한국BOBATH학회지 제9권 제1호
J Korean Acad Bobath Vol. 9. No. 1, 2004

편마비환자의 맨발, 단하지보조기, 신발 착용 시 보행변화에 관한 연구

채정병 · 김동우 · 박세진 · 박효상 · 유명훈 · 문진율 · 유영주
마산대학 물리치료과

Research for Change of Gait depending on Hemiplegia Patients' Gait with Barefoot, with Ankle Foot Orthosis On or with Regular Shoes On.

Jung-Byung Chae · Dong-Woo Kim · Se-Jin Park · Hyo-Sang Park
Myoung-Hoon Yu · Jin-Yul Moon · Young-Ju Yu
Department of Physical Therapy, Masan College

Abstract

The purpose of this study was to find out the influence of new sole devices such as Ankle Foot Orthosis (AFO) or regular shoes on change of gait for hemiplegia patients. we'd like to research the necessity of treatments for hemiplegia patients from the early stage to the care of base of support. For 15 hemiplegia patients who can gait independently, we examined and analyzed the change of gait using with GAIT RITE and ANOVA when they gait barefoot, AFO on, or regular shoes on. As the result of the research, we found out that there were not any correlations in time factors of gait comparison between each group. However there were remarkable differences in space factors such as base of support, stride length, a left foot of gait angle and speed. The balance in gait is affected by putting both AFO and shoes on. The shoes with AFO enlarged the supporting space, and therefore stability on gait had improved at last.

Key Words : Barefoot, AFO, Sole, Gait Pattern

I. 서 론

뇌졸중으로 인하여 발생되는 일반적인 증상으로는 운동 및 감각통로의 손상과 함께 고위통합기능의 손상을 가져오며, 이로 인해 적절한 근 긴장도와 이에 따른 자세, 선택적인 움직임의 조절기능에 이상이 오게 되는데 이를 편마비(hemiplegia)라 한다(Olney et al, 1996).

편마비 환자는 족하수(foot drop) 및 느린 보행속도, 그리고 그것을 보상하기 위한 슬관절 및 고관절의 움직임 변화 등 다양한 병적 보행패턴을 보이며, 이러한 임상적 소견 중 족하수는 보행을 어렵게 만드는 강한 요소 중 하나이며, 이를 해결하기 위해 단하

지보조기(Ankle Foot Orthosis, AFO)가 일반적으로 사용된다(장순자 등, 1999).

뇌졸중에 의한 편마비 환자의 임상 양상은 뇌 조직의 손상 부위와 크기, 그리고 손상 원인 등에 따라 다양하게 나타나지만 특히, 신체 좌·우의 비대칭성이 공통적으로 흔히 나타난다(Bobath, 1971). 편마비로 나타나는 좌·우 비대칭성은 직립자세 유지를 어렵게 하고, 보행 시 비정상 보행패턴의 원인으로 알려져 있다(Carr and Shepherd, 1980; Bobath, 1990).

발(foot)은 일반적으로 신체와 외부환경 사이에서 직접적인 접촉점(direct contact)이 되고 발의 피부 수용기(cutaneous receptor)로부터 들어오게 되는 감각정보는 정상적인 보행패턴의 조절에 있어 없어서는 안 되는 중요한 역할을 한다(Matthew, 2001).

Bobath(1990)는 감각소실이나 저하로 인해 발목관절의 비정상 정렬을 유지 못하는 환자에게 반드시 보조기가 필요하다고 하였다. 또한 단하지보조기는 적절한 균형감각과 고관절에는 안정성이 있지만, 발목의 배굴(dorsiflexion)이 부족하고 무릎의 안정성이 필요한 환자에게 도움을 주어 상실된 기능을 보조기를 통해 대신해 줌으로써 비대칭적인 환자의 보행능력을 향상시키기 위해 사용된다(Perry, 1969).

편마비 환자의 보행을 분석하려는 노력은 그 동안 많이 이루어져왔고, 편마비 환자에 있어서 발바닥(sole)에 주어지는 감각 제공은 보행에 있어서 매우 중요하게 작용한다(Osborne, 2001).

정상 보행이란 잘 조화된 사지의 운동을 통하여 최소한의 에너지를 소모하면서 부드럽고 효과적으로 신체의 무게중심을 앞으로 이동시키는 것을 말한다(김미정 등, 1994; 장영재 등, 1999).

이에 본 연구는 편마비 환자의 보행에 있어 단하지보조기와 일반적 신발(Shoe) 제공을 통해 발바닥에서의 새로운 환경 제공이 편마비 환자의 보행에 미치는 변화를 알아보고, 이러한 보행패턴의 변화를 통해 편마비 환자의 치료 초기 단계에서부터 지지 기저면(base of support) 관리의 중요성을 알아보고자 한다.

