

Original Article

Open Access

정상인의 후방 보행 시 시각 자극이 보행 변수에 미치는 영향

성한별¹ · 서지원² · 조정현³ · 우영근^{3†}

¹동군산 병원, ²온고을 재활의학과 병원, ³전주대학교 의과대학 물리치료학과

The Effect of Visual Stimulation on Gait Parameters During Backward Walking in Healthy Individuals

Han-Byeol Sung, P.T., B.S.¹ · Ji-won Seo, P.T., B.S.² · Jung-Hyun Cho, P.T., B.S.³ ·
Young-Keun Woo, P.T., Ph.D.^{3†}

¹Department of Physical Therapy, Donggunsan Hospital

²Department of Physical Therapy, Ongoul Rehabilitation Hospital

³Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Jeonju University

Received: March 25, 2024 / Revised: April 3, 2024 / Accepted: April 9, 2024

© 2024 Journal of Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

| Abstract |

Purpose: Backward walking has shown positive effects on gait recovery in rehabilitation patients. It is increasingly used as an aerobic training method in rehabilitation populations, inducing more sensory and motor stimulation than forward walking. Therefore, the purpose of this study is to investigate the effects of visual stimulation during backward walking.

Methods: Twenty-seven healthy adults with a visual acuity of 0.8 or higher participated in the study. To compare the effects of visual stimulation during various walking conditions among healthy individuals, the participants randomly selected cards numbered one to six and walked a distance of 10 meters. Walking ability was measured using Optogait.

Results: Statistically significant differences were observed in speed, stride, and percentages of single support and contact phase during backward walking. Within eyes-closed conditions during backward walking, significant differences were found in percentages of single support, terminal stance, and contact phase. Moreover, the percentage of terminal swing significantly differed during backward walking with head turn conditions.

Conclusion: Gait parameters such as speed, stride, and percentages of single support and contact phase were higher during backward walking than forward walking. These results indicate that backward walking involves multiple sensory systems and varying conditions.

Key Words: Backward, Gait, Parameters, Walk

†Corresponding Author : Young-Keun Woo (ykw092@naver.com)

I. 서론

보행은 최소한의 에너지 소비를 필요로 하는 경로를 따라 공간상에서 무게중심을 변환하는 활동으로, 가장 자연스러운 활동이며 대부분의 정상적 사람에게 공통적으로 지속되는 유일한 동적 유산소 운동이다 (Huang & Kuo, 2014). 보행 시 보행 강도, 지속 시간 및 빈도 등은 자동적으로 조절되며, 지면에 대한 충격이 비교적 크지 않기 때문에 본질적으로 안전하다 (Morris & Hardman, 1997). 이러한 보행의 종류에는 전방 보행, 측방 보행, 후방 보행의 세 가지 종류가 있으며, 이 중 후방 보행은 손상된 관절에 대한 스트레스를 줄이고 무릎 펴기의 근력을 증가시키는 데 임상적으로 유용하다 (Roos, et al., 2012).

후방 보행은 전방 보행보다 물리치료적 재활에 있어 효과적이며 후방 보행이 전방 보행보다 더 많은 감각과 운동 결합의 활동을 유도한다 (Lin, et al., 2020). 또한, 보행에서 일정한 속도가 주어지는 경우, 보행 주기에 대한 평균 근전도 (Electromyography, EMG) 활동은 일반적으로 전방 보행보다 후방 보행에서 더 높게 나타나며 (Chen, et al., 2000), 후방 보행은 편마비 환자의 운동 조절 능력, 하지 근력 그리고 균형 능력을 증가시켜 보행 능력의 향상을 유도할 수 있다 (Bobath, 1970; Threlkeld, et al., 1989; Thomas & Fast, 2020).

Cho 등(2007)은 전방 보행보다 후방 보행이 물리치료 방법으로 더 효과적이라고 하였으며, Han (2005)은 트레드밀의 전방과 후방 보행 비교 시 후방 보행이 전방 보행보다 근활성도가 모든 근육에서 높게 나타난다고 하였다. Yelnik 등(2008)은 후방 보행 시 시각적 정보는 환자의 균형 능력 향상을 위해 과도한 시각 의존을 억제하여 몸감각과 안뜰감각입력을 적절하게 이용할 수 있는 특성이 있으며, 환자로 하여금 고유수용성 몸감각과 안뜰감각입력을 유도하는 특징을 가진 치료로 사용할 수 있다고 하였다.

