한국전문물리치료학회지 2012년 19권 3호
Phys Ther Kor. Vol. 19 No. 3 2012

# 만성 편마비 환자의 발목에 적용한 능동운동을 동반한 관절가동술이 하지근력과 보행의 시공간적 변수에 미치는 영향

안창만[1], 원종임[2]
[1]전주대학교 대학원 재활과학과, [2]전주대학교 대체의학대학 물리치료학과

## Abstract

# Effects of Ankle Joint Mobilization With Movement on Lower Extremity Muscle Strength and Spatiotemporal Gait Parameters in Chronic Hemiplegic Patients

Chang-man An[1], BHSc, PT, Jong-im Won[2], PhD, PT
[1]Dept. of Rehabilitation Science, The Graduate School, Jeonju University,
[2]Dept. of Physical Therapy, College of Alternative Medicine, Jeonju University

The purpose of this study was to determine the effect of ankle joint mobilization with movement (MWM) on the range of motion (ROM) in the ankle, on the muscle strength of lower extremities, and on spatiotemporal gait parameters in chronic hemiplegic patients. Fifteen subjects with chronic stroke were divided into two groups: an experimental group (8 subjects) and a control group (7 subjects). Both groups attended two or three sessions of physical therapy each week. The experimental group also attended additional MWM training sessions three times a week for five weeks. For both groups, the ROM of the ankle, the muscle strength of the lower extremities, and the spatiotemporal gait parameters in paretic limbs were evaluated before and after the training period. The results showed that the experimental group experienced more significant increases than did the control group in terms of passive (6.10%) and active (21.96%) ROM of the ankle, gait velocity (12.96%), and peak torque, of the knee flexor (81.39%), the knee extensor (24.88%), and the ankle plantar flexor (41.75%)($p<.05$). These results suggest that MWM training in patients with chronic stroke may be beneficial in increasing ROM in the ankle, muscle strength in the lower extremities, and gait speed.

[Chang-man An, Jong-im Won. Effects of Ankle Joint Mobilization With Movement on Lower Extremity Muscle Strength and Spatiotemporal Gait Parameters in Chronic Hemiplegic Patients. Phys Ther Kor. 2012;19(3):20-30]

**Key Words:** Ankle joint; Hemiplegic patients; Mobilization with movement; Muscle strength; Range of motion; Spatiotemporal gait parameters.

## Ⅰ. 서론

뇌졸중 후 하지 전반에 걸쳐 나타나는 감각손상, 근약화, 비정상적 근 긴장도, 그리고 선택적 움직임 조절 능력 결여 등을 포함한 감각운동 장애(sensory motor disorder)는 만성 편마비 환자의 기능적 능력을 감소시킨다(Davidof 등, 1991). 더구나 발목관절의 비정상적 근 긴장도와 근 약화에 의한 움직임 제한은 앉은 자세에서 일어서기, 보행, 계단 오르기 등의 기능적 활동을 하는데 있어 제한을 가져온다(Andriacchi 등, 1980; Wu, 1995).

기능적 활동 중 보행능력은 독립적인 일상생활을 결

통신저자: 원종임 jongimwon@naver.com

정하는데 있어 가장 중요한 요소로 뇌졸중 환자들의 삶에 큰 영향을 미치고 재활에 중요한 목표가 된다(Tilson 등, 2008). 뇌졸중 발병 초기부터 시작한 집중적인 재활치료에도 불구하고 느린 보행속도와 비대칭적 보행형태는 만성 편마비 환자의 일반적인 보행 특징으로 알려져 있다(Goldie 등, 2001). 건강한 성인의 평균 보행속도는 1.4 ㎧인데 반해 유사 연령대 편마비환자의 보행속도는 .18~1.03 ㎧로 느린 분포를 보이고(Olney 등, 1994), 보행의 시공간적 변수 중 대칭성을 파악할 수 있는 보장 대칭 비(step length symmetry ratio)와 단하지 지지기 대칭 비(single-limb support time symmetry ratio)에서 각각 약 1.13과 .53~.66으로 비대칭적 보행형태가 나타난다(Dettmann 등, 1987; Hill 등, 1994).

만성 편마비 환자에서 보행속도 저하와 비대칭적 보행형태의 원인 중 하나는 발목관절 주변의 결합조직과 관절낭의 구조적 변화로 인한 수동적, 능동적 움직임 제한을 들 수 있으며(Kluding과 Santos, 2008), 이는 하지의 비대칭적인 체중분포를 가져오고 균형능력 저하와 보행 시 체중을 마비측으로 지지할 수 있는 능력을 감소시켜 정상인보다 보행속도가 느리고 비대칭적인 특징이 나타나게 된다(Chou 등, 2003; Kim과 Eng, 2003).

만성 편마비 환자의 보행능력 향상을 위해서는 발목관절의 근력강화를 동반한 수동적, 능동적 움직임 향상이 있어야 한다. 이전에 발목관절의 움직임 개선을 위해 제시된 방법으로 신장운동을 들 수 있지만(Moseley, 1997), 이 방법은 효과의 지속성에 한계가 있다(Selles 등, 2005). 그 원인으로 특정 기능적 능력 향상을 위한 관절의 새로운 움직임 획득 시 수동적 움직임 향상과 더불어 근력 향상이 동반된 능동적 움직임 향상이 있어야 하지만(Kluding과 Santos, 2008), 신장을 통한 관절 가동범위의 향상은 단순히 관절 주변 연부조직만 신장시키기 때문이다.

따라서 만성 편마비 환자의 보행능력 향상을 위한 발목관절 움직임 개선에 더 효과적인 물리치료 중재가 필요한 실정이다. 제한된 관절의 움직임을 개선해주는 물리치료 방법 중 관절가동술(joint mobilization)은 관절의 직선적 움직임인 견인과 활주를 통해 제한된 움직임을 회복하는 방법으로 널리 적용되고 있다(Kaltenborn, 1999). 기존에 제시된 관절가동술은 일반적으로 근골격계 질환으로 인한 움직임 제한을 개선하기위한 방법으로 알려져 있다(Green 등, 2001). 하지만 뇌성마비나 당뇨병성 신경병증 환자에게 관절가동술을 적용했던 연구가 있고(Dijs 등, 2000), 특히 Kluding과 Santos(2008)는 뇌졸중 환자 발목에 적용한 관절가동술이 발목관절의 움직임 향상을 가져왔다고 보고하였다.

