Dynamic Insole 착용이 편마비 환자의 보행에 미치는 효과

김명종 · 홍완성* · 민경옥** · 황병용**
인하대병원 재활의학과 · 동남보건대학 물리치료과* · 용인대학교 물리치료학과**

Effects of Dynamic Insole on Gait Pattern in Patients with Hemiplegia

Myung-Jong Kim · Wan-Seong Hong* · Kyung-Ok Min · Byong-Yong Hwang****
Department of Rehabilitation Medicine Inha University Hospital,
Department of Physical Therapy Dong Nam Health College and Yong-In University***

Abstract

The Dynamic Insole(DI) is handmade fabricated insole with forefoot cushion to help gait pattern in patients with hemiplegia. The purpose of this study was to examine the changes in the temporal and kinematic data in gait pattern by comparing the differences between DI and Regular Insole(RI). Five hemiplegic patients who were able to walk unassisted for at least 20 meters without aids were chosen for this study. The gait analysis was done by Vicon 512 Motion Analysis System. The results show that the comfort on gait using Visual Analogue Scale was improved with DI than RI in all cases. Among the temporal data, walking velocity, step length, stride length and single support during gait were increased with DI as compared with RI and double support was decreased. Among the kinematic data, maximal internal rotation angle of hip joint and maximal plantarflexion angle of ankle joint were decreased and maximal flexion angle of knee joint and maximal dorsiflexion angle of ankle joint were increased on gait with DI. But it was no significant differences. The results indicate that the comfort on gait and temporal data such as cadence, walking velocity, step length, stride length has improved in all patients with DI. The results of this study has a general limitation due to the restricted number of cases, but it will be able to supply basic data to select proper insole at the time hemiplegic patients can independent walk.

Key Words : Dynamic insole, Hemiplegia, gait, Motion analysis

I. 서 론

다양하고 복잡한 현대 사회로의 발전과 서구화된 식생활의 변화로 우리나라에서도 뇌혈관 질환의 발생이 증가하고, 재활영역에서도 편마비 환자가 차지하는 비중이 높아

가고 있다(서정환 등, 1999).

뇌졸중으로 인한 편마비 환자는 운동기능장애, 인지 및 지각기능장애, 언어장애 등으로 일상생활동작기능에 많은 장애가 초래된다(Anderson, 1990). 특히, 보행은 독립적인 생활을 영위하는데 기본이 되는 것으로 편마비 환자의 재활에서 독립적 보행능력의 습득은 치료의 최종적인 목표가 된다고 하여도 과언은 아닐 것이다.

편마비 환자의 경우 편마비 보행(hemiplegic gait)이라는 특징적인 보행형태를 나타내는데, Brunnstrom(1964)은 편마비 보행을 관찰하고 그 특징을 느리고 경직되어 있음과 마비측의 부조화된 조절운동 그리고 이를 보상하려는 비마비측의 대상작용으로 기술하였다. 또한 Brandstater 등(1983), Wall 등(1986), Hill 등(1994)은 편마비 보행의 특징을 선택적 근육 조절 능력의 저하와 원시적인 공력현상(synergy)으로 인해 보행주기가 비대칭적임을 보고하였으며, 운동 시 공력현상이 나타나(Peat 등, 1976; Lehman 등, 1987) 고관절의 경우 신전근, 내전근 및 내회전근, 슬관절 신전근, 족관절 저측굴근이 경직성 마비를 보이며, 이로 인해 입각기 시작시 발뒤꿈치가 지면에 닿지 않고 발바닥이나 발끝으로 딛게 되어 입각기가 짧아지고 발끝 밀기가 안 된다고 하였다.

이러한 비정상적인 보행을 향상시키기 위한 방법으로 흔히 단하지 보조기가 사용되고 있는데, Abel 등(1998)은 변형을 방지하고 관절의 위치를 잡아주어 안정성을 향상시켜주기 위해, Hesse 등(1996)은 경련성 족하수가 있는 편마비 환자들에게 착용시켰다.

Lehmann 등(1983)은 유각기에 족하수가 있거나 발목의 내외측 불안정, 입각기 말기에 충분하지 못한 발끝 밀기를 하는 편마비 환자와 같은 비정상적인 보행을 하는 환자들을 위해 플라스틱 단하지 보조기가 필요하다고 하였다. 또한 Yamamoto 등(1997)은 발끝 떼기를 도와주고 유각기에 발목관절의 과도한 내반을 막아주고, 입각기 초기에 몸무게에 의한 충격을 흡수하고, 입각기 중기에서 말기에 이르기까지 몸이 전방으로 이동하도록 도와준다고 하였다.

보행이란 복합적인 운동기능의 결과이며 나이, 성별, 균형, 하지의 근력, 운동조절 능력 등의 많은 요소가 관련되어 있다. 따라서 뇌졸중의 결과로 발생한 편마비는 개인의 보행에 중대한 영향을 미치며 기능적 보행이 가능하더라도 정상인의 보행과 다른 점이 많이 있다.

