

경직형 뇌성마비아에서 고정 및 관절형 플라스틱 단하지 보조기 착용시 보행의 특성

연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 재활의학연구소

박은숙 · 박창일 · 이홍재 · 김종연 · 박종률

= Abstract =

Comparison of Gait Characteristics with Dynamic and Solid Ankle-Foot Orthoses in Children with Spastic Cerebral Palsy

Eun Sook Park, M.D., Chang Il Park, M.D., Hong Jae Lee, M.D.
Jong Yeon Kim, M.D. and Jong Ryool Park, M.D.

*Department of Rehabilitation Medicine and Research Institute of Rehabilitation,
Yonsei University College of Medicine*

Objective: To investigate the effects of dynamic (hinged) and solid ankle-foot orthoses (AFO) on the gait characteristics in spastic cerebral palsied children and to find out which AFO has a more beneficial effect on correcting the abnormal gait pattern in those children.

Method: The subjects were 40 children with spastic cerebral palsy (CP) who were able to walk independently without walking aids. Their ages were ranging from 2 to 12 years. Children were randomly prescribed to dynamic or to solid AFO. Twenty-four children got solid AFO and 16 children got hinged AFO. Gait characteristics were evaluated by computer based kinematic gait analysis while they were walking with AFO and on barefoot. Gait characteristics on barefoot and with hinged AFO and with solid AFO respectively were compared.

Results: Temporospatial parameters while walking on barefoot were not significantly different from those while walking with AFOs. While walking with hinged AFO, the maximal knee extension angle during stance phase was decreased in comparison with that on barefoot ($p < 0.05$). Ankle dorsiflexion angle on hinged AFO was increased throughout the gait cycle ($p < 0.05$). While walking with solid AFO, ankle dorsiflexion angle at initial contact, at 98% of gait cycle and at maximal ankle dorsiflexion angle in stance phase were increased in comparison with that on barefoot ($p < 0.05$). There was no significant difference of changes after wearing orthoses between hinged and solid AFO.

Conclusion: Both types of AFOs exerted a positive effect on ankle motion, not in knee or hip joints in the children with spastic cerebral palsy. The gait characteristics during walking with both AFOs were not significantly different, even if the hinged type might be more effective in

preventing knee hyperextension in stance phase and in improving maximal ankle dorsiflexion during the swing phase.

Key Words: Cerebral palsy, Ankle-foot orthoses, Gait analysis, Kinematics

서 론

양하지의 경직성 마비는 뇌성마비중의 가장 흔한 형이며, 상지보다 양하지의 장애가 더 심한 특성이 있다.^{1,11)} 이 환아들은 양하지의 경직성 및 근위약, 근육들의 부조화적인 수축, 관절 변형 등으로 인하여, 보행시 다양한 형태의 비정상적인 보행 양상을 보이게 된다.

이러한 뇌성마비 환아의 보행 이상을 교정하기 위한 방법으로는 물리치료, 석고 고정법,¹⁰⁾ 정형외과적 수술, 선택적 후궁절제술과 하지 보조기⁶⁾ 등을 들 수 있다. 이 중 단하지 보조기는 족관절의 위치를 조절함으로써 관절의 안정성을 향상시켜 주며, 근육의 정상적인 성장을 도와줌으로써 관절 변형을 예방해 주는 목적으로 경직성 뇌성마비 환아에서 널리 사용되어 온 보조기이다. 이와 같이 침착 보행을 교정하기 위하여 널리 사용되는 단하지 보조기는 크게 족관절이 고정된 고정형 보조기와, 족관절이 굴곡되는 관절형 보조기로 크게 대별될 수 있다. 단하지 보조기의 착용이 뇌성마비 아동의 보행에 미치는 영향들에 대한 연구에 의하면, Powell등은 단하지 보조기 착용 전후의 분속수 보행속도, 활보장은 별다른 차이를 보이지 않았다고 하였고,⁸⁾ Thomas등은 단하지 보조기를 착용시 보행 중 족관절의 움직임이 증진되었으며, 슬관절과 고관절의 움직임도 호전되었다고 보고하였다.¹²⁾ 또한 족관절 고정형 보조기와 관절형 보조기의 비교 연구에서는 관절형 보조기가 입각시의 족관절의 움직임을 가능케 하여 훨씬 자연스러운 보행 양상을 보였다는 보고^{3,5)}가 있는 반면에, Radtka등은 두 가지 유형의 단하지 보조기는 보행 양상에 별다른 차이를 보이지 않았다고 보고하였다.⁹⁾

이에 본 연구에서는 경직성 뇌성마비 환아들을 대상으로 동작 분석기를 이용하여 맨발 보행과 두 가지 단하지 보조기를 착용 후 보행을 비교하여, 단하지 보조기가 보행에 미치는 긍정적인 효과에 대하여 알아보고자 하였으며, 아울러 경직성 양하지 뇌성마

비 아동에서 관절형 단하지 보조기와 고정형 단하지 보조기가 보행에 미치는 효과를 비교하여 봄으로써 어느 보조기가 경직성 뇌성마비 아동의 보행 양상의 호전에 더 유용한지를 알아보고자 하였다.

