J Korean Soc Phys Med, 2019; 14(1): 139-150
https://doi.org/10.13066/kspm.2019.14.1.139
Online ISSN:2287-7215
Print ISSN:1975-311X

Research Article

Open Access

장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 편마비 환자의 정적 및 동적 균형 능력에 미치는 영향

이지은 · 이호성†
단국대학교 대학원 운동의과학과

Effects of Treadmill Gait Training with Obstacle-Crossing on Static and Dynamic Balance Ability in Patients with Post Stroke Hemiplegia

Ji-Eun Lee, MSc, PT · Ho-Seong Lee, PhD†
Department of Kinesiologic Medical Science, Graduate, Dankook University

Received: November 26, 2018 / Revised: November 30, 2018 / Accepted: January 31, 2019
ⓒ 2019 J Korean Soc Phys Med

| Abstract |

PURPOSE: This study was conducted to determine the effects of treadmill gait training with obstacle-crossing on the static and dynamic balance ability of patients with post stroke hemiplegia.

METHODS: Twenty-one patients with post stroke hemiplegia were divided into three groups as: treadmill gait training with obstacle-crossing (TOG, n=7), treadmill gait training without obstacle-crossing (TGG, n=7) and a control (CON, n=7). TOG and TGG performed exercise for 20 minutes, three times a week for 8 weeks. Static balance ability (stability typical, ST; weight distribution index, WDI; fourier harmony index, FHI; and fall index, FI) and dynamic balance ability (berg balance scale, BBS and timed up and go test, TUG) were measured before and after 8 -weeks in each exercise group. Statistical analyses were conducted using two-way ANOVA with repeated measures, a paired t-test, and multiple comparisons according to Tukey's HSD.

RESULTS: FHI and BBS were significantly increased at TOG ($p<.01$) and TGG ($p<.05$) after 8-weeks compared to before treadmill gait training with obstacle-crossing. FHI and BBS were significantly increased at TOG compared with CON and TGG ($p<.05$).

CONCLUSION: Treadmill gait training with obstacle-crossing was more effective than that without obstacle-crossing to improve posture control and independent daily life performance of hemiplegia patients.

Key Words: Dynamic balance, Hemiplegia, Obstacle crossing, Static balance, Treadmill gait

†Corresponding Author : Ho-Seong Lee
hoseh28@dankook.ac.kr, https://orcid.org/0000-0002-5779-1080
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.

Ⅰ. 서 론

뇌졸중의 후유 장애는 뇌의 손상 정도와 부위에 따라

다르지만 가장 흔히 발생하는 후유 장애는 편마비이다[1]. 편마비는 뇌병변 반대쪽의 팔 다리 근육이 약화되는 증상이며[2], 감소된 운동 능력에 따라 불안정한 안정성 지수, 비정상적인 체중분포 및 자세 조절의 어려움 등의 균형 장애가 나타난다[3]. 편마비 환자(patients with post stroke hemiplegia)는 선 자세에서 신체 중심을 마비측으로 옮기는 능력이 많이 저하되며, 이는 균형 능력의 비대칭성을 일으키고 체중이 한쪽으로 치우치는 결과를 초래한다[4]. 이에 Bean 등[5]은 편마비는 자세 동요로 인한 자세 불안정성이 증가하고 비대칭적인 체중 분포로 인해 균형 능력이 지속적으로 저하된다고 보고하였으며, 균형 능력이 지속적으로 감소될 경우 낙상 발생률이 높아진다고 보고하였다[6]. 또한 균형 능력의 감소로 인한 낙상은 신체 활동 능력을 저하시켜 독립적인 일상생활 수행을 어렵게 하고 일상생활 및 지역사회에서의 이동을 제한시킨다고 보고하였다[7]. 따라서 편마비 환자의 균형 능력 개선은 재활프로그램에서 중요한 치료 목표 중 하나라고 할 수 있다[8].

선행연구에 의하면, 편마비 환자의 균형 능력을 향상시키기 위한 운동 치료 방법으로 근육 강화 운동과 비마비측 보상 운동[9], 과제 훈련[10], 체중 이동 훈련[11], 장애물 훈련[12], 트레드밀 보행 훈련[13] 등 많이 보고되고 있으며, 그 중 트레드밀 보행 훈련이 많이 적용되고 있다. Dobkin [14]은 트레드밀 보행 훈련은 서있는 자세의 유지만을 위한 치료가 아니라 자세 조절과 균형 능력 훈련에 긍정적이라고 보고하였으며, 트레드밀 보행 훈련은 동적인 움직임에 대해 자세 및 균형을 유지하기 위하여 편마비 환자들의 다리 관절이 자연스럽게 움직이게 되어 균형 능력과 균형 조절 능력에 긍정적이라고 보고하였다[15]. 또한 Winter [16]은 트레드밀 보행 훈련은 반복적인 보행 훈련이기 때문에 체중지지 능력과 균형 능력에 긍정적이라고 보고하였으며, 편마비 환자의 트레드밀 보행 훈련은 보행 시 마비측의 체중지지 시간을 연장시켜 자세의 대칭성을 향상시키는 효과적인 훈련이라고 보고하였다[17]. 따라서 트레드밀 보행 훈련은 편마비 환자의 마비측의 체중 지지와 자세 조절에 긍정적이며, 균형 능력에 효과적인 훈련 방법이라고 생각된다.