편마비 환자에서 보이는 비정상적인 보행 중에서 마비측 발의 경직과 족하수로 인한 과도한 외회전은 보행의 진행 및 보행 시에 필요한 안정성을 방해하여 정상 보행을 불가능하게 하며, 이 중 족하수는 보행을 어렵게 만드는 중요한 요소 중 하나이며, 이를 해결하기 위해 단하지 보조기가 일반적으로 사용된다.

단하지 보조기는 경직성 족하수가 있는 편마비 환자에서 유각기 때의 발가락 들림을 도와주고, 초기 접지를 개선해주며, 족관절 내반이 있는 경우 족관절의 염좌를 예방해 주는 등의 기능이 있어 편마비 환자의 보행에 현재 널리 사용되고 있다.

여러 재활센타에서는 효과적인 보행 치료를 위한 많은 시도들이 이루어졌고, 특히 단하지 보조기의 교정효과 및 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)의 교정효과에 대해서도 많은 보고(Granat 등, 1996; Waters 등, 1985)가 있었으나, 편마비 환자에서 신발 안창(insole) 교정을 통한 연

구는 미미한 상태이다.

단하지 보조기가 가장 널리 쓰이고 편마비 보행을 개선시키는데 가장 효과적인 방법이지만, 퇴원 후 사용의 번거로움 때문에 사용빈도가 현저히 저하되는 문제가 있다. 이는 편마비 환자의 외부 보행 시 낙상이나 발목염좌 등의 위험성을 증가시키게 된다.

이에 따라 저자는 전족부와 발가락의 배측굴곡에 지속적인 되먹임 작용으로 환자의 고유한 움직임을 제한하지 않으며 족관절의 배측굴근의 원심성 수축을 허용한 범위 내에서 보행시 안정성과 편안함을 제공할 목적으로 발안에 쉽게 착용할 수 있는 전족부에 탄성력이 부가된 동적 안창(dynamic insole)을 고안하여 이 안창이 보행에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고, 단하지 보조기를 기피하는 대체 방안으로서의 효용성을 분석하고자 하였다.

II. 연구대상 및 방법

1. 연구대상 및 연구기간

본 연구의 대상은 뇌졸중으로 인하여 편마비로 진단 받고 인하대학부속병원 재활의학과에 입원중이거나 통원치료를 받고 있는 5명을 대상으로 실시하였다(표 1).

대상자 선정기준은 하지의 회복단계가 Brunnstrom stage Ⅳ기 이상으로 족하수가 있으면서 타인의 도움, 지팡이, 보조기 등에 의존하지 않고 20미터 이상 독립보행이 가능한 환자로, 고관절의 굴곡구축이 5도 이내이고, 슬관절에 구축이 없으며 발목 관절에 5도 이상의 구축이 없는 경우로 하였다.

본 연구는 2001년 2월 1일부터 3월 20일까지 위의 기준 조건에 합당한 2명을 대상으로 예비연구를 실시한 후 2001년 4월 1일부터 4월 20일까지 대상자 전원에 대해 본 연구를 시행하였다.

2. 연구방법

편마비 환자들에 대한 과거력 청취 및 이학적 검사를 실시하여 보행을 할 수 있는 환자를 선택하고 신장, 체중, 양하지의 길이, 양슬관절 및 족관절 너비등 보행검사시 자료분석에 필요한 신체 계측을 시행하였다.

표 1. Characteristics of subjects

Characteristics \ Case	1	2	3	4	5
Age (years)	53	24	38	36	61
Weight (kg)	71	68	63	72	65
Height (cm)	174	178	176	171	168
Duration from onset (months)	48	36	24	7	48
Duration with AFO (months)	3	7	4	1	3
Type of lesion	hemorrhage	infarction	infarction	hemorrhage	hemorrhage
Side of paralysis	right	right	right	left	right
Spasticity of ankle (MAS)	G1	G2	G1	G1+	G1

AFO : Ankle Foot Orthoses
MAS : Modified Ashworth Scale

대상자들의 보행검사는 VICON Clinical Manager Software(VCM)를 내장한 PC에 5개의 카메라가 연결되어 있는 Vicon 512 Motion Analysis System(Oxford Metrics Inc, 영국)을 이용하여 보행 시 3차원상의 운동형상학적 변화를 검사하였다. 먼저 매 검사직전 카메라에서 발생 될 수 있는 오차를 교정하기 위해 calibration을 시행 한 후, 하지와 골반의 주요 관절 그리고 근육에 표식자를 부착하고 Force plate위에 기립 정지 상태에서 각 관절의 위치를 Vicon 512 Motion Analysis System에 부착된 컴퓨터 화면에서 정적 검사를 시행하였다.