연구대상 및 방법

1996년 3월부터 1998년 5월까지 본원 재활의학과에서 입원치료를 받은 경직성 양지마비 뇌성마비 아동 60명을 대상으로 연구를 시작하였다. 이들에게 입원 순서에 따라 고정형 단하지 보조기와 관절형 단하지 보조기를 교대로 처방하였는데, 그들 중 기능적 수준이 보행이나 지팡이 등의 보조 장비의 도움 없이 독립적으로 보행이 가능한 환자 40명을 본 연구에 포함시켰다. 24명의 아동은 고정형 단하지 보조기(Fig. 1A)를 처방받았고, 16명은 관절형 단하지 보조기(Fig. 1B)를 처방받았다. 보조기의 재질은 폴리프로필렌(polypropylene) 이었고, 관절형은 40도 까지 배굴되며, 척골은 일어나지 않도록 제작되었다. 보조기 착용 후 1주일간의 적응 기간을 거친 후 동작 분석을 실시하였다.

동작분석기는 6대의 적외선 카메라가 갖추어진 Vicon 370 M.A. (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK)를 이용하였다. 동작 분석은 다음과 같이 진행하였다. 13개의 수동 표식자를 양하지와 골반 부위에 부착하였다. 부착부위는 양측 두 번째와 세 번째 중족골 사이, 외측 복사골, 비골 외측면 중간지점, 슬관절 축(외측 상과와 직하방), 대퇴골 외측면 중간지점, 전상방 장골극과 제 1 천추골 극돌기 부위이었다. 수동 표식자를 다 붙인 후 한 개의 힘판 위를 따라 자연스럽게 15~20 보장을 걷게 하였고, 이 때 하지 각 관절의 운동형상학적 계수(kinematic data)와 시공간적 지표(temporospatial parameters)인 보행 속도(gait velocity), 분속수(cadence), 보장(step length), 보장시간(step time), 일측과 양측 하지 지지기(single and double supporting time)를 구하였다. 그리고, 이것을

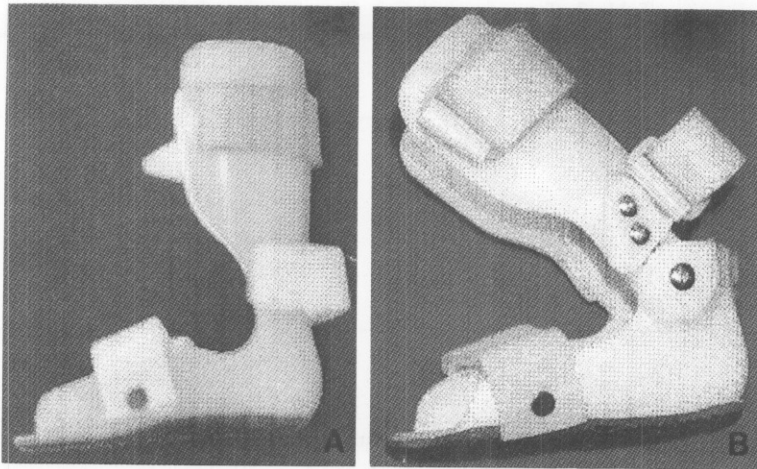


Fig. 1. Pictures of AFO. (A) Solid AFO, (B) Dynamic (hinged) AFO.

5~6회 반복하여 그들 중 가장 안정적이고, 자연스럽게 그래프 곡선이 이루어지는 것을 선택하였다.

통계처리

각 보조기 착용 전후의 효과 및 두 보조기 간의 교정효과를 비교하기 위해서 운동형상학적 계수와 시공간적 지표 및 운동형상학적 지표를 비교 분석하였다. 각 단하지 보조기의 착용 전후의 값의 비교를 위해서는 paired t-test를 이용하였고, 두 보조기 간의 교정 효과 비교를 위해서는 independent t-test를 이용하였으며, $p < 0.05$ 를 유의한 수준으로 채택하였다.