II. 연구대상 및 방법

1. 연구대상

본 연구는 2004년 6월, 마산소재 S병원과 김해소재 J병원에서 뇌졸중으로 인한 편마비 진단을 받은 입원환자 15명(남자 12명, 여자 3명)을 대상으로 하였다.

대상 환자의 선정기준은 뇌졸중으로 인한 보행 장애를 가진 편마비 환자로서 정신·인지능력이 명료(alert)하고 의사소통이 가능하며, 하지에 관절구축이 없고 정형외과적 문제가 없으며, 최소의 보조 없이도 독립보행이 가능한 환자로 하였다.

2. 연구방법

본 연구의 측정도구로써는 보행패턴을 알아보기 위한 보도(walkway)활동영역이 폭 61cm, 길이 366cm로 되어있는 Gait Rite (MAP/CIR. INC. USA)기를 이용하여 보행속도(velocity), 활보 폭(stride length), 지지기저면(base of support), 단하지 지지기(single limb support), 양하지 지지기(double limb support), 보각(toe in/out), 보행점수(FAP score), 보행수(number of steps), 순환

시간(cycle time), 보폭(step length)을 측정하였다(그림 1).

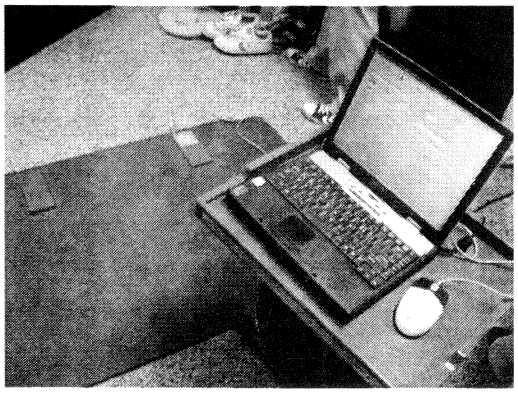

그림 1. GAIT RITE (MAP/CIR. INC. USA)

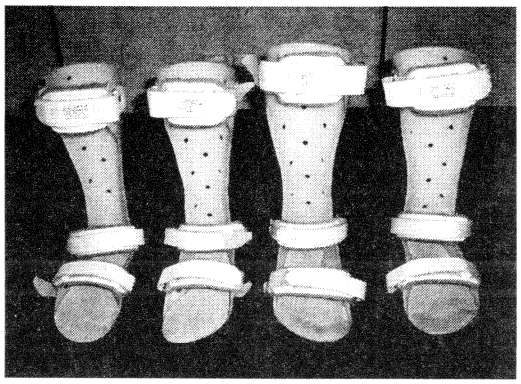

그림 2. 단하지 보조기(Ankle Foot Orthosis)

본 연구에 사용 된 단하지보조기는 플라스틱의 재질의 단하지보조기 두 족 이었으며(그림 2). 기능적 다리길이의 측정을 위하여 재단용 줄자(문구용, 한국)를 사용하였다.

3. 측정 방법

본 연구는 측정에 앞서 보행의 방법을 시범을 통해 설명하고, 편마비 환자에게 맨발(barefoot)보행, 단하지보조기 착용보행, 단하지보조기와 신발을 함께 착용한 후 보행측정을 실시하였으며, 세 가지의 각 보행 조건에서 각각 세 번 반복 측정하여 평균값을 사용하였다(그림 3).

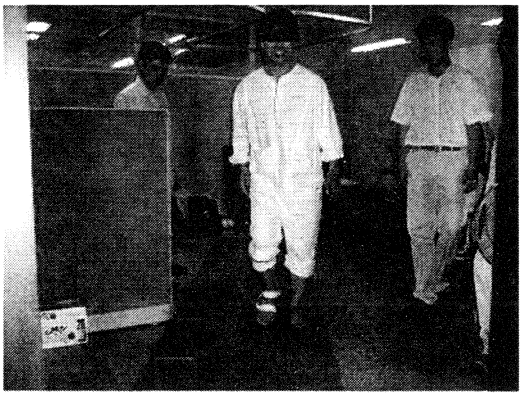

그림 3. 보행 측정 방법

Gait Rite측정기기의 자료 입력을 위한 다리길이(leg length) 측정은 환자를 진찰대 위에 똑바로 눕히고 가능한 한 양쪽 다리를 중립위(neutral)로 하고 배꼽에서부터 족관절 내측과까지 측정한 값을 기능적 다리 길이로 하였다.

4. 자료처리 및 분석방법

본 연구에서 얻어진 각 항목별 자료는 모두 부호화 하여 SPSS ver 10.0 프로그램을 사용하여 분석하였으며, 일반적인 특성은 빈도분석과 백분율을 이용하여 분석하였고, 맨발보행, 단하지보조기 착용보행, 단하지보조기와 신발을 함께 착용한 보행, 세 가지 경우의 보행 특성의 차이는 ANOVA를 이용하여 분석하였다.

