

## 편마비 환자의 팔걸이 착용이 하지 근활성에 미치는 효과

채정병\* · 전해리\*\*

\*마산대학 물리치료과, \*\*청아병원 물리치료실

### The effects of wearing single strap hemisling of hemiplegic patient on lower extremity muscle activity

Jung-Byung Chae, P.T., Ph.D.,\* Hye-Ri Jeon, P.T.\*\*

*\*Department of Physical Therapy, Masan University*

*\*\*Department of Physical Therapy, Chung-A Hospital*

#### ABSTRACT

**Purpose** : The purpose of this study was to investigate muscle activity of affected lower extremity by unaffected lower extremity exercise and tried to examine muscle activity of affected lower extremity of hemiplegic patients were caused by stroke according to wearing single strap hemisling or non-wearing.

**Methods** : We measured muscle activity of affected lower extremity when wearing single strap hemisling to affected lower extremity or non-wearing according to unaffected lower extremity used MP 150 Eletromyogram.

**Results** : 1) Muscle activity of gluteus medius muscle was the highest D1 before wearing single strap hemisling.  
2) Muscle activity of hamstring muscle was the highest D3 after wearing single strap hemisling.  
3) Muscle activity of quadriceps muscle was the highest D5 after wearing single strap hemisling.  
4) Muscle activity of tibialis anterior muscle was the highest D1 after wearing single strap hemisling.  
5) Muscle activity of soleus muscle was the highest D2 before wearing single strap hemisling.

**Conclusion** : Wearing single strap hemisling of hemiplegic patients had effect on muscle activity of gluteus medius but didn't effect gluteus medius, hamstring, quadriceps, tibialis anterior muscle and soleus muscle.

---

**Key Words** : single strap hemisling, tibialis anterior, soleus, gluteus maximus

## I. 서 론

인체가 적절한 균형을 유지하기 위해서는 인체의 흔들림을 최소화 하여 신체의 중력중심(center of gravity)을 기저면내에 유지하여야 하며, 중력중심은 중력 활동에 고려되는 신체의 지점으로, 이는 기저면에서 수직으로 투사된다(Nichols et al., 1995).

균형은 정적 균형과 동적 균형으로 나눌 수 있으며, 정적 균형은 고정된 기저면에 흔들림 없이 서 있을 수 있는 능력을 말하며, 동적 균형은 기저면이 움직이거나 외부로부터 자극이 주어졌을 때, 또는 스스로 움직임을 수행 할 때의 균형을 말한다(Ragnarsdottir, 1996).

중추신경계는 정적 균형, 동적 균형조절과 일반적인 움직임을 위해 의식적, 무의식적으로 인체의 효과적인 운동을 만들어 낸다(Nurse & Nigg, 2001).

따라서 중추신경계 손상이나 관절 및 근육질환, 감각 입력기관에 영향을 미치는 요인에 장애가 발생한다면, 기립자세의 안정성 유지, 체중부하 조절 및 보행에 지장을 초래하게 될 것이며, 정상적인 생활의 수행이 어려울 것이다(이한숙, 1997).

Susan(2001) 등은 대표적인 중추신경계 질환인 뇌졸중으로 인한 신경학적 결함으로 임상적으로 다양한 증상을 보고하였는데, 주로 의식수준의 변화, 감각과 운동 기능 상실, 인지와 지각능력의 손상, 언어기능장애가 나타난다고 하였으며, 운동기능의 상실은 근력약화, 비정상적인 근 긴장, 편마비로 인한 비대칭적 움직임 패턴 등으로 운동조절 능력의 장애를 초래한다고 하였다(Sharp et al., 1997).

이러한 운동조절의 결여는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 비대칭적 자세, 균형의 장애, 보행능력의 저하, 그리고 섬세한 운동기능을 수행하는 운동 능력의 상실과 같은 문제점을 가지게 된다(Carr & Shepherd, 1985).

