기능적 전기자극이 편마비 환자의 보행에 미치는 영향

이왕재 · 정재훈 · 김재현 · 김민정 · 김찬문
국립재활원 재활병원

Abstract

The effect of Functional Electical Stimulation on Gait Pattern of Hemiplegic Patients

Wang-Jae Lee · Jae-Hoon HJung · Jae-Hyun Kim · Min-Jjung Kim · Chan-Mun Kim
Rehabilitation Hospital, National Rehabilitation Center

The purpose of this study is to identify the effect of functional electrical stimulation(FES) on gait pattern of hemiplegic patients whit foot drop. Subject of this study was hemiplegic patients who had been hospitalized Rehabilitation Hospital. of six hemiplegic patients having foot drop who were treated with FES, Only the four who continued FES treatment for four weeks. Method of gait pattern assessment used ink foot-print record. The finding were as follows: 1. The difference in gait pattern between before FES treatment and after showed working speed which increased from 10.9(±9.9)m/min to 13.4(±8.0)m/min. but statistically insignificant; 2. Symmetry of the soundside incresed at after FES treatment for four weeks than before. but statistically insignificant. In conclusion, FES have appeared on the improvement of gait not only with the stimulator but also without it. For more improved gait pattern of hemiplegic patients, Long-term stimulation has been proposed.

Key Words: Hemiplegia, Functional electrical stimulation, Foot drop, Gait

Ⅰ. 서 론

뇌졸중으로 인해 편마비나 편부전마비가 된 환자는 신체의 감각과 움직임에 다양한 기능장애를 나타낸다(권희규와 오정희, 1984). 뇌졸중으로 인한 편마비나 편부전마비 환자의 임상양상은 뇌조직의 손상위치, 손상된 부위의 크기, 그리고 손상원인 등에 따라 다양하게 나타나지만, 특히 신체 좌우의 비대칭성이 공통적으로 흔히 나타난다(Bobath, 1971). 편마비로 인해 나타나는 좌우 비대칭성은 직립자세 유지를 어렵게 하

이 연구는 국립재활병원 물리치료실의 학술 연구비와 (주)세진엠티의 연구비 지원으로 쓰여졌습니다.

고 보행시 보행패턴의 비정상유형을 일으키는 원인으로 알려져 있다(Carr와 Shepherd, 1980; Bobath, 1990). 또한, 신경과 근육의 편마비는 독립적인 일상생활을 어렵게 만드는 등 여러 가지 기능장애를 초래한다(Jette와 Cleary, 1987).

편마비 환자의 보행패턴은 뇌혈관계 질환의 정도와 위치에 따라 각각 다르지만 거의 비슷한 보행패턴을 보이는 것으로 나타났다. Ryerson과 Levit(1997)는 편마비 환자의 보행패턴의 특징은 느린 보행 주기와 보행속도, 환측걸음과 건측걸음 간의 보폭의 차이, 환측의 짧은 입각기와 상대적으로 긴 유각기 등이라고 하였다. Brunnstrom(1970)은 편마비 환자는 선택적 조절능력 장애와 협응운동 장애를 보이며 이로 인해 보행속도가 느리고 건측 하지로 대상작용을 한다라고 하였다. Perry(1974)는 정상보행에 필요한 관절과 근육조절 기능이 손상된 편마비 환자는 보폭이 짧으며 보행속도가 느려지는 보행을 한다라고 하였다.

보행재활은 가장 중요한 재활프로그램이다. 편마비 환자가 정상적인 보행패턴으로 회복하는 데에는 많은 노력과 시간이 필요하다. 지금까지 보행재활에 있어 정상적인 보행패턴을 회복하는 동안 편마비 환자들은 환측의 근력약화나 마비를 보상하기 위해 보조기가 많이 처방되어 왔다(Meyer, 1974; Lehmann, 1979; Brandstater 등, 1987). Mojica 등(1988)은 편마비 환자들을 대상으로 한 연구에서 보조기를 착용했을 때 보행속도가 더 빠르고 보폭이 더 길어졌다고 하였으나 Holden 등(1986)은 37명의 편마비 환자를 대상으로 한 보행특성 연구에서 단하지 보조기 착용이 보행속도, 보폭, 걸음수 등에는 영향을 주지 못했다고 주장하였다. 또한 Boehme(1991)는 단하지 보조기는 발목관절의 움직임을 제한하고 발목관절을 외부에서 지지해줌으로써 근위축과 근육의 단축을 초래한다고 하였다. 이처럼 아직까지 여러 연구에서 편마비 환자들에게 보조기를 처방 후 보행재활에 대한 효과는 아직 명확하지 않아 계속적인 연구가 필요한 실정이다.

