

Analysis of Affected and Unaffected Side Gait Characteristics for People with Stroke: Focusing on 3D Motion Analysis System

뇌졸중 장애인의 마비측과 비마비측 보행 특성 분석: 3차원 동작분석 시스템을 중심으로

Soonbeom Kim¹, Jiyoung Park², Dongheon Kang³

김순범¹, 박지영², 강동헌³

¹ Researcher, Korea National Rehabilitation Center, Korea, ksb0406@korea.kr

² Researcher, Korea National Rehabilitation Center, Korea, jypark0619@korea.kr

³ Researcher, Korea National Rehabilitation Center, Korea, jakekang@korea.kr

Corresponding author: Dongheon Kang

Abstract: Gait is the most basic means of transportation in daily life. In addition, it is one of the essential movement forms of various means of activity. However, in the case of people with chronic stroke, extensive neurological damage causes gait disorder due to gait asymmetry or instability. It is difficult to accurately evaluate the gait of people with chronic stroke because of various and irregular. However, using a 3D motion analysis system, gait assessment can provide quantitative data and identify functional ability. Therefore, the purpose of this study is to use a three-dimensional motion analysis system to identify the asymmetry type and characteristics of gait and kinematic variables on the affected and unaffected side when gait in people with chronic stroke. The unaffected side was supported on the ground longer than the affected side in the gait parameters, and gait characteristics with a higher cadence were confirmed. As Participants for the kinematic variables were able to establish the gait characteristics of lifting and moving the affected side through the abduction of the hip joint. This is due to the instability of the affected side, weakness of muscle strength, and reduced movement, which compensates for the foot not being attracted to the ground. Therefore, it can confirm the asymmetry type and characteristics of the kinematic gait and lower limb for people with chronic stroke. Based on the results of this study, it is thought that it can be used as objective data for rehabilitation exercise and therapy intervention programs for the recovery of symmetry gait function for people with stroke.

Keywords: Stroke, Gait, Asymmetry, Kinematics, Motion Analysis

요약: 보행은 일상생활 속에서 가장 많이 접하게 되는 기초적인 이동수단이다. 뿐만 아니라 다양한 활동 수단의 필수적이고 중요한 움직임 형태 중 하나이다. 뇌졸중 장애인의 경우 광범위한 신경학적 손상이 보행 비대칭 또는 불안정성 등과 같은 보행 장애가 나타난다. 뇌졸중 장애인의 보행은 다양하고 불규칙 하기 때문에 정확한 평가가 어렵다. 하지만 3차원 동작분석 시스템을 활용한 보행 평가는 정량적으로 데이터 제공이 가능하며, 기능적 능력의 식별이 가능하다. 따라서 본 연구는 3차원 동작분석 시스템을 사용하여 만성 뇌졸중 장애인의

Received: April 27, 2023; 1st Review Result: May 30, 2023; 2nd Review Result: July 07, 2023
Accepted: July 25, 2023

보행 시 마비측과 비마비측의 보행 및 운동학적 변인의 비대칭 유형과 특성을 파악하고자 하였다. 보행 변수의 경우 마비측보다 비마비측을 지면에 더 오래 지지하고, 분당 스텝 수(cadence)가 높게 나타나는 보행 특성을 확인할 수 있었다. 운동학적 변인은 고관절의 외전 동작을 통해 마비측을 들어서 옮기는 보행 특성을 확인할 수 있었다. 이는 마비측 하지의 불안정성과 근력 약화, 움직임 감소 등으로 인해 발이 지면에 끌리지 않도록 보상하는 특성이 나타난 것으로 사료된다. 따라서 만성 뇌졸중 장애인의 보행 시 보행 및 하지의 운동학적 변인의 비대칭 유형과 특성을 확인할 수 있었다. 본 연구 결과를 바탕으로 하여 뇌졸중 장애인의 대칭적 보행 기능회복을 위한 재활운동 및 치료 중재 프로그램의 객관적 자료로 사용할 수 있을 것으로 생각된다.

핵심어: 뇌졸중, 보행, 비대칭, 운동학, 동작분석

1. 서론

보행은 인간에게 일상생활 속에서 가장 많이 접하게 되는 기초적인 이동 수단이다. 뿐만 아니라 건강한 삶을 유지할 수 있도록 다양한 활동 수단의 필수적이고 중요한 움직임 형태 중 하나이다. 하지만 뇌졸중 장애인의 경우 광범위한 신경학적 손상으로[1], 보행 비대칭 또는 불안정성 등과 같은 보행 장애가 나타난다. 뇌졸중 진단 후 상당수가 다른 사람의 도움 없이 독립적으로 걸을 수 있는 능력을 되찾지만 많은 사람들은 여전히 지역사회 속에서 걷기와 일상 활동을 하는 데 어려움을 겪고 있다[2].