한편, Hwang 등[18]의 연구에 의하면, 대부분의 트레드밀 보행 훈련은 일상생활과 지역사회에서의 환경처럼 다양한 물리적 장애물을 반영한 것이 아니라 임상적으로 조절 및 통제를 통한 환경에서 훈련이 이루어졌다고 주장하였으며, Park 등[19]은 트레드밀 보행 훈련의 다리만 반복적으로 움직이는 단순 동작의 기능적인 의문점을 제시하면서 지역사회와 유사한 환경 및 상황에서의 반복적인 보행 훈련을 실시하는 것이 필요하다고 주장하였다. 이에 Shumway-Cook 등[20]은 지역사회 보행을 위해 필수적인 조건은 불규칙한 지면, 경사로, 계단 및 문턱과 같은 장애물 넘기에 대한 이동 능력이라고 하였다. Lu 등[21]의 연구에 의하면, 장애물 훈련이 균형 증진에 긍정적인 영향을 주었다고 보고하였으며, 편마비 환자에게 장애물 훈련을 적용한 결과, 일상생활 수행 능력과 기능적 활동 능력 및 균형 능력이 향상되었다고 보고하였다[22]. 또한 Chung 등[23]의 연구에서 장애물 훈련이 낙상 예방 및 이동성에 대한 자세를 유지하는 능력을 개선시켰다고 보고하였으며, 편마비 환자의 장애물 훈련은 낙상 위험도를 감소시킬 수 있는 중요한 전략이라고 보고하였다[24]. 따라서 편마비 환자의 균형 능력 회복을 위해서는 지역사회와 유사한 환경에서의 반복적인 보행 훈련을 실시할 필요가 있다고 생각된다. 하지만 트레드밀 보행 훈련에 관한 연구가 지속적으로 이루어져 왔음에도 불구하고 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 정적 및 동적을 포함한 균형 능력에 미치는 영향을 실천적으로 상세히 검토한 연구는 부족한 실정이다.

이에 이 연구에서는 대조 집단 및 트레드밀 보행 훈련 집단과 비교하여 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련 집단이 정적 및 동적 균형 능력을 유의하게 개선시킬 것이라는 가설을 세워서 실제로 편마비 환자를 대상으로 8주간의 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 정적 및 동적 균형 능력에 어떠한 영향을 주는지를 밝히는데 그 목적이 있다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

이 연구는 D시에 위치한 보건소 재활운동치료실을

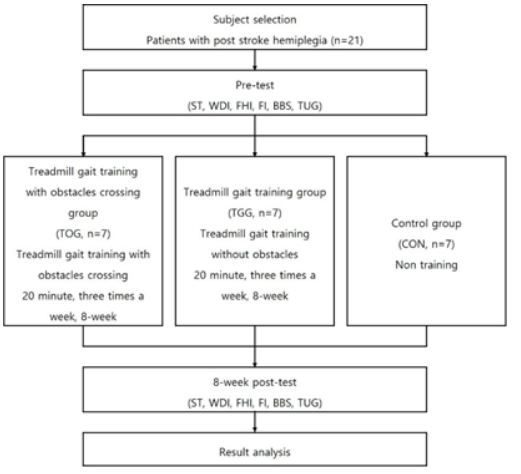
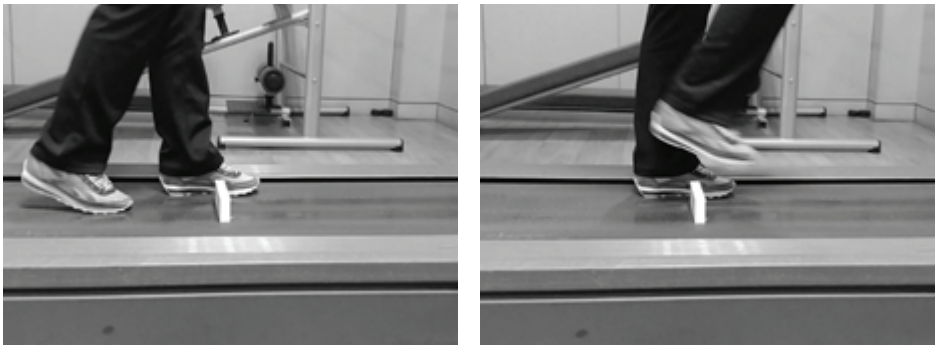


Fig. 1. Schematic diagram of study process

이용하고 있는 환자 중 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 21명을 대상으로 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련 집단(Treadmill gait training with obstacles crossing group, TOG, n=7), 트레드밀 보행 훈련 집단(Treadmill gait training group, TGG, n=7) 및 대조군(Control group, CON, n=7)으로 대상자의 참가 동의 순서대로 무작위 분류하였다. 연구 대상자의 선정기준은 뇌졸중으로 인한 편마비가 발병한지 6개월 이상인 자, 마비측 다리의 경직평가척도(MAS; Modified Ashworth scale)에서 2등급 이하인 자, 치료사의 도움 없이 10m이상 독립적인 보행이 가능한 자로 하였으며, 그 중 시각적 및 청각적 결손이 있는 자, 치료사와 의사소통이 어려운 자, 한국판 간이 정신 상태 검사(Korean version of Mini mental state examination, MMSE-K)에서 24점 이하인 자는 연구 대상자에서 제외하였다. 연구 전 대상자에게 연구 목적 및 방법에 대하여 충분히 설명한 후 자발적으로 참가 동의를 얻었으며, 대상자의 운동 중재 및 측정은 1명의 물리치료사에 의해 시행되어 편향(bias)의 가능성이 있다. 연구 과정은 (Fig. 1)과 같다.

