

Gait Adaptation Strategies in Individuals with Developmental Disabilities: Effects of Rhythmic Auditory Cueing on Gait Patterns

발달 장애인의 보행 적응 전략: 리듬 청각 자극이 보행 패턴에 미치는 영향

Jia Yoo¹, In-Pyo Hong¹, Bum-Kwon Choi¹, Taewan Kim², Ji-Hyun Kim², Sangbum Kim³, Ki-Hoon Han⁴, Daekyoo Kim¹

¹Department of Physical Education, Korea University, Seoul, South Korea

²Department of Sports Science, Korea Institute of Sport Science, Seoul, South Korea

³College of Sports Science, Chung-Ang University, Anseong, South Korea

⁴Department of Physical Education, Pusan National University, Busan, South Korea

Received : 28 January 2025

Revised : 11 February 2025

Accepted : 12 February 2025

Objective: This study investigated how individuals with developmental disabilities adjust their gait to auditory pacing and examined the effects of disability type and motor performance level on gait adaptation.

Methods: Twenty-eight participants (Intellectual Disability: 20, Autism Spectrum Disorder: 6, Encephalopathy: 2) completed three gait sessions: self-paced walking (Initial Baseline), metronome-paced walking (Auditory Feedback), and post-adaptation self-paced walking (Final Baseline). Spatiotemporal gait parameters were measured using the OptoGait system, and two-way mixed ANOVAs were performed.

Results: Significant interactions between disability type, gait session, and motor performance level were found for step length and stance time symmetry. Participants with high motor performance maintained gait synchronization post-adaptation, whereas those with low motor performance reverted to pre-adaptation patterns.

Conclusion: These findings highlight the impact of both disability type and motor performance level on gait adaptation. Individualized gait interventions incorporating rhythmic cueing may enhance motor learning and adaptive gait control in individuals with developmental disabilities.

Keywords: Developmental disabilities, Motor performance, Gait adaptation, Rhythmic auditory cueing, Spatiotemporal gait analysis

Corresponding Author

Daekyoo Kim

Department of Physical
Education, Korea University,
Uncho-Useon Education Building
#718, Seoul, 02841, South Korea
Email : daekyookim@korea.ac.kr

INTRODUCTION

일상 속 보행은 장애물이나 바닥의 상태와 같은 가변적인 환경에 적응해야 하지만, 발달 장애(Developmental Disability)를 가진 사람들은 이러한 변화에 맞춰 보행을 조정하는 데 어려움을 겪는다(Almuhtaseb, Oppewal & Hilgenkamp, 2014; Enkelaar, Smulders, van Schroyen, Lantman-de Valk, Geurts & Weerdesteyn, 2012). 발달 장애는 22세 이전에 나타난 만성적인 장애로, 정신적, 신체적 결함으로 인해 기능적 제한을 초래한다(Lee & Cho, 2001). 대표적인 유형으로 지적 장애, 다운동증후군, ADHD 등이 있으며, 이들은 또래에 비해 언어, 인지 기능 및 운동 발달이 지연되는 경향이 있다. 특히, 지적 장애(Intellectual disabilities)를 가진 사람들은 비장애인에 비해 운동 수행 능력이 낮으며, 운동 학습에도 더 많은 시간이 필요하다(Almuhtaseb et al., 2014). 이러한 신체적 및 인지적 능력의 제한은 보행에도 영향을 미쳐, 다양한 환경적 요구에 맞춰 보행 패턴을 효과적으로 조정하고 적응하는 데 어려움을 초래한다(Oppewal, Festen & Hilgenkamp, 2018). 따라서, 발달 장애인의 보행 특성을 이해하기 위해서는 다양한 제약 조건에 따른 보행 조정 전략을 다각적으로 분석할 필요가 있다(Gentle, Barnett & Wilmut, 2016).

특별한 신체적 결함이 없는 대부분의 발달 장애인은 기본적인 독립 보행 능력을 보유하고 있으나, 특정 제약 조건 하에서 보행을 수정하는 능력에서 비장애인과 차이를 보인다. 이전 연구에 따르면, 이들은 환경적 요구에 맞춰 보행 전략을 즉각적으로 조정하는 데 어려움을 겪으며(Enkelaar et al., 2012; Gentle et al., 2016), 특히 시간적 또는 공간적 제한이 있는 상황에서 이러한 어려움이 더욱 두드러진다(Hocking et al., 2011). 예를 들어, 외부 자극(예: 오디오 메트로놈)에 맞춰 걸을 때, 발달 장애인은 비장애인에 비해 보행 변동성이 크며, 이는 보행의 일관성과 안정성에 부정적인 영향을 미칠 수 있다(Schaefer, 2014).

