Gait Training Strategy Focusing on Perceptual Learning for Improved Gait Capacity in Stroke Survivors

Jee Woon Jung

Noli Movement Development Center, Seongnam, Republic of Korea

Objective: The purpose of this study was to determine the force of lower extremities, the change in walking ability on the ground by applying a walking training program based on perceptual learning to improve gait capacity of chronic stroke patients.

Method: This study included Twenty-four patients with chronic stroke. Using a perceptual-based gait training, the experimental group trained twice a day for 30 minutes each time, 5 times a week, for a total of 8 weeks. The control group underwent ground gait training that excluded the element of a perceptual training for 30 minutes, 5 times a week for 8 weeks.

Results: In the two groups, the maximum forefoot pressure after intervention was significantly different in both the LEPGT and GGT ($p < 0.05$). The maximum midfoot pressure was significantly different in LEPGT ($p < 0.05$). There was a significant difference in the maximum heel pressure after intervention between the two groups ($p < 0.05$). As a result of comparing the change in step length and stride length after intervention in the two groups, there was a significant difference between the two groups ($p < 0.05$).

Conclusion: Both gait training programs was found that gait training based on perceptual learning and ground gait training were the training for improving the functional gait of stroke patient. Perceptual learning gait training utilizing intensive perceptual awareness was the training for improving gait capacity within the period than ground gait training.

Keywords: Stroke, Gait cycle, Perceptual learning, Gait training

서론

뇌졸중 환자는 감각장애와 같은 신경학적 기능부전을 동반하는데 특히, 신체구조 각 부위 상호관계를 인식하는 능력, 편측 공간을 무시하는 등 신체도식(body schema)장애를 수반한다.¹ 뇌졸중 환자의 예 후 및 재활 결과에 중요한 영향을 미칠 수 있는 몇 가지 감각 소실이 있는 뇌졸중 환자는 뇌졸중 환자의 60% 이상이라고 보고된 바 있다.^{2,3} 하지(lower-extremities)의 감각 소실은 뇌졸중 환자의 서기 균형, 보행 속도, 보행 시 동적균형 그리고 대칭적 보행에 영향을 주고,⁴ 특히 하지에서 지면에 대한 부하(load)는 보행에 영향을 준다. 시간적, 공간적, 운동적 측면에서 뇌졸중 환자의 보행 비대칭성은 하지의 부하와 연관되는데 대표적인 결과로써 마비측 하지는 입각기 유지 시간이 비마비측보다 짧고, 유각기의 지면 및 지면반발력의 감소 현상이 나타난다.⁵

또한 보행에 있어서 지지하는 지면과 맞닿는 신체의 유일한 부분인 발은 모든 체중지지를 담당하며, 체간을 이동하기 위해서 추진력

을 제공하게 되는데 뇌졸중 환자는 보행에서 족저면에 대한 힘의 부재가 나타난다.^{6,7} 족저면에 대한 환측 하지의 부하 및 체중이동은 뇌졸중 환자의 보행 재활 훈련에서 중요한 요소가 된다.⁸ 정상인과 뇌졸중 환자의 보행 시 근육의 기능을 연구한 결과 족저근은 족저면에 대한 전진 시 추진에 영향을 미치는 중요한 요소임을 알 수 있다.⁹ 뇌졸중 환자의 보행 수행 향상을 위해서 족저근의 전반적인 추진력 향상은 재활의 중요한 전략으로 제시되고 있다.¹⁰ 하지에서 발은 체중부하 과정에서 하지 근육의 기능과 협력작용을 통해 신체를 지지해주고, 발바닥 촉각을 통해 신체의 자세에 대한 감각 정보를 제공해 주며, 신체의 자세유지에 대한 감각 되먹임을 촉진한다.¹¹

지각을 이용한 운동학습은 자신이 수행한 결과 또는 결과의 원인이 되는 정보를 시각, 전정감각, 체성감각 등으로 자극을 되받아 과제 수행의 오류를 수정하는 방법으로 정확한 동작을 학습시키는데 이용되고 있다.¹² 환측 하지에 체중부하율을 향상시키는 다양한 방법들이 시도되어 왔지만 많은 연구들에서 지각을 이용한 훈련 방법이 더 효과적이라고 보고하였고,^{13,14} 인지운동개입(cognitive motor inter-

