

## 팔걸이 형태에 따른 편마비 환자의 보행 변수 및 비마비측 견갑대의 근활성도 변화

이옥경

좋은강안병원 물리치료실

안덕현, 유원규, 오재섭

인제대학교 의생명공학대학 물리치료학과

윤지연

해운대백병원 동작분석실

### Abstract

The Variations in Gait Parameters and the Muscle Activities on the Non-Affected Side of the Shoulder Girdle According to Arm Sling Type in Patients With Hemiplegia

**Og-kyung Lee, MSc., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Good Gangan Hospital

**Duk-hyun An, Ph.D., P.T.**

**Won-gyu Yoo, Ph.D., P.T.**

**Jae-seop Oh, Ph.D., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, College of Biomedical Engineering and Science, Inje University

**Ji-yeon Yoon, MSc., P.T.**

Dept. of Motion Analysis, Haeundae Paik Hospital

The purpose of this study was to investigate the variations in gait parameters in terms of the type of arm sling used in hemiplegic patients. Ten patients with hemiplegia and ten healthy adults participated in this study and walked at self-selected speeds on a GAITRite-instrumented carpet. The activities of the opposite shoulder girdle muscle including the latissimus dorsi, anterior deltoid, and posterior deltoid were simultaneously recorded using surface EMG during gait. They were randomly assigned a condition: without an arm sling, a single strap arm sling, a Harris hemi arm sling, a Rolyan humeral cuff arm sling, and a Bobath roll arm sling. The following gait variables were analyzed: the temporo-spatial parameters of velocity, step length, stride length, swing phase, stance phase, single support, step time and toe in/toe out. The statistical analysis was one-way ANOVA with repeated measures to compare the variation of each variable. In comparison of parameters in each trial in the hemiplegia group, the non-affected side stride length, single support, and toe in/toe out resulted in statistically significant changes ( $p < .05$ ). But without an arm sling group did not show any gait parameter differences with arm slings. This study found that several arm slings varied gait patterns in patients with hemiplegia and in healthy adults. In the EMG analysis, the Rolyan humeral cuff arm sling and the Bobath roll arm sling were higher muscle activity for the latissimus dorsi muscle than did the single strap arm sling. Further study should examine the problems that appeared in patients who wore arm slings by focusing on a larger number of subjects and by studying the variety of responses in more detail using an assessment tool that measures variation

**Key Words:** Arm sling; Electromyography(EMG); Gait parameter; Hemiplegia.

## I. 서론

보행은 이동(locomotion)의 한 형태이며, 조화된 사지의 운동을 통하여 최소한의 에너지를 소모하면서 효과적으로 신체의 무게 중심을 이동시키는 것이다(Donker 등, 2002; Ford 등, 2007). 보행 시 상지의 움직임은 하지의 유각기 시에 나타나는 골반부 횡단면에서의 회전이 상체에 전달되어 동측으로 상체의 회전이 유발되고, 이때 상지가 반대방향으로 회전이 일어나 보상작용을 하게 되어 몸의 균형을 유지한다(Umberger, 2008). Ortega(2008)와 Zehr와 Haridas(2003)는 보행 시 움직임의 정도와 각 모멘트(angular momentum)의 분석을 통하여 상지는 수동적인 진자운동이 아니라고 하였고, Luttgens와 Hamilton(1997)은 동적 근전도를 이용하여 보행 주기 중 일정한 시기에 상지 근육의 변화에서 견관절 신전근의 증가된 활동을 보고하였다. 한편 Ferris 등(2006)은 신경학적 손상환자의 재활기간 동안에 근활성도를 비교하여 상지의 율동적인 움직임이 하지근 활성의 협응을 강화시키고 도움을 준다고 하였다.

편마비 환자의 보행은 느린 속도, 마비측의 짧은 입각각, 마비측 하지의 체중지지 감소 등으로 인하여 문제점들이 유발된다(Akay 등, 2004). 상지의 비정상적인 과긴장도와 상완골의 아탈구로 인한 기계적 스트레스가 미세손상과 동통을 일으키고, 신체 여러 부위에 보상작용을 일으켜 비정상적인 보행을 유발한다. 보행 특성을 개선하기 위해서 마비측으로 체중이동 훈련과 보행의 교정을 목적으로 하는 다양한 형태의 보조기가 이용되고 있으며(Abe 등, 2009; Fatone 등, 2009), 마비측 팔의 지지를 위한 팔걸이 사용은 자세 유지와 되먹임 기전으로 작용하여 자신의 팔을 재인식시켜 자세적응을 도와준다(Faghri 등, 1994; Yavuzer 등, 2002).

Zorowitz 등(1995)의 연구에서 굴곡형은 아탈구 교정에 효과적이며, 견인력을 감소시키기 위해 착용하며, 신전형은 손상된 상지의 하중을 신체의 다른 부분으로 분산시키기 위해 착용한다고 하였다. 굴곡형은 보행 시 양팔의 대칭성과 팔의 진자운동을 방해하여 보행방식을 습득하는데 어려움이 있으며(Brooke 등, 1991), 신전형은 상지의 흔들림이 자연스럽게 상완의 내전과 회전 및 주관절 굴곡을 유도하지 않는다(한경희 등, 1994). 편마비 환자에게 팔걸이를 적용하였을 때, 아탈구와 통증 감소, 마비측 지지, 자세유지가 호전되며, 편마비 환자의 기능적인 활동을 증진시킨다(Brooke 등, 1991;

Faghri 등, 1994; Zorowitz 등, 1995).