연령이 낮을수록 이러한 어려움은 더욱 심화되는 경향이 있다. 연구에 따르면, 10~12세 발달 장애 학생들은 단순한 보행-동작 이중 과제(dual-task) 수행 중에 비장애 학생들보다 높은 변동성과 낮은 정확성을 나타내며(Borji et al., 2024; Horvat, Croce, Tomporowski & Barna, 2013; Laatar et al., 2023), 특히 시간적 자극(예: 메트로놈)과의 동기화 과제에서 어려움을 겪는다. 이러한 현상은 발달 장애인의 신경 운동 제어(neuromotor control) 능력의 저하와 신체적 발달 지연에 의한 보행 조절 전략의 발달 부족과 관련이 있을 가능성이 높다(Schaefer, 2014).

이러한 문제점이 제기됨에도 불구하고, 발달 장애인의 환경적 요구에 따른 보행 조정 및 적응 능력에 대한 연구는 제한적이며, 보행 적응 능력이 반복 연습이나 특정 훈련을 통해

개선될 수 있는지에 대한 실증적 근거도 부족하다. 이는 발달 장애인이 일상생활에서 독립적인 이동성을 확보하고 환경적 요구에 적응하는 데 중요한 문제이다. 예컨대 학교 환경에서 발달 장애 아동이 또래와 함께 줄을 서서 이동하거나, 혼자 횡단보도를 건너는 등의 일상적 상황에서 과제를 수행하기 위해 발달 장애인 스스로 보행 중 시간 및 공간적 제약 조건을 충족하는 능력이 요구된다. 따라서, 발달 장애인에게는 이러한 상황이 중요한 도전 과제가 될 수 있다.

본 연구의 목적은 발달 장애인이 오디오 메트로놈의 속도에 맞춰 보행 패턴을 조정하는 과정에서 나타나는 보행 특성을 분석하는 것이다. 연구는 발달 장애 청소년과 성인을 대상으로 수행되었으며, 연구 대상자들은 오디오 메트로놈 비트에 맞춰 걷는 과제를 수행하였다. 보행 전략은 운동학적 지표를 통해 분석되었으며, 본 연구의 주요 관심사는 발달 장애인들이 시간 제약 조건에 따라 보행을 조정할 수 있는지, 그리고 반복 연습이 이러한 적응 능력에 미치는 영향을 확인하는 것이었다. 이를 바탕으로 다음과 같은 두 가지 주요 가설을 설정하였다. 첫째, 장애 유형에 따라 오디오 메트로놈 속도에 맞춰 보행을 조정하는 능력에 차이가 있을 것이다. 둘째, 개인의 운동 수행 능력에 따라 보행 적응 능력의 차이가 있을 것이다. 본 연구를 통해 발달 장애인의 보행 조절 메커니즘을 이해하고, 효과적인 중재 전략을 개발하는 데 기반이 되는 기초 자료를 제공할 수 있을 것이다.

METHODS

1. 연구 대상

본 연구의 참여자는 서울특별시 Y구에서 특수체육 수업을 수강하는 발달 장애인 28명으로 구성되었다(Table 1). 연구 대상자의 장애 유형은 지적 장애(Intellectual Disability, ID) 20명, 자폐 스펙트럼 장애(Autism Spectrum Disorder, ASD) 6명, 뇌

Table 1. Participants

	Disability type (mean ± SD)		
	ID (N=20)	ASD (N=6)	EN (N=2)
Age (yrs)	23.55 (5.87)	23.00 (9.83)	28.00 (4.24)
Height (m)	1.65 (0.10)	1.66 (0.08)	1.72 (0.03)
Weight (kg)	66.09 (19.27)	75.77 (11.46)	82.75 (13.64)
BMI (kg/m ²)	23.79 (5.45)	27.36 (2.05)	27.81 (5.46)

ID : Intellectual Disability(지적 장애);
ASD: Autism Spectrum Disorder(자폐성 범주 장애);
EN : Encephalopathy(뇌병변 장애)

병변 장애(Encephalopathy, EN) 2명이었다. 모든 참여자는 정서적 또는 행동적 문제가 없으며, 명백한 신경학적 장애가 없는 지능지수(IQ) 70 이상의 아동부터 성인까지 연령대가 다양하게 포함되었다. 연구 참여 전에 연구 대상자 및 법적 보호자에게 연구 목적과 절차를 충분히 설명하였으며, 자발적 참여를 원칙으로 서면 동의를 확보하였다. 본 연구는 고려대학교 기관생명윤리위원회(KUIRB-2023-0337-02)의 승인을 받은 후 수행되었다.

