

## 패브릭 발목 보조기가 경직성 뇌성마비 아동의 시공간적 보행 변수에 미치는 즉각적인 효과

심연주<sup>1</sup>, 이동률<sup>2</sup>, 이충휘<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup>연세대학교 대학원 물리치료학과, <sup>2</sup>연세대학교 장애아동 체력증진실,

<sup>3</sup>연세대학교 보건과학대학 물리치료학과, <sup>4</sup>연세대학교 보건환경대학원 인간공학치료학과

### Immediate Effect of Fabric Ankle-Foot Orthosis on Spatiotemporal Gait Parameters in Children With Spastic Cerebral Palsy

Yon-ju Sim<sup>1</sup>, BHSc, PT, Dong-ryul Lee<sup>2</sup>, PhD, PT, Chung-hwi Yi<sup>3,4</sup>, PhD, PT

<sup>1</sup>Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Yonsei University

<sup>2</sup>Sports and Fitness Center for Children With Disabilities, Yonsei University

<sup>3</sup>Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University

<sup>4</sup>Dept. of Ergonomic Therapy, The Graduate School of Health and Environment, Yonsei University

#### Abstract

The purpose of this study was to investigate the immediate effect of fabric ankle-foot orthosis on spatiotemporal gait parameters, compared to a barefoot condition in children with spastic cerebral palsy. Eleven children with spastic cerebral palsy participated in this study. Spatiotemporal gait parameters were measured with the GAITRite system. Fabric ankle-foot orthosis significantly improved Timed Up and Go test time and gait velocity. There was no significant difference in cadence. The step time significantly improved in both the more and less affected foot compared to the barefoot condition. The step length of the affected foot also significantly improved, but there was no significant difference in the step length of the less affected foot. There was significant improvement in the stride length of both the affected and less affected foot, but no significant difference in single stance or double stance. The fabric ankle-foot orthosis could improve stability, and selective control of the joint and promote better walking in children with cerebral palsy. Consequently, the fabric ankle-foot orthosis might be an alternative assistive device for neurological populations as a primary role instead of the typical ankle-foot orthosis.

**Key Words:** Cerebral palsy; Equinus; Fabric ankle-foot orthosis; Spatiotemporal gait parameters.

#### I. 서론

꿈치들린환발 보행(equinus gait)은 보행 주기 중 초기 접지 시 앞발(forefoot)이 먼저 닿게 되고 초기 입각기에서 중간 입각기까지 과도한 발바닥쪽굽힘이 나타나는 보행의 형태로 경직성 뇌성마비 아동에게 흔히 발생한다(Baddar 등, 2002). 꿈치들린환발은 경직성 뇌성마비 아동에서 가장 흔히 나타나는 변형으로(Goldstein과

Harper, 2001), 뇌성마비 아동에서 변형의 약 90%가 발목과 발부위에 나타나며(O'Connell 등, 1998), 그 중 꿈치들린환발의 발생률은 약 75%이다(Banks와 Green, 1958). 꿈치들린환발은 (1)경직성 발바닥쪽굽힘근 대 약화된 발등굽힘근, (2)경직성 발바닥쪽굽힘근 대 정상적 발등굽힘근, (3)경직성 발바닥쪽굽힘근 대 이완된 발등굽힘근과 같이 근육의 불균형이 주요한 원인이며(Cobeljic 등, 2009), 발의 과약 반사(plantar grasp re-