비대칭적 체중부하로 인한 균형유지의 저하는 비 마비측 하지의 조절을 통하여 보상적 변화를 초래하여, 비대칭성이 더욱 증가되며, 비 마비측 하지로의 편중된 체중지지는 전반적인 신체의 움직임에 큰 영향을 주게 되고(Hocherman et al., 1984; 서규원, 1995), 보행 주기 동안 두발 지지(double limb support) 시기에 마

비 측에 체중지지를 할 수 있는 능력이 감소하여, 정상인 보다 보행속도가 느리고, 보행요소의 비대칭적인 특징을 보인다(Perry, 1969).

뇌졸중 환자가 보행을 수행하는데 있어 가장 두드러진 어려움은 근력의 감소, 수의적인 근 수축감소, 적절한 시간에 근육을 수축시키지 못하고, 적절한 단계에 근육을 수축시키지 못하는 것이다(채정병, 2006).

뇌졸중이 발생한 몇 주 후 경련성과 근육 균의 비정상적인 유연성으로 인한 근육의 역학적 적합성의 변화가 발생한다(Dietz & Berger, 1984).

보행 주기의 입각기와 유각기의 비율도 뇌졸중 환자의 보행에서 차이가 발생하는데, 정상 속도로 걷는 정상인에 비해 뇌졸중 환자의 입각기는 마비 측과 비 마비측 모두 길어지고, 보행주기에서 마비 측보다 비 마비측의 입각기 비율이 길어진다(채정병, 2006).

최근의 연구에서는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 견관절 아탈구 교정에 흔히 사용되는 팔걸이가 상부체간의 비대칭성 회복과 균형능력 개선을 위해 사용될 수 있고, 보행능력 개선에도 긍정적인 효과가 있다고 보고하고 있다.

Yavuzer와 Ergin(2002)은 팔걸이의 착용이 환자 자신의 팔을 재인식 시키는 되먹임 기전으로 작용하여 자세적응을 도우며, 보행 시 체간의 전방 굴곡을 개선시킨다고 하였으며(이도경 등, 2004), Single strap hemisling의 착용이 편마비 환자의 보행속도와 마비측 입각기 비율의 증가, 중력중심이동의 감소를 보인다고 하였다.

뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 마비측 하지 근육과 같은 연부조직의 유연성(flexibility)을 보전하는 것은 일어서고, 걷고, 계단보행을 필요로 하는 환자의 능력에 매우 중요하다. 기능적인 근길기와 근육의 활성을 보전하는 것은 안정성의 한계를 극복하기 위한 전제조건이다.

변화된 기저면의 환경적 요소에서 편마비 환자 스스로 안정성 한계의 정확한 인식은 자세조절의 회복에 있어 매우 중요한 요소이다. 이것에 의해 신경계의 손상에 의한 장애가 있다 할지라도 환자는 새로운 안정성 한계에 머무르면서 새로운 감각전략과 운동전략을 선택

할 수 있다.

이에 본 연구는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 팔걸이 착용 전·후에서 비 마비측 하지의 다양한 움직임 방향에 따른 마비 측 하지의 근 활성도를 알아보기 위하여 본 연구를 실시하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상 및 기간

본 연구는 2010년 3월 1일부터 2010년 6월 30일까지 연구 목적과 실험의 절차에 동의한 성인 편마비 환자 8명을 대상으로 구두명령에 대해 명료한 의사소통이 가능하며 정형외과적 질환이 없고 수정된 운동기능사정 척도(Modified Motor Assessment Scale: MMAS)에서의 보행수준이 3 이상인 환자, 발목관절의 일부 수의적 운동이 가능한 환자, Modified Ashworth Scale(MAS)의 등급이 1~2등급인 환자를 대상으로 실험 절차를 진행하였다.

### 2. 측정방법

#### 1) 근활성도 수집 방법

본 연구에서는 편마비 환자의 팔걸이 착용이 하지의 운동방향에 따른 근활성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 표면근전도 MP150 WSW(BIOPAC System Inc. CA, USA)를 이용하였다.

