

## 안쪽 세로 발바닥 활을 지지한 인솔의 착용이 평발을 가진 경직성 뇌성마비 아동의 보행에 미치는 영향

김성경<sup>†</sup> · 류영욱<sup>1</sup> · 김형동<sup>2</sup>

대구가톨릭대학교 일반대학원 물리치료학전공, <sup>1</sup>대구가톨릭대학교 물리치료학과, <sup>2</sup>고려대학교 물리치료학과

### The Effects of Insole Supporting Medial Longitudinal Arch while Walking in Spastic Cerebral Palsy with Pes Planus

Sung Gyung Kim, PT, MS<sup>†</sup>, Young Uk Ryu, PT, PhD<sup>1</sup>, Hyeong Dong Kim, PT, PhD<sup>2</sup>

Department of Physical Therapy, General Graduate School, Catholic University of Daegu,

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Catholic University of Daegu,

<sup>2</sup>Department of Physical Therapy, Korea University

Received: August 27, 2012 / Revised: September 26, 2012 / Accepted: October 15, 2012

© 2012 Journal of the Korean Society of Physical Medicine

#### | Abstract |

**PURPOSE:** The object of the present study is to investigate the effects of the insole supporting medial longitudinal arch while walking in spastic cerebral palsy with pes planus.

**METHODS:** Ten spastic bilateral cerebral palsy children with pes planus participated in this study. The insole were custom-made for the individual child. Muscle activity was measured by surface EMGs attached on tibialis anterior (TA), gastrocnemius (GA), vastus medialis oblique (VMO), biceps femoris long head (BF). temporal-spatial parameters such as velocity, step length, stride length, stance time, toe angle were collected while the subjects walked on the GAITRite system.

**RESULTS:** The results of the present study were

summarized as follows: 1. Muscle activities in mean EMGs while walking: Left VMO, Right TA, Left BF and GA revealed significant reductions after applying insole. 2. Muscle activities in peak EMGs while walking: Left TA and BF demonstrated reductions significantly after applying insole. 3. There were improvements in temporal-spatial gait parameters with insole: velocity, both step length, Right stride length and Right toe angle were increased( $p < .05$ ).

**CONCLUSION:** Therefore the current study demonstrated that insole supporting the medial longitudinal arch would be effective on gait of the spastic cerebral palsy with pes planus.

**Key Words:** Insole, Pes planus, Spastic cerebral palsy

<sup>†</sup>Corresponding Author : htsk96@naver.com

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

#### I. 서론

일반적으로 어린이의 발은 5세경까지 생리적 평발 양상을 보이다가 연령이 증가함에 따라 안쪽 세로 발바닥 활이 형성되어 6세경에 완성된다(Hennin과 Rosenbaum,

1991). 그러나 경직성 뇌성마비 아동은 이러한 정상적인 발의 성장과정을 거치지 못하고 다리근육의 경직과 약화, 동시수축이나 조화롭지 못한 근 작용에 의해 발의 변형을 가져오게 된다(Flett, 2003). 그리고 경직성 뇌성마비에서의 평발(pes planus 또는 flat foot)은 특히 아킬레스건 구축에 의해 2차적으로 초래될 수 있는데 발 뒤쪽이 옆침(pronation)되고 중간발의 세로 발바닥 활이 무너져 체중은 발의 안쪽으로 이동하여 발바닥 활이 소실되며, 결과적으로 목말뼈(talus)와 발배뼈(navicular)가 안쪽 하방으로 이동하는 특성이 있다(Staheli, 1999). 경직성 뇌성마비 아동은 과도한 발바닥 반사로 앞발부분에 집중되는 압력에 의해 발의 변형과 통증을 동반하기도 한다. 따라서 발바닥의 비대칭적인 근 긴장도를 낮추어주면 고유수용감각에 의해 발바닥 반사를 이완시킬 수 있으며 이 신호가 뇌의 감각 결절에 전달되어 운동영역에까지 영향을 줌으로써 그에 적합한 새로운 움직임이 이끌어낼 수 있다. 또한 체중지지 자세에서 발 및 발목관절의 균형과 지지에 도움을 주어 구조적 대치(structural alteration)는 아니지만 기능적 변형으로 인한 비정상적인 특성을 바꾸어 줄 수도 있다(Lockard, 1988). 이러한 평발 특성을 동반한 경직성 뇌성마비 아동의 경우 안쪽 세로 발바닥 활을 받쳐 지면에 발 닿기를 더 안정되게 하고 더 이상의 변형을 예방하는 것이 필요하다.

