PNF and Movement, 2022; 20(1): 135-145
https://doi.org/10.21598/JKPNFA.2022.20.1.135

Print ISSN: 2508-6227
Online ISSN: 2508-6472

Original Article

Open Access

정지신호과제의 수행에 따른 보행정지 시 다리 근전도 및 지면반발력 비교

구동균[1] · 권중원[2†]

[1]단국대학교 보건학과 물리치료학전공, [2]단국대학교 공공보건대학 물리치료학과

Comparison of Lower Extremity Electromyography and Ground Reaction Force during Gait Termination according to the Performance of the Stop Signal Task

Dong-Kyun Koo, PT, MS.[1] · Jung-Won Kwon, PT, PhD.[2†]

[1]Department of Public Health Sciences, Graduate School, Dankook University

[2]Department of Physical Therapy, College of Health and Welfare Sciences, Dankook University

Received: April 8, 2022 / Revised: April 12, 2022 / Accepted: April 13, 2022

ⓒ 2022 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: The purpose of this study was to investigate the association between cognitive and motor inhibition by comparing muscle activity and ground reaction force during unplanned gait termination according to reaction time measured through the stop-signal task.

Methods: Sixteen young adults performed a stop-signal task and an unplanned gait termination separately. The subjects were divided into fast and slow groups based on their stop-signal reaction time (SSRT), as measured by the stop-signal task. Electromyography (EMG) and ground reaction force (GRF) were compared between the groups during unplanned gait termination. The data for gait termination were divided into three phases (Phase 1 to 3). The Mann-Whitney U test was used to compare spatiotemporal gait parameters and EMG and GRF data between groups.

Results: The slow group had significantly higher activity of the tibialis anterior in Phase 2 and Phase 3 than the fast group ($p < 0.05$). In Phase 1, the fast group had significantly shorter time to peak amplitude (TPA) of the soleus than the slow group ($p < 0.05$). In Phase 2, the TPA of the tibialis anterior was significantly lower in the fast group than the slow group ($p < 0.05$). In Phase 3, there was no significant difference in the GRF between the two groups ($p > 0.05$). There were no significant difference between the two groups in the spatiotemporal gait parameters ($p > 0.05$).

Conclusion: Compared to the slow group, the fast group with cognitive inhibition suppressed muscle activity for unplanned gait termination. The association between SSRT and unplanned gait termination shows that a participant's ability to suppress an incipient finger response is relevant to their ability to construct a corrective gait pattern in a choice-demanding environment.

Key Words: Gait termination, Stop signal task, Electromyography

†Corresponding Author : Jungwon Kown (kjwonpt@hanmail.net)

Ⅰ. 서 론

실행 기능은 개인의 사고, 행동양식, 정신적 기능에 대한 조절 능력이 필요한 일련의 인지처리 과정을 말한다(Barkley, 2001). 실행 기능의 정의에 대한 연구자들의 해석이 다양하게 존재하며, 일부 연구자들은 실행 기능을 적절한 행동 반응을 조정하기 위해 필수적인 정보인 문맥 정보를 처리하는 단일 처리과정으로 제안하였다(Ettenhofer et al., 2006; Kimberg et al., 1997). 하지만, 최근 연구자들은 실행 기능을 인지적 유연성, 작업 기억, 계획 그리고 억제로 구성되어 독립적이지만 각 하위요소들과 상호 연결되어 발현되는 기능이라고 보고하였다(Collins & Koechlin, 2012; Diamond, 2013). 실행 기능의 요소들 중 하나로서 반응 억제(response inhibition)는 다시 3가지 형태로 구분되는데, 간섭 통제, 우세 반응의 지연, 진행 중인 반응 멈추기가 포함된다. 이러한 반응 억제는 특정 행동을 억제하기 위한 잠재기를 평가할 수 있으며, 목표-지향적인 행동을 하기 위한 인지적 제어 과정의 효과를 평가하는데 유용하다고 할 수 있다(Friedman & Miyake, 2004).

반응 억제는 특정 우세 반응을 억제하는 것으로, 일반적으로 외부 자극이나 신호가 제시되면 즉시 반응을 억제해야 하는 정지신호과제(stop-signal task)로 평가된다(Aron et al., 2014; Verbruggen & Logan, 2008). 이러한 정지신호과제는 Horse-race model을 통해 특정 외부 신호에 대한 반응을 억제하는 정지신호 반응시간(stop-signal reaction time)으로 반응 억제를 추정하게 된다(Band et al., 2003). 따라서 정지신호과제를 통한 정지신호 반응시간으로 반응 억제의 결핍 정도를 파악할 수 있으며, 정지신호과제는 인지신경학 분야에서 반응 억제와 관련된 신경학적 메커니즘을 분석하기 위해 주로 사용되고 있다(Aron et al., 2014; Chambers et al., 2009; Verbruggen & Logan, 2008). 특히, 반응 억제의 결핍은 파킨슨병 및 경도인지장애 환자들에게서 나타난다고 보고되었으며 고령자에게도 젊은 성인에 비해 반응 억제 능력이 낮다는 연구가 보고되면서 다양한 조건에 따라 반응 억제 능력에 차이가 있다 (Manza et al., 2017; Schuch, 2016; Wylie et al., 2007).