Received Sep 18, 2020 Revised Oct 12, 2020

Accepted Nov 02, 2020

Corresponding author Jee Woon Jung

E-mail hanbbang99@hanmail.net

Copyright © 2020 The Korean Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distribute under the terms of the Creative Commons Attribution Non-commercial License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

ference)은 재활의 영역에서 보행과 균형 증진에 더욱 일반적이고 활용적 접근이 되고 있다.¹⁵ 뇌졸중 환자에게 단일 운동만 접근하였을 때보다 인지를 자극시키고 환자 스스로 인지적 요소를 피드백 받을 때 효과적으로 균형 능력이 향상된다.¹⁶

하지에 대한 지각 훈련, 정확한 감각 피드백은 운동조절의 적응, 특히 서 있는 동안 균형과 체중이동에 중요한 요소임에도 불구하고 하지의 감각훈련(sensory training)에 대한 유용한 기술에 대한 보고들은 알려진 바가 적다. 물리치료의 관점에서 뇌졸중 환자의 중재(inter-vention)에 이용되는 훈련들은 감각 피드백에 근거한 중재가 제공되는 것을 전제로 해야 하며,³ 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 보행훈련은 환자를 단순히 걷게 하기보다는 정상적이고 효율적인 방식으로 보행을 촉진하는 방향으로 이루어져야 한다.

시·지각을 이용한 훈련 방법들에 효과적인 보고들이 있으나 실제 임상에서 중재자를 위한 전략이 많지 않다. 본 연구는 이전의 정적 기립상태나 장비에 의해 수행된 방법이 아닌 뇌졸중 환자의 보행 주기(cycle)에서 뇌졸중 환자의 보행 향상을 위한 치료적 전략을 지각학습에 기반하여 훈련을 적용하고자 한다. 보행구간(phase) 중 보행훈련 전략을 프로그래밍화 하여 뇌졸중 환자에게 적용시키고 뇌졸중 환자의 보행 수행 시 하지 지면에 대한 힘(force)과 시간적, 공간적 보행능력의 변화를 바탕으로 중재 프로토콜로써 적용 가능성에 대해 알아보고자 한다.

연구 방법

1. 연구의 대상

본 연구의 대상은 경기도에 위치한 B 병원에서 2015년 5월부터 9월까지 입원 치료중인 뇌졸중환자 36명으로, 초기평가 후 개인적인 사유로 중재에 참여를 못한 탈락한 대상자를 제외한 최종 24명을 선정하였다. 실험에 앞서 모든 대상자는 피험자 설명문 및 동의서를 작성하였으며, Helsinki 선언에 입각하여 기관생명윤리위원회(IRB)의 승인(No. RTC 2015-AA-001)을 받고 실험을 진행하였다.

본 연구에 참여한 대상자 선정기준은 다음과 같다. 1) 뇌졸중으로 진단받고 자연적 회복이 경과된 이후 기능적 회복을 위한 훈련이 가능한 뇌졸중 1차 발병 후 6개월 이상 환자, 2) 한국형 간이 정신상태 검사(MMSE-K) 점수가 24점 이상으로 의사소통이 가능한 환자, 3) 버그 균형 검사(Berg Balance Scale, BBS) 1번 손 사용 없이 앉았다 일어서기 항목 4점, 2번 독립적으로 서 있기 항목과 3번 발바닥이 닿는 의자 앉기 항목 각각 최소 1점 이상인 자, 4) 보조 도구 없이 독립적인 보행이 10 m 이상 가능한 자, 5) 지면에 발이 닿는 입각기 시 발목의 동적신장을 위한 Modified Ashworth Scale (MAS) Grade 1 이하 또는 발목관절 발동굽힘 각도가 최소 0° 이상인 자, 6) 환자 본인과 보호자가 본 연구

의 목적을 이해하여 연구에 참여하는 것을 동의한 자.

본 연구에 대상자 제외기준은 다음과 같다. 1) 뇌졸중 이외에 다른 질병이 있는 자(심각한 심장계 또는 정신질환자), 2) 외상, 뇌 종양, 수술 또는 기타 병인의 의한 편마비 환자, 3) 평가에 영향을 미칠 수 있는 뇌졸중 발병 전 장애 환자.

2. 실험방법

1) 보행 훈련 도구

하지 지각학습을 기반으로 한 보행 훈련은 처음 훈련 시 발을 지각하는데 시각, 촉각에 도움을 제공할 도구(30 cm square rubber hardness (mattress) + digital weight scale (DWS) equipment (pro-Fit, IPC, Korea) 4개를 준비하였다. 촉각 및 압각을 지각하기 위해 도구 윗면에 부착된 Rubber는 두께 5 mm의 단단함 정도가 있는 Rubber를 사용하였다.¹¹ 또한 서기와 걷기 동안 지면에서 높이 차이로 인한 불안요소를 배제시키고 낙상을 방지하기 위해 지면의 높이를 훈련도구 높이와 맞춘 보행판을 제작하여 세 번째 단계 훈련 시 사용하였다.

