

## 편마비 보행시 단하지 보조기의 보정효과

국립재활병원 재활의학과 및 동국의대 재활의학교실\*

백 남 종 · 이 종 민\* · 김 창 원

= Abstract =

### Effect of Ankle Foot Orthosis on Hemiplegic Gait

Nam Jong Paik, M.D., Jong Min Lee, M.D.\* and Chang Won Kim, M.D.

*Department of Rehabilitation Medicine, National Rehabilitation Hospital,  
Dongkuk University College of Medicine\**

Hemiplegic gait is characterized by slow and poorly coordinated movements of the affected limb resulting from foot drop or equinus deformities. Ankle-foot orthoses(AFO) are frequently prescribed to improve the gait pattern of hemiplegics. Plastic AFO with different trimlines in controlling ankle motion can cause variable biomechanical effects.

In this study, we analysed the biomechanical effect of donning AFO on hemiplegic gait and assessed whether any differences resulted when the AFO was modified. Gait events, plantar pressure, foot contact and centers of pressure(COP) parameters were measured with F-scan pressure sensitive insole system in 21 hemiplegic stroke patients with Brunnstrom's lower extremity stage 3. And those parameters were compared in each of four different conditions: 1) before donning AFO, 2) donning AFO without any modification, 3) donning AFO with the distal part of metatarsal head trimmed off, 4) donning AFO with third condition and wearing a cushioned heel shoes.

After donning AFO, total contact area and contact width were increased, and initial contact COP and mean COP were displaced medially. But contact length was not changed and initial contact COP and mean COP were not displaced anteroposteriorly. Anteroposterior displacement of COP, slope and velocity of COP were not also changed after donning AFO. Among various AFO adjustments, there were no significant changes of plantar pressure, foot contact and COP parameters.

The results suggest that 1) AFO provides mediolateral stability, but does not provide additional functional rocker actions during stance phase and 2) There were no definite different bio-mechanical actions among various adjustments of plastic AFO in hemiplegic gait of Brunnstrom's lower extremity stage 3.

---

**Key Words:** Hemiplegic gait, Ankle-foot orthoses, Center of pressure, F-scan, Pedobarography

## 서 론

편마비 보행의 특징<sup>2,6,8,10~14)</sup>은 선택적 근육 조절의 저하와 원시적 공력(synergy) 패턴으로 인해 보행 주기가 비대칭적인 것이다. 즉, 환자는 환측의 불안정성으로 인해 무게 중심을 될 수 있는대로 전측으로 빨리 이동시키고자 하므로 환측의 입각기와 진족의 유각기가 짧아지고 따라서 보폭도 줄어들게 된다. 또한, 입각기 중에는 침족, 전반슬 등이 관찰되기도 하고 유각기 중에는 족하수나 동적 내반(dynamic varus) 등이 관찰되기도 한다. 이로 인해 편마비 환자는 단하지 보조기를 필요로 하는 경우가 빈번한데, 이때 단하지 보조기의 역할<sup>8)</sup>은 발뒤축 접지를 유도하고 입각기 중 안정성을 제공하며, 진출(push-off)을 도모하고 유각기 중 발가락 끌림을 방지함으로써 보폭을 증가시키는 것이다.

이러한 편마비 환자의 보행을 분석하는 방법에는 보행주기 분석(stride analysis), 운동형상학적 분석(kinematic analysis), 운동학적 분석(kinetic analysis), 동적 근전도 분석(dynamic EMG) 및 산소 소모량 분석(energetics) 등 여러 가지가 있다. 그 중 F-scan을 이용하여 보조기내로 삽입가능한 압력탐색자(pressure sensitive insole system)를 사용하여 보행분석을 할 경우에는 신속, 간편하게 연속적인 보행주기를 측정할 수 있으며 해부학적 연관성을 용이하게 보여주는 장점이 있다. 또한 편마비 환자에서 보조기의 보정효과를 판정하고자 할 때, 족부판(force plate)의 경우에는 족저압의 측정이 보조기의 바닥과 지면 사이에서 이루어지는데 비해, 보조기내로 삽입가능한 압력탐색자는 족저압의 측정이 발과 보조기 사이에서 이루어지므로 발의 상태를 보다 효율적으로 평가할 수 있다. 더우기 족부판에서 지면 반발력을 측정하는 경우에는 장비가 설치된 일정한 위치를 검사자가 걸어가야 하는 부담이 있으므로, 이로 인해 보행이 자연스럽지 못한 경우도 흔히 있다.<sup>1,5)</sup>

편마비 보행에서 단하지 보조기의 보정 효과는 그 재질이나 디자인에 따라 달라질 수 있는데 플라스틱 단하지 보조기의 경우, 임상적으로는 흔히 최초 접지 후 족관절의 과도한 족저 굴곡 모멘트를 줄이고자 뒷발꿈치 부분을 제거(trim off)하거나 굽이 폭신한 운동화를 신도록 하며, forefoot rocker 작

용을 유지하고자 중족골두(metatarsal head)의 최근위부(just proximal)에서 재단(trim)하기도 한다.

최근 수년간 족저압 측정에 대한 관심이 고조되어 왔으나 주로 족부의 구조적 이상으로 인한 통증과 족저압과의 관계가 주요 관심이었으며, 편마비 등 기능적 이상에 의한 족저압 분포의 변화에 대한 연구는 미비한 실정이다. 또한 편마비 보행에 대한 연구<sup>3,4,7,9)</sup>도 꾸준히 있어 왔으나, 단하지 보조기의 착용이 실제로 족관절과 족저압에 어떠한 영향을 미치며, 다양한 보조기의 변형이 어떠한 생역학 및 족저압의 변화를 가져오는가에 대한 연구는 전무한 형편이다.