표면 근전도 신호는 MP150 WSW로 얻어 디지털 신호로 바꾼 다음, 개인용 컴퓨터에서 Acqk-knowledge 3.7.3 (BIOPAC System Inc. Santa Barbara, USA) 소프트웨어를 이용하여 필터링과 기타 신호처리를 하였다. 근전도 신호의 표본 추출률(sampling rate)은 1,000Hz로 설정하였고 증폭된 과형을 대역통과필터(band pass filter) 60~500Hz와 60Hz 노치 필터(notch filter)를 이용하여 필터링 하였다. 수집된 신호를 정량화하기 위해 실효평균값(root mean square; RMS)처리를 하였다(Cram 등, 1998).

#### 2) 실험절차

본 연구에서는 편마비 환자의 팔걸이 착용이 하지의 운동방향에 따른 근활성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 중둔근, 슬괵근, 대퇴직근, 전경골근, 가자미근을 선택하였으며, 이들 근육에 대한 근전도 전극 부착부위는 Cram(1998) 등이 제시한 위치에 근거하여 전극을 부착하였다.

표면 근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위하여 도자 부착부위를 제모 한 후 알코올 솜으로 깨끗이 닦아 피부저항을 최소화 하였으며, 접지전극(ground electrode)은 소량의 전해질 젤을 바른 표면전극을 척골의 경상돌기에 부착하였다. 모든 전극의 부착과 실험의 진행은 측정자간 오차를 최소화하기 위하여 숙달된 물리치료사가 실시하였다.

편마비 환자의 팔걸이 착용이 하지의 운동방향에 따른 근활성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 사용된 측정 자세는 본 연구를 위해 구조화되고 고안된 자세로(그림 1), 대상자가 선 자세에서 바닥에 표시된 5개의 방향으로 손상받은 쪽 하지로 체중을 지지하고 손상 받지 않은 쪽 하지를 이용하여 치료사의 구두명령에 따라 정해진 순서대로 다리를 내딛게 하여 그 값을 수집하였으며 운동방향 별 3회씩 반복 측정하여 평균값을 수집하였다.

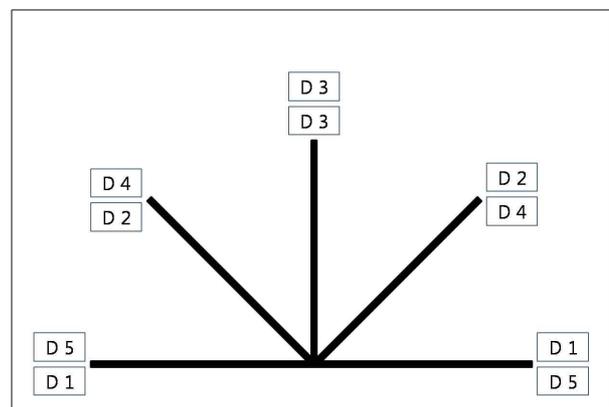


그림 1. 구조화된 운동방향

### 3. 자료분석

본 연구의 대상자 10명으로 부터 수집된 자료는 window

용 SPSS version 12.0을 사용하여 반복 측정된 이요인 분산분석을 하였고, 사후분석은 Bonferromi를 사용하였으며 유의수준은  $\alpha=.05$ 로 하였다.

4. 연구의 제한점

- 1) 연구대상자의 선정이 제한되어 일반화의 어려움
- 2) 편마비 환자의 비대칭성으로 인한 하지의 움직임 시 체간 움직임 통제의 어려움
- 3) 유병기간 차이에 따른 대상자의 보상 전략 통제의 어려움

III. 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적 / 의학적 특성

본 연구는 연구의 목적과 실험의 절차에 동의한 성인 편마비 환자 10명을 대상으로 실시하였으며, 대상자의 평균연령은  $52.38\pm 6.67$ 세, 평균신장은  $168.00\pm 6.74$ cm이며 평균체중은  $71.63\pm 7.57$ kg이었다. 대상자들의 평균 유병기간은  $20.8\pm 6.74$ 개월이며 대상자 8명 중 출혈성이 6명, 허혈성이 2명이었고, 손상 받은 마비측은 오른쪽이 4명, 왼쪽이 4명이었다(Table 1.).