만성 뇌졸중 장애인은 다양한 원인과 함께 보행 장애가 나타나게 된다. 대표적인 원인은 편마비로 인한 근력 약화 및 운동기능의 상실이다. 근력 약화, 가동범위 감소 등은 사지의 기능을 손상시키고, 뇌졸중 이후 근 협응 능력이 감소하여 보행 및 균형 조절에 대한 결손이 나타나게 된다[3]. 독립적인 운동 기능을 가진 만성 단계의 뇌졸중 장애인의 경우에도 보행 및 균형 장애는 가장 흔한 증상이다[4]. 이로 인해 대표적으로 나타나는 보행 장애는 마비측과 비마비측의 비대칭적 보행이다. 비대칭적 보행은 보행 변동성의 증가로 불안정한 보행이 나타나게 된다[5][6]. 이는 비마비측 하지에 의지하는 보행이 나타나 불안정성 및 비대칭성이 더욱 증가될 수 있다. 또한 비마비측에 의지하는 보행이 지속된다면 관절 변형과 같은 2차적 손상이 유발될 수 있으며, 근골격계 합병증도 나타날 수도 있다. 비대칭적 보행은 운동학적 패턴 및 시공간적 특징의 편차, 보행 속도 감소, 보행 중 에너지소비 증가, 낙상 위험성이 증가하는 특징이 있다[7]. 뇌졸중 장애인의 경우 마비측 하지에 체중이동을 두려워하기 때문에 갑작스러운 자세 변화에 대한 반응이 어려워 쉽게 넘어지게 되며, 낙상에 대한 경험은 공포 및 두려움으로 연결된다.

낙상의 문제를 해결하기 위해서는 뇌졸중 장애인의 기능 회복 및 마비측과 비마비측의 대칭성을 향상시킬 필요가 있다. 따라서 뇌졸중 장애인에게 있어 균형적인 보행 기능 회복은 재활 목표 중 가장 중요하다. 뇌졸중 진단을 받은 환자에게 효과적인 재활 치료를 위해 환자의 기능 상태에 대한 객관적인 평가를 수행하는 것이 필수적이며[8], 보행 분석은 다양한 신경학적 및 근골격계 질환을 파악하고 관리하는데 매우 중요하다. 뇌졸중 진단을 받은 장애인을 평가하기 위한 다양한 기능적 도구가 있다. 다양한 기능적 도구 중 대표적인 방법으로 FMA(Fugl-Meyer Assessment), MMSE(Mini-Mental State

Examination), MBI(Modified Barthel Index) 등이 가장 많이 사용된다. 하지만 이러한 평가 도구는 평가자의 주관적 인식의 영향으로 인한 문제가 있으며[9], 뇌졸중 장애인의 전체적인 보행 특성은 확인하기 어려운 측면이 있다. 또한, 뇌의 손상 정도에 따라 증상 및 장애 정도가 다르기 때문에 보행 패턴은 다양하고 불규칙하기 때문에 임상의로 인지하기 어렵다. 때문에 객관적이고 정량적인 평가가 정확하게 선행되어야 개개인에게 맞는 재활운동 및 치료 중재를 적용할 수 있다. 다양한 보행 평가 방법 중 적외선 카메라를 사용하는 3차원 동작분석 시스템은 일관성 및 정확성으로 실험실 환경에서 보행 평가를 하는데 표준도구(gold standard)로 알려져 있다[10][11].

3차원 동작분석 시스템을 활용한 보행 평가는 보행 및 운동학적 변수의 주요 특징을 정량적으로 제공이 가능하며, 환자의 기능적인 능력의 식별을 가능하게 한다고 보고되었다[1][12]. 그러므로 3차원 동작분석 시스템을 사용하여 뇌졸중 장애인의 정확한 병리적 보행 및 운동학적 변수를 파악하는 것은 재활 목표 및 계획을 선정하는데 있어 필수적이다[7][13]. 이에 본 연구의 목적은 3차원 동작분석 시스템을 사용하여 만성 뇌졸중 장애인의 보행 시 보행 변수와 하지의 운동학적 비대칭 유형 및 특성을 파악하는 것이다.

2. 연구방법

2.1 대상자

연구에 참여한 대상자는 뇌졸중 장애인 36명(남성 28명, 여성 8명, 연령 61.61 ± 11.94 세, 진단 후 11.44 ± 6.69 년)이다. 포함기준(Inclusion criteria)은 뇌경색 또는 뇌출혈 병력이 있고 뇌졸중 진단이 6개월 이상 경과하였으며, 1분 이상 독립 보행이 가능한 자로 제한하였다. 독립보행에 어려움이 있는 정형외과적 진단이나 질병이 있는 경우 본 연구에서 제외하였다. 참여한 대상자들의 특성은 아래 [표 1]과 같다.