flex)가 생후 1년이 지나도록 사라지지 않고 지속되어 발바닥의 가벼운 압력에도 발가락이 긴장성 굽힘과 내전이 일어나 생기게 된다(Cobeljic 등, 2009; Duncan, 1960). 뇌성마비 아동은 정상아동에 비해 발바닥쪽굽힘근이 짧고 뻣뻣하여 발등굽힘의 관절가동범위의 제한을 일으키며(Bénard 등, 2011), 서있는 상태에서도 발허리뼈 부분의 부적절한 체중지지와 과도한 발바닥쪽굽힘의 양상을 보인다(Goldstein과 Harper, 2001). 이로 인해꿈치들린환발 보행은 보행주기에 여러 가지 문제점을 일으킨다. 정상 보행 시에는 발꿈치, 발목과 앞발은 발의 충격을 흡수하고 안정성을 제공하며 추진력 기능을 최적화 시킨다. 그러나 꿈치들린환발로 인해 입각기시 앞발이 먼저 닿아 지지면이 작아지면 안정성에 영향을 끼쳐 발 위로 몸의 원활한 이행(transition)이 소실되고 균형과 고유 수용성 감각의 손상을 일으킨다. 유각기시 발끝림이 일어나 낙상의 위험이 증가하고 활보장(stride length)이 감소하고 비효율적 보행을 하게 된다(Cobeljic 등, 2009). 종아리세갈래근의 과도한 긴장반사에 의한 동적(dynamic) 꿈치들린환발 변형과 종아리세갈래근의 구축에 의한 고정형(fixed) 꿈치들린환발 변형으로 인해, 그 결과 발끝 보행(tip-toe), 발가락이 발꿈치(toe-heel)보다 먼저 닿는 보행 형태와 신발의 심한 마모를 보인다(Graham과 Fixsen, 1988; Tachdjian, 1985). 이러한 발목관절에서의 꿈치들린환발 보행은 유각기에 발끝림을 방지하기 위해(toe clearance) 보상적으로 엉덩관절과 무릎관절을 과도하게 굽히게 되고(Goldstein과 Harper, 2001), 이러한 보상 움직임은 말기 입각기시 추진(push off)을 불충분하게 만든다(Damiano 등, 2013). 편마비 아동의 경우 휘돌림 보행(circumduction gait)을 하게 되고, 양하지 마비 아동은 웅크림 보행(crouch gait)을 보일 수 있다. 오랜 기간 발허리뼈 부분의 체중지지는 동통성 가골(painful callosity)과 보행 거리의 감소를 일으킨다(Goldstein과 Harper, 2001).

꿈치들린환발과 그와 관련된 운동 손상을 개선하기 위해 물리치료, 보톡스 주사, ankle-foot orthosis(AFOs) 처방과 같은 보존적인 방법과 선택적 후근 절제술, 외과적 중재 등과 같은 비보존적 방법이 사용되었다(Goldstein과 Harper, 2001). 보톡스 주사는 종아리세갈래근에 보톡스 주사를 놓아 발등굽힘의 관절가동범위 증가와 보행패턴이 향상되었다는 보고는 있지만(Klotze 등, 2013; Sutherland 등, 1999), 주사부위의 통증 및 근

육의 과도한 약화, 고용량 주입 시 인접한 근육으로 확산될 문제도 있다(Graham 등, 2000). 뇌성마비 아동에게 가장 보편적으로 처방되는 하지 보조기인 AFOs(Condie와 Meadows, 1993)는 서기와 걷기 동안 발과 발목의 내외측 안정성을 제공하고, 약한 근육을 수동적으로 보조해주는 역할을 하며(Damiano 등, 2013), 3점압으로 외적 지지를 제공함으로써 인해꿈치들린환발을 조절하여(Condie와 Meadows, 1993) 뇌성마비 아동의 보행을 개선하기도 한다(Abel 등, 1998; Calson 등, 1997). Abel 등(1998)의 연구에 의하면, 35명의 양하지 마비 뇌성마비아동에게 AFOs 착용시 보행 속도(velocity)의 증가, 활보장의 증가, 단하지 지지기(single stance)의 증가, 양하지 지지기(double stance)가 감소된다고 보고되었고, 입각기 동안 발의 지면 접촉을 향상시킨다고 하였다. Calson 등(1997)은 11명의 양하지 마비 아동을 대상으로 AFOs를 착용한 결과 발꿈치 딛기 시 발등굽힘 각도의 증가, 추진 시 발바닥쪽굽힘의 모멘트 증가와 발목의 파워 감소, 활보장 길이와 보행 속도에 변화가 없음을 보고하였다. 그러나, Damiano 등(2013)은 AFOs가 유각기에 능동적인 발등굽힘이나 추진시 발바닥쪽굽힘의 움직임에 제한을 일으킬 수 있어, 그 결과 시간이 지날수록 양쪽 근육을 약화시키고 보조기에 의존적이 되거나 기능적 약화를 초래할 수 있다고 하였다. 이 AFOs 이외에도 다양한 모양의 발목보조기가 처방되고 있지만, 착용 시 공기순환이 잘 일어나지 않고 더운 날씨에 불편하고 발목 보조기를 신은 쪽 발이 다른 쪽 발보다 사이즈가 크다는 단점이 있다(Stein 등, 2006). 심한 꿈치들린환발 변형일 경우에는 종아리세갈래근의 경직이나 심한 구축의 경우 아킬레스건 연장술, 장딴지근 연장술과 같은 정형외과적 수술을 시행한다(Chung 등, 2002; Strayer, 1950). 그러나, 수술적 요법의 경우 종아리세갈래근의 과잉교정에 대한 우려와 이로 인해 장기간 시간이 지난 후 요족(cavus)이 생기거나 발과 발목의 통증에 대한 문제를 일으킬 수 있으며(Sees와 Miller, 2013) 수술후 즉각적인 운동 소실과 근육 약화에 대해서도 고려하여야 한다(Graham과 Selber, 2003).