그러므로 본 연구에서는 보조기 내로 삽입가능한 압력탐색자를 이용한 족저압의 측정을 통하여, 단하지 보조기가 편마비 보행의 입각기시 족관절 및 족저압에 대하여 어떤 보정 효과가 있으며, 다양한 보조기의 변형이 족저압에 어떠한 영향을 미치는가를 알아보고자 하였다.

## 연구대상 및 방법

### 1) 연구 대상

임상적으로 족하수나 족관절의 불안정성으로 인해 단하지 보조기가 필요하며, 지팡이를 사용하여 독립보행이 가능하였던 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 21명을 대상으로 하였다. 이들의 평균 연령은  $55.1 \pm 14.1$ 세였으며, 남자가 13명, 여자가 8명이었다. 이 환 부위별로는 우측 편마비가 13명, 좌측 편마비가 8명이었으며, 하지의 경직 정도는 Ashworth 척도상 1등급이 14명, 2등급이 7명이었다. 하지의 신경학적 회복 정도의 차이에 따른 교란(confounding)을 배제하기 위하여, 하지의 신경학적 회복 정도가 Brunnstrom 3기에 해당되는 환자만을 대상으로 하였다.

### 2) 평가 방법

족저압의 측정은 Tekscan사의 족저압 측정기인 F-scan version 3.623을 이용하였다. 족저압의 측정은 1) 단하지 보조기 없이 실내화를 신고 보행하였을 때, 2) 아무런 변형을 가하지 않은 단하지 보조기를 신고 보행하였을 때, 3) 중족골두부의 최근위부에서 재단한 단하지 보조기를 신고 보행하였을 때, 4) 중족골두부의 최근위부에서 재단한 보조기에 폭신한

(cushioned heel) 운동화를 신고 보행하였을 때 등 4 가지 경우에서 각각 시행하였다. 보조기는 환자의 발에 맞추어 제작하였으며, 같은 보조기에 대하여 순차적으로 위의 변형을 가하였다. 오차를 줄이기 위해 한 환자에게는 동일한 압력탐색자와 calibration 을 사용하였다. 신발이나 보조기를 신은 후 압력 탐색자의 위치를 족저에 위치하도록 재조정하였으며 검사 전에 5분내지 10분 정도 걸어보게 하여 보행이 정상시와 다르지 않고 편안하게 걸을 수 있게 적응하도록 하였다. 검사는 단단하고 고른 바닥에서 보행 속도의 제한없이 가장 편안한 보행 속도로 걷게 한 후 중간 걸음부터 기록을 시작하였고 1초당 33회씩 300 frame을 10초 동안 기록하였다. 분석에는 전체 보행 주기의 중간에 해당하는 걸음을 선택 하였다.

편마비 보행시 단하지 보조기의 보정 효과를 평가하기 위하여 단하지 보조기없이 실내화를 신고 보행한 경우와 단하지 보조기를 착용하고 보행한 후의 족저압을 비교하였다. 또한, 단하지 보조기의 변형에 따른 족저압의 변화를 관찰하기 위하여 단하지 보조기에 아무런 변형을 하지 않은 경우와 중족골두부의 최근위부에서 재단한 경우, 쿠션이 있는 폭신한 운동화를 신은 경우의 족저압을 각각 비교 하였다.

3) 자료 분석 방법

보행 주기 중 입각기를 양하지의 족저압 분포에 따라 첫번째 양하지 지지기(initial double limb support), 단하지 지지기(single limb support), 두번째 양하지 지지기(terminal double limb support)의 3단계로 분류하고 각각의 시간 및 백분율을 구하였다. 또한, 입각기 동안의 최대 족저압(peak pressure, N/cm<sup>2</sup>) 및 전족부, 중족부, 후족부의 힘-시간 적분값(force-time integrals, N-sec)을 구하였으며, 발의 전체 접촉 면적(cm<sup>2</sup>)과 접촉 길이(cm), 전족부, 중족부 및 후족부에서의 접촉 넓이(cm)를 구하였다. 압력탐색자에는 960 개의 transducer가 0.2 인치의 간격으로 21행과 60열의 격자 형식으로 일정하게 분포되어 있으며, 각각의 transducer는 두개의 고유한 좌표값(x값, y값)을 갖고 있다. 이때 원점 좌표(0,0)는 발의 외측 상단에 위치하며 x값의 증가는 내측으로, y값의 증가는 후방으로의 이동을 의미하게 된다. 이때 족저압의 중

심(COP, center of pressure)은 한 시점에서 각각의 transducer에서 측정된 압력과 그 좌표값의 곱을 전체 압력의 합으로 나눈 것이 되며, 이는 발바닥 내

족저압 중심(x,y)=

$$\frac{\sum(\text{pressure} \times \text{x-coordinate})}{\sum \text{pressure}}, \quad \frac{\sum(\text{pressure} \times \text{y-coordinate})}{\sum \text{pressure}}$$

에서 한 위상으로 표시될 수 있다. 이러한 족저압 중심값을 아스키값으로 전환한 후, 최초 접지(initial contact)시의 족저압 중심 좌표값과, 입각기 중 족저압 중심의 이동 궤적의 평균 좌표값을 구하였으며, 족저압 중심의 전후, 좌우의 이동거리(cm) 및 기울기, 이동 속도(cm/sec), 이동 경로의 모양 등을 구하였다. 통계 분석에는 PC-SAS version 6.04의 Wilcoxon signed rank test 및 repeated measures analysis of variance를 이용하였다.