최근에는 편마비 환자의 보행재활을 위해 기능적 전기자극(functional electrical stimulation)을 처방한다. 기능적 전기자극은 근육과 신경에 전기적인 자극을 주어 기능적인 움직임을 일으키며 경직을 감소시키고 자극이 되는동안 근육조절 능력을 향상시키는데 효과가 있다고 보고하였다(Wade, 1987). 또한 Bogataj 등(1995)은 한 연구를 통해 기능적 전기자극은 운동재학습의 가속화, 사지의 협응운동 향상, 환자의 자기 만족감과 안정성 향상 등에 효과가 있는 것으로 보고하였다.

이전 연구에서 편마비 환자들의 보행재활을 위하여 다채널 기능적 전기자극을 이용해 왔다. 다채널 기능적 전기자극은 편마비

환자의 비정상적 보행패턴을 매우 효과적으로 개선시켰으나 기능적 전기자극을 중지하였을 때 다시 병적인 보행패턴이 나타므로써 지속적인 치료효과가 검증되지 못했다(Bogataj, 1995). 또한 오늘날까지 기능적 전기자극은 기술과 장치면에서 계속 발전되고 향상되고 있지만 임상적으로 유용한가에 대해서는 아직 충분한 신뢰를 얻지 못하고 있는 실정이다(Strojmik 등, 1979; Wade 등, 1987; Krglj 등, 1993).

이 연구의 목적은 뇌졸중으로 인한 편마비가 환자에게 기능적 전기자극을 일정기간 적용하여 기능적 전기자극이 보행재활에 미치는 치료효과를 연구하는데 있다.

본 연구의 가설은 다음과 같다.

첫째, 기능적 전기자극 적용 전·후의 보행패턴에 변화가 있을 것이다

둘째, 기능적 전기자극 적용 전과 적용 후에 보행시 양측 하지의 대칭성은 차이가 있을 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상 및 기간

본 연구는 뇌혈관계 질환으로 인해 편마비 진단을 받고 국립재활원 재활병원에 입원중인 편마비 환자 중 연구에 동의한 환자 6명을 대상으로 하였다. 연구대상의 선정조건은 다음과 같다.

1) 뇌졸중으로 인하여 편마비가 된 환자중 유병기간이 1년 이내인 환자.

2) 환측 배측굴곡근의 마비로 인해 보행시 발목관절이 저측굴곡된 상태(foot drop)이나 지팡이를 사용하여 또는 사용하지 않고 45m 이상 독립보행이 가능한 환자.

3) 기능적 전기자극을 적용하여 만족스러운 기능적 반응을 보이며 기능적 전기자극에 통증이나 다른 이상 감각을 느끼지 않는 환자.

4) 하위운동신경병변이 없으며 양하지에 정형외과적 질환이 없고 관절가동범위에 제한이 없는 환자.

5) 환측 하지의 경직이 Modified Ashworth Scale로 평가하였을 때 grade I 이하인 환자.

6) 실험 내용을 이해하며 의사소통이 가능한 환자.

편마비 환자의 독립보행의 기준을 45m로 한 것은 FIM(Functional Independence Measurement)의 평가기준에 따랐다(Keith 등, 1987). 또한, 환자의 선정조건의 3)항에서 기능적 전기자극을 적용하였을 때 '만족스러운 기능적 반응'이란 근육을 따라 전극을 부착하여 기능적 전기자극을 하였을 때, 연구대상자가 감각을 편안하게 느낄 수 있는 범위내의 전기자극 강도로 기능적 전기자극을 적용했을 때, 발목관절에서 일어나는 모든

움직임이 환자의 의도에 의해 일어나지 않고 오로지 기능적 전기자극에 의해서만 일어나는 것을 말한다(Rebersek 등, 1982).

본 연구는 1999년 8월부터 9월까지 2개월간 국립재활원 재활병원 물리치료실에서 실시하였다.

2. 기능적 전기자극의 적용

본 연구에서 사용된 기능적 전기자극기는 독일 Medel사의 Microstim을 이용하였다. 이 기기는 기능적 전기자극기, 전극(electrodes), 외부 족부 스위치(externsl foot switch)로 구성되어 있다.

전극은 5×5cm의 접착식(self-adhensive) 전극을 사용하였으며, 환측 하지의 전경골근에 부착하였다. 정확한 부착 위치는 전기자극을 주어 배측굴곡이 가장 잘 나타나는 부위로 하였다. 기능적 전기자극의 강도는 환자가 감각을 편안하게 느끼는 범위에서 환자가 보행을 하였을 때 발끝끌림(toe-drag) 없이 걸을 수 있을 정도로 주었으며, 자극의 빈도는 99Hz, 자극폭은 30~70mA로 설정하였다. 외부 족부 스위치는 보행훈련시 보행주기에 따라서 발목에서 배측굴곡과 저측굴곡이 일어나도록 하기 위해 사용하였다(그림 1).