III. 결 과

1. 연구 대상자들의 일반적 특성

연구 대상자는 전체 15명 중 남자가 12(80%)명 여자가 3(20%)명이었다. 연령 분포는 50세 이하가 6명(40%), 51~60세 이하가 6명(40%), 61~70세 이하가 1명(6.7%), 71세 이상이 2명(13.3%)으로 평균 연령은 53.87±10.45세였으며, 신장은 160cm 이하는 2명(13.3%), 161~170Cm 이하는 8명(53.3%), 171cm 이상이 5명(33.3%)으로 평균 신장은 167.20±7.03 cm이었다. 체중은 50kg 미만이 1명(6.7%), 50~59kg 이하가 3명(20%), 60~69kg 이하가 7명(46.7%), 70kg 이상이 4명(26.7%)으로 평균 체중은 64.80±9.28kg이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

분 류	N (%)	평균±표준편차
성 별		
남	12 (80.0)	
여	3 (20.0)	
나 이		
50세 이하	6 (40.0)	
51~60세	6 (40.0)	53.87±10.45
61~70세	1 (6.7)	
71세 이상	2 (13.3)	
몸무게		
50kg이하	1 (6.7)	
51~60kg	3 (20.0)	64.80± 9.28
61~70kg	7 (46.7)	
71kg 이상	4 (26.7)	
신 장		
160cm이하	2 (13.3)	
161~170cm	8 (53.3)	167.20± 7.03
171cm이상	5 (33.3)	

연구 대상자의 마비 측은 우측이 11명(73.3%), 좌측이 4명(26.7%)으로 우측 편마비가 7명(46.7%)이 더 많은 분포를 나타내었다. 발병 원인에서는 뇌출혈 4명(26.7%), 뇌경색이 11명(73.3%)이었으며, 유병기간은 6개월 이하가 6명(40%), 7~12개월이 4명(26.7%), 12개월 이상이 5명(33.3%)으로 나타났다(표 2).

표 2. 연구대상자들의 의학적 특성

항 목	의학적 분류	N (%)
마비측	우측	11 (73.3)
	좌측	4 (26.7)
발병원인	뇌출혈	4 (26.7)
	뇌경색	11 (73.3)
유병기간	6개월 이하	6 (40.0)
	7~12개월	4 (26.7)
	12개월 이상	5 (33.3)

2. 각 보행조건에서 시간적 변수에 따른 보행 비교

시간적 변수들에 있어 유각기는 왼발은 맨발보행이 29.72±10.29%, 단하지보조기 착용보행이 29.14±8.66%, 단하지보조기와 신발착용 보행이 30.34±8.44%로 단하지보조기와 신발착용 보행에서 더 길게 나타났으며, 오른발은 맨발보행이 34.64±7.32%, 단하지보조기착용 보행이 32.81±8.25%, 단하지보조기와 신발착용 보행이 31.59±6.37%로 맨발보행이 더 길게 나타났다.

입각기에서는 왼발은 맨발보행이 70.17±10.33%, 단하지보조기착용 보행이 71.11±8.72%, 단하지보조기와 신발착용 보행이 69.73±8.42%로 단하지보조기착용 보행에서 더 길게 나타났고, 오른발은 맨발보행이 65.36±7.31%, 단하지보조기착용 보행이 66.88±7.94%, 단하지보조기와 신발착용 보행이

표 3. 각 보행조건에서 시간적 변수에 따른 보행 비교

시간적 변수		A	B	C	F	p
유각기(%)	Lt.	29.72±10.29	29.14± 8.66	30.34± 8.44	0.13	0.87
	Rt.	34.64± 7.32	32.81± 8.25	31.59± 6.37	1.35	0.26
입각기(%)	Lt.	70.17±10.33	71.11± 8.72	69.73± 8.42	0.18	0.83
	Rt.	65.36± 7.31	66.88± 7.94	68.44± 6.36	1.40	0.25
단하지 지지기 (%)	Lt.	34.70± 7.26	32.32± 8.17	31.52± 6.24	1.60	0.20
	Rt.	29.84±10.38	29.12± 8.44	29.40± 9.21	0.04	0.95
양하지 지지기 (%)	Lt.	35.40±14.06	38.27±12.69	37.84±10.90	0.46	0.63
	Rt.	36.07±12.51	37.65± 9.51	38.12±10.96	0.29	0.74

A: 맨발(barefoot)보행 평균 ± 표준편차
B: 단하지보조기(AFO)착용보행
C: 단하지보조기와 신발착용(AFO+Shoe)보행
*$p<0.05$

68.44±6.36%로 단하지 보조기와 신발착용 보행이 더 길게 나타났다.

단하지 지지기에서는 왼발은 맨발보행이 34.70±7.26%, 단하지보조기 착용보행이 32.32±8.17%, 단하지 보조기와 신발착용 보행이 31.52±6.24%로 맨발보행에서 더 길게 나타났고, 오른발은 맨발보행이 29.84±10.38%, 단하지보조기 착용보행이 29.12±8.44%, 단하지보조기와 신발착용 보행이 29.40±9.21%로 맨발 보행이 더 길게 나타났다.