[표 1] 대상자 특성

[Table 1] Characteristics of the Subject

		Stroke (n=36)
Age (year)		61.61 ± 11.94
Height (cm)		164.4 ± 7.65
Weight (kg)		68.41 ± 11.54
BMI (kg/m ²)		24.83 ± 2.94
Gender	Male	28
	Female	8
Disease name	Hemorrhage	28
	Infarction	8
Affected side	Left	18
	Right	18
Leg length (cm)	Affected	0.83 ± 0.04
	Unaffected	0.83 ± 0.04
Onset (year)		11.44 ± 6.69

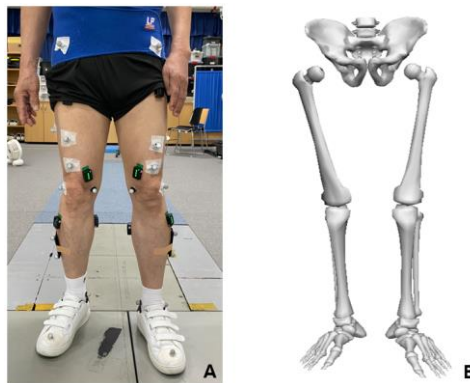
BMI : body mass index

2.2 실험절차 및 데이터 수집

대상자들은 8m 보행 주로를 평상시 걷는 속도로 편안하게 걷도록 하였다. 먼저 보행 주로에 익숙해질 수 있도록 연습 보행시간을 충분히 부여한 후 보행 평가를 실시하였다. 보행평가는 총 4회 왕복하여 실시하였으며, 총 8개의 보행 데이터를 수집하였다. 8개의 보행 중 보행 속도 변화, 균형상실 등으로 인해 평소 보행과 다른 보행이 나타난 경우 분석에서 제외하여 피험자 별 4개의 보행 데이터를 선택하였다. 선택된 4회 보행 중 중간 4개의 보행주기(gait cycle)을 선정하여 분석을 실시하였다.

2.3 데이터 수집 및 처리

만성 뇌졸중 장애인의 보행 시 마비측(Affected)과 비마비측(Unaffected)의 비대칭성을 파악하기 위해 3차원 동작분석 시스템을 사용하였다. 10대의 적외선 카메라(VICON, Oxford, UK)가 고정형으로 설치되고 8m 보행 주로가 있는 실험실에서 진행하였다. 샘플링 주파수는 100Hz로 설정하였으며, 3차원 공간좌표 설정을 위해 T-wand를 사용하여 Calibration을 실시하였다. 대상자를 기준으로 보행방향을 +Y축, 좌·우 방향을 +X축, 지면에서 수직방향을 +Z축으로 설정하였다. 모델링을 위해 14mm 반사 마커를 사용하였으며, Plug-in-Gait Lowerbody model을 변형하여 [그림 1]과 같이 하지관절에 부착하였다. 모델링을 위한 반사 마커는 좌·우측의 전상장골극(Anterior Superior Iliac Spine; ASIS), 후상장골극(Posterior Superior Iliac Spine; PSIS), 대퇴(Thigh), 내·외측 대퇴골관절융기(Medial·lateral condyle), 하퇴(Shank), 내·외측 복사(Medial·lateral malleolus), 중족골 2th(Second metatarsal), 뒤꿈치(Calcaneus)에 동일하게 부착하였다. 수집된 데이터는 생체역학 전문 소프트웨어 Visual 3D(C-motion Inc, Germantown, MD, USA)를 사용하여 분석하였다. 반사 마커의 노이즈 제거를 위해 차단주파수(Cut-off frequency) 6Hz의 4th Butterworth lowpass filter를 사용하였다.



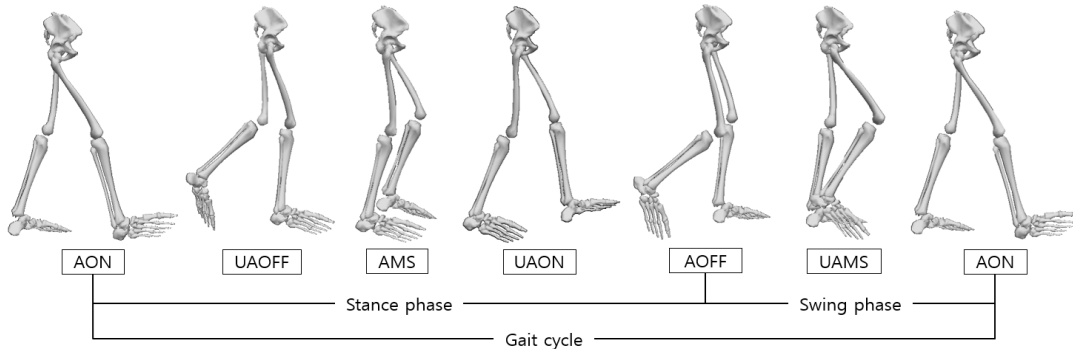
[그림 1] 동작분석을 위한 마커 부착 위치(A) 및 하지 모델(B)

[Fig. 1] Marker Attachment Position(a) And Lower Limb Model(B) For Motion Analysis

2.3.1 보행분석 구간 설정

수집된 데이터를 활용하여 보행주기에 따른 마비측(Affected)과 비마비측(Unaffected)의 보행변수 및 하지의 운동학적 비교 분석을 위해 [그림 2]와 같이 구분하여 정의하였다. 이벤트(event)는 마비측 발이 지면에 닿는 순간(AON), 비마비측 발이 지면에서 떨어지는