2. 연구 장비

본 연구에서는 보행 매개변수를 측정하기 위해 OptoGait 광전 셀 시스템(OptoGait, Microgate, Bolzano, Italy)을 사용하였다(Figure 1). OptoGait 시스템은 1 m × 1.20 m 크기의 송수신 막대 10개로 구성되며, 막대는 1.20 m 간격으로 서로 평행하게 배치되었다. 각 막대에는 96개의 LED 다이오드가 1 cm 간격으로 배치되어 있으며, 지면에서 3 mm 위에 위치한다. 보행 중 연구 대상자가 막대 사이를 통과할 때, 발이 송신 및 수신 신호를 차단하면서 보행 거리 및 시간을 감지하고, 이를 기반으로 시공간적 보행 매개변수를 자동으로 계산한다. 데이터는 100 Hz 샘플링 주파수에서 측정되며, OptoGait 소프트웨어(OptoGait 1.12.23.0, Microgate, S.r.l, Italy)를 통해 인터페이스 장치와 연결된 개인용 컴퓨터(PC)에 저장된다. OptoGait 시스템의 검사-재검사 신뢰도(test-retest reliability)는 0.78-0.95로 보고되었으며(Lee et al., 2014), 이는 해당 시스템이 보행 분석에 있어 높은 신뢰도를 제공함을 의미한다.



Figure 1. OptoGait system

3. 실험 절차 및 데이터 수집

본 실험 절차는 연구 대상자의 자연스러운 보행 특성과 메트로놈을 활용한 보행 조절 효과를 비교·분석하도록 설계되었다. 실험에 앞서, 모든 연구 대상자는 키, 몸무게 등 보행에 직접적으로 영향을 미칠 수 있는 신체 정보에 대한 측정에 참여하였다. 또한, 다년간의 특수체육 현장 지도 경험과 특수체육 박사 학위를 소지하고 있는 특수체육 전문가에 의해 운동 수행 능력이 좋은 그룹(High), 그렇지 않은 그룹(Low)로의 분류가 이루어졌다. 연구 대상자는 실험 절차와 동작에 익숙해지도록 1주일 전 사전 친숙화 과정을 거쳤다. 이 과정에서 보조 연구원의 시범을 따라 모든 동작을 한 번씩 수행하였다. 보행 측정 시, 가속 및 감속의 영향을 최소화하기 위해 출발 지점을 막대 앞 2 m 지점, 종료 지점을 마지막 막대 뒤 2 m 지점으로 설정하였다. 연구 대상자는 목표 지점에 도달한 후, 보조 연구원의 지시에 따라 출발 지점으로 되돌아갔다. 각 세션 사이에는 데이터 전송 및 저장, 다음 평가 준비를 위해 1-2분의 휴식 시간을 제공하였다. 모든 연구 대상자는 3개의 세션을 수행하였으며, 각 세션에서 2회의 반복 측정을 진행하였다.

첫 번째 세션(Initial Baseline, IB)에서는 연구 대상자에게 자연스러운 보행 속도(편안한 속도)로 걷도록 지시하였으며, 모든 보행은 보조 연구원의 "출발" 구령과 함께 시작되었다. 이 세션에서는 연구 대상자의 기본적인 보행 특성을 평가하는 것을 목표로 하였다. 두 번째 세션(Auditory Feedback, AF)에서는 연구 대상자가 113 bpm (Beats Per Minute) 오디오 메트로놈에 맞춰 걷도록 지시하였다. 이 속도는 비장애인의 평균 보행 케이던스 Cadence 1.87-1.90 step/s (Kirtley, Whittle & Jefferson, 1985)에 맞춰 설정되었다. 보조 연구원은 측정 준비가 완료되면 "출발" 구령을 주었으며, 연구 대상자는 메트로놈의 박자에 맞춰 걷기 시작하였다. 이를 통해 연구 대상자의 보행 조절 능력을 평가하고, 외부 청각 자극이 보행 패턴에 미치는 영향을 분석하고자 하였다. 마지막 세션(Final Baseline, FB)에서는 오디오 메트로놈 개입 없이 다시 한 번 자연스러운 보행 속도(편안한 속도)로 걷도록 하였다. 보행의 시작은 이전과 동일하게 "출발" 구령과 함께 이루어졌다. 이를 통해 청각 자극 이후 연구 대상자의 보행 패턴이 어떻게 변화하는지를 평가하였다.