양하지 지지기에서는 왼발은 맨발보행이 35.40±14.06%, 단하지보조기착용 보행이 38.27±12.69%, 단하지보조기와 신발착용 보행이 37.84±10.90%로 단하지보조기 착용보행에서 더 길게 나타났고, 오른발은 맨발보행이 36.07±12.51%, 단하지보조기착용 보행이 37.65±9.51%, 단하지보조기와 신발착용 보행이 38.12±10.96%로 단하지보조기와 신발착용 보행이 더 길게 나타났으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표 3).

3. 각 보행조건에서 공간적 변수에 따른 보행 비교

공간적 변수들에 있어 지지기저면에서 왼발은 맨발보행이 15.39±2.87cm, 단하지보조기착용 보행이 17.09±2.31cm, 단하지보조기와 신발착용 보행이 16.81±1.99cm로 단하지보조기착용 보행에서 더 넓게 나타났으며, 오른발은 맨발보행이 15.29±3.15cm, 단하지보조기착용 보행이 17.01±2.22cm, 단하지보조기와 신발착용 보행이 16.62±2.22cm로 단하지보조기착용 보행이 더 넓게 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다.

속도는 맨발보행이 54.03±24.00cm/sec, 단하지보조기 착용보행이 49.92±22.03cm/sec, 단하지보조기와 신발착용 보행이 57.13±21.34cm/sec로 단하지보조기 착용보행에서 더 빠르게 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표 4).

표 4. 각 보행조건에서 공간적 변수에 따른 보행 비교

공간적 변수		A	B	C	F	p
지지기저면 (cm)	Lt.	15.39± 2.87	17.09± 2.31	16.81± 1.99	4.26	0.01*
	Rt.	15.29± 3.15	17.01± 2.22	16.62± 2.22	3.67	0.02*
속 도(cm/sec)		54.03±24.00	49.92±22.03	57.13±21.34	0.77	0.46
활보폭(cm)	Lt.	77.22±19.28	69.63±19.28	82.96±15.86	4.03	0.02*
	Rt.	76.95±20.28	71.96±19.70	82.84±16.05	2.52	0.08
보각(deg.)	Lt.	12.53± 5.47	12.50± 7.92	8.63± 4.82	3.89	0.02*
	Rt.	13.93± 8.46	16.70± 8.54	14.83± 7.78	0.87	0.42
FAP-Score		65.90±15.96	59.94±14.04	67.23±13.91	2.10	0.12

A: 맨발보행 평균 ± 표준편차
B: 단하지보조기착용 보행
C: 단하지보조기와 신발착용 보행
*$p<0.05$

활보 폭에서 왼발은 맨발보행이 77.22±19.28cm, 단하지보조기착용 보행이 69.63±19.28cm, 단하지보조기와 신발착용 보행이 82.96±15.86cm로 단하지보조기와 신발착용 보행에서 더 넓게 나타났으며, 오른발은 맨발보행이 76.95±20.28cm, 단하지보조기착용 보행이 71.96±19.70cm, 단하지보조기와 신발착용 보행이 82.84±16.05cm로 단하지보조기와 신발착용 보행이 더 넓게 나타났으며, 왼발에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었다.

보각에서 왼발은 맨발보행이 12.53±5.47도, 단하지보조기착용 보행이 12.50±7.92도, 단하지 보조기와 신발착용 보행이 8.63±4.82도로 맨발보행에서 더 크게 나타났으며, 오른발은 맨발보행이 13.93±8.46도, 단하지보조기착용 보행이 16.70±8.54도, 단하지보조기와 신발착용보행이 14.83±7.78도로 단하지보조기착용 보행이 더 높게 나타났으며, 왼발에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었다.

FAP-Score에서는 맨발보행이 65.90±15.96, 단하지보조기착용 보행이 59.94±14.04, 단하지보조기와 신발착용 보행이 67.23±13.91로 단하지보조기와 신발착용 보행에서 더 크게 나타났으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표 4).

4. 각 보행조건에서 일반적 보행능력에 따른 보행 비교

일반적 보행능력에 따른 보행 비교에서 보행 수는 맨발보행이 8.73±3.40step, 단하지보조기착용 보행이 8.13±1.83step, 단하지보조기와 신발착용 보행이 7.60±1.82step로 맨발보행에서 더 많이 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

순환시간에서 맨발보행이 2.53±2.70sec, 단하지보조기착용 보행이 6.33±0.12sec, 단하지보조기와 신발착용 보행이 2.00±1.61sec로 단하지보조기와 신발착용 보행에서 더 빠르게 나타났다.

