

## 척수손상인의 기능적 전기자극을 이용한 보행

이재호, 김택훈  
연세의료원 재활병원 물리치료팀

### Abstract

### A Case Study of Functional Electrical Stimulation(FES) for Paraplegic Patients

Lee Jae-ho, B.H.Sc., R.P.T., O.T.R.  
Kim Tack-hoon, M.P.H., R.P.T., O.T.R.  
*Dept. of Physical Therapy, Yonsei Rehabilitation Hospital,  
Yonsei University Medical Center*

The purpose of this case study was to introduce functional electrical stimulation(FES) for paraplegic patients. FES provides the ability to rise from sitting to standing, maintenance of a standing position, and the ability to walk with a reciprocal gait. Six channels of electrical stimulation are sufficient for synthesis of a simple reciprocal gait pattern in these patients. During the double-stance phase, knee extensor muscles of both knees are stimulated, providing sufficient support for the body. Only one knee extensor muscle group is excited during the single-stance phase. The swing phase of the contralateral lower extremity is accomplished by eliciting the synergic flexor muscle response through electrical stimulation of afferent nerves. The transition from the double-stance phase to the swing phase is controlled by two hand switches used by the therapist or built into the handles of the walking frame for using by the patient. A twenty-five years old male was with a T9/T9 spinal cord injury due to a traffic accident and admitted to Yonsei Rehabilitation Hospital for comprehensive treatment. After 30 days of training using the Parastep® he was able to stand for 10 minutes. After 43 days, he was able to walk and at discharged he could walk for 100 meters.

**Key Words** : Functional electrical stimulation(FES); Spinal cord injury(SCI); Ambulation.

## I. 서론

나날이 심각해지는 교통사고, 스포츠사고 등에 의해 척수손상 환자가 증가하고 있다. 또한 이들의 대부분이 20대를 전후한 젊은 층이고 한 번 척수에 손상을 입으면 마비현상이 영구적이라는 데 문제의 심각성이 있다. 이러한 점을 감안한다면 어떤 방법으로든 이들에게 가동력을 회복해 주어야 한다. 그리고 척수손상인들의 서기는 다리의 구축 예방, 팔다공중의 최소화, 순환 촉진, 경직 감소, 신장기능의 증진을 도와줄 수 있다. 이러한 이유로 척수손상인들에게 서기와 가동력을 제공하기 위한 현재까지의 방법으로는 보조기, standing frames, 특수 의자차, 기능적 전기자극, 이상의 방법을 혼합한 방법 등을 이용하여 시행하고 있다 (Jaeger 등, 1989).

이중 기능적 전기자극은 정상적인 신경 지배를 받지 못하는 근육에 전기자극을 하여 근수축을 유도하고 이로 인해 기능적인 동작을 할 수 있도록 하는 방법이다(Lake, 1992). 즉, 기능적 전기자극 치료는 우리 몸에 기능적 동작을 얻기 위한 목적으로 전기적 자극을 가하는 물리치료의 한 부분이라고 할 수 있다. 이와 같이 기능적 전기자극은 서기와 보행을 동시에 수행할 수 있어 보다 효과적인 방법이라고 하겠다. 그러나 척수손상인 모두가 기능적 전기자극 치료의 대상이 되는 것은 아니다. 또한 여러 가지 조건을 만족하더라도 의학적 문제가 있다면 어려움이 있다. 일반적으로 보행이나 서기를 목적으로 기능적 전기자극 치료를 하고자 할 때에는 제4번 흉수에서 제12번 흉수 손상이 적절하다. 이는 상위의 척수손상(제3번 흉수 손상 이상)일 경우에는 서기 자세를 유지할 능력이 부족하고, 척추기립근의 마비와 상지의 움직임으로 인하여 척추의 변형을 초래할 가능성도 많다. 또한 제 12번 흉수 아래 부분이 손상을 받으면 척추와 척수의 관계에 의해 하위운동성신경원형 마비가 되는 경우가 있어 적용대상자가 되지 않는 경우가 많다(이재호, 1995).

국내에도 늘어가는 척수손상인의 재활을 위해 미국의 식품의약국(Food and Drug Administration) 공인을 받은 기능적 전기자극 치료기가 시판되기 시작하였고, 임상에서도 이를 이용한 치료를 하는 병원이 늘고 있다. 이에 본 연구는 기능적 전기자극기를 이용한 척수손상인의 보행에 관한 증례를 보고하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