4. 데이터 분석

본 연구에서는 네 가지 시공간적 보행 변수를 측정하였다. 첫째, 보행 속도를 평가하였으며, 둘째, 보폭(Step Length)은 보행 주기 동안 각 발의 발뒤꿈치 간 전후 거리 차이로 정의하였다. 셋째, 입각기 시간(Stance Time)은 발뒤꿈치가 지면

에 닿은 순간부터 같은 발의 발가락이 이탈할 때까지의 지속 시간을 의미한다. 넛째, 케이던스(Cadence)는 분당 수행된 스텝 수로 계산하였으며, 케이던스 에러(Cadence Error)는 실제 케이던스와 메트로놈 박자(113 bpm)의 차이로 정의하였다(Cadence - 113). 추가적으로, 보폭 대칭성(Step Length Symmetry)과 입각기 시간 대칭성(Stance Time Symmetry)은 대칭 인덱스(Symmetry Index; SI)를 사용하여 평가하였으며 (Equation 1 참고), SI 값이 100%에 가까울수록 대칭성이 높고, 0에 가까울수록 보행 대칭성이 감소함을 의미한다.

$$SI = (1 - \frac{|X_{right} - X_{left}|}{X_{right} + X_{left}}) \times 100 \quad [1]$$

X_{right} 은 오른발에서 측정된 변수 값, X_{left} 은 왼발에서 측정된 변수 값이다. SI 값의 범위는 100%(완전 대칭; 오른발과 왼발의 값이 동일)부터 0%(완전 비대칭; 한쪽 값이 극단적으로 크거나 작음)이다.

5. 통계 분석

본 연구의 모든 통계 분석은 Python 3.13.0 (Python Software Foundation)을 사용하여 수행되었다. 연구 대상자들의 일반

적인 신체적 특성은 기술통계를 이용하여 평균과 표준편차로 제시하였다(Table 1). 먼저, 세 가지 발달 장애 유형(ID, ASD, EN)과 세 가지 보행 세션(IB, AF, FB)에 따른 보행 변수의 차이를 분석하기 위해 3×3 이원 혼합 분산분석(two-way mixed ANOVA)을 실시하였다. 이어서, 운동 수행 수준(High, Low 그룹)과 보행 세션 간 차이를 평가하기 위해 2×3 이원 혼합 분산분석을 추가로 수행하였다. 효과 크기는 부분 eta 제곱 (partial eta squared, η_p^2)을 이용하여 보고하였으며, 작은 효과(0.01), 중간 효과(0.06), 큰 효과(0.14)의 기준을 적용하였다. 통계적으로 유의한 차이가 나타난 경우, Tukey의 정직하게 유의미한 차이(HSD) 사후 검정을 실시하여 그룹 간 차이를 확인하였다. 모든 통계 검정에서 유의수준(α)은 .05로 설정하였다.

RESULTS

장애 유형과 세션 간의 상호작용 효과는 보폭 대칭(Step Length Symmetry)과 입각기 시간 대칭(Stance Time Symmetry) 결과에서 통계적으로 유의하였다($F(4, 50) = 5.85, p < .01, \eta_p^2 = .32, F(4, 50) = 6.29, p < .01, \eta_p^2 = .34$, respectively; Table 2). 특히, AF 세션에서만 보폭 대칭과 입각기 시간 대칭이 ID > ASD > EN 순으로 증가하는 경향을 보였다($p < .01$). 하지만,

Table 2. Changes in gait variables by disability type and sessions: mean (SD)

	Disability type	Session			p values		
		IB	AF	FB	p_{session}	$p_{\text{disability}}$	$p_{\text{interaction}}$
Gait velocity (m/s)	ID	1.41 (0.01)	1.39 (0.01)	1.42 (0.01)	.17	.01*	.75
	ASD	1.28 (0.01)	1.26 (0.01)	1.30 (0.01)			
	EN	1.20 (0.04)	1.04 (0.05)	1.14 (0.05)			
Step length (cm)	ID	71.22 (0.46)	70.69 (0.48)	71.67 (0.49)	.53	.01*	.24
	ASD	64.42 (0.51)	64.01 (0.74)	66.07 (0.55)			
	EN	60.42 (1.89)	57.95 (1.75)	53.80 (2.16)			
Step length symmetry (%)	ID	97.47 (0.14)	97.37 (0.14)	97.60 (0.12)	.84	.02*	< .01**
	ASD	96.26 (0.29)	97.07 (0.27)	97.13 (0.23)			
	EN	94.24 (1.35)	94.37 (0.81)	88.67 (1.79)			
Stance time symmetry (%)	ID	98.71 (0.06)	98.34 (0.12)	98.86 (0.06)	.62	< .01**	< .01**
	ASD	97.83 (0.16)	98.60 (0.13)	98.05 (0.15)			
	EN	93.07 (2.40)	89.81 (3.15)	86.58 (3.87)			

* $p < .05$; ** $p < .01$

IB: Initial Baseline; AF: Auditory Feedback; FB: Final Baseline

ID: Intellectual Disability(지적 장애); ASD: Autism Spectrum Disorder(자폐성 범주 장애); EN: Encephalopathy(뇌병변 장애)