결 과

1) 대상의 특성

대상 아동의 성별은 남아 30명, 여아 10명이었다. 각 대상군의 평균연령은 관절형 단하지 보조기군이 3.31세, 고정형 단하지 보조기군이 3.50세이었다 (Table 1). 두 군간의 연령에 대한 통계학적 차이는 없었다. 고정형 단하지 보조기 착용군의 맨발 보행과 관절형 단하지 보조기 착용군의 맨발 보행을 비교해 보면, 두 군간의 보장, 분속수, 보행 속도, 보장 시간, 일측과 양측 하지 지지기의 시공간적 지표와 고관절 및 슬관절, 족관절의 운동형상학적 지표는 아래의 경우를 제외하고는 통계학적으로 의미 있는 차이를 보이지 않았다 (Table 2~4). 단지 두 군의 맨

Table 1. General Characteristics of Subjects

	Solid AFO	Hinged AFO
No. of subjects	24	16
Mean age (years)	3.98±2.26	3.31±1.58
Male : Female	17 : 7	10 : 6

Values are mean±SD.

발 보행시 슬관절의 입각기시 최대 신전각에서 차이가 있을 뿐이었다 (Table 3).

2) 각 군에서 단하지 보조기 착용 후 시공간적 지표의 변화

각 보조기 착용 전후의 시공간적 지표의 변화는 Table 2에 기록되어 있으며, 각 군에서 관절형 및 고정형 단하지 보조기를 착용한 후의 보장, 분속수, 보행 속도, 보장 시간, 일측과 양측 하지 지지기의 시공간적 지표는 맨발로 보행시와는 의미 있는 차이를 보이지 않았다 (Table 2).

3) 단하지 보조기 착용 전후의 고관절 움직임의 변화

우선 표에서 '+'는 고관절, 슬관절의 굴곡 그리고 족관절의 배측 굴곡을 나타내며, '-'는 그 반대를 의미한다. 각 군의 단하지 보조기 착용 전후의 고관

Table 2. Temporospatial Gait Characteristics of Subjects

	Barefoot (before solid AFO)	Solid AFO	Barefoot (before hinged AFO)	Hinged AFO
Cadence (steps/min)	112.25 ± 49.10	115.75 ± 44.73	112.56 ± 61.30	108.50 ± 63.50
Speed (meter/sec)	0.57 ± 0.35	0.55 ± 0.29	0.54 ± 0.39	0.53 ± 0.40
Step length (meters)	0.28 ± 0.11	0.27 ± 0.09	0.25 ± 0.11	0.25 ± 0.08
Step time (second)	0.70 ± 0.54	0.70 ± 0.51	0.87 ± 0.73	0.93 ± 0.77
Single support time (% of cycle)	28.48 ± 10.80	29.27 ± 8.69	23.98 ± 10.41	24.21 ± 10.46
Double support time (% of cycle)	43.28 ± 20.14	40.06 ± 17.03	51.87 ± 20.84	51.46 ± 20.33

Values are mean ± SD.

Table 3. Kinematic Data of Hip and Knee

	Barefoot (before solid AFO)	Solid AFO	Barefoot (before hinged AFO)	Hinged AFO
Hip Fl ¹⁾ at IC ²⁾	47.54 ± 9.45	48.43 ± 8.79	45.69 ± 9.45	45.19 ± 7.12
Max. hip Fl ¹⁾	54.18 ± 11.99	54.04 ± 11.70	51.94 ± 8.98	50.18 ± 5.69
Max. hip Ex ³⁾	2.62 ± 13.33	-0.45 ± 12.60	-4.56 ± 8.94	-3.67 ± 8.78
Hip excursion	51.56 ± 12.54	54.49 ± 11.97	56.50 ± 8.90	53.80 ± 6.79
Knee Fl ¹⁾ at IC ²⁾	34.36 ± 16.22	35.29 ± 15.87	31.82 ± 10.23	37.72 ± 9.54
Max. knee Fl ¹⁾	62.96 ± 14.12	64.90 ± 15.35	64.78 ± 7.58	68.42 ± 10.33
Max. knee Ex ³⁾	3.39 ± 18.83*	2.44 ± 14.05	-6.21 ± 12.76* [†]	-1.02 ± 9.25 [†]
Knee excursion	59.57 ± 16.78	62.46 ± 15.24	70.99 ± 9.79	69.44 ± 9.88

Values are mean ± SD.

+: means flexion of hip or knee, -: means extension of hip or knee

1. Fl: Flexion, 2. IC: Initial contact, 3. Ex: Extension

*p < 0.05: barefoot in solid AFO group vs barefoot in hinged AFO group, [†]p < 0.05: barefoot vs after AFO in hinged AFO group

절의 운동형상학적 지표의 변화는 Table 3에 기록되어 있다. 각 군에서 단하지 보조기 착용 후의 초기 접지기 고관절 굴곡각, 입각기의 고관절 최대 신전각, 유각기의 고관절 최대 굴곡각, 고관절 운동범위는 맨발 보행시와 별다른 차이를 보이지 않았다.