보행정지(gait termination)는 신체의 전방으로 향하는 운동량을 완전히 감속하여 안정된 자세로 전환하는 일시적인 동작이다(Cesar & Sigward, 2015). 보행정지는 일상환경에서 계획되거나 계획되지 않은 상태로 자연스럽게 나타난다. 계획된 보행정지는 특정 위치에서 보행을 멈추는 것으로 환경적인 제약하에 상호작용하는 것을 뜻한다(Sparrow et al., 2005). 계획되지 않은 보행정지는 예기치 않은 외부 자극에 의해 정지하는 것을 말한다(Cao et al., 1998). 특히 고령자들은 이러한 계획적인 움직임이 아닌 상태에서 빠른 자세 조절이 요구될 때 낙상의 위험이 증가할 수 있다(Weerdesteyn et al., 2003). 이러한 두 가지 보행정지 모두 질량 중심의 전방 운동량을 감소시켜야 하며 지지면 내에서 보행이 제어되어야 한다. 이처럼 보행을 정지하기 위해서는 질량 중심의 전방 속도가 마지막 한 발짝을 딛은 후 약 90% 미만으로 떨어져야 하고 내딛은 발에는 더 많은 부하가 실리기 때문에 더 많은 다리의 근활성을 필요로 한다(Bishop et al., 2002; Patla & gait, 2004).

선행 연구에서 정지신호 반응시간이 빠른 개인들은 장애물이 있을 때 균형을 회복하기 위해 한 발짝 내딛기 시 바닥을 딛는 다리의 더 적은 근활성도를 보였으며, 이를 통해 정지신호과제로 측정된 억제 능력이 균형을 잡기 위해 발을 내딛는 근활성을 억제하는 능력과 상관관계가 있다고 보고하였다(Bolton & Mansour, 2020; Rydalch et al., 2019). 또한, Wang 등의 기능적 자기공명영상 연구에 따르면 반응 억제 과정에서 나타나는 뇌영역들은 보행을 정지할 때의 뇌활성도와 유사한 상태를 나타낸다고 보고하였으며 이러한 뇌영역들의 활성도는 보행 및 자세조절과 관련이 있을 것이라 보고하였다(Wang et al., 2009). 이를 통해 정지신호과제를 통한 반응 억제는 보행정지와 유사한 억제성 네트워크를 가진다는 것을 알 수 있다. 하지만 정지신호과제를 통한 반응 억제에 따라 보행정지 시 나타나는 다리 근육의 활성도 및 운동학적 특성에 관

한 연구는 부족한 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 정지신호과제를 통해 측정된 정지신호 반응시간에 따라 계획되지 않은 보행정지 시 근활성도 및 지면반발력를 비교하여 인지적 및 운동학적 억제 능력의 연관성을 알아보고자 한다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 실험 참여에 자발적으로 동의한 20대의 건강한 성인 20명을 대상으로 실시하였다. 대상자의 모집 조건은 다음과 같다: (1) 신경학적 또는 정신의학적 질환이 없는 자 (2) 지난 1년간 근골격계적 수술 이력이 없는 자 (3) 시각, 전정계, 균형 장애가 없는 자. 모든 대상자들의 우세손을 확인하기 위해 Edinburgh Handedness Inventory를 사용하였다(Veale, 2014). 대상자들 중 정지신호과제를 수행하기 어려운 2명과 보행정지를 수행하기 어려운 2명을 제외하여 총 16명을 대상자로 선정하였다. 본 연구를 시행하기 앞서 대상자들은 정지신호과제로 측정된 정지신호 반응시간을 기준으로 상위 및 하위 그룹으로 반을 나누어 '빠른 그룹(n=8)' 또는 '느린 그룹(n=8)'으로 구분하였다(Rydalch et al., 2019). 본 연구는 대학의 연구윤리위원회 승인을 받아 수행하였다(Institutional Review Board of Dankook University—DKU 2021-03-062).

2. 측정방법 및 도구

1) 정지신호과제

정지신호과제는 De Leeuw(2015)버전의 STOP-IT 프로그램을 이용하였다(De Leeuw, 2015). STOP-IT 프로그램은 GNU-licensed 프로그램으로써 컴퓨터와 키보드를 이용해 실행된다. 정지신호과제는 실행시도(go trial)를 전체 시도 중 75%로, 정지시도(stop trial)는 25%로 구성된다. 각 시도는 고정 신호(+)가 나타난 뒤 250ms 이후에 시작된다. 왼쪽 또는 오른쪽 화살표(하얀색)로 구성된 시각적 자극 및 정지신호(빨간색)는 화면에 최대 1,250ms까지 나타나며 제시된 화살표 방향에 맞게 키보드의 오른쪽 및 왼쪽 화살표 버튼을 비우세손으로 가능한 한 빠르게 누르도록 지시하였고 정지신호가 제시되면 키보드의 어떠한 버튼도 누르지 않도록 지시하였다. 시각적 자극의 제시 간격은 자극에 대한 반응시간에 관계없이 750ms로 설정하였다. 정지신호는 다양한 정지신호 지연시간(stop-signal delay) 후에 제시되도록 설정하였다. 정지신호 지연시간은 처음에 300ms로 설정되었으며 계단식 추적절차(staircase tracking procedure)를 사용하여 조정되었다(Verbruggen et al., 2019). 예를 들어 만약 정지신호에 대한 반응이 성공하면 정지신호 지연시간이 50ms 증가하고 정지신호에 대한 반응이 실패하면 정지신호 지연시간을 50ms 감소시킨다. 정지신호 지연시간은 정지신호가 나타난 뒤 실행시도를 억제하는 비율을 50%로 유지되도록 성공과 실패의 난이도가 조정된다. 정지신호 반응시간은 정지신호 지연시간을 이용하여 계산되었으며, 모든 대상자들이 정지신호에 대한 반응을 50%로 억제할 수 있도록 설정되었다. STOP-IT 프로그램을 통해 측정된 데이터는 R shiny software를 이용하여 분석하였고 정지신호 반응시간을 계산하였다(Verbruggen et al., 2019). 정지신호과제를 통해 다음과 같은 변수들을 측정하였다; (1) 정지신호 지연시간: 실행시도 이후에 정지신호가 나타나기까지의 평균 지연시간, (2) 정지신호 반응시간: 정지신호에 따른 억제하는 평균 시간, (3) 실행시도 반응시간(go reaction time): 실행시도에 따른 반응시간.