Table 3. Changes in exercise performance and gait variables by sessions: mean (SD)

	Motor performance level	Session			p values		
		IB	AF	FB	p_{session}	$p_{\text{performance}}$	$p_{\text{interaction}}$
Cadence error (steps/min)	High	8.95 (0.69)	4.67 (0.31)	4.99 (0.32)	.05	.01*	.03*
	Low	10.72 (0.50)	10.22 (0.54)	12.22 (0.85)			
Step length (cm)	High	73.01 (0.49)	70.54 (0.68)	72.49 (0.51)	.54	.04*	.44
	Low	65.36 (0.54)	66.01 (0.57)	65.82 (0.68)			
Stance time (s)	High	0.67 (0.01)	0.68 (0.01)	0.67 (0.01)	.24	.03*	.77
	Low	0.63 (0.01)	0.65 (0.01)	0.63 (0.01)			

* $p < .05$; ** $p < .01$

IB: Initial Baseline; AF: Auditory Feedback; FB: Final Baseline

High: High Motor Performance Level; Low: Low Motor Performance Level

IB 및 FB 세션에서는 이러한 유의한 차이가 나타나지 않았다.

보행 속도(Speed)와 보폭(Step Length) 결과에서는 장애 유형의 주효과가 통계적으로 유의하였으며($F(2, 25) = 5.57, \eta_p^2 = .31; p < .01, F(2, 25) = 5.21, p = .01, \eta_p^2 = .29$; Table 2), 장애 유형에 따른 보행 특성의 차이가 확인되었다. 보행 속도와 보폭은 ID > ASD > EN 순으로 높게 나타났다($p < .01$).

흥미롭게도, 케이던스 에러(Cadence Error)에 대한 분석에서는 운동 수행 능력과 세션 간의 상호작용 효과가 통계적으로 유의하였다($F(2, 52) = 3.63, p = .03, \eta_p^2 = .12$; Table 3). AF와 FB 세션을 비교했을 때, High 그룹은 케이던스 에러에서 유의한 차이가 없었던 반면($p > .05$), Low 그룹에서는 유의한 차이가 관찰되었다($p < .05$). IB와 FB 세션을 비교했을 때, High 그룹에서는 유의한 차이가 있었지만($p < .01$), Low 그룹에서는 차이가 나타나지 않았다($p > .05$). IB와 AF 세션 비교에서도 High 그룹은 유의한 차이를 보였지만($p < .01$), Low 그룹에서는 차이가 없었다($p > .05$).

보폭과 입각기 시간 분석에서도 운동 수행 능력의 주효과가 유의하였으며, 운동 수행 능력에 따른 보행 특성이 차이를 보였다($F(1, 26) = 4.25, p = .04, \eta_p^2 = .14; F(1, 26) = 4.99, p = .03, \eta_p^2 = .16$; Table 3). 보폭의 경우, AF와 FB 세션 비교에서 High 그룹은 유의한 차이가 나타났으나($p < .05$), Low 그룹에서는 차이가 없었다($p > .05$). IB와 AF 세션 비교에서도 High 그룹은 유의한 차이를 보였지만($p < .01$), Low 그룹은 차이가 없었다($p > .05$). 반면 IB와 FB 세션 비교에서는 High와 Low 그룹 모두 차이가 나타나지 않았다($p > .05$).

입각기 시간 분석에서는, AF와 FB 세션 비교에서 High 그룹은 유의한 차이가 없었지만($p > .05$), Low 그룹은 유의한 차이를 보였다($p < .05$). IB와 AF 세션 비교에서는 High와 Low

그룹 모두 차이가 없었으며($p > .05$), IB와 FB 세션 비교에서도 마찬가지로 차이가 없었다($p > .05$).

DISCUSSION

본 연구는 발달 장애인의 보행 적응 능력을 분석하고, 시간적 제약(메트로놈 박자)에 대한 반응이 장애 유형 및 운동 수행 능력에 따라 어떻게 달라지는지를 규명하는 것을 목표로 하였다. 선행 연구들은 발달 장애인이 보행 속도와 보폭을 조절하는 능력을 갖추고 있음에도 불구하고, 외부 리듬 신호에 대한 적응이 제한적일 가능성을 제기해왔다(Hausdorff, Rios & Edelberg, 2001; Kim, Pu, Woo & Gill, 2018). 그러나 보행 적응이 장애 유형에 따른 고유한 특성인지, 혹은 개인의 운동 수행 능력과 관련된 것인지에 대한 실증적 연구는 부족한 실정이다. 이에 본 연구는 장애 유형뿐만 아니라 개별적인 운동 수행 능력을 고려하여 보행 적응을 평가하고, 시간적 제약이 부과된 환경에서의 보행 패턴 조절과 학습의 차이를 분석함으로써 기존 연구의 한계를 보완하고자 하였다.