결국 만성 뇌졸중 환자에서 발목관절 움직임이 향상된 이후 이차적으로 발생할 수 있는 구조적 변화를 예방하기 위해서는 마비측 발목의 수동적, 능동적 관절운동과 더불어 보행이나 체중부하를 통한 지속적인 노력이 필요하다. 관절가동술중 발목에 적용된 능동운동을 동반한 관절가동술(mobilization with movement; MWM)은 환자가 능동적으로 마비측 무릎을 구부려 발등 굽힘 움직임을 할 때 동시에 치료사는 목발뼈를 고정하고, 동시에 치료용 벨트를 이용해 정강뼈를 앞으로 당겨 정강뼈가 뒤에서 앞으로 관절 내 활주가 발생하도록 한다. 이는 발등 굽힘 움직임 향상과 더불어 통증감소 및 기능회복을 위해 제시된 방법이다(Mulligan, 1993). 이전 연구에서 발목 염좌 환자를 대상으로 발목관절 MWM 적용 후 발목의 발등 굽힘 움직임 향상에 효과가 있었음을 보고하였다(Collins 등, 2004; Vicenzino 등, 2006). MWM은 뇌졸중과 같은 신경학적 손상 환자를 위해 제시된 방법이 아니며 적용 사례 또한 활발하지 않은 실정이지만 이 방법이 발목관절 발등 굽힘 움직임 범위를 향상시키는 운동이고 더불어 마비측 하지에 체중부하를 증가시키는 런지(lunge) 자세를 취하는 운동이므로 발목관절 움직임과 하지근력 그리고 보행능력의 향상을 가져올 것으로 예상된다.

따라서 본 연구의 목적은 선 자세에서 발목에 적용한 MWM이 만성 편마비 환자의 발목관절 움직임, 하지근력, 그리고 보행의 시공간적 변수에 어떠한 영향을 미치는지 알아보는데 있다.

## Ⅱ. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 뇌졸중으로 진단받고 대학병원에서 통원 물리치료를 받는 편마비 환자 15명을 대상으로 하였다. 대상자 선정조건은 뇌졸중으로 진단받고 6개월 이상 경과한 편마비 환자로 10 m 이상 독립 보행이 가능하고, 비마비측과 비교해 마비측 발목관절의 움직임 제한이 있고, 연구자의 구두지시를 이해하고 수행할 수 있는 자로 하였다. 발목관절을 포함한 하지에 과가동성, 골

절, 퇴행성관절염, 골다공증 등과 같은 관절가동술이 금기에 해당되거나, 편측무시가 있고, MWM 자세를 취하지 못하는 자, 그리고 같은 기간 타 병원에서 유사한 치료를 받거나 등속성장비 등을 이용한 하지 근력강화 운동을 실시 중인 자는 대상에서 제외되었다. 대상자들은 연구의 취지와 내용에 대한 설명을 듣고 동의서에 서명한 후 실험에 참여하였다.

연구 대상자 총 15명 중 실험군 8명의 평균연령은 45.6세였고, 대조군 7명의 평균연령은 49세로 나타났다. 대상자의 일상생활동작 수준을 파악하기 위해 한글판 수정바델지수(Korea-modified Barthel index; K-MBI)를 이용하여 평가하였으며, 발목관절의 근 긴장도를 평가하기 위해 개정된 개정된 Ashworth 척도(modified modified Ashworth scale; MMAS)로 측정하였다. 실험군과 대조군 사이에 그룹 간 유의한 차이는 없었으며 일반적 특성은 다음과 같다(표 1).

## 2. 측정도구 및 방법

가. 근력 및 관절가동범위 측정

검사 시작 전 검사 과정과 방법에 대해 간단한 구두 설명을 하고, 약 10분 정도 고정 자전거를 이용해 준비운동을 실시하였다. 마비측 하지근력과 발목의 관절가동범위를 측정하기 위해 등속성 장비인 Biodex System 3 PRO[1)]를 이용하였다. 무릎 굽힘근과 폄근의 근력측정은 대상자를 맨발로 장비에 앉게 하고 무릎의 관절축(joint axis)과 근력계축(dynamometer axis)을 일치시킨 후 고정 벨트를 이용해 대상자의 어깨, 골반 그리고 원위 대퇴부를 고정하고 발목의 복사뼈 바로 위를 무릎 부속장치(knee attachment)에 저항 패드를 이용해 단단히 고정하였다. 근력측정을 위한 관절가동범위는 무릎의 최대 폄 위치를 0°로 하여, 이 자세에서 최대 굽힘 위치까지의 범위로 하였다. 발목관절 발등 굽힘근과 발바닥 굽힘근의 근력측정 역시 같은 방법으로 대상자를 장비에 앉게 하고 하지 지지대(limb-support pad)를 이용해 무릎관절을 20°굽힘 시킨 후 발목의 관절축과 근력계축을 일치시켰다. 고정 벨트로 환자의 어깨, 골반 그리고 근위 대퇴부를 고정하고 발목의 전족부와 중족골 부위를 발목 부속장치(ankle attachment)에 저항 패드를 이용해 단단히 고정하였다. 측정에 적용된 관절가동범위는 발목의 최대 발바닥 굽힘 위치를 0°로 하여, 이 자세에서 최대 발등 굽힘 위치까지의 범위로 하였다.