4) 단하지 보조기 착용 전후의 슬관절 움직임의 변화

각 군에서 단하지 보조기 착용 후의 보행시, 슬관절의 운동형상학적 지표 중 초기 접지기시 슬관절 굴곡각 및 유각기의 슬관절 최대 굴곡각 및 슬관절 운동 범위는 맨발 보행과 비교시 통계학적으로 의미 있는 변화를 보이지 않았다. 그러나 입각기의 최대 슬관절 신전각은 관절형 보조기 착용군에서만 의미

있게 신전이 감소되어 관절형 보조기가 슬관절의 과신전을 보정하는 효과가 있음을 알 수 있었다 (Table 3).

5) 단하지 보조기 착용 전후의 족관절 움직임의 변화

고정형 단하지 보조기 착용군에서는, 초기 접지기의 족관절 배측 굴곡각이 맨발인 경우 척각 3.56도에서 보조기 착용 후 배각 1.91도로 의미 있게 증가하였고, 입각기 동안의 족관절 최대 배측 굴곡각도 맨발인 경우 5.95도, 보조기 착용 후 14.9도로 의미 있게 증가하였고, 보행 주기의 98% 시점에서는 배측 굴곡각이 맨발인 경우 척각 5.84도, 보조기 착용 시 배각 1.97도로 의미 있게 증가하였다. 반면에 유

Table 4. Kinematic Data of Ankle

	Barefoot (before solid AFO)	Solid AFO	Barefoot (before hinged AFO)	Hinged AFO
Ankle DF ¹⁾ at IC ²⁾	-3.56 ± 14.31	1.91 ± 8.72*	-0.41 ± 9.01	5.26 ± 6.99*
Ankle DF ¹⁾ at 98% GC ³⁾	-5.84 ± 16.18	1.97 ± 8.11*	-3.84 ± 15.53	4.04 ± 6.42*
Max. DF ¹⁾ in stance	5.95 ± 15.19	14.60 ± 14.90*	10.10 ± 8.09	16.71 ± 5.93*
Max. DF ¹⁾ in swing	0.76 ± 17.70	5.23 ± 8.67	2.67 ± 11.37	9.86 ± 8.26*
Max. PF ⁴⁾ at push-off	-15.31 ± 10.67	-3.12 ± 9.02	-11.35 ± 12.37	5.22 ± 6.18
Ankle excursion	21.26 ± 11.57	17.72 ± 9.91	21.45 ± 10.71	11.49 ± 6.83

Values are mean ± SD.

+: means dorsiflexion of ankle, -: means plantarflexion of ankle

1. DF: Dorsiflexion, 2. IC: Initial contact, 3. GC: Gait cycle, 4. PF: Plantar flexion

*p < 0.05: compared with barefoot

각기 동안의 최대 배측 굴곡각은 맨발인 경우 0.76도, 보조기 착용 후 5.23도로 증가하였으나, 통계학적으로 의미 있는 차이는 보이지 않았다. 이상과 같이 고정형 단하지 보조기는 초기 접지기와 그 직전 시기, 그리고 입각기 동안의 족관절의 배측 굴곡은 증가시킴을 알 수 있었다(Table 4).

관절형 보조기 착용군에서는, 초기 접지기 족관절 배측 굴곡각이 맨발인 경우 척골 0.41도에서 보조기 착용 후 배굴 5.26도로, 의미 있게 족관절 배굴이 증가하였고, 입각기의 최대 배측 굴곡각도 맨발인 경우 10.10도, 보조기 착용 후 16.71도로 의미 있게 배측 굴곡이 증가하였다. 유각기시 최대 배측 굴곡각은 맨발인 경우 2.67도, 보조기 착용 후 9.85도로 의미 있게 굴곡각이 증가하였고 또, 보행주기의 98% 시점에서의 배측 굴곡각은 맨발인 경우 척골 3.84도, 보조기 착용 후 배굴 4.04도로 의미있게 굴곡각이 증가하였다. 이와 같이 관절형 보조기의 착용은 전 보행주기에 걸쳐서 족관절의 배측 굴곡각을 의미 있게 향상시킴을 확인할 수 있었다(Table 4).