환자는 25세 남자로 1994년 8월 21일 교통사고로 인한 제 12 흉추 압박골절로 제 9 흉수 불완전 척수손상으로 J병원에서 치료를 받다가 Y병원에 1995년 1월 7일부터 1996년 2월 14일까지 입원하여 재활과 물리치료를 받았다. 본 환자의 초기평가에서 근력은 도수근력검사상 상지는 N / N, 하지는 엉덩관절 굴곡근이 P<sup>-</sup> / P, 신전근은 T / T, 외전근은 P / P, 내전근 T / T, 무릎관절 굴곡근은 T / P<sup>-</sup>, 신전근은 T / T, 발목관절 배측굴곡근은 Z / P<sup>-</sup>, 저측굴곡근은 Z / Z 이었다. 관절가동범위는 배측굴곡 0° / 0° 를 제외한 나머지 관절은 전 관절가동범위를 보였다. 경직은 수정된 Ashworth 척도상 상지와 하지 모두 3였다. 감각은 T9 / T9, 지각감퇴는 T10~L1 / T10~L1, 통각감퇴는 T10~12 / T10~12, 지각소실은 L2~S1 / L2~S1, 통각소실은 L1~S1 / L1~S1, 항문주위감각은 + / + 였다. 기능적 수준은 돌아눕기, 일어나 앉기, 혼자 앉아 있기는 독립적으로 수행이 가능하였으며, 보행기와 장하지보조기를 이용한 보행이 5 m 가능하였다. 물리치료는 몸의 조절능력과 균형유지능력 증진, 의자차 조작기술 습득을 목표로 양 하지 관절운동과 근력강화운동, 이동, 장하지보조기를 착용한 상태에서 보행기로 걷기 등을 시행하였다. 퇴원 시에는 근력과 경직에는 변화가 없었으며 발목관절의 가동범위는 0° / 10° 였다. 그리고, 증례의 몸무게는 57 kg, 키는 176 cm 이었다.

## 2. 실험장치

본 연구에 사용한 기능적 전기자극기는 Sigmedics사의 Parastep<sup>®</sup>으로 자극기와 조절기(stimulator/control unit, 본체), 휴대용 전원(battery pack), 충전기, 전선과 자극전극

(electrode leads and electrodes), power cable, 손잡이용 조절기와 보행기(control and stability walker)로 구성되어 있다(그림1). Parastep<sup>®</sup> 자극기의 일반적인 사양은 표 1.과 같다.

**표1.** Parastep<sup>®</sup> 자극기의 일반적인 사양

특	성	제	원
본	체		
	채널 수	4, 6-채널	
	자극강도	1~300 mA	
	맥동기간	150 ms	
	맥동빈도	24 pps	
	파형	Alternating, Symmetrical with zero net charge	
	전원	8, 1.2V, "AA" rechargeable Ni-Cad cells	
	크기	5"×3"×1-3/16"	
	무게	227 g	
휴대용	전원		
	사용전원	120 V, 60 Hz	
	출력	18V DC at 50 mA	
	크기	5-11/16"×2-5/16"×3/4"	
	무게	283 g	



**그림1.** 자극기의 구성

1) 자극기와 조절기

본체에는 치료기기가 작동할 수 있도록 마이크로컴퓨터, 소프트웨어, 전기적 자극을 만들어 내는 장치, 자극의 세기와 기능을 조절하는 조절기가 내장되어 있다. 자극기의 on/off, 서거나 보행을 할 수 있는 수준의 전기

자극을 조정하거나 서거나 밟기 등의 조절은 keypad에 있는 키로 조절한다(그림2). 이 전기자극의 수준이나 기능상태는 10개의 bar-light emitting diode(LED) panel에 나타나며(그림3), 전류의 세기에 따라 녹색, 주황색, 빨간색으로 표시된다.