즉, 외부 족부 스위치는 환측발의 발뒤축접지기(heel strike)시 전기자극을 차단하고 환측발의 발뒤축들림(heel off)시 전기자극을 시작케 하여 발목관절의 배측굴곡을 일으키며 이 상태는 유각기를 지나 다음 걸음의 발뒤축접지기에 다시 전기자극을 차단하는 역할을 한다.

기능적 전기자극은 토요일과 일요일을 제외한 매일 30분동안 4주 적용하였다. 환자는 기능적 전기자극을 받으면서 보행훈련을 하였고 환자가 피로를 호소하거나 다른 이유로 보행훈련을 하지 못하는 경우에는 앉은 자세에서 배측굴곡만 일어나도록 설정하여 기능적 전기자극을 적용하였다.

3. 보행특성 평가 방법

본 연구에서는 보행특성을 측정하는 방법으로 부분거리 보행분석법을 적용하여, 그 중 ink foot-print방법을 이용하였다. 부분거리 보행분석이란 정해진 일정거리를 보행

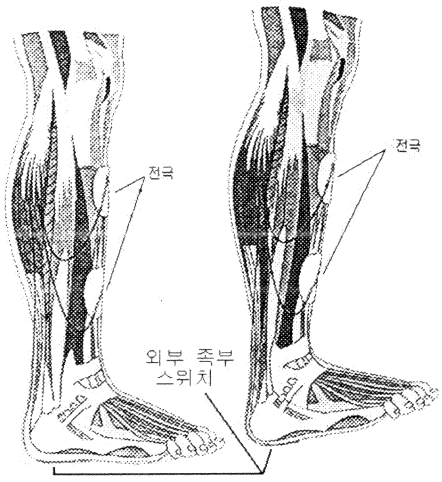

그림 1. 외부족부스위치에 의해 전기자극이 차단된 모습(왼쪽)과 발뒤축들림시 기능적 전기자극된 모습(오른쪽)

하여 보행속도, 보폭 등과 같은 보행특성을 측정하는 보행분석방법이다. Holden 등(1984)은 신경계 병변을 가진 환자들을 대상으로 보행분석을 한 결과 보행속도, 걸음수, 보폭, 걸음 등은 편마비 환자의 치료효과를 평가하는데 높은 신뢰도를 보이며, 환자의 기능적 상태와 깊은 관계가 있다고 하였다. 본 연구에서 이용한 ink foot-print방법은 Boening(1977)의 방법을 적용하였다.

보행특성을 측정하는 ink foot-print방법은 다음과 같이 실시하였다.

1) 평평한 바닥에 길이 10m, 폭 80cm의 흰색 벽지를 깔고 바닥에 고정시킨다.

2) 실험을 시작하기 전에 연구대상자가 벽지 위를 5회 왕복하여 상황에 익숙하도록 한다. 이때 환자에게 긴장하지 않도록 하며 최대한 심리적으로 안정을 시키고 편안히 걷도록 지시한다.

3) 양발바닥에 잉크를 고르게 묻힌다.

4) 연구대상자를 벽지의 출발선으로 이동시킨 후, 2)에서 보행한 것처럼 걷도록 지시한다.

보행특성의 측정은 기능적 전기자극을 적용하기 전에 한번 실시하고, 4주 동안 기능적 전기자극을 적용한 후 똑같은 방법으로 다시 한번 실시하였다. 이 분석방법으로 얻어진 자료 중 보행속도의 측정은 보행특성 측정의 총 구간인 10m에서 양끝 2m을 제외한 6m길이에서만 측정한 것을 이용하였으며, 구간의 설정은 처음 2m지점을 표시한 선을 통과한 발뒤축접지기때부터 마지막 2m을 표시한 선을 통과하는 마지막 걸음의 발가락들림(toe-off)까지 한다. 다른 보행 특성의 측정은 보행속도 측정구간인 6m를 가지고 보폭, 건측걸음, 환측걸음, 체중지지면, 건측발각도, 환측발각도 등을 측정한다(그림 2).