2) 동작분석기

보행정지를 구분하기 위해 6개의 카메라로 구성된 Qualisys motion capture system (Qualisys AB, Göteborg, Sweden)을 사용하였으며 지면반발력 데이터는 두개의 힘판(AM6500, Bertec Corporation, OH, USA)을 이용

하여 1,000Hz로 측정하였다. 지면반발력 데이터들은 보행정지 시 내딛는 다리(leading limb)를 기준으로 수직방향(GRF-z)과 앞뒤(GRF-y)방향을 분석하였다. 측정된 지면반발력은 체중으로 나눈 뒤 안정상태의 보행에서 나타나는 지면반발력을 기준으로 정규화 과정을 거쳤다. 두 개의 힘판은 동작분석기와 동기화하였으며 보행 구간의 중간에 위치시켰다. 해당 힘판들은 실험실 환경의 바닥색과 일치하는 회색 카페트로 덮여있으며, 보행정지 구분을 위한 마커들은 Modified Conventional Gait Model을 이용하여 부착하였다(Stief, 2018). 해부학적 마커들은 엉치뼈와 양쪽의 큰돌기, 허벅지 바깥쪽, 넙다리뼈 바깥쪽 돌기, 정강이뼈 바깥쪽, 가측복사, 2번째 발허리뼈, 발뒤꿈치에 부착하였다.

3) 근전도

보행정지 시 다리의 근활성도를 측정하기 위해 Telemyo DTS Desktop Receiver (Noraxon, Scottsdale, AZ)를 사용하였다. 근전도 분석은 Noraxon Myosync output을 이용하여 동작분석기와 동기화하였다. 표면전극은 각 근육의 2cm 간격을 두어 부착하였고, 부착부위는 SENIAM guideline을 통해 가자미근, 앞정강근으로 설정하였다(Hermens et al., 2000). 근전도 데이터는 myoRESEARCH 3.10 software을 이용하여 분석하였다. 표면 근전도는 1,500Hz로 기록하였고, 근전도 데이터는 band-pass filter (20-500Hz), full-wave rectification, smoothing으로 데이터를 후처리하였다. 근전도 데이터는 %RVC값과 최대 진폭 시간(time to peak amplitude)을 구하였으며, %RVC값은 정상상태의 보행을 기준으로 정규화 과정을 거쳤다.

3. 실험 절차

모든 대상자는 계획되지 않은 보행정지를 측정하기 앞서 정지신호과제를 수행하였다. 대상자들의 나이와 성별을 입력한 뒤 정지신호과제의 수행방법을 컴퓨터 화면 또는 연구자를 통해 안내를 받았다. 정지신호과제는 연습 단계(1블록 32회)와 실험 단계(4블록 64회)로 나누어 총 3회를 수행하였다.

계획되지 않은 보행정지를 시도하기 전, 모든 대상자는 자연스러운 속도로 보행로를 걷도록 하였다. 대상자들은 걷는 도중 정지신호가 제시되면 최대한 빠르게 멈추도록 하였다. 측정자는 대상자에게 어떤 힘판에서 혹은 언제 멈춰야 하는지 미리 알려주지 않았으며, 정지신호가 제시되면 보행을 멈춘 뒤 움직이지 않고 짧은 시간동안 그 자세를 유지한 채 제자리에 있도록 하였다. 보행시도 중 정지신호는 Bertec Acquire 4 프로그램을 이용하여 우세발이 첫번째 힘판에 닿은 뒤 GRF-z가 50N 이상 나타날 때 소리가 나도록 설정하였다(Abdulhasan et al., 2019). 대상자는 과제의 이해를 돕기 위해 정지신호가 나타나는 연습 과제를 한번 수행하였다. 보행 시도는 '통과구간'과 '보행정지'로 구분하였으며 정지신호과제에서 제공된 실행시도(75%) 및 정지시도(25%) 비율과 동일하게 설정하여 총 10회 보행 중 통과구간 7회, 보행정지 3회를 수행하였다. 대상자의 학습 효과를 방지하기 위해 대상자들의 정지시도는 무작위로 시행하였다.