6) 두 군에서 각 단하지 보조기 착용 후의 각도 변화량에 대한 비교

두 군간의 각 보조기를 착용 후 고관절 굴곡 각도의 변화량을 살펴 보면, 초기 접지기 굴곡각은 고정형 보조기 착용시 맨발에 비해 0.89도 증가하였고, 관절형 단하지 보조기를 착용시 맨발 보행에 비해 0.50도 감소하여, 두 군간에 의미 있는 차이는 없었고, 유각기시의 최대 고관절 굴곡각의 변화도 고정

형인 경우는 0.14도 감소, 관절형인 경우 1.76도 감소하여 두 군간에 통계학적인 차이는 없었다. 입각기시 최대 고관절 신전각은 고정형 단하지 보조기를 착용시 3.07도 더 신전되었고, 관절형 보조기 착용시 0.89도 더 굴곡 되었지만 두 군간의 통계학적으로 의미 있는 차이는 없었다. 따라서 두 보조기 모두 고관절의 운동형상학적 지표에서는 의미 있는 차이를 보이지 않음을 알 수 있었다(Fig. 2A).

슬관절 굴곡 각도의 변화량을 보면, 초기 접지기 굴곡각은 고정형 단하지 보조기인 경우에는 맨발 보행에 비해 0.93도 증가되는 양상을 보였고, 관절형 보조기를 착용시 맨발 보행에 비해 5.90도 증가하였으나, 두 군간의 의미 있는 차이는 없었다. 유각기 동안의 슬관절 최대 굴곡각은 고정형 보조기 착용시 1.94도 더 굴곡되었고, 관절형 보조기 착용시 3.64도 더 굴곡되어 두 군간의 의미있는 차이는 없었다. 슬관절 입각기의 최대 신전각 변화량은, 고정형 보조기 착용시 1.15도 더 신전되는 소견을 보였고, 관절형 보조기 착용시에는 5.19도 더 굴곡되는 소견을 보였지만, 두 군간의 통계학적 의미 있는 차이는 보이지 않았다(Fig. 2B).

족관절 배측 굴곡 각도의 변화량을 살펴보면 초기 접지기 굴곡각은 고정형 단하지 보조기 사용시는 맨발 보행에 비해 5.47도 증가하였고, 관절형 보조기 착용시 맨발 보행에 비해 5.67도 증가되어 두 군간의 의미 있는 차이는 없었다. 입각기 동안의 최대 배측 굴곡각은 고정형인 경우 8.95도 증가하였고, 관절형인 경우 6.61도 증가하여 두 군간의 의미 있는

