

Effects of Gastrocnemius Neuromuscular Electrical Stimulation Training on Ankle mobility and Gait in Patients with Stroke

Yusik Choi^a, Hyunjoon Cho^b and Sooyong Lee^{c*}

^aDepartment of Physical Therapy, Seoul Seonam Metropolitan Hospital, Seoul, Republic of Korea

^bDepartment of Physical Therapy, Real Dimension Inc, Seoul, Republic of Korea

^cDepartment of Physical Therapy, Severance Rehabilitation Hospital

Objective: The purpose of this study was to investigate the effects of gastrocnemius neuromuscular electrical stimulation training on ankle mobility and gait in patients with stroke.

Design: A randomized controlled trial.

Methods: 31 patients with stroke were selected and classified into an experimental group (n=16) and a control group (n=15). Both groups were assessed for ankle mobility using the Knee to Wall Test and gait parameters using G-walk before and after the intervention. The intervention was applied five times a week for four weeks. The experimental group performed gastrocnemius neuromuscular electrical stimulation followed by ankle control exercises, while the control group only applied NMES to the tibialis anterior muscle of the paretic side for 30 min per session five times a week for 4 weeks.

Results: Experimental group showed significant improvements in Knee to wall test. and lumbar flexibility after the intervention. both group showed significant improvements in gait parameters after the intervention. However, when comparing between the two groups, the experimental group showed a more significant effect than the control group.

Conclusions: Gastrocnemius neuromuscular electrical stimulation training can be considered an effective approach to improve ankle mobility and gait ability in patients with stroke.

Key Words: Ankle, Gait, Gastrocnemius, Neuromuscular electrical stimulation

서론

뇌졸중 환자의 신체활동 제한 중 가장 많은 부분을 차지하는 것이 보행장애이며[1], 보행능력 회복은 뇌졸중 환자에게 가장 중요한 동기부여이다 [2].

인간의 보행은 신체와 지면의 상호작용으로 이루어지는 이동 동작의 기본적인 형태이다[3]. 보행은 다리의 단순한 반복 동작처럼 보이지만 100여 개의 다양한 골격근이 조화롭게 작용하며, 팔다리의 여러 분절이 협응하게 된다 [4,5]. 정상보행은 디딤기(stance phase) 60%와 흔들기(swing phase) 40%로 보행주기를 구성한다 [6]. 디딤기는 체중지지와 안정성을 제공하며, 흔들기는

전방추진력을 이용하여 새로운 디딤기로 진행된다 [7]. 보행주기의 역학적 특성은 질량중심의 위치에너지와 운동에너지 사이에 약 180도의 주기적인 변화가 나타난다. 이 주기에서는 중간디딤기에서 위치에너지가 최대로 증가하며, 운동에너지는 최소가 된다. 두 에너지는 서로 비슷한 크기를 가지고 있고, 진자와 유사한 에너지 교환 현상이 발생된다 [1,8]. 그리고 후기디딤기에는 질량중심이 위치에너지를 잃고 운동에너지를 얻게 된다. 이때는 위치에너지가 운동에너지로 변환될 수 있다. 후기디딤기 후 초기흔들기(pre-swing)에서 발바닥굽힘근은 강력한 전방추진력을 제공하여 질량중심을 상승시킬 수 있게 된다 [9,10].

Received: Sep 12, 2023 Revised: Sep 20, 2023 Accepted: Sep 22, 2023

Corresponding author: Sooyong Lee (ORCID <https://orcid.org/0009-0007-0811-1505>)

Department of Physical Therapy, Severance Rehabilitation Hospital, 50-1, Yonsei-ro, Seodaemun-gu, Seoul, Republic of Korea

Tel:*** - **** - **** Fax: +82-2-6300-7696 E-mail: ywlee2000213017@hanmail.net

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://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.

Copyright © 2023 Korean Academy of Physical Therapy Rehabilitation Science

보행주기 중 질량중심의 상승에 기여하는 핵심근은 발바닥굽힘근으로 장딴지근, 장딴지빗근과 가자미근이 대표적이다. 이관절근으로 장딴지근과 장딴지빗근의 이르는 곳은 넙다리뼈 안쪽관절융기이며, 가자미근은 일관절근으로 정강뼈 뒤쪽에 이르는 곳을 가진다. 이 근들은 협동근으로 공동힘줄인 발꿈치힘줄을 통해서 발바닥굽힘을 만든다 [11-13].

뇌졸중 환자는 발목경직으로 인한 발바닥굽힘근의 약화, 발목처짐, 구축 변형에 의해서 보행에 필요한 충분한 힘을 얻지 못한다 [14]. 이러한 발 구조와 기능의 변화는 균형 문제로 이어져 기능적인 활동과 보행장애의 원인이 된다 [15,16].