정지신호 이후 계획되지 않은 보행정지는 세 구간으로 구분하였다. Phase 1은 끌리는 발(trailing foot)의 뒤꿈치가 힘판에 닿는 시점부터 GRF-z가 중간 입각기로 나타나는 시점까지, Phase 2는 끌리는 발의 GRF-z이 중간입각기 지점부터 내딛는 발(leading foot)이 다음 힘판에 닿기 직전까지, Phase 3은 내딛는 발의 뒤꿈치가 다음 힘판에 발이 닿은 뒤 대상자의 질량 중심이 앞-뒤로 이동하는 속도가 90% 미만으로 떨어지는 시점까지로 설정하였다(Jung et al., 2016). 모든 대상자의 계획되지 않은 보행정지의 시도들을 분석했으며, 대상자들이 보행정지를 실패하거나 멈추는 시점을 예측하기 위해 느린 동작을 보일 경우 해당 데이터는 분석에서 제외하였다. 전체 보행 시도는 10회를 수행하였으며 무작위로 보행정지 시도를 3회 수행하였고 3회 시도의 평균값을 사용하였다. 보행의 시공간적 변수로 보행정지시간, 보행정지 시간/속도, 한 발짝 길이, 한 발짝 길이/신장, 보행속도를 측정하였으며, y축과

Table 1. General characteristics of each group

	Fast-group	Slow-group	x^2/Z	p-value
Sex (M/F)	4/4	4/4	0.00	1.00
Age (years)	25.38 ± 4.53	26.25 ± 2.92	-0.37	0.71
Height (cm)	170.88 ± 10.13	168.25 ± 4.43	-0.68	0.49
Weight (kg)	65.00 ± 10.70	65.38 ± 18.42	-0.05	0.96
SSD (ms)	207.63 ± 56.46	133.13 ± 59.37	-2.21	0.03*
SSRT (ms)	212.13 ± 13.83	255.13 ± 16.38	-3.36	<0.01*
goRT (ms)	432.00 ± 58.55	394.25 ± 70.95	-1.26	0.21

Values represent mean ± standard deviation; M: male; F: Female; SSD: stop-signal delay; SSRT: stop-signal reaction time; goRT: go reaction time

z축의 지면반발력을 측정하였다.

4. 자료 분석

본 연구에서 수집된 자료는 SPSS Statistics for Windows version 20.0(SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) 프로그램을 이용하여 데이터를 분석하였다. 각 그룹의 일반적 특성을 비교하기 위해 성별, 나이, 키, 몸무게를 정규성 검정(Shapiro－Wilk test)에 따라 Mann-Whitney U test와 Chi-squared test로 분석하였다. 집단간 시공간적 보행 변수, 근활성도, 지면반발력을 비교하기 위해 Mann-Whitney U test를 실시하였다. 통계적 유의수준은 0.05로 설정하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적인 특성

본 연구 대상자의 일반적 특성 및 정지신호과제의 결과는 다음 Table 1과 같다. 연구 대상자의 성별, 나이, 키, 몸무게는 두 그룹간 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>0.05). 정지신호과제를 통해 측정된 정지신호 지연시간, 정지신호 반응시간은 두 그룹간 유의한 차이가 있었고(p<0.05), 실행신호 반응시간에는 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>0.05)(Table 1).

2. 계획되지 않은 보행정지 동안 그룹별 근활성도 및 지면반발력 비교

Table 2는 계획되지 않은 보행정지 동안 각 그룹의 근활성도, 최대 진폭 시간과 지면반발력을 나타낸다. 정지신호 반응시간이 느린 그룹은 빠른 그룹에 비해 Phase 2와 Phase 3에서 앞정강근의 근활성도가 유의하게 높았다(p<0.05). Phase 1에서 두 그룹간 앞정강근의 근활성도는 유의한 차이가 나타나지 않았고(p>0.05), 가자미근은 모든 Phase에서 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>0.05).

Phase 1에서 빠른 그룹은 느린 그룹보다 가자미근의 최대진폭 시간이 유의하게 적었고(p<0.05) 앞정강근은 유의한 차이가 없었다(p>0.05). Phase 2에서 앞정강근의 최대진폭 시간은 빠른 그룹이 느린 그룹보다 유의하게 낮았고(p<0.05), 가자미근은 유의한 차이가 없었다(p>0.05). Phase 3에서 앞정강근과 가자미근의 최대진폭 시간은 두 그룹간 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>0.05). Phase 3에서 지면반발력은 두 그룹간 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>0.05).

3. 계획되지 않은 보행정지 동안 시공간적 보행 변수 비교

Table 3는 계획되지 않은 보행정지동안 두 그룹의 시공간적 보행 변수들을 비교한 표이다. 보행정지시

Table 2. Comparison of EMG data and kinetic parameters during the unplanned gait termination between the groups

