

## 하반신 마비환자의 FES 독립보행을 위한 근육 강화 프로그램

강 선 화·강 곤·최 현 주\*·김 종 문\*·정 순 열\*·정 진 상\*

건국대학교 의과대학 의공학과, \*건국대학교 의과대학 재활의학교실  
(1997년 4월 17일 접수, 1998년 1월 19일 채택)

### FES Exercise Program for Independent Paraplegic Walking

Seonhwa Khang, Gon Khang, Hyunjoo Choi\*, Jongmoon Kim\*, Soonyeol Chong\* and Jinsang Chung\*

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Kon-Kuk University

\*Department of Rehabilitation Medicine, College of Medicine, Kon-Kuk University

(Received April 17, 1997, Accepted January 19, 1998)

**요 약 :** 본 연구에서는 엑서사이즈 프로그램이 FES를 이용한 하반신 마비환자의 일어서기 및 보행에 미치는 영향을 고찰하였으며, 또한 주요 다리근육들의 전기자극에 대한 수축특성과 피로특성에 주안점을 두었다. 정상인 10명과 완전 하반신 마비환자 4명의 대퇴사두근(quadriceps)에 연속적 혹은 간헐적으로 전기자극을 가하였고, 자극주파수는 20Hz와 80Hz로 하였다. 또 근육의 길이에 따른 피로현상을 살펴보기 위하여 무릎의 각도를 90°와 150°로 각각 고정된 뒤 무릎신근 토크를 측정하였다. 그 결과를 바탕으로 남자 하반신 마비환자의 대퇴사두근과 장딴지근(gastrocnemius)에 지난 2년간 FES 엑서사이즈를 시행하였다. 무릎신근의 근력이 체중을 지지하기에 충분하다고 판단되었을 때 FES 일어서기를 시작하였으며, 자세교환 연습을 거친 뒤 평행봉 혹은 워커를 잡고 정전압 자극기와 표면전극을 사용한 4 또는 6채널 자극으로 보행하도록 하였다. 마비된 근육은 정상인과는 반대로 최적길이 부근에서 상대적으로 급격한 피로를 나타내었고, 저주파 자극과 간헐 자극이 피로를 지연시키는 것을 확인할 수 있었다. 본 실험에 참가한 환자는 FES 엑서사이즈 프로그램을 실시한 결과, 근력이 초기의 10배 정도로 증가하였고, 피로지수는 초기의 절반 정도로 감소하였으며, 엑서사이즈 횟수를 매주 6일에서 7일로 바꾼 후 근력이 눈에 띄게 향상되었다. 환자 자신의 생존능력도 향상되어 양쪽 무릎을 10cm정도 들어올릴 수 있게 됨으로써 보행시 스윙 단계에서 이 능력을 최대한 활용할 수 있었다. 현재 환자는 워커를 잡고 스스로 자극기의 스위치를 조작하면서 4채널 자극에 의하여 10m/min의 속도로 최대 약 2분 40초의 보행이 가능하다.

**Abstract :** This research was designed to investigate how the exercise program affects paraplegic standing and walking employing functional electrical stimulation(FES). Emphasis was also given to fatigue of major lower extremity muscles induced by different types of electrical stimulation. We applied continuous and intermittent rectangular pulse trains to quadriceps of 10 normal subjects and 4 complete paraplegic patients. The frequencies were 20Hz and 80Hz, and the knee angle was fixed at 90° and 150° to investigate how muscle fatigue is related to muscle length. The knee extensor torque was measured and monitored. We have been training quadriceps and gastrocnemius of a male paraplegic patient by means of electrical stimulation for the past two years. FES standing was initiated when the knee extensors became strong enough to support the body weight, and then the patient started FES walking utilizing parallel bars and a walker. We used an 8-channel constant-voltage stimulator and surface electrodes. The experimental results indicated that paralyzed muscles fatigued rapidly around the optimal length contrary to normal muscles, and confirmed that low frequency and intermittent stimulation delayed fatigue. Our exercise program increased muscle force by approximately 10 folds and decreased the fatigue index to half of the initial value. In addition, the exercise enabled the patient to voluntarily lift each leg up to 10cm, which was of great help to the swing phase of FES walking. Both muscle force and resistance to fatigue were significantly enhanced right after the exercise was applied every day instead of 6 days a week. Up to date, the patient can walk for more than two and half minutes at 10m/min while controlling the on/off time of the stimulator by pushing the toggle switch attached to the walker handle.