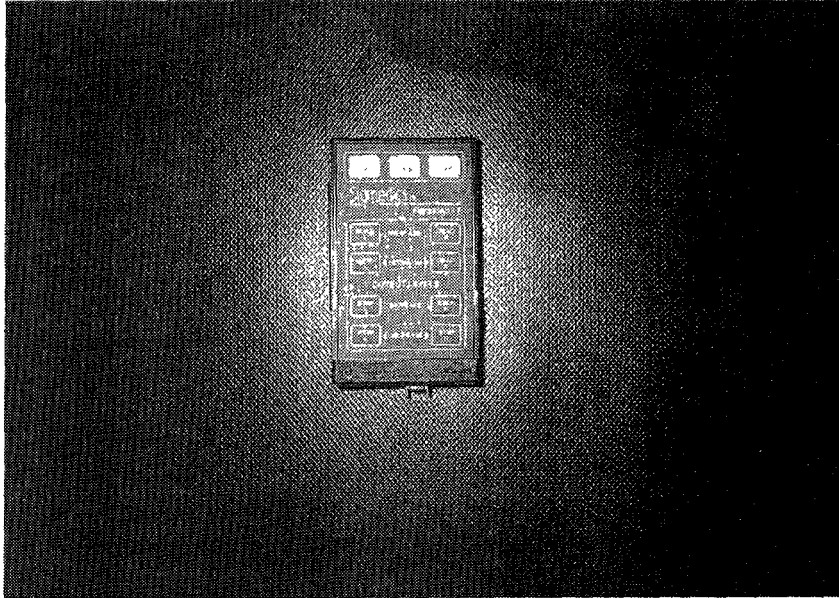


그림2. Keypad

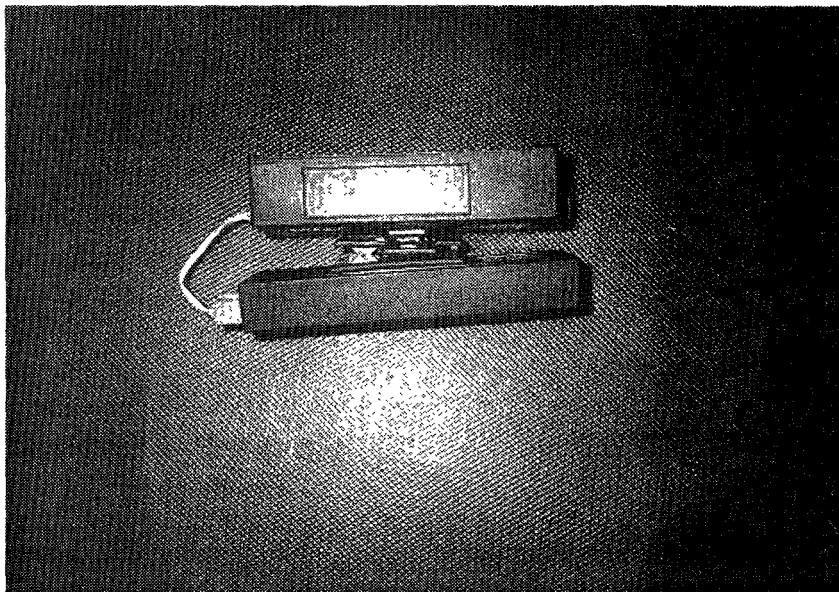


그림3. 자극기의 옆면, bar LED

## 2) 휴대용전원

휴대용전원은 8 AA nickel cadmium batteries로 power cable을 통하여 본체와 연결된다(그림1). 정상적인 충전 후 4-채널 자극기는 2시간, 6-채널 자극기는 1시간 정도를 사용할 수

있다. 재충전할 시기가 되면 소리가 나도록 되어 있으며, 이 상태는 휴대용 전원 윗면에 표시된다(그림4, Red LED-CHARGE, Green LED-ON).

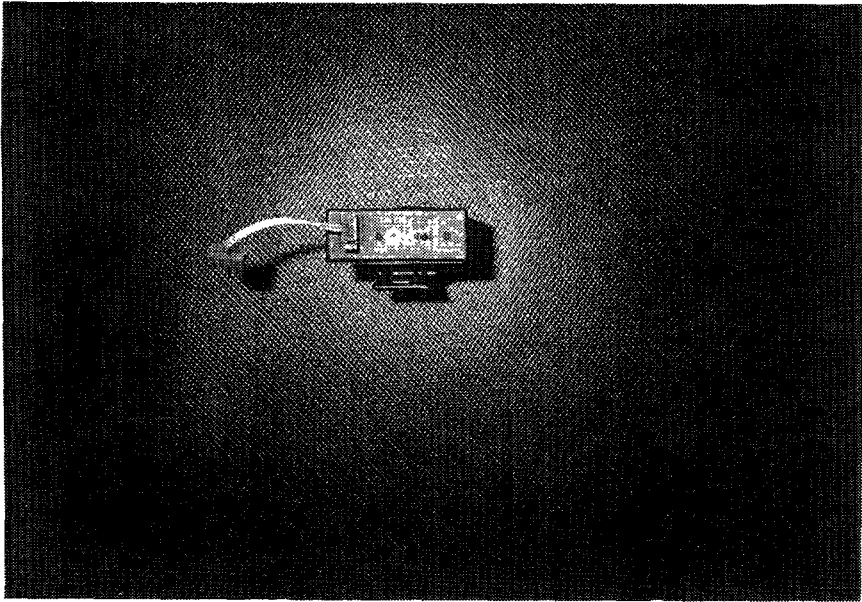


그림4. 휴대용전원의 윗면

## 3) 충전기

충전기는 휴대용전원을 재충전할 때 쓰이는 장치로 가정용 전원과 연결하여 사용하며(120 V, 60 Hz), 충전 시에는 휴대용전원에 빨간 불이 들어온다. 처음에는 12시간 정도를 충전하여야 하며, 휴대용전원에 “OFF CHARG” 위치에서 실시한다. 충전 중에는 자극기가 작동하지 않으며 휴대용전원을 켜고자 할 때에는 “ON” 위치에 두어야 한다.

## 4) 전선과 자극전극

전선은 자극기와 전극을 연결하는 장치로 한쪽은 본체에 다른 쪽은 전극과 연결한다. 이때에 왼쪽과 오른쪽, 근육군을 잘 구별하여

야 한다(검은색-왼쪽, 빨간색-오른쪽, 파란색-엉덩근육). 그리고 넙다리네갈래근(Quadriceps m.)을 자극하는 전선은 긴 것을, 짧은 것은 앞정강근(Tibialis anterior m.)에 부착한다.

전극은 표면전극(self-adhesive, reusable skin electrode)으로 4.5 cm×9.5 cm, 4.5 cm×4.5 cm의 두 가지 크기가 있는데 전자는 넙다리네갈래근에 후자는 경골신경과 엉덩근육을 자극할 때에 사용한다. 전극을 부착하기 전에 피부와 전극이 잘 접촉할 수 있도록 미리 알코올 솜으로 이용하여 피부를 닦아 내는 것이 좋으며(피부화상), 전극을 부착하기 전에 반드시 본체를 “OFF” 위치에 두어야 한다.

