

## 기능적 전기 자극에 대한 고찰

경기대학교 대학원 물리학과

임종수 · 김순희 · 송영화

### A Study on the Functional Electrical Stimulation

Lim, Jong-Soo • Kim, Soon-Hee • Song, Young-Wha

*Graduate School of Kyonggi University*

#### — ABSTRACT —

Functional Electrical Stimulation (FES) is used for muscle reeducation, reduction of spasticity, delay of atrophy, and muscle strengthening. FES stronger stimulation than other forms of electrical stimulation. The efficacy of FES in improving function has been substantiated in the literature.

Treatment programs employing FES - activation of muscular tissue through the intact peripheral nervous system - can be broken into five major categories, according to the goal of treatment. These broad areas would include the use of FES to: (1) a direct excitation onto the alpha motoneuron, through peripheral stimulation of the Ia myotatic sensory system and ascending afferent information, which will be integrated at conscious and subconscious level of the CNS. (2) The quality of a stimulated muscle contraction is determined by combination of many parameters, including stimulus amplitude, pulse duration, stimulus frequency, and duty cycle. (3) A unit that has a pulse duration between 200 and 400  $\mu$ sec will be more than adequate for FES applications. (4) The neuromuscular plasticity is critically important to return of function using muscle re-education and facilitation applications. (5) Prior to using FES as an electrical orthosis, the patient should build up endurance in the muscles to be stimulated during the gait cycle.

# 차 례

## I 서 론

## II 본 론

1. 기능적 전기자극의 생리학적 기전
2. 기능적 전기자극 치료기의 구성
  - 1) 전기자극 발생기
  - 2) 전극의 형태
  - 3) 전극의 배치
  - 4) 스위치
3. 자극의 변수들
  - 1) 파형
  - 2) 진폭
  - 3) 위상기간과 펄스기간
  - 4) 활동주기
  - 5) 기율기 시간과 기율기 변조

## III 고 찰

## IV. 결 론

## I 서 론

기능적 전기 자극이란 용어는 Liberson(1961)에 의해 처음으로 기능적 전기치료(functional electrotherapy)로 기술되었다가, 1962년에 기능적 전기 자극(functional electrical stimulation)으로 명명되었다. 그리고 1967년 Gracianin F(1967) 등에 의하여 "기능적 전기 자극이란 더 이상 수의적으로 조절할 수 없게 된 근육에 전기 자극을 가하여 근육 수축을 유발함으로써 기능적으로 유용한 동작을 만들어 내는 치료법袖蘭筋 정의되었다. 즉 기능적 전기 자극은 편마비환자나 뇌성마비, 척수손상 등에서와 같이

상운동신경원(upper motor neuron)의 조절기능은 상실되었으나 하운동신경원(lower motor neuron)이 정상인 환자에게 적용하는 치료법이라는 점이 다른 신경근 전기 자극법과는 구별되는 특징이다.

하반신마비(paraplegia)환자에게 기능적 전기자극을 처음으로 시도한 사람은 Kantrowitz A(1963)였는데 그는 표면전극으로 T3 척수손상환자의 대퇴사두근과 둔근을 자극하여 수분동안 환자가 혼자 서 있게 하는데 성공하였다. 그후 캘리포니아의 Rancho Los Amigos 병원에 근무하던 Wilemon W. K(1970) 등과 Reswick J. B(1972)가 각각 1970년과 1972년에 역시 비슷한 방법을 사용하여 환자의 독립적인 활동을 증진시키는데 성공하였다. 이들 모두 무릎 신전근과 고관절 신전근을 수축시키기 위하여 대퇴신경과 둔부신경에 자극기를 삽입하여 펄스폭과 주파수가 각각 0.3ms와 20-25Hz인 전류로 자극하였는데 T5 하반신마비환자가 무릎을 완전히 편 채로 걸을 수 있었다고 하였다. 그리고 이미 위축된 근육을 하루에 12시간 정도 전기적으로 자극하는 훈련프로그램을 2개월 이상 시행한 결과 근육을 수축시킬 때 나타나는 피로시간을 15초에서 2시간으로 늘릴 수 있었다고 하였다.

환자가 일어서고 다리를 편 상태에서 걸을 수 있는 삽입형 다채널(multichannel) 기능적 전기자극은 Brindly(1979) 등에 의하여 개발되었다. 그는 무선 수신기와 전극을 전선으로 연결하고 체내에 삽입하여 대퇴신경과 상둔 및 하둔신경을 자극하였다. 삽입형 기능적 전기자극 시스템을 사용한 두 명의 하반신마비환자들 중 한 명은 35분 동안 서 있거나 15분 정도 걸을 수 있었으며, 다른 한 명은 75분간 서 있을 수 있었고 보행 시간은 5분 정도 이었다. 그러나 Cooper E. B(1973) 등은 하반신마비환자에게 기능적 전기자극을 가했으나 별 효과를 보지 못했다고 발표하기도 했다.

그후 이러한 논쟁은 부상 원인이나 손상을 입은 후 경과한 시간, 척수 수준, 성별, 연령 등을 고려하지 않은 상태에서 연구가 진행된 결과 때문이라는 사실이 여러 연구 보고서에서 밝혀졌다. 즉 모든 환자에게 적용하여 효과를 볼 수 있는 것이 아니라 특별히 효과가 있는 기능적 전기자극에 대한 적응 환자가 있다는 것이다. 이 분야의 연구를 주도한 사람은 Kralj A(1973) 등으로 각기 부상원인, 손상을 입은 후 경과한 시간, 성별, 연령이 다른 하반신마비환자 50명을 대상으로 기능적 전기자극을 가하여 그 결과를 분석하여 T12보다 위 부분에 손상을 입은 환자의 대부분은 근육의 수축에 효과가 있었으며 피로에 대한 저항성도 증가한다고 발표하였다.