2. 중재방법

장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련은 재활치료용 트레드밀(AP2010-2, Apsun Inc, Korea)위에서 반복적으로 장애물을 넘는 보행 훈련이다. 훈련은 대상자의 독립적인 10미터 보행 속도로 시작하여 주 1회 0.1 km/h씩 속도를 증가시켰으며, 1회 20분간, 주 3회의 8주간에 걸쳐서 실시하였다. 단계적인 장애물 넘기를 위해 장애물의 높이는 Chen 등[25]의 연구와 Amatachaya 등[26]의 연구에서 제작된 문턱, 화장실, 도로의 턱 등 일상생활에서 접하기 쉬운 다양한 장애물 높이 중에 높이 차이가 비슷하도록 선정하였으며, 장애물의 길이는 보행 주기에서의 대표적인 한발짝 너비의 두배로 선정하고, 장애물의 폭은 선정한 장애물 중에 최소 크기인 장애물의 길이와 동일하게 선정하여 길이 250 mm, 폭 25 mm, 높이 25 mm (O1), 52 mm (O2), 80 mm (O3)의 3가지 장애물을 제작하였다. 훈련 중에 대상자가 장애물을 밟거나 낙상 위험이 있어 단단하고 가벼운 재료인 포맥스로 장애물을 제작하였다. 장애물 적용 위치는 시상면에서 마비측 다리를 기준으로 보행 주기에서 흔듦기 단계이며, 장애물을 비마비측과 동일선상에 위치시켜 마비측 다리가 초기흔듦기에서 중간흔듦기로 이동 시 장애물을 넘어갈 수 있도록 하였다(Fig. 2). 장애물 적용 시간은 3가지의 장애물을 각 5분씩 높이순으로 단계적으로 적용하고 5분은 무작위로 적용하여 총 20분간 진행되었다. 대상자의 낙상 방지를 위하여 트레드밀 위에서 발생할 수 있는 문제점에 대해 숙지하도록 하고 트레드밀 앞쪽에 연결되어 있는 안전키를 대상자의 상의에 부착 후 트레드밀 양 옆의 안전손잡이를 사용하도록 하였으며,



(A) (B)

(A): initial swing, (B): mid-swing.
The obstacle was placed on a treadmill belt on the same line as the non-paralyzed leg. The obstacle was applied when the paralyzed leg moved from the initial swing to the mid-swing.

Fig. 2. Treadmill gait training with obstacles crossing

대상자가 불안정한 호흡, 안색 변화, 피로감 및 통증 호소 등의 변화를 보이거나 힘들어 하는 경우 휴식을 취하도록 하였다.

한편 트레드밀 보행 훈련은 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련과 동일한 재활치료용 트레드밀을 이용하였다. 훈련은 대상자의 독립적인 10미터 보행 속도로 시작하여 주 1회 0.1 km/h씩 속도를 증가시켰으며, 1회 20분간, 주 3회의 8주간에 걸쳐서 실시하였다. 대조군은 트레드밀 보행 훈련을 실시하지 않았다.

3. 측정항목

1) 정적 균형 능력

이 연구의 정적 균형 능력 검사를 위해서 테트락스 균형 능력 측정기(Tetrax, Ramat Gan, and Sunlight Medical, Tel-Aviv, Israel)를 사용하여 훈련 전(pre)과 훈련 8주 후(post)에 측정하였으며(Fig. 3), 측정기의 측정자내 신뢰도는 .88이고, 측정자간 신뢰도는 .95이다[27]. 테트락스는 4개의 분리된 힘 측정판(Force Plate)이 있어 각 힘 측정판을 통해 양 발의 발 앞쪽과 발 뒤쪽의 수직 압력 변화를 측정하였으며, 힘 측정판에 입력되는 대각선 흔들림(diagonal sway)과 체중이동패턴(weight displacement patterns)의 변화를 통해 안정성지수(stability typical, ST), 체중분포지수(weight distribution index, WDI), 퓨리에지수(fourier harmony index, FHI) 및 낙상위험도(fall index, FI)를 측정하였다.

Fig. 3. Tetrax balance assessment

ST는 분리된 힘 측정판에 가해지는 압력의 변화를 통해 무게중심의 안정성을 나타내는 지표이며, 점수가 낮을수록 안정성이 높고 점수가 높을수록 무게중심의 압력 변화가 크고 자세가 불안정한 것으로 평가하였다. WDI는 힘 측정판에 입력되는 움직임을 측정하여 무게의 분포를 나타내는 지표이며, 한 개의 힘 측정판에 체중의 25%가 분포되어야 가장 이상적인 형태이다. 점수가 낮을수록 체중분포가 대칭적이고 점수가 높을수록 힘 측정판에 측정되는 체중의 변화가 큰 것으로 평가하였다. FHI는 자세 패턴을 분석하여 자세 흔들림

에 따른 변화를 나타내는 지표이다. FI는 낙상에 대한 위험을 나타내는 지표로써 세 구간으로 분류되며, 0 ~ 35는 낮은 낙상위험도(low risk of falling), 36 ~ 57은 보통 낙상위험도(moderate risk of falling), 58 ~ 100은 높은 낙상위험도(high risk of falling)로 구성되어 있다.

대상자의 자세를 잡는 초기 안정화 시기의 자료를 포함시키지 않기 위해 10초 동안 자세의 안정화 여부를 확인하고 측정하였으며, 8가지의 자세에서 시행하였다. 8가지의 자세 중 2개의 자세는 불안정한 지지면에서의 측정을 위해 부드러운 탄력패드(pillow, 31 cm×12 cm)를 발 아래에 두고 검사하였다. 실험실의 환경은 실외 밝기와 유사하며, 측정 시 대상자가 집중할 수 있도록 조용한 공간에서 시행하였다. 측정 중에는 움직임을 최대한 제한하도록 하였다. 측정은 8가지 자세의 순서대로 시행되었으며, 측정 중 대상자의 발이 힘 측정판에서 떨어지거나 지정한 자세로 고개를 지속적으로 위치시키지 못하는 경우에는 다시 측정하고 자세에 따라 대상자의 낙상 위험이 있기 때문에 측정자가 대상자 주위에서 감독하였다. 대상자는 힘 측정판 위에서 다음 8가지 자세를 32초씩 각각 측정을 시행하였다. 8가지의 자세는 다음과 같다.