현재까지는 발과 발목의 변형이 초래된 경직성 뇌성마비 아동에게 단하지보장구(Ankle-Foot Orthosis; AFO)를 주로 적용하여 더 이상의 변형예방 및 보행 안정성을 부여하고 있으며, 이를 적용하여 영향성을 평가한 연구가 대부분이다(Morris, 2002). 그러나 변형된 발과 발목에 대한 제한으로 안정감을 더할 수는 있지만 다양한 형태의 AFO가 있음에도 불구하고 보행 시 근육활동이나 운동역학적인 요소 변화에는 큰 영향을 미치지 못한다(Lampe 등, 2004). 반면 끈치들린 흰발(equinus)을 동반한 뇌성마비 아동의 경우에는 일부 보행의 시공간적 요소가 증가되어 보행기능에 긍정적인 영향을 줄 수는 있었으나(Abel 등, 1998) 궁극적으로 AFO는 끈치들린 흰발 변형에 대해 적용되는 보장구이므로(Radtka 등, 1997) 평발을 동반한 독립보행 수준의 뇌성마비 아동에

게는 큰 도움이 되지 못한다.

인솔(insole)은 발의 정렬을 맞추고 받쳐줌으로써 발의 기능을 개선시키거나 변형을 예방 또는 교정하기 위한 목적으로 사용하는 의학적 도구라고 정의된다(Wu, 1990). 인솔의 효과 및 장점으로는 크게 세 가지가 제시되는데(Landorf와 Keenan, 2000; Teodorescu 등, 2001). 첫째, 인솔을 착용함으로써 발바닥 접촉면을 넓혀 체중지지 시 발 수준에서의 안정성을 높여준다. 둘째, 발이 옆침(pronation) 되거나 뒤침(supination) 되었을 때 돌림 작용의 영향을 감소시켜 준다. 셋째, 인솔은 발바닥 중요 부분인 중간 면에 적용되므로 발바닥의 감각입력(sensory input)을 증가시킬 수 있다. 인솔은 일반적으로 발에 특별한 질환이 있는 경우(Coughlin 등, 1995), 안굽이 무릎(genu varum), 밖굽이 무릎(genu valgum) 같이 다리가 휘거나(Van Gheluwe 등, 2005) 다리길이 차이가 나는 사람(Hawke 등, 2008), 그리고 통증이 있는 사람(Dananberg와 Guiliano, 1999)과 운동선수에 이르기까지 다양하게 적용되고 있다(Stewart 등, 2007). 이러한 대상자에게 인솔을 적용하여 발바닥 압력 분포 변화와(Ahroni 등, 1998) 통증개선 및 보행의 운동 형상학적 평가를 한 연구가 대부분이다(Powell 등, 2005).

이와 같이 발 관련 질환자 및 운동선수를 대상으로 적용하는 인솔을 경직성 뇌성마비 아동에게 적용한 연구는 거의 없다. 뇌성마비 아동에게 발바닥 활 지지를 통한 발바닥 압력의 변화를 조사한 연구가 이루어졌으나 발 변형이 동반되지 않은 매우 경한 경우이고, 발바닥 압력에 국한된 연구였다(Park 등, 2003). 따라서 본 연구는 평발을 가진 경직성 뇌성마비 아동을 대상으로 안쪽 세로 발바닥 활을 지지하는 인솔을 적용하여 보행에 미치는 영향을 알아보고, 일상생활에서 뇌성마비의 정렬과 활동에 도움이 되는 한 도구적 수단으로 제시할 수 있을지 확인해보고자 한다. 이에 본 연구에서는 평발을 가진 경직성 뇌성마비 아동이 안쪽 세로 발바닥 활을 지지하는 인솔을 착용하고 보행하는 동안 다리 근육의 평균 활성값과 최대 활성값이 감소할 것이며 보행의 시공간적 요소는 향상되어 보행에 긍정적인 영향을 미칠 것이라는 가설을 설정하였다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

본 연구는 평발을 가진 6세 이상 15세 이하의 경직성 양쪽다리 뇌성마비 환자(Spastic bilateral cerebral palsy) 10명을 남녀구분 없이 대상자로 선정하였다. 대상자 선정조건은 다음과 같다.

첫째, 대상자의 경직 수준은 다리에 대한 Modified Ashworth Scale(MAS) 측정을 통해 Grade 0에서 Grade 2까지 분류되는 아동을 선정하였다(Fosang 등, 2003).

둘째, 발배뼈 하강테스트를 통해 앉아 있을 때와 서 있을 때의 안쪽 세로 발바닥 활의 차이가 10mm 이상이고 무너짐이 시각적으로 관찰되는 평발을 동반한 경직성 뇌성마비 아동을 대상으로 하였다(Mueller 등, 1993).