치료사들은 대상자들의 양 발을 모아 놓은 자세에서 10 cm 간격으로 측방으로 움직이게 될 위치와 전방으로 움직이게 될 위치를 정하여 발의 힘을 지각할 수 있는 체중계의 위치를 정하였다.¹⁷

훈련 전 대상자들의 훈련 자세에서 체중계를 누를 힘의 양을 정하였다면 목표 체중까지 대상자는 마비측과 비마비측 하지로 체중을 지지하거나 체중을 이동시키면서 해당 압력을 지각할 때까지 유지하였다. 최대 3초 정도 압력을 유지하도록 하였다. 대상자들이 해당 압력점까지 도달하지 못할 시 치료사는 압력의 오차를 다시 대상자들에게 인식시켜 스스로 지각할 수 있게 하였다. 하지 지각학습을 기반으로 한 보행 훈련은 네 단계로 이루어졌으며, 각 단계 별로 훈련 자세에 따른 발 아래 위치한 체중계의 압력수치를 정하여 훈련하였다.

2) 하지의 힘 및 보행 능력 측정도구

입각기 발 족저근의 힘의 변화와 보행요소의 변화를 측정하기 위해 Zebris FDM-T Treadmill (Zebris Medical GmbH, Germany)를 사용하였다. Zebris FDM-T Treadmill은 10,240개의 작은 압력 센서를 장착한 전기적 매트가 트레드밀 벨트 아래에 부착되어 있으며 측정 속도는 0.2-22 km/h의 0.1 km/h 단계로 속도를 적용할 수 있다. 대상자가 트레드밀 위를 걸을 때 힘의 지표가 기록되는데 x, y 그리고 z 축 방향에서 정상 반발의 힘이 발바닥 120 Hz의 비율의 센서에 의해 기록된다. 입력된 압력 신호는 서 있거나 걷는 동안 압력 중심점(Center of pressure)을 포함한 2D/3D 그래프로 시간적·공간적인 측정값을 표시한다. 보행속도(ICC = 0.87), 보장시간(ICC = 0.87), 보장길이(ICC = 0.93), 두발 지지(ICC = 0.85)에서 높은 신뢰도를 보인다고 하였다.¹⁸ 측정은 대상자에게 트레드밀 위에서 가장 편안하게 걸을 수 있는 속도를 걸

정하게 한 후 보행 개시 후 완전한 보행주기 단계가 나올 수 있도록 약 30초간 위밍업을 한 후 30초간 측정을 실시하였다. 보행의 안전을 위해 검사자가 옆에서 손을 뻗으면 닿을 수 있는 거리에서 있으면서 보행을 지도하였다.

3. 실험절차

대상자들은 한국형 간이 정신 판별검사(Mini-Mental State Examination-Korea, MMSE-K), 버그 균형 검사(Berg Balance Scale, BBS), 10 m 보행 검사와 관절가동범위 측정을 초기평가로 시행하여 기준 점수에 해당하는지 여부를 확인한 후 선정하였으며 대상자들 모두 병원에 입원한 환자로 물리치료, 작업치료, 언어치료 등의 포괄적인 재활 치료를 받았다.

실험군은 하지 지각학습을 기반으로 한 보행 훈련을 일 2회 각각 30분씩, 주 5회, 총 8주간 동안 시행하였고 대조군은 하지, 발에 부하되는 지각훈련의 요소를 배제한 일반지면에서 보행 훈련을 일 2회 각각 30분씩, 주 5회, 총 8주간 동안 제공받았다. 초기평가 후 4주, 8주 재평가를 시행하였다.

1) 첫 번째 훈련 단계

앉은 자세에서 운동 시 발 아래 놓인 두 개의 매트 아래 체중계의 계기판의 숫자가 변할 수 있을 정도로 체중을 전방 이동하여 발을 볼 수 있게 하며, 치료사는 옆에서 구두지시로 지속적으로 발 아래 매트 촉각과 변화되고 있는 계기판 내용을 대상자가 지각할 수 있게 시작 및 청각자극을 함께 주었다.