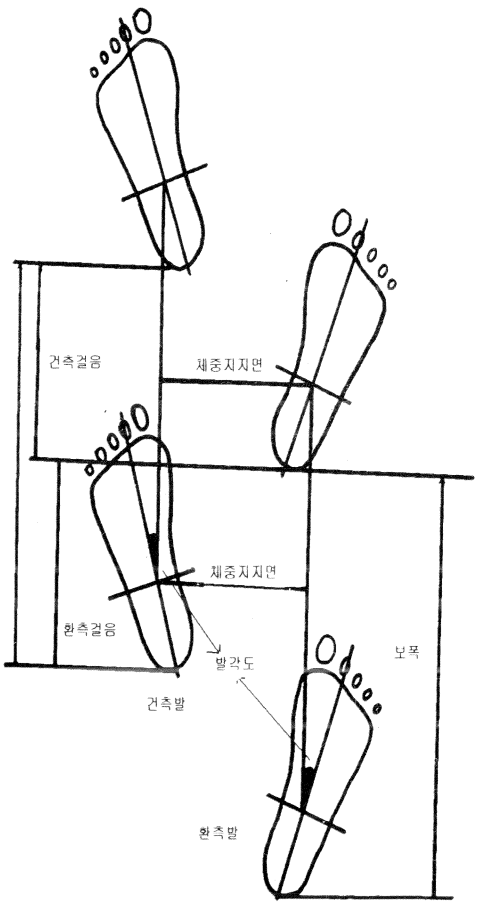

그림 2. 부분거리 보행분석법에서 측정하는 보행특성들

3. 용어의 정의

본 연구에서 보행특성을 알아보기 위해 측정한 걸음, 체중지지면, 발각도 등과 같은 보행특성 항목은 Shores(1980)와 Holden(1984)이 제시한 정의를 이용하였다.

1) 보행속도(gait velocity): 보행한 거리를 보행에 소요된 시간으로 나눈 값이며, m/min으로 표시한다.

2) 보폭(stride length): 발뒤꿈치에서 같은 쪽 발의 다음 발자국 뒤꿈치까지의 길이를 말한다.

3) 환측걸음(step length of the affected side): 건측발의 뒤꿈치에서 다음 환측발의 뒤꿈치까지의 길이를 말한다.

4) 건측걸음(step length of the sound side): 환측발의 뒤꿈치에서 다음 건측발의 뒤꿈치까지의 길이를 말한다.

5) 발각도(foot angle)와 체중지지면: 발뒤꿈치 끝의 가운데 부분에서 두번째 발가락의 중족지관절까지 3등분하였을 때 발뒤꿈치 끝에 가까운 1/3지점을 'A점'이라고 정의한다면, 발각도는 A점에서 두번째 발가락을

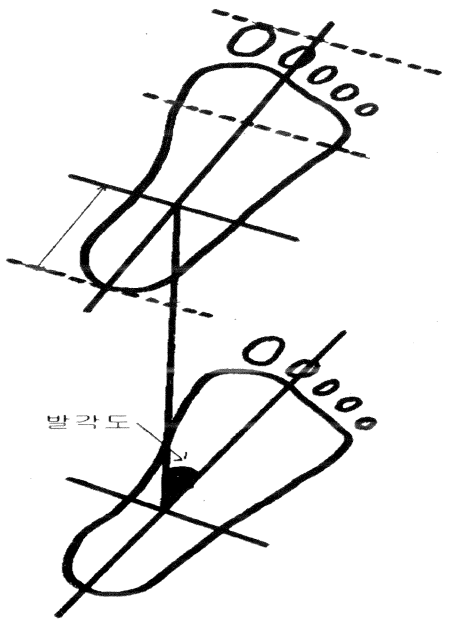

그림 3. 발각도의 측정

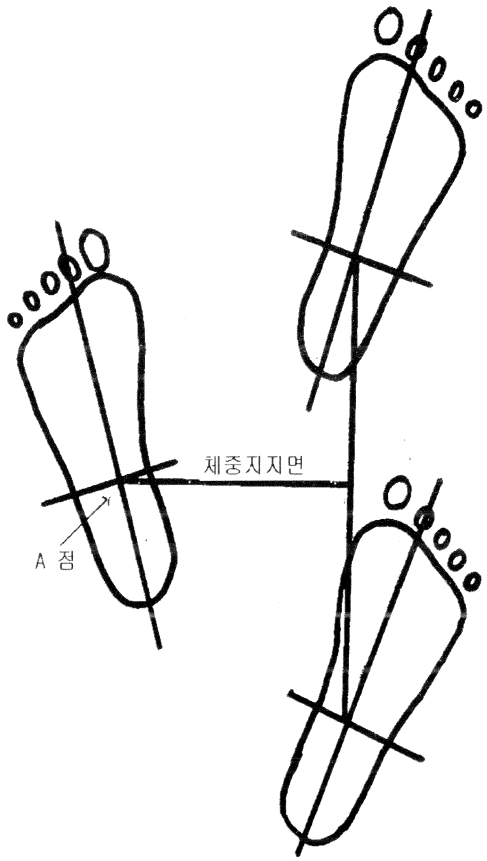

그림 4. 체중지지면의 측정

이은 선과 같은 발 다음 발자국의 A점을 이은 선이 이루는 각도를 말한다(그림3).

체중지지면은 A점에서 반대쪽 발의 A점끼리 연결한 선과의 수직거리를 말한다(그림4).