	Fast-group	Slow-group	Z	p-value
Phase 1				
Tibialis anterior (%RVC)	90.83 ± 27.69	89.92 ± 22.96	-0.15	0.88
Soleus (%RVC)	84.10 ± 46.58	88.57 ± 31.79	-0.76	0.45
Tibialis anterior (sec)	0.20 ± 0.07	0.20 ± 0.07	-0.38	0.71
Soleus (sec)	0.07 ± 0.04	0.16 ± 0.10	-2.12	0.03*
Phase 2				
Tibialis anterior (%RVC)	132.33 ± 65.14	236.99 ± 191.94	-2.04	0.04*
Soleus (%RVC)	327.62 ± 150.62	307.52 ± 212.05	-0.68	0.50
Tibialis anterior (sec)	0.20 ± 0.03	0.23 ± 0.04	-2.04	0.04*
Soleus (sec)	0.21 ± 0.03	0.21 ± 0.06	-1.10	0.27
Phase 3				
Tibialis anterior (%RVC)	170.29 ± 115.31	332.86 ± 226.25	-2.27	0.02*
Soleus (%RVC)	350.43 ± 100.59	450.65 ± 355.65	-0.23	0.82
Tibialis anterior (sec)	0.19 ± 0.11	0.23 ± 0.13	-0.68	0.50
Soleus (sec)	0.07 ± 0.06	0.10 ± 0.07	-0.98	0.33
GRF–y/kg (ratio)	2.14 ± 0.64	2.07 ± 0.59	-0.23	0.82
GRF–z/kg (ratio)	1.04 ± 0.13	0.98 ± 0.09	-1.21	0.23

Values represent mean ± standard deviation; GRF: ground reaction force; %RVC(percentage of reference voluntary contraction); *Significant difference between the groups ($p<0.05$)

Table 3. Comparison of spatiotemporal parameters during the unplanned gait termination between the groups

	Fast-group	Slow-group	Z	p-value
GTT (sec)	1.03 ± 0.14	1.13 ± 0.80	-1.10	0.27
GTT/v (s^2/m)	0.08 ± 0.01	0.09 ± 0.01	-1.16	0.25
Step length (cm)	54.56 ± 8.73	56.60 ± 3.74	-0.11	0.92
Step length/h (ratio)	0.32 ± 0.04	0.34 ± 0.02	-1.16	0.25
Gait velocity (m/s)	1.27 ± 0.10	1.23 ± 0.07	-0.74	0.46

Values represent mean ± standard deviation; GTT: gait termination time; GTT/v: gait termination time/gait velocity; step length/h: step length/height

간, 보행정지시간/속도, 한 발짝 길이, 한 발짝 길이/신장, 보행속도는 두 그룹간 유의한 차이가 나타나지 않았다($p>0.05$).

Ⅳ. 고 찰

본 연구는 정지신호과제로 측정된 반응 억제에 따라 계획되지 않은 보행정지 시 다리의 근활성도 및 지면반발력을 비교하였다. 대상자들은 정지신호 반응시간에 따라 '빠른 그룹'과 '느린 그룹'으로 나누었으며, 계획되지 않은 보행정지동안 그룹간 근활성도 및 지면반발력 데이터를 분석하였다.

Phase 1에서 가자미근과 앞정강근의 근활성도는 두 그룹간 유의한 차이가 나타나지 않았다. 가자미근은 초기 흔듦기에서 신체의 전방 모멘텀을 제공하는 역

할을 하고, 보행속도에 따라 넙다리곧은근과 장딴지근이 협력 효과로 작용하게 된다(Neptune et al., 2008). 이러한 전방 모멘텀은 보행속도에 따라 달라지는데 본 연구는 동일한 보행 속도로 과제를 수행했기 때문에 유의한 차이가 나타나지 않은 것으로 사료된다. Phase 2와 Phase 3에서 앞정강근의 근활성도는 유의한 차이가 나타났다. 흔듦기에서 근활성도의 패턴은 전방 모멘텀과 반대되는 방향으로 발을 두면서 보행정지를 준비하게 된다(Goetz et al., 2013; Lamy et al., 2008). 발바닥굽힘은 가자미근의 근활성도의 증가와 앞정강근의 감소된 근활성도를 필요로 한다. 하지만 본 연구에서 느린 그룹은 정지신호 이후 Phase 2에서 앞정강근의 증가된 근활성도를 보였다. 이는 느린 그룹이 정지신호 이후 전방 모멘텀을 감소시킬 보행 패턴을 보이지 못해 감속하기 어려웠기 때문이다(McGeer, 1990). 또한, 두 그룹간 가자미근의 유의한 차이가 나타나지 않았는데, 이는 후기 흔듦기에서 감속하기 위해 주로 넙다리뒤근육이 사용됐기 때문이다(McGeer, 1990). Phase 3에서 앞정강근의 근활성도는 느린 그룹이 빠른 그룹보다 유의하게 컸고, 가자미근에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 흔듦기 다리에서 초기 디딤기로 넘어갈 때 발생하는 제동력은 발목의 발바닥굽힘을 조절하기 위해 가자미근의 큰 활성으로 나타나게 되고, 발등굽힘을 억제하기 위해 앞정강근의 근활성도를 감소시켜서 나타나게 된다. 이러한 내용들을 바탕으로 정지신호 이후 불충분한 감속을 조절하기 위해 부하반응기 동안 체중심을 유지하기 위해 느린 그룹에서 앞정강근의 활성도가 크게 나타났다고 볼 수 있다(Hase & Stein, 1998).