결 과

1) 보조기 착용전 건축과 환측의 비교

보조기 착용전의 건축과 환측의 보행주기를 비교 하였을 때, 입각기는 환측이 64.3%, 건축이 88.2%로 건축의 입각기가 상대적으로 증가되어 있었으며, 양하지 지지기도 51.2%로 정상에 비해 크게 증가되어 있었다(Fig. 1). 또한 보행 주기도 평균 3.22초로 정상에 비해 크게 증가되어 있었다.

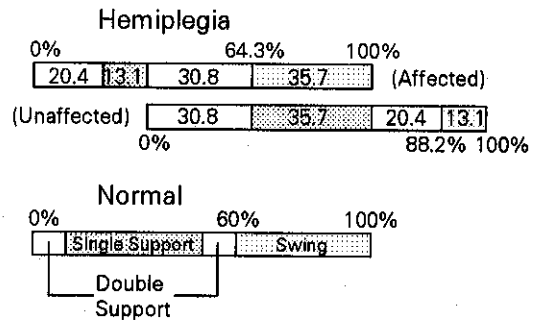


Fig. 1. Mean gait cycle in hemiplegic walking before donning AFO.

**Table 1.** Comparison of Plantar Pressures between Affected and Unaffected Side in Hemiplegic Gait before Donning AFO<sup>1</sup>

	Affected	Unaffected	P-value
Peak pressure (N/cm <sup>2</sup> )	211±103	191±77	0.66
Force-time integrals(N-sec)			
Forefoot	17.3±12.5	29.2±19.8	0.03
Midfoot	14.2±9.4	34.1±22.7	0.02
Hindfoot	15.5±11.2	40.9±17.9	0.01
Total	47.0±22.9	104.1±57.3	0.01

<sup>1</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses**Table 2.** Comparison of Foot Contact between Affected and Unaffected Side in Hemiplegic Gait before Donning AFO<sup>1</sup>

	Affected	Unaffected	P-value
Total contact area(cm <sup>2</sup> )	82.4±31.3	119.6±17.2	0.01
Contact length(cm)	19.3±2.6	20.3±1.5	0.10
Contact width(cm)			
Forefoot	6.4±0.8	6.8±0.6	0.03
Midfoot	3.1±1.4	4.0±1.4	0.04
Hindfoot	4.4±1.0	5.2±0.7	0.05

<sup>1</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses

단하지 보조기 착용전, 평균 최고 족저압은 환측과 이환측간에 유의한 차이를 보이지 않았으나, 힘시간 적분값은 전족부, 중족부 및 후족부 모두에서 환측이 이환측에 비해 유의하게 감소되어 있었으며, 특히 후족부의 감소가 두드러졌다(Table 1).

또한, 접촉 길이는 양측간에 유의한 차이가 없었으나, 전체 접촉 면적 및 접촉 넓이는 환측이 건측에 비해 유의하게 감소되어 있었다(Table 2).

최초 접지시 환측의 족저압 중심(x, y)-좌표값은 (6.3±2.0, 35.1±10.3)으로 건측의(11.0±1.5, 47.6±4.1)에 비해 x 및 y좌표값이 모두 유의하게 감소하였는데, 이는 최초 접지시의 족저압 중심이 환측의

**Table 3.** Comparison of Initial Contact COP<sup>1</sup> and Mean COP between Affected and Unaffected Side in Hemiplegic Gait before Donning AFO

	Affected	Unaffected	P-value
Initial Contact COP <sup>1</sup>			
x-coordinate	6.3±2.0	11.0±1.5	0.01
y-coordinate	35.1±10.3	47.6±4.1	0.01
Mean COP <sup>1</sup>			
x-coordinate	7.8±2.1	10.9±1.0	0.01
y-coordinate	33.8±5.7	35.4±2.2	0.36

<sup>1</sup>. COP: Centers of pressure<sup>2</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses**Table 4.** Comparison of COP<sup>1</sup> Path between Affected and Unaffected Side in Hemiplegic Gait before Donning AFO<sup>2</sup>

	Affected	Unaffected	P-value
Anteroposterior distance(cm)	9.4±3.6	15.0±4.3	0.01
Mediolateral distance(cm)	1.4±0.8	2.0±0.7	0.08
Slope	5.1±4.7	5.3±2.6	0.54

<sup>1</sup>. COP: Centers of pressure<sup>2</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses

경우 건측에 비해 외측으로 평균 2.4 cm, 전방으로 평균 6.38 cm 이동한 것을 의미한다. 또한, 입각기 동안 관찰되는 족저압 중심의 모든 좌표값에 대하여 평균을 취하게 되면, 입각기 중의 족저압 중심을 한 좌표로 표현할 수 있는데, y 좌표값의 경우는 환측과 건측간에 유의한 차이가 관찰되지 않았으나, x좌표값의 경우 환측이 7.8±2.1로 건측의 10.9±1.0에 비해 유의하게 감소되어 있었다. 이는 족저압 중심의 평균 좌표값이 환측의 경우 건측에 비해 외측으로 평균 1.58 cm 이동하였음을 의미하며, 환측 족관절의 불안정성으로 인한 압력 분포의 변화를 시사한다(Table 3).

족저압 중심의 전후 이동거리는 환측의 경우 9.4

±3.6 cm로 건축의 15.0±4.3 cm에 비해 유의하게 감소되어 있었으나, 좌우 이동폭은 환측과 건축간에 유의한 차이가 관찰되지 않았다. 입각기동안 관찰된 족저압 중심 좌표값의 y축에 대한 x축의 기울기는 환측 5.1±4.7, 건축 5.3±2.6으로 양측간에 유의한 차이가 관찰되지 않았으며, 이를 각도로 환산할 경우 발의 장축에 대해 약 11도의 기울기에 해당되었다(Table 4).