근력측정을 위해 무릎관절은 각속도 60°/sec 에서 최대 구심성 수축을 5회씩 총 2세트 실시하였고, 발목관절은 각속도 30°/sec 에서 최대 구심성 수축을 5회씩 2세트 실시하였다(MacIntyre 등, 2010). 분석은 두 번째 세트에 측정된 값을 이용했으며, 최대 근 수축을 이끌어 내기 위해 “차고 당기고”란 동일한 구두 지시를 하였다. 근 피로를 최소화하기 위해 세트 당 30초간 휴식시간을 제공하였고, 무릎과 발목관절의 평가를 이틀에 나누어 측정하였다. Sole 등(2007)은 등속성 장비를 이용한 근력측정은 짧은 시간에 효과적으로 평가할 수 있다는 장점이 있으며, 높은 신뢰도를 보인다고 하였다(ICC>.90).

발목관절의 수동 관절가동범위의 측정은 근력평가와 같은 방법으로 대상자를 위치시킨 후 검사자가 대

**표 1.** 연구대상자의 일반적 특성 (N=15)

| | 실험군($n_1$=8) | 대조군($n_2$=7) | z 또는 $\chi^2$ |
|---|---|---|---|
| 연령(세) | 45.6±11.2[a] | 49.0±11.3 | -.582 |
| 성별(남/여, 대상자 수, %) | 8/0(100:0) | 6/1(86:14) | -1.069 |
| 마비유형(오른쪽/왼쪽, %) | 4/4(56:44) | 4/3(57:43) | .067 |
| 병변형태(뇌경색/뇌출혈, %) | 2/6(35:65) | 4/3(57:43) | .600 |
| 유병기간(개월) | 66.1±41.0 | 67.1±41.9 | -.290 |
| 신장(㎝) | 170.5±4.5 | 169.3±6.1 | -.058 |
| 체중(㎏) | 65.9±2.6 | 65.7±3.9 | -.058 |
| K-MBI[b] | 86.0±3.3 | 85.7±5.6 | -.059 |
| MMAS[c](0/1/2/3/4) | (0/3/4/1/0) | (0/3/3/1/0) | |

[a]평균±표준편차, [b]한글판 수정바델지수, [c]개정된 개정된 Ashworth 척도.

1) Biodex System 3 PRO, Biodex Medical System Inc., NY, U.S.A.

상자의 발목을 수동으로 최대 발바닥 굽힘 시킨 위치를 기준으로해서 최대 발등 굽힘 시킨 위치까지로 하였고, 능동 관절가동범위는 근력평가 중 발등 굽힘에서 발바닥 굽힘까지 능동적으로 움직인 범위를 측정하였다.

나. 보행평가

대상자들의 시공간적 보행요소를 측정하기위해 족압력 측정식 보행분석기인 GAITRite system[2]을 이용하였다. 이 장비는 길이 366 ㎝, 너비 61 ㎝, 높이 .6 ㎝로 구성된 비닐 재질 카펫으로 만들어진 보도(walkway)가 있으며, 그 안에 13,824(48×288)개 센서가 있어 운동 형상학적 변수 중 시공간적 변수에 대한 정보를 측정할 수 있다. 대상자가 보도를 걸으면 센서가 압력을 초당 120 Hz의 샘플율로 수집하여 직렬 인터페이스 케이블에 연결된 개인용 컴퓨터로 수집된 정보를 보내게 된다.

본 실험에서 대상자는 연구자의 구두지시에 따라 가장 편안한 속도로 총 10 m의 거리를 걷게 되는데 처음 3 m와 마지막 3 m 사이에 GAITRite 보도를 펼쳐놓았으며, 이 구간을 가속구간과 감속 구간으로 분류하고 자료를 수집하였다. 보행보조도구는 이용하지 않았으며, 총 3회 반복 실시 후 평균값을 구해 자료 분석에 이용하였다(Lin 등, 2006). 이 장비는 편안한 보행속도의 측정에서 높은 신뢰도와(ICC>.95) 타당도를 갖춘 장비이다(Menz 등, 2004).

### 3. MWM 적용방법 및 절차

실험군과 대조군 모두 주 2~3회 중추신경발달치료를 포함한 일반적 운동치료를 시행하고 있었으며, 실험군은 추가적으로 하루 30분, 주 3회, 5주간 총 15회에 걸쳐 발목관절 MWM을 적용하였다. 처음 5분은 고정자전거를 이용해 준비운동을 했으며 선 자세에서 마비측 하지를 높이 30 ㎝의 원목의자에 위치한 후 대상자가 능동적으로 무릎을 구부려 체중을 마비측 하지로 이동시켜 발등 굽힘 움직임을 하도록 하고 동시에 치료사는 목발뼈을 고정하고 치료용 벨트를 원위 정강뼈부에 걸쳐 뒤에서 앞으로 활주 시킨다(그림 1). 관절 가동성 향상을 위해 활주는 grade Ⅲ의 강도를 적용하였고(Maitland, 1991), 전방으로 체중이동 하여 10초간 유지 후, 시작자세로 돌아가 5초간 휴식을 취하며 10회 반복

**그림 1.** 능동운동을 동반한 관절가동술 적용 모습.

을 한 세트로 하여 총 6세트를 반복 실시하였다(Collins 등, 2004; Vicenzino 등, 2006). 세트 당 1분간 휴식하는 방식으로 총 20~25분 정도 치료하였다. 마지막 5분은 처음과 같은 방법으로 고정자전거를 이용해 정리운동을 실시하였다.

### 4. 분석방법

수집된 모든 자료의 통계분석을 위해 SPSS ver. 18.0 프로그램을 이용하여 통계처리 하였다. 치료 전 그룹 간 대상자의 일반적 특성과 관절가동범위, 하지근력, 보행능력을 비교하기 위해 카이제곱 검정(Chi-square test)과 만 휘트니 U검정(Mann-Whitney U test)을 실시하였다. 실험 전, 후 변화량에 대한 그룹 간 차이를 비교하기 위해 만 휘트니 U검정을 실시하였으며, 95% 신뢰구간은 기술통계량을 통해 분석하였다. 통계학적 유의수준 α=.05로 하였다.

## Ⅲ. 결과

### 1. 발목 관절가동범위

실험 전 실험군과 대조군 사이의 수동 및 능동 관절가동범위에 유의한 차이는 없었으며, 실험 후 실험군의 발목 관절가동범위 측정결과 수동 관절가동범위 변화량은 3.75°, 능동 관절가동범위 변화량은 6.76°로 대조 군과 비교해 유의한 증가를 보였다(p<.05)(표 2).