Thompson 등 [17] 은 다리 기능 회복을 위한 방법으로 신경근전기자극치료(neuromuscular electrical stimulation)의 사용을 제안하였다. 뇌졸중 환자에게 신경근전기자극 치료 적용은 관절가동범위의 향상 및 유지, 경직감소 [19], 근력강화 [20], 감각운동능력 회복 [21], 팔다리 기능 회복 [22], 보행기능 회복 [23]에 효과가 있다고 하였다. 앞정강근과 안쪽장딴지근에 신경근전기자극치료를 병행한 보행치료에서는 마비쪽 다리의 경직 감소와 근력 증가, 보행속도 향상을 보고하였다 [24].

Lin 등 [32]은 15명의 뇌졸중 환자에게 밸런스보드에서 NMES를 적용한 연구군과 일반적인 물리치료를 받은 대조군으로 분류하여 관절가동범위, 경직, 근력, 안정성한계, 보행, Emory 기능적보행프로파일(Emory Functional Ambulation Profile, EEAP)을 측정 한 결과, 연구군에서 경직의 감소와 긍정적인 결과를 보고하였고,

Yang등 [24]은 40명의 뇌졸중 환자를 앞정강근에 NMES만 적용한 연구군과 앞정강근 NMES치료, 발목관절 운동치료를 받은 연구군, 운동치료만 받은 대조군으로 나누어 경직과 관절가동범위를 측정하였다. 앞정강근에 NMES만 적용한 연구군, 앞정강근 NMES치료와 발목관절 운동치료를 받은 연구군에서 경직의 감소와 발목관절가동범위에서 증가를 보고했다. 이들 연구는 길항근의 전기자극으로 인한 수축이 반사적 억제를 통한 주동근의 신장을 촉진시켜 경직이 감소된 것으로 설명하였으며 전기자극의 즉각적인 효과와 함께 자극 후 24시간까지 그 효과가 지속됨을 보고하였다.

Chae와 Yu [18]는 신경근전기자극치료와 능동운동이 포함된 훈련이 운동학습에 효과적이라고 하였다. 하지만 일부 선행연구에서 신경근전기자극치료만 적용하여 기능적인 움직임을 병행하지 않은 경우가 있었으며, 장딴지근에 신경근전기자극치료를 적용하여 발목 운동을 병행한 실험연구는 거의 찾아볼 수 없었다. 이에 본 연구의 저자는 장딴지근 신경근전기자극치료 훈련이 뇌졸중 환자의 발목 가동성과 보행에 미치는 효과를 알아보 고자 하였다.

연구 방법

1. 연구 설계

본 연구는 독립적 보행이 가능한 뇌졸중 환자들에게 마비쪽에 장딴지근 신경근전기자극치료를 적용하여 발

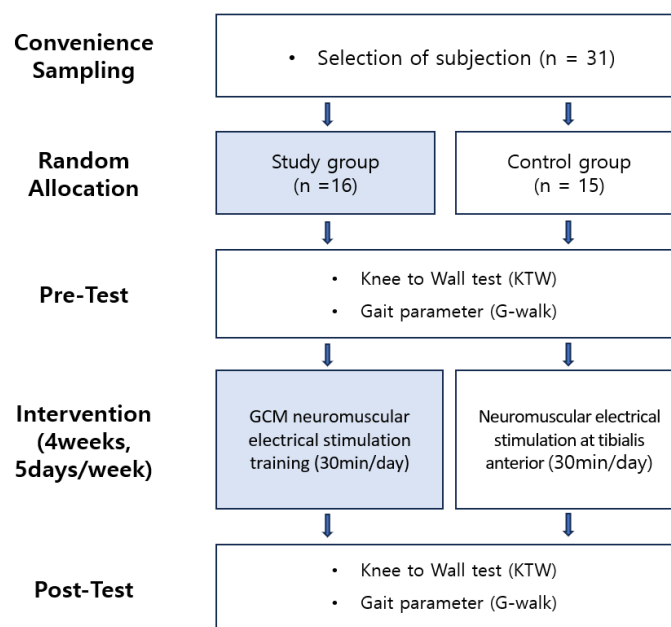


Figure 1. Experimental design

목조절훈련을 병행한 실험군과 마비쪽 앞정강근에 신경근전기자극치료를 적용한 대조군을 비교하여 장딴지근 신경근전기자극치료 훈련이 발목가동성과 보행에 미치는 영향을 규명하기 위한 무작위 대조군 전후 실험설계이다. 뇌졸중 환자를 대상으로 신청자 순서대로 마이크로소프트 엑셀의 RANDBETWEEN 함수를 이용하여 랜덤숫자발생기로 (1, 2로 선정) 무작위 배정을 하여 집단을 분류하였으며 치료중재 전후로 무릎벽당기검사(knee to wall test)를 통하여 발목가동성을 G-Walk (BTS G-Studio, BTS Bioengineering S.p.A., Italy)를 이용하여 보행변수(gait parameter)를 측정하였으며 실험군과 대조군 모두 훈련을 4주간 주 5회, 30분 적용하였다(Figure 1).