5) 동력선

짧은 것과 긴 것이 있는데 하나는 보행기로 보행을 할 때에, 다른 하나는 근력강화운동을 할 때에 사용한다.

6) 손잡이용 조절기와 보행기

보행기의 손잡이에는 본체와 동일한 방법으로 조절할 수 있는 키가 부착되어 있고 여기서 조절된 신호는 보행기에서 나온 연결선(cable)

을 통하여 본체의 "TO WALKER SWITCH"에 연결한다(그림5). 손잡이용 조절기의 오른쪽에는 "STAND/SIT, RIGHT STEP, INCREASE", 왼쪽에는 "LEFT STEP, INCREASE, DECREASE"의 버튼이 있다. 보행기의 종류(2.7kg)에는 reciprocating model, Non-reciprocating standard model, Non-reciprocating X-wide model이 있다.

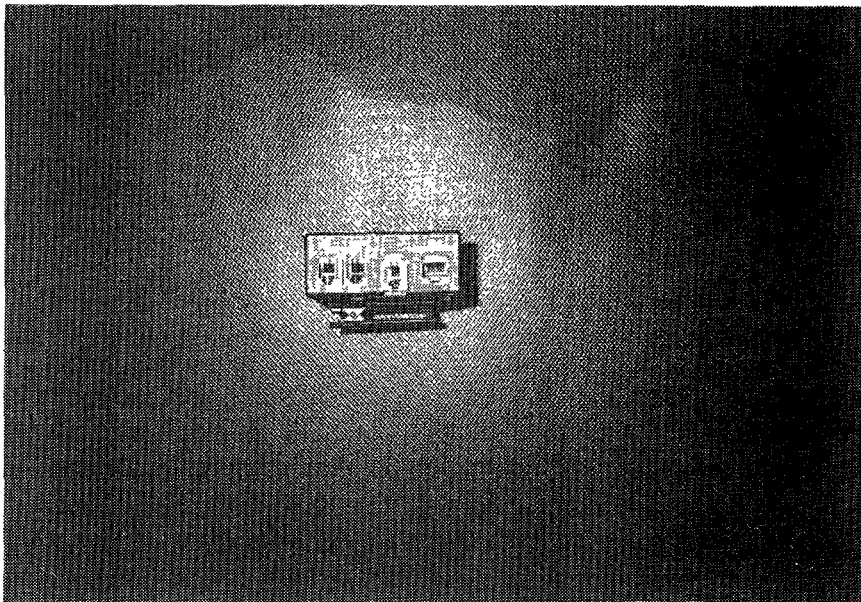


그림5. 자극기의 윗면

3. 근력강화운동과 서기

1) 전극부착 부위

넙다리네갈래근의 활성전극은 가쪽넓은근(vastus lateralis m.)의 바깥쪽에, 비활성전극은 우릍뼈 위쪽에 두었다. 그리고 넙다리네갈래근 모두가 수축할 수 있도록 충분한 거리도 유지하였다. 발뚧기는 굴곡도피반시를 이용하기 위해 활성전극은 종아리뼈머리(fibula head)와

앞정강근에 두고 시작하였으며 환자의 반응에 따라 전극을 옮겨가며 부착부위를 선정하였다(그림6).

본 연구에서는 환자의 골반과 몸통의 조절 능력이 불량하여 6-채널 자극기를 사용하여 큰볼기근과 중간볼기근을 자극하였다. 그러나서는 도중에 몸통조절이 잘되지 않으면 허리 부위로 전극을 이동시켰다.