굴곡형의 단일끈형(single strap arm sling)은 두개의 커프를 구성되어 있고, 아탈구 방지를 위해 가장 빈번하게 사용되는 팔걸이며, 해리스 편측형(Harris hemi arm sling)은 상지의 무게를 두 커프를 교차시켜 양측 어깨에 분배시키고, 등부의 패드가 팔걸이가 흘러내리는 것을 방지한다. 신전형의 로리안 상완 커프형(Rolyan humeral cuff arm sling)은 편측의 전방 아탈구를 지지하며, 상완골두가 관절과 내에서 외회전된 상태로 유지하여 정상적인 정렬에 가깝도록 고안되었다. 보바스 롤형(Bobath roll arm sling)은 롤을 액외부에 고정하여 상완에 수직으로 위치하도록 하고, 흉곽에 끈으로 고정시킨다(한경희 등 1994; Zorowitz 등, 1995).

편마비 환자의 체중 분배에 따른 보행분석 및 하지 보조기착용, 하지 근활성도와 관련된 연구가 되어지고 있으나(Abe 등, 2009; Fatone 등, 2009; Iwata 등, 2003), 상지의 제한된 움직임으로 인해 발생하는 보행의 변화와 보상작용에 대한 연구는 미흡하다. 따라서 본 연구에서는 건강한 성인과 편마비 환자들에게 굴곡형 팔걸이와 신전형 팔걸이를 적용하였을 때 각 그룹 내의 보행 특성들을 제시하고자 한다. 특히 편마비 환자에게 있어서 보행 시 팔걸이 착용으로 인한 마비측 상지의 움직임 제한이나 지지에 따른 비마비측 견갑대의 근활성도를 함께 제시하여 기능적인 보행 양상을 획득하기 위한 기초자료를 얻고자 한다. 이를 위해 다음과 같은 가설을 설정하였다.

첫째, 팔걸이의 착용이 편마비 환자의 보행변수에 변화를 유도할 것이다.

둘째, 팔걸이를 착용한 편마비 환자의 비마비측 견갑대의 근활성도가 증가할 것이다.

셋째, 굴곡형과 신전형의 팔걸이 형태에 따라 보행변수와 비마비측 견갑대의 근활성도 변화의 차이가 있을 것이다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자 및 연구기간

본 연구는 2009년 5월 1일부터 동년 8월 31일까지 부산시 소재의 D병원에 입원 중인 편마비 환자 10명과 대조군의 건강한 성인 10명을 대상으로 시행되었다. 편마비 환자는 뇌졸중으로 인하여 최소한 6개월 이전에

편마비 진단을 받은 환자, 인지상태를 평가한 MMSE-K(Mini Mental State Examination-Korea)에서 30점 만점에 24점 이상으로 지시하는 내용을 이해하고 따를 수 있는 환자, 보행수준은 FAC(Functional Ambulatory Category)에서 독립적 보행이 20 m 이상 가능한 2단계 이상인 환자, 비마비측 하지와 견관절에 정형외과적 문제가 없는 환자, 연구에 동의한 환자로서 선정되었다. 건강한 성인은 정형외과적, 신경학적 손상이 없는 자, 연구자가 지시하는 내용을 이해하고 따를 수 있는 자, 연구에 동의한 자로 선정되었다.

## 2. 연구도구

### 가. 보행분석 시스템(GAITRite system)

보행분석에서 분절적 접근을 위해 시간적 변수(temporal parameters)와 공간적 변수(spatial parameters)를 이용하여 분석하는 GAITRite system<sup>1)</sup>은 하지 장애를 평가하고, 보행 중재 후의 보행 양상을 수치화한다. 또한 공간적 변수 중 보장시간과 보장은 하지의 비대칭성 정도를 알 수 있다(Kressing 등, 2004). 본 장비는 높은 신뢰도(ICCs .82~.92)와 높은 타당도를 갖고 있다(Bilney 등, 2003; Menz 등, 2004).

### 나. 근전도(Electromyography; EMG)

비마비측 상지의 근활성도를 측정하기 위하여 표면근전도 MP150WSW<sup>2)</sup> 시스템을 사용하였고, 근전도 아날로그신호는 디지털 신호로 전환한 다음 Acqknowledge 3.9.1 소프트웨어를 이용하여 수집하였다. 표본수집율(sampling rate)은 1024 Hz이었으며, 잡음을 제거하기 위해 대역통과필터(band pass filter) 20~500 Hz와 대역필터(band stop filter) 60 Hz를 사용하였다. 표면전극

(EL503 electrode)은 팔걸이를 착용하지 않은 반대측 견갑대의 보행 시 상지의 흔들림에 직접적으로 관여한다고 보고된 근육에 착하였다(Hamilton 등, 1997; Ortega 등, 2008)(그림 1).

1) 전삼각근(anterior deltoid): 액와부(shoulder fold)에서 앞쪽 수직선상의 1/2 지점

2) 후삼각근(posterior deltoid): 액와부에서의 뒤쪽 수직선상의 1/2 지점

3) 광배근(latissimus dorsi): 견갑하각 4 cm 아래에서 척주와 체간의 외측선 사이 1/2 지점

### 다. 팔걸이(arm sling)

굴곡형은 보편적으로 사용되는 단일끈형 팔걸이(single strap arm sling)(그림 2a)와 지지력을 증가시킨 해리스 편측형 팔걸이(Harris hemi arm sling)(그림 2b)를 사용하였다. 신전형은 굴곡형의 단점을 보완한 로리안 상완 커프형 팔걸이(Rolyan humeral cuff arm sling)(그림 2c)와 액와부의 지지를 추가한 보바스 롤형 팔걸이(Bobath roll arm sling)(그림 2d)를 사용하였다.