이때 부착된 표식자는 직경 2.5cm의 구형으로 부착 부위는 천골 표식자의 경우 좌우의 후상장골돌기를 연결한 선상의 중간점인 골반과 척추 연결 부위의 약간 튀어나온 뼈의 돌출 부위, 양측 골반 표식자는 좌우의 전상장골돌기 부위, 양측 슬관절 표식자는 슬관절 굴곡의 축으로 슬관절의 앞뒤를 연결하는 선상의 중간점인 슬관절의 외측 부위로 하였다. 양측 대퇴 표식자는 대퇴의 하 1/3에 해당하는 외측 부위로서 보행시 자연스러운 팔의 운동을 저해하지 않는 높이의 부위, 양측 족관절 표식자는 경골의 외측과 부위, 양측 족관절 표식자는 경골의 하 1/3에 해당하는 외측 부위, 양측 전족부 표식자는 제2중족골두의 상면 부위, 양측 종골 표식자는 전족부 표식자와 연결되는 발의 종축선 상의 발뒤꿈치 부위로 하였다.

동적 검사로는 양측 종골 표식자를 제거한 후 동일한 표식자를 부착한 상태에서 12미터 거리를 환자가 편안한 보행으로 걷게 하였으며, 5회 이상 반복 보행 후 가장 자연스러운 보행 양상을 택해 분석하였다.

Vicon 512 Motion Analysis System을 통해 얻어진 visual analogue data는 VCM software 프로그램으로 처리하여 보행의 각 주기에 따른 3차원상의 자료로 나타내었고, 이를 다시 수치화하여 보행의 주요 주기에 따른 시상면, 관상면, 횡단면의 3차원상의 관절운동으로 나타내었다.

안창에 대한 편안함 정도 변화에 대한 측정은 VAS를 이용하여 환자가 보행시 느끼는 편안함의 정도를 조사하였다. 측정방법은 A4용지에 10cm 눈금선을 1cm 간격으로 그리고 시작점인 '0'에는 "아주 불편하다", 끝나는 점인 '10'에는 "아주 편안하다"로 표기했다.

연구에 사용된 신발은 Top line이 과상부 아래에 있는 단화 형태의 운동화를 사용했고, 사용한 DI는 의료용 안창 전문업체에 주문, 제작하여 만든 것으로 밑창은 UCO Flex(UCO International, 미국)이며, 중창은 UCO Lite(UCO International, 미국)로서 류마티스성 관절로 족부의 변형이 심한 경우나 편평족(flat foot) 환자에게 주로 사용되어지는 재질이며, 전족부의 wedge는 Ebamic(SIDAS, 프랑스)이며 주로 중족골 패드(metatarsal pad)나 중족궁 패드(arch pad)로 주로 사용되는 재질로 고안되어 있다.

그리고 과도한 내반첨족(equinovarus)을 방지하기 위하여 발뒤꿈치 외측면에 wedge를 부착했다(그림. 1).

3. 분석방법

사용된 분석방법은 보행 시 편안함 정도를 평가하기 위하여 VAS를 사용하였고, 각 대상자의 보행특성(시간적 지표, 운동형상학적 지표)은 평균치를 이용하여 비교하였고, 일반 안창과 동적 안창 착용에 따른 보행특성 간에 차이를 비교하기 위하여 얻어진 값은 그 평균치를 SPSS Windows용 프로그램

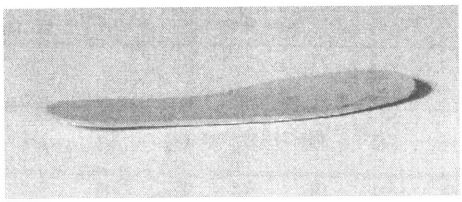
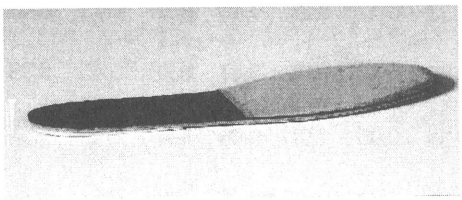


그림 1. Type of the insole
a) Regular Insole



b) Dynamic Insole

(version 9.0)을 사용하여 Wilcoxon singed-rank test를 이용하여 분석하였다(p=0.05).

III. 연구결과

1. 동적 안창과 일반 안창 착용 후의 VAS상의 변화

동적 안창과 일반 안창 착용 후의 VAS상 보행 시 편안함 정도의 변화는 대상자 2와 대상자 4에서 3.0에서 7.5로 가장 많은 변화를 보였고, 대상자 5에서는 4.0에서 8.0으로 그 다음의 변화를 보였으며, 대상자 3에서는 3.5에서 6.0의 변화를 보였고, 대상자 1에서는 4.0에서 6.0의 변화를 보였다(그림. 2).