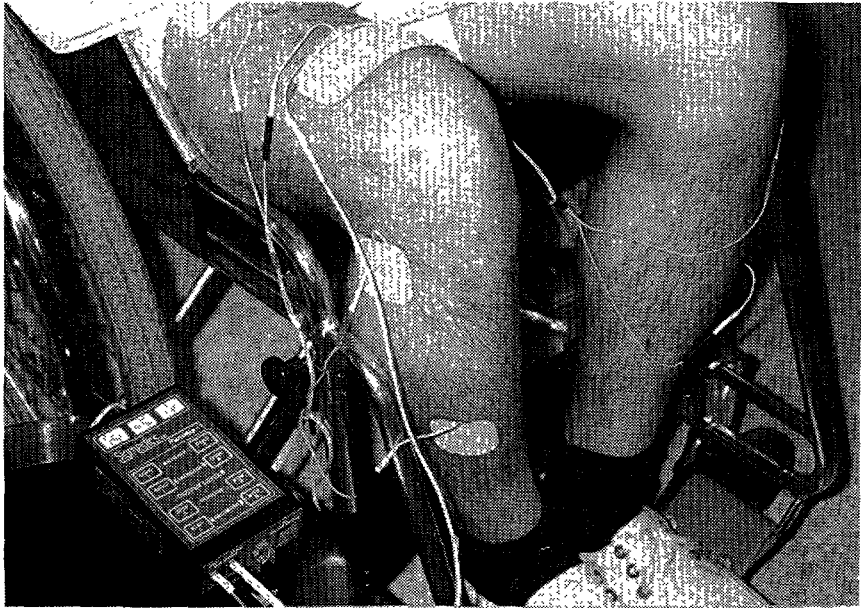


그림6. 근력강화운동의 자세와 자극전극 부착부위

### 2) 보행을 위한 근력강화운동

척수손상인이 서 있거나 앉을 때에 필요한 근육이 넓다리내갈래근이므로 먼저 등척성운동 방법을 이용하여 근력강화운동을 실시하였다. 치료는 환자를 발판을 제거한 의자차에 앉힌 상태에서 앞에 충격을 흡수할 수 있는 재질을 댄 나무판을 두고 무릎관절을 90° 굴곡시킨 상태에서 실시하였다(그림5). 1995년 3월 28일부터 무게를 달지 않고 전 관절가동범위를 유지하는 강도로 전류의 세기를 조절하여(본 환자는 초기 세기가 오른쪽이 95 mA, 왼쪽은 105 mA였다.) 자극하다가 전류의 세기와는 관계없이 변화의 정도가 일정하면 1kg씩 증가시켜, 근력강화운동을 시작한지 17일 만에 1kg으로, 5일 후에 다시 2kg로, 3일 후에는 3kg로 증가시켰다.

### 3) 서기

치료 30일째에 서기를 10분간 실시하였는데

균형을 잡거나 팔의 힘을 이용할 필요가 없고, 선 후에 바로 근피로가 오는 경우도 있어 먼저 평행봉에서 서기를 실시하였다. 그리고 평행봉 끝에 거울을 두어 환자가 일어나는 동작을 관찰 할 수 있도록 하였다. 일어서기 전에 환자를 의자차의 앞쪽으로 앉게 한 후에 평행봉을 팔로 잡고 몸을 앞으로 숙이게 하고, 발은 무릎관절 뒤쪽에 두어 무게중심이 발목관절에 위치하게 하여 넘어지지 않도록 하였다.

자극전극 부착부위는 근력강화운동에서 얻어진 전류의 세기와 자극부위를 기초로 하여 본체의 전류세기를 각 자극부위(넓다리내갈래근, 종아리근, 엉덩근)마다 조정하였다. 그리고 치료사가 본체의 "STAND/SIT"를 누르고 난 후에 "1-2-3"이라는 구령을 해주어 본체의 지연시간 동안 환자에게 준비자세를 취하도록 했으며, "3"이라는 구령에 일어서도록 하였다.

일어선 후에는 서기자세를 유지할 수 있도록

영덩관절을 과신전(C-curve)시켜 서도록 하였고, 피로가 나타나 무릎관절이 굽혀지거나 선 자세를 유지할 수 없으면 자극강도를 조정하였다(그림7). 그러나 너무 오래 서 있게 되면 전류가 많이 흐르게 되어 피로가 빨리 오고, 강도를 높여도 무릎이 더 이상 펴지지 않아 한 번에 너무 많은 시간을 서지 않고 횡수를 증가시켜 지구력을 기른 후에 시간을 늘려갔다.

앉을 때에는 의자차의 위치를 확인하고 치료사가 본체의 "STAND/SIT"의 조절기를 누른 후에 다시 지연시간 동안 구멍을 해주고 팔로 상체를 지탱하면서 고개를 앞으로 숙이고 몸을 뒤로 가면서 앉도록 하였다. 이때에 한정된 시간에 앉지 못하거나 둔부를 뒤로 빼지 못하면 주저앉을 수 있어 치료사가 벨트나 허리띠를 잡아주었다. 초기에는 너무 많은 시간을 서지 않도록 하였고 앉은 후에도 충분한

휴식을 취하게 하고 다시 일어설 수 있는지를 환자에게 물어보았다. 위치나 자세감각이 손상되어 균형을 유지하는 능력이 떨어지므로 위의 동작을 환자가 익숙해져 스스로 몸 조절을 할 수 있을 때까지 서기와 앉기를 반복하였다. 그리고 매 동작마다 정확한 지시를 해주어 당황해 하지 않도록 하였다.

이상의 동작을 환자가 무리 없이 수행한 후에는 보행기에서 서기를 시도하였다. 보행기의 나옴 cable을 본체의 "TO WALKER SWITCH"에 연결하고 조절용손잡이의 "STAND/SIT"를 누른 후에는 위의 방법과 동일하게 수행하도록 했으며 거울을 보고 근피로가 나타나면 환자 스스로 "INCREASE" 키를 이용하여 조절하도록 하였다. 점차로 환자가 조절하는 범위를 늘려 갔으며, 보행기를 이용하여 걷기 전에 손잡이용조절기를 조절할 수 있도록 한 팔 들기 등의 균형잡기 훈련도 실시하였다.