순간(UAOFF), 마비측 발의 중간 디딤기(AMS), 비마비측 발이 지면에 닿는 순간(UAON), 마비측 발이 지면에서 떨어지는 순간(AOFF), 비마비측의 중간 디딤기(UAMS)으로 정의하였다. 발의 중간 디딤기(MS)는 발 분절의 중심이 반대측 발을 지나가는 순간으로 정의하였다. 구간(phase)은 발이 지면에 닿는 순간(ON)부터 발이 지면에서 떨어지는 순간(OFF)까지를 입각기(stance phase), 발이 지면에서 떨어지는 순간(OFF)부터 발이 지면에 닿는 순간(ON)까지를 유각기(swing phase)로 정의하였다. 보행 시 장애물 등에 걸려 낙상의 위험성이 증가될 수 있기 때문에 발 분절의 수직 높이를 알아보하고자 중간 디딤기(MS) 순간을 정의하였다.

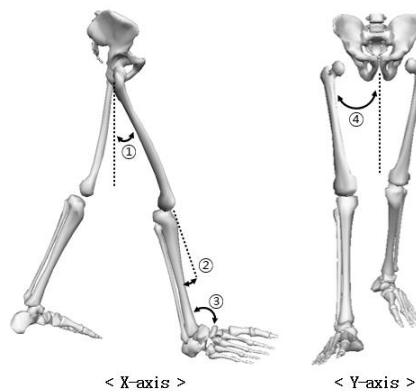


[그림 2] 보행 분석을 위한 순간(Event)과 구간(Phase)

[Fig. 2] Event and Phase for Gait Analysis

2.3.2 하지 관절 각도 정의

마비측과 비마비측 하지의 운동학적 변인의 비교를 위해 [그림 3]과 같이 정의하였다. 골반과 대퇴가 이루는 상대적인 각도를 고관절(hip joint)로 정의하였다. ①X축에서 나타나는 고관절의 움직임과 ④Y축에서 나타나는 고관절의 움직임으로 구분하여 각도 산출을 하였다. 대퇴와 하퇴가 이루는 상대적인 각도를 ②무릎관절(knee joint), 하퇴와 발이 이루는 상대적인 각도를 ③발목관절(ankle joint)로 정의하였다. X축에서 나타나는 움직임을 굴곡(+)과 신전(-)으로, Y축에서 나타나는 움직임은 내전(+)과 외전(-)으로 표시하였다. 발목관절은 X축(배측굴곡/저측굴곡)의 각도를 산출하였다.



[그림 3] 하지관절의 각도 정의

[Fig. 3] Define of Lower Limb Angle

2.3.3 보행 및 하지의 운동학적 변인

마비측과 비마비측의 보행 및 하지의 운동학적 변인은 [표 2]와 같다. 보행 변수 중 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)는 1 보행주기(gait cycle)의 소요시간에 대한 비율(%)로 계산하였으며, Step length의 경우 마비측과 비마비측 하지길이에 대한 비율(%)로 계산하여 제시하였다. 하지길이의 경우 실제하지 길이를 측정하는 방법으로 대상자가 누워있는 자세에서 전상장골극(ASIS)부터 내측 복사뼈(medial malleolus)까지의 길이를 측정하였다. 보행 시 장애물 등에 걸려 낙상의 위험성이 증가될 수 있기 때문에, 발 분절의 수직 높이를 알아보고자 발 분절 무게중심의 수직축(Z축) 위치를 제시하였다. 하지의 운동학적 변인은 주요 순간(event)과 구간(phase)로 구분하여 변인을 산출하였고, 보행 주기 동안 주요 순간(event)의 각도를 계산하여 산출하였다.

[표 2] 보행 및 하지의 운동학적 변인

[Table 2] Variables of Gait Parameters and Lower Limb Kinematics

Variables	Parameters	Unit	Note	
Spatiotemporal gait	Gait velocity	m/s		
	Gait time	s		
	Step time	s		
	Stance phase	%	%gait cycle	
	Swing phase	%	%gait cycle	
	Step length	%	%leg length	
	Foot position of Z-axis	cm	Mid-stance	
	Cadence	step/min		
Kinematic	Angle	Hip	deg	X, Y
		Knee	deg	X
		Ankle	deg	X

2.4 통계분석

수집된 자료는 SPSS 프로그램(Version 21.0, IBM Corp., Armonk, NY, USA)을 이용하여 통계처리 하였다. 대상자 특성은 기술통계를 사용하여 평균과 표준편차로 제시하였다. 수집된 보행 및 운동학적 변인의 통계적 비교를 위한 정규성 검증 결과 정규 분포가 나타나지 않았다. 따라서 비모수통계 검증방법인 Wilcoxon signed rank 검증을 실시하여 마비측과 비마비측의 보행 및 하지의 운동학적 변인 비교분석을 실시하였다. 본 연구의 통계적 유의수준은 .05 미만으로 설정하였다.