최근 기존 보조기의 장기간 착용으로 인한 근약화, 공기순환의 문제, 신발의 크기 차이, 비싼 가격의 문제점을 보완한 패브릭 발목 보조기가 개발되었다. 패브릭 발목 보조기는 발꿈치 부위를 노출시켜 고유 수용성 감각 입력을 증가시키고(Kim 등, 2013), 발가락 부분의

감각 입력을 최대화시킨다(de Saca 등, 1994). 발목 부분의 스트랩은 내외측 안정성을 제공하고 발목 관절을 중립 상태로 유지하여 관절가동범위를 개선시키며, 기존의 AFOs 보다 패브릭 소재의 사용으로 가볍고 휴대하기 편하며 비용이 절감된다(Hwang 등, 2012). 따라서 본 연구는꿈치들린환발 보행을 하는 뇌성마비 아동을 대상으로 패브릭 발목 보조기의 착용 전후 시공간적 보행 변수에 미치는 효과를 알아보았다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 강원도 W 의료원 소아 치료실에 내원하여 물리치료를 받는 11명의 뇌성마비 아동을 대상으로 하였으며, 편마비 아동 9명, 양하지 마비 아동 2명으로 구성 되었다. 대상자 선정 조건은 7~13세 아동으로, 대동작 기능 분류 시스템의 I, II 수준에 속하고, 경련성 정도는 수정된 Ashworth 척도(Modified Ashworth Scale)로 1~2단계에 있으며, 기능적 독립측정도구(Functional Independence Measure for Children; WeeFIM)의 인지 영역이 적어도 15점 이상으로(Kim 등, 2012) 지시 사항을 충분히 이해하고 수행할 만큼 협력적인 아동으로 하였다. 꿈치들린환발을 확인하기 위하여 비디오 관찰을 통해 초기 접지 시 발가락이나 발허리뼈가 먼저 닿는 아동을 선정하였다(Boulay 등, 2012). 시지각 장애가 있거나 6개월 이내 보톡스 시술을 받은 아동, 6개월 이내 정형외과 또는 신경외과 수술을 받은 아동은 제외하였다. 본 연구에 앞서 아동과 보호자에게 연구에 대한 취지와 내용을 설명하고 부모로부터 참여 동의를 받았다. 연구대상자의 일반적 특성은 다음과 같다(Table 1).

**Table 1.** General characteristics of the subjects (N=11)

	Mean±SD <sup>a</sup>
Age (year)	9.9±2.2
Height (cm)	137.2±11.9
Weight (kg)	33.0±11.0
MAS <sup>b</sup>	1.3±.5
WeeFIM <sup>c</sup>	27.7±5.2

<sup>a</sup>mean±standard deviation, <sup>b</sup>Modified Ashworth Scale, <sup>c</sup>Functional Independence Measurement for Children.

### 2. 측정도구 및 방법

#### 가. 패브릭 발목 보조기

패브릭 발목 보조기(AIDER Inc., Seongnam, Korea)는 재활치료 분야 치료사들이 연구 개발한 것으로 발가락과 발의 앞부분에 양말처럼 신을 수 있는 본체와 엄지 발가락 쪽에서 시작하는 신축성이 있는 밴드와 새끼 발가락 쪽에서 시작하는 신축성이 없는 밴드로 구성되어 있으며, 압박력과 통기성이 뛰어난 에어 프렌(air-prene)과 파워 넷(power net) 소재를 사용하였다. 발바닥 부분은 적절한 마찰력이 있는 소재를 사용하여 미끌어짐을 줄일 수 있도록 하였고, 기존의 보조기보다 가볍고 착용 후 불편함 없이 쉽게 적응할 수 있다.