셋째, 대동작 기능 분류 시스템(Gross Motor Function Classification System: GMFCS) level 1에서 level 2에 분류되는 스스로 보행 가능한 아동을 대상으로 하였다(Rosenbaum 등, 2002).

넷째, 의사소통과 지시를 이해하기 위한 시각과 청각, 인지수준에 문제가 없는 아동을 대상자로 선정하였다(WeeFIM SystemSM, 1998).

### 2. 연구 도구 및 측정방법

#### 1) 인솔의 제작

본 연구에서 대상자들이 착용한 인솔은 대상자 각자의 발모양에 맞게 본뜨기 한 맞춤형으로서 PU(polyurethane) 소재로 만들어졌으며 고밀도 반발 탄성패드, 발바닥 활 지지용 컵솔, 발뒤꿈치 충격 흡수용 저탄성패드와 폴리머젤(polimer gel)을 복합적으로 사용한 제품이다(Figure 1). 인솔은 연구자가 대상자의 발을 측정 및 평가 후 캐스팅하여 알푸스(Alfoots, 한국)사에 제작 의뢰하는 동일한 절차에 따라 다음과 같이 제작되었다. 1) 발의 측정 및 평가 2) 캐스팅(casting): 발 폼(Pedilen foam)을 이용한 양 발모양 본뜨기 3) 양성석고 모델(positive plaster model) 준비 4) 석고수정: 압박부위나 민감부위 체크 5) 셸(shell)제작: 열가소성 플라스틱을 사용 성형가공(modeling) 7) 포스팅(posting) 및 연마작

업: 다듬기와 정렬조정 8) 커버(cover)작업

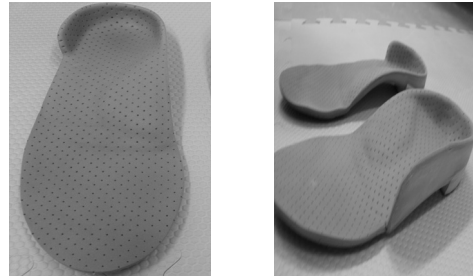


Fig 1. Insole supporting medial longitudinal arch

#### 2) 표면근전도(Surface Electromyography)

근육의 자발적인 신경근 활성화에 대한 전기적 신호를 수집함으로써 인솔의 착용전과 후 보행 시 앞정강근(tibialis anterior), 장딴지근(gastrocnemius), 안쪽넓은근(vastus medialis oblique), 넓다리두갈래근(biceps femoris long head) 네 개의 다리근육의 최대값 및 평균값을 비교해보고자 NORAXON Telemyo 2400T(NORAXON Inc., Scottsdale, AZ, 미국) 장비를 사용하였다. 근전도 자료 처리는 주파수 대역폭을 20-500Hz로 하였고, 표본추출률(sampling rate)은 1000Hz로 설정하였다. 자료를 수집한 후 완파정류(full-wave rectification)로 처리하고 실효치 값(root mean square; RMS)을 컴퓨터 파일로 저장하여 자료처리에 이용하였다. 잡음제거를 위해 60Hz로 notch filtering하여 기타처리 하였다. 근전도 분석을 위해 MyoResearch Master Edition 1.06 XP software를 사용하였다.

#### 3) GAITRite system

보행의 시공간적인 변수로서 걸음속도(velocity), 걸음길이(step length), 온걸음 길이(stride length), 디딤시간(stance time)과 발진행각(toe angle)을 알아보기 위해 인솔착용 전과 후 보행 시 발의 압력을 감지하여 자료를 수집할 수 있는 장비인 GAITRite(CIR System Inc. 2010, 미국)를 사용하였다. GAITRite는 길이 4.5m, 폭 0.9m인 전자식 보행판으로서 직경이 0.6cm인 13,824개의 센서가 1.27cm마다 보행로를 따라 수직으로 배열되어 시간적·공간적 변수에 대한 정보를 수집한다. 그리고 보행

판의 전체길이 중 중심을 기준으로 길이 3.6m, 폭 0.61m 는 이들 센서가 압력을 인지하는 활성 부위이다. 보행 시 대상자 발에 의한 부하를 초당 90Hz의 표본율로 수집 하여 이들 정보를 직렬 인터페이스 케이블에 의해 컴퓨터로 보내게 된다. 수집된 시공간적 변수에대한 정보는 GAITRite system version 3.8 소프트웨어로 처리하였다.