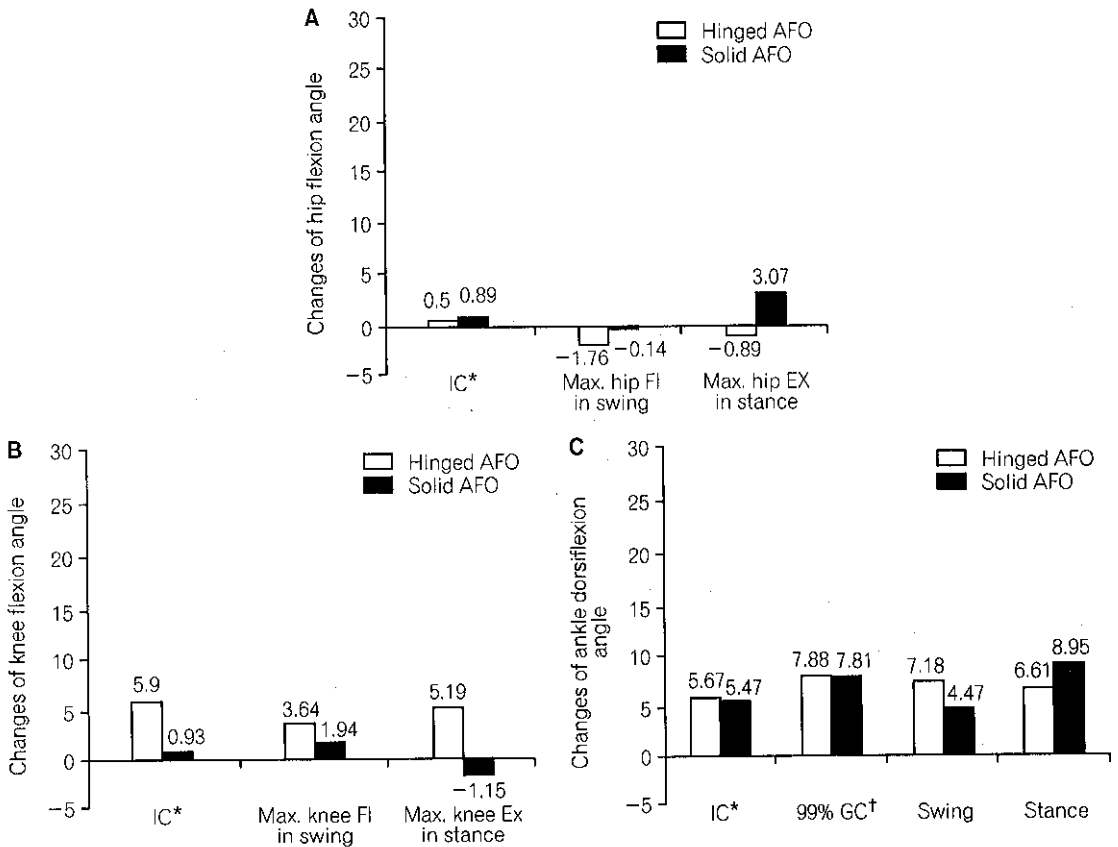


Fig. 2. Comparison of changes after wearing AFO in both groups. +: means flexion of hip or knee, and dorsiflexion of ankle, -: means extension of hip or knee, and plantarflexion of ankle
*IC: initial contact, †GC: gait cycle

차이는 없었고, 유각기 동안의 최대 배측 굴곡각도 고정형인 경우 4.47도 증가, 관절형인 경우 7.18도 증가하여 두 군간의 의미 있는 차이는 없었다. 보행 주기의 98% 시점에서의 배측 굴곡각도 고정형인 경우 7.81도 증가, 관절형인 경우 7.88도 증가하여 두 군간에 통계학적으로 의미 있는 변화는 없었다. 각각의 보조기가 족관절의 운동형상학적 지표(kinematic parameter)에 미치는 영향은 두 군간에 별다른 차이를 보이지 않았다(Fig. 2C).

고 찰

단하지 보조기는 양지 마비 뇌성마비 환아에서 흔히 사용되고 있는 보조 기구로서, 이의 착용이 보행에 미치는 영향에 대하여 그 동안 여러 임상가들이

연구하여 왔다. Powell등은 비디오 영상만으로 분석한 결과, 분석수, 보행속도, 활보장에 별다른 차이를 보이지 않았다고 보고하였으며,⁸⁾ 반면에 Radtka등의 연구에서는 보조기 착용은 활보장을 증가시키며, 분석수는 감소시키나, 보행속도에 별다른 영향을 미치지 못하였다고 보고하였다.⁹⁾ 또, Carlson 및 Vaughan의 연구에서는 뇌성마비 아동이 고정형 단하지 보조기를 착용시는 맨발 보행에 비하여 활보장이 증가하였다고 보고하였는데,²⁾ 이들의 연구에서는 환자의 대상이 5세 이상이며 적어도 1달 이상의 보조기 착용 기간이 있었기 때문에 활보장이 증가한 것으로 생각된다. 하지만 본 연구에서는 보조기 착용 전후의 시공간적 지표상의 의미 있는 차이는 보이지 않았는데, 이는 본 연구에서는 단지 보조기의 효과만을 조사하기 위하여 약 1주만의 보조기 착용 적응기

간을 준 후에 보행 분석을 시행하여 장기간의 보행 연습에 따른 학습효과를 배제하고자 하였다. 그 결과 본 연구에서는 단하지 보조기 착용만으로는 이러한 시공간적인 지표가 변하지 않음을 확인할 수 있었다.

단하지 보조기는 족관절의 변형을 방지하고 정상적인 관절의 정렬 및 생체역학적 움직임을 보조하며, 정상적인 관절의 움직임을 조장하는 효과가 있다.⁴⁾ 정상 보행에서는 발뒤축 접지기 직후 족관절이 중립위에서 저축 굴곡(heel rocker action)이 일어나게 되는데, 이를 첫 번째 로커(first rocker)라고 한다.⁷⁾ 경직성 뇌성마비의 보행에서는 발뒤축 접지시기 이미 족관절이 척굴 상태에 있으므로 이러한 첫 번째 로커 기능이 저해 받게 된다. 본 연구의 결과, 단하지 보조기를 착용할 경우 발뒤축 접지기에 족관절이 배굴된 상태로 있게 도와줌으로 이러한 첫 번째 로커 기능이 보다 효율적으로 일어나게 도와줄 수 있었으며, 이 같은 결과는 그 동안의 연구 결과와도 일치되었다.^{2,6)} 또한 두 번째 로커인 입각기의 체부하 시기(loading phase)에서도 두 보조기는 모두 족관절의 배굴을 도와주는 효과를 보이며, 보행주기의 98% 지점에서도 두 보조기는 모두 족관절의 배굴을 도와주어 입각기의 발의 위치를 보정해 주는 역할을 함을 알 수 있었다. 다만 유각기의 족관절의 최대 배측 굴곡은 두 군 모두에서 증가하였지만 통계학적으로 의미 있게 증가한 것은 관절형 보조기 착용군이었다. Carlson등²⁾의 연구에서는 본 연구에서 사용한 경직형 보조기와는 달리 족관절의 움직임이 허용되는 상과형 보조기(supramallolar orthosis)를 사용하였기 때문에, 본 연구의 결과와 비교하기는 곤란하며, Radtka등⁹⁾의 연구에서는 입각기만의 족관절의 움직임을 관찰하였기 때문에 유각기의 변화는 알 수가 없었고, Carmick등³⁾의 연구는 증례이기 때문에 일반화하기는 어렵다. 따라서 본 연구에서 보여진, 관절형 보조기 착용 후 유각기 동안의 족관절 최대 굴곡각은 맨발 보행시보다 의미 있게 증가하였다는 결과는 본 연구에서 처음으로 제시한 의미 있는 결과라고 판단된다. 하지만, 두 군에서 각각의 보조기 착용 후 유각기 족관절 최대 굴곡각의 향상 정도의 비교에서는, 두 보조기 사이에 유의한 차이를 보이지 않았다. 이 점으로 보아, 두 보조기는 유각기의 족관절 최대 굴곡각을 향상시키는데는 서로 비슷하다고도 볼 수 있다. 따라서 관절형 및 고정형 보조