3. 연구결과

본 연구는 3차원 동작분석 시스템을 사용하여 뇌졸중 장애인의 마비측과 비마비측의 보행 특성 분석 실시하였다. 보행 분석을 위해 대상자들에게 편안한 속도로 보행하도록 하였다. 모든 대상자는 평균 $0.31 \pm 0.11\text{m/s}$ 의 속도로 보행하였으며, 보행 및 하지의 운동학적 변수의 결과는 다음과 같다.

3.1 마비측과 비마비측의 보행 변수 비교

만성 뇌졸중 장애인의 보행 시 마비측과 비마비측의 보행 변수 결과는 [표 3]과 같다. Gait time의 결과 평균 시간은 동일하게 나타났지만 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.05$). Step time은 마비측이 $0.82\pm 0.16s$, 비마비측이 $0.65\pm 0.11s$ 로 마비측이 더 유의하게 긴 시간이 나타났다($p<.05$). Stance phase(%gait cycle)은 마비측이 $66.66\pm 3.75\%$, 비마비측이 $74.43\pm 4.17\%$ 로 비마비측이 유의하게 높은 비율이 나타났다($p<.05$). 반면 Swing phase(%gait cycle)은 마비측이 $34.05\pm 4.08\%$, 비마비측이 $26.14\pm 3.84\%$ 로 마비측이 유의하게 높은 비율이 나타났다($p<.05$). 다음으로 Step length(%leg length)의 경우 마비측이 $42.48\pm 12.0\%$, 비마비측이 $37.93\pm 14.78\%$ 로 마비측이 비율이 높게 나타났지만 유의한 차이는 나타나지 않았다. Mid-stance 순간 발의 수직 높이에 대한 결과는 마비측이 $10.69\pm 1.27cm$, 비마비측이 $10.99\pm 1.19cm$ 로 큰 차이가 없었으며 유의한 차이는 나타나지 않았다. 분당 스텝 수(cadence)는 마비측이 76.49 ± 15.19 step/min, 비마비측이 95.74 ± 17.23 step/min으로 비마비측이 유의하게 높게 나타났다($p<.05$).

[표 3] 마비측과 비마비측의 보행 변수 결과

[Table 3] The Result of Gait Parameters on Affected and Unaffected Side

Variables	Affected(M±SD)	Unaffected(M±SD)	Z	p
1 Gait cycle time	1.47 ± 0.25	1.47 ± 0.24	-2.195	.028*
Step time (s)	0.82 ± 0.16	0.65 ± 0.11	-5.216	<.001***
Stance phase (%gait cycle)	66.66 ± 3.75	74.43 ± 4.17	-5.232	<.001***
Swing phase (%gait cycle)	34.05 ± 4.08	26.14 ± 3.84	-5.232	<.001***
Step length (%leg length)	42.48 ± 12.0	37.93 ± 14.78	-1.461	.144
Foot position at Mid-stance	10.69 ± 1.27	10.99 ± 1.19	-1.225	.220
Cadence	76.49 ± 15.19	95.74 ± 17.23	-5.216	<.001***

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

3.2 하지의 운동학적 변인 결과

보행 주기동안 주요 순간(event)에 대한 하지관절의 각도변인 결과는 [표 4]에 제시하였다. 발이 지면에 접촉하는 순간(ON)에 대한 마비측과 비마비측의 결과는 다음과 같다. 먼저 고관절(Hip) X축에서 마비측은 $19.47\pm 17.39deg$, 비마비측은 $24.43\pm 20.28deg$ 로 비마비측이 더 굴곡된 것으로 나타났다($p<.05$). Y축에서는 마비측이 $0.98\pm 5.00deg$, 비마비측이 $0.55\pm 8.13deg$ 로 마비측 하지가 상대적으로 내전된 것으로 나타났다. 무릎관절(Knee)은 마비측이 $19.71\pm 10.59deg$, 비마비측이 $13.93\pm 17.22deg$ 로 마비측이 유의하게 굴곡된 것으로 나타났다($p<.05$). 발목관절(Ankle)의 마비측은 $-7.07\pm 14.34deg$, 비마비측은 $-9.39\pm 7.63deg$ 로 비마비측이 상대적으로 족저굴곡이 된 것으로 나타났다.

다음으로 Mid-stance에 대한 결과는 다음과 같다. 고관절(Hip)의 X축에서 마비측은 $26.52\pm 12.70deg$, 비마비측은 $27.78\pm 20.01deg$ 로 큰 차이는 나타나지 않았다. Y축은 마비측이 $-2.53\pm 4.99deg$, 비마비측은 $-0.39\pm 8.08deg$ 로 마비측이 상대적으로 외전된 것으로 나타났다. 다음으로 무릎관절(Knee)의 경우 마비측이 $30.62\pm 19.62deg$, 비마비측이 $33.66\pm 33.90deg$ 로 큰 차이는 나타나지 않았지만 비마비측이 더 굴곡된 것으로 나타났다.