## 3. 보행 변수의 정의

본 연구에서 측정된 보행관련 시간적·공간적 변수는 McDonough 등(2001)과 Robinson 등(1981)의 연구에서 활용되어진 요인들을 분석하였으며, 그 정의는 다음과 같다.

### 가. 공간적 변수(spatial parameters)

1) 보장(step length): 한 발의 뒤꿈치에서 반대측 발의 뒤꿈치까지의 간격

2) 보폭(stride length): 발뒤꿈치에서 같은 발의 다음 발자국 뒤꿈치까지의 간격

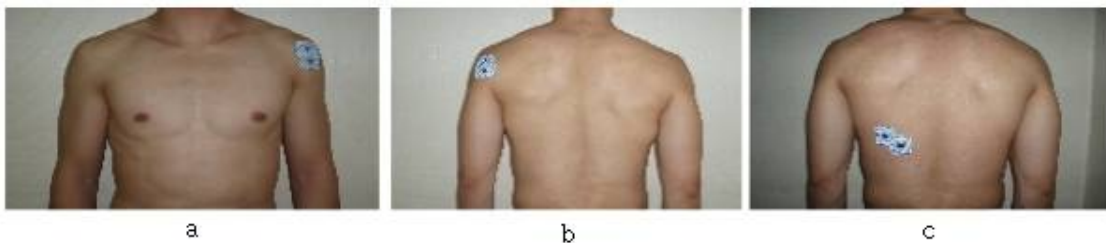


그림 1. 표면근전도 부착부위. a. 전삼각근, b. 후삼각근, c. 광배근.

1) GAITRite, MAP/CIR Systems Inc., CA, U.S.A.

2) MP150WSW, BIOPAC System Inc., CA, U.S.A.



그림 2. 팔걸이. a. 단일끈형, b. 해리스 편측형, c. 로리안 상완커프형, d. 보바스 롤형.

3) 발끝 내측/발끝 외측 각도(toe in/toe out): 뒤꿈치의 점과 전방의 발걸음의 점을 이은 선의 각도로 발끝이 바깥을 향할 때는 '+', 발끝이 안쪽을 향할 때는 '-'로 표기

나. 시간적 변수(temporal parameters)

1) 입각기(stance phase): 뒤꿈치가 닿는 순간부터 발가락이 떨어지는 순간까지의 시간

2) 유각기(swing phase): 발가락이 떨어진 순간부터 뒤꿈치가 닿기 직전까지의 시간

3) 단하지 지지기(single limb support): 편측 하지가 지면에 닿아있는 시간

4) 보행속도(gait velocity): 보행한 거리를 소요된 시간으로 나눈 값

#### 4. 실험방법

대상자에게 실험의 과정을 설명한 후, 키와 몸무게를 측정하였다. 전극 부위의 측정 오류를 제거하기 위하여 면도기로 털을 제거하고 의료용 알코올로 닦아낸 후, 표면전극을 부착하였다(Luttgens 등, 1997; Ortega 등, 2008). 근전도 신호를 대상자간 비교나 근육간 비교를 위하여 최대 등척성 수축(maximal voluntary isometric contact; MVIC)을 사용하여 근전도 신호를 정규화하였다(Anders 등, 2004). 등척성 수축은 각 측정자세에서 5초간 유지하도록 하였고, 광배근은 허리를 곧게 펴고 앉은 자세에서 평행바를 잡고 몸쪽으로 당기는 자세(seated row)에서 시행하였고, 전삼각근은 견관절 90° 외전자세에서 손바닥은 바닥을 향하게 한 후 주관절 근위부에 전방에서 저항을 주어 측정하였다. 후삼각근은 견관절 90° 외전자세에서 손바닥은 바닥을 향하게 한 후 주관절 근위부에 후방에서 저항을 주어 측정하였다. 팔걸이 착용은 동일한 치료사가 착용시키고, 팔걸이 이름

과 미착용이 쓰여진 표를 뽑는 방법을 이용하여 무작위 순으로 시행하였다. 신발을 벗고 실험에 참여하고, “정면을 보고 편하게 걸어가세요.” 라는 구두지시와 함께 2회의 사전 연습 후, 동일한 방법으로 본 실험을 실시하였다. 보행속도를 포함한 기타 보행변수의 변화를 측정하기 위해 대상자가 안정하다고 느끼면서 편안하게 걷는 속도인 안정 보행속도(self-selective comfortable gait speed)로 걷도록 하였다. 팔걸이를 미착용과 4가지 팔걸이를 착용한 상태로 걷도록 하여 총 5회를 측정하였다.

#### 5. 분석방법

통계처리는 SPSS ver. 14.0 프로그램을 사용하였고, 건강한 성인과 편마비 환자들에게 굴곡형 팔걸이와 신전형 팔걸이를 적용하였을 때 각 그룹 내의 운동학적 변인과 근전도 변인을 비교하기 위하여 반복측정된 일요인 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 이용하였으며, 사후 검정은 본페로니 교정(Bonferroni correction)을 실시하였다. 각 항목별 통계적 유의수준  $\alpha$ 는 .05로 설정하였다.

### III. 결과

#### 1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자 중 편마비 환자는 남성은 7명(70.0%), 여성은 3명(30.0%)이었다. 편마비 환자의 평균 연령은 48.7세(범위: 35.0~65.0세)이었고, 평균 신장은 167.9 cm(범위: 158.7~179.2 cm), 평균 체중은 64.4 kg(범위: 50.0~90.2 kg)이었다. 좌측 편마비 환자는 6명(60.0%), 우측 편마비 환자는 4명(40.0%)이었다. 건강한 성인은 남성 7명(70.0%), 여성은 3명(30.0%)이었다. 건강한 성인의 평균 연령은 40.7세(범위: 29.0~58.0세)이고, 평균

신장은 171.7 cm(범위: 161.1~181.6 cm), 평균 체중은 64.0 kg(범위: 52.6~85.7 kg)이었다. 좌측 우세 상지는 4명(40.0%), 우측 우세 상지는 6명(60.0%)이었다(표 1).