2. 동적 안창과 일반 안창 착용 후의 시간적 지표의 변화

전 보행주기 동안 보행의 각 대상자의 시

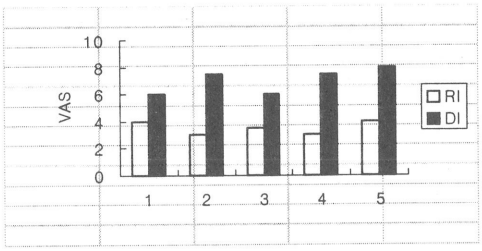


그림 2. Changes of the comfort on gait
RI : Regular Insole DI : Dynamic Insole

간적 지표를 보면 분속수(cadence), 보행속도(walking velocity), 보장(step length), 활보장(stride length)에서 일반 안창 착용의 경우 보다 전체적으로 증가되는 경향을 보였지만 통계학적유의성은 보이지 않았다(p>0.05).

동적 안창 착용후 속도는 대상자 5에서 0.17m/s로 가장 많이 향상된 것으로 나타났고, 활보장은 대상자 1과 대상자 5에서 0.12m로 가장 많이 증가되었고, 보장은 대상자 4에서 0.1m로 가장 많이 증가한 것으로 나타났다.

대상자 1에서 단하지 지지기가 0.06s로 가장 많은 증가를 보였고, 양하지 지지기는 0.25s로 가장 많은 감소를 보였다(표 2).

안창(insole)의 형태에 따른 전 보행주기 동안 보행의 시간적 지표를 보면, 동적 안창 착용후 보행시 분속수, 속도, 보장, 활보장에서 일반 안창 착용후의 보행 보다 전체적으로 향상된 것으로 나타났고, 단하지 지지기는 변화 없었고, 양하지 지지기는 약간 감소되어 향상된 양상을 보였지만 통계학적유의성은 보이지 않았다(표 3)(p>0.05).

4. 동적 안창과 일반 안창 착용 후의 운동형상학적 지표의 변화

표 2. Comparison of temporal data in the each cases

variables \ case / type	1		2		3		4		5	
	RI	DI	RI	DI	RI	DI	RI	DI	RI	DI
Cadence (steps/min)	100	103	81	97	84	90	82	85	84	92
Walking velocity (m/s)	0.85	0.94	0.60	0.70	0.68	0.76	0.61	0.62	0.73	0.90
Single Support (s)	0.37	0.43	0.33	0.33	0.42	0.38	0.42	0.38	0.43	0.43
Double Support (s)	0.37	0.30	0.50	0.25	0.45	0.55	0.47	0.53	0.45	0.38
Stride Length (m)	1.00	1.12	0.87	0.89	0.96	1.01	0.86	0.90	1.05	1.17
	0.50	0.55	0.53	0.55	0.49	0.54	0.38	0.48	0.61	0.65

RI : Regular Insole DI : Dynamic Insole

표 3. Comparison of temporal data (mean±SD)

variables	RI	DI
Cadence(steps/min)	88.60±8.67	91±7.87
Walking velocity (m/s)	0.71±0.10	0.76±0.14
Single Support	0.39±0.04	0.39±0.04
Double Support(s)	0.44±0.04	0.40±0.13
Stride Length(m)	0.95±0.08	1.00±0.12
Step Length(m)	0.51±0.08	0.54±0.06

RI : Regular Insole DI : Dynamic Insole

전 보행주기 동안 보행의 각 대상자의 운동형상학적 지표를 보면 고관절 회전은 모든 대상자에서 증가된 양상을 보였으나 통계학적 유의성은 보이지 않았다. 슬관절 굴곡은 동적 안창 착용후 보행이 대상자 1과 대상자 2에서 증가되는 경향을 보였으나 통계학적 유의성은 보이지 않았다. 그리고 족관절의 배측굴곡은 동적 안창 착용후 보행시 대상자 4와 대상자 5에서 증가되는 경향을 보였으며, 족관절의 저측굴곡은 동적 안창 착용후 보행시 대상자 1, 대상자 3, 대상자 4에서 감소되는 경향을 보였으나 통계학적 유의성은 보이지 않았다(표 4)(p>0.0 5).

안창(insole)의 형태에 따른 전 보행주기 동안 보행의 운동형상학적 지표를 보면, 동적 안창 착용후 보행시 고관절의 최대 내회전 각도가 감소하는 경향을 보였으며, 슬관절의 최대 굴곡 각도가 증가하는 양상이 관찰되었으나 통계학적 유의성은 보이지 않았다.

족관절의 최대 배측굴곡 각도는 일반 안창 착용시 보행에서 더 증가되는 경향을 보였고, 족관절의 최대 저측굴곡 각도는 동적 안창 착용시 감소 되는 경향을 보였지만 통계학적 유의성은 보이지 않았다(표 5).