발목관절(Ankle)의 마비측은 $-9.01 \pm 11.08\text{deg}$, 비마비측은 $-10.94 \pm 7.70\text{deg}$ 로 큰 차이는 나타나지 않았다.

마지막 발이 지면에 떨어지는 순간(TO)에 대한 결과는 다음과 같다. 고관절(Hip)의 X축에서는 마비측이 $23.85 \pm 10.02\text{deg}$, 비마비측이 $15.92 \pm 10.00\text{deg}$ 로 마비측이 유의하게 굴곡 된것으로 나타났다($p < .05$). Y축에서는 마비측이 $-3.06 \pm 6.24\text{deg}$, 비마비측이 $0.85 \pm 6.31\text{deg}$ 로 마비측이 유의하게 외전된 것으로 나타났다($p < .05$). 무릎관절(Knee)은 마비측이 $32.31 \pm 16.13\text{deg}$, 비마비측이 $29.17 \pm 27.83\text{deg}$ 로 큰 차이는 없었지만 마비측이 상대적으로 굴곡된 것으로 나타났다. 발목관절(Ankle)의 경우 마비측은 $-11.51 \pm 10.14\text{deg}$, 비마비측이 $-14.13 \pm 9.77\text{deg}$ 로 비마비측이 상대적으로 더 족저굴곡이 된 것으로 나타났다.

[표 4] 마비측과 비마비측의 이벤트 별 하지 운동학적 결과

[Table 4] The Result of Kinematic for Lower Limb on the Affected and Unaffected Side

Variables	Joint	Axis	Event	Affected (M±SD)	Unaffected (M±SD)	Z	p
Angle (deg)	Hip	X	ON	19.47 ± 17.39	24.43 ± 20.28	-2.608	.009**
		Y		0.98 ± 5.00	0.55 ± 8.13	-0.220	.826
	Knee	X		19.71 ± 10.59	13.93 ± 17.22	-2.294	.022*
	Ankle	X		-7.07 ± 14.34	-9.39 ± 7.63	-1.178	.239
	Hip	X	MS	26.52 ± 12.70	27.78 ± 20.01	-2.283	.777
		Y		-2.53 ± 4.99	-0.39 ± 8.08	-1.477	.140
	Knee	X		30.62 ± 19.62	33.66 ± 33.90	-0.330	.741
	Ankle	X		-9.01 ± 11.08	-10.94 ± 7.70	-1.430	.153
	Hip	X	OFF	23.85 ± 10.02	15.92 ± 10.00	-4.745	<.001***
		Y		-3.06 ± 6.24	0.85 ± 6.31	-2.529	.011*
	Knee	X		32.31 ± 16.13	29.17 ± 27.83	-0.896	.371
	Ankle	X		-11.51 ± 10.14	-14.13 ± 9.77	-1.807	.071

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

4. 논의 및 결론

뇌졸중 이후 편마비, 근력약화, 운동기능장애 등으로 인한 보행 장애로 인해 비대칭적인 보행 패턴이 나타난다. 이러한 문제는 동적 균형 장애, 움직임 감소, 낙상 위험성 증가 등의 합병증으로 이어질 수 있다. 보행 및 균형 능력의 회복은 뇌졸중 장애인의 일상생활 활동과 자립생활 능력을 회복하는 근본적인 요인으로 생각할 수 있다[14]. 이와 관련하여 본 연구는 만성 뇌졸중 장애인의 보행 기능 회복을 위해 동작분석 시스템을 사용하여 보행 특성을 파악하고자 하였다. 동작분석 시스템은 2차원적 분석과 3차원적 분석이 있다. 2차원적 분석의 경우 대상자와 카메라와의 상대적 위치 및 각도에 따라 원근감으로 인한 오차가 나타나고, 제한적인 셔터스피드 등의 원인으로 정확한 움직임 분석에 어려움이 있다. 또한 카메라 화각에 나타나는 평면적인 움직임에 대한 분석만 가능하다. 반면 3차원 동작분석의 경우 2대 이상의 카메라를 사용하여 3개 축에 대한 다양한 데이터 분석이 가능하다. 그리고 최대 초당 2,000 프레임까지 촬영가능하기 때문에 보다 정확한 데이터를 수집할 수 있다.

마비측과 비마비측의 보행 변수에 대한 비대칭 유형 및 특징은 마비측과 비마비측의 보행 시간의 경우 평균은 동일하게 나타났지만 통계적 유의한 차이가 나타났다. 이는 평균 시간은 동일하지만 대상자 개인의 마비측과 비마비측의 보행 시간에 차이가 있기