연구 결과, 시간적 제약이 없는 보행 환경(IB, FB 세션)에서는 장애 유형 및 운동 수행 능력에 따른 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 메트로놈 박자에 동기화해야 하는 AF 세션에서는 운동 수행 능력에 따라 보행 적응 양상이 뚜렷하게 구별되었다. 케이던스 에러 분석 결과, 운동 수행 능력이 높은 그룹(High 그룹)은 메트로놈 박자에 맞춰 보행 패턴을 효과적으로 조절할 수 있었으며, 이러한 적응이 FB 세션에서도 유지되는 이월 효과(crossover effect)가 확인되었다. 즉, High 그룹은 시간적 제약 조건에 보다 효과적으로 적응하며, 학습된 보행 리듬을 메트로놈 신호가 제거된 이후에도 유지하는 능

력을 보였다. 반면, 운동 수행 능력이 낮은 그룹(Low 그룹)은 AF 세션에서도 보행 패턴 조절이 원활하지 않았으며, FB 세션에서는 원래의 보행 패턴으로 회귀하는 경향을 보였다. 이러한 결과는 보행 적응이 단순한 즉각적 조절이 아니라, 반복적인 학습을 통한 근육 사용 능력의 향상, 협응 능력의 발달 등 신경근 적응(neuromuscular adaptation)이 이루어져야 함을 시사한다(Bastian, 2008; Schaefer, 2014). 또한, 운동 수행 능력에 따라 보행 리듬의 안정성이 달라질 수 있으며, 적응이 성공적으로 이루어진 경우에도 지속적인 유지 여부는 개인의 운동 수행 능력에 의해 결정될 가능성이 높음을 보여준다. 이는 발달 장애인의 보행 중재가 단순한 속도 조절이 아닌, 시간적 제약 조건에서의 리듬 적응을 강화할 수 있는 체계적인 훈련 전략을 포함해야 함을 시사한다.

보폭 및 입각기 시간 분석에서도 발달 장애인의 운동 수행 능력의 차이가 명확하게 나타났다. High 그룹은 AF 세션에서 보폭을 조절하여 메트로놈 박자에 동기화하였으나, FB 세션에서는 원래 보폭으로 회귀하는 경향을 보였다. 이는 케이던스의 이월 효과는 발생했지만, 보폭에서는 유지되지 않았음을 시사한다. 즉, 보행 적응 과정에서 시간적 조절(케이던스)과 공간적 조절(보폭)은 서로 다른 기전으로 작용할 가능성이 있으며, 보폭 조절은 단기적인 학습만으로는 충분히 유지되지 않을 수 있다(Hausdorff et al., 2001; Kim & Gill, 2020). 반면, Low 그룹은 보폭과 케이던스 모두에서 유의미한 적응이 나타나지 않았다. 이는 운동 수행 능력이 낮은 경우 시간적 조절 및 공간적 조절 능력이 동시에 제한될 가능성이 높음을 의미한다.

입각기 시간 분석에서는 High 그룹이 AF와 FB 세션 간 유의한 차이를 보이지 않았던 반면, Low 그룹에서는 유의한 차이를 나타냈다. 이는 케이던스의 이월 효과가 입각기 시간과 함께 발생할 가능성을 시사하며, 보행 리듬 조절이 단순한 시간적 조절뿐만 아니라 균형 유지에도 영향을 미칠 수 있음을 의미한다. 즉, High 그룹에서는 메트로놈 박자에 동기화된 보행 리듬이 균형 유지에도 기여했으며, FB 세션에서도 해당 패턴이 유지된 것으로 보인다. 그러나 Low 그룹에서는 입각기 시간의 변화가 불안정하게 나타났으며, 이는 균형 조절과 시간적 조절이 독립적으로 이루어지지 않았음을 시사한다. 따라서, Low 그룹에서는 보행 적응을 위해 케이던스와 균형 조절을 동시에 개선할 필요가 있으며, 단순한 속도 조절 훈련만으로는 충분하지 않을 가능성이 있다(Schaefer, 2014).

본 연구의 결과는 운동 수행 능력이 보행 적응의 핵심 요인 중 하나임을 시사하며, 발달 장애인을 위한 보행 중재 전략에서 개인의 운동 수행 능력을 고려해야 함을 강조한다. 특히, High 그룹에서 이월 효과가 나타난 것은, 운동 수행 능력이 높은 발달 장애인은 새로운 보행 패턴을 보다 효과적으로 학습하고 유지할 수 있음을 의미한다. 반면, Low 그룹에서는

보행 적응이 제한적으로 이루어졌으며, 이는 단기간의 보행 훈련만으로는 충분한 개선이 이루어지지 않을 가능성을 시사한다. 따라서, 발달 장애인의 보행 적응을 향상시키기 위해서는 운동 수행 능력에 맞춘 맞춤형 보행 훈련이 필요하며, 단순한 반복 훈련보다는 시간적 및 공간적 제약을 포함한 보다 체계적인 접근이 효과적일 수 있다.