기 모두가 족관절의 전반적인 움직임을 호전시킬 수 있다. 이는 관절형 보조기가 고정형 보조기에 비하여 좀 더 바람직한 족관절 움직임을 제공하였다는 Middleton등⁵⁾의 연구와는 부합되지 않으나, 이들의 보고는 다만 증례에 지나지 않기 때문에 이를 일반화 할 수는 없다고 본다. 반면에 10명의 경직성 뇌성마비 아동을 대상으로 한 Radtka등⁹⁾의 연구에서는 이 두 가지형의 보조기에 따른 차이가 통계학적으로는 뚜렷하게 보이지 않아 본 연구와 같은 결과를 얻었다. 이는 관절형 단하지 보조기가 족관절의 움직임을 허용하여 보다 적절한 족관절의 움직임을 조장함으로써 더 좋은 보행 양상을 나타낼 것이라는 통념과는 부합되지 않았다. 이는 뇌성마비 환아에서 이미 족관절의 운동근의 작용이 이미 부적절하기 때문에, 관절형 보조기의 사용만으로는 족관절 운동의 팔복할 만한 향상을 이끌어 내는 데는 한계가 있는 것으로 사료된다.

단하지 보조기가 슬관절 및 고관절의 움직임에 미치는 영향을 살펴본 결과, 단하지 보조기는 이러한 근위부 관절의 운동형상학적 지표에는 별다른 영향을 주지 않음을 알 수 있었으며, 두 보조기에 따른 차이도 관찰할 수 없었으며, 이러한 결과는 이전의 다른 연구 결과들과 부합되는 것으로^{2,9)} 보아 단하지 보조기는 고관절 및 슬관절에 미치는 영향은 미미한 것으로 사료된다.

본 연구에서는 입원 당시 보조기가 필요한 경직성 양지 마비 뇌성마비 환아를 대상으로 하여 입원 순서에 따라 단하지 보조기를 처방하였는데도 불구하고, 여러 가지 이유로 보행 검사를 받지 않은 환아들이 탈락하여, 두 군에서의 대상자 숫자가 24명, 16명으로 차이를 보였다. 이들을 대상으로 한 보행을 분석한 결과, 맨발 보행시에는 입각기의 슬관절 최대 신전각을 제외하고는 두 군간의 통계학적으로 의미있는 차이를 보이지 않았다. 입각기의 슬관절 최대 신전각이, 관절형 보조기 착용군에서 맨발 보행시 평균 6.21도 과신전되어 있었던 반면에 고정형 보조기 착용군에서는 3.39도 굴곡되어 있었다. 이러한 이유로 관절형 보조기 착용군에서 보조기 착용 후에 과신전이 줄어든 것으로 나온 반면, 고정형 보조기 착용군에서는 맨발 보행시 이미 슬관절이 굴곡 상태여서, 보조기 착용 후 슬관절이 조금 더 신전되어 보다 정상에 가까운 값을 보였다. 양 보조기 모

두 입각기의 최대 슬관절 신전값을 보다 더 정상에 가깝게는 하는 것으로 사료되나, 그 효과는 비교적 미미하였다. 다만 관절형 보조기 착용군에서만 보조기 착용 후의 값이 통계학적으로 의미 있게 차이가 있었는데, 이는 위에 언급한 바와 같이 관절형 보조기 착용군에서 맨발 보행시 슬관절이 과신전된 상태로 있었기 때문에 초래된 결과라고 생각된다. 따라서 본 연구 결과만으로는 관절형 단하지 보조기가 고정형 단하지 보조기에 비하여 슬관절에 더 유용한 작용을 한다고는 단정지을 수는 없다고 생각되며, 이를 위해서는 위에 언급한 문제점이 교정된 상태에서 연구가 더 진행되어야 할 것으로 사료된다.