1979년에는 보조 기구를 사용하지 않고 기능적 전기자극에 의해서만 오랜 시간 동안 기립자세를 유지하는 방법이 Kralj A(1973)등에 의해 성공을 거두었으며 1980년에는 역시 같은 연구진에 의하여 하반신마비환자가 두발로 걷는 쾌거를 이루었다. 이 때 처음으로 도입된 방법이 유각기에서 굴곡반사작용(flexor reflex)을 이용하는 것이었다. 그러나 이러한 시도는 실험실 수준을 벗어나지 못하다가 1987년에 이르러서야 Petrofsky J. S(1984) 등에 의하여 발표되었던 표면전극을 통한 기능적 전기자극이 약 70명의 척수손상환자의 일상생활에 이용되기 시작하였다. 이들 연구팀의 보고에 의하면 70명 가운데 10명은 실외에서도 목발과 기능적 전기자극을 이용하여 보행을 할 수 있었으며 또 다른 10명은 보행보조기(walker)와 기능적 전기 자극을 이용하여 실내에서 보행을 할 수 있었다고 했다. 그후 계속된 연구의 결과로 1986년에는 소위 자세 교환법(posture switching)이라고 명명된 새로운 방법이 개발되었다. 이것은 하나의 근육군을 지속적으로 자극하는 대신 여러 근육을 교대로 자극하는 방법인데 이 방법을 시행했을 때 환자가 서 있는 시간이 더 길어졌다고 하였다.

기능적 전기자극이 현재 기술적인 몇 가지 문제점을 가지고 있는 것은 사실이지만 지금까지 살펴 본 여러 연구 결과들에 의하면 척수손상을 입은 하반신마비환자에게 일정 부분에서 도움을 주거나 편마비환자에서 보행을 개선하는 등의 효과를 가져올 수 있을 것이라는 것은 의심의 여지가 없다. 국내에서도 이러한 중요성을 반영하여 이미 기능적 전기자극이 보험으로 급여되고 있다. 그러나 국내에서는 아직 기능적 전기자극법에 대한 연구가 초보단계에 머물고 있어 조금이나마 도움을 주고자 본 연구를 실시하게 되었다.

## II. 본 론

### 1. 기능적 전기 자극의 신경생리학적 기전

기능적 전기 자극과 관련된 신경생리학적인 기전에는 인간의 의지(volition)나 혹은 반사 자극으로 인해 운동신경원이 활성화됨으로써 일어나는, 근육의 장력과 수축 그리고 기능적 전기자극에 의해 고유수용성 반사기전(proprioceptive reflex mechanism)이나 근피성 반사기전(musculocutaneous reflex mechanism)등이 활성화된 결과로 일어나는 근육의 장력과 수축을 모두 포함하고 있다.

구심성 기능적 전기자극에서 나타나는 촉진과 억제 효과는 Ia 섬유군을 통해 유입되는 구심성 자극이 협력근에서는 운동 활성화(motor activity)를 촉진시키고 길항근에서는 억제시킨다고 하는 사실을 발견한 Lloyd의 실험과 이중상반신경지배(double reciprocal innervation)를 이용해 울동적인 alternating stepping movement를 설명한 Sherrington의 연구로서 설명될 수 있다. 특히 양측 교대 기능적 전기 자극(bilateral alternating FES)시 비골신경의 전기자극으로 유발되는 alternating stepping movements는 Sherrington의 이중상반지배가 이용된 대표적인 경우이다. 이러한 사실들은 기능적 전기자극

이 보행시 나타나는 신경과 근육들 사이의 신경생리학적 과정을 적절히 조절함으로써, 우리는 굴곡근과 신전근, 협력근과 같은 근육의 작용기전을 조절하여 환자의 보행에 도움을 줄 수 있다는 가능성을 엿보게 하는 것이다.

한편 기능적 전기자극이 근육의 활동을 직접 조절하는 것이나 간대경련(clonus)과 같은 반사적 운동활동(reflex motor activity)에 영향을 미치는 현상은 Lloyd T(1986) 등의 연구에 의해 설명할 수 있지만, 사용을 정지한 후에도 계속되는 효과는 단일연접 반사기전과 소수신경연접반사기전(mono-and oligosynaptic reflex mechanisms), 또는 말초신경이나 근육 자체의 특수한 성질만으로는 설명할 수 없다. 인위적으로 조절된 구심성자극이 중추신경계로 수 없이 반복 유입됨으로써 형성되는 운동패턴은 고유수용성 기전의 활성화를 가져오고 수의적 조절의 개선과 보행, 그리고 자세에 대한 잠재기억(engrams)을 형성시키는데 공헌한다. 이러한 사실을 통하여 우리는 기능적 전기자극의 사용을 정지한 후에도 장시간에 걸쳐 나타나는 효과가 손상분절과 상위분절(suprasegmental) 사이에 있는 개재신경망(interneuron networks)의 기능적인 재조직과 유입되는 구심성 자극을 통한 망양체(reticular formation)의 학습과정의 결과라고 추정할 수 있다.