1) NO (자세 1): 앞을 보고 바로 서있는 자세에서 눈을 뜬 상태(normal position, facing forward, eyes open, NO)
2) NC (자세 2): 앞을 보고 바로 서있는 자세에서 눈을 감은 상태(normal position, facing forward, eyes close, NC)
3) PO (자세 3): 탄력패드(pillow) 위에서 앞을 보고 바로 서있는 자세에서 눈을 뜬 상태(Facing forward, eyes open, standing on pillows, PO)
4) PC (자세 4): 탄력패드(pillow) 위에서 앞을 보고 바로 서있는 자세에서 눈을 감은 상태(Facing forward, eyes closed, standing on pillows, PC)
5) HR (자세 5): 머리를 오른쪽으로 돌린 자세에서 눈을 감은 상태(Head turned to right, eyes closed, HR)
6) HL (자세 6): 머리를 왼쪽으로 돌린 자세에서 눈을 감은 상태(Head turned to left, eyes closed, HL)
7) HB (자세 7): 머리를 뒤쪽으로 폄 자세에서 눈을 감은 상태(Head bent backwards, chin up, eyes closed, HB)
8) HF (자세 8): 머리를 앞쪽으로 굽힘 자세에서 눈을 감은 상태(Head leaning forward onto chest, eyes closed, HF)

2) 동적 균형 능력

(1) 버그 균형 척도

버그 균형 척도(Berg balance scale, BBS)는 Berg 등[28]에 의해서 만들어진 동적 균형 능력을 측정하는 도구이며, 훈련 전(pre)과 훈련 8주 후(post)에 각각 측정하였다. 이 평가 도구는 매일 일상생활에서 일반적으로 수행되는 14개 항목의 기능적인 과제들로 구성되어 있고 앉기, 서기, 자세 변화 3개의 영역을 5점 척도로 최소 0점에서 최고 4점을 적용하여 총 56점을 만점으로 하였으며, 도움의 정도가 적고 독립적으로 과제를 수행할수록 높은 점수로 평가되었다[29]. BBS는 측정자내 신뢰도가 .99이고, 측정자간 신뢰도는 .98이다[30].

(2) 일어나 걷기 검사

일어나 걷기 검사(Timed up and go test, TUG)는 Podsiadlo와 Richardson [31]에 의해 개발된 동적 균형 능력 평가도구로서 기본적인 운동성과 균형을 간단하면서도 빠르게 측정할 수 있는 검사 방법이다[32]. 이 검사는 안정적인 지지면 바닥에 팔걸이가 있는 의자를 놓고 앉은 다음에 일어나 3m 거리를 걸어가 비마비측으로 반환점을 돌아와 다시 앉는 시간을 측정하는 평가도구이며, 측정 시 대상자는 평상시에 착용하던 신발 및 보행 보조 도구를 사용할 수 있으나 타인의 도움을 받아서는 안 된다. 측정 시간은 대부분의 정상 성인은 측정값이 10초 이하, 약한 노인이나 불능을 가진 사람은 11~20초, 20초 이상은 기능적인 운동 손상을 의미하며 측정값이 30초 이상이면 기초 이동 능력이 의존적이므로 독립적으로 실외 이동 및 보행을 할 수 없다고 판단하였다. 측정자 내 신뢰도는 .99이고, 측정자 간 신뢰도는 .98이다[33]. 이 연구에서는 일어나 걷기 검사를 훈련 전(pre)과 훈련 8주 후(post)에 각각 측정하였으

Table 1. Physical characteristics and equivalence check of subjects

	TOG (n=7)	TGG (n=7)	CON (n=7)	F	p
Age (year)	76.000±8.347	77.429±6.024	79.286±4.821	.441	.650
Sex (male/female)	4/3	4/3	4/3	.000	.999
Height (cm)	161.757±13.218	159.957±14.786	163.300±11.436	.112	.895
Weight (kg)	64.257±8.224	60.343±8.574	65.171±6.271	.766	.480
Stroke type (infarction/hemorrhage)	6/1	6/1	4/3	2.786	.088
Affected side (right/left)	6/1	2/5	3/4	1.000	.387
Onset time (month)	32.571±21.717	56.571±27.245	59.714±20.213	2.853	.084
MMSE-K (score)	26.429 ±1.134	26.857 ±1.574	25.571 ±1.34	1.783	.197

means±SD.

TOG: treadmill gait training with obstacle-crossing group, TGG: treadmill gait training group, CON: control group, MMSE-K: Korean version of mini mental state examination

며, 총 3회 실시하여 평균값을 측정값으로 사용하였다.

4. 자료처리

이 연구에서 수집된 모든 자료는 SPSS WIN Ver. 19.0을 이용하여 평균과 표준 편차를 산출하였다. 집단(보행 시 장애물 여부) 및 시기(운동 전과 후) 간에 정적 및 동적 균형 능력의 차이를 검증하기 위하여 반복이 있는 이요인 반복측정 분산분석(Two-way ANOVA with repeated measures)을 실시하였으며, 집단 및 시기 간에 유의한 차이가 있을 경우 사후검정(Tukey HSD)에 따른 다중 비교를 실시하였다. 또한 집단 내 시기 간에 차이를 분석하기 위하여 대응표본 t-검정(paired t-test)을 실시하였다. 통계적 유의수준은 $\alpha = .05$로 설정하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 대상자의 신체적 특성

연구에 참여한 대상자의 신체적 특성은 (Table 1)에 제시한 바와 같다. 대상자들의 나이, 성별, 키, 체중, 뇌졸중 유형, 손상된 부위, 발병 기간 및 한국판 간이 정신 상태 검사는 동질성 검정에서 유의한 차이가 나타나지 않았다.

2. 정적 균형 능력의 변화

1) ST

ST의 변화는 (Table 2)에 제시된 바와 같다. ST는 8가지의 어느 자세에서도 집단 및 시기간에 통계학적으로 유의한 상호작용 효과가 나타나지 않았다. ST의 NO, PO, PC 및 HR은 TOG 및 TGG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 각각 유의하게 감소하는 것으로 나타났다($p<.05$). ST의 NC, HL 및 HB는 TOG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 각각 유의하게 감소하는 것으로 나타났다($p<.05$). ST의 HF는 TGG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 유의하게 감소하는 것으로 나타났다($p<.05$).