## 2. 편마비 환자의 보행 변수와 근활성도의 변화

### 가. 공간적·시간적 변수의 변화

공간적 변수에서는 비마비측 보폭과 비마비측 발끝 내측/발끝 외측 각도에서 유의한 차이를 나타냈다( $p<.05$ ). 비마비측 보폭에 대한 사후검정 결과 단일근형과 보바스 롤형에서 각각 80.12 cm, 83.77 cm로 유의한 차이를 나타냈다( $p<.05$ )(그림 3a). 비마비측 발끝 내측/발끝 외측 각도의 사후검정 결과 미착용 시 12.00°, 헤리스 편측형 착용 시에 15.50°로 유의한 차이를 보였다(그림 3b). 마비측 발끝 내측/발끝 외측 각도와 보장에서는 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다( $p>.05$ ).

시간적 변수에서는 마비측 입각기와 비마비측 단하지 지지기에서 유의한 차이가 나타났다( $p<.05$ ). 마비측 입각기에 대한 사후검정 결과 단일근형 착용 시 63.56%에 비해 로리안 상완 커프형에서 65.55%로 유의하게 증가하였다(그림 3c). 비마비측 단하지 지지기에 대한 사후검정 결과 단일근형 착용 시 37.90%에 비해 로리안 상완 커프형에서 35.50%로 유의하게 감소하였다(그림 3d). 비마비측 입각기와 마비측의 단하지 지지기, 마비측과 비마비측의 유각기, 보행속도에 있어 유의한 차이가 없었다( $p>.05$ )(표 2).

### 나. 비마비측 견갑대의 근활성도 변화

광배근의 근활성도는 단일근형보다 로리안 상완 커프형과 보바스 롤형 착용 시 유의하게 증가하였다( $p<.05$ )(그림 3e). 전삼각근과 후삼각근은 팔걸이 미착용상태와 각 팔걸이 착용별로 통계적으로 유의하지 않았다( $p>.05$ )(표 3).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

(N=20)

| 일반적 특성  | 편마비 환자( $n_1=10$ ) |             | 건강한 성인( $n_2=10$ ) |             |
|---------|--------------------|-------------|--------------------|-------------|
|         | 평균±표준편차            | 범위          | 평균±표준편차            | 범위          |
| 나이(세)   | 48.7±8.4           | 35.0~65.0   | 40.7±11.4          | 29.0~58.0   |
| 키(cm)   | 167.9±7.5          | 158.7~179.2 | 171.7±4.7          | 161.1~181.6 |
| 체중(kg)  | 64.4±10.6          | 50.0~90.2   | 64.0±10.6          | 52.6~85.7   |
| 성별      | 남(%)               | 7(70)       | 7(70)              |             |
|         | 여(%)               | 3(30)       | 3(30)              |             |
| 팔걸이     | 좌(%)               | 6(60)       | 4(40)              |             |
| 착용측/우세측 | 우(%)               | 4(40)       | 6(60)              |             |

표 2. 편마비 환자의 각 팔걸이 형태에 따른 공간적·시간적 보행 변수의 변화

(N=10)

| 변수         | 미착용 | 단일근형                     | 헤리스 편측형     | 로리안         | 보바스 롤형      | F           | p     |      |
|------------|-----|--------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------|------|
| 보장(cm)     | 마비  | 40.41±10.01 <sup>a</sup> | 39.91±9.27  | 40.51±9.93  | 40.99±10.49 | 40.98±10.94 | .449  | .771 |
|            | 비마비 | 39.80±15.01              | 40.24±15.60 | 41.09±15.47 | 41.20±15.68 | 41.67±14.98 | 3.746 | .073 |
| 보폭(cm)     | 마비  | 81.39±21.93              | 80.09±22.96 | 82.46±22.08 | 82.52±24.65 | 83.64±23.42 | 2.743 | .130 |
|            | 비마비 | 81.64±22.11              | 80.12±23.42 | 82.39±22.37 | 82.34±24.77 | 83.77±23.11 | 6.648 | .022 |
| 발끝 내/외측(°) | 마비  | 13.30±11.72              | 13.80±11.67 | 11.30±10.28 | 15.50±13.83 | 16.10±12.53 | 3.942 | .066 |
| 입각기(%)     | 마비  | 12.00±12.96              | 12.00±14.49 | 15.50±13.57 | 13.50±11.42 | 11.80±13.05 | 6.465 | .023 |
|            | 비마비 | 64.80±10.83              | 63.56±9.97  | 64.78±10.39 | 65.55±9.73  | 64.67±9.66  | 5.207 | .037 |
| 유각기(%)     | 마비  | 70.90±7.38               | 70.90±6.44  | 69.42±7.70  | 68.38±7.60  | 71.71±9.83  | 1.944 | .223 |
|            | 비마비 | 34.61±10.72              | 35.97±10.18 | 35.22±10.39 | 34.65±9.82  | 36.63±6.01  | 3.331 | .092 |
| 단하지 지지기(%) | 마비  | 29.11±7.38               | 29.09±6.44  | 30.60±7.72  | 31.63±7.59  | 28.30±9.86  | 1.965 | .219 |
|            | 비마비 | 28.93±7.59               | 29.16±6.57  | 30.58±7.71  | 31.76±7.48  | 28.08±9.80  | 2.137 | .194 |
| 보행속도(cm/s) | 마비  | 36.03±4.17               | 37.90±4.21  | 37.31±5.33  | 35.50±3.69  | 36.39±4.97  | 5.322 | .006 |
|            | 비마비 | 72.90±23.34              | 74.71±19.82 | 76.01±22.36 | 74.39±21.82 | 76.55±26.20 | 3.605 | .079 |

<sup>a</sup>평균±표준편차.