**Key words :** Functional electrical stimulation, Paraplegic walking, Muscle fatigue

본 연구는 1993년도 한국과학재단 특정기초연구비에 의하여 연구되었음 (과제번호 : 93-08-00-04)

통신저자 : 강 곤, (380-701) 충북 충주시 단월동 322 건국대학교 의과대학 의공학과 Tel. (0441)840-3761, Fax. (0441)848-0620

## 서 론

명령전달 능력을 유지하고 있는 신경근육 시스템에 전기자극을 가하면 활동전위(action potential)가 유발되는 생리적 반응을 이용하여 질병이나 사고로 인하여 상부 운동신경원(upper motoneuron)이 손상된 환자의 마비된 근육 또는 그 근육을 관장하는 말초신경에 전기자극을 적절히 가하면 불완전하나마 일상생활에 필요한 동작을 회복할 수 있다. 이를 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)이라 한다[1].

FES를 이용한 기동성 재활에 관한 연구는 1960년대에 이르러 본격적으로 수행되기 시작하였다. Liberson 등[2]은 뇌졸중(stroke)으로 인한 편마비환자(hemiplegic)의 무릎뒤 아랫부분(슬와, fossa poplitea)의 비골신경(peroneal nerve, PN)에 전극을 부착하고, 전기자극을 가하여 발목을 굽힐 수 있도록(배측굴곡, dorsiflexion) 함으로써 보행시 스윙 단계(swing phase)에서 발끝이 지면에 끌리는 현상(족하수증, foot drop)을 막을 수 있었다. 이후 현재까지 하반신 마비환자의 일어서기 및 보행[3-8], 사지 마비환자의 손 또는 팔 동작[9-11]을 위한 FES연구가 꾸준히 진행되고 있다.

FES가 마비환자들의 일상생활에 실제로 손쉽게 적용될 수 있으려면 아직도 많은 연구가 필요하다. FES의 효용성에 관한 주요 문제점들 가운데 하나로서 근육의 피로(fatigue)를 들 수 있다[12-14]. 즉, 근육을 전기자극할 때에는 자발적인 수축에 비하여 근육이 급격한 피로현상을 보여 근력이 저하된다. 사람의 근육은 대개 빠른 속도로 수축하며 큰 힘을 내지만 쉽게 피로를 보이는 근섬유(type I fiber)와 이와 반대로 천천히 수축하면서 상대적으로 약한 힘을 내지만 오랫동안 힘을 유지하는 근섬유(type II fiber)가 적절히 혼합되어 있다. 자발적인 수축의 경우에는 후자가 우선적으로 동원된 다음, 힘이 모자랄 경우에 전자가 뒤이어 동원되지만[15], type I 근섬유의 전기자극에 대한 역치(threshold)가 type II 근섬유에 비해 낮기 때문에 외부에서 전기자극을 가하여 근육수축을 유발할 경우에는 자발적인 수축과 반대 순서로 근섬유가 동원되어 피로현상이 두드러지게 된다[16-19]. 더욱이 척수(spinal cord)에 손상을 입은 후 몇 주가 지나면 근육의 위축(atrophy) 현상이 나타날 뿐 아니라[20] 느린 근육들, 즉 느린 근섬유를 상대적으로 많이 가지고 있는 근육들도 빠른 근육과 역학적 성질이 거의 같아지는 경우가 많다[21,22]. 전기자극을 가할 때 근육의 피로에 관한 여러 연구보고에 의하면, 고주파 자극의 경우에 신경과 근육의 접합부에서 자극을 전달하는 화학물질(chemical transmitter)이 쉽게 고갈되어 급격한 피로현상을 나타내지만 저주파 자극으로 근육을 오랜 기간 훈련

(exercise)시키면 근육의 위축을 예방함과 동시에 빠른 근육의 기능적인 성질이 느린 근육의 성질에 가까워져서 근육의 피로를 줄일 수 있었다[23-25].