각 근육의 최대 진폭 시간에서 빠른 그룹은 Phase 1에서 가자미근과 Phase 2에서 앞정강근의 시간이 느린 그룹보다 유의하게 짧았다. 본 연구에서 대상자들은 정지신호가 제시된 뒤 보행을 정지하기 위해 즉각적으로 다음 한 발짝을 내딛어야 한다. 발 떼기(foot clearance)는 Phase 1과 같은 디딤기 이후 흔듦기로 넘어갈 때 동반되어야 한다(Ridge et al., 2016). Phase 1에서 빠른 그룹은 정지신호에 따른 인지적 반응억제의 처리 과정이 빨라 이러한 운동 억제에 대한 전환 속도가 빨라 나타났다고 사료된다(Rydalch et al., 2019). Phase 2에서 정지신호 이후 전방으로 움직이려는 반응을 억제해야 하고, 초기 디딤기를 위한 준비시간도 짧아져 느린 그룹에 비해 빠른 그룹에서 최대 진폭 시간의 시간이 짧아진 것으로 생각된다(Jian et al., 1993). 하지만 Phase 1에서 앞정강근과 Phase 2에서 가자미근은 유의한 차이가 나타나지 않았다. Phase 1에서 흔듦기 다리는 한 발짝 딛은 후 가자미근이 주로 관여하여 보행 감속과 관련이 있고(Liu et al., 2008), Phase 2에서 앞정강근은 발목관절이 최적의 초기 디딤기를 위해 발등굽힘에서 중립자세로 동심성으로 전환된다(Hof et al., 2002). Phase 3에서 두 그룹간 앞정강근과 가자미근의 최대 진폭 시간에 유의한 차이가 나타나지 않았다. 내딛는 다리의 초기 디딤기 시 다리 근육 활성도에 영향을 미칠 수 있는 그룹간 일반적인 특성(Menant et al., 2009)이나 시공간적 보행 변수에는 유의한 차이가 없으므로 변수에 영향을 끼치지 않은 것으로 생각된다(Tirosh et al., 2005).

본 연구는 정지신호에 따라 계획되지 않은 보행정지 시 내딛는 발의 지면반발력을 GRF-y, GRF-z 방향으로 분석하였다. 이전 연구들에 따르면, 신경학적 및 근골격계적 이상이 없는 정상인을 대상으로 보행정지를 측정할 때 GRF-y, GRF-z가 주로 작용하며 GRF-x는 유의한 효과가 나타나지 않는다고 보고하였다(Nagano et al., 2013; Shield & Patel, 2017). GRF-x를 측정한 연구는 주로 신경학적 이상의 유무, 보행 중 회전(turning), 실험 조건에 따른 데이터를 분석하기 위해 사용하였다(Abdulhasan & Buckley, 2019; Nagano et al., 2013; Vrieling et al., 2008). 하지만, 본 연구는 정상 성인들을 대상으로 보행정지라는 단일 조건에서 실시했기 때문에 측정 시 주로 작용하는 GRF-y, GRF-z을 기준으로 삼아 비교분석하였다. 본 연구에서 안정상태 보행과 비교하여 계획되지 않은 보행정지 시 앞서는 다리의 지면반발력은 두 그룹간 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이전 연구에서 앞서는 다리는 보행정지 시 제동력을 발생시키기 위해 필수적이라고 보

고하였다(Vrieling et al., 2008). 또한, 일반적인 보행과 비교하여 제동을 위한 지면반발력은 마지막 발짝의 디딤기 단계에서 나타난다고 하였다. 본 연구는 빠른 그룹과 느린 그룹의 GRF-y/kg 평균값이 각각 2.14, 2.07인 것으로 보아 이전 연구와 유사한 결과를 보였다(Bishop et al., 2004; Jaeger & Vanitchatchavan, 1992; Jian et al., 1993). 이전 연구는 지면반발력이 보행 속도, 근골격계 손상 유무, 나이에 따라 달라질 수 있다고 보고하였지만(Jung et al., 2016; Ridge et al., 2016; Vrieling et al., 2008), 본 연구는 동일한 보행 조건 및 보행속도로 측정했기 때문에 두 그룹간 유의한 차이가 없다고 사료된다.

본 연구는 정지신호 반응시간에 따라 계획되지 않은 보행정지 시 근활성도 및 지면반발력을 비교하였으며, 이는 반응 억제에 따라 보행정지 패턴이 달라진다는 것을 알 수 있다. 본 연구를 통해 고령화에 따른 경도치매 같은 인지기능 감소와 보행정지 기능의 상관성을 분석하는 기초 자료로 제시할 수 있으며, 보행 중 낙상평가에 대한 지표로서 활용할 수 있다고 사료된다. 또한, 정지신호과제를 활용하여 보행 시 외부환경에 의해 유발되는 자세 불안정성을 예방하고 보행의 동적안정성을 향상시킬 수 있는 훈련 프로그램으로서 활용할 수 있다고 생각된다. 본 연구의 제한점으로는 첫째, 정상 성인들을 대상으로 실시했기 때문에 전체 대상자를 일반화하기는 어렵다. 추후 연구에서 인지적으로 손상이 있는 환자들을 대상으로 비교할 필요가 있다. 둘째, 근전도 분석을 앞정강근과 가자미근으로 한정되어 분석하였기 때문에 해당 근육 이외에 다리 근육들뿐만 아니라 몸통의 안정성을 담당하는 근육들을 추가적으로 분석할 필요가 있다. 셋째, 본 연구는 정지신호과제의 시간변수와 운동학적 변수들간 비교했기 때문에 신경학적 연관성을 추가적으로 조사할 필요가 있다. 따라서, 추후 연구에서 뇌영상기법 혹은 경두개 자기자극을 이용하여 정지신호 반응시간과 보행정지사이의 관계를 밝힐 필요가 있다.