때문에 유의한 차이가 나타난 것으로 생각된다. 마비측이 비마비측 보다 입각기(stance phase)는 작고, 유각기(swing phase)는 큰 비율이 나타나는 것으로 나타났다. 또한 마비측과 비마비측 각각의 입각기와 유각기의 비율이 서로 다르게 나타났다. 서로 다른 비율이 보이는 것으로 보아 절뚝이는 비대칭적 보행이 나타나는 것으로 사료된다. 이는 마비측이 지면에 지지할 때 근력약화, 균형의 불안정성, 낙상에 대한 두려움 및 공포감으로 인해 비마비측 하지를 지면에 더 오랫동안 지지하며 환측 하지를 앞으로 뺀어주기 때문으로 사료된다. 그렇기 때문에 한발짝률(cadence)의 경우에도 마비측보다 비마비측이 더 높게 나타나 상대적으로 빠른 보행이 나타나는 것으로 사료된다. 반면 Step length(%leg length)의 경우 마비측으로 지면을 지지하며 비마비측 하지를 뺀지 못하기 때문에 비마비측에 의지하여 마비측을 멀리 내딛기 때문에 상대적으로 높게 나타난 것으로 생각된다. 보행 변수의 종합적인 결과는 뇌졸중 장애인의 보행의 경우 관절가동범위의 감소로 인해 마비측을 유각기(swing phase)동안 뺀어주는 힘이 부족하기 때문에 비마비측의 입각기(stance phase) 시간이 길어지고 유각기(swing phase) 시간이 짧아진다고 보고된 연구와 일치하는 것으로 보인다[15][16].

고관절의 경우 발이 지면에 접촉하는 순간(ON) 비마비측이 마비측과 비교하여 상대적으로 굴곡되어 나타났고 무릎관절의 경우 마비측이 상대적으로 굴곡되어 나타났다. 이는 마비측의 움직임이 제한되어 골반 전체를 활용하여 마비측을 들어 옮기는 형태의 보행을 하기 때문에 비마비측 고관절이 상대적으로 굴곡되고, 마비측 무릎관절이 상대적으로 굴곡되어 나타난 것으로 사료된다. MS(Mid-stance) 순간의 발의 수직 높이와 하지 관절의 결과를 같이 보았을 때 발의 수직높이는 마비측과 비마비측의 차이는 크게 나타나지 않았지만 상대적으로 비마비측이 높게 나타났다. MS 순간 무릎과 발목관절에서도 큰 차이는 나타나지 않았다. 고관절의 X축에서의 관절각도는 큰 차이가 없었지만 Y축의 관절각도에서 마비측이 더 크게 나타난 것으로 보아 마비측이 상대적으로 외전된 것을 알 수 있다. 마찬가지로 발이 지면에 떨어지는 순간(OFF)에서 마비측 고관절이 유의하게 굴곡되고 외전된 것으로 나타났다. 이는 신체중심을 보행방향으로 밀어주며 발이 떨어지는 동작이 나타나야 하지만, 마비측의 경우 움직임의 제한과 보행 추진력을 얻기 부족하기 때문에 제자리에서 다리를 들고 바깥으로 벌리는(외전) 변형된 보행을 하는 것으로 사료된다. 이러한 변형된 보행은 발이 끌리는 동작이 나타나지 않도록 휘돌림 보행(circumduction gait)이 관찰된다고 보고된 연구와 동일한 결과로 보여진다[17]. 이러한 변형된 보행은 보행 속도를 감소시키고 낙상 위험성 증가 등의 보행 문제를 일으킬 수 있다고 보고되었다[18]. 뇌졸중 장애인에게 삶의 질 향상을 위해 보행 능력의 회복은 매우 중요하며, 재활 목적 중 하나이다. 따라서 본 연구의 결과는 뇌졸중 장애인의 비대칭적 보행 개선과 기능회복을 위한 재활운동 및 물리치료 프로그램의 기초자료로 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구는 3차원 동작분석 시스템을 사용하여 만성 뇌졸중 장애인의 마비측과 비마비측의 보행 및 운동학적 변수의 비대칭 유형 및 특성을 파악할 수 있었다. 하지만 만성 뇌졸중 장애인의 보행은 다양한 패턴과 보상작용이 나타나기 때문에 지속적인 관찰과 평가가 이루어져야 한다. 본 연구의 제한점은 운동학적 변인으로만 비대칭 유형을 확인하고자 하였다. 추후 근전도(electromyography) 또는 지면반력기(force plate)를 추가적으로 사용하여 마비측과 비마비측의 근활성도 비교, 보행 추진력, 관절모멘트(joint moment), COP(center of pressure)등 다양한 변인에 대한 비교연구가 수행된다면 비대칭적 유형과 특성을 보다 구체적으로 확인할 수 있을 것으로 사료된다.