### 3. 건강한 성인의 보행 변수와 근활성도의 변화

#### 가. 공간적·시간적 변수의 변화

우세측·비우세측 보장, 보폭, 발끝 내측/발끝 외측 각도에서 각 팔걸이별 통계학적으로 유의한 차이가 없었다( $p>.05$ ). 우세측·비우세측의 입각기, 유각기, 보행속도에서 통계학적으로 유의하지 않았다( $p>.05$ )(표 4).

#### 나. 비우세측 견갑대의 근활성도 변화

팔걸이를 착용하지 않은 비우세측 광배근, 전삼각근과 후삼각근은 팔걸이 미착용상태와 각 팔걸이 착용 별로 증가와 감소를 보였으나, 통계학적으로 유의하지 않았다( $p>.05$ )(표 5).

## IV. 고찰

본 연구는 편마비 환자와 건강한 성인을 대상으로 보행 시 다양한 형태의 팔걸이를 착용하여, 상지의 보조 및 제한 형태에 따라 보행에 나타나는 변수의 변화와 반대측 견갑대 근육의 활성도를 비교하였다.

보행 시 팔 흔들림은 흉부와 골반사이 수평면에서 유발되는 회전과 보장의 길이를 증가시켜 보행속도를 증가시키는 요인으로 작용한다(Wagenaar 등, 1992). 본 연구에서는 편마비 환자의 비마비측 보폭이 보바스 롤형 착용 시 단일끈형에 비해 유의하게 증가되었으며, 보바스 롤형은 액외부의 롤이 상지의 무게를 보조하면서 주관절의 신전자세를 유지할 수 있다(Zorowitz 등, 1995). 편마비 환자에게 보행 시 팔의 움직임을 통해 체간의 바른 정렬과 흉부와 골반 사이의 회전을 허용하여 하지 보폭의 증가를 유도한 것으로 사료된다.

해리스 편측형의 등부 패드가 제공하는 흉부의 안정성은 분속수, 입각기 등의 보행 변수에 영향을 주고, 흉부와 골반 회전의 감소는 보장의 감소를 통해 보행속도의 감소를 유발하며(Kubo 등, 2004), LaFiandra 등(2003)은 상지의 제한으로 인한 수평적인 흉부 회전의 감소는 골반으로 전달되는 힘의 양을 감소시키고, 이로 인해 골반의 수평면 회전을 감소시킨다고 보고하였다. 본 연구에서는 편마비 환자의 보행 시 미착용 상태보다 해리스 편측형 착용 시 비마비측의 발끝 내측/발끝 외측 각도가 유의하게 증가하였다( $p<.05$ ). 보행 동안 해리스 편측형 착용 시 발끝이 바깥으로 향하는 각도가

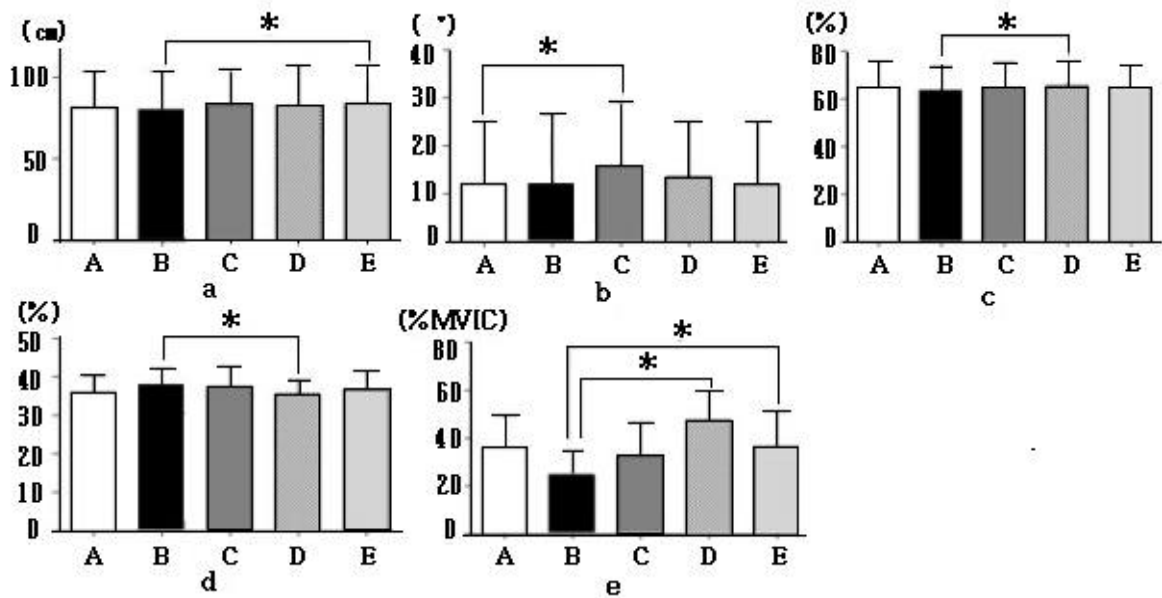


그림 3. 편마비 환자의 각 팔걸이 형태에 따른 공간적·시간적 변수, 근활성도 비교. a. 비마비측 보폭, b. 비마비측 발끝내측/발끝외측, c. 비마비측 입각기, d. 비마비측 단하지 지지기, e. 비마비측 광배근 활성도. A: 팔걸이 미착용, B: 단일끈형, C: 해리스 편측형, D: 로리안, E: 보바스 롤형. \* $p<.05$ .