2) GAITRite Electronic Walkway, CIR System Inc., NY. U.S.A.

### 2. 하지근력

실험 전 실험군과 대조군 사이의 하지근력 간 유의한 차이가 없었다. 실험 후 실험군의 무릎 폄근 변화량은 최대토크에서 12.10 Nm, 평균파워는 6.94 Watt, 총 일량은 14.03 J로 대조군과 비교해서 유의한 증가를 보였고, 실험군의 무릎 굽힘근 변화량은 최대토크에서 11.50 Nm, 평균파워는 6.90 Watt, 총 일량은 15.25 J로 대조군과 비교해 유의한 증가를 보였다 ($p<.05$). 실험군의 발목 발바닥 굽힘근 변화량은 최대토크에서 4.86 Nm, 총 일량은 2.29 J로 대조군과 비교해 유의한 증가를 보였다($p<.05$). 그 외 발바닥 굽힘근의 평균파워와 발등 굽힘근의 최대토크, 평균파워, 총 일량 변화량은 그룹 간 유의한 차이가 없었다 (표 3).

**표 2.** 발목의 수동, 능동 관절가동범위 (N=15)

| 평가항목 | 그룹 | 실험 전 | 실험 후 | 변화량[a] | z | 변화량에 대한 95%신뢰구간 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 수동 관절가동범위(°) | 실험군 | 61.50±9.67 | 65.25±6.09 | 3.75±4.13 | -2.094* | -.10~3.97 |
| | 대조군 | 59.00±8.00 | 58.86±7.90 | -.14±1.46 | | |
| 능동 관절가동범위(°) | 실험군 | 30.78±8.91 | 37.55±5.48 | 6.76±7.62 | -2.548* | -.82~6.99 |
| | 대조군 | 37.21±16.79 | 36.09±16.31 | -1.12±3.14 | | |

[a]실험 후-실험 전, *$p<.05$.

**표 3.** 하지근력의 최대토크, 평균파워, 총 일량 (N=15)

| | 평가항목 | 그룹 | 실험 전 | 실험 후 | 변화량[a] | z | 변화량에 대한 95%신뢰구간 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| KE[b] | 최대토크(Nm) | 실험군 | 48.64±30.79 | 60.74±31.19 | 12.10±8.51 | -3.009** | .84~11.20 |
| | | 대조군 | 60.37±28.20 | 60.36±28.70 | -.01±2.79 | | |
| | 평균파워(Watt) | 실험군 | 28.24±19.10 | 35.18±19.17 | 6.94±4.18 | -3.125** | .18~6.17 |
| | | 대조군 | 34.36±17.10 | 33.46±16.76 | -.90±2.79 | | |
| | 총 일량(J) | 실험군 | 55.33±38.63 | 69.35±41.93 | 14.03±13.19 | -2.315* | -2.97~13.49 |
| | | 대조군 | 67.39±33.02 | 63.47±31.23 | -3.91±9.69 | | |
| KF[c] | 최대토크(Nm) | 실험군 | 14.13±9.99 | 25.63±21.91 | 11.50±14.30 | -2.201* | .41~13.11 |
| | | 대조군 | 17.27±10.72 | 18.23±10.89 | .96±1.30 | | |
| | 평균파워(Watt) | 실험군 | 6.29±5.92 | 13.19±13.64 | 06.90±9.03 | -2.089* | -.11~8.03 |
| | | 대조군 | 8.60±7.25 | 9.37±7.25 | .77±2.76 | | |
| | 총 일량(J) | 실험군 | 16.30±14.19 | 31.55±28.87 | 15.25±16.06 | -2.143* | .86~16.11 |
| | | 대조군 | 19.06±14.80 | 20.59±14.57 | 1.53±3.07 | | |
| AP[d] | 최대토크(Nm) | 실험군 | 11.64±11.41 | 16.50±13.84 | 4.86±3.80 | -2.319* | .74~4.80 |
| | | 대조군 | 11.94±13.99 | 12.70±14.34 | .76±2.34 | | |
| | 평균파워(Watt) | 실험군 | 1.91±2.73 | 2.09±2.83 | .18±.61 | -.581 | -.15~.47 |
| | | 대조군 | 1.96±2.64 | 2.06±3.13 | .10±.93 | | |
| | 총 일량(J) | 실험군 | 4.44±5.39 | 6.73±7.29 | 2.29±2.33 | -1.969* | -.04~2.40 |
| | | 대조군 | 5.43±7.42 | 5.71±7.80 | .29±1.35 | | |
| AD[e] | 최대토크(Nm) | 실험군 | 10.21±5.61 | 11.38±7.94 | 1.16±3.11 | -.697 | -1.09~1.88 |
| | | 대조군 | 12.47±8.80 | 11.99±7.35 | -.49±1.97 | | |
| | 평균파워(Watt) | 실험군 | 2.26±1.97 | 2.79±2.43 | .53±1.13 | -.754 | -1.15~.89 |
| | | 대조군 | 2.99±2.65 | 3.19±2.35 | .20±.70 | | |
| | 총 일량(J) | 실험군 | 2.98±2.45 | 4.04±3.27 | 1.06±1.62 | -1.275 | -2.07~1.73 |
| | | 대조군 | 6.47±8.14 | 4.89±4.11 | -1.59±4.48 | | |

[a]실험 후-실험 전, [b]무릎폄근, [c]무릎굽힘근, [d]발바닥굽힘근, [e]발등굽힘근, *$p<.05$, **$p<.01$.

### 3. 보행의 시공간적 변수

실험 전 실험군과 대조군 사이의 시공간적 보행요소에 유의한 차이는 없었다. 실험 후 실험군의 시간적 보행요소 변화량은 보행속도에서 .07 ㎧, 분속수는 5.09 걸음으로 대조군과 비교해서 유의한 증가를 보였고, 마비측 보행 주기 시간은 .11 초로 대조군과 비교해서 유의한 감소를 보였다($p<.05$). 실험군의 공간적 보행요소 변화량은 마비측 보장에서 .02 m, 활보장은 .05 m, 비마비측 활보장은 .06 m로 증가해 대조군과 비교해 유의한 증가를 보였다($p<.05$)(표 4).