패브릭 발목 보조기는 발가락 사이를 벌려주고 발가락 신전을 도와 말기 입각기시 앞꿈치가 지면을 밀수 있도록 착용하였고, 발꿈치 부위를 노출시켜 보행주기 동안 체중에 대한 정보와 감각입력 효과를 주었다. 발 끝됨을 방지하기 위해 다섯 발가락을 모두 맞춰 끼워 발가락 사이 끝까지 넣고 발의 앞부분을 최대한 위로 올린 상태에서 스트랩을 발목에 고정시켰다. 또한 엄지 발가락쪽 스트랩을 반대쪽 복숭아뼈보다 위로 감아 붙이고 새끼 발가락쪽 스트랩을 반대쪽 복숭아뼈 위로 감아 붙여 발목에 대한 안정성을 제공하도록 하였다. 본 연구에서는 아동의 발 크기에 맞춰 Small (220 mm~240 mm)과 Medium (245 mm~265 mm) 사이즈를 사용하였다(Figure 1). 편마비 아동은 마비측에 착용하였고, 양하지 마비 아동은 손상이 더 심한 측에 착용하였다.

#### 나. 일어나 걸어가기 검사

일어나 걸어가기 검사(Timed Up and Go test; TUG)는 뇌성마비아동의 균형과 기능적 보행 운동성을 평가할 수 있는 빠른 검사방법이다(Katz-Leurer 등,



**Figure 1.** Intervention (A: anterior aspect, B: lateral aspect).

2008; Lowes 등, 1996). 대상자는 높이 조절이 가능한 의자에 엉덩이와 무릎을 90도로 구부리고 발바닥이 바닥에 닿아 발목이 직각으로 되게 앉는다. 연구자의 '출발' 지시와 함께 일어나서 3 m를 걸어가 바닥에 표시된 지점을 되돌아와 다시 의자에 앉는 시간을 측정한다. 3회 반복 측정후 평균값을 구하였고, 검사 사이에 30초의 휴식시간을 주었다. 측정된 시간이 짧을수록 기능적인 능력이 더 좋음을 나타낸다. 이 검사는 아동에 대한 측정자내 신뢰도(ICC=.99)와 측정자간 신뢰도(ICC=.99)가 높은 측정도구이다(Williams 등, 2005).

#### 다. 보행평가

본 연구에서는 대상자의 시공간적 보행 변수를 측정하기 위해 족압력 측정식 보행분석기인 GAITRite<sup>®</sup> system(CIR Systems Inc., Clifton, NJ, USA)을 사용하였다. 이 장비는 6개의 센서 패드가 포함되어있는 전자식 보도로 길이 366 cm, 너비 61 cm, 높이 .6 cm의 휴대용 롤업 카펫이다. 센서 패드 안에 있는 13,824(48×288)개의 센서가 발의 압력으로 활성화되고, 압력이 사라지면 비활성화되어 압력 데이터를 초당 80 Hz의 샘플률로 수집하여 그 정보를 개인용 컴퓨터로 보내 시공간적 변수를 측정하게 된다.

GAITRite<sup>®</sup> 전자식 보도는 가속과 감속 구간을 두기 위해 출발점 2 m 앞과 도착점 2 m 사이 바닥에 펼쳐 놓았다. 본 연구에서 대상자는 편안한 속도로 총 7.66 m의 거리를 걷도록 하였다. 총 3회 반복 측정하여 평균값을 구하였다(Dusing과 Thorpe, 2007). 이 장비는 뇌성마비 아동의 보행측정에서 분속수(cadence), 보폭(step width), 활보장, 단하지 지지기 측정에 대한 높은 신뢰도(ICC=.73~.95)를 갖춘 장비이다(Sorsdahl 등, 2008).

### 3. 연구방법 및 절차

대상자는 학습효과를 최소화하기 위해서 먼저 맨발 상태에서 TUG 검사와 GAITRite 전자식 보도를 통한 보행검사를 하였다. 5분간의 휴식을 취하게 한 후 패브릭 발목 보조기를 착용한 상태에서 1~2분간 적응하도록 보행을 시킨 후 2차 TUG 검사와 GAITRite 전자식 보도를 통한 보행검사를 하였다(Hwang 등, 2012).

### 4. 분석방법

수집된 자료는 SPSS ver. 18.0 프로그램(SPSS Inc.,

Chicago, IL, USA)을 이용하여 분석하였다. 정규성 검정을 위해 일표본 Kolmogorov-Smirnov 방법을 시행하였고, 뇌성마비 아동의 패브릭 발목 보조기 착용 전후 보행 변수에 대한 평균값의 차이를 비교하기 위해 대응표본 t-검정(paired t-test)을 이용하여 분석하였다. 통계학적 유의 수준은  $\alpha=.05$ 로 하였다.