신경경로가 정상적으로 보존되어 있을 때는 피질하부(subcortical)의 흥분과 억제기전 그리고 운동기능의 조절을 위한 대뇌와 소뇌기전에도 상당한 영향이 있다. 기능적 전기자극의 적용에 의해서 회복되는 운동기능의 개선 정도는 감각-운동통합(sensory-motor integration)의 수준과 관련된 손상의 위치, 손상의 정도, 뇌 운동기능(cerebral motor functions) 발달 잠재력, 그리고 소뇌반구(minor hemisphere)의 등위공간영역(equipotential empty areas)의 사용 가능성 등에 달려 있다는 것은 의심의

여지가 없다.

## 2 기능적 전기 자극 치료기의 구성

### 1) 전기자극발생기

기능적 전기 자극이 사용되기 시작하던 초기에는 0.3 - 0.6 ms의 자극시간과 20 - 100Hz의 주파수 그리고 1.8 sec 이상의 훈련기간(train duration)을 제공하는 지수함수적인 형태의 파형이나 직각파를 발생시키는 발생기들이 많이 사용되었다. 그러나 오늘날에 와서는 매우 다양한 자극시간과 주파수 그리고 파형을 갖는 발생기들이 시판되고 있다. 그러므로 치료사는 사용목적에 따라 적절한 발생기를 선택해야 한다. 대부분의 기능적 전기자극기는 훈련 초기에는 진폭(amplitude)이 서서히 증가되고 훈련의 끝단계에서는 진폭이 서서히 감소되는 형태의 진폭 변조(amplitude modulation)를 시행한다. 주파수를 변화시키는 주파수 변조(frequency modulation)의 경우는 훈련 초기에는 주파수가 증가되고 훈련의 끝단계에서는 감소되는 시스템으로 되어 있다. 하지만 이들 역시 치료의 목적이나 환자의 병명 등에 따라 다양한 선택을 할 수 있다. 기능적 전기자극기는 일정한 출력 전압과 전류를 지속적으로 유지할 수 있는 것이어야 한다.

### 2) 전극의 형태

전극은 은 테이프 전극(silver tape electrode)에서 부터 인공 포말(artificial foam electrode)까지 매우 다양하다. 초기의 전극들은 전도성의 금속을 물에 축축하게 적신 스폰지(sponge)나 펠트패드(felt pad)로 감싼 형태로 만들어졌다. Nelson HE(1980) 등은 이러한 전극 시스템은 피부와 전극 사이에 발생하는 저항(skin-electrode impedance)을 감소시키는 목적을 잘 충족시키는 반면, 환자 몸의 윤곽에 전극을 맞추기가 어렵고, 움직이는 동안 불안정한 단점이 있다고

하였다. 이러한 단점을 개선하기 위하여 Carbon-impregnated silicon-rubber electrodes가 개발되었는데 이 전극은 모양과 크기를 다양하게 만들 수 있고 매우 유연하기 때문에 신체의 어떤 위치에서도 꼭 맞게 적용할 수 있는 장점이 있다. 하지만 이것은 전극으로부터 환자의 피부로 전류를 이동시키기 위해서는 전도성 접촉면(conductive interface)이 필요하다. 전도성 젤(conductive gel)이나 karaya 패드, 그리고 synthetic copolymer gel 패드 등이 오늘날 사용되고 있는 전도성 접촉면의 예이다. 합성된 copolymers는 보통 전도성과 점착성이 있기 때문에 피부 자극의 원인이 될 수 있다. 자극을 오랜 동안 실시해야 할 경우에는 피부의 자극을 막기 위해 전도용 젤리나 염수(saline solution)보다는 순수한 물(plain water)을 사용하는 것이 더 좋다.

### 3) 전극의 배치(Electrode Placement)

한 전극을 운동점에 놓고 다른 한 전극은 운동점으로부터 멀리 떨어진 곳에 배치하여 자극하는 방법을 단극성 자극(monopolar stimulation)이라 하고, 한 쌍의 전극을 활성화 시키기 위한 근육이나 근육군에 배치하여 자극하는 방법을 이극성 자극(bipolar stimulation)이라고 한다.

Griffin JE, Karselis TC(1978)는 이극성 배치(bipolar placements)는 전류를 자극시키기 위한 근육에 잘 도달시킬 수 있기 때문에 신경근 전기자극에서 가장 많이 이용되고 있다고 하였다. 이것을 McNeal DR, Baker LL(1988)은 각각의 전극 밑에서 발생하는 전류밀도가 낮기 때문에 자극시 편안한 경피 감각(cutaneous sensation)을 느끼기 때문이다.

반흔조직(scar tissue)이나 뼈의 돌기부위(bony prominences)는 저항이 정상적인 피부나 근육에서 보다 증가되기 때문에 활성전극의 배치는 피하는 것이 좋다. 전도성(Conductivity)은 조직 속에 들어 있는

수분과 이온의 종류, 양에 관계가 있다. 근육은 좋은 전도체인데 Shriber WJ(1975)는 특히 근섬유가 달리는 방향과 평행하도록 전류를 통전시킬 경우 더욱 좋다고 하였다. 예를 들면, 상완이두근이나 상완 삼두근과 같은 긴 근육들을 자극할 때 한 전극은 근위부에 배치시키고 다른 하나는 말초부에 배치시킨다.

### 4) 스위치(The Switch)

기능적 전기자극에 사용하는 스위치는 매우 다양하다. 그중 하지에 가장 흔히 사용되는 형태는 발뒤꿈치(heel)나 중족(midfoot), 혹은 구두의 안창(insole)에 설치한 스위치 들이다. 설치 위치는 보행주기의 어느 단계에서 자극이 주어지기를 원하는가에 따라 달라진다. 예를 들어 발뒤꿈치 닿기가 시작될 때 자극이 주어지기를 원하면 발뒤꿈치에 스위치를 장착하고, 입각기의 발바닥 닿기(mid-stance)에서 자극이 주어지기를 원하면 중족에 설치한다.