Ⅳ. 고 찰

보행은 인체를 한 곳에서 다른 곳으로 이동시키기 위하여 두 다리를 사용하는 연속적인 동작과 형태를 말하는데 이 때는 근육의 활동이나 관절의 가동성이 시간적으로나 역학적으로 잘 조화가 이루어져야함은 주지

표 4. Comparison of kinematic data in the each cases

variables \ case / type	1		2		3		4		5	
	RI	DI	RI	DI	RI	DI	RI	DI	RI	DI
Pelvic Tilting	3.86±3.96	5.21±3.99	6.38±2.68	7.36±2.35	3.86±3.96	5.21±3.99	4.67±2.67	4.00±2.71	1.30±4.51	2.54±4.39
Pelvic Obliquity	7.17±4.58	8.32±4.37	1.98±2.23	2.77±1.78	7.17±4.58	8.32±4.37	0.37±1.54	0.46±1.62	1.73±3.36	2.3±2.93
Pelvic Rotation	-5.20±4.28	-6.01±4.55	-3.64±3.52	-4.13±2.29	-5.20±4.28	-6.01±4.55	1.38±4.82	-0.63±5.44	-4.19±3.23	-3.53±6.41
Hip Flexion / Extension	10.22±14.23	12.09±13.16	9.44±15.18	10.21±16.47	10.22±14.23	12.09±13.16	3.58±11.84	1.25±11.92	3.95±12.93	9.59±13.96
Hip Abduction / Adduction	3.57±2.18	3.26±3.19	-0.37±5.42	0.32±4.64	3.57±2.18	3.26±3.19	-4.06±5.21	-3.72±5.71	2.51±5.03	1.25±5.55
Hip Rotation	3.51±5.68	3.90±4.67	3.74±4.98	6.12±6.69	3.51±5.68	3.90±4.67	4.32±7.44	7.69±5.82	3.43±2.04	3.89±2.79
Knee Flexion / Extension	12.12±12.49	12.31±16.19	18.38±18.68	15.47±21.55	12.12±12.49	2.31±16.19	12.31±14.98	11.14±17.66	12.92±13.58	18.70±13.53
Foot Dorsi flexion	11.23±8.98	10.78±12.39	7.11±7.83	3.45±8.67	11.23±8.98	10.78±12.39	-1.11±7.91	0.40±7.02	6.12±7.06	7.47±6.04
Foot Plantar flexion	-3.98±4.57	-3.49±8.83	-9.44±6.13	-10.25±2.75	-3.98±4.57	-3.49±8.83	-15.86±4.23	-14.54±3.25	-9.00±2.56	-11.79±4.24

Values are mean±standard deviation

RI : Regular Insole

DI : Dynamic Insole

표 5. Comparison of kinematic data in the each insole type

variables	RI	DI
Pelvic Tilting		
Min	0.70±5.75	1.17±5.24
Max	7.69±3.11	8.88±3.48
Pelvic Obliquity		
Min	0.08±3.66	0.06±3.61
Max	5.06±5.93	5.49±5.83
Pelvic Rotation		
Min	-5.23±5.41	-7.92±5.86
Max	2.87±7.81	3.25±7.61
Hip Flexion/Extension		
Min	-3.93±21.55	-2.83±22.82
Max	17.27±17.45	16.86±17.81
Hip Abduction/Adduction		
Min	-4.45±7.78	-5.21±8.20
Max	2.07±8.08	2.67±9.50
Hip Rotation		
Min	-2.74±9.49	-0.20±10.95
Max	8.39±9.10	8.02±7.77
Knee Flexion/Extension		
Min	9.13±27.70	8.57±30.81
Max	28.10±16.03	30.59±19.46
Foot Dorsiflexion		
Min	-0.91±13.00	-3.09±12.76
Max	13.14±11.20	12.20±12.88
	-14.44±7.99	-15.88±7.26
	-7.16±12.96	-4.16±9.33

RI : Regular Insole, DI : Dynamic Insole

의 사실이다(김봉옥, 1994; 윤승호 등, 1992; 한태륜 등, 1984).

편마비 보행 시에는 선택적 근육 조절의 저하와 원시적 공력현상으로 인해 입각기 중 첨족, 과신전 등이 나타나거나, 유각기 중 족하수, 동적 내반 등이 관찰된다(Peat 등, 1976; Perry, 1992; Perry 등, 1978). 따라서 이러한 보행에 장애가 있는 환자들에게 환자의 주관적 호소와 이학적 검사, 신경학적 검사 결과 및 관찰적 보행에 기초하여(김윤철 등, 1992) 편마비 환자들에게 보행 안정성을 주고자 보조기가 처방되고 있다.

Brunner 등(1998)은 spring-type의 보조기가 보행양상 즉, 분속수, 속도, 보장에 대해 유의한 증가를 보였으며 병적인 보행특성을 정상에 가깝게 교정하는 것을 확인했다. Burdett 등(1988)은 단하지 보조기의 착용은 발끝떼기와 중간유각기에서 저측굴곡을 감소시켰고, Air-Stirrup 보조기는 전족부가 지면에 닿을 때 내반을 감소시켰다고 보고했다. 우측 비골신경마비 환자를 대상으로한 단하지 보조기의 보정효과 시험에서 spring-

type의 단하지 보조기가 안전한 발가락 클리어런스(toe clearance)를 만들어 주고 슬관절 굴곡 모멘트(moment)를 증가시키고 초기접지와 발끝 밀기 동안에 저측굴곡을 방지해 주었지만, 초기접지 동안에 족관절의 배측굴곡의 원심성 수축을 자극하는데는 충분하지 못했다고 보고했다(Lemann 등, 1986).