본 연구는 발달 장애인의 보행 학습 과정이 단순한 패턴 조절이 아닌, 신경근 적응의 일부일 가능성을 실증적으로 입증하였다. 기존 연구에서는 발달 장애인이 보행 속도와 보폭을 조절하는 능력은 정상적인 범위 내에 속하더라도, 보행 패턴을 안정적으로 유지하는 능력에서 차이가 나타날 가능성이 있음을 보고한 바 있다(Gentle et al., 2016). 본 연구의 결과는 이러한 기존 연구를 확장하여, 운동 수행 능력이 높은 그룹에서는 학습된 보행 패턴이 유지되는 반면, 수행 능력이 낮은 그룹에서는 일정한 보행 패턴을 유지하는 것이 어렵다는 점을 실험적으로 검증하였다. 이러한 결과는 발달 장애인을 위한 보행 중재가 단순한 속도 조절이 아닌, 보행 패턴을 안정적으로 유지하고 새로운 환경에 적응할 수 있도록 설계되어야 함을 의미한다.

이와 같은 연구 결과는 발달 장애인의 보행 재활 및 중재 프로그램을 설계하는 데 있어 중요한 기초 자료를 제공하며, 단순한 보행 훈련이 아닌 리듬 기반 보행 훈련(Rhythm-based gait training), 균형 유지 전략, 그리고 운동 수행 능력 강화를 포함한 다각적인 접근이 필요함을 강조한다. 향후 연구에서는 장기적인 보행 학습 과정에서 운동 수행 능력과 보행 적응 간의 관계를 지속적으로 분석하고, 다양한 환경적 요인(예: 장애물 회피, 지면 변화)이 보행 적응에 미치는 영향을 평가하는 것이 필요할 것이다.

본 연구는 발달 장애인의 시간적 제약에 대한 보행 적응 능력을 평가하는 데 중요한 시사점을 제공하지만, 몇 가지 제한점이 존재한다. 연구 대상자의 표본 크기가 제한적이었으며, 특히 지적 장애 그룹(20명)과 자폐 스펙트럼 장애(6명), 뇌병변 그룹(2명)의 피험자 수 차이가 결과에 영향을 미칠 가능성이 있다. 향후 연구에서는 더 많은 피험자를 모집하여 장애 유형별 보행 적응 특성을 보다 명확히 검증할 필요가 있다. 또한, 본 연구는 짧은 기간 동안 보행 적응을 평가하였으나, 장기적인 학습 효과 및 지속성을 검증하지 못하였다. High 그룹에서 관찰된 이월 효과가 일정 기간 유지되는지, 또는 반복적인 훈련을 통해 Low 그룹에서도 유사한 보행 적응이 나타날 수 있는지를 확인하는 것이 중요하며, 이를 위해 장기적인 보행 훈련 프로그램을 적용한 후속 연구가 필요하다. 아울러, 본 연구는 메트로놈을 이용한 시간적 제약 조건에서 보행 적응을 분석하였으나, 실제 보행 환경에서의 다양한 요인을 고려하지 않았다. 지면 상태, 장애물 회피, 시각적 단서 등의 환경적 요소는 보행 패턴에 영향을 미칠 수 있

으므로, 향후 연구에서는 시간적 제약뿐만 아니라 공간적 요인(예: 장애물 회피, 지면 변화) 및 감각적 피드백이 보행 적응에 미치는 영향을 통합적으로 분석할 필요가 있다. 마지막으로, 본 연구에서는 보행 적응을 중심으로 운동 수행 능력을 평가하였으나, 근력, 균형 능력, 반응 시간과 같은 보다 객관적인 평가 지표를 활용하면 보행 적응과의 관계를 더욱 정밀하게 분석할 수 있을 것이다. 향후 연구에서는 다각적인 측정 방법을 적용하여 보행 적응의 신경생리학적 기전을 보다 체계적으로 검토할 필요가 있다.