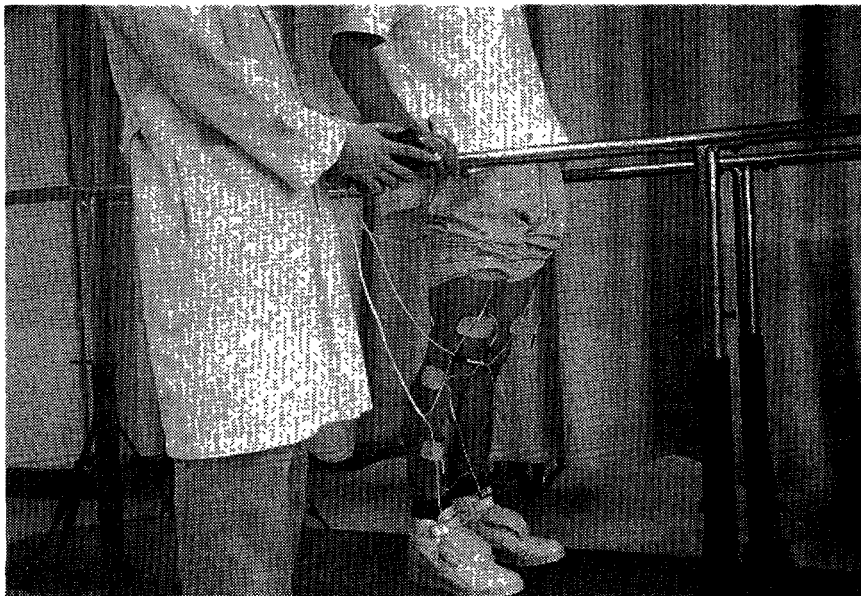


그림7. 서기의 자세



#### 4. 보행

##### 1) 전극부착 부위

자극전극의 부착부위는 특별한 문제가 없는 한 서기와 앉기 동작에서 자극한 부위를 사용하였으며 굴곡도피반사가 잘 나오지 않는 경우에만 부착부위를 조정하였다.

##### 2) 걷기

서기를 시작한지 13일째에 보행을 시도하였는데 이전의 방법과 동일하게 자극기의 매개 변수와 환자의 위치에 맞게 보행기를 조정하였다. 앞으로 가지고 갈 발을 먼저 알려준 후

에 “STEP”을 지속적으로 눌러 주어 몸통을 조절하도록 하였다. 환자가 조정이 끝난 의사 표시를 하면 경골신경으로 가는 전기자극을 하지 않았으며(키를 놓으면 자극이 차단), 바로 균형을 잡도록 하였다. 다음에는 반대편의 키를 누르면서 발을 띄도록 하였다(그림8). 돌기를 할 때에는 도는 방향의 발은 보폭을 줄이게 하고 반대편은 크게 하여 돌도록 하였다. 보행 도중에 환자가 힘들어하거나 어지러움을 호소하면 즉시 앉도록 하였다. 시간은 환자의 상태에 따라 결정하였다.

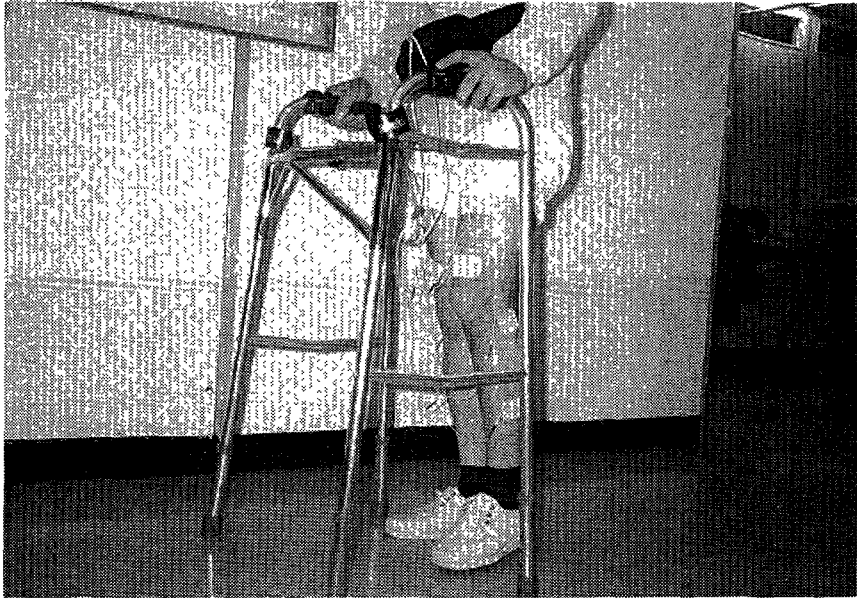


그림8. 걷기

### Ⅲ. 고찰

#### 1. 전극부착 부위에 대한 고찰

넙다리네갈래근은 서기나 보행에 있어 오랜 시간 동안 환자의 체중을 지탱하여야 하므로

전극부착 부위는 최소한의 자극강도로 최대의 근력이 형성될 수 있도록 전극을 부착하여야 하며, 자극을 하면 넙다리네갈래근 모두가 수축할 수 있도록 충분한 거리도 유지하여야 하고 넙적다리나 엉덩관절, 배의 다른 근육이 수축하지 않도록 주의해야 한다. 또한 유각기에

발을 앞으로 가져가기 위해서 강한 강도로 자극할 때에 엉덩관절이 굽혀 질 수 있는 부위를 찾는 것이 가장 이상적인 방법이다. Kralj (1989)는 비활성전극은 무릎뼈 7~10 cm 위에 활성전극은 이보다 7~10 cm 위에 두는 것이 효과적이라고 하였으며, Cybulski 등(1984)의 연구에서는 비활성전극은 무릎뼈에서 5 cm 위에 활성전극은 비활성전극에서 10~20 cm 위에 두었다.