보폭에서 왼발은 맨발보행이 36.84±11.22cm, 단하지보조기착용 보행이 30.84±11.47cm, 단하지보조기와 신발착용 보행이 39.83

표 5. 각 보행조건에서 일반적 보행능력에 따른 보행 비교

일반적 보행요소		A	B	C	F	p
보 행 수(step)		8.73± 3.40	8.13± 1.83	7.60± 1.82	1.58	0.21
순환시간(sec)		2.53± 2.70	6.33± 0.12	2.00± 1.61	3.18	0.04
보 폭(cm)	Lt.	36.84±11.22	30.84±11.47	39.83±10.28	5.18	0.00*
	Rt.	39.91±10.20	38.31±11.55	42.53± 6.79	1.44	0.24

A: 맨발보행 평균 ± 표준편차
B: 단하지보조기착용 보행
C: 단하지보조기와 신발착용 보행
*$p<0.05$

±10.28cm로 단하지보조기와 신발착용 보행에서 더 길게 나타났으며, 오른발은 맨발보행이 39.91±10.20cm, 단하지보조기착용 보행이 38.31±11.55cm, 단하지보조기와 신발착용 보행이 42.53±6.79cm로 단하지보조기와 신발착용 보행이 더 길게 나타났으며, 왼발에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었다(표 5).

IV. 고 찰

편마비 환자에게 있어서 단하지보조기의 사용은 비정상적인 보행 양상을 개선시켜 주는데 초점을 두어왔다. 보행과 아울러 균형의 문제 역시 편마비 환자의 일상생활과 기능적 활동에 중요한 기준이 된다(김중선 등, 2001).

뇌졸중으로 인한 편마비 환자는 근 약화, 비정상적인 근 긴장, 비정상적인 움직임 패턴, 비정상적인 신체의 균형, 체중을 이동하는 능력의 결함과 섬세한 기능을 수행하는 특수한 운동요소의 상실 등으로 운동조절을 하는데 있어서 문제를 가지게 된다(Bobath, 1990; Carr and Shepherd, 1985).

이러한 이유로 편마비 환자에서는 특징적인 보행 패턴인 느린 보행 주기와 보행 속도, 환측 보폭과 건측 보폭간의 활보 폭의 차이, 환측의 짧은 입각기와 상대적으로 긴 유각기 등이 나타난다(Ryerson and Levit, 1997).

특히 족관절 배측 굴곡근의 능동적인 조절이 어려우며, 장딴지 근육(calf muscle)의 근 긴장도가 비정상적으로 증가하기 때문에 족하수가 일어나고 있다(Burridge et al, 1997). 김진호 등(1987)은 이와 같은 족하수를 방지하기 위한 전통적인 방법에는 주로 보조기를 이용하는데 보행 주기 중 뒤꿈치 닿기(heel strike)와 유각기 동안 족관절 저측 굴곡근을 견제하여 약한 족관절 배측 굴곡근을 보상하려는 방법을 사용해야 한다고 주장하였고, Corzean 등(1988)은 족관절 배측 굴곡근과 외전근은 대부분 치료의 마지막 단계에서 회복되므로 족하수로 인한 비정상적인 보행 방식을 막기 위해 알맞은 단하지보조기를 사용 할 것을 권유하고 있다.

편마비 환자에 있어 운동성, 균형, 그리고 보행범위의 작은 향상조차도, 삶의 질에 이점을 가져다 줄 것이다(Kanc et al, 1988; Lewis et al, 1994).

편마비 환자에 있어서, 보행은 삶의 질을

결정할 수 있는 매우 중요한 요소로 편마비 환자의 병적 보행 패턴을 교정하기 위해 그동안 다양한 시도와 연구가 있었다. 특히 단하지 보조기의 효과에 대해서는 Lehmann (1996)을 비롯해 많은 연구가 보고 되어있다. 편마비 환자는 족하수 및 느린 보행속도, 그리고 그것을 보상하기 위한 슬관절 및 고관절의 움직임 변화 등 다양한 병적 보행양상을 보인다. 이 중 족하수는 편마비 환자에게 있어 보행을 어렵게 만드는 강한 요소 중 하나이며, 이를 해결하기 위해 단하지 보조기가 일반적으로 사용된다.

단하지 보조기는 족하수가 있는 편마비 환자에서 유각기 때의 발가락 들림을 도와주고, 뒤꿈치 닿기를 개선해 주며, 족관절 내반이 있는 경우 족관절의 염좌를 예방해 주어 발목과 발의 정렬을 증진시키고 효과적인 체중이동을 위한 하지의 체중분포를 증진시킨다(장순자 등, 1999). 보조기는 발을 배굴위로 유지시키며 무릎관절이나 고관절의 신근 활동을 억제하는 요소는 있으나, 고관절은 굴곡 자세로 고정되어 불안정하게 되고, 안정성을 보상하기 위해 환자는 무릎을 과 신전 자세로 만들게 하는 단점이 있다(Bobath, 1990). 또한 발목관절의 움직임이 제한되어 조절능력을 더 발전시킬 수 없으며, 무용성 근위축(disuse atrophy)이 생기기 쉬우며(Bobath, 1990), 하지 근위부의 안정성 결여 때문에 골반이 전방경사 자세로 있게 되어 후방과 측방으로의 체중이동 능력이 제한된다(Ryerson, 1985).