## III. 결과

### 1. TUG

뇌성마비 아동의 균형과 기능적 보행 운동성 평가인 TUG는 패브릭 보조기 착용 후 착용 전보다 평균 1.02 초 감소하였으며, 통계학적으로 유의한 차이가 있었다( $p<.05$ )(Table 2).

### 2. 시공간적 보행변수

GAITRite 전자식 보도를 이용하여 패브릭 보조기 착용 전후에 따라 시간적 보행 변수인 보행속도, 분속수, 보 시간(step time), 보장(step length), 활보장, 단하지 지지기, 양하지 지지기를 측정된 결과, 보행속도는 통계학적으로 유의한 증가를 하였고( $p<.05$ ), 분속수는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다( $p>.05$ ). 마비측 보 시간과 비마비측 보 시간은 통계학적으로 유의한 감소를 하였다( $p<.05$ ). 패브릭 보조기 착용 전후 공간적 보행 변수인 보장은 마비측에서 유의한 증가가 있었고( $p<.05$ ), 비마비측 보장은 유의한 차이가 없었다( $p>.05$ ). 또한 활보장은 마비측과 비마비측 모두 유의한 증가가 있었다( $p<.05$ ). 단하지 지지기는 통계학적으로 유의한 차이가 없었고( $p>.05$ ), 양하지 지지기는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다( $p<.05$ )(Table 2).

## IV. 고찰

본 연구는 새롭게 개발된 패브릭 발목 보조기를 이용하여꿈치들린환발 보행을 하는 경직성 뇌성마비 아동의 시공간적 보행 변수에 미치는 효과를 알아보았다.꿈치들린환발은 지지면에서 발과 발목의 정상적인 상호작용을 방해하여 활보장의 감소, 속도의 감소 등 보행 기능을 감소시키며, 발바닥쪽굽힘이 입각기 내내 지속되어 추진 시 발바닥쪽굽힘 모멘트와 힘 발생을 감소시

**Table 2.** Comparison of TUG and spatiotemporal gait parameters with and without fabric AFO in children with cerebral palsy (N=11)

	Without fabric AFO <sup>a</sup>	With fabric AFO	t	p
TUG <sup>b</sup> (sec)	11.84±2.88 <sup>c</sup>	10.81±3.07	4.626	.001*
Gait velocity (m/sec)	93.09±13.84	98.97±16.07	-3.606	.005*
Cadence (step/min)	111.38±12.19	115.19±12.25	-1.952	.079
MA <sup>d</sup> step time (sec)	.56±.06	.53±.05	2.242	.049*
LA <sup>e</sup> step time (sec)	.52±.57	.49±.04	4.108	.002*
MA step length (cm)	49.6±5.69	51.42±6.84	-3.069	.012*
LA step length (cm)	50.81±7.60	52.16±6.74	-1.723	.116
MA stride length (cm)	100.73±13.12	104.25±13.13	-3.033	.013*
LA stride length (cm)	100.55±12.53	103.91±13.11	-3.446	.006*
MA single stance (%)	35.72±1.39	36.54±1.83	-1.860	.093
LA single stance (%)	38.20±2.48	38.24±1.97	-.112	.913
MA double stance (%)	25.58±4.46	25.35±4.13	.605	.559
LA double stance (%)	25.33±4.20	24.77±3.57	1.047	.320

<sup>a</sup>ankle-foot orthosis, <sup>b</sup>Timed Up and Go, <sup>c</sup>mean±standard deviation, <sup>d</sup>more affected, <sup>e</sup>less affected, \*significant at p<.05.

킨다(Gage 등, 1995; Perry와 Davids, 1992).