유각기에 발을 앞으로 가져가기 위해서는 종아리와 발의 근육이 짧아져야 하는데 즉, 엉덩관절과 무릎관절, 발목관절에 반사적인 수축이 일어나도록 해야한다. 이는 다리의 감각신경을 전기자극하면(burst of electrical impulse) 굴곡도피반사가 일어나 나타나는 현상이다(Dimitrijevic과 Nathan, 1970; Dimitrijevic과 Nathan, 1971). 이러한 굴곡도피반사를 유도하기 위해 Kugelberg 등(1960)은 바늘전극으로 발가락, 발등, 발뒤꿈치, 발바닥, 둔부 등을 자극하였으며, Lee와 Johnston(1970)은 표면전극으로 후하퇴부, 발바닥, 발등을 매개변수를 달리하여 자극한 결과 발바닥이 가장 쉽게 굴곡 반사가 유도되는 것으로 보고하였다. 그리고 Kralj (1989)은 천비골신경, 총비골신경, 장딴지신경, 복제신경을 자극하여 맥동강도, 맥동기간, 맥동빈도와 자극시간, 자극부위와의 관계를 연구하였다. 본 연구에서는 초기에는 종아리뼈머리와 앞정강근(anterior tibialis m.)에 두고 시작하고 환자의 반응에 따라 전극을 옮겨가며 부착부위를 선정하였다. 그러나 표면전극의 단점인 부착부위가 고정되지 않아 반응이 일정하지는 않았다.

## 2. 근력강화운동에 대한 고찰

기능적 전기자극으로 근력을 강화시키기 위한 방법으로는 등척성운동, 등장성운동, 자전거 에르고미터(Bicycle ergometer)를 이용한 등속성운동이 있다. 등척성운동 방법으로 적용시킬 때는 Pery(1972)에 의하면 무릎관절을 30~60° 굴곡시킨 상태에서 자극하면 낮은 전류의 세

기에서도 보다 높은 근력을 얻을 수 있다고 하였다. 운동기간은 Rajko와 Pavla(1985)는 2~3개월 정도를 시행한다고 하였으며, 서는 시기는 Kradj와 Bajd(1989)는 넓다리네갈래근의 근력이 30~50 Nm는 되어야 한다고 하였으며, Cybulski(1984)는 40 Nm가 되어야 한다고 보고하였다. 그러나 환자의 근력이 적당하면 근력강화운동을 따로 시행하지도 않고 서기를 시작할 수 있다. 본 증례에서도 다리의 경직이 심하여(수정된 Ashworth 척도상 3) 조기에 서기를 실시할 수 있었다.

## 3. 서기에 대한 고찰

초기에는 서기에 필요한 최소한의 자극강도로 자극하고 피로가 나타나 무릎관절이 굽혀지면 자극 강도를 올려 준다. 그러나 너무 오래 서 있게 되어 전류가 많이 흐르게 되면 피로가 빨리 오게 되고 이때에는 자극강도를 올려도 무릎이 더 이상 펴지지 않게 된다. 따라서 한 번에 너무 많은 시간을 서게 하지 말고 피로가 나타나면 휴식을 취하게 하고, 횟수를 증가시켜 지구력을 기른 후에 시간을 늘려 간다(이재호, 1995).

## 4. 보행에 대한 고찰

보행방법에는 동작에 필요한 근육들을 직접 자극하여 걷는 방법(Marsolais와 Kobetic, 1983; Marsolais와 Kobetic, 1987)과 반사작용과 필요한 근육을 같이 자극하는 방법(Bajd 등, 1983; Braun 등, 1985), 그리고 넓다리네갈래근만을 자극하여 장하지보조기와 동일하게 보행하는 방법(Holle 등, 1984)으로 분류할 수 있다(Cybulski 등, 1984).