최근 보행 방향의 변화를 포함한 보행 훈련 방법이 다양한 환자에서 사용한 보고가 제시되고 있다. Kim 과 Lee (2021)은 뇌졸중 환자의 보행 시 이중 과제

자극을 통한 보행을 연구하였으며, Kim 등(2023)은 뇌졸중 환자 대상으로 후방 보행을 포함하여 다양한 방향의 보행 훈련을 효과를 보고하였으며, Kim 등 (2013)은 뇌졸중 환자의 옆으로 걷기 훈련의 효과, 그리고 Choi과 Jeon (2015)는 뇌졸중 환자의 후방 보행 훈련 효과를 보고하였다. Shen 등(2021)은 앞집자 인대 재건술 후 고유수용감각의 효과를 후방 보행 훈련을 통해 보고하였으며, Almutairi 등(2023)은 무릎의 퇴행성 관절염 환자의 후방 보행 효과를 제시하였다. Roos 등(2012)은 후방 보행 시 전방 보행에 비해 더 낮은 무릎 넓다리 관절의 지면 반발력이 발생되어 하지의 과사용 손상이 있는 환자에게도 유익하다고 하였으며, Flynn 등(1994)은 근골격계와 심혈관 기능을 동시에 강화시킬 수 있다고 하였다. 하지만, 후방 보행 시, 실제 시각적 변수들에 따라 보행에 어떠한 영향을 미치는 지에 대해서는 불분명하다.

그러므로 본 연구에서는 시각적 자극이 후방 보행의 변수들에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다. 이를 위해서 본 연구에서는 1번 카드의 전방 보행 (Forward walking, FW), 2번 카드의 후방 보행 (Backward walking, BW), 3번 카드의 눈 감고 전방 보행 (Forward walking with close eyes, FWC), 4번 카드의 눈 감고 후방 보행 (Backward walking with close eyes, BWC), 5번 카드의 고개 좌우로 돌리면서 전방 보행 (Forward walking with head turn, FWH), 6번 카드의 고개 좌우로 돌리면서 후방 보행 (Backward walking with head turn, BWH)을 무작위 순서로 실시하여 보행 변수에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구의 대상자 표본 수는 G*Power 3.1.9.4 Program을 활용하여, 반복측정 분산분석(Repeated ANOVA)에 필요한 유의 수준 α 0.05, 중간 정도 효과

크기(Effect size) 0.25, 검정력(Power $1-\beta$ err prob) 0.9로 표본을 산출한 결과, 최소 26명의 연구대상자가 요구되었다(Faul, et al., 2007). 중도 포기자 15%를 가정하여 연구에 참여한 대상자는 20대 남녀 총 30명으로 선정하였다. 그 중 3명은 연구 중 중도 포기하여 총 27명(남성 13명, 여성 14명)의 대상으로 본 연구를 진행하였다(Table 1). 연구 대상자의 선정기준은 설문지를 통해 안경의 유무와 관계없이 시력이 0.8이상인 자를 대상으로 하였다. 하지에 외과적 수술과 근골격계 질환을 경험한 자, 그리고 난시가 있거나 눈 수술 이력이 있는 자는 제외하였다. 모든 연구 대상자는 연구의 목적과 방법에 대한 설명을 측정 전에 숙지하였으며, 이에 자발적으로 참여에 동의하고 서명으로 동의서를 제출하였다. 본 연구는 전주대학교 생명윤리 위원회의 승인(jjIRB-220825-HR-2022-0802)을 받고 실시하였다.

Table 1. General characteristics of participants (N=27)

Characteristics	Mean±SD ^a
Gender (male/female)	13/14
Age (years)	22.29 ± 1.79
Height (cm)	167.33 ± 8.60
Weight (kg)	63.92 ± 16.34

^aMean±standard deviation



Fig. 1. Optogait.