## Ⅳ. 고찰

뇌졸중 후 환자는 독립적 보행능력의 상실 또는 저하를 보이며, 지속적인 보행훈련 후에도 만성 뇌졸중 환자의 보행은 속도의 감소와 비대칭적 형태를 보인다(Hsu 등, 2003). 그 원인 중 하나로 발목관절의 움직임 제한과 근 약화를 들 수 있다(Chou 등, 2003). 그러나 만성 편마비 환자의 보행능력 향상을 위한 발목관절 움직임과 근력향상에 대한 연구는 활발하지 않고, 임상에서 제시되고 있는 중재 또한 다양하지 않은 실정이다. 따라서 본 연구에서는 만성 편마비 환자의 마비측 발목관절 움직임 향상과 근력회복을 위한 방법으로 환자의 능동적 발등 굽힘 움직임을 통한 관절가동술을 적용한 MWM이 발목관절 움직임, 하지근력 그리고 보행의 시공간적 요소에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 하였다. 그 결과 실험군에서 발목관절의 수동 및 능동 관절가동범위가 증가되었고 무릎 폄근과 무릎 굽힘근, 발바닥 굽힘근에 근력 및 보행속도가 향상된 것을 확인할

**표 4.** 보행의 시공간적 변수 (N=15)

| | 평가항목 | 그룹 | 실험 전 | 실험 후 | 변화량[a] | z | 변화량에 대한 95%신뢰구간 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 시간적 보행요소 | 보행속도(㎧) | 실험군 | .54±.19 | .61±.21 | .07±.05 | -3.100** | .01～.06 |
| | | 대조군 | .57±.09 | .57±.09 | -.00±.02 | | |
| | 분속수(s/m)[b] | 실험군 | 83.96±14.87 | 89.05±12.22 | 5.09±6.51 | -1.947* | -.52～5.60 |
| | | 대조군 | 87.81±17.69 | 87.44±16.83 | -.37±1.81 | | |
| | 마비측 보 시간(sec) | 실험군 | .82±.19 | .74±.11 | -.08±.11 | -1.760 | -.09～.00 |
| | | 대조군 | .79±.17 | .78±.15 | -.01±.02 | | |
| | 마비측 보행 주기 시간(sec) | 실험군 | 1.48±.29 | 1.37±.18 | -.11±.14 | -2.215* | -.12～.01 |
| | | 대조군 | 1.42±.30 | 1.42±.28 | -.00±.03 | | |
| | 마비측 단하지 지지기(%) | 실험군 | 26.69±5.41 | 27.89±5.21 | 1.20±1.23 | -.814 | .38～1.53 |
| | | 대조군 | 27.59±4.11 | 28.26±4.08 | .67±.77 | | |
| | 마비측 양하지 지지기(%) | 실험군 | 37.35±7.25 | 34.94±7.94 | -2.41±3.45 | -.581 | -3.23～-.01 |
| | | 대조군 | 35.99±3.85 | 35.27±5.34 | -.71±2.03 | | |
| | 단하지 지지기 대칭 비[c] | 실험군 | .74±.14 | .76±.14 | .02±.06 | -.058 | -.01～.04 |
| | | 대조군 | .78±.12 | .79±.13 | .01±.04 | | |
| 공간적 보행요소 | 마비측 보장(m) | 실험군 | .43±.08 | .45±.10 | .02±.03 | -2.083* | -.60～2.54 |
| | | 대조군 | .44±.05 | .43±.04 | -.01±.02 | | |
| | 비마비측 보장(m) | 실험군 | .34±.11 | .37±.12 | .02±.05 | -1.042 | -.72～3.51 |
| | | 대조군 | .35±.05 | .35±.05 | .00±.02 | | |
| | 마비측 활보장(m) | 실험군 | .77±.17 | .82±.20 | .05±.07 | -1.967* | -.93～5.88 |
| | | 대조군 | .79±.07 | .79±.04 | -.00±.03 | | |
| | 비마비측 활보장(m) | 실험군 | .77±.18 | .83±.19 | .06±.05 | -2.893** | -.27～5.40 |
| | | 대조군 | .79±.06 | .78±.04 | -.01±.03 | | |
| | 보장 대칭 비[d] | 실험군 | 1.34±.39 | 1.32±.25 | -.02±.19 | -1.390 | -.10～.05 |
| | | 대조군 | 1.29±.33 | 1.25±.29 | -.04±.05 | | |

[a]실험 후-실험 전, [b]분당 걸음 수, [c]비마비측 단하지 지지기에 대한 마비측 단하지 지지기의 비, [d]비마비측 보장에 대한 마비측 보장의 비, *$p<.05$, **$p<.01$.

수 있었다.

MWM 시행 후 발목관절의 관절가동범위 향상 정도를 살펴보면, 대조군에 비해 실험군에서 유의한 증가가 나타났으며, 실험 전후 변화량은 수동 관절가동범위는 3.75°, 능동 관절가동범위는 6.76°증가한 것으로 나타났다. 본 연구결과 수동 관절가동범위에 비해 능동 관절가동범위가 더 많이 향상된 이유는 발목의 근력향상 때문으로 생각된다. 선행 연구를 살펴보면 Dijs 등(2000)은 당뇨병성 신경병증 환자를 대상으로 주 2회씩 5주 동안 발목에 관절가동술 적용 후 발등 굽힘의 수동 관절가동범위가 6°증가했음을 보고하였고, Kluding과 Santos(2008)는 만성 편마비 환자를 대상으로 주 2회씩 4주간 관절가동술 적용 후 발등 굽힘의 수동 관절가동범위가 5.7°증가했음을 보고했다. 최근 손효영과 최종덕(2012)은 편마비 환자를 대상으로 MWM을 매일 2주간 적용해서 발등 굽힘 수동 관절가동범위가 6.86°향상했음을 제시하여 본 연구와 유사한 결과를 나타냈다. MWM 적용 시 환측 하지로 체중 이동된 상태에서 환자의 능동적 발등 굽힘 움직임이 짧아져 있는 발바닥 굽힘근을 신장시켰고, 치료사에 의한 경골의 전방 활주가 수동 관절가동범위를 향상시켰으며 발목관절의 근력향상이 능동 관절가동범위를 증가시킨 것으로 판단된다.