반사작용을 이용하는 방법의 4-채널 자극기의 경우에는 2-채널은 넓다리네갈래근을 자극하여 서고, 2-채널은 경골신경을 자극하여 굴곡도피반사에 의해 발목관절과 무릎관절, 엉덩관절 굴곡작용을 일어나게 한다. 즉, 걸을 때는 앞으로 가고자하는 다리의 스위치를 누르면 유각기 상태가 되고 상체로 몸을 조절하면서 발

뛰기를 하면 다시 양 넓다리네갈래근이 자극된다. 다음에 보행기를 앞으로 가져간 후 이상의 동작을 반복하여 보행을 하게 된다. 6-채널 자극기는 몸통의 조절능력이 불량한 경우에 사용하며 엉덩관절 신전근을 자극하여 입각기의 'C-curve' 을 유지하여 주는 역할을 하게된다. 이 방법의 장점은 표면전극을 이용할 수 있고 척수손상인이 쉽게 사용할 수 있다는 것이다. 그러나 굴곡도피반사가 모든 척수손상인에게서 동일하게 나타나지는 않는다. 반응이 나오지 않으면 발을 앞으로 가져갈 수가 없고 결국에는 보행을 할 수 없게 된다. 또한 삼입전극이나 경피전극과 같이 좋은 반응을 얻을 수 없다는 것이다(Marsolais와 Kobetic, 1988).

#### IV. 결론

척수손상인이 보조기나 목발을 사용하는 방법은 착용시간과 에너지 효율성 등의 문제가 있고 의자차는 에너지 효율성의 문제는 해결해 줄 수 있으나 기능성과 실용성의 한계가 있다. 또한 척수손상인들의 최대 희망사항은 다시 걷고자 함일 것이다. 이와 같이 기능적 전기자극은 생리적 및 신체적 효과와 더불어 정신적 효과도 있을 수 있다.

본 25세 남환은 교통사고로 인하여 1995년 3월 28일부터 기능적 전기자극 치료를 시작하였으며 4주 동안에는 근력강화운동을 실시하였고 치료시작 30일째에 서기를 하였다. 그리고 43일째에 걷기를 시도하였으며 1996년 2월 14일 퇴원할 때는 100 m의 거리를 20여분에 걸쳐 보행을 하였다.

기능적 전기자극기가 신빙성 있는 전극의 개발, 제어시스템 및 센서, 다채널 전기자극의 개발, 컴퓨터 모델, 근육의 피로를 줄일 수 있는 방법의 개발 등의 문제가 남아있지만 근육의 수축성유지나 이동, 보행 등의 많은 도움을 줄 수 있는 치료 방법이기를 기대한다. 또한 우리나라에서도 이분야에 대한 많은 연구와 개발이

이루어지기를 희망한다.

#### 인용문헌

- 이재호. 기능적 전기자극 I: 척수손상환자의 기능적 보행을 중심으로. 한국전문물리치료학회지. 1995;2(1):62-70.
- 이재호. 기능적 전기자극 II: 척수손상환자의 기능적 보행을 중심으로. 한국전문물리치료학회지. 1995;2(2):85-97.
- Bajd T, Kralj A, Turk R, et al. The use of a four-channel electrical stimulator as an ambulatory aid for paraplegic patients. *Phys Ther.* 1983;36:711-719.
- Braun Z, Mizrahi J, Najenson T, et al. Activation of paraplegic patients by functional electrical stimulation training and biomechanical evaluation. *Scand J Rehabil Med Suppl.* 1985;12:93-10.
- Cybulski GR, Penn RD, Jager RJ. Lower extremity neuromuscular stimulation in cases of Spinal cord injury. *Neurosurgery.* 1984;15:132-146.
- Dimitrijevic MR, Nathan PW. Studies of spasticity in man: 4. Changes in flexion reflex with repetitive cutaneous stimulation in spinal man. *Brain.* 1970;93:743-768.
- Dimitrijevic MR, Nathan PW. Studies of spasticity in man: 5. Dishabitation of flexion reflex in spinal man. *Brain.* 1971;94:77-90.
- Holle J, Frey M, Gruber H, et al. Functional electrostimulation of paraplegics: experimental investigations and first clinical experience with an implantable stimulation device. *Orthopedics.* 1984;17:1145-1156.
- Jaeger RJ, Yarkony GM, Roth EJ. Rehabilitation Technology for standing and walking after spinal cord injury. *Am*

- J. Physics Med Rehabil. 1989;68:128-133.
- Jaeger RJ. Lower extremity applications of functional neuromuscular stimulation. Assist Technol. 1992;4:19-30.
- Kralj A, Bajd T. Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury. CRC Press, Inc. 1989.
- Kugelberge E, Eklung K, Grimby L. An electromyographic study of the nociceptive reflexes of the lower limb-mechanism of the plantar responses. Brain. 1960;82:394.
- Lake DA. Neuromuscular electrical stimulation: an overview and its application in the treatment of sports injuries. Sports Medicine. 1992;13:320-336.
- Lee Kyu-ha, Johnston R. Electrically induced reflex in gait training of hemiplegic patients: induction of the reflex. Arch Phys Med Rehabil. 1976;57:311-314.
- Marsolais EB, Kobetic R. Functional walking in paralyzed patients by means of electrical stimulation. Clin Orthop. 1983;175:30-36.
- Marsolais EB, Kobetic R. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. J Bone Joint Surg. 1987;69:728-733.
- Marsolais EB, Kobetic R. Development of a practical stimulation system for restoring gait in the paralyzed patient. Clin Orthop. 1988;233:64-74.
- The Parastep<sup>®</sup> system user's manual, Sigmedics, Inc.