## 3. 자극의 변수들

### 1) 파형(WAVEFORMS)

McNeal DR, Baker LL(1988)은 대칭성 이상성 정사각형파가 단일위상파형(monophasic waveform)에 비해 동일하게 주어진 전류강도에서 20 - 25% 정도 더 큰 근력을 생성시킬 수 있다고 하였다. Baker LL, Bowman BR, McNeal DR(1988)은 23명의 여성을 대상으로 한 연구에서 27Nm의 염전 출력(torque output)이 대퇴사두근에서 발생되도록 하기 위하여 비대칭성 이상성 직사각형파와 대칭성 이상성 직사각형파로 자극하였을 때 대부분 대칭성 이상성 정사각형파에서 좀더 편안한 감각을 느낀다고 보고하였다.

Baker LL, Bowman BR, McNeal DR(1988)은 43명의 여성을 대상으로 한 또 다른 연구를 통하여 단

상성 짝 파(monophasic-paired spike)와 변조 정현 파(modulated sine wave) 혹은 정현파(sine wave)와 정형중주파(square medium-frequency wave-forms)를 이용하여 대퇴사두근을 자극하였을 때는 비대칭성 이상성파에서 더욱 편안한 느낌을 느낀다고 하였다. 근육의 크기와 관련된 비슷한 연구에서는 대퇴사두근과 같이 큰 근육을 자극할 때는 대칭성파를, 그리고 수근관절 굴곡근이나 신전근과 같은 작은 근육을 자극할 때는 비대칭성파를 좋아한다고 하였다. 그리고 비대칭성 이상성 파형의 전류를 주파수를 각각 다르게 하여 초당 30, 50, 100pps로 적용하였을 때는 높은 주파수를 선호하는 경향이 있다고 하였다.

## 2) 진폭(강도) [AMPLITUDE (INTENSITY)]

전류의 강도(intensity)나 진폭(amplitude)은 대부분 동의어로 쓰이는데 진폭이란 기준선(등전위선, isoelectric line)으로부터 편위된(deviates) 파형의 높이를 말한다. 대부분의 자극장치들은 100mA의 최대 출력(maximum output)을 가지고 있다.

치료사가 원하는 근반응을 일으킬 수 있는 전류강도는 환자마다 피부저항이 다르기 때문에 서로 차이가 있다. 한 예로 비만환자의 경우 피부와 근육 사이에 있는 피하지방층이 너무 두꺼워 운동신경을 자극하는데 어려움을 겪거나 경우에 따라서는 실패할 수도 있다.

## 3) 위상기간과 펄스기간[PHASE DURATION and PULSE DURATION]

대부분의 신경근 전기자극 장치들은 0.2 - 0.4ms의 고정된 위상시간(fixed-phase duration)을 가지고 있다. 이것은 Gracanin F, Trnkoczy A(1975)에 의하면 전기적으로 근수축을 유발시킬 때 0.3ms의 위상기간이 0.05ms나 1.0ms의 위상기간보다 편안한 느낌을 주기 때문이라고 하였다.

펄스기간이 짧을 때는 진폭을 높게, 그리고 펄스기

간이 길 때는 진폭을 낮게 조절한다. 펄스기간을 500 $\mu$ s 이상으로 증가시키면 근반응은 더 이상 증진되지 않는다. 일반적으로 신경근전기자극기들은 20 - 500 $\mu$ s 사이의 펄스기간을 가지고 있으며 200 - 400 $\mu$ s 사이의 펄스기간이 가장 적절한 펄스기간으로 알려져 있다. 통증을 일으키지 않으면서 근수축을 유도할 수 있는 전기자극에 대해서는 아직도 연구가 진행중이다.

## 4) 활동주기 [DUTY CYCLE]

최적의 신경근전기자극 프로그램을 실행하기 위해서는 주파수와 활동주기를 반드시 함께 고려해야 한다. 10명의 건강한 여성을 대상으로한 Cole KE(1987) 등에 의하면, 대퇴사두근을 여러 가지 활동주기로 자극하고 대퇴사두근의 염력출력(quadriceps torque output)을 일정한 시간이 지나 측정하였을 때, 30pps의 주파수와 1 : 3의 활동주기로 자극하였을 때와 50pps 주파수와 1 : 7의 활동주기 또는 1 : 10의 활동주기로 자극하였을 때의 염력(torques)은 통계학적으로 큰 차이가 없는 것으로 나타났다. 그러므로 치료 중 근피로가 나타나면 단락시간을 증가시키거나 주파수를 낮춤으로써 피로를 예방할 수 있다.