### 3. 연구 절차 및 측정 방법

연구자는 모든 대상자 및 보호자에게 실험을 시작하기 전 연구목적과 방법에 대해 충분히 설명을 하였고, 보호자의 동의 및 승낙이 있었던 아동들을 실험에 참여 시켰다.

실험 전 근전도 자료를 얻기 위해 접촉식 단일표면전극(single surface electrode)을 양쪽 앞정강근, 장딴지근, 안쪽넓은근, 넙다리 두갈래근에 2cm의 일정한 간격을 두어 부착하였고 각 근육에 대한 전극부착 위치는 다음과 같다(Park 등, 2010). 안쪽넓은근은 위 안쪽 무릎뼈면의 수직선에서 55도 위치의 위로 4cm, 안쪽으로 3cm 부위에 부착하였다. 앞정강근은 무릎관절 가쪽용기와 종아리뼈의 가쪽복사뼈를 연결한 선의 위쪽 75% 부위에 부착하였고, 넙다리 두갈래근은 궁둥뼈 거친면과 넙다리뼈 가쪽관절용기 사이의 50% 부위에 부착하였으며, 장딴지근은 무릎관절 가쪽용기와 발뒤꿈치뼈를 연결한 선의 상위 30% 부위에 부착하였다. 단일기준전극(single reference electrode)은 무릎뼈 주위에 부착하였다. 피부저항을 최소화하기 위해 부착위치를 알코올 솜으로 닦아내었고, 부착하는 작업은 항상 한 명의 숙련된 검사자가 시행하여 오차의 소지를 줄였다. 측정을 시작하기 전 진폭을 표준화 하기위해 대상자의 우세한 쪽 각 근육에 최대 근수축(maximal voluntary contraction; MVC) 검사를 시행하였다. 보행실험은 대상자에게 GAITRite 보행판을 따라 일사속도로 걷게 하여 전체보행구간 양하지 근육의 근전도 자료를 얻어내었고 중간 5초 동안의 값을 RMS로 구하여 각 근육의 MVC에 대한 비율로써 근전도 최대값과 평균값을 전후 비교하였다. 보행검사는 먼저 인솔을 착용하지 않은 상태에서 GAITRite의 보행판 위를 대상자 스스로 걷게 하여 3개의 잘 수집된 데이터를 선택하여 평균값을 구하였다.

5분간 휴식을 취한 뒤 인솔을 착용하고 보행판 위를 위와 같은 방법으로 다시 보행하도록 하였다.

### 4. 분석 방법

자료의 통계적 분석을 위해 SPSS 18.0을 사용하였고 인솔을 착용하기 전과 후, 보행 시 다리의 근활성과 시공간적 요소의 차이를 짝 비교(paired t-test) 하였다. 유의수준( $\alpha$ )은 .05로 하였다.

## III. 연구 결과

### 1. 연구 대상자의 일반적 특성

실험에 참여한 대상자는 평발을 가진 경직성 양쪽다리 뇌성마비 아동 10명으로 대상자 각각의 일반적 특성은 Table 1과 같다.

### 2. 평균 근활성 값(mean EMG)의 전 후 비교

인솔을 착용하지 않고 보행할 때(before)와 착용하고 보행할 때(after)를 비교한 결과 왼쪽 안쪽넓은근, 오른쪽 앞정강근, 왼쪽 넙다리 두갈래근, 왼쪽 장딴지근의 평균 근활성 값이 통계적으로 유의하게 감소하였다( $p<.05$ )(Table 2).

### 3. 최대 근활성 값(peak EMG)의 전 후 비교

인솔을 착용하지 않고 보행할 때와 착용하고 보행할 때를 비교한 결과 왼쪽 앞정강근과 왼쪽 넙다리 두갈래근의 최대값이  $p<.05$ 로 유의하게 감소하였다(Table 3).

### 4. 보행의 시공간적 요소(temporal-spatial parameters)의 전 후 비교

GAITRite를 통한 보행의 시공간적 요소들을 인솔을 착용하기 전과 후를 측정하여 비교한 결과 걸음속도, 양쪽 걸음길이, 오른쪽 온걸음 길이 그리고 발진행각이  $p<.05$ 로 유의하게 증가하였다(Table 4).