2. 연구 대상자

2023년 2월부터 2023년 3월까지 대전 소재 D 병원에서 본 연구의 대상자 조건을 충족하는 31명의 뇌졸중 환자를 대상으로 진행하였다. 연구 기간은 총 4주이며, 사전 평가 후 1개월 뒤 사후평가를 진행하였다.

대상자 선정 기준으로는 뇌졸중을 진단받은 후, 6개월 이상 경과한 자, 한국판 간이정신상태검사 점수가 24점 이상인 자, 10m 이상 독립적 보행이 가능한 자, 발목 경직으로 수동관절가동범위에 제한이 있는 자, 근골격계에 관절 구축, 통증 또는 골절이 없는 자로 하였다. 이 중 발목관절가동범위 제한으로 인해 서 있을 수 없는 자, 종아리와 발목 수술로 인한 금속물 삽입이 있는 자, 심장박동 조율기를 하고 있거나 심장질환 병력을 가지고 있는 자, 기타 병력(정맥 및 동맥 혈전증, 혈전성 정맥염)을 가지고 있는 자는 제외하였다.

본 연구는 참여하는 모든 대상자에게는 연구대상자용 설명문 및 동의서를 배부하여 이 연구의 목적 및 방법

을 충분히 설명한 후 자발적 참여 동의를 얻었으며 용인대학교 기관생명윤리위원회의 심사 승인 후 연구를 진행하였다(IRB: 2-1040966-AB-N-01-2212-HSR-283-2).

3. 측정 방법

실험군과 대조군 모두 중재 전과 후에 발목가동성과 보행 변수를 측정하여 변화가 있는지 확인하였다.

1) 무릎벽당기검사(KTW)

무릎벽당기검사(knee to wall test)는 발목 발등굽힘 각도를 측정하는 방법이다. 대상자는 테스트 용지 위에 양발을 위치시키고 바로 선 자세에서 무릎이 벽에 수직으로 닿도록 지시하였다. 발이 점차 벽에서 멀어지게 하여 무릎이 벽에 닿을 때까지의 발목 발등굽힘 상태를 유지하도록 하였다. 엄지발가락에서 벽까지의 거리를 측정하였고 거리는 센티미터(cm)로 환산되었다(Figure 2). 검사를 진행하는 동안 균형을 유지하기 어려운 대상자는 벽에 손을 대고 유지하도록 할 수 있도록 하였다. 1 cm 거리는 발목관절의 발등굽힘 3.6°로 볼 수 있다. 검사자간 신뢰도는 $r=0.99$ [25], 검사자내 신뢰도는 $ICC=0.96 - 0.99$ 로 높은 신뢰도를 나타내고 있다 [26].

2) 보행검사

보행분석은 3축 가속도계를 이용한 보행분석 장비인 G-Walk (BTS G-Studio, BTS Bioengineering S.p.A., Italy)을 이용하였다. G-Studio 프로그램에 대상자의 기본정보와 키, 넓다리뼈 큰돌기로부터 바닥까지의 다리 길이를 입력하고 G-Walk 센서를 반 탄성 벨트와 결합하여 척추의 S1 위치에 고정하였다(Figure 3). 모든 자료는 100Hz 주파수에서 샘플링되어 블루투스를 통해



Figure 2. Knee to wall test



Figure 3. G-Walk sensor with a semi-elastic belt on the spinal S1

노트북으로 전송되어 처리되었다[27]. G-Walk 센서는 과 급내상관계수에서 $r=0.85 - 0.99$ 로 보행속도, 발걸음 수, 온걸음길이, 한발짝길이에서 우수한 수준의 일치도($r=0.88 - 0.97$)를 보였다[28].

한발짝물의 대칭성 지수는 선행연구에서 제안한 방법을 참고하여 계산하였다[24]. 마비쪽 한발짝물을 비마비쪽 한발짝물로 나누어 1에서 뺀 값을 절대값으로 나타내었다. 마비쪽과 비마비쪽의 차이가 없을수록 대칭성 지수가 높다.

$$\text{Symmetry Index} = \left| 1 - \frac{\text{paretic step length}}{\text{Non-paretic step length}} \right|$$

4. 중재방법

본 실험에서는 실험군인 뇌졸중 환자에게 장딴지근 신경근전기자극치료 훈련을 적용하였을 때 효과를 보기 위한 최소 필요 기간인 4주를 적용하였다[29]. 실험군은 마비쪽 장딴지근에 신경근전기자극치료 적용과 함께 경사판에서 발목조절훈련을 30 분 동안 병행하였다. 대조군은 마비쪽 앞정강근에 신경근전기자극치료를 적용하여 1일 30분씩, 4주간 주 5회 실시하였다.