## 5) 기울기 시간과 기울기 변조[RAMP TIME and RAMP MODULATION]

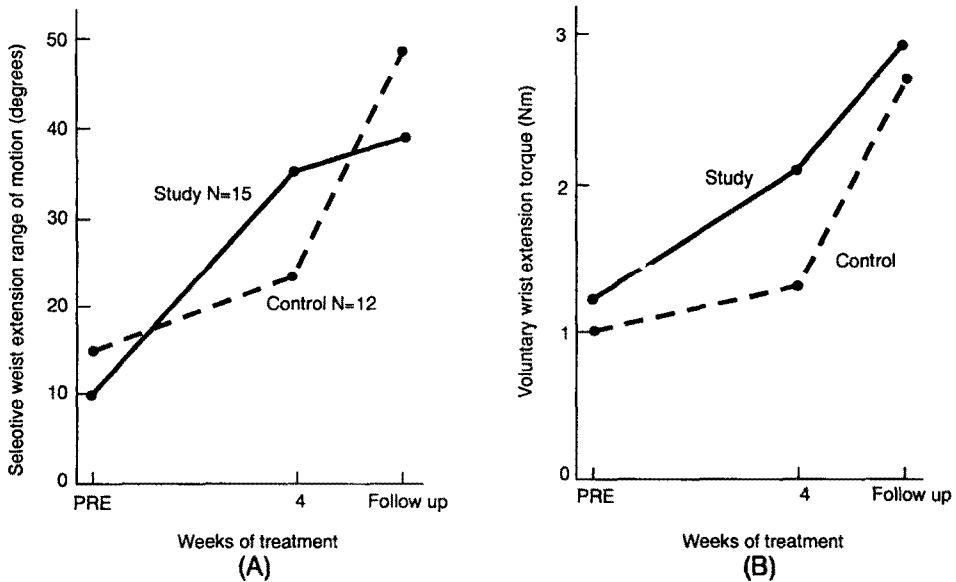
기울기는 전류가 흐르기 시작하여 영점에서 최고점에 도달하거나 또는 최고점에서 영점으로 되돌아 올 때 얼마나 빠르게 혹은 늦게 일어나는가를 보여주는 것이며 이 때 걸리는 시간을 기울기 시간이라고 한다. 기울기는 환자에 대한 자극이 부드럽게 시작되어 부드럽게 끝날 수 있게 한다. 그리고 근육이 순차적으로 수축하게 하여 환자가 근수축에 적응할 수 있도록 한다. 즉 기울기를 잘 이용하면 수의적인 수축과 매우 흡사한 근수축을 만들어 낼 수 있다.

### III. 고찰

아직까지 정확한 기전이 밝혀지지는 않았지만 신경계는 끊임없이 외부자극에 적응하여 새로운 시냅스를 만들어 내고 있다고 한다. 시냅스의 이런 재구성(reorganization)을 Bishop B(1981)는 신경가소성(neural plasticity) 이라고 하였다. 또한 최근의 Bishop B(1982)연구에 의하면 말초와 중추신경계는 주어진 자극에 대한 반응을 통하여 측부발아(collateral sprouting)의 진행(processes)과 신경연접부 재

생(synaptic reclamation)을 일으킴으로서 현저한 회복이 가능할 수도 있다고 하였다. 하지만 이것은 어디까지나 하나의 가정 내지는 특수한 실험의 결과이지 완전한 자연발생적 회복(complete spontaneous recovery)이 중추신경계에서 규칙적으로 일어난다는 것을 증명하는 것은 아니다. 어찌 되었든 신경가소성에 대한 이론은 신경근 재교육과 축진을 사용하여 기능을 회복시키는데 있어서 매우 중요하다.

Craik RL(1982)은 중추신경계가 손상을 당하고 말초신경계가 완전한 환자에게 말초신경을 통하여 근육



A. Selective Range of Motion

	Pre	4	Follow-up	
Study	9,7±3,3	34,8±7,9	37,7±5,2	N=15
Control	14,4±5,6	24,3±7,2	47,4±6,8	N=12

B. Torque

	Pre	4	Follow-up	
Study	1,33±0,42	2,23±0,55	2,89±0,62	N=15
Control	1,01±0,23	1,38±0,34	2,51±0,49	N=12

Figure 1. The effect of a feedback-stimulation treatment program on selective range of motion (A) and torque (B) at the wrist in hemiparetic patients. Control subjects were treated with traditional facilitation techniques. Measurement were taken prior to the initiation of treatment, after 4 weeks of treatment, and 6 months to 1 year after termination of treatment. Means and standard error of the mean are represented.

을 전기자극하는 것은 신경근 가소성(neuromuscular plasticity)을 증강시키기 위함이라고 하였다. Salmons S, Henriksson J(1981)는 말초신경의 오랜 전기자극을 통하여 유도된 가소성의 기능은 피로에 좀 더 강한 근섬유(more fatigue-resistant muscle fiber)들이 골격근에서 나타나는 것을 관찰함으로써 증명할 수 있다고 하였다.

신경근전기자극은 운동조절을 위한 새로운 도구로써도 사용할 수 있다. Howson DC(1978)는 가벼운 접촉(light touch)이나 타진(tapping)과 비슷한 지각(perception)을 이끌어 낼 수 있을 만큼 충분한 강도로 피부를 통하여 적용된 전기자극은 A-beta(Group II) 섬유를 포함하는 감각신경섬유를 활성화시킨다고 하였다. 전극은 손상된 근육에 배치시키며 전류강도는 감각역치(sensory threshold)에 맞춘다. 이때 환자는 감각(sensation)을 인지할 수는 있으나 근수축을 관찰할 수는 없다. 자각(awareness)의 증진이나 기능의 개선을 위해서는 3 - 10pps 정도의 낮은 펄스율이나 30 - 100pps의 보다 높은 강축 펄스율이 추천되고 있다.

Teng EL(1976)등의 연구에 의하면 근육이 침범된 편마비 환자들을 대상으로 전극을 이식하여 실시한 신경근전기자극이 수의적 운동조절을 증가시키는데 있어서 생체궤환 근전도(electromyographic biofeedback)를 이용한 치료에서보다 효과가 적은 것으로 나타났다. 이것은 전기자극으로부터의 감각 유입이 이식된 전극에서 최소화되기 때문이 아닌가 생각되고 있다.