2) WDI

WDI의 변화는 (Table 2)에 제시된 바와 같다. WDI는 8가지의 어느 자세에서도 집단 및 시기간에 통계학적으로 유의한 상호작용 효과가 나타나지 않았다. WDI의 NO, PC, HR, HL, HB 및 HF는 TOG 및 TGG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 각각 유의하게 감소하는 것으로 나타났다($p<.05$). WDI의 NC 및 PO는 TGG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 각각 유의하게 감소하는 것으로 나타났다($p<.05$).

Table 2. Changes in static balance ability before and after training

Group		TOG			TGG			CON			F
Period		pre	post	t	pre	post	t	pre	post	t	
ST (score)	NO	45.329 ±13.252	22.333 ±7.891	6.260**	40.146 ±13.373	23.558 ±6.701	5.056**	37.266 ±22.788	33.358 ±13.810	1.046	G=.122 T=49.478*** G×T=7.405
	NC	45.478 ±21.771	29.598 ±10.378	3.215*	45.951 ±14.379	39.659 ±15.788	2.328	50.481 ±25.035	43.859 ±24.933	2.610*	G=.454 T=21.742*** G×T=2.330
	PO	43.853 ±13.972	25.850 ±7.676	4.174**	41.152 ±13.915	21.876 ±6.814	5.447**	40.956 ±26.782	40.261 ±28.750	.495	G=.462 T=43.566*** G×T=9.766
	PC	53.877 ±20.722	38.457 ±15.904	4.996**	58.186 ±16.847	48.520 ±13.533	3.565*	52.211 ±23.989	50.577 ±15.972	.316	G=.317 T=16.387** G×T=3.302
	HR	39.529 ±18.032	27.436 ±8.234	2.889*	46.335 ±20.576	39.875 ±19.462	3.678*	48.888 ±27.010	45.115 ±24.273	1.426	G=.841 T=18.060*** G×T=1.960
	HL	37.733 ±12.177	33.924 ±11.734	2.498*	44.823 ±20.701	38.919 ±17.850	1.440	50.317 ±29.551	49.006 ±34.035	.326	G=.687 T=3.446 G×T=.450
	HB	45.031 ±24.462	37.593 ±21.366	3.130*	54.851 ±28.271	43.311 ±22.217	1.537	44.788 ±25.345	45.294 ±30.190	-.149	G=.174 T=4.638* G×T=1.530
	HF	42.398 ±15.568	37.828 ±16.706	1.526	44.082 ±19.644	36.905 ±19.541	3.348*	46.019 ±27.381	46.504 ±26.619	-.201	G=.186 T=6.539* G×T=2.347
WDI (score)	NO	12.600 ±3.696	7.905 ±4.317	2.949*	13.848 ±6.030	7.769 ±4.211	4.070**	11.294 ±8.116	10.109 ±6.707	1.047	G=.021 T=23.659*** G×T=3.158
	NC	17.089 ±3.803	8.463 ±3.921	2.653**	14.249 ±6.075	9.474 ±4.603	2.352	11.593 ±8.011	9.425 ±6.780	1.341	G=.336 T=23.826*** G×T=3.112
	PO	14.385 ±3.157	10.423 ±3.257	3.677*	13.114 ±6.677	9.058 ±4.898	1.690	12.122 ±7.237	10.387 ±6.441	1.432	G=.141 T=11.337** G×T=.617
	PC	15.599 ±4.330	10.378 ±2.974	4.467**	14.650 ±7.091	7.339 ±5.084	3.948**	12.603 ±9.706	10.607 ±4.968	.901	G=.232 T=21.758*** G×T=2.217
	HR	15.006 ±4.922	9.524 ±3.419	3.369*	15.773 ±5.973	8.785 ±4.357	3.279*	12.203 ±8.490	9.616 ±4.932	.964	G=.190 T=15.753** G×T=1.043
	HL	14.670 ±3.570	9.125 ±3.415	3.244*	15.402 ±5.020	7.431 ±5.222	4.046**	12.206 ±6.370	12.346 ±4.975	-.105	G=.070 T=20.812*** G×T=6.049
	HB	15.340 ±4.051	10.267 ±2.989	4.399**	16.051 ±6.273	8.009 ±4.593	3.264*	13.984 ±7.540	11.925 ±4.037	.905	G=.090 T=18.310*** G×T=2.134
	HF	15.347 ±4.886	10.444 ±2.956	3.789**	14.982 ±5.608	7.318 ±5.104	3.260*	11.252 ±6.865	11.406 ±6.704	-.314	G=.248 T=20.697*** G×T=6.335
FHI (Hz)		.459 ±.118	.930 ±.040††‡	-10.282***	.466 ±.115	.643 ±.068	-5.299**	.437 ±.139	.600 ±.106	-2.967*	G=8.610** T=105.640*** G×T=14.602***
FI (score)		84.286 ±20.605	54.429 ±28.448	9.344***	79.429 ±27.513	70.000 ±30.708	3.026*	81.143 ±27.419	87.143 ±15.443	-1.255	G=.624 T=25.901*** G×T=22.689

Values are the means±SD. *p<.05, **p<.01, ***p<.001. ††p<.01 vs CON. ‡p<.05 vs TGG.

TOG: treadmill gait training with obstacle-crossing group, TGG: treadmill gait training group, CON: control group. G: significant main effect for group, T: significant main effect for period, G×T: significant main effect for interaction. ST: stability typical, WDI: weight distribution index, FHI: fourier harmony index, FI: fall index. NO: normal position, facing forward, and eyes open, NC: normal position, facing forward, and eyes closed, PO: facing forward, eyes open, and standing on pillows, PC: facing forward, eyes closed, and standing on pillows, HR: head turned to the right and eyes closed, HL: head turned to the left and eyes closed, HB: head bent backwards chin up and eyes closed, HF: head leaning forward onto chest and eyes closed

Table 3. Changes in dynamic balance ability before and after training

Group	TOG			TGG			CON			F
Period	pre	post	t	pre	post	t	pre	post	t	
BBS (score)	23.429 ±5.318	35.857 ±4.598†‡	-8.504***	20.000 ±4.163	25.714 ±5.345	-4.974**	19.286 ±3.773	19.143 ±5.815	.179	G=9.117** T=79.116*** G×T=28.988***
TUG (sec)	26.524 ±13.522	12.286 ±6.425	4.704**	25.857 ±11.600	18.238 ±8.670	5.384**	27.952 ±8.826	25.381 ±8.782	1.841	G=1.045 T=45.499*** G×T=8.830

Values are the means±SD. **p<.01, ***p<.001. ††p<.01 vs CON. ‡p<.05 vs TGG.