장딴지근 신경근전기자극치료 훈련

장딴지근 신경근전기자극치료 훈련은 신경근육전기 자극기(Neurotech, Bio-Medical Research Ltd., Ireland)와

경사판(StrongTek Professional Wooden incline Board, Slantek, U.S.A)을 사용하여 실시하였다. 전극 부착위치는 마비쪽 장딴지근의 정중앙에서 가쪽으로 2 cm 떨어진 곳의 근섬유와 평행하게 부착하였다. 치료 후, 근 피로가 생기는 것을 최소화하기 위해 간헐적 저주파 교대 자극을 사용하였고[30], 전류는 단상직상각형파, 맥동빈도 35 pps, 맥동기간은 150 - 350 ms, 자극 시간과 휴식 시간(on-off ratio)은 각각 5초로 설정하였다 [31]. 전류강도는 연구대상자마다 근수축이 유발되는 범위로 설정하였고 적용시간은 30분으로 하였다.

장딴지근 신경근전기자극치료를 적용 한 후, 발목조절훈련의 순서는 다음과 같다.

- (1) 무릎을 5° 굽힌 자세에서 시작한다(Figure 4A).
- (2) 전류가 흐르는 5초 동안 발꿈치가 바닥에서 천천히 떼게 한다(Figure 4B).
- (3) 발바닥굽힘 할 수 있는 최대 범위까지 발꿈치를 들어 올리게 한다(Figure 4C).
- (4) 전류가 흐르지 않는 5초 동안 발꿈치가 바닥에 천천히 닿게 한다(Figure 4D).
- (5) 발꿈치가 바닥에 완전히 닿을 때까지 천천히 움직이게 한다(Figure 4E).
- (6) 무릎을 5° 굽힌 자세로 천천히 돌아간다(Figure 4F).