시간적 보행변수 측면에서 본 연구 결과를 볼 때, 패브릭 보조기 착용 전(11.84초)보다 착용 후(10.81초) 보행시간이 1.03초 유의하게 감소하였다. 또한 마비측의 보 시간은 .56초에서 .53초로 .03초 유의하게 감소하였고, 비마비측 보 시간은 .52초에서 .49초로 .03초 유의하게 감소하였다. 이러한 결과는 패브릭 보조기 착용으로 마비측의 안정성이 증가하여 발을 디디는 시간이 더 짧게 정복됨을 알 수 있다. 이는 기립과 보행의 기능적 운동성이 안정적일수록 보행 속도가 빨라진다는 선행 연구들과 일치하였다(Andersson 등, 2003; Williams 등, 2005). 보행의 시간적 변수인 보행속도는 착용 전 .93 m/s에서 착용 후 .98 m/s로 .05 m/s 유의하게 증가하였고, 분속수는 4.2걸음 증가하였으나 유의한 차이는 없었다. 이는 꿈치들린훤발 18명, 외반편평족과 웅크림 보행을 하는 17명의 뇌성마비 아동을 대상으로 한 Abel 등(1998) 연구에서 AFOs 착용 후 보행속도의 증가를 보였으나 분속수는 유의한 차이가 없었던 결과와 유사하였다. 본 연구에서 보행 속도의 향상은 보시간의 감소, 보장의 증가, 단하지 지지기의 증가, 양하지 지지기의 감소와 관련이 있는 것으로 보인다(White 등, 2002).

공간적 보행변수에서 본 연구 결과를 볼 때, 마비측의 보장은 .49 m에서 .51 m로 .02 m 유의하게 증가하였고 비마비측의 보장은 .50 m에서 .52 m로 .02 m 증

가하였으나 유의한 차이는 없었다. 마비측 활보장은 1 m에서 1.04 m로 .04 m 유의한 증가를 하였고, 비마비측의 활보장은 1 m에서 1.03 m로 .03 m 유의하게 증가하였다. 이는 Buckon 등(2004)의 16명의 독립보행이 가능한 양하지 마비 아동을 대상으로 한 연구와 Buckon 등(2001)의 30명의 경직형 편마비 아동을 대상으로 한 연구에서 발목 관절형 보조기(hinged AFO), 발목 고정형 보조기(solid AFO), 후방형 단하지 보조기(posterior leaf spring) 세 가지 보조기 모두 보장과 활보장을 증가시켰다는 연구결과와 유사하다(Buckon 등, 2004; Buckon 등, 2001). 이러한 결과는 패브릭 발목 보조기가 몸이 앞으로 나가는데 있어 추진력을 제공하여 마비측의 보장과 활보장이 증가한 것으로 생각된다. 본 연구에서 단하지 지지기는 통계학적으로 유의한 차이는 없었지만 증가하는 경향을 보였고, 양하지 지지기는 통계학적으로 유의한 차이는 없었지만 감소하는 경향을 보였다. 이는 꿈치들린훤발 18명, 외반편평족과 웅크림 보행을 하는 17명의 뇌성마비 아동을 대상으로 한 Abel 등(1998) 연구결과와 경직성 편마비 뇌성마비 아동을 대상으로 hinged AFO 착용 후 단하지 지지기 증가와 양하지 지지기가 감소하였다는 Balaban 등(2007)의 연구결과와 유사하다(Balaban 등, 2007). 이러한 결과는 패브릭 발목 보조기가 입각기시 뒤발(hindfoot)과 중간발(midfoot)의 정렬을 조절하여 체중지지가 증가한

것으로 생각된다(Molnar과 Alexander, 1999). 기존의 보조기들과 같이 패브릭 발목 보조기는 발꿈치가 지면에 접촉하도록 되어 있다. 지면에 대한 적절한 발꿈치의 접촉은 발목의 안정성을 유지시키고 발바닥쪽굽힘과 발등굽힘의 선택적인 조절을 하는데 중요한 역할을 한다(Hwang 등, 2012). 그러나 기존 보조기와 달리 직접적인 발꿈치의 지면 접촉은 보행 시 고유수용성각각 입력을 증가시키고 발목의 안정성 유지와 발목관절 주변 근육의 선택적인 조절을 향상시켜 보행 기능이 향상된 것으로 생각된다(de Saca 등, 1994; Kim 등, 2013). 또한 앞으로 나가는 움직임(forward motion)을 제한시키는 AFOs와 같은 기존 보조기와는 달리(Simkin 등, 1973), 패브릭 발목 보조기는 앞발을 노출시킴으로써 추진 시 제한을 감소시켜 보행을 더 효율적으로 만들 수 있었다고 생각된다(Hwang 등, 2012).