또한, 첫 번째 양하지 지지기, 단하지 지지기, 두 번째 양하지 지지기의 족저압 중심 이동 속도는 환측이 9.9±6.0 cm/sec, 4.2±5.3 cm/sec, 15.3±15.4 cm/sec로 건축의 7.3±4.5 cm/sec(p=0.09), 4.3±2.6 cm/sec(p=0.79), 12.8±6.9 cm/sec(p=0.95)와 비교해 볼 때, 통계적으로 유의한 차이는 관찰되지 않았다.

2) 단하지 보조기의 보정 효과 및 단하지 보조기의 변형에 따른 비교

단하지 보조기 착용후 보행 주기는 건축 입각기가 88.2%에서 83.1%로 감소하였으며, 환측의 단하지 지지기는 13.1%에서 17.1%로 증가하였다. 또한 보행 주기 시간도 평균 3.22초에서 2.56초로 단축되었다. 그러나 보조기의 변형에 따른 보행 주기의 변화는 관찰되지 않았다(Table 5). 단하지 보조기 착용후 평균 최고 압력은 211 N/cm<sup>2</sup>에서 177 N/cm<sup>2</sup>로 감소,

전체 힘-시간 적분값은 47.0 N-sec에서 51.2 N-sec로 증가하는 경향을 보였으나 통계적으로 유의하지는 않았다(Table 6). 전체 접촉 면적(cm<sup>2</sup>) 및 전족부의 접촉 넓이(cm)는 보조기 착용후 91.8 cm<sup>2</sup>와 7.5 cm로 착용전의 82.4 cm<sup>2</sup>와 6.4 cm에 비해 각각 증가하였는데, 이는 보조기 착용후 족관절이 안정되어 내반경향이 줄어들고 회내전이 증가되었기 때문이라 생각되었다. 그러나, 보조기의 변형에 따른 통계적 유의성은 관찰되지 않았다(Table 7).

최초 접지시 족저압 중심(COP)의 x좌표값은 6.3에서 8.4으로 증가했으나 y좌표값은 유의한 변화가 없었다. 이는 최초 접지점이 보조기의 착용으로 인해 외측에서 내측으로 이동하였으나, 발뒤축 접지(heel strike)가 회복되지는 못하였음을 의미한다. 또한, 입각기 중 족저압 중심의 평균 x좌표값은 보조기 착용후 7.8에서 8.8로 증가하였는데, 이는 전체적인 족저압의 중심이 외측에서 내측으로 이동했음을 의미하며, 족관절의 안정성 증가로 내반이 교정되었음을 시사한다(Table 8). 그러나, 족저압 중심의 전후 및 좌우 이동폭과 기울기는 보조기 착용 전후나 보조기의 변형간에 통계적으로 의미있는 차이를 보이지 않았으며(Table 9), 족저압 중심의 첫 번째 양하지 지지기, 단하지 지지기, 두 번째 양하지 지지기를 통과하는 이동속도도 보조기 착용 전후와 보조기간

Table 5. Changes of Gait Cycle in Hemiplegic Gait after Donning AFO<sup>1</sup>

	Before AFO <sup>1</sup>	After AFO <sup>1</sup>		
		No <sup>a)</sup> modification	MTH <sup>b)</sup> off	Cushioned <sup>c)</sup> heel
Stance phase(%)				
Affected side	64.3	65.5	65.6	66.8
Unaffected side	88.2*	83.1	83.0	81.7
Single limb support phase(%)				
Affected side	13.1*	17.1	18.2	21.6
Unaffected side	35.7	34.6	34.9	35.2

<sup>1</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses

<sup>a)</sup>: Trim line is extended to the most distal part of the toes.

<sup>b)</sup>: Trim line is at just proximal to metatarsal head.

<sup>c)</sup>: b) and cushioned heel shoes were worn.

\* p<0.05 by repeated measures ANOVA test

**Table 6.** Changes of Plantar Pressure in Hemiplegic Gait after Donning AFO<sup>1</sup>

	Before AFO <sup>1</sup>	After AFO <sup>1</sup>		
		No <sup>a)</sup> modification	MTH <sup>b)</sup> off	Cushioned <sup>c)</sup> heel
Peak pressure(N/cm <sup>2</sup> )	211	177	179	167
Force-time integrals(N-sec)				
Forefoot	17.3	25.8	26.0	23.2
Midfoot	14.2	15.3	19.3	18.1
Hindfoot	15.5	11.4	24.1	23.9
Total	47.0	51.2	69.3	65.3

<sup>1</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses

No statistically significant difference

<sup>a)</sup>: Trim line is extended to the most distal part of the toes.

<sup>b)</sup>: Trim line is at just proximal to metatarsal head.

<sup>c)</sup>: b) and cushioned heel shoes were worn.

**Table 7.** Changes of Foot Contact in Hemiplegic Gait after Donning AFO<sup>1</sup>

	Before AFO <sup>1</sup>	After AFO <sup>1</sup>		
		No <sup>a)</sup> modification	MTH <sup>b)</sup> off	Cushioned <sup>c)</sup> heel
Total contact area(cm <sup>2</sup> )	82.4*	91.8	90.2	92.0
Contact length(cm)	19.3	19.2	18.8	18.9
Contact width(cm)				
Forefoot	6.4*	7.5	7.3	7.6
Midfoot	3.1	3.4	3.4	3.5
Hindfoot	4.4	5.5	5.6	5.6

<sup>1</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses

<sup>a)</sup>: Trim line is extended to the most distal part of the toes.