4. 분석방법

본 연구에서 변수는 보행속도, 보폭, 건측걸음, 환측걸음, 체중지지면, 건측발각도, 환측발각도로 설정하였으며, 기능적 전기 자극의 효과를 알아보기 위해 적용전과 적용후 각가의 보행특성을 짝비교 t-검정(paired t-test)를 하였다. 또한 환측과 건측의 대칭성을 비교하기 위해 환측걸음과 건측걸음을 그리고 환측발각도와 건측발각도를 짝비교 t-검정하였다. 그리고 기능적 전기자극 전·후의 대칭성 향상정도를 알아보기위해 건측과 환측 걸음의 차, 건측과 환측 발각도의 차에 대해 기능적 전기자극 적용전과 적용후를 짝비교 t-검정하였다. 통계학 유의수준은 $p<0.05$로 하였다.

III. 결 과

1. 연구대상자의 일반적인 특성

이 연구에서 연구대상자는 총 6명이었으

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성

번호	나이(세)	성	마비부위	유병기간(주)
1	54	여	오른쪽	13
2	54	남	오른쪽	24
3	60	남	오른쪽	20
4	51	남	왼 쪽	6
평균±표준편차	54.7±3.7			16.0±7.8

표 2. 기능적 전기자극 전후의 보행특성의 변화

	보행속도 (m/min)	보폭 (cm)	환측걸음 (cm)	건측걸음 (cm)	체중지지면 (cm)	환측발각도 (°)	건측발각도 (°)
	평균±표준편차						
적용전	10.9±9.9	50.7±14.2	26.4±9.5	24.4±7.8	15.5±3.7	18.2±13.0	10.2±5.4
적용후	13.4±8.0	48.8±17.0	23.7±10.6	22.8±6.3	17.3±3.9	17.7±16.1	9.9±7.6
차이	-2.5±3.9	1.9±8.2	2.7±6.9	1.6±5.9	-1.8±2.8	0.4±9.8	0.2±6.6
p값	.27	.12	.02*	.10	.00*	.77	.82

적용전: 기능적 전기자극 적용전, 적용후: 4주동안 기능적 전기자극 적용 후,
차이: 적용전-적용후 $p<0.05$

나 실험도중 2명이 개인사정으로 중도 포기함으로써 연구에 끝까지 참여한 대상자는 4명이었다. 이중 남자가 3명, 여자가 1명이었다. 연령분포는 51세에서 60세이며 평균연령은 54.7(±3.7)세였다. 마비부위는 우측편마비가 3명, 좌측편마비가 1명이었으며, 유병기간은 6주에서 24주로 평균 16.0(±7.8)주였다(표1).

2. 연구대상자의 보행특성의 변화

기능적 전기자극 적용전과 4주 동안 기능적 전기자극을 적용한 후, 보행특성의 변화는 건환걸음은 적용전 평균 26.4(±9.5)cm에서 적용후 23.7(±10.6)cm로 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 체중지지면은 적용전 15.5(±3.7)cm에서 적용후 17.3(±3.9)cm로 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 보행속도, 건측걸음, 건측발각도, 측발각도에서는 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다(표2).

3. 환측걸음과 건측걸음간의 차이변화

기능적 전기자극 적용전에는 환측걸음과 건측걸음과의 차이는 평균 2.0(±10.1)cm이였으며 적용후 차이는 평균 0.9(±8.2)cm로 4주 동안 기능적 전기자극을 한 후 환측걸음과 건측걸음의 차가 줄었으나 통계적으로 유의하지 않았다(표3) .

표 3. 환측걸음과 건측걸음간의 차이 변화

	환측걸음 (cm)	건측걸음 (cm)	차이	p값
적용전	26.4±9.5	24.4±7.8	2.0±10.1	.23
적용후	23.7±10.6	22.8±6.3	0.9±8.2	.47
p값			.81	

적용전: 기능적 전기자극 적용전, 적용후: 4주동안 기능적 전기자극 적용 후, 차이: 환측걸음-건측걸음, *p<0.05

표 4. 환측발각도와 건측발각도간의 차이 변화

	환측발각도 (°)	건측발각도 (°)	차이	p값
적용전	18.2±13.0	10.2±5.4	8.0±10.6	.00*
적용후	17.7±16.1	9.9±7.6	7.8±13.4	.00*
p값			.151	

적용전: 기능적 전기자극 적용전, 적용후: 4주동안 기능적 전기자극 적용 후, 차이: 환측발각도-건측발각도, *p<0.05

4. 환측발각도와 건측발각도간의 차이 변화

기능적 전기자극 적용전에는 환측발각도와 건측발각도의 차이가 평균 8.0 (±10.6)° 였으며 적용후 차이는 7.8(±13.4) ° 로 줄어들었으나 통계적으로 유의하지는 않았다(표 4).

Ⅳ. 고 찰

재활프로그램에서 보행재활은 매우 중요한 프로그램이다. 특히 뇌졸중으로 인해 편마비가 된 환자들의 보행재활은 기능적인 독립생활을 하는데 매우 중요하다(Turmbull, 1979).