Ⅴ. 결 론

본 연구는 정지신호과제를 통한 정지신호 반응시간에 따라 반응 억제가 빠른 또는 느린 그룹으로 나누어 계획되지 않은 보행정지 시 근활성도 및 지면반발력 차이를 비교하였다. 인지적으로 반응 억제가 빠른 그룹이 느린 그룹에 비해 갑작스럽게 보행을 정지해야 하는 상황에서 정지동작을 위한 근활성을 억제하며 빠르게 대비하였다. 정지신호 반응시간과 계획되지 않은 보행정지의 연관성은 개인의 반응 억제 능력이 갑작스럽게 보행을 정지해야 하는 환경에서 행동을 수정하는 능력과 관련이 있음을 시사한다. 또한 본 연구의 결과는 잠재적으로 정지신호과제를 통한 반응 억제의 평가가 보행정지 과정에서의 잠재적 위험을 식별할 수 있을 것이며, 예기치 못한 환경에서 인지 및 보행정지에 대한 기초 지식을 포괄적으로 제공할 수 있을 것이라 생각한다.

Acknowledgement

This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIT) (No. NRF-2021R1F1A1052236).

References

Abdulhasan ZM, Buckley JG. Gait termination on declined compared to level surface; contribution of terminating and trailing limb work in arresting centre of mass velocity. *Medical Engineering & Physics*. 2019; 66:75-83.

Aron AR, Behrens TE, Smith S, Frank MJ, Poldrack RA. Triangulating a cognitive control network using diffusion-weighted magnetic resonance imaging (MRI) and functional MRI. *Journal of Neuroscience.*

2007;27(14):3743-52.

Aron AR, Poldrack RA. Cortical and subcortical contributions to stop signal response inhibition: role of the subthalamic nucleus. *Journal of Neuroscience*. 2006;26(9):2424-33.

Aron AR, Robbins TW, Poldrack RA. Inhibition and the right inferior frontal cortex. *Trends in Cognitive Sciences*. 2004;8(4):170-7.

Band GP, Van Der Molen MW, Logan GD. Horse-race model simulations of the stop-signal procedure. *Acta Psychologica*. 2003;112(2):105-42.

Barkley RA. The executive functions and self-regulation: An evolutionary neuropsychological perspective. *Neuropsychology Review*. 2001;11(1):1-29.

Bishop M, Brunt D, Pathare N, Patel B. The effect of velocity on the strategies used during gait termination. *Gait & Posture.* 2004;20(2):134-9.

Bishop MD, Brunt D, Pathare N, Patel B. The interaction between leading and trailing limbs during stopping in humans. *Neuroscience Letters.* 2002;323(1):1-4.

Bolton DA, Mansour M. A modified lean and release technique to emphasize response inhibition and action selection in reactive balance. *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*. 2020(157):e60688.

Braun BL. Knowledge and perception of fall-related risk factors and fall-reduction techniques among community-dwelling elderly individuals. *Physical Therapy*. 1998;78(12):1262-76.

Cao C, Ashton-Miller JA, Schultz AB, Alexander NB. Effects of age, available response time and gender on ability to stop suddenly when walking. *Gait & Posture*. 1998;8(2):103-9.

Cesar GM, Sigward SM. Dynamic stability during running gait termination: Differences in strategies between children and adults to control forward momentum. *Human Movement Science*. 2015;43:138-45.

Chambers CD, Garavan H, Bellgrove MA. Insights into the neural basis of response inhibition from cognitive and clinical neuroscience. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2009;33(5):631-46.

Chevrier AD, Noseworthy MD, Schachar R. Dissociation of response inhibition and performance monitoring in the stop signal task using event-related fMRI. *Human Brain Mapping*. 2007;28(12):1347-58.

Collins A, Koechlin E. Reasoning, learning, and creativity: frontal lobe function and human decision-making. *PLoS Biology*. 2012;10(3):e1001293.

De Leeuw JR. jsPsych: A JavaScript library for creating behavioral experiments in a Web browser. *Behavior Research Methods*. 2015;47(1):1-12.

Diamond A. Executive functions. *Annual Review of Psychology*. 2013;64:135-68.

Ettenhofer ML, Hambrick DZ, Abeles N. Reliability and stability of executive functioning in older adults. *Neuropsychology*. 2006;20(5):607.

Friedman NP, Miyake A. The relations among inhibition and interference control functions: a latent-variable analysis. Journal of experimental psychology: *General.* 2004;133(1):101.

Goetz J, Beckmann J, Koeck F, Grifka J, Dullien S, Heers G. Gait analysis after tibialis anterior tendon rupture repair using Z-plasty. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2013;52(5):598-601.

Hase K, Stein R. Analysis of rapid stopping during human walking. *Journal of Neurophysiology*. 1998;80(1): 255-61.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2000;10(5): 361-74.

Hof A, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma J. speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait & Posture*. 2002;16(1):78-86.

Jaeger R, Vanitchatchavan P. Ground reaction forces during termination of human gait. *Journal of Biomechanics*. 1992;25(10):1233-6.

Jian Y, Winter DA, Ishac MG, Gilchrist L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait & posture*. 1993;1(1):9-22.

Jung S, Yi J, Song C. Biomechanical alterations of gait termination in middle-aged and elderly women. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28(3): 861-7.