Table 1. 연구 대상자의 일반적 / 의학적 특성

|                         |            |                  |
|-------------------------|------------|------------------|
|                         |            | $52.38\pm 6.67$  |
|                         |            | $168.00\pm 6.74$ |
| age (yrs)               |            | $71.63\pm 7.57$  |
| height (cm)             |            | $20.8\pm 6.74$   |
| weight (kg)             |            |                  |
| post attack day (month) | hemorrhage | 6                |
| involved type           | ischemia   | 2                |
| affected side           | right      | 4                |
|                         | left       | 4                |

2. 팔걸이 착용 전·후의 방향에 따른 개별 근 활성화도

- 1) 팔걸이 착용 전·후의 방향에 따른 중둔근 활성화도  
팔걸이 착용 전 중둔근은 D1에서  $0.0079\pm 0.0036$ ,

D2에서  $0.0071\pm 0.0019$ , D3에서  $0.0063\pm 0.0014$ , D4에서  $0.0064\pm 0.0017$ , D5에서  $0.0066\pm 0.0014$ 로 나타났다. 팔걸이 착용 후 중둔근은 D1에서  $0.0061\pm 0.0016$ , D2에서  $0.0061\pm 0.0016$ , D3에서  $0.0061\pm 0.0014$ , D4에서  $0.0062\pm 0.0016$ , D5에서  $0.0065\pm 0.0016$ 으로 나타났다. 팔걸이 착용 전과 후의 중둔근의 근활성도는 통계적으로 유의한 차이가 있었으나( $p<.05$ ) 방향과 팔걸이×방향의 요인에서는 상호작용이 없었다(Table 2 3.).

Table 2. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 중둔근의 근활성도

|    | 팔걸이 착용 전           | 팔걸이 착용 후           |
|----|--------------------|--------------------|
| D1 | $0.0079\pm 0.0036$ | $0.0061\pm 0.0016$ |
| D2 | $0.0071\pm 0.0019$ | $0.0061\pm 0.0016$ |
| D3 | $0.0063\pm 0.0014$ | $0.0061\pm 0.0014$ |
| D4 | $0.0064\pm 0.0017$ | $0.0062\pm 0.0016$ |
| D5 | $0.0066\pm 0.0019$ | $0.0065\pm 0.0016$ |

Table 3. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 중둔근의 근활성도에 대한 반복 측정된 이요인 분산분석

|        | 제III유형<br>제공합 | 자유도 | 평균제곱  | 유의확률  |
|--------|---------------|-----|-------|-------|
| 팔걸이    | 8.515         | 1   | 8.515 | 0.023 |
| 방향     | 5.918         | 4   | 1.480 | 0.232 |
| 팔걸이×방향 | 7.781         | 4   | 1.945 | 0.258 |

- 2) 팔걸이 착용 전·후의 방향에 따른 슬괵근 활성화도  
팔걸이 착용 전 슬괵근은 D1에서  $0.0077\pm 0.0034$ , D2에서  $0.0078\pm 0.0034$ , D3에서  $0.0077\pm 0.0034$ , D4에서  $0.0071\pm 0.0037$ , D5에서  $0.0065\pm 0.0032$ 로 나타났다. 팔걸이 착용 후 슬괵근은 D1에서  $0.0060\pm 0.0026$ , D2에서  $0.0061\pm 0.0029$ , D3에서  $0.0096\pm 0.0071$ , D4에서  $0.0073\pm 0.0043$ , D5에서  $0.0083\pm 0.0044$ 으로 나타났다. 슬괵근에서는 팔걸이 착용 전·후 근활성도는 유의한 차이가 없었으며( $p>.05$ ), 팔걸이, 방향, 팔걸이×방향의 요인에서도 상호작용이 없었다(Table 4. 5).