TOG: treadmill gait training with obstacle-crossing group, TGG: treadmill gait training group, CON: control group. G: significant main effect for group, T: significant main effect for period, G×T: significant main effect for interaction. BBS: berg balance scale, TUG: timed up and go test

3) FHI

FHI의 변화는 (Table 2)에 제시된 바와 같다. FHI는 집단 및 시기간에 통계학적으로 유의한 상호작용 효과가 나타났다(F(2,18)=14.60, p<.001). FHI는 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후의 CON 및 TGG와 비교해서 TOG에서 유의하게 증가하는 것으로 나타났다(p<.05). FHI는 TOG 및 TGG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 유의하게 증가하는 것으로 나타났다(p<.01).

4) FI

FI의 변화는 (Table 2)에 제시된 바와 같다. FI는 집단 및 시기간에 통계학적으로 유의한 상호작용 효과가 나타나지 않았다. FI는 TOG 및 TGG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 유의하게 감소하는 것으로 나타났다(p<.05).

3. 동적 균형 능력의 변화

1) BBS

BBS의 변화는 (Table 3)에 제시된 바와 같다. BBS는 집단 및 시기간에 통계학적으로 유의한 상호작용 효과가 나타났다(F(2,18)=28.99, p<.001). BBS는 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후의 CON 및 TGG와 비교해서 TOG에서 유의하게 증가하는 것으로 나타났다(p<.05). BBS는 TOG 및 TGG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 유의하게 증가하는 것으로 나타났다(p<.01).

2) TUG

TUG의 변화는 (Table 3)에 제시된 바와 같다. TUG는 집단 및 시기간에 통계학적으로 유의한 상호작용 효과가 나타나지 않았다. TUG는 TOG 및 TGG에서 트레드밀 보행 훈련 전과 비교해서 후에 유의하게 감소하는 것으로 나타났다(p<.01).

Ⅳ. 고 찰

이 연구에서는 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 편마비 환자의 정적 및 동적 균형 능력에 미치는 영향을 검토한 결과, 안정성지수(ST), 체중분포지수(WDI), 낙상위험도(FI) 및 일어나 걷기 검사(TUG)는 훈련 전과 비교하여 훈련 후의 TOG 및 TGG에서 각각 유의하게 감소하였다. 퓨리에지수(FHI) 및 버그 균형 척도(BBS)는 훈련 전과 비교하여 훈련 후의 TOG 및 TGG에서 각각 유의하게 증가하였으며, 또한 FHI 및 BBS는 훈련 전과 비교하여 훈련 후의 CON 및 TGG와 비교하여 TOG에서 각각 유의하게 증가하였다. 따라서 이 연구의 가설이 성립되었다고 생각된다. 즉 이 연구에서 장애물

넘기 트레드밀 보행 훈련 및 트레드밀 보행 훈련은 편마비 환자의 정적 및 동적 균형 능력을 각각 개선시킨다는 것이 시사되었으며, 특히 트레드밀 보행 훈련보다 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 편마비 환자의 자세 조절 및 독립적인 일상생활 능력을 향상시키는데 보다 효과적인 사실을 확인하였다.

Kelley와 Borazanci [3]는 편마비는 감소된 운동 능력에 따라 움직임의 손실, 자세 동요, 자세 조절의 어려움, 불안정한 안정성지수 및 비정상적인 체중분포 등의 균형 장애가 나타난다고 보고하였다. Eng와 Chu [4]는 편마비 환자는 선 자세에서 신체 중심을 마비측으로 옮기는 능력이 많이 저하되어 체중이 한쪽으로 치우치게 되며, 이는 균형 능력의 비대칭성과 비대칭적인 체중부하를 일으킨다고 보고하였다[34]. 선행 연구에 의하면, 편마비 환자는 외부의 흔들림에 대해서 체중이동이 어려워 신체 중심의 비대칭적인 체중이동으로 자세 유지가 어렵다고 보고하였으며[35], 지면에 서있을 때 자세 흔들림에 대한 자세 유지가 어렵다고 하였다[36]. 체중 지지에 대한 연구에서도 편마비 환자는 마비측 다리의 체중부하 능력 저하로 인해 자세 동요 및 자세 불안정성이 증가하여 균형이 지속적으로 저하된다고 보고하였다[5]. Franceschini 등[37]에 의하면, 뇌졸중 환자는 트레드밀 보행 훈련을 통해 자세 조절능력이 향상되어 균형 능력이 개선되었다고 보고 하였으며, 트레드밀 보행 훈련은 팔다리의 움직임, 체중 이동 및 자세 정렬을 활성화시킨다고 보고하였다[38]. 특히, 트레드밀 보행 훈련은 서있는 자세를 유지하기 위한 치료만이 아니라 균형 능력에 긍정적이라고 보고하였으며[14], 트레드밀 보행 훈련에 대한 연구에서 편마비 환자의 트레드밀 보행 훈련은 마비측의 체중 지지 시간을 증가시켜 자세의 대칭성을 향상시키는데 효과적이라고 보고하였다[17]. 한편, Park 등[19]은 트레드밀 보행 훈련의 반복적인 단순 동작에 대해 의문점을 보고하면서, 지역사회 보행을 위해 불규칙한 지면, 경사로, 문턱과 같은 장애물 넘기 능력이 필수적이라고 주장하였다. 따라서 편마비 환자의 균형 능력 회복을 위해서는 지역사회와 유사한 환경에서의 반복적인 장애물 보행 훈련을 실시할 필요하다고 생각된다. 이 연구에서 FHI는 집단, 시기, 집단 및 시기간에 통계학적으로 유의한 상호작용 효과가 나타났으며, 또한 FHI는 훈련 전과 비교하여 훈련 후의 TOG 및 TGG에서 각각 유의하게 증가하였다. 일반적으로 FHI는 주파수의 크기로 알려져 있으며, 자세 패턴을 분석하여 자세 흔들림에 따른 변화 및 자세조절을 나타내는 지표로써 주파수가 높을수록 자세가 안정적이고 주파수가 낮을수록 자세 흔들림의 변화가 큰 것으로 평가하고 있다. 주파수의 수치는 .90 ~ .99 범위일 경우 자세 조절 및 자세 흔들림이 안정적인 상태이며, 70 ~ .90범위일 경우 보통, 70이하는 병적인 문제로 인해 자세 흔들림의 변화가 크고 자세 조절이 어려운 상태로 균형 능력의 저하로 평가하고 있다. 이 연구에서는 TOG에서 훈련 전의 .459Hz와 비교하여 훈련 후에 .93Hz로 증가한 것으로 보아 자세 흔들림에 대한 자세 조절이 안정적인 상태로 평가되며, 균형 능력이 개선된 것이라고 생각된다. 선행연구에 의하면, 장애물 훈련은 균형 능력 개선에 긍정적인 영향을 미쳤다고 보고하였으며[21], Chung 등[23]의 연구에서 장애물 훈련을 적용한 결과, 이동성에 대한 자세 유지 및 자세 조절 능력이 개선되었다고 보고하였다. 이는 장애물 훈련이 편마비 환자의 자세 조절과 관련된 균형 능력 개선에 중요하다는 것을 의미한다고 생각된다. 따라서 이 연구에서는 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 일상생활에서 흔히 발견될 수 있는 장애물 환경에서의 훈련으로 편마비 환자의 FHI를 증가시켰다고 생각된다.