<sup>b)</sup>: Trim line is at just proximal to metatarsal head.

<sup>c)</sup>: b) and cushioned heel shoes were worn.

\* p<0.05 by repeated measures ANOVA test

에 의미있는 차이를 보이지 않았다(Fig. 2).

이로써 하지의 Brunnstrom기가 3기인 편마비 보행에서 단하지 보조기의 보정 효과는 주로 관상면에서의 내반의 교정에 의한 족관절의 안정성 회복이라 여겨지며, 시상면에서의 rocker 작용의 회복 효과는 미미한 것으로 생각되었다. 실지로 기능적 rocker의 작용을 중심으로 환측과 건측을 분류할 때, 환측은 heel rocker, ankle rocker, forefoot rocker가 결여된

형태로 크게 분류할 수 있었으며, 건측은 정상 형태와 ankle rocker가 결여된 형태로 분류할 수 있었다(Fig. 3). 단하지 보조기를 신은 후에 heel rocker가 결여되었던 14명 중 4명만이 heel rocker가 회복되었을 뿐, ankle rocker가 결여되었던 5명과 forefoot rocker가 결여되었던 2명의 경우에는 rocker 작용이 회복되지 않았다.

**Table 8.** Changes of Initial Contact COP<sup>1</sup> and Mean COP<sup>1</sup> in Hemiplegic Gait after Donning AFO<sup>2</sup>

	Before AFO <sup>2</sup>	After AFO <sup>2</sup>		
		No <sup>a)</sup> modification	MTH <sup>b)</sup> off	Cushioned <sup>c)</sup> heel
Initial contact COP <sup>1</sup>				
x-coordinate	6.3*	8.4	8.1	8.0
y-coordinate	35.1	32.9	33.5	30.8
Mean COP <sup>1</sup>				
x-coordinate	7.8*	8.8	8.7	8.8
y-coordinate	33.8	30.5	33.0	32.7

<sup>1</sup>. COP: Centers of pressure

<sup>2</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses

<sup>a)</sup>: Trim line is extended to the most distal part of the toes.

<sup>b)</sup>: Trim line is at just proximal to metatarsal head.

<sup>c)</sup>: b) and cushioned heel shoes were worn.

\* p<0.05 by repeated measures ANOVA test

**Table 9.** Changes of COP<sup>1</sup> Path in Hemiplegic Gait after Donning AFO<sup>2</sup>

	Before AFO <sup>2</sup>	After AFO <sup>2</sup>		
		No <sup>a)</sup> modification	MTH <sup>b)</sup> off	Cushioned <sup>c)</sup> heel
Anteroposterior distance(cm)	9.4	8.3	8.3	7.0
Mediolateral distance(cm)	1.4	1.8	1.4	1.1
Slope	5.1	4.9	5.3	5.9

<sup>1</sup>. COP: Centers of pressure

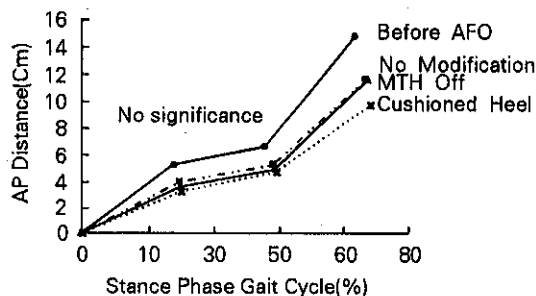
<sup>2</sup>. AFO: Ankle-foot orthoses

No statistically significant difference

<sup>a)</sup>: Trim line is extended to the most distal part of the toes.

<sup>b)</sup>: Trim line is at just proximal to metatarsal head.

<sup>c)</sup>: b) and cushioned heel shoes were worn.

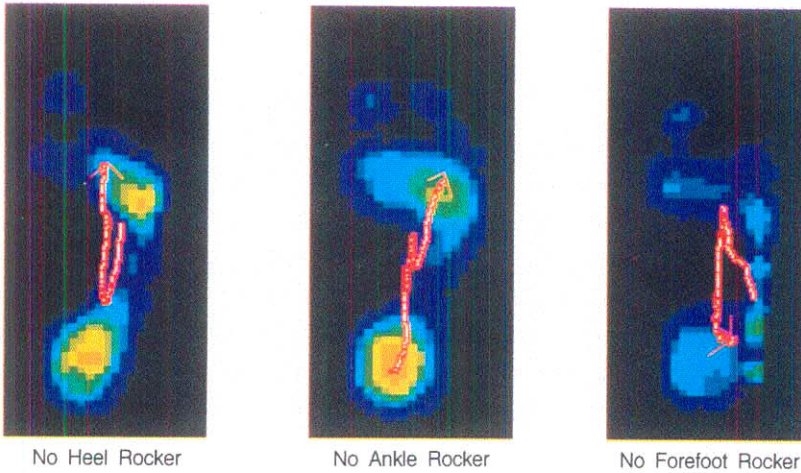


**Fig. 2.** Changes of COP in hemiplegic gait after donning AFO. a) Affected side, b) Unaffected side.

**고 찰**

편마비 보행시에는 선택적 근육 조절의 저하와 원시적 공력 패턴으로 인해 입각기 중 침족, 전반슬 등이 나타나거나, 유각기 중 족하수, 동적 내반 등이 관찰된다<sup>10~12)</sup>. 편마비 보행은 족관절의 기능 장애에 따라 크게 두가지로 분류가 가능하다<sup>7,11,12,14)</sup>. 첫 번째는 족관절 배굴근에 비해 족관절 척굴근의 경직이 상대적으로 강하여 유각기에 족하수가 발생하는 것으로 이때는 최초 접지가 발바닥 전체 혹은