**표 3. 편마비 환자의 각 팔걸이 형태에 따른 근활성도의 변화** (N=10)

| 변수             | 미착용                      | 단일끈형        | 해리스 편측형     | 로리안         | 보바스 롤형      | F     | p    |
|----------------|--------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------|------|
| 광배근<br>(%MVIC) | 35.68±13.73 <sup>a</sup> | 24.42±10.35 | 32.34±14.02 | 47.58±17.90 | 36.46±14.70 | 5.148 | .038 |
| 전삼각근           | 29.33±12.59              | 25.96±14.16 | 33.09±14.32 | 28.97±13.63 | 33.74±12.09 | 1.478 | .318 |
| 후삼각근           | 24.34±11.39              | 16.15±3.81  | 25.58±13.38 | 23.57±11.45 | 25.05±8.79  | 2.799 | .125 |

<sup>a</sup>평균±표준편차.

**표 4. 건강한 성인의 각 팔걸이 형태에 따른 공간적·시간적 보행 변수의 변화** (N=10)

| 변수         | 미착용 | 단일끈형                    | 해리스 편측형      | 로리안          | 보바스 롤형       | F            | p     |      |
|------------|-----|-------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|-------|------|
| 보장(cm)     | 우세  | 67.88±6.35 <sup>a</sup> | 69.49±5.47   | 68.05±4.88   | 68.61±5.70   | 69.26±6.20   | 2.308 | .172 |
|            | 비우세 | 68.97±6.88              | 69.27±6.01   | 68.56±4.78   | 68.45±5.61   | 68.98±5.70   | .120  | .970 |
| 보폭(cm)     | 우세  | 138.57±14.03            | 140.22±12.46 | 137.45±9.68  | 138.14±11.80 | 141.03±12.90 | 1.652 | .277 |
|            | 비우세 | 139.16±13.84            | 140.77±11.07 | 136.71±9.56  | 138.29±11.80 | 139.94±13.65 | 1.342 | .355 |
| 발끝         | 우세  | 6.80±5.00               | 5.30±4.34    | 6.10±4.95    | 6.80±3.82    | 5.20±3.64    | 1.009 | .471 |
| 내/외측(°)    | 비우세 | 5.50±4.62               | 5.90±3.41    | 5.10±3.03    | 7.20±3.58    | 5.20±2.78    | 1.930 | .225 |
| 입각기(%)     | 우세  | 61.10±1.33              | 60.38±1.55   | 60.51±1.52   | 59.68±1.08   | 61.14±1.31   | 3.039 | .109 |
|            | 비우세 | 60.62±1.36              | 61.51±1.64   | 61.52±1.64   | 61.32±1.69   | 61.56±1.57   | 1.075 | .445 |
| 유각기(%)     | 우세  | 38.98±1.56              | 39.75±1.58   | 39.42±1.46   | 40.00±1.04   | 38.92±1.42   | 1.061 | .451 |
|            | 비우세 | 39.48±1.49              | 38.72±1.85   | 38.57±1.72   | 38.91±1.65   | 38.76±1.82   | .804  | .565 |
| 단하지        | 우세  | 39.32±1.63              | 38.02±1.33   | 38.70±1.91   | 38.52±1.92   | 39.77±1.54   | 2.083 | .201 |
| 지지기(%)     | 비우세 | 39.32±2.06              | 40.20±2.08   | 39.18±1.15   | 40.20±1.27   | 38.98±2.06   | 1.685 | .270 |
| 보행속도(cm/s) |     | 130.66±17.50            | 133.30±12.64 | 131.48±14.38 | 131.47±14.53 | 137.08±15.43 | 2.284 | .175 |

<sup>a</sup>평균±표준편차.

**표 5. 건강한 성인의 각 팔걸이 형태에 따른 근활성도의 변화** (N=10)

| 변수             | 미착용                     | 단일끈형        | 해리스 편측형     | 로리안         | 보바스 롤형      | F     | p    |
|----------------|-------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------|------|
| 광배근<br>(%MVIC) | 26.20±9.31 <sup>a</sup> | 27.99±10.24 | 31.25±14.66 | 33.84±11.11 | 31.74±10.22 | .450  | .770 |
| 전삼각근           | 22.70±12.58             | 27.16±9.38  | 25.84±14.96 | 27.55±12.97 | 27.75±13.32 | .791  | .571 |
| 후삼각근           | 18.87±7.76              | 18.37±6.70  | 25.44±13.95 | 22.45±9.31  | 20.99±10.40 | 2.256 | .433 |

<sup>a</sup>평균±표준편차.

증가된 것으로, 편마비 환자 보행 시 흉부 회전의 제한이 골반의 회전을 감소시키고, 충분한 안정성을 제공하지 못해서 불안정한 마비측의 입각기를 보상하기 위해 비마비측 유각기에서 발끝이 안정성을 제공하기 위해 외측으로 향한 것으로 사료된다.