2) 두 번째 훈련 단계

앉은 자세에서 일어서기 동작 훈련으로 체중이 전방과 상방으로 이동할 시에도 발 아래 두개의 체중계에 발을 지각하여 체중 지지가 되도록 하지방향으로 신고 일어나도록 구두 지시하였다. 이때 발의 위치는 발목의 종아리세갈래근(triceps surae)이 신장(stretch) 자극을 받을 수 있는 발등 굽힘 각도가 10-15°가 될 수 있게 한 후 마비측의 체중이 해당 압력점까지 실리고 있는 상태 즉, 계기판의 변화를 지속적으로 알려주어 환자가 자신의 발의 힘을 지각할 수 있게 하였다.¹⁹⁾

3) 세 번째 훈련 단계

하지의 체중과 발의 지각을 도울 체중계를 들고 바로 선 자세에서 한 쪽 하지를 전방으로 전진시켜 체중을 이동하는 훈련을 하였다. 전방으로 체중 이동 시 뒤에 놓인 발끝 떼기를 준비하는 하지에서 종아리 세갈래근의 신장 자극이 될 수 있게 발목이 5-15° 정도 되는 위치에 놓이게 훈련하였다.²⁰⁾ 또한 이동된 하지 발 아래 같은 도구를 밟게 하여 부하되는 체중을 도구 계기판 수치가 변화되는지 지속적으로 치

료사에 의해 피드백을 해주었다.

4) 네 번째 훈련 단계

발의 압력에 대한 지각 피드백을 받을 수 있는 도구가 없는 보행로에서 훈련한 지각적 요소를 구두로 지시를 받으며 걷는 훈련을 하였다. 이때 보행 각 단계마다 발등굽힘 각도가 나올 수 있는 초기 입각기 부분과 발끝 떼기 직전의 종아리세갈래근이 신장 자극될 수 있는 부분에서 훈련 받은 내용을 재교육하며 보행하게 하였다.

대조군은 하지와 발에 부하되는 지각훈련의 요소를 배제한 일반 지면에서 보행 훈련을 하였다. 치료사는 기본적인 신체 정렬을 알려 주어 앉았다 일어서기를 하도록 하였다. 이때 발의 위치와 정면을 응시하여 일어설 수 있도록 지시 안내해 주었다. 보행과 관련한 기능 훈련을 받았고 보행훈련 시 대상자들이 자신의 힘을 지각할 수 있는 피드백 요소를 제외한 발의 위치, 하지의 각 관절을 거상 하는 양상, 전진하는 하지의 보폭 및 힘을 주는 방향에 대한 기본적인 정보는 제공하여 낙상의 위험을 최소화하며 안전하게 훈련하였다.

4. 자료분석

본 연구의 모든 통계적 분석은 Window용 SPSS 18.0 (IBM/SPSS Inc., Chicago, IL)을 사용하였다. 모든 변수의 자료는 Shapiro-Wilk test로 정규 분포함을 확인하였다. 두 집단의 일반적 특성과 종속변수의 동질성 검정은 카이제곱(Chi-squared test)과 독립표본 t검정(Independent t-test)을 실시하였다. 두 집단 내의 기간에 따른 유의성을 보기 위해 반복측정 분산분석(repeated measure ANOVA)을 사용하였으며, 훈련 전, 4주 그리고 8주 후 기간에 따른 유의성을 비교하기 위해 사후검정 Bonferroni correction을 하였다. 두 집단 간의 훈련 후 효과 차이를 비교하기 위해 훈련 후 8주의 변화량을 구하여 독립표본 t검정(Independent t-test)을 이용하여 분석하였다. 자료의 모든 통계학적 유의수준은 $p < 0.05$ 로 하였다.

결 과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자의 일반적 특성 및 동질성 검사의 결과는 Table 1에 제시된 바와 같다.

2. 하지 지각학습을 기반으로 한 보행 훈련군(LEPGT)과 일반지면보행 훈련군(GGT)에서 실험 전 · 후 족저면 대한 힘의 변화 비교

8주간 실시한 훈련에서 입각기 하지에 부하되는 힘의 실험 전 · 후 비교 결과는 Table 2에 제시된 바와 같다. 최대 앞발 압력은 LEPGT와 GGT 모두 마비측과 비마비측에서 측정시점 간 유의한 차이가 있었

Table 1. The general characteristics of the subjects (N = 24)