CONCLUSION

본 연구는 발달 장애인의 보행 적응 능력을 분석하여, 이들의 보행 학습 과정이 발달 장애 유형뿐만 아니라 개별적인 운동 수행 능력에 의해 조절될 수 있음을 밝혔다. 우리의 연구 결과는 운동 수행 능력이 높은 발달 장애인이 새로운 보행 환경에서 보다 효과적으로 적응하고 학습된 보행 패턴을 유지할 수 있는 반면, 운동 수행 능력이 낮은 그룹은 보행 조절이 원활하지 않아 적응에 어려움을 겪었음을 보여주었다. 특히, 메트로놈 박자에 적응한 보행 패턴이 이후에도 유지되는 이월 효과는 운동 수행 능력이 높은 그룹에서만 확인되었으며, 이는 보행 적응이 단순한 패턴 변화가 아니라 반복적인 학습을 통해 강화될 수 있음을 시사한다. 따라서, 발달 장애인의 보행 적응을 향상시키기 위해서는 개인의 운동 수행 능력에 맞춘 맞춤형 보행 훈련이 필요하며, 단순한 반복 훈련보다는 다양한 환경에서의 보행 연습이 중요한 역할을 할 수 있다. 향후 연구에서는 운동 수행 능력을 향상시키기 위한 체계적인 보행 훈련 및 메트로놈을 활용한 보행 적응 프로그램의 효과를 검증하는 연구가 필요할 것이다. 또한, 보행 중재 프로그램 설계 시, 단순한 속도 조절을 넘어 시간적 및 공간적 제약을 고려한 훈련 전략이 포함되어야 하며, 이를 통해 발달 장애인의 보행 기능을 최적화하는 데 기여할 수 있을 것이다.

ACKNOWLEDGEMENT

This study was supported by the 2023 Research Fund of the College of Education, Korea University.

REFERENCES

- Almuhtaseb, S., Oppewal, A. & Hilgenkamp, T. I. (2014). Gait characteristics in individuals with intellectual disabilities: A literature review. *Research in Developmental Disabilities, 35*(11), 2858-2883.
- Bastian, A. J. (2008). Understanding sensorimotor adaptation and learning for rehabilitation. *Current Opinion in Neurology, 21*(6), 628-633.
- Borji, R., Baccouch, R., Laatar, R., Falhi, S., Sahli, S. & Rebai, H. (2024). Do motor-cognitive and motor-motor dual-task training differently affect dual-task interference in individuals with intellectual disability?. *Adapted Physical Activity Quarterly, 41*(4), 611-631.
- Enkelaar, L., Smulders, E., van Schrojenstein Lantman-de Valk, H., Geurts, A. C. & Weerdesteyn, V. (2012). A review of balance and gait capacities in relation to falls in persons with intellectual disability. *Research in Developmental Disabilities, 33*(1), 291-306.
- Gentle, J., Barnett, A. L. & Wilmut, K. (2016). Adaptations to walking on an uneven terrain for individuals with and without developmental coordination disorder. *Human Movement Science, 49*, 346-353.
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A. & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82*(8), 1050-1056.
- Hocking, D. R., Rinehart, N. J., McGinley, J. L., Galna, B., Moss, S. A. & Bradshaw, J. L. (2011). Gait adaptation during obstacle crossing reveals impairments in the visual control of locomotion in Williams syndrome. *Neuroscience, 197*, 320-329.
- Horvat, M., Croce, R., Tomporowski, P. & Barna, M. C. (2013). The influence of dual-task conditions on movement in young adults with and without Down syndrome. *Research in Developmental Disabilities, 34*(10), 3517-3525.
- Kim, D. & Gill, S. V. (2020). Changes in center of pressure velocities during obstacle crossing one year after bariatric surgery. *Gait & Posture, 76*, 377-381.
- Kim, D., Pu, X., Woo, N. & Gill, S. V. (2018). Changes in motor actions in the face of varying task constraints. *Gait & Posture, 66*, 1-6.
- Kirtley, C., Whittle, M. W. & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering, 7*(4), 282-288.
- Laatar, R., Kachouri, H., Borji, R., Ben Waer, F., Rebai, H. & Sahli, S. (2023). Dual-task affects postural balance performance in children with intellectual disability. *Somatosensory & Motor Research, 40*(1), 33-38.
- Lee, M. M., Song, C. H., Lee, K. J., Jung, S. W., Shin, D. C. & Shin, S. H. (2014). Concurrent validity and test-retest reliability of

- the OPTOGait photoelectric cell system for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(1), 81-85.
- Lee, S. H. & Cho, H. J. (2001). A review on the concepts of developmental disabilities in special education. *The Journal of the Korean Association on Developmental Disabilities*, 5(2), 17-30.
- Oppewal, A., Festen, D. A. & Hilgenkamp, T. I. (2018). Gait characteristics of adults with intellectual disability. *American Journal on Intellectual and Developmental Disabilities*, 123(3), 283-299.
- Schaefer, R. S. (2014). Auditory rhythmic cueing in movement rehabilitation: findings and possible mechanisms. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 369(1658), 20130402.