(figure 1)은 Bowman BR, Baker LL, Waters RL(1979)이 생체궤환 프로그램을 사용한 후 나타난 결과를 보고 한 것으로 편마비 환자의 손목관절에서 선택적 운동범위의 염력증가가 있음을 알 수 있다.

신경근전기자극 후에 나타난 운동조절의 개선효과는 McNeal DR(1977), Baker LL(1979), Carnstam

B, Larsson L-E(1977) 등, Gracianin F(1978)에 의하여 입증되었다. 그 중 중요한 몇 가지를 살펴보면 다음과 같은 것들이 있다. 첫째는 전기자극에 의한 직접적인 근수축이 근방추(muscle spindles)나 골지건기관(Golgi tendon organs)으로부터의 구심성 정보를 중추신경계에 제공함으로써 촉진과 억제적 재정립 과정에 공헌한다는 가정이며 둘째는 반복적인 근육의 활동이 운동잡재기억(motor engram)을 활성화하여 새로운 운동패턴에 적응할 수 있는 중추신경계의 능력을 배양한다는 것이다.

Levin MG, Knott M, Kabat H(1952) 등은 경련성근육을 이완시키고 길항근의 수축력을 촉진시키기 위해 100pps의 이상성 전류를 이용하여 길항근에 강축을 유발하였을 때 편마비나 양하지마비 혹은 다발성 경화증 환자에서 경련성의 감소와 함께 관절가동범위의 증가 그리고 사지 기능의 개선이 일어났다고 보고하였다. 이 결과로부터 그들은 길항근의 활성(activity)이 증가되면 경련성 주동근의 억제가 일어난다는 가설을 세웠다. Benton LA(1981), Fulbright JS(1984), Alfieri V(1982)는 일반적으로 경련성의 감소를 위해서는 약 10 - 50분 정도의 전기자극을 가하는데 이것은 여러 실험들의 결과로부터 얻어진다고 하였다.

Robinson CJ, Kett NA, Bolam JM(1988)은 12명의 척수손상환자 경련성 대퇴사두근에 100mA의 전류강도와 20pps의 주파수, 0.5ms의 위상기간(phase duration) 그리고 각각 2.5초의 통전/단락시간(on and off)을 갖는 전류로 자극하였을 때 최대 수축강도를 얻었다고 하였다. 경련성의 감소는 초기 수준의 경련성을 동반한 환자에서 가장 크게 감소되었다. 그러나 이러한 효과의 지속시간은 대부분 24시간 이내였다. 이들은 조건이 유사한 또 다른 환자들에게 적용한 장 기간의 자극프로그램(long-term stimulation program: 하루에 두 번씩, 주일에 6일 동안, 4-6



주 동안 시행한 프로그램)을 통하여 장기간의 적용시 오히려 경련성이 증가하는 경향이 있음을 발견하였다. 전자와 후자의 실험결과를 종합하여 Robinson CJ, Kett NA, Bolam JM(1988)은 척수손상환자의 경련성을 감소시키기 위해 일시적으로 전기자극하는 것은 바람직 하지만 장기간의 반복된 적용은 피하는 것이 좋다고 제안하였다.

Liberson WT(1961) 등은 1961년 발뒤꿈치 뒤에 압력감지 스위치(pressure-sensitive switch)를 부착하여 유각기(swing phase)에 비골신경에 의해 지배 받는 근육들을 자극함으로써 족관절 배측굴곡을 보조하여 보행을 개선하려고 하는 시도를 처음으로 실시하였다. 발뒤꿈치 스위치(heel switch)는 보행주기의 유각기에서 발뒤꿈치가 바닥으로부터 떨어질 때 자극이 주어지고, 발뒤꿈치가 바닥에 접촉될 때 차단되는 형태로 되어 있다.

Liberson WT(1961), Carnstam B, Larsson L-E(1977) 등, Gracanic F(1978)는 편마비환자에 대한 보행훈련시의 신경근전기자극은, 대부분 족관절 배측굴근의 토크(torque output)를 증가시키면서 상반적으로 족저굴근에서 경련성 반사(spastic reflexes)를 감소시키기 위한 목적으로 이용되어 왔으며 많은 환자들에서 보행패턴의 개선을 가져왔다고 하였다. 특히 Carnstam B, Larsson L-E, Prevec TS(1977)는 유각기 동안 족관절 배측굴근을 자극하고 다음에 연결된 입각기에서 슬관절 신전과 함께 push-off에서 하퇴삼두근(calf muscles)의 기능이 개선되는 것을 보고하였다.

Baker LL, Parker K(1986) 등은 견갑상완관절에 최소 5cm 정도의 아탈구를 보여 주었던 63명의 CVA 환자를, 삼각견(hemislings)이나 팔지지 휠체어(wheelchair arm supports)를 사용한 그룹과 극상근과 삼각근의 후부에 비대칭성 이상성파를 사용하여 신경근을 전기자극한 그룹으로 나누어 치료한 후, 삼

각견이나 팔지지 의자차를 사용한 그룹에서는 별 변화가 없었으나 전기자극을 시행한 그룹에서는 아탈구의 개선이 크게 나타났다고 보고하였다.