a) Affected side



b) Unaffected side

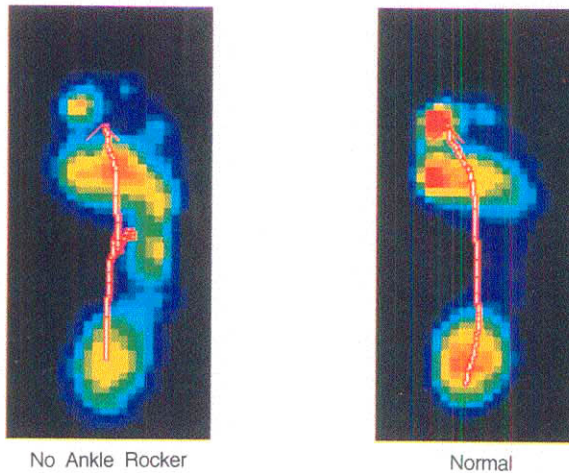


Fig. 3. Types of COP path according to rocker action in hemiplegic gait.

발끝에서 이루어지므로 heel rocker가 소실되고, ankle rocker가 최초 접지부터 바로 시작된다. 두 번째는 유각기 뿐 아니라 입각기에도 족관절의 척굴이 계속되는 것으로 ankle rocker가 초기에 방해를 받아 결과적으로 입각기시 슬관절의 과신전을 초래하게 된다. 위의 두가지 경우 모두 임상적으로 단하지 보조기를 필요로 하게 된다.

편마비 보행시 단하지 보조기의 기능에 대한 보행 분석은 주로 보행 주기 분석<sup>2,6)</sup>, 운동 형상학적

분석<sup>8)</sup>, 족부판을 이용한 운동학적 분석<sup>3,4,9)</sup>, 동적 근전도<sup>10)</sup> 등을 통해 이루어져 왔다. 그러나 족부판을 이용한 운동학적 분석의 경우, 족저압의 측정이 보조기의 바닥과 지면 사이에서 이루어지며 시간적(temporal) 경과에 따른 발의 해부학적 연관성을 알기가 힘들어, 최초 접지나 기능적 rocker 등을 평가하기가 곤란하다.

1974년 Carlsoo등<sup>3)</sup>은 족부판을 이용한 운동학적 분석에서 편마비 보행의 지면 반발력 형태를 정상



보행시 전형적으로 관찰되는 'M'형과, 어느 정도의 파동(fluctuation)은 있으나 두 개의 정점이 관찰되지 않는 언덕(plateau)형, 중립 입각기시 한 개의 정점만 보이는 산형의 3가지로 크게 구분하여 편마비 보행시 족저압 분포가 다양할 것이라는 것을 시사하였다. F-scan 등의 압력탐색자 시스템은 주로 운동학적 요소를 반영한다고 볼 수 있는데, 족부관과는 달리 족저압의 측정이 발과 보조기 사이에서 이루어지고 간편하게 연속적인 보행주기를 측정할 수 있는 장점이 있다. 특히 족저압의 측정과 동시에 보행 주기와 해부학적 연관성을 보여주므로 최초 접지나 기능적 rocker 등의 평가를 가능하게 해 준다<sup>1,5)</sup>. 본 연구도 이 점에 착안하여 편마비 보행시 족저압 및 족저압 중심의 측정을 통하여 단하지 보조기의 보정 효과를 알아보고자 하였으며, 특히 rocker 작용의 회복 여부에 관심을 두었다.

Perry<sup>11)</sup>는 입각기의 보행 주기를 최초 접지기, 체중 부하기, 중립 입각기, 말기 입각기 및 전유각기로 나누고 체중 부하기에는 heel rocker, 중립 입각기에는 ankle rocker, 말기 입각기 이후에는 forefoot rocker가 각각 작용한다고 하였다. 이 때, heel rocker는 족관절 배굴근의 편심성 수축에 의해 조절되고, ankle rocker는 족관절 척굴근의 편심성 수축 및 하퇴의 조절된 전방 이동에 의해 조절되며, forefoot rocker는 족관절 척굴근의 동심성 수축에 의해 조절된다. 본 연구도 보행 주기별로 족관절의 기능적 rocker 작용을 평가하기 위해 Perry의 방법에 의해 입각기를 구분하려고 시도하였으나, Brunnstrom 3기의 편마비 보행의 경우 발뒤축 접지나 진출 등이 명확히 이루어지지 않고, 발끝이나 발바닥 전체로 최초 접지를 하는 경우가 많아 전통적인 Perry의 분류 방법을 따르지 못하였다. 그 대신 입각기의 보행 주기를 발바닥의 접촉 양상에 따라 첫번째 양하지 지지기, 단하지 지지기 및 두번째 양하지 지지기로 구분하였으며, 족관절의 기능적 rocker는 족저압 중심의 이동 양상을 보고 평가하였다.