Yavuzer 등(2002)은 편마비 환자가 팔걸이를 착용시 보행속도와 마비측 하지의 입각기의 증가와 마비측의 양하지 지지기의 감소, 마비측으로의 체중지지가 증가됨을 보고하였다. 본 연구에서는 마비측 입각기와 비마비측의 단하지 지지기에서 유의한 결과를 나타냈으며,

마비측 입각기는 단일끈형보다 신전형의 로리안 상완 커프 팔걸이에서 유의하게 증가하였다. Zorowitz 등(1995)은 로리안 상완 커프형은 비정상적인 정렬을 개선하고, 보행 시 체간의 전방굴곡을 감소시켜 상부 체간의 안정성 향상에 기여한다고 하였다. 체간에 안정성 제공과 팔의 움직임을 허용하면서 마비측의 입각기가 증가되었으며, 비마비측의 단하지 지지기에서는 로리안 상완 커프형 착용 시 단일끈형보다 유의하게 감소되었고, 마비측으로 체중지지가 증가하면서 비마비측 다리가 체중을 지지하는 시간 또한 유의하게 감소되었다. 본 연구의

결과, 마비측의 체중지지의 증가로 보행시 안정성이 향상되었음을 알 수 있었으나, 보행속도에 직접적으로 영향을 줄 수 있는 공간적 변수에서 비마비측 보폭의 증가를 제외하고 보장 및 마비측 보폭에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 본 연구에 참여한 편마비환자군의 보행능력을 독립적 보행이 20 m 이상 가능한 환자로 선정하였으나 각 환자의 보행속도의 편차가 컸던 점이 보행속도의 유의한 변화를 나타내지 못한 것으로 사료된다.

Elke-Okoro 등(1997)은 13명의 건강한 성인을 대상으로 편측 상지와 양측 상지를 스트랩(strap)으로 제한한 경우에 보폭빈도(stride frequency)가 증가하고, 보폭(stride length)의 감소를 보고하였다. 본 연구에서는 건강한 성인에서 미착용과 각 팔걸이 별 통계학적으로 유의한 차이는 없었다. 상지를 스트랩으로 체간에 고정시킨 이전 연구와 달리 팔걸이를 통해 상지를 제한한 본 연구에서는 유의한 변화를 나타내지 않았다.

Ford 등(2007)은 10명의 건강한 성인을 대상으로 보행 시 편측 상지를 제한하였을 때, 상부와 하부 신체 사이의 협조성을 유지하기 위해 반대측 상지의 흔들림이 증가됨을 보고하였다. 본 연구에서는 팔걸이를 통해 상지를 보조 또는 제한하고, 팔걸이를 착용하지 않은 측의 광배근과 전삼각근, 후삼각근에 표면전극을 부착하였다(Luttgens 등, 1997; Ortega 등, 2008). 편마비 환자에서는 단일관형에 비해 로리안 상완 커프형 착용 시 광배근의 활성도가 유의하게 증가하였다. 로리안 상완 커프형 팔걸이는 상지를 신전상태로 유지하면서 상지의 무게를 다른 부분으로 분산시켜 보행 시 자연스러운 상지의 흔들림을 허용한다(한경희 등, 1994; Zorowitz 등, 1995). 상지 흔들림에 대한 체간의 수평면에서의 반대방향으로의 회전으로 인해 광배근의 활성이 증가된 것으로 사료된다(Elke-Okoro, 1997; Umberger, 2008). 본 연구에서는 건강한 성인의 견갑대 근활성도는 유의한 변화를 나타내지 않았으며, 편마비 환자에 비해 상지의 제한에 대해 보상작용을 나타내지 않는 건강한 성인에서는 근활성도를 이용하여 상지 흔들림의 증가 및 감소를 판단하는 것에는 어려움이 있다.

본 연구 결과, 편마비 환자의 상지를 외회전, 신전 상태로 유지하면서 체간의 바른 정렬을 유지하고 자연스러운 흔들림을 허용하는 신전형 팔걸이가 팔걸이 미착용 및 굴곡형 팔걸이보다 체중지지 기간이 증가되고 비마비측의 보폭이 증가되면서 질적인 보행을 유도하는 것으로 나타났다. 그러나 신전형 팔걸이는 굴곡형에 비해 고비용

이며, 보편화되지 않아서 환자들이 구입하기 어려움이 있다. 따라서 편마비 환자의 상지를 정상적인 정렬을 유지하면서도 보편화 될 수 있는 팔걸이의 고안이 필요하다.

본 연구의 제한점은 편마비 환자의 손상 영역에 따른 각 환자들의 특성을 고려하지 않았으며, 보행주기 전반에 걸친 근활성의 평균값을 바탕으로 세부 구간별 근활성도를 비교하지 않았다. 근활성도는 팔걸이를 착용하지 않은 견갑대의 세 근육만을 측정하여, 상지의 제한으로 반대측 상지의 움직임이 증가하였다고 단정하기에는 설명의 부족함이 있다. 팔걸이를 통한 상지의 제한 및 보조가 보행에 미치는 영향을 설명하기 위해서는 체간과 양 하지의 근활성도 및 운동학적인 변화를 함께 측정하여 원인과 기전을 설명해야 할 것이다. 그리고 적은 수의 대상으로 연구가 진행되어 보행 변수 분석을 통하여 실제 팔걸이를 착용하는 환자들의 보행 시 나타나는 변화와 문제점들을 정확하게 설명할 수 없다. 따라서 향후 연구에서는 많은 대상자들을 통해 팔걸이를 착용하는 환자들에게 나타나는 문제점과 보행 양상의 변화를 측정할 수 있는 다양한 평가 도구를 이용하여 세부적인 연구가 이루어져야 할 것이다.