Table 4. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 슬괵근의 근활성도

|    | 팔걸이 착용 전      | 팔걸이 착용 후      |
|----|---------------|---------------|
| D1 | 0.0077±0.0034 | 0.0060±0.0026 |
| D2 | 0.0078±0.0034 | 0.0061±0.0029 |
| D3 | 0.0077±0.0049 | 0.0096±0.0071 |
| D4 | 0.0071±0.0037 | 0.0073±0.0043 |
| D5 | 0.0065±0.0032 | 0.0083±0.0044 |

Table 5. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 슬괵근의 근활성도에 대한 반복 측정된 이요인 분산분석

|        | 제Ⅲ유형<br>제공합 | 자유도 | 평균제공  | 유의확률  |
|--------|-------------|-----|-------|-------|
| 팔걸이    | 1.885       | 1   | 1.885 | 0.802 |
| 방향     | 3.352       | 4   | 8.380 | 0.317 |
| 팔걸이×방향 | 4.922       | 4   | 1.231 | 0.131 |

3) 팔걸이 착용 전·후의 방향에 따른 대퇴직근 활성도

팔걸이 착용 전 대퇴직근은 D1에서 0.0118±0.0093, D2에서 0.0108±0.0085, D3에서 0.0098±0.0070, D4에서 0.0085±0.0060, D5에서 0.0094±0.0064로 나타났으며, 팔걸이 착용 후 대퇴직근은 D1에서 0.0082±0.0055, D2에서 0.0092±0.0065, D3에서 0.0094±0.0057, D4에서 0.0090±0.0056, D5에서 0.0126±0.0077로 나타났다. 대퇴직근에서는 팔걸이 착용 전·후 근활성도는 유의한 차이가 없었으며(p>.05), 팔걸이, 방향, 팔걸이×방향의 요인에서도 상호작용이 없었다(Table 6. 7).

Table 6. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 대퇴직근의 근활성도

|    | 팔걸이 착용 전      | 팔걸이 착용 후      |
|----|---------------|---------------|
| D1 | 0.0118±0.0093 | 0.0082±0.0055 |
| D2 | 0.0108±0.0085 | 0.0092±0.0065 |
| D3 | 0.0098±0.0070 | 0.0094±0.0057 |
| D4 | 0.0085±0.0060 | 0.0090±0.0056 |
| D5 | 0.0094±0.0064 | 0.0126±0.0077 |

Table 7. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 대퇴사두근의 근활성도에 대한 반복 측정된 이요인 분산분석

|        | 제Ⅲ유형<br>제공합 | 자유도 | 평균제공  | 유의확률  |
|--------|-------------|-----|-------|-------|
| 팔걸이    | 2.652       | 1   | 2.652 | 0.537 |
| 방향     | 3.918       | 4   | 9.796 | 0.340 |
| 팔걸이×방향 | 0.000       | 4   | 2.578 | 0.069 |

4) 팔걸이 착용 전·후의 방향에 따른 가자미근 활성도

팔걸이 착용 전 가자미근은 D1에서 0.0074±0.0023, D2에서 0.0101±0.0090, D3에서 0.0094±0.0069, D4에서 0.0089±0.0079, D5에서 0.0086±0.0045로 나타났으며, 팔걸이 착용 후 가자미근은 D1에서 0.0074±0.0025, D2에서 0.0082±0.0043, D3에서 0.0090±0.0067, D4에서 0.0079±0.0055, D5에서 0.0096±0.0045로 나타났다. 가자미근에서는 팔걸이 착용 전·후 근활성도는 유의한 차이가 없었으며(p>.05), 팔걸이, 방향, 팔걸이×방향의 요인에서도 상호작용이 없었다(Table 8. 9).