2. 측정도구

1) 스마트폰 스톱워치

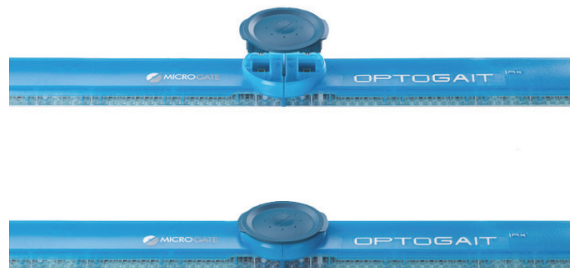
보행 시 시간 측정을 위해 스마트폰 스톱워치를 이용하였다. 총 10m를 보행 시 보행 분석기에서 발생하는 소리를 시작으로 출발선을 지나 10m의 끝에 그어 놓은 빨간 선을 지나치는 순간까지의 시간을 측정하였다.

2) OPTOGAIT

보행 변수 측정은 보행 분석기(OPTOGAIT, Microgate S.r.l, Italy)을 이용하였다. 보행 분석기(OPTOGAIT)는 총 4m 길이의 송·수신 바 2개와 웹캠(Logitech Webcam Pro 9000)으로 구성되어 있다. 양쪽 바는 2m의 폭을 두고 지면에 설치하였다(Fig. 1). 각각의 바 안쪽에는 1cm 간격의 발광 다이오드(Light Emitting Diode, LED)가 설치되어 있으며, 적외선 통신 방식으로 송신 바와 수신 바가 작동하여 데이터가 수집된다. 통신하고 있는 송·수신 바의 보행 측정 기기 앞과 뒤에 각각 3m씩 거리를 추가로 표시하여 대상자가 총 10m를 편안한 보행 속도로 걷게 하였다.

3. 측정 방법

본 연구는 대상자의 시각 자극에 따른 보행 변수의



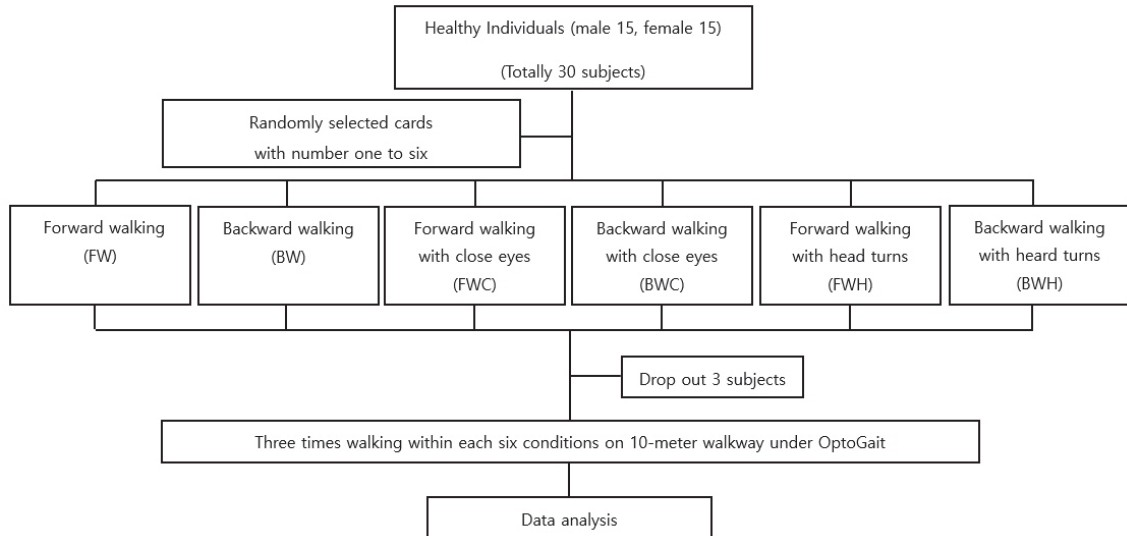


Fig. 2. Flowchart of Study.

차이를 알아보기 위해 모든 대상자가 FW, BW, FWC, BWC, FWH, BWH를 각 3회씩 총 18회 걷기를 실시하였다. 무작위 카드 추첨 방식을 통하여 여섯 가지 측정 방법 순서를 결정하였으며, 대상자들은 보행 방법의 설명을 충분히 듣고 교육한 후에 보행 측정을 진행하였다(Fig. 2). 대상자는 보행 측정 판 앞 3m 지점에서 정면 혹은 후방을 응시한 상태로 보행을 시작하고, 마지막 막대보다 3m 뒤의 지점에서 멈춰 설 수 있도록 하였다. 참가자들이 목표 지점에 도달하면 다시 출발점으로 돌아가도록 지시하였으며, 보행 시 시각 자극으로 인한 어지러움과 그에 따른 오차를 최소화하기 위해 모든 대상자는 각 측정 사이 1분간 휴식을 취하도록 하였다(Bernal, et al., 2016). 여섯 가지 방법을 각 3회씩 반복하여 보행하게 하였으며, 3회의 평균값을 최종 자료로 사용하였다. 또한 스마트폰 스톱워치를 이용해 시간데이터와 보행 분석기(OPTOGAIT)을 통한 보행 변수 데이터를 얻었다.