본 연구에서 사용된 시간적변수와 공간적 변수의 용어를 정리하면 시간적 변수들에서 입각기는 한 발에 의해 신체가 추진되어 다른 발로 신체를 지지할 때까지의 시기이며 유각기는 한 발이 지면에서 떨어진 후 그 발이 다시 지면에 닿을 때까지의 시기이다.

단하지 지지기는 보행주기 중에서 한쪽다리에 체중이 부하되고 있는 단계이고 양하지 지지기는 양 발이 지면위에 닿아 있는 단계이다.

공간적 변수에서 속도는 보행한 거리를 보행에 소요된 시간으로 나눈 값이며, 보폭은 양발지지 상태에서 각 뒤꿈치 사이의 수평거리를 말한다. 활보 폭은 보행 중 한쪽 발이 한걸음 전진한 직선거리를 말한다. 보각은 보행의 진행 방향선과 발바닥의 기준선과의 각도를 말한다.

본 연구에서 보행의 시간적 변수 요인 중 왼발의 유각기가 각 보행의 조건 중 단하지 보조기와 신발을 착용했을 때 더 길게 나타난 것은 대상자의 11명(73.3%)이 우측 편마비 환자로서 우측의 하지에 단하지 보조기와 신발의 착용이 입각기 시의 안정감을 제공해 줌으로써, 건 측의 유각기의 안정적 유리함을 제공하는 것으로 보인다.

보행의 입각기에 있어서 각 보행패턴이 왼발이 오른발보다 선택적으로 많은 비중을 차지하고 있는 것 역시 대상자의 73.3%가 우측편마비로서 환측으로의 체중부하가 정상적으로 이루어지지 않는 비대칭성을 보여주는 것이다.

일반적으로 정상인의 발 각도(toe in/out)는 7도인데 본 연구에서는 다수를 차지하는 우측 편마비환자들의 발 각도들이 맨발 13.93±8.46도, 단하지보조기 16.70±8.54, 단하지보조기와 신발착용 보행에서 14.83±7.78도로서 정상적 발 각도 보다 커져 있었다.

단하지보조기 착용 시에 16.70±8.54로 더욱 크게 증가되어 나타나는 것은 단하지 보조기의 재질의 특성상 지면 접촉시 고려되지 않는 회전 요소가 발생했기 때문으로 사

료된다. 오히려 맨발보행에서 13.93±8.46도로 각도가 가장 적게 나타난 것은 실제 맨발보행이 지면의 접촉 시 불필요한 회전 모멘트가 감소된 것으로 보인다.

Brandstater 등(1983)은 편마비 환자 23명을 대상으로 보행속도를 연구한 결과 3단계는 16cm/sec, 4단계는 17cm/sec, 5단계 40cm/sec, 그리고 6단계에서는 65cm/sec로 보고 하였는데 본 연구의 보행 속도 측정에서 맨발보행이 54.03±24.00cm/sec, 단하지보조기착용 보행이 49.92±22.03cm/sec, 단하지보조기와 신발착용 보행이 57.13 ±21.34cm/s로서 Brandstater의 5단계와 6단계 사이에 있음을 보여 주고 있다. 또 이정원(1999)의 연구에서는 편마비환자의 보행속도가 평균 50.35cm/sec로 본 연구에서도 유의한 결과를 보이고 있다.

이에 본 연구는 맨발보행과 단하지보조기 착용보행, 단하지보조기와 신발착용 시의 보행변화를 알아본 결과 각 보행조건에서 시간적 변수에 관한 보행 비교에서는 유의한 상관관계가 없었으나, 공간적 변수인 지지기저면, 활보 폭, 왼발에서의 보각과 속도에서는 유의한 차이가 있었다.

왼발에서 유의한 차이가 나타난 것은 아마도 연구대상자의 마비측이 왼쪽보다 오른쪽이 더 많기 때문이라고 생각된다.

그러나 본 연구의 제한점은 단하지보조기의 적응기간이 짧고, 대상 환자의 대상군의 숫자의 제한으로 Brunnstrum stage(1964)의 환자 상태에 따른 영향을 배제하지 못하였다는 점과 일상생활을 하는 환경이 아닌 일정하고 안정된 실내공간에서 평가가 이루어져 보조기가 실제보행에 미치는 영향을 측정하는데 한계가 있었다. 따라서 앞으로 보다 많은 편마비 환자의 회복기에 따른 영향을 배제한 상태로 다양한 환경에서 보행분석을 실시하여 보조기가 실내뿐 아니라 실외에서 보행에 미치는 영향에 대한 광범위한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

중추신경계 환자는 매 순간 모든 자극에 대한 적응(adaptation)과 조정(adjustment)의 과정을 거친다고 볼 수 있다. 맨발로 수행되어지는 보행패턴 보다 새롭게 적용된 발바닥의 환경변화 즉, 단하지보조기 착용보행 또는 단하지보조기와 신발을 함께 착용한 보행에 따라, 적응되지 않음으로서 오는 심리적 불안 요소가 나타날 수도 있음을 본 연구에서 확인 할 수 있었다.