MWM 시행 후 하지근력의 향상 정도를 살펴보면, 실험군의 무릎 폄근 변화량은 최대토크 12.10 Nm, 평균파워 6.94 Watt, 총 일량 14.03 J로 대조군과 비교해 유의하게 증가하였으며, 무릎 굽힘근 변화량은 최대토크 11.50 Nm, 평균파워 6.90 Watt, 총 일량 15.25 J로 대조군에 비해 유의하게 증가 하였다. 발목관절의 경우, 실험군의 발바닥 굽힘근 변화량 중 최대토크 4.86 Nm와 총 일량 2.29 J로 대조군과 비교해 유의한 증가를 보였으나, 그 외의 변수에서는 유의한 차이를 보이지 않았다.

본 연구에서 높이 30 ㎝ 원목의자 위에 환측 하지를 올려놓고 체중을 지지하는 MWM 방법은 런지나 한 다리 스쿼트(single-limb squat) 동작과 유사하다. 특히 이런 동작은 닫힌-사슬 운동이며, 기능적 다관절 운동으로 하지 재활에 일반적으로 제시되는 운동프로그램이다(Boudreau 등, 2009). Jönhagen 등(2009)은 런지 운동이 넙다리네갈래근과 장딴지근의 원심성 수축을 일으키고, 또한 동작 초반 넙다리뒤근육의 등척성 수축을 일으킨다고 보고하였고, Shields 등(2005)은 한 다리 스쿼트 운동이 넙다리네갈래근과 넙다리뒤근육의 동시수축을 일으켜 두 근육을 동시에 강화시킬 수 있다고 하였다. 본 연구에서 무릎과 발목의 근력이 향상된 이유를 살펴보면, MWM을 수행하는 다리의 체중이동 시 무릎 굽힘근과 폄근의 등척성 수축이 일어났으며, 전방으로 체중 이동하는 과정에서 무릎 폄근과 발바닥 굽힘근의 원심성 수축이 발생하여 이들 근육의 근력을 향상시킨 것으로 생각된다.

편마비 환자를 대상으로 체중지지 운동 및 런지 운동을 시행한 후 무릎과 발목 근력 향상을 보고한 선행연구는 거의 없지만 그와 유사한 연구를 보면 Jan 등(2009)은 무릎 골관절염 환자를 대상으로 8주간 체중지지운동을 한 결과 대조군과 비교해 무릎관절 근력의 최대토크 변화량이 폄근에서 10.1 Nm, 굽힘근에서 10.9 Nm로 유의한 증가를 나타냈다. 또한 Ferrell 등(2004)의 연구에 의하면 관절 과가동성 증후군 환자를 대상으로 8주간의 스쿼트와 런지를 포함한 닫힌-사슬 운동을 적용한 결과 실험 전후 최대토크 변화량이 넙다리네갈래근은 3 Nm, 넙다리뒤근육은 13 Nm로 그룹 내 변화량에서 유의한 증가를 보여 본 연구와 유사한 결과를 나타냈다.

MWM 적용 후 보행의 공간적 변수에 미치는 영향을 살펴보면, 실험군의 실험 전후 보장의 변화량이 .02 m증가하였고, 활보장은 실험군의 마비측에서 .05 m, 비마비측에서 .06 m증가하여 대조군과 비교해 유의한 차이를 보였다. 선행 연구에서 편마비 환자를 대상으로 하여 MWM 적용 후 보행 변수를 보고한 연구는 거의 없지만 유사한 연구를 살펴보면, Teixeira-Salmela 등(2001)의 연구에서 만성 편마비 환자를 대상으로 주 3회씩 10주간 하지의 근력강화 운동을 적용한 결과 실험 전후 활보장 변화량이 마비측은 .11 m, 비마비측은 .09 m로 유의하게 증가했고, 박석우와 송창호(2011)은 만성 편마비 환자를 대상으로 30분씩 주 2회 총 4주간 수중 트레드밀을 실시한 후 마비측의 보장 변화량이 .07 m, 활보장 변화량은 .2 m로 유의한 증가를 보고하여, 본 연구와 유사한 결과를 나타냈다.

MWM이 보행의 시간적 변수에 미치는 영향을 살펴보면, 실험군의 실험 전후 보행속도 변화량이 .07 ㎧, 분속수 변화량이 5.09걸음으로 대조군에 비해 유의한 증가를 나타냈다. Teixeira-Salmela 등(2001)은 만성 편마비 환자를 대상으로 주 3회씩 10주간 하지의 근력강화 운동을 적용한 결과 보행속도의 실험 전후 변화량이 .16 ㎧, 분속수 변화량은 11.1 걸음으로 유의한 증가를

보고하였고, Sousa 등(2011)은 만성 편마비 환자를 대상으로 12주 동안 주 3회씩 과제지향적 접근법(Task-oriented approach)에 근거한 부분적 체중지지 상태에서 보행훈련을 한 결과 보행속도 변화량이 .07 ㎧ 증가했음을 보고하였다. 뿐만 아니라 최근 손효영과 최종덕(2012)은 발병 후 6개월 이상 경과한 편마비 환자를 대상으로 MWM 적용 후 보행속도가 실험 전에 비해 .06 ㎧ 향상을 한 것으로 보고하여, 본 연구와 유사한 결과를 나타냈다.