	LEPT (n = 12)	GGT (n = 12)	χ^2/t	p
Gender				
M	9 (75%)	7 (58%)	0.793	0.805
F	3 (25%)	5 (42%)		
Type of stroke				
Hemorrhage	4 (33%)	3 (25%)	0.571	0.202
Infarction	8 (67%)	9 (75%)		
Side of affected				
Right	6 (50%)	4 (33%)	0.145	0.160
Left	6 (50%)	8 (67%)		
Age (yr)	54.2 ± 3.7	51.6 ± 4.5	0.444	0.666
Weight (kg)	62.8 ± 3.1	66.7 ± 4.2	-0.758	0.457
Stroke onset time (month)	13.5 ± 2.1	15.2 ± 2.6	-0.518	0.610
BS total	39.6 ± 2.2	42.9 ± 4.0	-0.760	0.456
MMSE-K	25.8 ± 0.7	25.2 ± 2.3	0.246	0.808
10m walk (s)	25.2 ± 3.3	24.10 ± 3.3	1.722	0.101

Mean ± standard deviation.

LEPGT: Lower extremities perception gait training group, GGT: Ground gait training group, BBS: Berg balance scale, MMSE-K: Mini mental state examination-Korea.

General characteristics and dependent variables are calculated by Chi-squared test and Independent t-test.

다($p < 0.05$). 사후검정 결과, 기초선과 8주후간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). LEPGT는 8주후가 기초선과 4주후 간에 각각 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

최대 중간발 압력은 LEPGT에서 측정시점간 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 사후검정결과 마비측과 비마비측에서 기초선과 8주후간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

두 군 간 중재 후 최대 뒤꿈치 압력은 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$)(Table 2). LEPGT의 마비측과 비마비측에서 최대 뒤꿈치 압력은 측정시점 간에 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 사후검정 결과 기초선과 4주후간, 기초선과 8주후간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

3. 실험 전·후 보행지표 변화 비교

8주간 실시한 훈련에서 보행 시간적 지표의 실험 전·후 비교 결과는 Table 3에 제시된 바와 같다. 두 군에서 중재 후 보폭(Step length)의 변화를 비교한 결과 두 군 간 비마비측에서 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). LEPGT에서 마비측과 비마비측에서 측정시점 간 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 사후검정결과 마비측과 비마비측 모두 기초선과 4주간, 기초선과 8주간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

두 군에서 중재 후 한걸음거리(stride length)의 변화를 비교한 결과 두 군 간 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$)(Table 3). LEPGT에서 측정시점 간 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 사후검정결과 기초선과 4주후간, 기초선과 8주후간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

고찰

뇌졸중 환자는 운동기능 저하와 감각 소실로 인하여 기능회복에 제한이 되는데 특히 하지를 포함한 족저부 근육에 변화를 발생시키게 된다. 감각의 경로에서 일차적으로 발바닥은 감각을 받아들이는 기관으로 이를 통하여 들어온 구심성 정보들은 자세와 보행이라는 기능적 활동에 영향을 미치고 중요한 역할을 한다.²¹

뇌졸중 환자는 선 자세에서 보행 시작 시점으로 먼저 내딛는 발이 유각하지(swing limb)와 나중에 내어 딛는 발을 입각하지(stance limb)로 정의할 때 체중의 이동은 유각하지 뒤쪽에서 입각하지 뒤쪽으로 이동된다. 즉, 발끝떼기(push off)가 일어나고 동시에 체중의 이동이 입각하지 뒤쪽에서 바깥쪽과 앞쪽으로 이동된다.²² 또한 비마비측에 비해 마비측에서 부적절한 협조성, 짧은 보장, 긴 지지 시간과 짧은 유각기의 형태를 보인다.²³

본 연구는 뇌졸중 환자의 보행능력 향상을 위하여 보행 주기에서 지각학습을 기반으로 한 보행 훈련 즉, 지지면에 대한 발의 압력 지각을 자극시켜 하지 족저근을 활성화 및 하지의 부하를 지각할 수 있는 프로그램을 제공하여 뇌졸중 환자의 보행 수행 시 하지의 지지면에 대한 힘과 보행 능력의 변화를 연구하고자 하였다. 본 연구에서 제시하는 하지 지각학습 훈련은 발 전체에 대한 감각 지각을 대상자 스스로 인지할 수 있도록 학습시키는데 목적이 있었다. 본 연구에서는 뇌졸중 환자들 개개인의 체중에 대한 기준 압력 값을 제공하여 하지의 힘을 지각할 수 있는 4단계의 운동 프로토콜을 제시하였으며, 수행이 가능해지면 다음 단계로 진행하는 방법으로 집중적인 보행훈련을 강조하였다. 하지 지각학습을 기반으로 한 보행 훈련에 따른 마비측과 비마비측 각각에 대한 입각기 시 최대 앞발 지면에 대한 힘, 중간발 지면에 대한 힘 그리고 뒤꿈치에 대한 힘을 측정하여 결과를 비교하였다. 하지 지각학습 훈련군과 일반 지지면에서 훈련군은 훈련 후 힘의 양적인 증가가 나타났다.