최근의 임상적 편마비 환자의 치료적 중재에서 보행의 능력을 획득해 주기 위한 다양한 치료적 접근이 이루어지고 있지만, 대다수의 경우 편마비 환자의 치료단계 중 서기단계에 이르렀을 때 비로소 발바닥에 대한 감각입력이 제공되고 있다 해도 과언이 아닐 것이다.

보행 시 균형능력은 보조기나 신발의 단독적인 영향을 받기 보다는 보조기와 신발의 동시 착용에 의해 영향을 받는다고 볼 수 있으며, 이는 보조기와 함께 착용한 신발이 지지면을 넓혀 주고, 또 편마비 환자의 불안정한 발목관절 즉, 족하수의 제한을 통한 보행에 안정성을 증가시키는데 기여했기 때문이라고 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 2004년 6월, 마산 소재의 S병원과 김해 소재의 J병원에 입원치료 중인 환자로서 독립보행이 가능한 환자 15명을 대상

으로 하였고, 맨발, 단하지보조기, 신발착용 시 보행변화를 Gait Rite측정기기를 통해 보행의 요소 중 시간적, 공간적, 일반적 보행능력 비교를 하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

각 보행조건에서 시간적 변수에 따른 보행 비교에서는 유각기에서 왼발은 단하지보조기와 신발을 착용한 보행이 더 길게 나타났고, 오른발은 맨발로 보행한 조건에서 더 길게 나타났다. 입각기에서는 왼발은 단하지보조기를 착용한 보행이 더 길게 나타났고, 오른발은 단하지보조기와 신발을 착용한 보행에서 더 길게 나타났다. 단하지 지지기에서는 양쪽 발 모두 맨발로 보행한 조건에서 더 길게 나타났으며, 양하지 지지기에서는 왼발은 단하지보조기를 착용한 보행에서 더 길게 나타났고, 오른발은 단하지보조기와 신발을 착용한 보행에서 더 길게 나타났다. 모두 각 보행조건에서 차이는 있었지만, 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

각 보행조건에서 공간적 변수에 따른 보행 비교에서는 지지기저면에서 양쪽 발 모두 단하지보조기 착용보행이 더 넓게 나타났다. 또한 속도에서도 단하지 보조기 착용보행이 더 빠르게 나타났다. 활보 폭에서는 양쪽 발 모두 단하지 보조기와 신발 착용보행이 더 넓게 나타났으며, 보각에서 왼발은 맨발 보행이 더 크게 나타났고, 오른발은 단하지보조기 착용보행 조건에서 더 크게 나타났다. FAP-Score에서는 단하지 보조기와 신발착용 보행 조건에서 더 크게 나타났다. 이 중 지지기저면의 양쪽 발과 활보 폭의 왼발, 보각의 왼발에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

각 보행조건에서 일반적 보행능력에 따른 보행 비교에서는 보행 수에서 맨발보행 조건에서 더 많게 나타났고, 순환시간에서는 단하지보조기와 신발착용 보행 조건에서 더 빠르게 나타났으며, 보폭에서는 양쪽 발 모두 단하지보조기와 신발착용 보행 조건에서 더 길게 나타났다. 이 중 순환시간과 보폭의 왼발에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

이상의 결과로 보아 편마비 환자의 보행 시 균형능력은 보조기나 신발의 단독적인 영향을 받기 보다는 보조기와 신발의 동시 착용에 의해 영향을 받는다고 볼 수 있으며, 이는 보조기와 함께 착용한 신발이 발의 새로운 환경으로서 지지면을 넓혀 주고, 또 편마비 환자의 불안정한 발목관절에 안정성을 제공하여 보행 훈련에 도움이 될 것으로 사료된다.

참고문헌

강민정, 김범준. 편마비환자에서 단하지 보조기 및 기능적 전기자극 적용 후 보행양상변화. 대한재활의학회지. 1999;23:853-860.

구봉오, 문상은, 채정병. 편마비 환자의 보행특성에 따른 보행훈련 모형개발에 관한 연구. 대한물리치료학회지. 2000;12:49-55.

김미정, 이수아, 김상규 등. 뇌졸중 환자의 보행속도에 관한 연구. 대한재활의학회지. 1994;18:736-741.

김중선, 김중휘. 플라스틱 단하지 보조기와 신발 착용이 편마비 환자의 정적선 자세 균형에 미치는 영향. 대한물리치료학회지. 2001;13:381-397.