Table 1. General characteristics of each participants

(N=10)

subject	Age (yr)	Gender	GMFCS	MAS	Wee FIM	MAD (mm)	Height (cm)	Weight (kg)	foot length (mm)	foot width (cm)
1	6	M	2	2	27	10	105	18	160	8
2	9	M	2	1	25	13	115	25	180	10
3	15	F	1	1	32	16	155	38	225	12
4	6	M	2	1	27	10	102	15	150	6
5	6	F	2	1	25	12	96	16	150	6
6	11	M	1	1	34	11	156	32	230	13
7	12	F	2	2	30	14	158	39	235	11
8	7	M	2	2	32	13	110	18	170	10
9	16	F	2	2	32	17	153	35	220	12
10	12	F	2	2	25	13	150	28	210	11
Mean	10	N/A	2	2	28.9	12.9	130	26.4	193	9.9
±SD	±3.77		±.66	±.52	±3.47	±2.33	±26.25	±9.32	±34.41	±2.46

Mean±Standard deviation

GMFCS: Gross Motor Function Classification System

MAS: Modified Ashworth Scale

Wee FIM: Functional Independence Measure for children

MAD: Medial arch difference

Table 2. Comparison of mean EMG during walking between insole and no insole

(Unit: %MVIC)

Muscle		Before	After	t	p
		Mean±SD	Mean±SD		
vastus medialis oblique	Rt	10.27±5.15	9.34±6.32	.99	.17
	Lt	12.06±5.93	9.83±4.57	1.74	.05†
tibialis anterior	Rt	15.37±7.99	13.42±6.19	2.15	.03†
	Lt	19.14±12.89	17.59±14.52	1.55	.07
biceps femoris	Rt	10.01±3.75	9.11±3.07	1.33	.10
	Lt	13.02±5.88	11.55±5.66	2.19	.02†
gastrocnemius	Rt	12.27±5.50	11.32±4.61	1.70	.06
	Lt	14.36±6.17	12.57±5.35	1.82	.05†

† p<.05

Rt: right Lt: left

Table 3. Comparison of peak EMG during walking between insole and no insole

(Unit: %MVIC)

Muscle		Before	After	t	p
		Mean±SD	Mean±SD		
vastus medialis oblique	Rt	27.28±11.77	23.54±13.05	1.52	.08
	Lt	26.73±16.56	22.44±9.03	1.34	.10
tibialis anterior	Rt	31.82±20.55	28.33±14.11	1.37	.10
	Lt	30.45±19.94	25.76±15.85	2.39	.02†
biceps femoris long head	Rt	23.76±7.13	21.24±5.66	1.34	.10
	Lt	32.80±15.07	26.06±13.48	3.08	.00†
gastrocnemius	Rt	28.44±16.48	26.56±14.02	1.37	.10
	Lt	31.04±18.21	31.30±18.22	-.10	.45

† p&lt;.05

Table 4. Comparison of temporal-spatial parameters during walking between insole and no insole

(N=10)

Temporal-spatial parameters		Before	After	t	P
		Mean±SD	Mean±SD		
Velocity(cm/sec)		50.99±20.83	60.68±22.78	-4.41	.00†
Step length(cm)	Rt	30.01±13.52	35.04±13.94	-2.38	.02†
	Lt	29.87±10.56	33.95±10.52	-2.01	.03†
Stride length(cm)	Rt	55.15±28.74	69.62±24.39	-1.81	.05†
	Lt	65.54±21.53	69.97±23.58	-1.35	.10
Stance time(sec)	Rt	0.88±0.47	0.86±0.15	1.06	.15
	Lt	0.86±0.47	0.85±0.49	0.59	.28
toe angle(degree)	Rt	3.21±10.74	7.21±7.01	-2.08	.03†
	Lt	7.23±9.15	7.74±8.34	-.20	.42

† p&lt;.05

#### IV. 고 찰

경직성 뇌성마비 아동은 다리근육의 경직과 약화, 동시수축이나 조화롭지 못한 근 작용을 특징으로 하여 발의 변형이 초래되는데 특히 서기와 걷기 단계에서 무릎과 엉덩관절의 굽힘 및 모음 구축에 의해 평발이 나타날 수 있다(Flett, 2003).

그러나 경직성 뇌성마비 아동의 발 변형의 형태와 정도가 다양함에도 불구하고 정렬의 보호와 보행 안정

성을 부여하기 위한 수단으로 대부분 AFO를 적용한다(White 등, 2002). 그러므로 경직성 뇌성마비 환자를 대상으로 AFO 착용유무에 따른 운동학 및 운동역학적 요소, 근활성 그리고 에너지 소비에 대한 연구가 대부분이다(Carlson 등, 1995). 그러나 여러 종류의 AFO의 적용에도 불구하고 보행에 있어 기능적 변화를 가져오지 못했으며(Crenshaw 등, 2000) Morris(2002)는 뇌성마비에 대한 AFO의 고찰논문에서 AFO는 궁극적으로 꿈치들린 흰발을 동반한 경직성 뇌성마비 환자에게 발목

관절가동의 개선을 위해 효과적인 보장구라고 하였다.