본 연구는 학습 효과를 최소화시키기 위해 맨발 상태에서 먼저 측정하고 그 이후 패브릭 보조기를 착용하였다. 그 연구결과 패브릭 보조기 착용 후 TUG, 보행 속도, 마비측과 비마비측의 보 시간, 마비측 보장, 마비측과 비마비측의 활보장에서 유의한 향상이 있었음을 볼 수 있다. 그러나 본 연구는 적은 수의 대상자와 짧게 적용된 시간, 대조군이 없는 제한점을 가지고 있다. 이에 추후 연구에서는 많은 수의 대상자를 통해 패브릭 발목 보조기를 장기간 적용하였을 때 보행관련 변화를 알아보는 연구 그리고 대조군이나 기존 보조기와 비교 연구가 필요하다. 또한 패브릭 발목 보조기가 뇌성마비 아동의 보행 훈련에 얼마나 효율적인지 알아보기 위해 보행관련 데이터외에 근활성도 같은 운동역학적 자료(kinetic data)와 엉덩관절 및 무릎과 발목 관절의 각도에 대한 운동형상학적 자료(kinematic data)에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## V. 결론

본 연구는 경직성 꿈치들린환발 보행을 하는 뇌성마비 아동을 대상으로 맨발 상태와 패브릭 보조기 착용 후 보행 능력을 비교하였다. 그 결과 맨발 상태에서의 보행 보다 패브릭 보조기 착용 시 보행(보행 속도의 유의한 증가, 마비측과 비마비측의 보 시간 유의한 감소, 마비측 보장 및 마비측과 비마비측의 활보장 유의한 증가)이 향상되었다. 이러한 결과는 패브릭 발목 보조기

가 기존의 AFOs의 주요한 기능들을 대신할 수 있는 보조기임을 의미한다. 이에 추후 기존의 보조기보다 가볍고 휴대하기 편하며 비용이 적게 드는 패브릭 발목 보조기에 대한 장기간 적용 효과와 다양한 신경계 환자에 적용시킨 연구가 필요하다.

## References

- Abel MF, Juhl GA, Vaughan CL, et al. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(2):126-133.
- Andersson C, Grooten W, Hellsten M, et al. Adults with cerebral palsy: Walking ability after progressive strength training. *Dev Med Child Neurol.* 2003;45(4):220-228.
- Bénard MR, Harlaar J, Becher JG, et al. Effects of growth on geometry of gastrocnemius muscle in children: A three dimensional ultrasound analysis. *J Anat.* 2011;219(3):388-402.
- Baddar A, Granata K, Damiano DL, et al. Ankle and knee coupling in patients with spastic diplegia: Effects of gastrocnemius-soleus lengthening. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84(5):736-744.
- Balaban B, Yasar E, Dal U, et al. The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disabil Rehabil.* 2007;29(2):139-144.
- Banks HH, Green WT. The correction of equinus deformity in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* 1958;40(6):1359-1379.
- Boulay C, Pomero V, Viehweger E, et al. Dynamic equinus with hindfoot valgus in children with hemiplegia. *Gait Posture.* 2012;36(1):108-112.
- Buckon CE, Thomas SS, Jakobson-Huston S, et al. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic diplegia. *Dev Med Child Neurol.* 2004;46(9):590-598.
- Buckon CE, Thomas SS, Jakobson-Huston S, et al. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia.