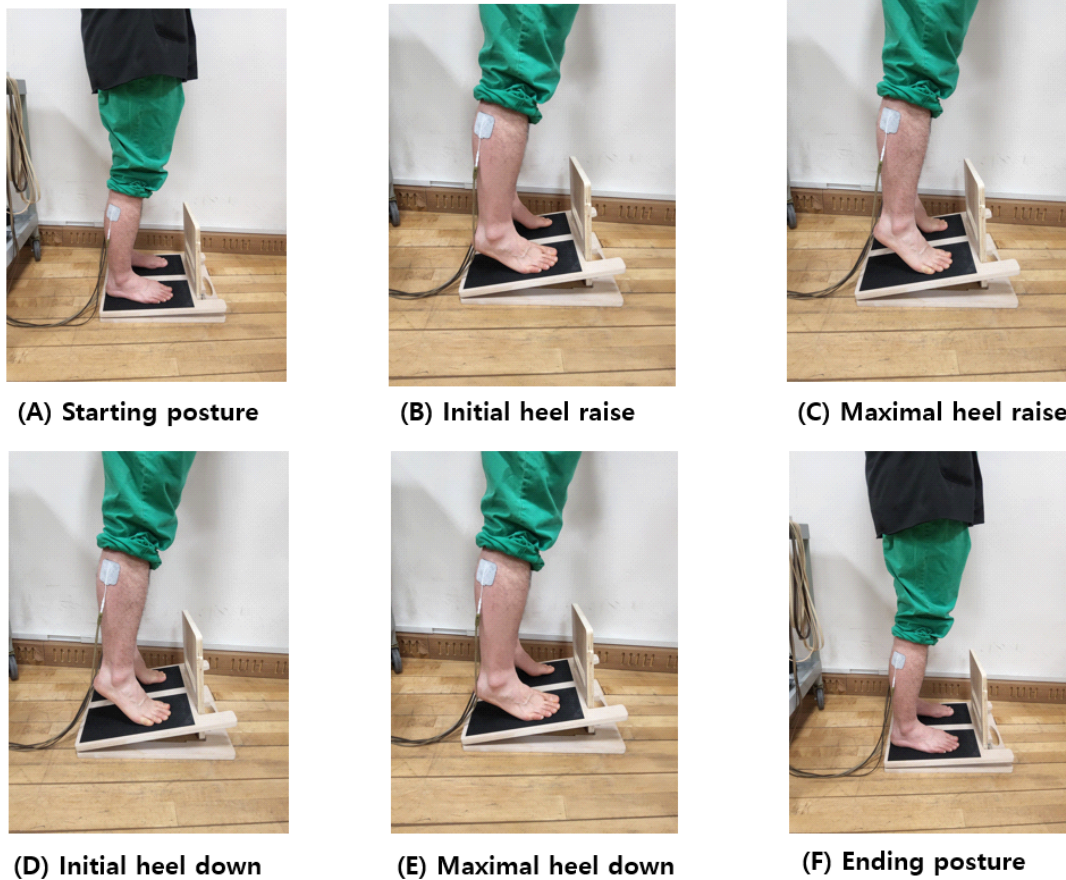


Figure 4. Gastrocnemius neuromuscular electrical stimulation training

앞정강근 신경근전기자극치료 훈련

대조군의 중재는 앉은 자세에서 마비쪽 앞정강근에 신경근전기자극치료를 적용하고 신경근육전기자극기를 이용하여 30분간 전기자극을 주었다. 마비쪽 종아리뼈 머리 뒷부분, 앞정강근 운동점(motor point)에 전극을 배치하였다. 전기자극은 단상직상각형파, 맥동빈도 35pps, 맥동기간은 150 - 350 ms로 자극 시간과 휴식시간은 각각 5초로 설정하였다. 전류 허용 수준은 대상자에게 부착된 전극 부위에서 근수축이 유발되는 정도의 강도로 하였다. 앉은 자세에서 발바닥이 지면에 접촉한 상태로 발목 발등굽힘 동작을 병행하도록 시행하였다. 전기자극 시간은 회당 30분간 적용하였다.

연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

본 연구에서 독립적인 보행이 가능한 뇌졸중 환자 31

명이 연구에 참여하였다. 두 집단 간의 동질성 검정 분석결과 모두 유의한 차이가 없음을 확인하였다(Table 1).

2. Ankle mobility, Gait parameter에 대한 실험 전후 집단 비교

1) Ankle mobility

무릎벽닿기검사를 이용하여 측정한 분석결과는 다음과 같다. 실험군은 초기 6.57 cm에서 후기 7.89 cm로 1.32 cm 증가하였으며 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($p < 0.05$). 대조군은 6.44 cm에서 7.83 cm로 1.40 cm 증가하였으며 통계적으로는 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$). 실험군과 대조군의 집단 간 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$)(Table 2).

2) Gait parameter

실험 전후 집단 내 비교에서 실험군은 보행속도($p < 0.01$), 분당걸음수($p < 0.01$), 온걸음길이($p < 0.01$), 마

Table 1. General Characteristics of Participants

(n=31)

Characteristics	Study group (n=16)	Control group (n=15)	X ² /t	p
Sex (male / female)	9 / 7	8 / 7	0.288 ^a	0.721
Stroke type (ICH/CI)	9 / 7	4 / 11	2.615	0.164
Paretic side (R/L)	8 / 8	5 / 10	0.052	0.786
Age (years)	46.19 (13.36)	50.83 (11.95)	0.978 ^b	0.335
Height (cm)	166.45 (7.67)	165.77 (6.11)	1.114	0.241
Weight (kg)	68.19 (11.62)	62.19 (7.13)	1.252	0.165
Duration (month)	43.55 (22.14)	40.65 (33.22)	0.558	0.579

The values are presented mean (SD), ICH: Intracranial Hemorrhage, CI: Cerebral Infarction, ^achi-square test, ^bindependent t-test

Table 2. Comparison of knee to wall test within & between groups

(n=31)

Variables	Study group (n=16)	Control group (n=15)	t	p	
KTW (cm)	Pre-test	6.57 (1.06)	6.44 (2.97)		
	Post-test	7.89 (0.88)	7.83 (3.45)		
	Change	1.32 (2.53)	1.40 (4.17)	2.206 ^b	0.035*
	t	2.079 ^a	1.298		
	p	0.045*	0.215		

The values are presented mean (SD), ^apaired t-test, ^bindependent t-test

*p < 0.05

비쪽 한발짜길이가(p < 0.05), 비마비쪽 한발짜길이가(p < 0.01), 한발짜길이 대칭성 지수(p < 0.05)에서 유의미한 차이를 보였고, 대조군은 보행속도(p < 0.05), 분당걸음수(p < 0.01), 온걸음길이(p < 0.01), 비마비쪽 한발짜길이가(p < 0.05)에서 유의미한 차이를 보였다. 실험군과 대조군의 집단간 비교에서는 온걸음길이(p < 0.01), 비마비쪽 한발짜길이가(p < 0.05)에서 유의미한 차이를 보였다 (Table 3).

고찰

본 연구의 목적은 장딴지근 신경근전기자극치료 훈련이 뇌졸중 환자의 발목가동성 증진과 보행에 미치는 영향을 알아보기 위함이다. 뇌졸중 환자의 발목경직은 발처짐, 관절구축, 뒤침 변형을 발생시키고 이차적으로 자세흔들림에 의한 균형장애와 비정상적 보행패턴을 일으킨다 [32]. 특히, 발바닥굽힘근의 경직은 수축성 조직의 변화와 관절가동범위를 감소시켜 발의 변형을 일으키며 [33] 이러한 변형은 비대칭 자세를 일으켜 균형과 보행

능력을 감소시킨다 [34]. 그러므로 발바닥굽힘근의 경직이 수축성 조직의 변화와 관절가동범위를 감소시켜 균형과 보행에 영향을 미친다고 볼 수 있다 [33].

이에 본 연구에서는 장딴지근 신경근전기자극치료와 발목 운동을 병행한 중재를 적용하여 발목가동성과 보행 매개변수를 측정하였다. 발목가동성 측정을 위한 무릎벽당기검사는 고니어미터를 사용하여 측정하는 관절가동범위측정방법보다 신뢰도와 타당도가 높은 검사로써 환자들의 관절가동범위를 보다 정량적으로 측정이 가능하다 [35].