정상 보행의 경우는 첫번째 양하지 지지기, 단하지 지지기, 두번째 양하지 지지기 및 유각기가 각각 10%, 40%, 10% 및 40%에 해당하고 양측 보행 주기가 대칭적이지만, 편마비 보행의 경우에는 입각기와 양하지 지지기가 길어지고, 전측의 입각기가 환측에 비해 상대적으로 길어지는 비대칭성이 관찰된다. 이

는 환측의 불안정성으로 체중을 뉘 수 있는대로 빨리 전측으로 이동하기 때문에 발생한다. 본 연구에서도 입각기가 전측 88.2%, 환측 64.3%로 증가되어 있었으며, 양하지 지지기도 51.2%로 증가되어 있어, 기존의 편마비 보행에 대한 연구<sup>2,6,8,13,14)</sup>와 유사한 결과를 보였다. Lehmann등<sup>8)</sup>의 연구에서는 환측 및 전측의 입각기, 양하지 지지기가 각각 69%, 80% 및 49%였으며, Hill등<sup>6)</sup>의 연구에서는 63%, 75% 및 37%였다. 본 연구의 경우 Lehmann등<sup>8)</sup>이나 Hill등<sup>6)</sup>의 연구에 비해 전측의 입각기 및 양하지 지지기가 더욱 증가되어 있어 보행이 좀 더 원활하지 못했던 것으로 보이는데, 이는 본 연구의 경우 하지의 Brunnstrom 기를 3기로 제한했기 때문이라 생각된다. 그러나 단하지 보조기를 착용한 경우에는 전측의 입각기가 88.2%에서 83.1%로 감소하였고, 환측의 단하지 지지기는 13.1%에서 17.1%로 증가하였으며, 보행 주기도 3.22초에서 2.56초로 빨라져, 환측의 안정성 증가로 보행 주기가 정상화하는 경향을 보였다.

본 연구에서는 단하지 보조기의 보정 효과를 족저압 및 족저압 중심의 측정을 통해 관상면 및 시상면으로 나누어 분석하고자 시도하였다. 즉, 접촉면적 및 접촉 넓이는 족관절의 회내전 상태를, 접촉 길이는 시상면에서의 족관절 운동 정도를 반영한다고 생각하였다. 또한, 입각기 중 족저압 중심의 평균 x-좌표값 및 y-좌표값은 각각 관상면 및 시상면에서의 질량 중심의 이동을 대변하고, 최초 접지시의 x 및 y-좌표값은 최초 접지시의 위상을 대변한다고 생각하였다. 한편, 족저압 중심의 이동 경로 중 전후 이동폭, 이동 속도 및 기울기는 시상면에서 무게 중심의 진행 정도 및 진행 방향을 반영하고, 좌우 이동폭은 관상면에서의 족관절 안정성을 반영한다고 가정하였다. 또한, 족저압 중심의 이동 궤적의 모양은 족관절의 기능적 rocker 상태를 반영하는 것으로 해석하였다.

단하지 보조기를 착용하고 걷기 전, 전측과 환측의 비교에서는 환측의 힘-시간 적분값이 전측에 비해 유의하게 감소되어 있었는데, 이는 전측에 비해 환측의 일량이 감소했음을 의미한다<sup>9)</sup>. 여기에는 환측의 입각기가 전측에 비해 짧아진 시간적 요소와, 입각기 동안 내반 경향에 의한 접촉 면적의 감소 등 힘적인 요소가 모두 기여했을 것이라고 생각된다. 특히 후족부의 힘-시간 적분값 감소가 두드러졌

는데, 이는 편마비 보행시 환측의 발뒤축 접지의 부재와 연관이 있을 것으로 생각된다. 또한 환측의 접촉 면적, 접촉 넓이의 감소와 족저압 중심의 평균 x-좌표값의 감소는 모두 입각기 동안의 족관절 불안정성으로 인한 내반 경향을 나타낸다. 저자들은 정상 보행시 최초 접지는 발뒤꿈치에서 이루어지며, 이를 족저압 중심의 좌표값으로 환산할 경우 약(10, 50)의 위상값에 해당한다는 것을 예비 실험을 통하여 확인하였다. 편마비 보행의 경우에는 환측의 최초 접지시 위상값이(6.3, 35.1)로 정상에 비해 외측 전방으로 이동하였는데, 이는 족관절의 불안정성으로 인한 내반 경향 및 발뒤축 접지의 부재를 잘 표현하고 있었다. 또한 족저압 중심의 전후 이동폭은 환측의 경우  $9.4 \pm 3.6$  cm로 건측의  $15.3 \pm 4.3$  cm나 정상치  $17.2 \pm 1.4$  cm에 비해 유의하게 감소되어 있었으며 이동 속도도 정상(약 22~27 cm/sec)에 비해 느려져 있었다. 이는 족저압 중심의 진행이 환측의 경우 원활치 못하며 족관절의 기능적 rocker도 완전치 못함을 의미한다.

족저압 중심 이동 경로의 기울기는 건측과 환측이 모두 발의 장축에 대하여 약 11도의 기울기를 가지고 있었는데, 정상치의 6도와는 의미있는 차이를 보였다. 저자들은 예비 실험을 통하여 족저압 중심의 이동 방향은 전방 수직선을 향하려는 경향을 보이며, 기울기는 발의 외전 정도를 의미한다는 것을 알았다. 그러므로 편마비 보행의 경우에는 발의 외전각이 증가하며, 이는 몸통의 지지 기반을 늘리려는 노력으로 해석된다. 또한 환측 뿐 아니라 건측의 외전각도 증가하여, 건측도 어느 정도 보상 작용을 한다고 생각되었다.

단하지 보조기 착용 후에는, 보조기 착용 전에 비해 힘-시간 적분값이 증가하는 경향을 보였으나 통계적으로 유의한 차이는 관찰되지 않았는데, 그 이유는 보조기의 착용으로 접촉 면적이 증가되어 힘적인 요소는 증가되었으나 보행 속도가 빨라져 시간적 요소가 감소하였기 때문이라 해석되었다. 또한 단하지 보조기 착용 후 환측의 접촉 면적, 전족부의 접촉 넓이, 입각기 중 족저압 중심의 평균 x-좌표값 등이 증가하였는데, 이는 모두 족관절 안정성의 증가로 내반족이 교정되고 회내전이 증가되었기 때문이다. 그러나 입각기 중 족저압 중심의 평균 y-좌표값, 족저압 중심의 전후 이동폭, 기울기, 이동 속도

등은 보조기 착용 후나 보조기의 변형간에 커다란 차이가 없었는데, 이는 보조기를 착용한 후에도 발뒤축 접지 등 정상적인 rocker 작용이 회복되지 못하였음을 의미한다. 실지로 최초 접지시의 좌표값도 x 좌표값은 증가하였으나, y좌표값에는 변화가 없어 위의 사실을 뒷받침하였다.