Haggmark T, Jansson E, Eriksson E(1981)는 슬관절 외과수술 후에 장하지 석고(long leg casts)를 한 환자를 대상으로 수주 동안의 고정을 실시한 후에 나타나는 효과에 대하여 연구하였다. 이 연구에서 그들은 환자가 석고붕대 안에서 등척성 수축(isometric contractions)을 시행하도록 교육을 시켰음에도 불구하고 제 1형 섬유의 선택적인 위축이 있음을 발견하였고, 또한 제 1형 섬유에서는 SDH와 산화효소(oxidative enzyme) 그리고 유산소대사의 지표(indicative of aerobic metabolism)들이 감소함을 보고하였다. 특히 이 효소들의 농도는 고정하지 일주일 이내에서 유의하게 감소하였다.

신경근전기자극은 무용성위축의 부정적 효과를 극복하기 위해 사용되어 왔다. Spenser JD, Hayes KC, Alexander W(1984), Morrissey MC(1985) 등은 전기자극이 위축을 완전하게 예방하지는 못했지만 고정으로 인해 나타나는 부정적 효과를 지연시킬 수 있다고 하였다.

Could N(1983) 등, Baker LL, Parker K(1986), Winchester P(1983) 등은 신경근전기자극은 관절가동성(joint mobility)의 완전한 회복을 촉진하기 위해 정형외과적이나 신경학적 장애를 동반한 환자에게 사용할 수 있다고 하였다. 만약 관절가동범위가 오직 한 방향으로만 제한된다면 단일채널(single channel)이 적합하다.

뇌혈관사고의 이차적인 증상으로 손에서 중등도의 굴곡근 경련이 나타나는 환자는 수근관절과 수지에서 완전한 신전(full extension)을 상실하는 경향이 있다. 이런 경우 전기자극에 의한 수동적인 관절가동범위의 증진은 수근신전근과 수지 신전근의 근복 그리고 수근신전근의 건과 가까운 정지부(portion)에 전극을 배

치하여 자극함으로써 증진시킬 수 있다.

신경근전기자극은 환자의 마비되거나 약한 근육들의 기능을 증강시키기 위해 이용할 수 있으므로 보조기(brace)나 보장구(orthosis) 대신 사용할 수 있다.

## IV. 결론

기능적 전기자극치료는 고유수용기의 반사기전이나 근피신경 반사기전, 일반 척수반기전이나 환자의 수의적인 노력이 함께 작용하여 근수축을 일으키는 치료법으로 아직까지 검증되지 않은 효과들이 있긴 하지만 문헌고찰을 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 기능적 전기자극과 관련된 신경생리화적인 기전에는 인간의 의지(volition)나 혹은 반사자극으로 인해 운동신경원이 활성화됨으로써 일어나는 근육의 장력과 수축 그리고 기능적 전기자극에 의해 고유수용성 반사기전(proprioceptive reflex mechanism)이나 근피성 반사기전(musculocutaneous reflex mechanism)등이 활성화된 결과로 일어나는 근육의 장력과 수축을 모두 포함하고 있다.

2. 대부분의 기능적 전기자극기는 훈련 초기에는 진폭(amplitude)이 서서히 증가되고 훈련의 끝단계에서는 진폭이 서서히 감소되는 형태의 진폭변조(amplitude modulation)를 시행하고, 주파수를 변화시키는 주파수변조(frequency modulation)의 경우는 훈련의 초기에는 주파수가 증가 되고 훈련의 끝단계에서는 감소되는 시스템으로 되어 있다.

3. 일반적으로 신경근 전기자극기들은 20 - 500 $\mu$ s 사이의 펄스기간을 가지고 있으며 200 - 400  $\mu$ s 사이의 펄스기간이 가장 적절한 펄스기간으로 알려져 있다.

4. 치료 중 근피로가 나타나면 단락시간을 증가시키거나 주파수를 낮춤으로써 피로를 예방할 수 있다

5. 중추신경계가 손상을 당하고 말초신경계가 완전한 환자에게 말초신경을 통하여 근육을 전기자극하는 것은 신경근 가소성(neuromuscular plasticity)을 증강시키기 위함이다.

6. 자각(awareness)의 증진이나 기능의 개선을 위해서는 3 - 10pps 정도의 낮은 펄스율이나 30 - 100pps의 보다 높은 강축펄스율이 추천되고 있다.

7. 편마비환자에 대한 보행훈련시의 신경근전기자극은 대부분 족관절 배측굴근의 염력출력(torque output)을 증가시키면서 상반적으로 족저굴근에서 경련성 반사(spastic reflexes)를 감소시키기 위한 목적으로 이용되고 있다.

## 참고 문헌

1. Alfieri V: Electrical treatment of spasticity. Scand J Rehabil Med 1:177, 1982.
2. Baker LL, Bowman BR, McNeal DR: Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation. Clin Orthop 233:75, 1988.
3. Baker LL et al: Electrical stimulation of wrist and fingers for hemiplegic patients. Phys Ther 59:1495, 1979.
4. Baker LL, Parker K: Neuromuscular electrical stimulation of the muscles surrounding the shoulder. Phys Ther 6:1930, 1986.
5. Benton LA et al: Functional Electrical Stimulation: A Practical Clinical Guide. Rancho Los Amigos Engineering Center, Downey, CA, 1981, pp 30,31,33,34,37-41,42,54,57,62,69.
6. Bishop B: Neural plasticity, Part 2: Post-