한편 발의 구조와 모양을 바로잡아 신체정렬을 유지 하는데 사용되는 도구로서 인솔이 있는데 발에 변형이 있거나, 흰 다리 또는 다리길이 차이가 나는 정형외과적 질환이 있는 일반인, 당뇨에 의한 동통성 발 질환자, 그리고 운동선수들에게 주로 적용된다(Hunter 등, 1995). 일반적으로 인솔을 착용하면 쿠션효과와 안쪽 세로 발바닥 활을 받침으로써 최대부하반응을 감소시키고(Dixon, 2007) 다리안정성을 높여 동적인 생체 역학적 효과(dynamic biomechanical effect)가 있다고 한다(Razeghi와 Batt, 2000). 그러나 평발을 동반한 뇌성마비 환자를 대상으로 한 인솔 적용관련 연구는 찾아보기 힘들다.

이에 본 연구는 평발을 가진 경직성 뇌성마비 아동을 대상으로 안쪽 세로 발바닥 활을 지지해주는 인솔을 적용했을 때 보행 시 근활성과 시공간적 요소들이 어떻게 달라지는지 그 영향을 알아보았다.

본 연구의 결과, 인솔을 착용하지 않았을 때보다 착용했을 때 보행하는 전체기간 동안 표면 근전도상의 평균 근활성 값(mean EMG)과 최대값(peak EMG)이 감소하였다. 근전도상에서 전체 평균값과 최대값이 감소한 것은 인솔이 발의 접촉면을 증가시킴으로써 쿠션전략(strategic cushioning)을 제공하여 다리근육의 과도한 보상에 의한 근활성을 줄인 결과로 보여진다(Stewart, 2007). 경직성 뇌성마비의 경우, 경직으로 인한 비정상적인 근육의 동원과 힘의 결합으로 넙다리 안쪽 비틀림(internal femoral torsion), 정강뼈 가쪽 비틀림(external tibial torsion)이 나타나고 이는 발목밑관절 아탈구(subluxation of subtalar joint)의 원인이 되어 밖굽이발(pes valgus)이나 평발을 초래하게 된다(Berker와 YalÁIn, 2008). 이러한 하지의 비틀림을 보상하기 위해 인대와 근육의 과도한 작용이 지속되는 상태가 되고, 보행에 있어서도 걸음속도를 유지하기 위한 근 단위의 동원이 더 크며, 동원시간은 길게 작용한다(Dejaeger 등, 2001; Schwartz 등, 2008). 따라서 본 연구에 쓰인 안쪽 세로 발바닥 활을 지지한 인솔의 착용으로 앞서 언급한 쿠션 전략과 더불어 과도한 근작용과 보상을 줄임으로써 근활성 평균값과 최대값이 감소하였다고 생각된다. 즉

인솔이 안쪽 세로 발바닥 활을 받쳐 다리 근피로를 줄여 주었으며, 이는 생체 역학적으로 효율적인 잇점이 있음을 나타낸다(Carley 등, 1999; Orlando와 King, 2004).

인솔은 체중부하에 관련된 보조도구이므로 착용 후 보행 시 각 주기별로 주동근의 활성이 증가되는지 여부를 보는 시간변인에 따른 근전도 연구가 많다(Landorf와 Keenan, 2000). 그러나 본 연구는 보행 전체기간 동안 근활성의 양을 보았다. 발바닥 활의 얹힘이 줄어 정상 발 활의 형태로 근육이 작용함으로써 동시수축 및 공동근으로서의 과도한 근활동과 같은 보상이 줄면 근활성의 최대값과 평균값이 감소될 것이라는 가설 하에 연구를 진행하였다(Murley 등, 2009). 게다가 인솔의 적용으로 발 접촉면 증가와 선 자세 균형반응이 개선되어 다리의 과도한 근작용은 감소하고 근 효율성이 높아진다고 하였다(Carley, 1999; Barnes와 Smith, 1994). Sanders와 Morse(2005)는 인솔적용 후 근활성이 감소하는 것은 혈관과 신경조직에 주어지는 압박력의 감소로 혈액순환 개선, 대사성 물질의 제거에 도움이 되며 곧 피로감소가 될 수 있다고 하였고, 이미 여러 선행연구에서 인솔은 하지 근육의 피로 방지를 위해 사용할 수 있는 방법으로 제시된 바 있다(Orlando와 King, 2004; Kim 등, 2008). 따라서 근활성 평균값과 최대값의 감소가 근피로에 의한 것이 아니라 오히려 보행 시 근 효율성이 높아진 결과라고 생각된다.