김진호. 편마비 환자의 정중신경 체성감각 유발전위에 관한 고찰. 대한재활의

학회지. 1987;11(2):119-129.

김창원, 백남종. 편마비 보행 시 단하지 보조기의 보정효과. 대한재활의학회지. 1997;21:658-668.

문영석, 이준희. 골반경사 운동이 단하지 보조기를 착용한 편마비 환자의 골반경사각에 미치는 영향. 대한신경물리치료학회지. 2003;2:117-113.

박준민, 전민호. 단하지 보조기의 족관절 각도에 따른 보행양상의 변화. 대한재활의학회지. 1998;22:1129-1135.

안창식, 정 석. 정상인과 편마비 환자의 보행분석 연구. 대한물리치료학회지. 2002;14(3):143-114.

이정원. 성인편마비환자의 체간근력이 보행특성에 미치는 영향. 대한물리치료학회지. 1999;4(1):22-25.

장순자. 편마비 환자에서 단하지 보조기 및 기능적 전기자극 적용 후 보행 양상 변화. 대한재활의학회지. 1999;23(4):853-860.

장영재, 전중선. 편마비 환자에서 PLS 착용 전·후의 선형적 변수의 비교 연구, 한국 BOBATH학회지. 1999;4(1):8

Bobath. B.(1990). Adult hemiplegia: evaluation and treatment. 3rd ed. London. Heineman.. 1990.

Bobath. R. Myofasial release and its application to neurodevelopmental treatment. USA. Boehme Workshops. 1991.

Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegia gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil. 1983;64:583-587.

Burke D, Dickson HG and Skuse NF. Task-dependent changes in the responses to low threshold cutaneous afferent volleys in the human lower limb. J Physiol. 1991;432:445-458.

Burridge JH. Taylor PN, Hagan SA, et al. The effects of common personeal stimulation on the effort and speed of walking: A randomized controlled. Clin Rehabil. 1997;11:201-210.

Carr JH, Shepherd RB. Physiotherapy in disorders of the brain. London, Heinemann. 1980.

Carr JH, Shepherd RB. Inverstiation of a new motor assessment scale for stroke patients. Phys Ther. 1985;65:175-180.

Cozean CD, Pease WS, Hubbell SL. Biofeedback and functional electric stimulation in stroke rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil. 1988;69:401-405.

Dannenbaum R. Spinal influences of cutaneous reflexes on the foot at rest and during locomotion: their possible relevance to physiotherapy. Physiother Can. 1982;34:139 -143.

Dietz V. Gating of refleses in ankle muscles during human stance and gait. Prog Brain Res. 1993;97:181-188.

Dietz V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. Physiol Rev. 1992;34:139-143.

Duysens J, Tax AA, Nawijn S, Berger W, Prokop T, Altenmuller E. Gating of sensation and evoked potentials following foot stimulation during human gait. Exp Brain Res. 1995;105:423-431.

Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson ACB, Lees KR, Barbenel JC: Personeal stimulator: Evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 1996;77:19-24.

Kanc R. Beyond caring: the challenge to geriatrics. J Am Gerialr Soc. 1988 ;36:467-472.

Laskowski ER, An KN, Smith J. Proprioception. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2000;11:323-340.

Lehmann JF: Push-off and propulsion of the body in normal and abnormal gait (Correction by ankle-foot orthosis). Clin Orthop. 1993;288:97 -108.

Lewis C, Bottomlcy J. Assessment instruments. In: Lewis C, Bottomley J. cds. Gerialtric Physical Therapy: A Clinical Approach. East Norwalk, Conn: Appleton & Lange. 1994:139 -186.

Matthew A. Nurse, Benno M. Nigg. The effect of changes in foot sensation on plantar prssure and muscle activity. Clin Biomech. 2001;16:719-727.

Niam S, Cheung W, Sullivan PE, Kent S, Gu X. Balance and physical impairments after stroke. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80:1227 -1233.

Okubo J, Watanabe I, Baron JB. Study on influences of the plantar mechano receptor on body sways. Agressologie. 1980;21:61-69.

Olney SJ, Richards C: Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. Gait Posture. 1996;4:136 -148.

Osborne MD, Chou LS, Laskoski ER, Smith J, Kaufman KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. Am J Sports Med. 2001;29:627-632.

Perry, J. The mechanics of walking in hemiplegia. Clin Orthop. 1969;63 :23-39.

Ryerson SD. Neurological rehabilitation : Hemiplegia resulting from vascular insult or disease. Tronto, Mosby Co. 1985.

Ryerson S, Levit K : Functional movement reeducation. USA. 1997.

Van Wezel BMH, Ottenhoff FAM, Duysens J. Dynamic control of location-specific informaion in tactile cutaneous reflexes from the foot during human walking. J Neurosci. 1997;17:3804-3814.

Zehr EP, Stein RB, Komiyama T. Function of sural nerve reflexes during human walking. J Physio. 1998;507 :305-314.