본 연구의 결과 무릎벽당기검사의 길이가 치료 중재 전·후 실험군에서 6.57 cm에서 7.89 cm 로 1.32 cm 증가하여 유의한 차이를 보였는데(p < 0.05), 1 cm는 발목관절 발등굽힘의 약 3.6°를 뜻한다 [25]. 이는 발목가동성의 증가가 발꿈치힘줄 길이의 증진과 마비쪽 체중지지의 증가를 의미한다 [16]. 발목관절가동범위는 발꿈치뼈, 목말뼈의 목말밑관절(subtalat joint)과 정강뼈, 종아리뼈, 목말뼈의 목말종아리관절(talocrural joint)의 운동범위가 포함되어 있다 [6]. Olney 와Richards [36]는 목말뼈의 위치정렬 개선이 발활의 물렁조직 탄력성 증가

Table 3. Comparison of gait parameter within & between groups (n=31)

Variables		Study group (n=16)	Control group (n=15)	t	p
Speed (m/s)	Pre-test	0.66 (0.24)	0.58 (0.22)		
	Post-test	0.83 (0.25)	0.65 (0.26)		
	Change	0.17 (0.10)	0.07 (0.08)	0.579 ^b	0.567
	t	4.121 ^a	3.481		
	p	0.001 ^{**}	0.041 [*]		
Cadence (step/min)	Pre-test	79.86 (18.99)	80.89±19.46		
	Post-test	88.51 (19.80)	84.72±02.53		
	Change	8.64 (08.08)	7.21±06.54	0.474	0.639
	t	4.279	-5.801		
	p	0.001 ^{**}	0.002 ^{**}		
Stride length (cm)	Pre-test	89.44 (13.74)	79.40±28.55		
	Post-test	101.56 (16.07)	85.00±29.81		
	Change	12.13 (07.10)	5.60±03.85	-1.380	0.004 ^{**}
	t	6.833	-5.632		
	p	0.008 ^{**}	0.005 ^{**}		
Pareticsteplength (cm)	Pre-test	47.73 (5.05)	51.02 (4.44)		
	Post-test	50.57 (5.39)	52.95 (3.69)		
	Change	2.84 (1.47)	1.93 (2.47)	0.718	0.478
	t	7.984	-6.314		
	p	0.043 [*]	0.084		
Non-pareticsteplength (cm)	Pre-test	45.94 (5.15)	48.06 (5.84)		
	Post-test	49.01 (5.46)	50.73 (6.41)		
	Change	3.07 (2.14)	2.67 (2.38)	1.876	0.041 [*]
	t	4.487	5.542		
	p	0.007 ^{**}	0.041 [*]		
Symmetry	Pre-test	0.21 (0.29)	0.13 (0.14)		
	Post-test	0.24 (0.31)	0.15 (0.22)		
	Change	0.03 (0.10)	0.02 (0.09)	1.388	0.176
	t	1.299	0.656		
	p	0.021 [*]	0.523		

The values are presented mean (SD), ^apaired t-test, ^bindependent t-test

*p<0.05, **p<0.01

와 발목관절의 경직 감소시켜 발목관절가동범위를 증가시킬 수 있다고 하였다. 그러므로 본 연구의 중재를 통한 발목가동성 증진이 발목관절 구조와 기능 그리고 장딴지근 길이에도 영향을 줄 것으로 사료된다.

Horak과Nashner [37]은 불안정한 지면에서 발목균형

전략의 활용이 앞정강근과 장딴지근의 자가억제기전 (autogenic inhibition)을 증가시킬 수 있다고 하였다. Hur [38]는 뇌졸중 환자의 마비쪽 발목관절가동범위의 증가를 위해 신경근전기자극치료와 함께 경사판에 선 자세를 연구했으며, 연구 결과 마비쪽 발목관절의 경직

감소($p < 0.05$)와 발목관절가동범위의 증가($p < 0.05$)를 보고했다. 이러한 선행연구들의 결과는 본 연구의 치료 중재방법을 통한 결과를 뒷받침하며, 발등굽힘근과 발바닥굽힘근의 자가억제기전이 경직을 감소시키고 발목가동성을 증진시킨 것으로 사료된다.

본 연구의 보행특성의 결과로 연구군의 보행속도($p < 0.01$), 한발짝틀($p < 0.01$), 온걸음길이($p < 0.01$), 마비쪽 한발짝길이($p < 0.05$), 비마비쪽 한발짝길이($p < 0.01$), 한발짝길이 대칭성($p < 0.05$)에서 유의한 차이를 보였고, 실험군과 대조군의 집단 간 차이에서는 온걸음길이($p < 0.01$), 비마비쪽 한발짝길이($p < 0.05$)에서 유의한 차이를 보였다.