보행 분석기를 통하여 얻은 보행 변수들은 보행 주기 5개와 걸음(Step), 속도(Speed), 보폭(Stride), 보폭 시간주기(Stride time cycle, StrideT), 시간(Time), 보행 변수 18개를 비교하였다. 구체적인 보행 변수들은 지

면접촉기(Contact phase, CP), 지면접촉기 비율(Contact phase%, CPP), 발바닥 닿기(Foot flat, FF), 발바닥 닿기 비율(Foot flat%, FFP), 부하반응기(Load response, LR), 부하반응기 비율(Load response%, LRP), 단일지지기(Single support, SS), 단일지지기 비율(Single support%, SSP), 말기입각기(Tstance, TST), 말기입각기 비율(Tstance%, TSTP), 추진기(Propulsive phase, PP), 추진기 비율(Propulsive phase%, PPP), 전유각기(Pre swing, PSW), 전유각기 비율(Pre swing%, PSWP), 말기유각기(Tswing, TSW), 말기유각기 비율(Tswing%, TSWP), 양발지지기(Total double support, TDS), 양발지지기 비율(Total double support%, TDSP)을 사용하였다.

4. 분석 방법

본 연구 자료의 통계 처리를 위해 통계 프로그램(SPSS 27 version, IBM, USA)을 사용하였다. 각 보행 변수의 정규성 검정 후, Step, STRIDET, SS, TST, TSW, CP, PP, PPP는 반복 측정 일원 분산 분석(one way repeated ANOVA)을 시행하였다. 정규성 검정 시 정규 분포하지 않은 Speed, Stride, SSP, TDS, TDSP, TSTP,

TSWP, CPP, FF, FFP, LR, LRP, PSW, PSWP 변수들은 비모수 검정(Friedman's test)을 시행하였다. 보행 변수 사이의 연관성에 사후 검정(Wilcoxon Signed-Rank test)을 사용했고, 시간 변수사이의 연관성을 사후 검정(Chi-squared analysis)을 사용하였다. 통계학적 유의 수준 α 는 0.05로 설정하였다.

III. 연구 결과

1. 후방 보행 시 각 조건에 따른 보행 주기 비교

후방 보행 시 각 조건에 따른 보행 주기의 변화는 Table 2와 Table 3과 같았다. 보행 시간은 후방 보행 시 전방 보행보다 FF, LR, PSW, TDS에서는 통계적으

Table 2. Comparison of time in phase of gait cycle

Time in Phases (sec)	Condition (Mean±SD)						F
	FW ^a	BW ^b	FWC ^c	BWC ^d	FWH ^e	BWH ^f	
CP	0.04±0.02	0.05±0.02	1.21±6.10	0.05±0.02	0.03±0.02	0.05±0.02	13.69
FF	0.48±0.10	0.42±0.12 ^g	0.56±0.45	0.43±0.10	0.49±0.10	0.42±0.11 ^h	17.35
LR	0.18±0.03	0.15±0.03 ^g	0.79±3.17	0.16±0.03 ⁱ	0.17±0.03	0.15±0.03 ^h	19.74
SS	0.36±0.03	0.36±0.02	0.37±0.16	0.36±0.03	0.35±0.03	0.37±0.03	10.09
TST	0.72±0.08	0.68±0.08	2.03±6.87	0.69±0.07	0.72±0.09	0.68±0.07	7.09
PSW	0.18±0.03	0.15±0.03 ^g	0.86±3.50	0.16±0.03 ⁱ	0.18±0.04	0.15±0.03 ^h	20.57
PP	0.19±0.06	0.21±0.05	3.16±15.46	0.20±0.04	0.19±0.07	0.21±0.05	3.87
TSW	0.36±0.03	0.36±0.02	2.85±13.06	0.36±0.03	0.35±0.03	0.37±0.03	9.92
TDS	0.36±0.07	0.31±0.06 ^g	1.52±6.02	0.32±0.06 ⁱ	0.36±0.07	0.31±0.06 ^h	19.95