정상인에 비해 뇌졸중 환자들의 뒤꿈치 지지력은 정상인에 비해 낮으며 가쪽이나 앞쪽으로 편중되어 있다. 또한 뇌졸중 환자들은 발바닥을 통한 피드백 감소로 인하여 발바닥의 지지력은 중간발의 가쪽 부위를 통해 앞발과 발가락 부위로 이동하게 된다.²⁴ 뇌졸중 환자는 마비측 하지의 발바닥근의 활동성이 증가되어 마비측의 체중 지지의 저하와 마비측 하지의 동원의 부족 등으로 결국 발이 지지되는 분포를 전방으로 이동시키는 전형적인 보행형태를 보이며,²⁵ 뒤꿈치에 실리는 힘과 접촉 면적이 작아진다.²⁶ 하지만 본 연구에서 제공된 프로토콜 훈련 후 훈련군의 뒤꿈치에서 힘의 양적 증가가 나타나 입각기 시 발의 지면에 대한 지지력이 증가되었음을 확인할 수 있었다. 마비측뿐만 아니라 비마비측에서도 전반적인 힘에 대한 양적 증가를 보였는데, 이것은 시각 및 청각적 자극에 대한 대상자의 반응

Table 2. Comparison of ankle force contributions between the two groups

			LEPGT (n=12)	GGT (n=12)	t	p
Maximum force Forefoot (N)	P	Baseline	299.13±36.18	318.65±48.67	-0.176	0.862
		4 wk	304.35±19.59	334.86±49.60		
		8 wk	332.81±29.82 ^{†‡}	334.46±50.34 [‡]		
		F	5.610	3.385		
		p	0.001*	0.032*		
	NP	Baseline	395.30±21.54	411.15±56.69	1.044	0.309
		4 wk	409.87±28.05	458.12±59.24		
		8 wk	468.42±18.21 ^{†‡}	527.13±36.15 [‡]		
		F	3.694	1.975		
		p	0.001*	0.007*		
Maximum force Midfoot (N)	P	Baseline	182.85±24.12	191.10±33.99	-1.145	0.266
		4 wk	232.10±33.78	209.91±32.83		
		8 wk	266.05±30.48 [‡]	211.57±32.64		
		F	8.273	0.959		
		p	0.006*	0.177		
	NP	Baseline	216.13±18.14	217.04±32.60	-0.317	0.755
		4 wk	223.79±19.08	228.57±29.53		
		8 wk	256.83±38.14 [‡]	245.31±32.88		
		F	5.555	1.390		
		p	0.020*	0.323		
Maximum force Heel (N)	P	Baseline	275.30±17.45	327.80±24.50	-1.652	0.114
		4 wk	304.92±16.27 [‡]	331.36±7.84		
		8 wk	304.52±14.82 [‡]	324.17±27.50		
		F	6.922	0.713		
		p	0.010*	0.575		
	NP	Baseline	346.31±38.25	334.76±35.28	-2.132	0.049*
		4 wk	397.68±43.16 [‡]	340.89±32.43		
		8 wk	410.71±37.47 [‡]	351.10±35.11		
		F	4.573	3.323		
		p	0.025*	0.035*		

P: paretic, NP: non-paretic, LEPGT: Lower extremities perception gait training group, GGT: Ground gait training group.

*p<0.05, [‡]significant difference compared to baseline (p<0.05), [†]significant difference compared to 4 weeks (p<0.05).

이 비교적 대칭적으로 힘을 쓰고자 한 노력의 시도라 판단된다. 뇌졸중 환자와 정상 성인과의 족저압 분포 비교를 통해 정상 성인에 비해 마비측과 비마비측 모두에서 병리적인 보행 패턴이 나타나며, 이것은 손상과 적응이라는 개념에서 설명된다.²⁷ 이처럼 훈련에 적응을 하면서 비마비측이 다른 형태로 적응하게 되는 것을 의미한다고 볼 수 있으며,²³ 기립자세에서 시·지각을 이용한 자세조절 훈련 결과 대칭적 기립과 균형의 효과를 통해 이해해 볼 수 있다.²⁸ Dru-bicki 등²⁶의 바 이오 피드백 트레이드밀 보행 훈련 결과를 보면, 비마비측의 입각기 변화가 뇌졸중 환자의 마비측의 보폭 및 보행 속도의 영향을 준 것을 알 수 있다. 본 연구 결과 마비측의 입각기 비율의 증가는 비마비측 보폭이 증가된 결과와 비교하였을 때 체중이동을 위한 지지력의 향상이 결과에 영향을 주었다고 할 수 있다.