Yang 등 [24]은 안쪽장딴지근에 신경근전기자극치료 적용은 보행속도와 한발짝틀에서 증가시킬 수 있다고 보고하였다. Miyata 등 [39]은 보행에서 흔들기 전 단계 자세와 유사한 운동인 발바닥굽힘운동이 뇌졸중 환자의 마비쪽 발활의 회복과 보행 능력을 개선하는데 효과적이라고 하였다. 이러한 이유로 본 연구의 중재방법이 발활의 회복을 통해 발목가동성 증진에 영향을 미칠 수 있고 보행시 마비쪽의 체중지지 및 이동 증가를 통해 비마비쪽의 한발짝길이의 증가를 유도했을 것이라 본 연구자는 생각한다.

Chen 등 [40]은 전기자극에 의한 장딴지근의 경직 감소와 자가억제기전 활성화가 뇌졸중 환자의 10m 보행 시간을 단축시켰다고 보고했다. 이러한 선행연구들의 결과는 본 연구의 치료중재가 보행에도 영향을 미칠 수 있음을 뒷받침한다. 이에 본 연구의 저자는 장딴지근 신경근전기자극치료 훈련이 장딴지근의 스트레칭 자극과 목말뼈 움직임의 개선을 통한 발목가동성을 증진시킬 수 있으며, 이는 발압력중심점을 발꿈치쪽으로 이동시키고 [27], 무릎관절의 안정성을 증진을 통해 보행속도 증진에 영향을 주었다고 생각된다 [6].

이 연구결과가 임상에서 주로 사용하는 앞정강근 신경근전기자극치료 훈련이 효과가 없다는 이분법적 논리로 예단할 수 없다. 환자의 상태에 따라 앞정강근의 신경근전기자극치료가 균형과 보행에 긍정적인 효과가 있었다는 선행연구의 결과가 있었기 때문이다.

본 연구의 제한점은 대상자의 수가 적으며 치료 중재 시간 이외의 환경통제에 어려움이 있었다는 점이다. 문헌에 따라 차이가 있지만 신경근전기자극치료를 받은 4주 이후에 근력향상이 나타났다는 보고가 있었는데 또 다른 선행연구에서는 최소 6주에서 8주 동안 매일 30분 이상 신경근전기자극치료를 적용했을 때 효과가 관찰되었다고 보고된 바 있다 [29]. 그러므로 충분한 중재기간을 통한 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다. 향후 신경근전기자극치료를 적용하지 않고 발목운동만을 적

용한 그룹이나 가짜 자극(sham stimulation)을 적용한 그룹을 추가하여 연구를 한다면 보다 명확한 치료효과를 증명할 수 있을 것이라 생각한다.

결론

장딴지근 신경근전기자극치료 훈련은 발목가동성의 증가를 통해서 보행 매개변수에서 한발짝틀, 온걸음길이, 한발짝길이와 대칭적인 걸음에 영향을 줄 수 있다. 따라서 본 연구에서 제시한 장딴지근 신경근전기자극치료 훈련은 뇌졸중 환자의 발목가동성과 보행 회복에 효과적이라고 할 수 있다.

이해 충돌

본 연구의 저자들은 연구, 저작권, 및 출판과 관련하여 잠재적인 이해충돌이 없음을 선언합니다.

참고문헌

1. Kelly LA, Kuitunen S, Racinais S, Cresswell AG. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clin Biomech*. 2012;27(1):46-51.
2. Duncan PW, Sullivan KJ, Behrman AL, Azen SP, Wu SS, Nadeau SE, et al. Protocol for the Locomotor Experience Applied Post-stroke (LEAPS) trial: a randomized controlled trial. *BMC Neurol*. 2007;7:1-23.
3. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2nd ed. WATERLOO BIOMECHANICS: Transport Research Laboratory; 1991.
4. Novacheck T. Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. *Instr Course Lect*. 1995;44:497-506.
5. Czerniecki JM. Foot and ankle biomechanics in walking and running: a review. *Am J Phys Med*. 1988;67(6):246-252.
6. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis. Normal and pathological function 2nd ed. California: Slack Inc; 2010.
7. Forghany S, Nester CJ, Tyson SF, Preece S, Jones