Table 8. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 가자미근의 근활성도

|    | 팔걸이 착용 전      | 팔걸이 착용 후      |
|----|---------------|---------------|
| D1 | 0.0074±0.0023 | 0.0074±0.0025 |
| D2 | 0.0101±0.0090 | 0.0082±0.0043 |
| D3 | 0.0094±0.0069 | 0.0090±0.0067 |
| D4 | 0.0089±0.0079 | 0.0079±0.0055 |
| D5 | 0.0086±0.0045 | 0.0096±0.0045 |

Table 9. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 가자미근의 근활성도에 대한 반복 측정된 이요인 분산분석

|        | 제Ⅲ유형<br>제공합 | 자유도 | 평균제공  | 유의확률  |
|--------|-------------|-----|-------|-------|
| 팔걸이    | 4.156       | 1   | 4.156 | 0.472 |
| 방향     | 3.738       | 4   | 9.346 | 0.514 |
| 팔걸이×방향 | 1.859       | 4   | 4.648 | 0.303 |

#### 5) 팔걸이 착용 전·후의 방향에 따른 전경골근 활성도

팔걸이 착용 전 전경골근은 D1에서  $0.0112 \pm 0.0075$ , D2에서  $0.0106 \pm 0.0058$ , D3에서  $0.0091 \pm 0.0050$ , D4에서  $0.0089 \pm 0.0054$ , D5에서  $0.0092 \pm 0.0065$ 로 나타났으며, 팔걸이 착용 후 전경골근은 D1에서  $0.0061 \pm 0.0016$ , D2에  $0.0106 \pm 0.0082$ , D3에서  $0.0092 \pm 0.0051$ , D4에서  $0.0087 \pm 0.0053$ , D5에서  $0.0112 \pm 0.0066$ 로 나타났다. 전경골근에서는 팔걸이 착용 전·후 근활성도는 유의한 차이가 없었으며( $p > .05$ ), 팔걸이, 방향, 팔걸이×방향의 요인에서도 상호작용이 없었다(Table 10, 11).

Table 10. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 전경골근의 근활성도

|    | 팔걸이 착용 전            | 팔걸이 착용 후            |
|----|---------------------|---------------------|
| D1 | $0.0112 \pm 0.0075$ | $0.0061 \pm 0.0016$ |
| D2 | $0.0106 \pm 0.0058$ | $0.0106 \pm 0.0082$ |
| D3 | $0.0091 \pm 0.0050$ | $0.0092 \pm 0.0051$ |
| D4 | $0.0089 \pm 0.0054$ | $0.0087 \pm 0.0053$ |
| D5 | $0.0092 \pm 0.0065$ | $0.0112 \pm 0.0066$ |

Table 11. 팔걸이와 하지의 운동방향에 따른 전경골근의 근활성도에 대한 반복 측정된 이 요인 분산분석

|        | 제III유형<br>제공합 | 자유도 | 평균제곱  | 유의확률  |
|--------|---------------|-----|-------|-------|
| 팔걸이    | 8.800         | 1   | 8.800 | 0.581 |
| 방향     | 4.821         | 4   | 1.205 | 0.759 |
| 팔걸이×방향 | 0.000         | 4   | 2.748 | 0.061 |

## IV. 고 찰

일상생활을 할 때 자세조절 시스템은 3가지 주요한 변화를 하게 된다. 안정된 자세유지, 목적 있는 움직임을 예측해서 동작 수행 시 자세조정을 하는 것과 예측하지 못했던 일이 균형을 방해하거나 위협하는 것을 알게 되었을 때 부드럽고 적절히 반응하는 것이다.

불안정성을 만드는 힘에 반응하는 것과 한 위치에서

다른 위치로 신체를 이동하는 것은 다른 요구사항을 갖는다(Janet 등, 2004).

균형조절을 위한 주요 요구사항은 균형에 대한 정확한 감각인식과 특히 하지의 근육활동, 과제에 대한 적절한 시간과 빠른 힘의 생산, 유연한 근육의 활성화이다.

신경손상에 따르는 기능적 동작수행 능력을 재획득하는 것은 기저면 위에서 신체 분절의 균형유지를 위한 학습이 대부분이다. 지금까지의 많은 연구들은 하지근육들이 신체를 지지하고 신체의 운동을 조절하기에 너무 약할 때 하지의 집중적인 근력증강 운동과 연관되어 있다(Janet 등, 2004). 선 자세에서 수행된 팔의 자기-시작 운동(self-initiated movement)에 대한 연구는 운동 동안 뿐만아니라 동작 전에도 자세조절이 발생한다는 것을 보여준다(Eng 등, 1992).