보폭은 한 쪽 발의 뒤꿈치부터 다른 발뒤꿈치까지의 보행이 진행

되는 방향으로의 거리이다.²² 뇌졸중 환자들은 마비측 하지의 단하지 지지기가 짧아지기 때문에 비마비측의 하지 보폭이 짧아지게 된다.²⁹ 짧아진 보폭은 결국 보행 시 분속수 및 보행속도를 감소하게 한다. 시 각 및 청각 피드백을 이용한 체중이동 훈련이 보행 특성에 미치는 영향에서 훈련 후에 보행 속도가 빨라졌고, 보폭이 비마비측에서 길어진 보고가 있다.³⁰ 이러한 연구 결과는 앞서 기술한 마비측 입각기 비율의 증가가 비마비측 보폭이 증가된 결과를 지지한다. 또한 비마비측 입각기 비율의 증가가 마비측 보폭의 증가에 영향을 준 결과로 이해될 수 있을 것이다. 이러한 변화가 지면에 대한 하지의 안정감을 제공해 한걸음거리가 길어진 것으로 생각된다.

운동조절 학습의 이론과 기술은 재활 중재에 필수적이다. 적응은 여러 피드백에 대한 끊임없는 움직임의 수정 과정이며, 학습은 행동적인 적응의 기본 과정이라고 하였다.³¹ 4주 동안 집중적인 감각 피드

Table 3. Comparison of gait parameters between the two groups

		LEPGT (n=12)	GGT (n=12)	t	p
Step length (cm)	P				
	0 wk	28.21±3.05	36.38±4.56	-1.643	0.116
	4 wk	34.62±2.78 ⁺	39.30±5.18		
	8 wk	39.17±2.56 ⁺	41.57±5.04 ⁺		
	F	8.223	3.654		
	p	0.006*	0.025*		
	NP				
	0 wk	26.40±3.10	27.39±5.62	-2.968	0.008*
Stride length (cm)	4 wk	36.28±5.08 ⁺	28.66±5.48		
	8 wk	36.43±4.17 ⁺	28.91±5.24		
	F	9.604	2.779		
	p	0.004*	0.120		
	0 wk	56.38±5.91	65.29±9.54	-2.191	0.040*
	4 wk	64.04±6.12 ⁺	65.76±9.98		
	8 wk	69.60±6.74 ⁺	67.96±10.34		
	F	6.672	3.189		
	p	0.012*	0.040*		

P: paretic, NP: non-paretic, LEPT: Lower extremities perception gait training group, GGT: Ground gait training group.

*p < 0.05, ⁺significant difference compared to baseline (p < 0.05), ⁺significant difference compared to 4 weeks (p < 0.05).

백 보행훈련을 통해 보행기능의 변화와 전제성감각 피질영역의 변화와 정확한 감각 정보와 오류에 대한 피드백이 제공된 운동학습 중재는 매우 유용하다.³²

본 연구는 결과를 해석하는데 몇 가지 제한점이 있다. 보행 시 압력의 분포가 뒤꿈치, 중간과 앞발로 이동되는 것과 족저근의 적절한 활성을 측정하지 못하였다. 뇌졸중 환자의 일상생활활동의 제한점을 해결하기 위해서 보행 속도의 증가가 필요하게 되는데 실제적인 보행 속도를 측정하지 못하고 보폭과 한걸음 거리로 추정된 것을 제한점이라 할 수 있다. 또한 환자 스스로 지각하고 학습하기 위한 충분한 기간이 필요할 것으로 생각된다.

운동의 효과를 증대시키기 위해 운동 조절의 원칙이 치료 프로그램에 적용되어야 한다는 사실은 이미 숙지하고 있다. 향후 재활치료의 모든 부분에 걸쳐 의미를 부여하고 있는 운동학습(motor learning)의 개념에서 지각이라는 필수 요소이자 기본요소를 운동의 단계에 다양하게 접목하고 유용하게 이용할 수 있는 방법을 제시하여 장기적이고 체계적인 연구가 지속되어야 할 것이다.