## V. 결론

본 연구에서는 편마비 환자 10명과 건강한 성인 10명을 대상으로 팔걸이 착용 유·무와 팔걸이 형태에 따른 보행 변수의 변화와 반대측 견갑대 근육의 활성도를 알아보기 위해 팔걸이 미착용 시와 단일관형, 해리스 편측형, 로리안 상완 커프형, 보바스 롤형 팔걸이 착용 후 보행을 시행하였다. 그 결과, 편마비 환자의 비마비측 보폭이 보바스 롤형에서 단일관형에 비해 유의하게 증가되었으며, 비마비측의 발끝 내측/발끝 외측 각도에서는 팔걸이 미착용 시 보다 해리스 편측형에서 발이 유의하게 외측으로 향하였다. 마비측의 입각기가 단일관형보다 로리안 상완 커프형에서 유의하게 증가되었다. 비마비측의 단하지 지지기는 단일관형에 비해 로리안 상완 커프형에서 유의하게 감소되었다. 보행 시 비마비측 견갑대의 근활성도는 단일관형에 비해 로리안 상완 커프형에서 광배근의 활성도가 유의하게 증가하였다( $p > .05$ ). 건강한 성인에서는 각 팔걸이 착용 유·무에 따른 보행변수 및 비우세측 견갑대의 근활성도에서는 유의한 차이가 없었다. 본 연구의 결과, 팔걸이 착용 유



무에 따라 비마비측 발끝 내측/발끝 외측 각도의 변화를 야기하였으며, 비마비측 보폭과 마비측 입각기, 비마비측 단하지 지지기에서 나타난 유의한 변화를 통해 마비측 상지의 문제점을 보완하면서 보행 시 자연스러운 팔 움직임을 유도하는 신전형이 굴곡형보다 마비측으로 체중지지 시간이 증가되고 비마비측의 보폭이 증가되면서 질적인 보행이 유도됨을 알 수 있었다. 앞으로의 연구에서는 근골격계 또는 신경학적 문제로 인해서 팔걸이를 착용하는 많은 환자들을 대상으로 보행의 형태학적, 질적인 분석을 통한 연구와 기능적인 보행 양상을 획득하기 위한 운동학적 연구가 이루어져야 할 것이다.

### 인용문헌

- 한경희, 김경덕, 장기연. 팔걸이의 4가지 유형에 따른 견관절 아탈구 교정효과의 방사선학적 비교. 대한재활의학회지. 1994;18(1):118-124.
- Abe H, Michimata A, Sugawara K, et al. Improving gait stability in stroke hemiplegic patients with a plastic ankle-foot orthosis. *Tohoku J Exp Med.* 2009;218(3):193-199.
- Anders C, Bretschneider S, Bernsdorf A, et al. Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(6):699-707.
- Akay M, Sekine M, Tamura T, et al. Fractal dynamics of body motion in post-stroke hemiplegic patients during walking. *J Neural Eng.* 2004;1(2):111-116.
- Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture.* 2003;17(1):68-74.
- Brooke MM, de Lateur BJ, Diana-Rigby GC, et al. Shoulder subluxation in hemiplegia: Effects of three different supports. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72(8):582-586.
- Donker SF, Mulder T, Nienhuis B, et al. Adaptations in arm movements for added mass to wrist or ankle during walking. *Exp Brain Res.* 2002;146(1):26-31.
- Eke-Okoro ST, Gregoric M, Larsson LE. Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12(7-8):516-521.
- Faghri PD, Rodgers MM, Glaser RM, et al. The effects of functional electrical stimulation on shoulder subluxation, arm function recovery, and shoulder pain in hemiplegic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75(1):73-79.
- Fatone S, Gard SA, Malas BS. Effect of ankle-foot orthosis alignment and foot-plate length on the gait of adults with poststroke hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(5):810-818.
- Ferris DP, Huang HJ, Kao PC. Moving the arms to activate the legs. *Exerc Sport Sci Rev.* 2006;34(3):113-120.
- Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM. Phase manipulation and walking in stroke. *J Neurol Phys Ther.* 2007b;31(2):85-91.
- Hamilton N, Luttgens K. *Kinesiology: Scientific basis of human motion.* Boston, McGraw-Hill, 1997.
- Iwata M, Kondo I, Sato Y, et al. An ankle-foot orthosis with inhibitor bar: Effect on hemiplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(6):924-927.
- Kressig RW, Gregor RJ, Oliver A, et al. Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty. *Gait Posture.* 2004;20(1):30-35.
- Kubo M, Wagenaar RC, Saltzman E, et al. Biomechanical mechanism for transitions in phase and frequency of arm and leg during walking. *Biol Cybern.* 2004;91(2):91-98.
- LaFiandra M, Wagenaar RC, Holt KG, et al. How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *J Biomech.* 2003;36(1):87-95.
- McDonough AL, Batavia M, Chen FC, et al. The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(3):419-425.
- Menz HB, Latt MD, Tiedemann 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.
- Ortega JD, Fehlman LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *J Biomech*. 2008;41(16):3303-3308.
- Robinson JL, Smidt GL. Quantitative gait evaluation in the clinic. *Phys Ther*. 1981;61(3):351-353.
- Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech*. 2008;41(11):2575-2580.
- Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech*. 1992;25(9):1007-1015.
- Yavuzer G, Ergin S. Effect of an arm sling on gait pattern in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(7):960-963.
- Zehr EP, Haridas C. Modulation of cutaneous reflexes in arm muscles during walking: Further evidence of similar control mechanisms for rhythmic arm and leg movements. *Exp Brain Res*. 2003;149(2):260-266.
- Zorowitz RD, Idank D, Ikai T, et al. Shoulder subluxation after stroke: A comparison of four supports. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995;76(8):763-771.

---

---

|       |             |
|-------|-------------|
| 논문접수일 | 2010년 6월 4일 |
|-------|-------------|

|         |             |
|---------|-------------|
| 논문게재승인일 | 2010년 9월 4일 |
|---------|-------------|