편마비 환자들은 고위중추 통합기능의 손상과 운동·감각 통로의 손상으로 인해 근긴장도를 적절히 조절하지 못해 선택적인 운동조절기능을 방해받는다(Davies, 1985; Bobath, 1990). 이러한 임상증상으로 인해 편마비 환자들의 일반적인 보행양상은 보행시 보행속도가 느리고, 환측으로 체중이동이 부적절해지는 등 좌우 비대칭적인 보행유형이 나타난다. 또한 대부분의 편마비 환자들은 환측의 근력약화로 인해, 환측하지의 발목이 저측굴곡(foot drop)되는 임상양상을 동반함으로써 보행시 외회전보행(circumduction gait)이나 발끌림보행(toe-drag gait)을 하게된다.

편마비 환자가 정상적인 보행패턴을 회복하는 데는 많은 노력과 시간이 필요하다.

일반적으로 정상적인 보행패턴을 회복하기 위해 보조기를 많이 처방한다. 보조기는 환측의 근력 약화나 마비를 보조해주고 발목관절의 저측굴곡(foot drop)을 막아주는 기능을 한다. Mojica 등(1988)은 보조기가 편마비 환자의 보행속도를 더 빠르게 했고, 보폭을 증가시켰다고 하였으나, Holen 등(1986)은 보조기의 착용이 보행속도, 보폭, 걸음수 등에 영향을 주지않는다고 주장하였다. 또한 편마비 환자들은 보조기 착용으로 발바닥이 지면에 닿지 않으므로 환측하지의 이상감각을 호소하기도 한다. Boehme(1991)는 보조기가 발목관절의 움직임을 제한하고 외부에서 지지해줌으로써 근위축을 초래한다고 보조기의 단점을 지적하였다.

최근에는 발목관절의 저측굴곡(foot drop)을 동반한 편마비 환자들에게 보조기 대신 기능적 전기자극을 처방하는 사례가 증가하고 있다.

기능적 전기자극은 기존의 전기자극이 말초신경병변이 있는 경우, 근위축의 방지 등을 위해 적용된 반면 기능적 전기자극은 편마비나 하반신마비처럼 중추신경계 병변이 있는 경우, 전기자극을 근육에 주어 이동(locomotion)이나 잡기동작(prehension)과 같

은 기능적 동작을 목적으로 하는 치료이다(Liberson, 1960). 편마비 환자에게 기능적 전기자극의 적용은 Liberson등이 발목을 배측굴곡 시키지 못한 환자에게 적용시키면서부터 시작되었다(Lehmann, 1982).

김찬문 등(1998)은 편마비 환자들에게 보조기와 기능적 전기자극을 적용시켜 보행분석을 한 결과, 보조기보다 기능적 전기자극을 적용한 보행에서 환측과 건측의 걸음과 발각도의 대칭성을 증가시켜준다는 것을 밝혔다. 즉 보조기를 착용한 보행보다 기능적 전기자극을 적용하고 보행을 하였을 때, 일반적으로 편마비 환자들에게서 나타나는 보행의 좌우비대칭을 효과적으로 감소시켜 보행재활에 효과적임을 보고하였다.

기능의 회복정도와 편마비 환자의 보행속도가 서로 연관이 있다는 한 연구에서는 보행속도가 빠르면 빠를수록 운동기능의 더 많이 회복되었다고 판단할 수 있다(Brandstater 등, 1983)고 하였으며, 다른 연구에서는 보행속도가 보행시 보조수단방법, 걸음수(cadence)등과 관련있음을 제시하였고(Olney 등, 1994), 또한 보행속도는 보조기 적용효과나 치료결과를 확인하는데 이용될 수 있다고 주장하였다(Brandstater 등, 1983). 본 연구에서 기능적 전기자극을 적용하기전 보행패턴과 4주 동안 기능적 전기자극을 적용한 후 보행패턴을 비교해보았을 때, 보행속도는 기능적 전기자극 전에는 평균 10.90m/min이였으나 적용 후 평균 13.49m/min으로 24%정도 빨라져 보행속도가 향상되었다고 생각할 수 있다. 그러나 보폭은 4%정도 감소하였고 체중지지면은 12%정도 증가하여 이 연구에서는 4주동안 기능적 전기자극이 보폭과 체중지지면에 영향을 미치지 못한 것으로 나타났다.