^aForward walking ^bBackward walking ^cForward walking with close eyes ^dBackward walking with close eyes ^eForward walking with head turn ^fBackward walking with head turn ^gSignificant differences between BW and FW at $p<0.05$ ^hSignificant differences between BWH and FWH at $p<0.05$ ⁱSignificant differences between BWC and FWC at $p<0.05$

Table 3. Comparison of percentages in phase of gait cycle

Percentages in phases (%)	Condition (Mean±SD)						F
	FW ^a	BW ^b	FWC ^c	BWC ^d	FWH ^e	BWH ^f	
CPP	5.92±2.96	8.04±3.72	5.86±3.34	8.37±3.11 ⁱ	5.34±3.05	7.99±3.64	18.03
FFP	67.24±10.44	60.59±13.89	64.10±16.30	62.25±10.13	68.52±11.50	61.06±11.73	13.67
LRP	16.37±2.64	14.44±2.35 ^g	15.99±3.98	15.00±2.13 ⁱ	16.10±2.36	14.25±2.23 ^h	17.73
SSP	33.87±2.73	35.44±2.66 ^g	31.20±7.05	34.81±2.40 ⁱ	33.67±2.69	35.38±2.59 ^h	19.15
TSTP	66.64±2.65	64.69±2.58 ^g	64.76±13.11	65.22±2.19 ⁱ	67.13±3.17	64.69±2.64 ^h	20.21
PSWP	16.48±2.49	14.75±2.66 ^g	16.95±4.63	15.42±2.46 ⁱ	17.09±3.0	14.71±2.36 ^h	20.74
PPP	26.90±8.79	31.36±10.80	26.36±9.74	29.56±7.42	26.22±9.63	30.85±8.93	1.76
TSWP	33.41±2.64	35.30±2.58 ^g	64.76±13.11 ^j	34.77±2.19 ⁱ	32.81±3.25 ^k	35.30±2.64 ^h	23.00
TDSP	32.85±5.10	29.20±4.99 ^g	32.94±8.44	30.43±4.53	33.19±4.75	28.97±4.4 ^h	22.79

^aForward walking ^bBackward walking ^cForward walking with close eyes ^dBackward walking with close eyes ^eForward walking with head turn ^fBackward walking with head turn ^gSignificant differences between BW and FW at $p<0.05$ ^hSignificant differences between BWH and FWH at $p<0.05$ ⁱSignificant differences between BWC and FWC at $p<0.05$ ^jSignificant differences between FWC and FW at $p<0.05$ ^kSignificant differences between FWH and FWC at $p<0.05$

로 유의하게 낮게 나타났으며, 시각 자극에 따른 후방 보행에서도 전방 보행보다 LR, PSW, TDS가 통계적으로 유의하게 낮게 나타났다. 그리고, 후방 보행 시 머리 회전 또한 전방 보행 보다 FF, LR, PSW, TDS에서 통계적으로 유의하게 낮게 나타났다(Table 2). 보행 주기의 비율은 후방 보행에서 전방 보행보다 LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP, TDSP에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 전방 보행 시 시각 자극과 머리 회전 시 TSWP에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 후방 보행 시 시각 자극은 전방 보행 시 시각 자극에서 CPP, LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 후방 보행 시 머리 회전 자극은 전방 보행 시 머리 회전 자극에서 LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP, TDSP에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다(Table 3).

2. 후방 보행 시 각 조건에 따른 보행 변수 비교

후방 보행 시 각 조건에 따른 보행 변수의 결과는 Table 4와 같았다. 후방 보행 시 전방 보행과 후방 보행 시 머리 회전 자극은 전방 보행 시 머리 회전 자극보다

Speed와 Stride에서는 통계적으로 유의하게 증가하였다(Table 4). 10미터 걷기 시간은 후방 보행이 전방 보행 보다 통계적으로 유의하게 증가하였다(Table 5).