예상되고 진행중인 자세 조정은 신체의 중심이 기저면 안에서 유지되도록 한다. 팔을 올리는 과제에서 상지가 전방 굴곡하는 동작에 의해 체중심에 미치는 잠재적으로 불안정한 영향을 적절한 하지 근육의 활동에 의해 조절됨은 매우 중요하다(Horak 등, 1984, Nardone & Schieppati, 1988).

이러한 발견은 분절연계 내에서 발생하는 상호작용의 영향을 의미한다.

신체는 지지한 상태에서 한 다리를 이동하기 위해 움직인다는 여러 연구가 있다. 이러한 결과로 볼 때 이런 동작들은 한 동작에서 체중심이 지지하는 하지의 외측으로 편위되고 다른 발을 올리는 것이 가능함을 보여준다(Mercer & Sahrman, 1999).

이에 본 연구는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 비대칭적 체중지지에 따른 마비측의 근활성도를 팔걸이 착용 전·후에서 비 마비측 하지의 운동방향에 따라 작용하는 근활성도를 알아보고자 하였다.

본 연구를 위해 구조화된 운동방향은 바닥에 테이프로 표시하였으며, 대상자의 마비측에 따라 방향은 재조정 되었다. 중둔근에서는 팔걸이 착용 전 비 마비측의 외측방향(D1)에서, 팔걸이 착용 후는 마비측(D5)에서 가장 높은 근 활성도를 보였다. 이러한 결과는 팔걸이의 착용이 체중심이동의 넓은 기저면 확장으로 조절됨

을 보여주고 있으며, 양하지 교차(cross)능력이 증가됨을 의미한다. 대퇴직근에서도 팔걸이의 착용 전·후에서 상반된 방향으로의 근활성 증가를 보여 중둔근과 마찬가지로 간접적 기저면 확장에 기여하고 있음을 알 수 있었다.

전경골근에서도 중둔근과 대퇴직근에서와 같이 팔걸이의 착용 전·후에서 상반된 방향으로의 근활성 증가를 보여 안정성의 한계를 증가시키는 작용을 나타내었다.

그러나 슬괵근과 가자미근에서는 팔걸이의 착용 전·후에서 운동방향의 전방(D3) 또는 전방외측(D2)에서 가장 높은 근활성도를 보여 이 두 근육들은 신체 움직임의 전·후방향의 자세 조절근으로서 움직임 및 전형적인 공동협력 근활동을 보여주었다.

Horak과 Nashner(1986) 등의 균형동작 연구에서도 수직 흔들림에 대한 가자미근의 흥분에 이어 슬괵근이 활성화 되며 마지막으로 척추 기립근의 흥분을 보고하고 있다.

이러한 결과는 자세의 불안정에 반응하여 안정성 회복에 이용되는 신체이동 및 공동협력 근활성화를 보여주는 것이라 할 수 있다.

상황(context)에 따른 다양한 동작수행의 변화와 변화되는 기저면의 환경적 요소에서 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 스스로 안정성 한계의 정확한 인식은 자세조절의 회복에 있어 매우 중요한 요소이다. 안정성 획득을 위한 간접적 기저면의 확장 능력은 기능적 과제를 수행하는 동안 새로운 감각전략과 운동전략을 선택할 수 있을 것이다.

## V. 결 론

본 연구는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 8명을 대상으로 팔걸이 착용 전·후에 비 마비측 하지 운동방향에 따른 마비 측 하지 근활성도를 알아본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 팔걸이 착용 전 중둔근의 근활성도는 D1방향에서 가장 높게 나타났다( $p < .05$ ).