서정환 등(1999)은 편마비 환자를 대상으로 정상측의 신발을 높이고 동시에 마비측의 신발 전반부에 매끄러운 가죽을 부착한 경우 에너지 소모가 적었으며, 보행속도가 증가하였다고 했으며, 장순자 등(1999)은 편마비 환자에서 단하지 보조기 및 기능적 전기자극의 교정효과를 비교하였는데, 기능적 전기자극 적용 시 유각기의 과도한 저측굴곡이 맨발보행 및 단하지 보조기 착용 후 보행에 비해 더 효과적으로 개선되었지만 가격이 비싸며, 비만이나 관절구축 등의 신체적 제한점이 있을 경우는 사용할 수 없고, 쉽게 피로에 빠지게 되는 단점이 있다고 했다.

보행분석을 위해서는 보행의 여러 측면을 측정하여 포괄적인 평가를 하게 되는데, 운동형상학적 분석, 운동역학적 분석, 동적 근전도, 및 에너지소비량 측정등이 포함된다(Perry, 1992).

본 연구에서는 전족부에 탄성을 부가한 동적 안창을 통하여 편마비 환자의 보행을 VICON 512 Motion Analysis System을 이용하여 운동형상학적 분석을 통해 편마비 환자들에게 적절한 신발 안창선택에 도움이 되는 결과를 도출하고자 하였다.

편마비 보행은 족관절 배측굴근에 비해 족관절의 저측굴근의 경직이 상대적으로 강하여 유각기에 족하수가 발생하는 것으로 이때는 초기 접지가 발바닥 전체 혹은 발끝에서 이루어지므로 heel rocker가 소실되고, ankle rocker가 초기에 방해를 받아 결과적으로 입각기시 슬관절의 과신전을 초래하기 때문에 임상적으로 단하지 보조기가 필요로 하게된다(Knutsson & Richards, 1979: Perry, 1992: Perry, 1978: Winters 등, 1987).

뇌졸중 환자의 보행에 관한 연구 중에서 가장 기초가 되며 보행에서 가장 중요한 지표를 보행속도라 하였다(Wagenaar & Beek, 1992). Bard 등(1959)에 의한 연구에서 편마비 환자는 정상인에 비해서 보행속도가 현저히 낮았다는 결과를 발표한 이래 많은 연구들이 보고되었으며, 편마비 환자는 보행시 속도가 정상인의 17-49%정도로 감소되었다고 보고하였다(Bard & Ralston, 1959: Corcoran 등, 1970). 이러한 편마비 환자들의 특징적인 느린 보행의 원인을 유각기 때에 마비측 하지의 전진 장애와 입각기 때에 마비측 하지로의 체중부하가 부적절하게 이루어지기 때문이라고 보고되어 있다(Dettmann 등, 1987: Peat 등, 1976). 또한 Sandra 등(1994)은 비마비측 입각기의 증가와 마비측 입각기의 감소, 입각기에 슬관절 굴곡상(phase)의 소실 또는 감소를 포함한 관절각의 혼란, 유각기에 슬관절 굴곡의 감소 그리고 유각기와 초기 접지기에 배측굴곡의 소실 그리고 일반적으로 감소된 관절의 가동역을 특징적으로 보인다고 보고하였다.

본 연구에서는 편마비 환자 5명을 대상으로 동적 안창과 일반 안창 착용에 따른 보행특성의 변화를 측정하였다. 본 연구의 결과 시간적 지표의 관점에서 볼 때 Lehmann 등(1987)이 보장, 입각기 및 유각기, 양하지 지지기 등이 속도와 관련 있다고 보고한 바와 같이 동적 안창 착용시 속도, 보장, 활보장등이 향상되는 유사한 결과를 얻었다. 이

는 동적 안창 착용시의 보행에서 입각기 동안의 전족부의 부드러운 탄성력에 의해서 일반 안창 착용 시에 비해 상대적으로 보행의 편안함을 느끼게 되기 때문으로 사료된다.

Hesse 등(1996)에 의하면 활보장이 길어지는 것에 기인해서 보행속도가 빨라질 수 있다고 하였는데, 본 연구 결과 동적 안창 착용 후에 활보장이 증가하면서 속도도 향상되는 결과를 보여주어 활보장과 보행속도 간에는 상관관계가 있음을 보여주었다.

보장이 다른 보행 특성과 함께 속도에 의존적이라는(Lehmann 등, 1987; Majica 등, 1988) 보고와도 일치하는 결과를 보였다.