IV. 고 찰

본 연구는 정상인의 후방 보행 시 시각 자극이 보행 변수에 미치는 영향을 알아보고자 실시하였다. 연구 대상자는 하지에 근골격계 질환과 외과적 수술을 경험한 자, 그리고 난시가 있거나 눈 수술 이력이 있는 자는 제외하고 선정하였으며 FW, BW, FWC, BWC, FWH, BWH, 총 6가지 방법으로 10m의 보행 거리를 걷도록 하였다. 이 변수들 사이의 관계를 반복 측정하는 반복 측정 일원 분산 분석(One way repeated ANOVA)과 프리드만 검정(Friedman's test)을 사용하여 분석했다. 사후검정은 Wilcoxon Signed-Rank와 Chi-squared analysis로 분석했다.

후방 보행 시 전방 보행 보다 보행 시간의 FF, LR, PSW, TDS, 보행 주기 비율에서 LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP, TDSP에서 통계적으로 유의한 차이가

Table 4. Comparisons of main gait parameters

Parameters	Condition (Mean±SD)						F
	FW ^a	BW ^b	FWC ^c	BWC ^d	FWH ^e	BWH ^f	
Speed (m/s)	1.04±0.21	1.18±0.25 ^g	2.75±8.69	1.12±0.22	1.04±0.19	1.15±0.23 ^h	13.50
Step (cm)	55.22±7.94	60.81±9.14	55.63±8.30	58.71±8.31	55.58±7.62	59.76±8.55	9.77
Stride (cm)	109.81±15.51	120.16±18.10 ^g	106.77±26.00	116.40±16.15	109.65±14.71	118.48±16.71 ^h	12.21
StrideT (sec)	1.08±0.09	1.04±0.08	4.48±17.73	1.06±0.09	1.08±0.11	1.06±0.09	1.58

^aForward walking ^bBackward walking ^cForward walking with close eyes ^dBackward walking with close eyes ^eForward walking with head turn ^fBackward walking with head turn ^gSignificant differences between BW and FW at p<0.05 ^hSignificant differences between BWH and FWH at p<0.05

Table 5. Comparison of 10-meter walking time

Parameter	Condition (Mean±SD)						F
	FW ^a	BW ^b	FWC ^c	BWC ^d	FWH ^e	BWH ^f	
TIME (sec)	8.54±1.06	11.23±1.56 ^g	11.34±1.67	12.85±2.11	9.07±1.10	10.90±1.76	52.492

^aForward walking ^bBackward walking ^cForward walking with close eyes ^dBackward walking with close eyes ^eForward walking with head turn ^fBackward walking with head turn ^gSignificant differences between BW and FW at p<0.05

나타났다. 또한, 보행 시간의 경우 Speed, Stride 그리고 10미터 걷기 검사에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. Chen 등(2000)은 후방 보행 시 경사도를 올리게 되면 더 많은 긍정적 훈련 효과를 발생할 수 있다고 하였으며, Wang 등(2018)은 후방 보행 훈련 효과에 대한 메타 분석을 통해, 후방 보행이 다양한 시공간적 보행 변수의 향상을 보일 수 있다고 하였다. 대부분의 선행 연구에서 전방 보행과 후방 보행의 많은 역학적 차이와 변수들의 차이를 제시하고 있다. 본 연구에서 후방 보행 시 통계적으로 유의한 차이가 나타난 것은 뒤로 걷는 동안 넘어지려고 하는 상황에서 뒤쪽 스텝핑의 발목 전략을 사용하여 빠르게 지지면에 닿으려고 보상 작용으로 발생하였을 것이라고 생각된다. 또한, 후방 보행 시 지면에 먼저 발이 닿으면서 불안감이 높아지면서 나타난 현상으로 생각된다. Lee 등(2013)은 후방 보행 시 전방 보행에 비하여 무릎 관절과 엉덩 관절보다는 발목 관절에서 주로 충격 흡수와 추진력이 발생한다고 하였으며, Threlkeld 등(1989)은 뒤로 달리기에 대한 연구 결과, 낮은 속도에서는 무릎 펌근의 토크 값이 증가되며, 무릎 펌근 근력 강화에 많은 도움을 줄 수 있다고 제시하였다. 따라서, 후방 보행 시 발목에 걸리는 부하량과 균형 유지 등의 복합적 자세 조절 전략으로 인한 차이가 발생된 것으로 생각된다.