2. 팔걸이 착용 후 중둔근의 근활성도는 D5방향에서 가장 높게 나타났다( $p > .05$ ).
3. 팔걸이 착용 전 대퇴직근의 근활성도는 D1방향에서 가장 높게 나타났다( $p > .05$ ).
4. 팔걸이 착용 후 대퇴직근의 근활성도는 D5방향에서 가장 높게 나타났다( $p > .05$ ).
5. 팔걸이 착용 전 슬괵근의 근활성도는 D2방향에서 가장 높게 나타났다( $p > .05$ ).
6. 팔걸이 착용 후 슬괵근의 근활성도는 D3방향에서 가장 높게 나타났다( $P > .05$ ).
7. 팔걸이 착용 전 가자미근의 근활성도는 D2방향에서 가장 높게 나타났다( $p > .05$ ).
8. 팔걸이 착용 후 가자미근의 근활성도는 D5방향에서 가장 높게 나타났다( $p > .05$ ).
9. 팔걸이 착용 전 전경골근의 근활성도는 D1방향에서 가장 높게 나타났다( $p > .05$ ).
10. 팔걸이 착용 후 전경골근의 근활성도는 D5방향에서 가장 높게 나타났다( $p > .05$ ).

## 참 고 문 헌

- 이도경, 한승진, 윤성익, 김미정, 이규훈(2004). 팔걸이가 편마비 환자의 기립자세 균형에 미치는 영향. *대한재활의학회지*, 28(6), 532-536.
- 이한숙, 최홍식(1996). 균형조절 요인에 관한 고찰. *한국전문물리치료학회지*, 3(3), 82-91.
- 채정병(2006). 고유수용성 운동조절이 뇌졸중 환자의 균형 및 보행에 미치는 영향, 대구대학교 대학원 박사학위 청구 논문.
- Carr, J.H., Shepherd, R.B. (1985). Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther*, 65(2), 175-180.
- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. (1998). Introduction to Surface Electromyography. Gaithersburg, Aspen Publisher Inc. 223-383.
- Dietz, V., Berger, W. (1984). Interlimb coordination of posture in patients with spastic hemiparesis. *Brain*, 107, 965-978.

- Eng JJ, Winter CD, Patla AE et al. (1992). Role of the torque stabilizer in postural during rapid voluntary arm movement. In Posture and Gait : Control Mechanisms (eds M woollacott, F Horak), Xlth Int Symposium of society for Postural and Gait Research. University for Oregon Books, Portland, OR.
- Hocherman, S., Dickstein, R., Pillar, T. (1984). Platform training and postural stability in hemiplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 65, 588-592.
- Horak FB, Esselman ME, anderson ME et al. (1984). The effect of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustment made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 48, 1020-1028.
- Horak F, Nashner L. (1986). Central programming of postural movements : adaptation to altered support surface configuration. *J Neurophysiol*; 55:1396-1381.
- Janet H. Carr, Roberta B. Shepherd (2004). *Stroke Rehabilitation: Guidelines for Exercise and Training to Optimize Motor Skill*. Butterworth Heinemann, 36-37.
- Mercer VS, Sahrman SA (1999). Postural synergies associated with a stepping task. *Phys Ther*, 79, 1142-1152.
- Nardon E A, Schieppati M (1988). Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Exp Brain Res*, 69,469-480.
- Nichols, D.S., Glenn, T.M., Hutchinson, K.J (1995). Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Phys Ther*, 75(8), 699-706.
- Nurse, M.A., Nigg, B.M. (2001). The effect of change in foot sensation on planter pressure and muscle activity, *Clin Biomech*, 16. 719-727.
- Perry, J. (1969). The mechanics of walking in hemiplegia. *Clin Orthop*, 63, 23-31.
- Ragnarsdottir, M. (1996). The concept of balance. *Physiotherapy*, 82, 368-375.
- Sharp, S.A., Brouwer, B.J. (1997). Isokinetic strength training of the hemiparetic knee : Effects on functional and spasticity. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 78, 1231-1236.
- Susan, B.O., Thomas, J.S. (2001). *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*. 4th ed., Philadelphia: F.A. Davis: 520.
- Yavuzer G., Ergin S. (2002). Effect of Arm Sling on gait pattern in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 960-963.
-