Lehmann 등(1987)은 보행주기에서 보장, 입각기 및 유각기, 양하지 지지기 등이 속도에 의존적인 변수라고 했는데, 본 연구에서도 동적 안창 착용 후에 보장이 길어지고 양하지 지지기가 감소하면서 속도가 증가되는 경향을 보임으로써 보장과 양하지 지지기가 속도에 의존적인 변수라는 것에 일치함을 보여 주었다.

골반의 운동형상학적 측면에서 Wagenaar 등(1992)은 골반 외회전은 정상 보행에서 보행속도와 지구력을 증가시키기 위해 반드시 필요한 요소라 하였고, 정상인의 보행에서는 속도가 증가할수록 골반 외회전이 증가하였다고 보고하였다. 그러나 뇌졸중 환자의 보행에 있어서 골반 횡회전이 갖는 의미에 대해서는 많은 이견이 있다. Kramers de Quervain 등(1996)은 뇌졸중 환자의 느린 보행속도는 마비측의 입각기시 골반의 외회전 때문이라고 보고하였으나, Wagenaar 등(1992)은 골반 내회전은 정상인과 뇌졸중 환자군 모두에서 차이가 없었으며 골반 외회전은 뇌졸중 환자에서 정상에 비해 과도할 수도 있고 작을 수도 있어 골반 외회전은 뇌졸중 환자의 보행 향상을 파악하는 데에는 부적절하다고 보고하였다. 본 연구에서도 동적 안창에 의한 마비측 하지의 외회전 보정 효과는 없는 것으로 관찰되었다.

슬관절의 운동형상학적 측면에서 Lehmann 등(1987)은 뇌졸중 환자의 보행을 단하지 보조기로 교정하였을 때 발뒤축 접지기가 가능해지면서 슬관절 굴곡 모멘트가 증가하므로 결과적으로 중간 입각기의 슬관절 굴곡이 증가하여 하지의 안정성이 정상에 가깝게 증가한다고 보고하였다. 본 연구에서도 동적 안창 착용시 슬관절의 최대 굴곡 각도가 증가하여 슬관절의 안정성에 약간의 도움은 주었지만 단하지 보조기 만큼의 도움은 주지 못했다. 이는 일반 운동화에 동적 안창만을 사용함으로 인해 족관절의 비정상적인 움직임을 제한하지 못했기 때문으로 사료된다.

보행시 족관절의 불안정과 족하수로 인하여 보행에 어려움을 갖는 편마비 환자들을 대상으로 한 많은 연구에서 일반적으로 많이 처방되어온 단하지 보조기를 이용하여 보행분석과 환자에게 도움을 주려는 많은 노력이 있어 왔지만, 단하지 보조기를 기피하는 경향이 많아 이의 대체 방안으로서의 안창(insole)에 대한 연구는 아직 미미한 실정으로 이에 대한 다각적이고 실질적인 연구가 향후 필요하리라 생각된다.

본 연구는 인하대학부속병원 재활의학과에서 입원 또는 외래 통원치료를 받고 있는 환자 중 본 연구의 연구 조건을 충족하는 편마비 환자 5명만을 대상으로 하였기 때문에 표본수가 적고, 편마비측 하지의 회복단계가 Brunnstrom stage Ⅳ기 이상인 환자만을 대상으로 하여 본 연구 결과를 편마비

환자 전체에게 일반화하는데 제한점이 있으며 일상생활을 하는 환경이 아닌 일정하고 안정된 실내공간에서 평가가 이루어져 동적 안창이 실제 보행에 미치는 영향을 배제한 상태이다. 다양한 환경에서 보행 분석을 실시하여 동적 안창이 실내뿐 아니라 실외에서 보행에 미치는 영향에 대한 광범위한 연구와 일반 운동화가 아닌 여러 형태의 신발에 적용함으로써 가장 효과적인 신발 선택에 대한 추후 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

인하대학 부속병원 재활의학과에서 입원 또는 외래 진료를 받고 뇌졸중으로 인하여 편마비로 진단 받은 환자 5명을 대상으로 동적 안창을 착용시키고 VICON 512 Motion Analysis System을 이용하여 보행특성의 변화를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 동적 안창 착용시 VAS상 모든 대상자에서 편안함의 정도가 증가한 것으로 나타났다.

2. 동적 안창 착용시 시간적 지표에서 일반 안창 착용시보다 보행 속도, 보장, 활보장, 단하지 지지기가 증가하였고, 양하지 지지기는 감소하는 경향을 보였지만 통계학적 유의성은 보이지 않았다.

3. 동적 안창 착용시 운동형상학적 지표에서 일반 안창 착용시 보다 고관절의 최대 내회전 각도는 감소하는 경향을 보였으나 통계학적 유의성은 보이지 않았다. 그리고 슬관절의 최대 굴곡 각도와 족관절의 최대 배측굴곡 각도가 더 증가 되고, 족관절의 최대 저측굴곡 각도는 감소되는 경향을 보였지만 통계학적 유의성은 보이지 않았다.