후방 보행 시 시각 자극은 전방 보행의 시각 자극과 비교한 결과 LR, PSW, TDS의 보행 시간과 CPP, LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP의 보행 주기 비율에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. Wang 등(2018)은 눈을 감고 뒤로 걷는다는 행위 자체는 전방 보행과 다른 감각 시스템과 자세 전략을 사용한다고 하였으며, Koren 등(2022)은 보행 시 시각 자극은 안정성을 유지하는데 중요한 감각 시스템이라고 하였다. Müller 등(2023)은 보행 시 다양한 감각 자극이 요구되며, 보행 시 이중 과제에 집중보다는 보행 자체에 더 많은 초점을 두게 된다고 하였다. 본 연구에서 후방 보행 시 시각 차단은 대상자들이 뒤꿈치를 닿게 하기 위한 단계에서 공중에 발이 떨어져 있는 상황의 불안감과 균

형 반응 등의 복합적 영향으로 인하여 비율이 높아진 것으로 생각된다. 또한 모든 변수에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았던 것은 대부분의 연구 대상자는 젊은 성인이었으며, 뒤로 걷는 보행에 대한 부분이 익숙한 활동이 아니기 때문에, 후방 보행 자체의 시각 자극이 모든 보행 변수의 큰 영향을 주었을 가능성이 적었다고 생각된다.

후방 보행 시 머리 회전에 대한 자극은 전방 보행 시 머리 회전 자극과 비교하여 보행 시간의 FF, LR, PSW, TDS와 보행 주기 비율은 LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP, TDSP에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다. 또한, 보행 변수인 Speed와 Stride에서도 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 본 연구의 후방 보행 시 고개를 돌리게 하는 것은 익숙하지 않은 후방 보행 시 복잡한 자세 조절 전략을 유도한 것으로 볼 수 있다. Koren 등(2022)은 시각 자극은 안뜰 자극과도 연결성을 가지고 있다고 하였으며, Müller 등(2023) 이중 과제 수행 시 시각을 고정하고 흔들림 자극을 주었을 경우, 더 많은 보행에 대한 초점을 두고 움직임 수행한다고 하였다. 후방 보행 시 고개를 돌리면서 시각과 안뜰 계통의 동시 자극으로 인한 불안정성으로 앞꿈치에서 뒤꿈치까지 닿는데 걸리는 시간이 짧아졌으며, 불안정성으로 인하여 무릎 펌근의 작용 등이 발생되면서 보행 주기 및 비율에서 통계적으로 유의한 차이가 나타난 것으로 생각된다.

본 연구에서는 10m의 보행을 전방 그리고 후방 보행 시 시각과 머리 회전에 대한 감각 자극으로 보행을 측정하였다. 측정 과정 동안 10m의 시간을 측정하였으며, 10m 구간의 중간에 해당하는 4m 구간의 보행 특성을 보행 평가 장비를 사용하여 측정하였다. 이에 따라, 표 3과 표4의 실제 소요 시간 값과 중간 4m 구간 사이의 보행 평가 구간에서 측정된 보행 속도 값에 대한 일치된 결과를 볼 수 없었다. 특히, 눈을 가린 상태에서 실제 보행 시 처음보다 보행 구간 중 넘어짐 등에 대한 보상 작용 등 가속이 발생하여, 실제 측정만 이루어진 4m 구간에서의 가속 구간이 발생됨이 관찰되었으며, 이로 인하여 총 10m 보행의 시간과 실제

중간 4m 구간에서의 실제 보행 측정값에 차이가 있어, 후방 보행과 관련된 감각 자극에 대한 보행 분석에는 어느정도 제한점이 있었다. 향후 연구에서는 전체 구간과 가속 감속 구간 등을 고려하고 단순 감각 자극에 초점을 둔 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구는 후방 보행 시 다양한 조건에서 보행 변수 및 보행 주기의 변화를 비교하였다. 연구 결과 후방 보행은 전방 보행 보다 FF, LR, PSW, TDS, LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP, TDSP와 Speed, Stride에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다. 후방 보행 시 시각 차단 조건에서도 LR, PSW, TDS, CPP, LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었으며, 후방 보행 시 머리 회전 자극에서도 전방 보행의 머리 회전 자극 조건과 비교하여 FF, LR, PSW, TDS, LRP, SSP, TSTP, PSWP, TSWP, TDSP와 Speed, Stride에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다. 본 연구에서는 시각 차단 하나의 감각 자극보다는 머리 회전을 통한 시각 자극과 안뜰 계통의 자극 시 복잡한 감각 입력의 상호 작용으로 인한 운동 조절 요구가 보행 시 더 많은 변수에서의 차이를 유도할 수 있었다. 추후 연구에서는 후방 보행의 조건을 더 명확하게 통제하고 다른 보행 변수들을 반영할 수 있는 보행 측정 방식을 사용하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