Kimberg DY, D'esposito M, Farah MJ. Cognitive functions in the prefrontal cortex—Working memory and executive control. *Current Directions in Psychological Science*. 1997;6(6):185-92.

Lamy JC, Iglesias C, Lackmy A, Nielsen JB, Katz R, Marchand-Pauvert V. Modulation of recurrent inhibition from knee extensors to ankle motoneurones during human walking. *The Journal of Physiology.* 2008;586 (24):5931-46.

Li C-sR, Huang C, Constable RT, Sinha R. Imaging response inhibition in a stop-signal task: neural correlates independent of signal monitoring and post-response processing. *Journal of Neuroscience*. 2006;26 (1):186-92.

Liu-Ambrose T, Nagamatsu LS, Hsu CL, Bolandzadeh N. Emerging concept: 'central benefit model'of exercise in falls prevention. *British Journal of Sports Medicine*. 2013;47(2):115-7.

Liu MQ, Anderson FC, Schwartz MH, Delp SL. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(15):3243-52.

Manza P, Amandola M, Tatineni V, Li C-sR, Leung H-C. Response inhibition in Parkinson's disease: a meta-analysis of dopaminergic medication and disease duration effects. npj *Parkinson's Disease.* 2017; 3(1):1-10.

McGeer T. Passive dynamic walking. *The international Journal of Robotics Research*. 1990;9(2):62-82.

Menant JC, Steele JR, Menz HB, Munro BJ, Lord SR. Rapid gait termination: effects of age, walking surfaces and footwear characteristics. *Gait & Posture*. 2009;30(1): 65-70.

Nagano, H., Sparrow, W. A., & Begg, R. K. Biomechanical characteristics of slipping during unconstrained walking, turning, gait initiation and termination. *Ergonomics*, 2013;56(6);1038-48.

Neptune RR, Sasaki K, Kautz SA. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture*. 2008;28(1):135-43.

Patla AE. Adaptive human locomotion: influence of neural, biological and mechanical factors on control mechanisms. *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. 2004;2.

Ridge ST, Henley J, Manal K, Miller F, Richards JG. Biomechanical analysis of gait termination in 11–17 year old youth at preferred and fast walking speeds. *Human Movement Science*. 2016;49:178-85.

Rubia K, Smith AB, Brammer MJ, Taylor E. Right inferior prefrontal cortex mediates response inhibition while mesial prefrontal cortex is responsible for error detection. *Neuroimage*. 2003;20(1):351-8.

Rubia K, Smith AB, Taylor E, Brammer M. Linear age-correlated functional development of right inferior fronto-striato-cerebellar networks during response inhibition and anterior cingulate during error-related processes. *Human Brain Mapping*. 2007;28(11):1163-77.

Rydalch G, Bell HB, Ruddy KL, Bolton DA. Stop-signal reaction time correlates with a compensatory balance response. *Gait & Posture*. 2019;71:273-8.

Schuch S. Task inhibition and response inhibition in older vs. younger adults: A diffusion model analysis. *Frontiers in Psychology*. 2016;7:1722.

Shield, S., & Patel, A. Balancing stability and maneuverability

during rapid gait termination in fast biped robots. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. 2017;4523-30.

Sparrow W, Tirosh O. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. *Gait & Posture*. 2005;22(4):362-71.

Stief F. Variations of marker sets and models for standard gait analysis. Handbook of Human Motion, 1st ed; Müller, B, Wolf, S, Eds. 2018:509-23.

Tirosh O, Sparrow W. Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. *Gait & Posture*. 2005;21(3):279-88.

Veale JF. Edinburgh handedness inventory–short form: a revised version based on confirmatory factor analysis. Laterality: *Asymmetries of Body, Brain and Cognition*. 2014;19(2):164-77.

Verbruggen F, Aron AR, Band GP, Beste C, Bissett PG, Brockett AT, et al. A consensus guide to capturing the ability to inhibit actions and impulsive behaviors in the stop-signal task. *elife*. 2019;8:e46323.

Verbruggen F, Logan GD. Response inhibition in the stop-signal paradigm. *Trends in Cognitive Sciences.* 2008; 12(11):418-24.

Vrieling AH, Van Keeken H, Schoppen T, Otten E, Halbertsma J, Hof A, et al. Gait termination in lower limb amputees. *Gait & Posture*. 2008;27(1):82-90.

Wang J, Wai Y, Weng Y, Ng K, Huang Y-Z, Ying L, et al. Functional MRI in the assessment of cortical activation during gait-related imaginary tasks. *Journal of Neural Transmission*. 2009;116(9):1087-92.

Weerdesteyn V, Schillings A, Van Galen G, Duysens J. Distraction affects the performance of obstacle avoidance during walking. *Journal of Motor Behavior.* 2003;35(1):53-63.

Wei W, Wang X-J. Inhibitory control in the cortico-basal ganglia-thalamocortical loop: complex regulation and interplay with memory and decision processes. *Neuron*. 2016;92(5):1093-105.

Wessel JR, Aron AR. On the globality of motor suppression: unexpected events and their influence on behavior and cognition. *Neuron*. 2017;93(2):259-80.

Wylie S, Ridderinkhof K, Eckerle M, Manning C. Inefficient response inhibition in individuals with mild cognitive impairment. *Neuropsychologia*. 2007;45(7):1408-19.