이전의 여러 연구에서 편마비 환자의 보행은 환측과 건측의 비대칭성이 그 특징이며 환자의 운동기능이 회복됨에 따라 환측과 건측의 비대칭성이 감소한다고 주장하였다. 편마비 환자의 보행에 대한 비대칭성에 대한 이전 연구에서는 비대칭성을 환측의 유각기, 입각기, 양발지지기 등 보행주기의 각각에 대해 소요되는 시간으로 판단하였다(Brandstater 등, 1983). 본 연구는 건측과 환측의 걸음과 발각도의 차를 비대칭성에 대한 자료로 이용하므로 이전 연구들과 비교하기는 어렵겠지만, 본 연구결과 환측걸음과 건측걸음간의 차이가 기능적 전기자극 적용전 평균 2.0cm에서 적용 후 0.9cm로 52%정도 감소하였다. 또한, 환측발각도와 건측발각도 간의 차이는 적용전 평균 8.0° 에서 적용 후 7.6° 로 4.8%감소하여 기능적 전기자극 적용이 연구 대상자들의 환측과 건측의 비대칭성 감소에 영향을 미친 것으로 생각된다.

기능적 전기자극을 일정기간 적용하고 난 뒤 전기자극을 중단한 후에도 적용효과가

지속되는지에 대한 이전 연구에서 기능적 전기자극 적용기간은 연구마다 각각 다르지만, 기능적 전기자극을 중단한 뒤에도 그 효과가 지속되는 것으로 보고하였다. 이 연구들에서는 기능적 전기자극을 적용한 상태에서 보행훈련을 시켰을 때 보행패턴과 발목관절의 배측굴곡이 성공적으로 향상되었으며, 이 결과가 기능적 전기자극을 중단한 후에도 지속된 것으로 나타났다(Liberson 등, 1961).

본 연구에서는 보행능력의 평가를 부분거리 분석법에 의한 ink foot-print방법을 이용해 적용하였기때문에 자발적인 발목관절의 배측굴곡 범위를 측정할 수 없었지만, 한 연구에서는 기능적 전기자극을 6주간 적용시킨 결과 4명의 환자에서 유각기에 자발적인 발목관절의 배측굴곡이 일어났으며 발목의 저측굴곡(foot drop)각도도 10° 미만으로 나타나 보행시 더 이상 보조기를 사용하지 않게 되었다고 보고하였다(Waters 등, 1985). 또한 비슷한 임상연구에서 26개월동안 단하지 보조기를 착용하고 보행한 45세 우측편마비 환자에게 5주동안 기능적 전기자극을 적용한 결과 배측굴곡 능동적 관절가동범위 각도가 4° 에서 20° 로, 근력이 4.0kg에서 4.7kg로 향상되었다고 보고하였다(Takebe 등, 1975).

이러한 임상결과는 기능적 전기자극이 경직을 감소시키며 자극이 적용되는 동안 근육 조절능력이 향상되었기 때문이며, 기능적 전기자극이 운동 재학습의 가속화, 사지의 협응운동의 향상, 환자의 자기 만족감과 안정성 향상에 효과가 있기 때문이라고 생각된다. 또한 편마비 환자의 임상증상이 각각 달라 기능적 전기자극 적용기간이 각각 다르지만 적용 후에도 그 효과가 운동기능 회복에 영향을 미치고 보행패턴의 개선에 효과적으로 나타나 편마비 환자에게 유용하게 사용할 수 있을 것이라고 생각한다(Bogataj등, 1995; Wade, 1987).

기능적 전기자극의 지속적인 효과를 확인하기 위한 이전 연구들에서는 기능적 전기자극 적용기간이 5주, 6주 또는 그 이상이였다(Waters 등, 1985; Takebe 등, 1975; Liberson 등, 1961). 또한 하루에 기능적 전기자극을 적용한 시간에 대한 언급은 없지만 기능적 전기자극기가 이동용인 점을 고려해 볼 때 본 연구에서 적용한 시간인 30분 이상이었을 것으로 추측된다. 따라서 기능적 전기자극의 지속적 효과는 적용기간과 적용시간에 따라 차이가 있을 것으로 생각된다.

본 연구는 국립재활병원에 입원한 환자를 대상으로 전기적 전기자극을 하루에 30분씩, 4주동안 적용한 결과였다. 본 연구에서 적용한 기간과 시간으로도 기능적 전기자극의 지속적인 효과가 나타났지만, 기능적 전기자극의 효과가 충분히 나타나기 위해서는 본

연구에서 적용한 기간과 시간보다 더 많은 기능적 전기자극의 적용시간이 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 부분거리 보행측정법의 하나인 ink foot-print방법으로 뇌졸중으로 인해 편마비가 된 환자들에게 기능적 전기자극을 4주 동안 적용하여 그 효과를 확인하고자 실시되었다. 이 연구에서는 기능적 전기자극 적용전과 적용후에 보행특성을 비교하였다. 비교했던 보행특성은 보행속도, 보폭, 건측걸음, 환측걸음, 체중지지면, 건측발각도, 환측발각도 등이었다. 편마비 환자 4명을 대상으로 실시한 연구결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 보행속도, 보폭, 환측걸음, 건측걸음, 체중지지면, 환측발각도, 건측발각도 등 본 연구에서 측정한 보행특성들은 4주 동안의 기능적 전기자극이 편마비 환자들의 보행에 통계적으로 유의하게 영향을 미치지 못하였다. 그러나 기능적 전기자극 후에 보행속도는 더 빨라졌으며, 환측걸음, 건측걸음 등은 적용후에 더 증가하였다.