REFERENCES

- Carey LM. Somatosensory loss after stroke. *Crit Rev Phys Rehabil Med*. 1995;7(1):51-91.
- Tyson SF, Hanley M, Chillala J et al. The relationship between balance, disability, and recovery after stroke: predictive validity of the Brunel Balance Assessment. *Neurorehabil Neural Repair*. 2007;21(4):341-6.
- Winward CE, Halligan PW, Wade DT. Current practice and clinical relevance of somatosensory assessment after stroke. *Clin Rehabil*. 1999;13(1):48-55.
- Smania N, Montagnana B, Faccioli S et al. Rehabilitation of somatic sensation and related deficit of motor control in patients with pure sensory stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(11):1692-702.
- Bohannon RW. Evaluation and treatment of sensory and perceptual impairments following stroke. *Top Geriatr Rehabil*. 2003;19(2):87-97.
- Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture*. 2002;16(3):215-32.
- Bowden MG, Balasubramanian CK, Neptune RR et al. Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke*. 2006;37(3):872-6.
- Walker C, Brouwer BJ, Culham EG. Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. *Phys Ther*. 2000;80(9):886-95.
- Peterson CL, Hall AL, Kautz SA et al. Pre-swing deficits in forward propulsion, swing initiation and power generation by individual muscles during hemiparetic walking. *J Biomech*. 2010;43(12):2348-55.
- Morioka S, Yagi F. Effects of perceptual learning exercises on standing balance using a hardness discrimination task in hemiplegic patients following stroke: a randomized controlled pilot trial. *Clin Rehabil*. 2003;17(6):600-7.
- Goldie PA, Matyas TA, Evans OM et al. Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clin Biomech*. 1996;11(6):333-42.
- Hwang BY. The effects of the proprioceptive control and visual feedback for the limits of stability in patients with chronic hemiplegia. *J Kor Soc Phys Ther*. 2007;19(6):37-41.
- 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.
- Walker C, Brouwer BJ, Culham EG. Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. *Phys Ther*. 2000;80(9):886-95.
- Plummer-D'Amato P, Brancato B, Dantowitz M et al. Effects of gait and cognitive task difficulty on cognitive-motor interference in aging. *J Aging Res*. 2012;2012:1-8.
- Al-Yahya E, Dawes H, Smith L et al. Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev*. 2011;35(3):715-28.
- Rocha A de S, Knabben RJ, Michaelsen SM. Non-paretic lower limb constraint with a step decreases the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand at two seat heights in subjects with hemiparesis. *Gait Posture*. 2010;32(4):457-63.
- Citaker S, Gunduz AG, Guclu MB et al. Relationship between foot sensation and standing balance in patients with multiple sclerosis. *Gait Posture*. 2011;34(2):275-8.
- Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):82-94.
- Faude O, Donath L, Roth R et al. Reliability of gait parameters during treadmill walking in community-dwelling healthy seniors. *Gait Posture*. 2012;36(3):444-48.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice. 3rd ed. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins, 2007:22-6.

22. Eils E, Behrens S, Mers O et al. Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait Posture*. 2004;20(1):54-60.
23. Wong AM, Pei YC, Hong WH et al. Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: an implication for neurologic status determination. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(10):1625-30.
24. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193-214.
25. De Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(6):886-95.
26. Dru-bicki M, Guzik A, Przysada G et al. Efficacy of gait training using a treadmill with and without visual biofeedback in patients after stroke: a randomized study. *J Rehabil Med*. 2015;47(5):419-25.
27. Hermens HJ, deWaal CA, Buurke J et al. A new gait analysis system for clinical use in a rehabilitation center. *Orthopedics*. 1986;9(12):1669-75.
28. Seo DK, Oh DW, Lee SH. Effectiveness of ankle visuoperceptual-feedback training on balance and gait functions in hemiparetic patients. *J Kor Phys Ther*. 2010;22(4):35-41.
29. Kopp B, Wolff M. Brain mechanisms of selective learning: event-related potentials provide evidence for error-driven learning in humans. *Biol Psychol*. 2000;51(2):223-46.
30. Kim JM, Yi CH, Current ME. A study on the effects of weight-transfer training upon the gait patterns of hemiplegic patients through visual and auditory feedback. *Phys Ther Korea*. 1995;2(2):9-23.
31. Cho SH, Shin HK, Kwon YH et al. Cortical activation changes induced by visual biofeedback tracking training in chronic stroke patients. *Neuro Rehabilitation*. 2007;22(2):77-84.
32. Anderson DI, Magill RA, Sekiya H et al. Support for an explanation of the guidance effect in motor skill learning. *J Mot Behav*. 2005;37(3):231-8.