또한 본 연구에 쓰인 인솔의 착용은 속도, 걸음길이, 온걸음 길이, 발의 진행각과 같은 보행의 시공간적 요소들을 향상시켰다. 걸음속도가 증가한 것은 균형의 증가를 의미하고(Patterson 등, 2008) 온걸음 길이의 증가는 걸음길이 증가에 의한 것으로 이는 곧 다리기능의 개선과 연관성이 높다(Wang 등, 2007). 그리고 발진행각이 정상에 가깝게 바깥쪽돌림이 증가한 것은 Nakajimaa 등(2009)의 보고에 따라 인솔에 의해 가쪽으로의 체중분산이 일어나고 생체 역학적으로 발목밑관절에 영향을 주면서 무릎의 모음 모멘트가 줄면서 나타났을 것이다.

본 연구를 통해 평발을 가진 경직성 뇌성마비 아동에게 인솔적용으로 안쪽 세로 발바닥 활을 지지해줌으로써 보상에 의한 과도한 근활성이 줄어 보행효율성이 증대되었고, 균형과 안정성 및 대칭성에 관련된 보행의

시공간적 요소들이 개선됨을 알 수 있었다. 따라서 안쪽 세로 발바닥 활을 지지해주는 인솔은 평발을 가진 경직성 뇌성마비 아동의 보행에 긍정적인 영향을 미치는 유용한 도구가 될 것으로 사료된다.

그러나 심한 평발변형을 가졌거나 경직이 높아 꿈치 들린 환발 변형을 동반한 경우까지 인솔이 효과적이라고 단언하기는 어려우며, 향후 인솔의 즉각적인 변화뿐 아니라 효과가 지속되는지의 여부, 인솔과 비교될 수 있는 맨발, 신발, AFO를 적용한 다양한 조건에서 평발을 동반한 뇌성마비 환자의 보행에 대한 비교연구가 필요하겠다.

## V. 결론

본 연구의 결과는 다리근육의 보상이 줄면서 보행 전체주기 동안의 평균 근활성과 최대 근활성이 감소하였으며, 보행의 시공간적 요소들이 향상되었음을 보여주었다. 즉, 평발을 가진 경직성 뇌성마비 아동에게 안쪽 세로 발바닥 활을 지지한 인솔의 적용은 보행에 긍정적인 영향을 미친다.

더 나아가 본 연구는 정형 외과적 다리관련 변형을 동반한 일반인, 대사성 발질환자 그리고 운동선수 위주로만 적용되는 인솔을 평발을 가진 경직성 뇌성마비 아동에게도 적용할 수 있다는 것과, 대체적으로 경직성 뇌성마비 아동들이 AFO를 처방받는 실정에서 벗어나 인솔이 장착된 일상화를 신고 좀 더 정상에 가깝게 생활할 수도 있다는 것을 시사한다.

## 참고문헌

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):126-33.  
 Ahroni JH, Boyko EJ & Forsberg R. Reliability of F-scan in-shoe measurements of plantar pressure. *Foot Ankle Int.* 1998;19(10):668-73.

Barnes R & Smith P. The role of footwear in minimizing lower limb injury. *J Sports Sci.* 1994;12(4):341-53.  
 Berker AN & YalcIn MS. Cerebral palsy: Orthopedic aspects and rehabilitation. *Pediatr Clin North Am.* 2008; 55(5):1209-25.  
 Carley P. Features-Healing the Pain-Low-cost, size-specific polyurethane shoe inserts help in managing perceived back and knee pain. *Occup Health Saf.* 1999; 68(8):92-119.  
 Carlson W, Damiano D, Abel M et al. Biomechanics of orthotic management of gait in spastic diplegia. *Gait Posture.* 1995;3(2):102-02.  
 Coughlin MJ & Roger A. Mann Award. Juvenile hallux valgus: etiology and treatment. *Foot Ankle Int.* 1995; 16(11):682-97.  
 Crenshaw S, Herzog R, Castagno P et al. The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 2000;20(2):210-16.  
 Dananberg HJ & Guiliano M. Chronic low-back pain and its response to custom-made foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999;89(3):109-17.  
 DeJaeger D, Willems PA & Heglund NC. The energy cost of walking in children. *Pflugers Arch.* 2001;441(4): 538-43.  
 Dixon SJ. Influence of a commercially available orthotic device on rearfoot eversion and vertical ground reaction force when running in military footwear. *Mil Med.* 2007;172(4):446-50.  
 Flett PJ. Rehabilitation of spasticity and related problems in childhood cerebral palsy. *J Paediatr Child Health.* 2003;39(1):6-14.  
 Fosang AL, Galea MP, McCoy AT et al. Measures of muscle and joint performance in the lower limb of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2003;45(10):664-70.  
 Hawke F, Burns J, Radford JA et al. Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain. *Cochrane Database*