이 연구에서 BBS는 집단, 시기, 집단 및 시기간에 통계학적으로 유의한 상호작용 효과가 나타났으며, 또한 BBS는 훈련 전과 비교하여 훈련 후의 TOG 및 TGG에서 각각 유의하게 증가하였다. 일반적으로 BBS는 동적 균형 능력을 측정하는 도구로써 일상생활에서 일반적으로 수행되는 14개의 항목을 독립적으로 수행할수록 높은 점수를 부여하고, 점수가 높을수록 균형 능력이 양호한 것으로 평가하고 있다. 이 연구에서는 TOG에서 훈련 전의 23.429점과 비교하여 훈련 후에 35.857점으로 12.428점이 증가한 것으로 보아 일상생활에서 수행되는 항목에 대해서 독립적으로 수행이 가능한 안정적인 상태로 평가되며, 균형 능력이 개선된 것이라고 생각된다. 선행연구에 의하면, 편마비 환자를

대상으로 실제적인 생활 환경을 적용한 계단 오르내리기, 경사면 오르내리기, 장애물 우회하기, 장애물 넘기를 포함한 순환식 장애물 보행 훈련을 적용한 결과, 동적 균형 능력이 유의하게 개선되었다고 보고하였으며[39], Carr와 Shepherd [22]의 연구에서 편마비 환자에게 장애물 훈련을 적용한 결과, 다양한 구심성 자극으로 기능적 활동 능력, 일상 생활 수행 능력 및 균형 능력 향상에 효과적이라고 보고하였다. 또한 편마비 환자를 대상으로 복합적인 지역사회 환경에서의 보행 훈련을 적용한 결과, 동적 균형 능력이 향상되었다고 보고하면서 지역사회 환경에서 훈련하는 것은 편마비 환자의 효과적인 훈련이라고 보고하였다[40]. 이는 지역사회 환경에서의 장애물 훈련이 편마비 환자의 일상생활 수행 능력 및 동적 균형 능력에 중요한 영향을 미친다는 것을 의미한다고 생각된다. 따라서 이 연구에서는 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 일상생활에서 흔히 발견될 수 있는 장애물과 비슷한 높이의 장애물을 적용하여 편마비 환자의 BBS를 증가시켰다고 생각된다.

한편, 이 연구에서 정적 균형 능력의 ST, WDI 및 FI, 동적 균형 능력의 TUG는 집단 및 시기간에 유의한 상호작용 효과가 나타나지 않았지만, 집단 내 시기 간에서는 TOG 및 TGG에서 각각 유의하게 감소하였다. 이는 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련 및 트레드밀 보행 훈련이 정적 및 동적 균형 능력을 각각 개선시키는데 긍정적인 영향을 미쳤으나, 정적 균형 능력의 FHI 및 동적 균형 능력의 BBS가 상호작용 효과가 나타난 것으로 보아 이 연구에서 실시한 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 편마비 환자의 정적 및 동적 균형 능력 향상에 보다 더 효과적인 영향을 미친 것으로 생각된다.

Ⅴ. 결 론

이 연구에서는 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 편마비 환자의 정적 및 동적 균형 능력에 미치는 영향을 검토한 결과, 정적 균형 능력의 퓨리에지수(FHI) 및 동적 균형 능력의 버그 균형 척도(BBS)는 트레드밀 보행 훈련 전과 비교하여 후의 CON 및 TGG와 비교하여 TOG에서 각각 유의하게 증가하였다. 따라서 이 연구에서는 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련이 트레드밀 보행 훈련과 비교하여 편마비 환자의 자세 조절 및 독립적인 일상 생활 수행 능력 향상에 보다 효과적인 영향을 미쳤다는 사실을 확인하였으며, 향후 연구에서는 편마비 환자의 손상 정도와 장애물 넘기 트레드밀 보행 훈련의 시간, 빈도 및 기간 등 다양한 조건에서의 효과를 검토할 필요가 있다고 생각된다.