단하지 보조기의 변형에 따라 족저압 및 족저압 중심값의 변화가 관찰되지 않았던 이유는, 보조기의 변형이 대체로 ankle rocker나 forefoot rocker 등 시상면에서의 변화를 유도했던 반면, 하지 Brunnstrom기 3기의 편마비 보행에서 단하지 보조기는 시상면보다는 오히려 관상면에서 보정 효과를 보이기 때문이라 생각된다. 본 연구에서 족저압 중심 이동 궤적의 모양으로 편마비 보행 양상을 분류하였을 때, heel rocker가 결여된 경우는 14예, ankle rocker가 결여된 경우는 5예, forefoot rocker가 결여된 경우는 2예였으며, 그중 4예 만이 보조기 착용 후 heel rocker가 회복되었을 뿐, 나머지는 커다란 양상의 변화가 관찰되지 않았다. 족저압 중심 이동 궤적의 모양에 따른 편마비 보행의 분류상, heel rocker가 결여된 경우는 forefoot이 먼저 접지된 후 족저압 중심이 뒤로 이동하였다가 ankle rocker 이후 족저압 중심이 다시 앞으로 이동하는 형태이고, ankle rocker가 결여된 경우는 heel rocker가 이루어진 이후 이동 궤적의 중간에 고리(ring)가 나타나는 형태이며, forefoot rocker가 결여된 경우는 heel rocker 작용으로 족저압 중심이 전방으로 이동하였다가, ankle rocker 이후 다시 후방으로 움직이는 형태이다(Fig. 3).

본 연구를 통하여, 하지의 Brunnstrom기가 3기인 편마비 보행에서 단하지 보조기의 보정 효과는 주로 관상면에서의 내반의 교정에 의한 족관절의 안정성 회복이며, 시상면에서의 rocker 작용의 회복 효과는 미미하다는 것을 알게 되었다. 한편, 향후 편마비 보행에서 다양한 신경학적 회복 정도에 따른 단하지 보조기의 보정 효과에 대한 연구가 지속되어야 할 것이다.

## 결 론

국립재활병원 재활의학과에서는 보조기내로 삼입 가능한 압력탐색자를 이용하여 하지의 Brunnstrom기가 3기인 편마비 환자 21명을 대상으로, 보행시 족

저압과 족저압 중심의 변화를 통한 단하지 보조기의 편마비 보행에 대한 보정 효과 및 보조기의 변형에 따른 차이를 연구하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 하지의 Brunnstrom기가 3기인 편마비 보행에서 단하지 보조기의 보정 효과는 시상면에서의 rocker 작용의 회복보다는 관상면에서의 내반 교정에 의한 족관절의 안정성 증가에 의한 것으로 생각되며, 종족골두부의 최근위부에서 제단하거나, 폭신한 운동화를 신는 등의 단하지 보조기의 변형에 따른 차이는 관찰되지 않았다.

### 참 고 문 헌

- 1) Alexander IJ, Campell KR: Dynamic assessment of foot mechanics as an adjunct to orthotic prescription in appendix of the biomechanics of the foot and ankle, 1st ed, Philadelphia: FA Davis, 1990, pp 148-152
- 2) Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, Clark BM: Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil 1983; 64: 583-587
- 3) Carlsoo S, Dahllorf AG, Holm J: Kinetic analysis of gait in patients with hemiparesis and in patients with intermittent claudication. Scand J Rehabil Med 1974; 6: 166-179
- 4) Graviria M, D'Angeli M, Chavet P, Pelissier J, Peruchon E, Rabischong P: Plantar dynamics of hemiplegic gait: a methodological approach. Gait & Posture 1996; 4: 297-305
- 5) Harris GF, Wertsch JJ: Procedures for gait analysis. Arch Phys Med Rehabil 1994; 75: 216-225
- 6) Hill KD, Goldie PA, Baker PA: Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. Arch Phys Med Rehabil 1994; 75: 577-583
- 7) Knutsson E, Richards C: Different types of disturbed motor control in gait of hemiplegic patients. Brain 1979; 122: 405-430
- 8) Lehman JF, Condon SM, Price R, deLateur B: Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle foot orthoses. Arch Phys Med Rehabil 1987; 68: 763-771
- 9) Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, McBride ID: Work and power in gait of stroke patients. Arch Phys Med Rehabil 1991; 72: 309-14
- 10) Peat M, Dubo HIC, Winter DA, Quanbury AO, Steinke T, Grahame R: Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. Arch Phys Med Rehabil 1976; 57: 421-425
- 11) Perry J: Gait analysis, 1st ed, New Jersey: Slack, 1992, pp 186-220
- 12) Perry JP, Giovan P, Harris LJ, Montgomery RPT, Arazia M: The determinants of muscle action in the hemiparetic lower extremity and their effect on the examination procedure. Clin Orthop Rel Res 1978; 131: 78-79
- 13) Wall JC, Turnbull GI: Gait asymmetries in residual hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil 1986; 67: 550-553
- 14) Winters TF, Hicks R, Gage JR: Gait pattern in spastic hemiplegia in children and young adults. J Bone Joint Surg 1987; 69-A: 437-441