H. B., Finetto, C., Dean, J. C., & Neptune, R.

- R. (2020). The influence of lateral stabilization on walking performance and balance control in neurologically-intact and post-stroke individuals. *Clinical Biomechanics*, 73, 172-180.
- Gresham, G. E., Alexander, D., Bishop, D. S., Giuliani, C., Goldberg, G., Holland, A., Kelly-Hayes, M., Linn, R. T., Roth, E. J., Stason, W. B., & Trombly, C. A. (1997). American Heart Association Prevention Conference. IV. Prevention and Rehabilitation of Stroke. *Rehabilitation. Stroke*, 28(7), 1522-1526.
- Hutabarat, Y., Owaki, D., & Hayashibe, M. (2021). Recent advances in quantitative gait analysis using wearable sensors: a review. *IEEE Sensors Journal*, 21(23), 26470-26487.
- Kelly, L. A., Kuitunen, S., Racinais, S., & Cresswell, A. G. (2012). Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 46-51.
- Kim, Y. H., Yang, K. H., & Park, K. S. (2013). Fall experience and risk factors for falls among the community-dwelling elderly. *Journal of Muscle and Joint Health*, 20(2), 91-101.
- Kluding, P. M., & Santos, M. (2008). Effects of ankle joint mobilizations in adults poststroke: a pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3), 449-456.
- Langhorne, P., Coupar, F., & Pollock, A. (2009). Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*, 8(8), 741-754.
- Lattouf, N. A., Tomb, R., Assi, A., Maynard, L., & Mesure, S. (2021). Eccentric training effects for patients with post-stroke hemiparesis on strength and speed gait: A randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation*, 48(4), 513-522.
- Lienhard, K., Schneider, D., & Maffiuletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 35(4), 500-504.
- Mohan, D. M., Khandoker, A. H., Wasti, S. A., Ismail Ibrahim Ismail Alali, S., Jelinek, H. F., & Khalaf, K. (2021). Assessment methods of post-stroke gait: A scoping review of technology-driven approaches to gait characterization and analysis. *Frontiers in Neurology*, 12, 650024.
- Nam, M.-J., Jung, Y.-B., Kim, C.-G., & Kim, M.-K. (2023). Study on Effects of Auditory Feedback and Application of Functional Electrical Stimulation During Gait on Balance, Gait and Lower Extremity Function in Patients with Subacute Stroke. *Korean Society of Physical Medicine*, 18(3), 55-64.
- Osada, Y., Motojima, N., Kobayashi, Y., & Yamamoto, S. (2021). Abnormal gait movements prior to a near fall in individuals after stroke. *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation*, 3(4), 100-156.
- Perry, J., Burnfield, J. M. (2010). Gait analysis. Normal and pathological function 2nd ed. *California: Slack*.
- Raja, B., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2012). Coordination of the non-paretic leg during hemiparetic gait: expected and novel compensatory patterns. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 1023-1030.
- Roelker, S. A., Bowden, M. G., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2019). Paretic propulsion as a measure of walking performance and functional motor recovery post-stroke: a review. *Gait & Posture*, 68, 6-14.
- Samarentsis, A. G., Makris, G., Spinthaki, S., Christodoulakis, G., Tsiknakis, M., & Pantazis, A. K. (2022). A 3D-Printed Capacitive Smart Insole for Plantar Pressure Monitoring. *Sensors*, 22(24), 9725.
- Shah, M. V. (2006). Rehabilitation of the older adult with stroke. *Clinics in Geriatric Medicine*, 22(2),

469-489.

- Shin, S., Lee, Y., Chang, W. H., Sohn, M. K., Lee, J., Kim, D. Y., Shin, Y.-I., Oh, G.-J., Lee, Y.-S., & Joo, M. C. (2022). Multifaceted assessment of functional outcomes in survivors of first-time stroke. *JAMA network open*, 5(9), e2233094-e2233094.
- Sims, N. R., & Muyderman, H. (2010). Mitochondria, oxidative metabolism and cell death in stroke. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Molecular Basis of Disease*, 1802(1), 80-91.
- Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A., & Tallis, R. C. (2006). Balance disability after stroke. *Physical Therapy*, 86(1), 30-38.

논문투고일 : 2024. 03. 13.

심 사 일 : 2024. 03. 27.

게재확정일 : 2024. 04. 11.