- Dev Med Child Neurol. 2001;43(6):371-378.
- Carlson WE, Vaughan CL, Damiano DL, et al. Orthotic management of gait in spastic diplegia. *Am J Phys Med Rehabil.* 1997;76(3):219-225.
- Chung CY, Ahn CH, Choi IH, et al. Kinematic and kinetic changes of the ankle after the correction of spastic equinus deformity: Z-plastic lengthening versus strayer method. *J Korean Orthop Assoc.* 2002;37(6):759-765.
- Cobeljic G, Bumbasirevic M, Lesic A, et al. The management of spastic equinus in cerebral palsy. *Orthop Trauma.* 2009;23(3):201-209.
- Condie DN, Meadows CB. *Ankle-Foot Orthoses: Biomechanical basis of orthotic management.* Oxford, England, Butterworth-Heinemann, 1993: 99-123.
- Damiano DL, Prosser LA, Curatalo LA, et al. Muscle plasticity and ankle control after repetitive use of a functional electrical stimulation device for foot drop in cerebral palsy. *Neurorehabil Neural Repair.* 2013;27(3):200-207.
- de Saca LR, Catlin PA, Segal RL. Immediate effects of the toe spreader on the tonic toe flexion reflex. *Phys Ther.* 1994;74(6):561-570.
- Duncan WR. Tonic reflexes of the foot. Their orthopaedic significance in normal children and in children with cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* 1960;42-A:859-868.
- Dusing SC, Thorpe DE. A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite electronic walkway. *Gait Posture.* 2007;25(1):135-139.
- Gage JR, Deluca PA, Renshaw TS. Gait analysis: Principles and applications. Emphasis on its use in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77(10):1607-1623.
- Goldstein M, Harper DC. Management of cerebral palsy: Equinus gait. *Dev Med Child Neurol.* 2001;43(8):563-569.
- Graham HK, Aoki KR, Autti-Rämö I, et al. Recommendations for the use of botulinum toxin type a in the management of cerebral palsy. *Gait Posture.* 2000;11(1):67-79.
- Graham HK, Fixsen JA. Lengthening of the calcaneal tendon in spastic hemiplegia by the white slide technique. A long-term review. *J Bone Joint Surg Br.* 1988;70(3):472-475.
- Graham HK, Selber P. Musculoskeletal aspects of cerebral palsy. *J Bone Joint Surg B.* 2003; 85(2):157-166.
- Hwang YI, An DH, Yoo WG. Effects of the dual afo on gait parameters in stroke patients. *NeuroRehabilitation.* 2012;31(4):387-393.
- Katz-Leurer M, Rotem H, Lewitus H, et al. Functional balance tests for children with traumatic brain injury: Within-session reliability. *Pediatr Phys Ther.* 2008;20(3):254-258.
- Kim HJ, Chun MH, Kim HM, et al. Effects on foot external rotation of the modified ankle-foot orthosis on post-stroke hemiparetic gait. *Ann Rehabil Med.* 2013;37(4):516-522.
- Kim SG, Ryu YU, Kim WH. The effectiveness of backward gait training on the treadmill in children with spastic diplegic cerebral palsy: A pilot study. *Phys Ther Kor.* 2012;19(3):81-90.
- Klotz MC, Wolf SI, Heizmann D, et al. The influence of botulinum toxin a injections into the calf muscles on genu recurvatum in children with cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res.* 2013; 471(7):2327-2332.
- Lowes LP, Habib Z, Bleakney D, et al. Relationship between clinical measures of balance and functional abilities in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther.* 1996;8(4):176.
- Molnar GE, Alexander MA. *Pediatric Rehabilitation.* 3rd ed. Philadelphia, PA, Hanley & Belfus, 1999:193-217.
- O'Connell PA, D'Souza L, Dudeney S, et al. Foot deformities in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 1998;18(6):743-747.
- Perry J, Davids JR. Gait analysis: Normal and pathological function. *J Pediatr Orthop.* 1992;12 (6):815.
- Sees JP, Miller F. Overview of foot deformity man-

- agement in children with cerebral palsy. *J Child Orthop.* 2013;7(5):373-377.
- Simkin A, Robin GC, Magora A, et al. Investigation of gait. 6. Relationship between muscle action and mechanical stresses in below-knee braces. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1973;13(5):495-503.
- Sorsdahl AB, Moe-Nilssen R, Strand LI. Test-retest reliability of spatial and temporal gait parameters in children with cerebral palsy as measured by an electronic walkway. *Gait Posture.* 2008;27(1):43-50.
- Stein RB, Chong S, Everaert DG, et al. A multi-center trial of a footdrop stimulator controlled by a tilt sensor. *Neurorehabil Neural Repair.* 2006;20(3):371-379.
- Strayer LM Jr. Recession of the gastrocnemius: An operation to relieve spastic contracture of the calf muscles. *J Bone Joint Surg Am.* 1950;32(3):671-676.
- Sutherland DH, Kaufman KR, Wyatt MP, et al. Double-blind study of botulinum a toxin injections into the gastrocnemius muscle in patients with cerebral palsy. *Gait Posture.* 1999;10(1):1-9.
- Tachdjian MO. *The Child's Foot.* Philadelphia, PA, W.B. Saunders Co., 1985:556-597.
- White H, Jenkins J, Neace WP, et al. Clinically prescribed orthoses demonstrate an increase in velocity of gait in children with cerebral palsy: A retrospective study. *Dev Med Child Neurol.* 2002;44(4):227-232.
- Williams EN, Carroll SG, Reddihough DS, et al. Investigation of the timed 'up & go' test in children. *Dev Med Child Neurol.* 2005;47(8):518-524.

---

---

This article was received January 2, 2014, was reviewed January 2, 2014, and was accepted February 11, 2014.