또한 본 연구에서는 경제적인 입장에서 한 환자에게 두 가지 보조기를 모두 처방하지 못하였는데, 향후의 연구에서는 한 환자에서 맨발 보행, 관절형 보조기 착용후의 보행과 고정형 보조기 착용 후의 보행 상태를 비교하여야 할 것으로 사료된다. 또한 단하지 보조기를 장기간 착용하였을 경우에 발생할 수 있는 장단점에 대한 연구가 진행된다면, 입상에서 이러한 보조기를 처방에 더 좋은 지표를 제공할 수 있을 것이라고 생각된다.

결 론

본 연구에서는 경직성 양지마비 뇌성마비 환자 40명을 대상으로 관절형 및 고정형 단하지 보조기 착용 후 동작 분석을 시행하여 양하지에서의 운동형상학적 계수와 시공간적 지표를 비교 분석하였다. 분석수, 보행 속도, 보장 거리, 보장 시간, 일측 하지 지지기 그리고 양측 하지 지지기 등을 알아보는 시공간적 지표에서는 관절형 단하지 보조기 착용 전후, 고정형 단하지 보조기 착용 전후 모두 별다른 변화는 없었다. 고관절 및 슬관절의 운동형상학적 지표는 두 단하지 보조기 착용 전후에 뚜렷한 차이는 관찰되지 않았으나, 관절형 단하지 보조기는 맨발 보행시보다 입각기의 슬관절 과신전을 줄여주었다. 또 족관절의 운동형상학적 지표 변화에서는 최초 접지기와 그 직전(보행 주기의 98% 시점) 그리고, 입각기의 최대 배측 굴곡각이 두 보조기 착용 후에 모두 의미 있게 증가하여 배측 굴곡을 용이하게 하였고, 유각기의 최대 배측 굴곡각은 관절형 보조기 착용 후에 의미 있게 증가하였다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, 단하지 보조기는 보행시 족관절의 움직임에 향상시켜주는데 유의한 효과가 있음을 알 수 있었으며, 슬관절 및 고관절에 미치는 영향은 미미한 것으로 판단되며, 또한 관절형 보조기와 고정형 보조기 사이에는 유의할 만한 차이는 관찰할 수 없었다.

참 고 문 헌

- 1) Bleck EE: Neurological and orthopaedic assessment. In Bleck E, editor. Orthopaedic management in cerebral palsy. Oxford: Mac-Keith Press, 1987, pp17-64
- 2) Carlson WE, Damiano DL, Abel MF, Vaughan CL: Biomechanics of orthotic management of gait in spastic diplegia. Am J Phy Med Rehabil 1997; 76: 219-225
- 3) Carmick JMA: Managing equinus in a child with cerebral palsy: merits of hinged ankle-foot orthoses. Dev Med Child Neurol 1995; 37: 1006-1010
- 4) Kuntson LM, Clark DE: Orthotic devices for ambulation in children with cerebral palsy and myelomeningocele. Physical Therapy 1991; 71: 947-960
- 5) Middleton EA, Hurley GRB: The role of rigid and hinged polypropylene ankle-foot-orthoses in the management of cerebral palsy: a case study. Prosthetics and Orthotics International 1988; 12: 129-135
- 6) Ounpuu S, Bell KJ, Davis RB 3rd: An evaluation of the posterior leaf spring orthosis using joint kinematics and kinetics. J Pediatr Orthop 1996; 16(3): 378-384
- 7) Perry J: Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare (NJ): Slack Inc; 1992
- 8) Powell MM, Silva PD, Grindeland T: Effects of two types of ankle-foot orthoses on the gait of children with spastic diplegia [Abstract]. Dev Med Child Neurol 1989; 31(suppl 59): 8-9
- 9) Radtka SA, Skinner SR, Dixon DM, Johanson ME: A comparison of gait with solid, dynamic and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy. Phys Ther 1997; 77: 395-409
- 10) Ricks NR, Eilert RE: Effects of inhibitory casts and orthoses on bony alignment of foot and ankle during weight-bearing in children with spasticity. Dev Med Child Neurol 1993; 35: 11-16
- 11) Rosen MG, Dickinson JC: The incidence of cerebral palsy. Am J Obstet Gynecol 1992; 167: 417-423
- 12) Thomas SS, Mazur JM, Wright N: Quantitative assessment of ankle-foot orthoses for children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 1992; 34: 547-555