본 연구에서 실험군의 보행속도가 향상된 이유로 시간적 요소에서는 마비측 하지의 보행주기 시간과 보 시간의 감소, 단하지 지지기의 증가, 양하지 지지기의 감소와 연관이 있으며, 공간적 요소에서는 마비측의 보장과 활보장, 그리고 비마비측 활보장의 증가와 연관이 있는 것으로 보인다. Hsu 등(2003)은 만성 편마비 환자의 안정 시 보행속도는 마비측 무릎 폄근의 최대토크(r=.52), 총 일량(r=.55)과 유의한 상관관계가 있다고 보고했고, Kim과 Eng(2003)는 무릎 굽힘근의 평균토크(r=.56)와 발바닥 굽힘근 평균토크(r=.85)가 보행속도와 유의한 상관이 있다고 하였다. 마비측 무릎 폄근의 근력 향상이 보행속도에 미치는 영향에 대한 선행연구를 살펴보면 Sutherland 등(1980)에 의하면 보행의 중간입각기(midstance)에 마비측 무릎 폄근이 강할수록 안정성이 향상되고 그 결과 비마비측의 보장을 증가시켜 보행속도가 증가한다고 하였고, Nene 등(1999)은 마비측 하지의 보행주기 중 유각기에 넙다리곧은근의 근력이 강할수록 초기 유각기(initial swing)때 엉덩관절 굽힘을 증가시켜 보장 및 보행속도를 증가시킨다고 하였다. 또한, 마비측 발바닥 굽힘근의 근력 향상이 보행속도에 미치는 영향에 대한 선행연구를 보면 Eng와 Winter(1995)는 편마비 환자의 평지 보행 시 발바닥 굽힘근은 엉덩 굽힘근과 더불어 신체가 전방으로 나가는데 있어 가장 많은 추진력을 제공하며, 이는 하지에 강한 지면 반발력을 통한 힘 있는 발끝 밀기로 보행속도가 증가한다고 하였다. 본 연구에서 보행속도 향상의 이유를 분석해 보면, 마비측 무릎 폄근과 굽힘근의 근력강화 결과 입각기 안정성이 향상되어 비마비측의 활보장이 증가되었다. 또한 마비측 무릎 폄근과 발바닥 굽힘근의 근력증가가 신체가 전방으로 나가는데 추진력을 제공해 마비측 하지의 보장과 활보장이 증가되어 결국 보행속도의 향상을 가져온 것으로 판단된다.

만성 편마비 환자의 또 다른 보행 특성 중 비대칭적 보행 요소인 단하지 지지기 대칭 비와 보장 대칭 비의 변화량은 두 그룹 간 차이가 없었다. Hsu 등(2003)의 연구에 의하면 마비측 발목의 발바닥 굽힘근 경직이 편마비 환자에서 보행 대칭성을 결정하는 가장 중요한 요인 중 하나였으며, 경직으로 인한 중간입각기에 경골의 거골 위에서 전방 움직임 제한이 비마비측의 보장을 감소시켜 양 하지의 비대칭한 보장 비를 일으킨다고 하였다. Hesse 등(1995)도 마비측 발목의 발바닥 굽힘근 경직은 발 들기(foot clearance)때 엉덩관절의 과도한 보상작용으로 마비측 하지의 보행 궤적(swing trajectory)과 유각기 시간을 증가시켜 결국 비대칭적인 단하지 지지기를 만든다고 하였고, 보툴리늄 독소(botulinum toxin) 주사요법과 결합한 전기자극치료가 마비측 발목 발바닥 굽힘근 경직을 감소시켜 단하지 지지기 대칭 비 향상을 보고하였다. 따라서 본 연구에서 실험 후 보행의 대칭성 향상에 유의한 차이가 없었던 이유는 MWM의 적용이 마비측의 무릎 폄근, 무릎 굽힘근 및 발바닥 굽힘근의 근력은 향상시켰으나, 여전히 양측 하지 사이에 근력의 불균형이 있고, 마비측 발목관절 발바닥 굽힘근의 경직은 감소시키지 못했기 때문으로 생각된다.

본 연구를 수행하는 동안 실험에 참여한 편마비 환자 중 탈락자는 없었으며, 실험 후 통증이나 부작용이 보고되지 않았다. 반면 하지근력과 발목 관절가동범위가 증가되었고, 재활의 최종 목표라 할 수 있는 보행능력이 향상되었다. 따라서 이를 위한 목적으로 편마비 환자의 재활치료 시 적용될 수 있는 치료법 중 하나로 생각된다. 본 연구의 제한점으로 대상자의 수가 적어 결과를 일반화하기 어렵고, 실험 특성상 발목관절의 MWM 중재를 통해 나타난 영향이 단순히 마비측 하지에 체중지지 운동으로 인한 것인지 MWM의 결과인지 확인할 수 없다는 것이다. 즉 여러 측정변수의 결과가 단순히 체중지지 효과 때문인지 아니면 관절가동술이 더해진 결과인지 정확히 파악하기 어렵다는 것이다. 따라서 추후 연구에서는 관절가동술을 적용하지 않고 마비측 하지로 체중지지만을 실시한 그룹과 MWM을 실시한 그룹 간 효과를 비교 검증하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

## Ⅴ. 결론

본 연구는 만성 편마비 환자를 대상으로 발목 관절

의 MWM 적용이 발목의 관절가동범위, 하지근력 및 보행에 미치는 영향에 대해 알아보는데 목적이 있다. 이를 위해 15명의 만성 편마비 환자들을 실험군과 대조군으로 나누어 두 그룹 모두 주 2~3회 물리치료를 하였고, 실험군은 추가로 주 3회 5주간 MWM을 적용하였다. 실험 결과 실험군에서 발목의 수동, 능동 관절가동범위가 증가하였고, 무릎 폄근, 무릎 굽힘근, 발바닥 굽힘근의 근력이 향상되었으며, 보행속도가 증가하였다. 따라서 만성 편마비 환자에서 이차적으로 발생할 수 있는 발목관절의 움직임 제한과 근 약화로 인한 보행능력을 개선시키는데 일반적 재활치료와 더불어 MWM을 적극적으로 적용할 수 있을 것으로 생각된다.