- Syst Rev. 2008;16;(3):CD006801.
- Hennig EM & Rosenbaum D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot Ankle*. 1991;11(5):306-11.
- Hunter S, Dolan MG & Davis JM. *Foot orthotics in therapy and sport*. Human Kinetics Publishers. 1995.
- Kim JJ, Choi SB & Cha SE. A Study on the kinematic variables in different safety shoes and applying insole during walking. *Journal of the Korean Society of Safety*. 2008;23(1):35-45.
- Lampe R, Mitternacht J, Schrödl S et al. Influence of orthopaedic-technical aid on the kinematics and kinetics of the knee joint of patients with neuro-orthopaedic diseases. *Brain Dev*. 2004;26(4):219-26.
- Landorf KB & Keenan AM. Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? *J Am Podiatr Med Assoc*. 2000;90(3):149-58.
- Lockard MA. Foot orthoses. *Phys Ther*. 1988;68(12):1866-73.
- Merletti R & Roy S. Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;24(6):342.
- Morris C. A review of the efficacy of lower-limb orthoses used for cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2002;44(3):205-11.
- Mueller MJ, Host JV & Norton BJ. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1993;83(4):198-202.
- Murley GS, Menz HB & Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res*. 2009;2(35):1-9.
- Nakajima K, Kakihana W, Nakagawa T et al. Addition of an arch support improves the biomechanical effect of a laterally wedged insole. *Gait Posture*. 2009; 29(2):208-13.
- Orlando AR & King PM. Relationship of demographic variables on perception of fatigue and discomfort following prolonged standing under various flooring conditions. *J Occup Rehabil*. 2004;14(1):63-76.
- Park CI, Bae HS, Ko YH et al. The characteristics of foot pressure in children with mild spastic diplegic cerebral palsy related to medial arch formation. *The Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine*. 2003;27(1):33-7.
- Park SB, Lee KD, Kim DW et al. Biomechanical analysis of trail running shoes applied to Korean shoe-lasts. *Korean Society of Sports Biomechanics*. 2010;20(2): 221-30.
- Patterson SL, Rodgers MM, Macko RF et al. Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(2): 221-8.
- Powell M, Seid M & Szer IS. Efficacy of custom foot orthotics in improving pain and functional status in children with juvenile idiopathic arthritis: a randomized trial. *J Rheumatol*. 2005;32(5):943-50.
- Radtka SA, Skinner SR, Dixon DM et al. A comparison of gait with solid, dynamic, and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy. *Phys Ther*. 1997;77(4):395-409.
- Razeghi M & Batt ME. Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. *Sports Med*. 2000;29(6):425-38.
- Rosenbaum PL, Walter SD, Hanna SE et al. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy. *JAMA*. 2002;288(11):1357-63.
- Sanders MJ & Morse T. The ergonomics of caring for children: an exploratory study. *Am J Occup Ther*. 2005;59(3): 285-95.
- Schwartz MH, Rozumalski A & Trost JP. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech*. 2008;41(8):1639-50.
- Staheli LT. Planovalgus foot deformity. Current status. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1999;89(2):94-9.
- Stewart LA. Effects of orthotic wear on the kinetic, kinematic and electromyographic characteristics of walking and

- running. ProQuest. 2007.
- Teodorescu EHNL, Zambarbieri D et al. "Sensory feedback for lower limb prostheses" Intelligent Systems and Technologies in Rehabilitation Engineering. Ed. Horia-Nicolai L. Teodorescu and Lakhmi C. Jain Boca Raton: CRC Press LLC, 2001.
- Van Gheluwe B, Kirby KA & Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. J Am Podiatr Med Assoc. 2005;95(6):531-41.
- Wang RY, Lin PY, Lee CC et al. Gait and balance performance improvements attributable to ankle-foot orthosis in subjects with hemiparesis. Am J Phys Med Rehabil. 2007;86(7):556-62.
- WeeFIM SystemSM. WeeFIM SystemSM Clinical Guide: Version 5.0. Buffalo, NY: Uniform Data System for Medical Rehabilitation. 1998.
- 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):227-32.
- Wu KK. Foot orthoses: principles and clinical applications. Williams & Wilkins. 1990.
- Zambarbieri D, Schmid M & Verni G. Sensory feedback for lower limb prostheses. CRC Press Inc. 2001;129-51.