- RK. The effect of stroke on foot kinematics and the functional consequences. *Gait & posture*. 2014;39(4):1051-1056.
8. Gao F, Ren Y, Roth EJ, Harvey R, Zhang LQ. Effects of repeated ankle stretching on calf muscle-tendon and ankle biomechanical properties in stroke survivors. *Clin Biomech*. 2011;26(5):516-522.
 9. Kim DW, Kim JH, Kim JH. Effects of eccentric activation training of plantar flexors for the patients with stroke. *J Kor Soi Neurotherapy*. 2020;24(1):33-39.
 10. Neptune RR, Sasaki K, Kautz SA. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & posture*. 2008;28(1):135-143.
 11. Zhou JP, Yu JF, Feng YN, Liu CL, Su P, Shen SH, et al. Modulation in the elastic properties of gastrocnemius muscle heads in individuals with plantar fasciitis and its relationship with pain. *Sci Rep*. 2020;10(1):2770.
 12. Almeida G, Carvalho R, Talis V. Postural strategy to keep balance on the seesaw. *Gait & posture*. 2006;23(1):17-21.
 13. Powers CM, Maffucci R, Hampton S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *JOSPT*. 1995;22(4):155-160.
 14. Manca M, Ferraresi G, Cosma M, Cavazzuti L, Morelli M, Benedetti M. Gait patterns in hemiplegic patients with equinus foot deformity. *Biomed Res Int*. 2014;939316.
 15. De Vlugt E, De Groot JH, Schenkeveld KE, Arendzen J, van Der Helm FC, Meskers CG. The relation between neuromechanical parameters and Ashworth score in stroke patients. *J Neuroeng Rehabil*. 2010;7:1-16.
 16. Kluding PM, Santos M. Effects of ankle joint mobilizations in adults poststroke: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(3):449-456.
 17. Thompson A, Jarrett L, Lockley L, Marsden J, Stevenson V. *Clinical management of spasticity*. United Kingdom: BMJ Publishing Group Ltd; 2005.
 18. Chae J, Yu D. A critical review of neuromuscular electrical stimulation for treatment of motor dysfunction in hemiplegia. *Assist Technol*. 2000;12(1):33-49.
 19. Boisgontier M, Vuillerme N, Thomas D, Pinsault N, Emprin M, Caillat-Mioussé JL. Effects of neuromuscular electrical stimulation on the range of motion recovery in hand proximal interphalangeal sprain. *Science & sports* 2009;24(3-4):192-195.
 20. Bélanger M, Stein RB, Wheeler GD, Gordon T, Leduc B. Electrical stimulation: can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals? *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(8):1090-1098.
 21. Peurala S, Pitkänen K, Sivenius J, Tarkka I. Cutaneous electrical stimulation may enhance sensorimotor recovery in chronic stroke. *Clin Rehabil*. 2002;16(7):709-716.
 22. Kluding P, Billinger SA. Exercise-induced changes of the upper extremity in chronic stroke survivors. *Top Stroke Rehabil*. 2005;12(1):58-68.
 23. Marsolais EB, Kobetic R. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. *JBJS* 1987;69(5):728-733.
 24. Yang YR, Mi PL, Huang SF, Chiu SL, Liu YC, Wang RY. Effects of neuromuscular electrical stimulation on gait performance in chronic stroke with inadequate ankle control- A randomized controlled trial. *PLoS One*. 2018;13(12):e0208609.
 25. Bennell K, Talbot R, Wajswelner H, Techovanich W, Kelly D, Hall AJ. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Aust J Physiother*. 1998;44(3):175-180.
 26. Dennis RJ, Finch CF, Elliott BC, Farhart PJ. The reliability of musculoskeletal screening tests used in cricket. *Phys Ther Sport*. 2008;9(1):25-33.
 27. Lee D, Jeong S, Kim L. Gait Characteristics of Sasang Constitution with 3-Axis Accelerometer-Based Gait Analysis. *J of Oriental Neuropsychiatry*. 2020;31(4):225-333.
 28. De Ridder R, Lebleu J, Willems T, De Blaiser C, Detrembleur C, Roosen P. Concurrent validity of a commercial wireless trunk triaxial accelerometer system for gait analysis. *J Sport Rehabil*. 2019;28(6).
 29. Wright PA, Durham S, Ewins DJ, Swain ID. Neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy: a review. *Arch Dis Child Educ Pract Ed*. 2012;97(4):364-371.
 30. Matsunaga T, Shimada Y, Sato K. Muscle fatigue from intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. *Arch Phys Med Rehabil*.

- 1999;80(1):48-53.
31. Robbins SM, Houghton PE, Woodbury MG, Brown JL. The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(6):853-859.
 32. Lin PY, Yang YR, Cheng SJ, Wang RY. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(4):562-568.
 33. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Train.* 2002;37(2):129.
 34. Kwah LK, Harvey LA, Diong JH, Herbert RD. Half of the adults who present to hospital with stroke develop at least one contracture within six months: an observational study. *J Physiother.* 2012;58(1):41-47.
 35. Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(3):279.
 36. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. *Gait & posture.* 1996;4(2):136-148.
 37. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55(6):1369-1381.
 38. Hur YG. The Effects on spasticity, range of motion, balance on combining active-stretching exercise of plantarflexor on ankle with FES in the patients with stroke. Gyeonggi: Yongin University; 2013.
 39. Miyata S, Terada S, Matsui N, Uchiyama K. Effects of task-specific paretic ankle plantar flexor training on walking in a stroke patient: a single-case study. *J Phys Ther Sci.* 2018;30(3):443-447.
 40. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & posture.* 2005;22(1):51-56.