## 인용문헌

박석우, 송창호. 수중트레드밀훈련이 만성뇌졸중 환자의 보행능력에 미치는 영향. 특수교육재활과학연구. 2011;50(2):149-165.

손효영, 최종덕. 체중이동 훈련을 통한 관절가동화기법이 편마비환자의 균형 및 보행속도에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 2012;19(1):10-18.

Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, et al. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. J Bone Joint Surg Am. 1980;62(5):749-757.

Boudreau SN, Dwyer MK, Mattacola CG, et al. Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. J Sport Rehabil. 2009;18(1):91-103.

Chou SW, Wong AM, Leong CP, et al. Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. Am J Phys Med Rehabil. 2003;82(1):42-47.

Collins N, Teys P, Vicenzino B. The initial effects of a Mulligan's mobilization with movement technique on dorsiflexion and pain in subacute ankle sprains. Man Ther. 2004;9(2):77-82.

Davidoff GN, Keren O, Ring H, et al. Acute stroke patients: Long-term effects of rehabilitation and maintenance of gains. Arch Phys Med Rehabil. 1991;72(11):869-873.

Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among gait performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. Am J Phys Med. 1987;66(2):77-90.

Dijs HM, Roofthooft JM, Driessens MF, et al. Effect of physical therapy on limited joint mobility in the diabetic foot. J Am Podiatr Med Assoc. 2000;90(3):126-132.

Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? J Biomech. 1995;28(6):753-758.

Ferrell WR, Tennant N, Sturrock RD, et al. Amelioration of symptoms by enhancement of proprioception in patients with joint hypermobility syndrome. Arthritis Rheum. 2004;50(10):3323-3328.

Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. Arch Phys Med Rehabil. 2001;82(8):1057-1065.

Green T, Refshauge K, Crosbie J, et al. A randomized controlled trial of a passive accessory joint mobilization on acute ankle inversion sprains. Phys Ther. 2001;81(4):984-994.

Hesse S, Jahnke MT, Luecke D, et al. Short-term electrical stimulation enhances the effectiveness of botulinum toxin in the treatment of lower limb spasticity in hemiparetic patients. Neurosci Lett. 1995;201(1):37-40.

Hill KD, Goldie PA, Baker PA, et al. Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. Arch Phys Med Rehabil. 1994;75(5):577-883.

Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84(8):1185-1193.

Jan MH, Lin CH, Lin YF, et al. Effects of weight-bearing versus nonweight-bearing exercise on function, walking speed, and position

sense in participants with knee osteoarthritis: A randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil. 2009;90(6):897-904.

Jönhagen S, Halvorsen K, Benoit DL. Muscle activation and length changes during two lunge exercises: Implications for rehabilitation. Scand J Med Sci Sports. 2009;19(4):561-568.

Kaltenborn FM. The kaltenborn method of joint examination and treatment. In: Kaltenborn FM, Evjenth O, Kaltenborn TB, eds. Manual Mobilization of the Joints. Oslo, Norlis Bokhandel. 1999:21-26.

Kim CM, Eng JJ. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. Phys Ther. 2003;83(1):49-57.

Kluding PM, Santos M. Effects of ankle joint mobilizations in adults poststroke: A pilot study. Arch Phys Med Rehabil. 2008;89(3):449-456.

Lin PY, Yang YR, Cheng SJ, et al. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2006;87(4):562-568.

MacIntyre NJ, Rombough R, Brouwer B. Relationships between calf muscle density and muscle strength, mobility and bone status in the stroke survivors with subacute and chronic lower limb hemiparesis. J Musculoskelet Neuronal Interact. 2010;10(4):249-255.

Maitland GD. Peripheral Manipulation. 3rd ed. London, UK, Butterworths-Heinemann, 1991:171-190.

Menz HB, Latt MD, Tiedmann A, et al. Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. Gait Posture 2004;20(1):20-25.

Moseley AM. The effect of casting combined with stretching on passive ankle dorsiflexion in adults with traumatic head injuries. Phys Ther. 1997;77(3):248-259.

Mulligan BR. Mobilisation with movement. J Man Manip Ther. 1993;1(4):154-156.

Nene A, Mayagoitia R, Veltink P. Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. Gait Posture. 1999;9(1):1-9.

Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: A regression approach. Phys Ther. 1994;74(9):872-885.

Selles RW, Li X, Lin F, et al. Feedback-controlled and programmed stretching of the ankle plantarflexors and dorsiflexors in stroke: Effects of a 4-week intervention program. Arch Phys Med Rehabil. 2005;86(12):2330-2336.

Shields RK, Madhavan S, Gregg E, et al. Neuromuscular control of the knee during a resisted single-limb squat exercise. Am J Sports Med. 2005;33(10):1520-1526.

Sole G, Hamrén J, Milosavljevic S, et al. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. Arch Phys Med Rehabil. 2007;88(5):626-631.

Sousa CO, Barela JA, Prado-Medeiros CL, et al. Gait training with partial body weight support during overground walking for individuals with chronic stroke: A pilot study. J Neuroeng Rehabil. 2011;8:48-54.

Sutherland DH, Cooper L, Daniel D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. J Bone Joint Surg Am. 1980;62(3):354-363.

Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, Mcbride I, et al. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. J Rehabil Med. 2001;33(2):53-60.

Tilson JK, Settle SM, Sullivan KJ. Application of evidence-based practice strategies: Current trends in walking recovery interventions poststroke. Top Stroke Rehabil. 2008;15(3):227-246.

Vicenzino B, Branjerdporn M, Teys P, et al. Initial changes in posterior talar glide and dorsiflexion of the ankle after mobilization with movement in individuals with recurrent ankle sprain. J Orthop

Sports Phys Ther. 2006;36(7):464-471.
Wu G. A review of body segmental displacement, velocity, and acceleration in human gait. In: Craik RL, Oatis CA, eds. Gait Analysis: Theory and application. St. Louis, Mosby, 1995:205-222.

| | |
|---|---|
| 논 문 접 수 일 | 2012년 5월 21일 |
| 논 문 심 사 일 | 2012년 5월 23일 |
| 논문게재승인일 | 2012년 6월 25일 |