- natal maturation and function-induced plasticity. *Phys Ther* 62:1132, 1982.
7. Bishop B: Neural plasticity, Part 3: Responses to lesions in the peripheral nervous system. *Phys Ther* 62:1275, 1982.
  8. Brindly GS, Polkey CE, Rushton DN: Electrical splinting of the knee in paraplegia, paraplegia, 16, 428, 1979.
  9. Bowman BR, Baker LL, Waters RL: Positional feedback and electrical stimulation: An automated treatment for the hemiplegic wrist. *Arch Phys Med Rehabil* 60:497, 1979.
  10. Carnstam B, Larsson L-E, Prevec TS: Improvement of gait following functional electrical stimulation. *Scand J Rehabil Med* 9:7, 1977.
  11. Cole KE et al: Muscle fatigue during electrically induced isometric contractions at varying duty cycles. *Phys Ther* 67:792, 1987.
  12. Cooper EB, Bunch WH, Campa JF, Effects of chronic human neuromuscular stimulation, *Surg. Forum*, 14, 477, 1973.
  12. Craik RL: Clinical correlates of neural plasticity. *Phys Ther* 62:1452, 1982.
  13. Fulbright JS: Electrical stimulation to reduce chronic toe-flexor hypertonicity: A case report. *Phys Ther* 64:523, 1984.
  14. Gould N et al: Transcutaneous muscle stimulation to retard disuse atrophy after open meniscectomy. *Clin Ortho* 178:190, 1983.
  15. Gracanin F, Prevec T, Trontelj J: Evaluation of use of functional electronic peroneal brace in hemiparetic patients, in *Proc. Int. Symp. External Control Human Extremities*, Gibrovnik, Yugoslavia, August 29 to September 2, 198, 1967.
  16. Gracanin F, Trnkocz, A: Optimal stimulus parameters for minimum pain in chronic stimulation of innervated muscle. *Arch phys Med Rehabil* 56:243, 1975.
  17. Gracanin F: Functional electrical stimulation in control of motor output and movements. In Cobb, WA and Van Duijn, H (eds): *Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG Suppl)*. Elsevier, Amsterdam, p 355, 1978.
  18. Griffin JE, Karselis TC: *Physical Agents for Physical Therapists*. Charles C Thomas, Springfield, IL, pp 58,59,73,74, 1978.
  19. Haggmark T, Jansson E, Eriksson E: Fiber type area and metabolic potential of the thigh muscle in man after knee surgery and immobilization. *Int J Sports Med* 2:12, 1981.
  20. Howson DC: Peripheral neural excitability: Implications for transcutaneous electrical nerve stimulation. *Phys Ther* 58:1467, 1978.
  21. Kantrowitz A: *Electronic physiologic aids*, Report of the Maimonides Hospital, Brooklyn, NY, 1963.
  22. Kralj A, Grobelnik S, Vodovnik L: Electrical stimulation of paraplegic patients—feasibility study. in *Proc. Int. Symp.*

- External Control Human Extremities, Dubrovnik, Yugoslavia, August 28 to September 2, 1973, 561.
23. Levin MG, Knott M, Kaba, H: Relaxation of spasticity by electrical stimulation of antagonist muscles. *Arch Phys med Rehabil* 33:668, 1952.
  24. Liberson WT: Functional electrotherapy: Stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 42:101, 1961.
  25. Lloyd T et al: A review of the use of electromotor stimulation in human muscles. *Aust J Physiother* 32: 18, 1986
  26. McNeal DR: 2000 years of electrical stimulation. In Hambrecht, FT and Reswick, JB(eds): *Functional Electrical Stimulation: Applications in Neural Prostheses*. Marcel Dekker, New York, 1977, pp 12,15,16.
  27. McNeal DR, Baker LL: Effects of joint angle, electrodes and waveform on electrical stimulation of the quadriceps and hamstrings. *Ann Biomed Eng* 16:299, 1988.
  28. Morrissey MC et al: The effects of electrical stimulation on the quadriceps during postoperative knee immobilization. *Am J Sports Med* 13:40, 1985.
  29. Nelson HE et al: Electrode effectiveness during transcutaneous motor stimulation. *Arch Phys Med Rehabil* 61:73, 1980.
  30. Petrofsky JS, Heaton HH,III, Phillips CA: Leg exerciser for training of paralysed muscle by closed-loop control, *Med Biol Eng Comput* 22, 298, 1984.
  31. Reswick JB: Development of feedback control prosthetic and orthosthetic devices, in *Advances in Biomedical Engineering*. Vol 2 Brown JHU, Dickson JF, Eds, Academic Press, NY, 139, 1972.
  32. Robinson CJ, Kett NA, Bolam JM: Spasticity in spinal and injured patients: 1. Short-term effects of surface electrical stimulation. *Arch Phys med Rehabil* 69:598, 1988.
  33. Robinson CJ, Kett NA, Bolam JM: Spasticity in spinal and injured patients: 2. long-term effects of surface electrical stimulation. *Arch Phys med Rehabil* 69:862, 1988.
  34. Salmons S, Henriksson J: The adaptive response of skeletal muscle to increased use. *Muscle and Nerve* 4:94, 1981.
  35. Shriber WJ: *A Manual of Electrotherapy*. Lea & Febiger, Philadelphia, pp 144, 178, 1975.
  36. Spencer JD, Hayes KC, Alexander W: Knee joint effusion and quadriceps reflex inhibition in man. *Arch Phys Med Rehabil* 65:171, 1984.
  37. Teng EL et al: Electrical stimulation and feedback training on the voluntary control of paretic muscles. *Arch Phys Med Rehabil* 57:228, 1976.
  38. Wilemon WK, Mooney V, McNeal DR, Reswick JB: Surgically implanted

peripheral neuroelectric stimulation.  
Internal report of Rancho Los Amigos  
Hospital, Downey, CA, 1970.

39. Winchester P et al: Effects of feedback stimulation training and cyclic electrical stimulation on knee extension in hemiparetic patients. *Phys Ther* 63:1096, 1983.