References

- Almutairi SM, Almutairi MK, Alotaibi MM, et al. Effects of backward walking exercise using lower body positive pressure treadmill on knee symptoms and physical function in individuals with knee osteoarthritis: a protocol for RCT. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2023;18(1):264.
- Bernal AG, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias M. Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults. *Gait & Posture*. 2016;50:196-200.
- Bobath B. Adult hemiplegia. Evaluation and treatment. Heinemann, London. 1970.
- Chen LY, Su FC, Chiang PY. Kinematic and EMG analysis of backward walking on treadmill. *Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. doi: 10.1109/IEMBS.2000.8978419.
- Cho KK, Kim YS, Cho SH. The comparative analysis of EMG depending on variations of speed in forward walking and backward walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 2007;17(3):1-10.
- Choi HS, Jeon SB. Effect of backward walking training on balance capability and gait performance in patients with stroke. *Journal of Digital Convergence*. 2015;13(1):367-373.
- Faul F, Erdfelder E, Lang AG, et al. G*power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*. 2007;39:175-191.
- Flynn TW, Connery SM, Smutok MA, et al. Comparison of cardiopulmonary responses to forward and backward walking and running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1994;26(1):89-94.
- Han SW. The effect of forward walking and backward walking on quadriceps muscles with treadmill inclination: surface electromyographic analysis. *Physical Therapy Korea*. 2005;12(1):63-70.
- Huang TW, Kuo AD. Mechanics and energetics of load carriage during human walking. *The Journal of Experimental Biology*. 2014;217(Pt-4):605-613
- Kim IS, Jeon SJ, Lee GH, An BW. Effects on balance and gait for chronic stroke patients with side walking

- training. *Journal of The Korean Society of Integrative Medicine*. 2013;1(1):1-9.
- Kim KT, Kim CH, Nam JH, et al. A study on various gait trainings for stroke patients. *Journal of Korean Society of Health Sciences*. 2020;17(1):47-60.
- Kim SJ, Lee HJ. The effects of dual task training according to variability of walking environment on balance, gait and function of stroke patients. *Journal of The Korean Society of Integrative Medicine*. 2021;9(2):23-33.
- Koren Y, Mairon R, Sofer I, et al. Vision, cognition, and walking stability in young adults. *Scientific Reports*. 2022;12(1):513.
- Lee MH, Kim JY, Son JS, et al. Kinematic and kinetic analysis during forward and backward walking. *Gait & Posture*. 2013;38(4):674-678.
- Lin NH, Liu CH, Lee P, et al. Backward walking induces significantly larger upper-mu-rhythm suppression effects than forward walking does. *Sensors*. 2020;20(24):7250.
- Morris JN, Hardman AE. Walking to health. *Sports Medicine*. 1997;23(5):306-332.
- Müller C, Baumann T, Einhäuser W, et al. Slipping while counting: gaze-gait interactions during perturbed walking under dual-task conditions. *Experimental Brain Research*. 2023;241(3):765-780.
- Roos PE, Barton N, van Deursen RWM. Patellofemoral joint compression forces in backward and forward running. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(9):1656-1660.
- Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1953; 35(3):543-558.
- Shen M, Che S, Ye D, et al. Effects of backward walking on knee proprioception after ACL reconstruction. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2021;37(10):1109-1116.
- Thomas MA, Fast A. One step forward and two step back: the dangers of walking backwards in therapy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2020;79(5):459-461.
- Threlkeld AJ, Hom TS, Wojtowicz G, et al. Kinematics, ground reaction force, and muscle balance produced by backward running. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1989;11(2):56-63.
- Wang J, Yuan W, An R. Effectiveness of backward walking training on spatial-temporal gait characteristics: a systematic review and meta-analysis. *Human Movement Science*. 2018;60:57-71.
- Yelnik AP, Breton FL, Colle FM, et al. Rehabilitation of balance after stroke with multisensorial training: a single-blind randomized controlled study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2008;22(5):468-476.