본 연구에서의 결과를 볼 때 동적 안창을 착용했던 5명 모두가 보행시 편안함의 정도가 증가하였고, 시간적 지표에서 분속수, 속도, 보장, 활보장등에 많은 변화를 보였다. 본 연구의 제한점을 기초로 향후 좀 더 다양한 평가방법을 도입하여 연구할 필요가 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

김봉옥. 임상 보행 분석의 방법. 대한재활의학회지. 1994;18(2):191-202.

김윤철, 장순자, 박미연 등. 뇌졸중 환자의 보행에 영향을 미치는 인자. 대한재활의학회지. 1992;16:443-451.

서정환, 고명환, 김연희. 편마비 환자의 보행시 신발 교정에 따른 에너지 소모의 감소. 대한재활의학회지. 1999;23(1):17-23.

윤승호, 김봉옥, 이제운, 등. 3차원 동작분석기를 이용한 정상보행 분석. 대한재활의학회지. 1992;16:399-405.

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

한태륜, 김진호. Polgon Goniometer를 이용한 보행분석(1). 대한재활의학회지. 1984;8:74-81.

Abel MF, Juhl GA, Vaughan CL, et al. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diaplegia. Arch Phys Med

Rehabil. 1998;79:126-133.

Anderson TP. Rehabilitation of patient with complete storke. In Kottke FJ, Lehmann JF. Krusen's handbook of physical medcine and rehabilitation, 4th ed. WB Saunder's Company, Philadelphia. 1990;656-678.

Bard G, Ralston HJ. Measurement of energy expenditure during ambulation with special reference to evaluation of assistive device. Arch Phys Med Rehabil. 1959;40:415-420.

Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, et al. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehail. 1983;64:583-587.

Brunnstorm S. Recording gait patterns of adult hemiplegic patients. J Am Phys Ther Asso. 1964;44:11-18.

Brunner R, Meier G, Ruepp T. Comparison of a stiff and a spring-type ankle-foot orthosis to improve gait in spastic hemiplegic children. J Pediatr Orthop. 1998;18(6):719-726.

Burdett RG, Blatchly C, Potter C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup Brace. Phys Ther. 1988;68(8):1197-1203.

Corcoran PJ, Jebsen RH, Brengelmann GL, et al. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. Arch Phys Med Rehabil. 1970;51(2):69-77.

Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationship among walking performance, postural stability, and functional assessment of the hemiplegic patients. Am J Phys Med. 1987;66:77-90.

Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson ACB, et al. Peroneal stimulator: Evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 1996;77:19-24.

Hesse S, Luecke D, Jahnke MT, et al. Gait function in spastic hemiparatic patientswalking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthosis. Int J Rehabil Res. 1996;19:33-41.

Hill KD, Goldie PA, Baker PA. Retest reliability of temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. Arch Phys Med Rehabil. 1994;75:577-583.

Knutsson E, Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiplegic patients. Brain. 1979;122:405-430.

Kramers De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, et al. Gait abnormalities in hemiplegia. J Bone Joint Surg. 1996;78A:1506-1514.

Lehmann JF, Esselman PC, KO MJ, et al. Plastic ankle-foot orthoses: Evaluation of function. Arch Phys Med

Rehabil. 1983;64:402-407.

Lehmann JF, Condon SM, Lateur BJ, et al. Gait Abnormalities in Peroneal Nerve Paralysis and Their Corrections by Orthoses: A biomechanical Study. Arch Phys Med Rehabil. 1986;67:380-386.

Lehmann JF, Condon SM, Price R, et al. Gait Abnormalities in Hemiplegia: Their Correction by Ankle-Foot Orthoses. Arch Phys Med Rehabil, 1987;68:763-771.

Mojica JAP. Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. Tohoku J Exp Med. 1988;156:395-401.

Peat M, Dubo HIC, Winter DA, et al. Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. Arch Phys Med Rehabil, 1976;57:421-425.

Perry JP, Giovan P, Harris LJ, et al. The determinants of muscle action in the hemiparetic lower extremity and effect on the examination procedure. Clin Orthop Rel Res. 1978;131:78-79.

Perry J. Gait analysis, normal and pathologic function, Thoroface: Slack. 1992;131-140.

Sandra JO, Malcom PG, Ian DM. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia; A regression approach. Phys Ther. 1994;74:872-885.

Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait a kinematic analysis using walking speed as a basis. J Biomech. 1992;25:1007-1015.

Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in residual hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 1986;67:550-553.

Waters RL, McNeal DR, Faloon W, et al. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve for hemiplegia. J Bone Joint Surg. 1985;42:792.

Winters TF, Gage JR, Hicks R, et al. Gait Pattern in spastic hemiplegia in children and young adults. J Bone Joint Surg. 1987; 69-A(3):437-441.

Yamamoto S, Ebina M, Miyazaki S, et al. Development of a new ankle-foot orthoses with dorsiflexion assist. patients Part 1: desirable characteristics of ankle-foot orthoses for hemiplegic patients. J Prost Orth. 1997;9:174-179.