References

[1] Kwakkel G, Kollen B. Predicting improvement in the upper paretic limb after stroke: a longitudinal prospective study. Restor Neurol Neurosci. 2007;25(5-6):453-60.

[2] Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G. Stroke rehabilitation. The Lancet. 2011;377(9778):1693-702.

[3] Kelley RE, Borazanci AP. Stroke rehabilitation. Neurological research. 2009;31(8):832-40.

[4] Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2002;83(8):1138-44.

[5] Bean J, Herman S, Kiely DK, et al. Weighted stair climbing in mobility-limited older people: a pilot study. J Am Geriatr Soc. 2002;50(4):663-70.

[6] Nyberg L, Gustafson Y. Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. Stroke. 1995;26(5):838-42.

[7] Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, et al. Functional reach: a new clinical measure of balance. J Gerontol. 1990;45(6):M192-7.

[8] Maguire C, Sieben JM, Frank M, et al. Hip abductor control in walking following stroke -- the immediate effect of canes, taping and TheraTogs on gait. Clin Rehabil. 2010;24(1):37-45.

[9] Weiss A, Suzuki T, Bean J, et al. High intensity strength training improves strength and functional performance after stroke. American journal of physical medicine & rehabilitation. 2000;79(4):369-376.

[10] Bayouk JF, Boucher JP, Leroux A. Balance training following stroke: effects of task-oriented exercises with and without altered sensory input. International Journal of Rehabilitation Research. 2006;29(1):51-59.

[11] Taube W, Gruber M, Gollhofer A. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. Acta Physiologica. 2008;193(2): 101-116.

[12] Said CM, Goldie PA, Patla AE, et al. Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2001;82(12): 1712-1719.

[13] Ivey FM, Hafer-Macko CE, Macko RF. Task-oriented treadmill exercise training in chronic hemiparetic stroke. Journal of rehabilitation research and development. 2008;45(2):249.

[14] Dobkin BH. Strategies for stroke rehabilitation. The Lancet. Neurology. 2004;3(9):528-36.

[15] Lum P, Reinkensmeyer D, Mahoney R, et al. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. Top Stroke Rehabil. 2002;8(4):40-53.

[16] Winter DA. Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human locomotor control. J Mot Behav. 1989;21(4):337-55.

[17] Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80(4):421-7.

[18] Hwang EO, Oh DW, Kim SY. Community ambulation in patients with chronic post-stroke hemiparesis : Comparison of walking variables in five different community situations. Journal of Korean Physical Therapy Science. 2009;16(1):31-9.

[19] Park HJ, Oh DW, Kim SY, et al. Effectiveness of community-based ambulation training for walking function of post-stroke hemiparesis: a randomized controlled pilot trial. Clin Rehabil. 2011;25(5):451-9.

[20] Shumway-Cook A, Patla AE, Stewart A, et al. Environmental demands associated with community mobility in older adults with and without mobility disabilities. Phys Ther. 2002;82(7):670-81.

[21] Lu TW, Yen HC, Ehen HL. Comparisons of the inter-joint coordination between leading and trailing limbs when crossing obstacles of different heights. Gait & posture. 2008;27(2);309-315.

[22] Carr JH, Shepherd RB. Stroke rehabilitation guidelines for exercise and training to optimize omtor skill. Butterworth-Heinemann Medical. 2003.

[23] Chung CS, Yoon TJ, Yu YJ, et al. Analysis of kinematics and EMG on steeping over ostacles in elderly persons. Korean J Phys Educ. 2004;43:423-436.

[24] Kim SN, Lee SH, Cheon YJ, et al. Crossing obstacles of different heights in hemiplegic stroke patients. Journal of the Korean academy of rehabilitation medicine. 2009;33(6):668-674.

[25] Chen HC, Ashton-Miller JA, Alexander NB, et al. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. J Gerontol. 1991;46(6):M196-203.

[26] Amatachaya S, Thaweewannakij T, Adirek-udomrat J, et al. Factors related to obstacle crossing in independent ambulatory patients with spinal cord injury. J Spinal Cord Med. 2010;33(2):144-9.

[27] Kohen Raz R. Application of tetra-ataxiametric posturography in clinical and developmental diagnosis. Perceptual and motor skills. 1991;73(2):635-56.

[28] Berg K, Wood-Dauphine S, Williams JI, et al., Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. Physiotherapy Canada. 1989;41(6):304-11.

[29] Stevenson TJ. Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. Aust J Physiother. 2001; 47(1):29-38.

[30] Liston RA, Brouwer BJ. Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. Arch Phys Med Rehabil. 1996;77(5):425-30.

[31] Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a

test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatr Soc. 1991;39(2):142-8.

[32] Heung TH, Ng SS. Effect of seat height and turning direction on the timed up and go test scores of people after stroke. J Rehabil Med. 2009;41(9):719-22.

[33] Ng SS, Hui-Chan CW. The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2005;86(8):1641-7.

[34] Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, et al. Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. Arch Phys Med Rehabil. 1989;70(10): 755-62.

[35] Dickstein R, Nissan M, Pillar T, et al. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. Phys Ther. 1984;64(1):19-23.

[36] Goldie PA, Matyas TA, Evans OM, et al. Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1996;11(6):333-42.

[37] Franceschini M, Carda S, Agosti M, et al. Walking after stroke: what does treadmill training with body weight support add to overground gait training in patients early after stroke? : a single-blind, randomized, controlled trial. Stroke. 2009;40(9):3079-85.

[38] Dietz V. Body weight supported gait training: from laboratory to clinical setting. Brain Res Bull. 2008; 76(5):459-63.

[39] Kim CM, Lee HJ, Choi MS, et al. The Effects of Circuit Obstacle Group Gait Training on Gait and Emotion in Stroke Patients. J Korean Soc Phys Med. 2012;7(1):125-35.

[40] Cha HG, JI S. The effects of community ambulation training on muscle activity of the lower extremities and dynamic balance ability, gait scale in stroke patients. Institute of Special Education & Rehabilitation Science. 2012;51(51):159-75.