둘째, 기능적 전기자극 후에 환측과 건측의 걸음과 발각도의 대칭성은 통계적으로 유의하지는 않았지만 기능적 전기자극 후에 대칭성이 증가한 것으로 나타났다.

셋째, 편마비 환자들에게 기능적 전기자극을 적용할때는 적용시간과 적용기간을 30분 이상 4주이상 적용해야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

권희규, 오정희. 뇌졸중의 임상적 연구. 대한재활학회지. 1984;8:83-91.

김찬문, 정재훈, 김민정 등. 단하지 보조기와 전기자극이 편마비 환자의 보행특성에 미치는 영향. 한국Bobath학회지. 1998;3:119-130.

Bobath B. Adult hemiplegia evaluation and treatment. London: William Clowers & Sons Ltd, 1971.

Bobath B. Adult hemiplegia: evaluation and treatment 3rd ed. London: Heinemman, 1990.

Boehme R. Myofacial release and its application to neuro-developmental treatment. USA: Boehme workshops, 1991.

Boeing DD. Evaluation of a clinical method of gait analysis. Phys Ther. 1977;57:795-798.

Bogataj U, Gros N, Kljajic M, et al.

The rehabilition of gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. Phys Ther. 1995;75:490-502.

Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patients : selected variables. Arch Phts Med Rehabil. 1987 ; 68 : 777-781

Brandstater ME, Bruin H, Gowland C, et al. Hemiplgic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil. 1987;64:583-587.

Brandstater ME, deBruin H, Gowland C, et al. Hemiplegic Gait : Analysis of Temporal variables. Arch Phts Med Rehabil. 1983 ; 64 : 583-589

Brunnstrom S. Movement therapy in hemiplegia. New York: Harper & Row Publishers, 1970.

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

Davies PM. Steps to follow: a guide to the treatment of adult hemiplegia. Berlin: Springer-Verlag, 1985.

Holden MK, Gill KM, Maglizi MR. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Phys Ther. 1984;64:35-40.

Holden MK, Gill KM, Magliozi MR. Gait assessment for neurologically impaired patient: standard for outcome assessment. Phys Ther. 1986;66:1530-1539.

Jette AM. Cleary PD. Functional disability assessment. Phys Ther. 1987;67:1854-1859.

Keith R, Granger C, Hamilton B. The functional independence measure: A new tool for rehabilition. Advance in clinical rehabilation. 1987;1:6-18.

Kljajic M, Stanic U, Acimovic R. Enhancement of hemiplegic patient rehabilition by means of functional electrical stimulation. Prosthet Orthot Int. 1993;22:438-441.

Lehmann JF, Condon SM, Lateur BJ, et al. Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their correction by orthoses: a biomechanical study. Arch Phys Med Rehabil.

1986;67:380-386.

Lehmann JF, eds. Krusen's book of physical medicine and rehabiltation. 3ed ed. Philadelphia: WB Saunders Co, 1982.

Liberson WT, Holmguest HJ, Scot D, et al, Functional electrotherapy : Stmulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. Arch Phts Med Rehabil. 1961 ; 42 : 101-105

Meyer PR. Lower limb orthotic. Clin Ortho. 1974;102:58-71.

Mojica JAP, Nakamura R, Kobayashi T, et al. Effect of ankle-foot orthosis on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. Tohoku J exp Med. 1988;156:395-401.

Olney SJ, Griffin MP, McBride ID, Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia : a regression approach. phys, ther 1994 ; 74 : 872-885

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

Shores M. Foot print analysis in gait documentation: an instructional sheet format. Phys Ther. 1980;60:1163-1168.

Strojmik P, Kralj A, Ursic N. Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking. IEEE Trans Biomed Eng. 1979;26:112-116.

Takebe K, kukulka C, Narayan MG, et al. Peroneal nerve stimulator in rehabilitation of hemiplegic patients. Arch Phts Med Rehabil. 1975 ; 56 : 237-240

Turnbull GI, Wall JC. Gait re-education following stroke: the application of motor skills acquisition theory. Physiotherapy Practice. 1979;5:123-133.

Wade D, Wood V, Heller A, et al. Walking after stroke. Scand J Rehabil Med. 1987;19:25-30.

Wade DJ, Wood UA, Heller A, et al. Wallcing after stroke : Measurement and recocery over

the frist 3 months. Scand j rehab Med. 1987 ; 19 : 24-30

Water RL, Mcneal DR, Faloon W, et al. Functional electrical stimulation of the Peroneal nerve for hemiplegia. J. Bone and Joint Surg. 1985 ; 67-A : 792-793