References

- [1] C. Ferraris, V. Cimolin, L. Vismara, V. Votta, G. Amprimo, R. Cremascoli, M. Galli, R. Nerino, A. Mauro, L. Priano, Monitoring of gait parameters in post-stroke individuals: A feasibility study using rgb-d sensors, *Sensors*, (2021), Vol.21, No.17, p.5945.
DOI: <https://doi.org/10.3390/s21175945>
- [2] I. J. M. de Rooij, I. G. L. van de Port, L. L. M. van der Heijden, J. W. G. Meijer, J. M. A. Visser-Meily, Perceived barriers and facilitators for gait-related participation in people after stroke: From a patients' perspective, *Physiotherapy Theory and Practice*, (2021), Vol.37, No.12, pp.1337-1345.
DOI: <https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1698085>
- [3] J. L. Allen, T. M. Kesar, L. H. Ting, Motor module generalization across balance and walking is impaired after stroke, *Journal of Neurophysiology*, (2019), Vol.122, No.1, pp.277-289.
DOI: <https://doi.org/10.1152/jn.00561.2018>
- [4] R. Briggs, D. O'Neill, Chronic stroke disease, *British Journal of Hospital Medicine*, (2016), Vol.77, No.5, pp.C66-C69.
DOI: <https://doi.org/10.12968/hmed.2016.77.5.C66>
- [5] M. Sheikh, H. A. Hosseini, Investigating the relationship between spatiotemporal gait variability and falls self-efficacy in individuals with chronic stroke, *Physiotherapy theory and practice*, (2022), Vol.38, No.4, pp.543-551.
DOI: <https://doi.org/10.1080/09593985.2020.1771799>
- [6] R. L. Wright, J. W. Bevins, D. Pratt, C. M. Sackley, A. M. Wing, Metronome cueing of walking reduces gait variability after a cerebellar stroke, *Frontiers in neurology*, (2016), Vol.7, p.84.
DOI: <https://doi.org/10.3389/fneur.2016.00084>
- [7] D. M. Mohan, A. H. Khandoker, S. A. Wasti, S. Ismail Ibrahim Ismail Alali, H. F. Jelinek, K. Khalaf, Assessment methods of post-stroke gait: A scoping review of technology-driven approaches to gait characterization and analysis, *Frontiers in Neurology*, (2021), No.12, p.650024.
DOI: <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.650024>
- [8] M. Seo, M. J. Shin, T. S. Park, J. H. Park, Clinometric gait analysis using smart insoles in patients with hemiplegia after stroke: pilot study, *JMIR mHealth and uHealth*, (2020), Vol.8, No.9, p.e22208.
DOI: <https://doi.org/10.2196/22208>
- [9] D. Hamacher, N. B. Singh, J. H. Van Dieën, M. O. Heller, W. R. Taylor, Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review, *Journal of The Royal Society Interface*, (2011), Vol.8, No.65, pp.1682-1698.
DOI: <https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0416>
- [10] D. Gao, Kinect-Based Gait Assessment Method for Hemiplegic Patients, *ITCC 2021: 2021 3rd International Conference on Information Technology and Computer Communications*, pp.30-35, (2021)
DOI: <https://doi.org/10.1145/3473465.3473471>
- [11] G. Luo, Y. Zhu, R. Wang, Y. Tong, W. Lu, H. Wang, Random forest-based classification and analysis of hemiplegia gait using low-cost depth cameras, *Medical & biological engineering & computing*, (2020), Vol.58, pp.373-382.
DOI: <https://doi.org/10.1007/s11517-019-02079-7>
- [12] J. Latorre, R. Llorens, C. Colomer, M. Alcañiz, Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals, *Journal of biomechanics*, (2018), Vol.72, pp. 268-273.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.03.008>
- [13] C. Bonnyaud, D. Pradon, N. Vuillerme, D. Bensmail, N. Roche, Spatiotemporal and kinematic parameters relating to oriented gait and turn performance in patients with chronic stroke, *PLoS One*, (2015), Vol.10, No.6, p.e0129821.
DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0129821>
- [14] C. Park, H. Son, B. Yeo, The effects of lower extremity cross-training on gait and balance in stroke patients: a double-blinded randomized controlled trial, *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, (2020), Vol.57, No.1, pp.4-12.

DOI: <https://doi.org/10.23736/s1973-9087.20.06183-3>

- [15] S. Srivastava, P. C. Kao, S. H. Kim, P. Stegall, D. Zanotto, J. S. Higginson, S. K. Agrawal, J. P. Scholz, Assist-as-needed robot-aided gait training improves walking function in individuals following stroke, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, (2014), Vol.23, no.6, pp.956-963.
DOI: <https://doi.org/10.1109/tnsre.2014.2360822>
- [16] K. K. Patterson, A. Mansfield, L. Biasin, K. Brunton, E. L. Inness, W. E. McIlroy, Longitudinal changes in poststroke spatiotemporal gait asymmetry over inpatient rehabilitation, *Neurorehabilitation and neural repair*, (2015), Vol.29, No.2, pp.153-162.
DOI: <https://doi.org/10.1177/1545968314533614>
- [17] E. B. Simonsen, L. M. Moesby, L. D. Hansen, J. Comins, T. Alkjaer, Redistribution of joint moments during walking in patients with drop-foot, *Clinical Biomechanics*, (2010), Vol.25, No.9, pp.949-952.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.06.013>
- [18] K. Dunning, M. W. O'Dell, P. Kluding, K. McBride, Peroneal stimulation for foot drop after stroke: a systematic review, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, (2015), Vol.94, No.8, pp.649-664.
DOI: <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000000308>