FES를 이용한 일어서기 및 보행은 기타 종래의 보조기에 비하여 많은 장점을 가지고 있다[26,27]. 우선 환자는 뼈 및 관절의 기능과 더불어 자기 자신의 근육과 대사 에너지를 사용하게 되며, 아직 남아 있는 신경/근육의 반사작용도 유용하게 이용할 수 있다. 또한 근육위축의 방지, 근육과 피부에서의 혈액순환 촉진, 근육의 부피와 힘의 증가, 경축(contracture)과 관절의 부동화(immobilization) 방지, 뼈의 광물질소실(deminceralization) 방지 등과 같은 치료효과도 가지게 될 뿐 아니라 FES 시스템은 휠체어나 브레이스(brace)에 비해 보기에도 좋다. 특정부위에 압력을 가하지 않음으로써 욕창을 예방할 수 있고, 특별히 브레이스를 항상 사용해야 할 필요가 없으며, 환자에 따라서 개별적으로 만들 필요가 없으므로 연속 생산이 가능하고, 환자의 신체조건에 무관하므로 가령 체중이 늘더라도 문제가 없다. 반면에, 아직 다른 보조기에 비하여 환자 자신의 에너지소모가 많으며, 일상생활에 손쉽게 일반적으로 사용되기 위해서는 기술적으로 해결해야 할 문제점들이 많이 있다[28].

본 연구에서는 정상인과 하반신 마비환자의 무릎신근(extensor)에 전기자극을 가하여 근육을 수축시키면서 연속(continuous) 자극과 간헐(intermittent) 자극, 자극주파수, 펄스높이, 펄스폭 등의 자극파라미터를 달리하면서 수축특성과 피로특성을 살펴보았다. 또한, 무릎의 각도(그림 1의  $\theta_0$ )를  $90^\circ$ 와  $150^\circ$ 로 고정된 다음 근력을 측정하여 무릎각도, 즉 근육의 길이변화가 피로에 미치는 영향을 살펴보았다. 그 결과를 바탕으로 하반신 마비환자에 있어서 근육의 피로를 최소화할 수 있는 FES 엑서사이즈 프로토콜을 정하였다. 이후 관절경축이 없는 T-12 손상 하반신 마비환자의 대퇴직근(rectus femoris, RF), 외측광근(vastus lateralis, VL), 내측광근(vastus medialis, VM), 내측장딴지근(gastrocnemius medialis, GM)에 전극을 부착하고, 근육이 최대한 수축하는 값을 자극파라미터로 정하여[29] 엑서사이즈를 실시해 가면서 정기적으로 근력, 피로저항성과 다리의 둘레를 측정하였다. 근력이 체중을 지지하기에 무리가 없다고 판단되었을 때 일어서기 연습을 시작하였으며 보행을 시작하기 전에 일어난 자세에서 자세교환(posture switching)[30,31] 연습을 하였다. FES 엑서사이즈 시작 17개월 후 평행봉을 잡고 왕복보행(reciprocal gait)[6]을 시작하였고, 평행봉에 익숙해진 후에는 워커(walker)를 잡고 보행을 하였으며, 평형을 유지하면서 워커를 자유자재로 사용할 수 있을 때 환자 스스로 자극기의 스위치를 누르면서 보행을 제어하도록 하였다. 보행시에는 스탠스 단계(stance phase)에서

RF, VL, VM에 전기자극을 가하였고, 스윙 단계(swing phase)에서는 환자가 자발적으로 무릎을 들어올리게 하거나, PN에 전기자극을 가하여 외전(abduction)과 배측 굴곡을 유발하였다[32,33]. 본 실험에 참가한 환자의 경우, FES 엑서사이즈 동안 자발적으로 무릎을 들어올리는 능력이 호전되는 경향을 보였으므로 보행 연습시에 무리가 없다고 판단될 경우 PN을 자극하지 않고, 최대한 환자의 잔존기능을 사용하도록 하였다.

## 방 법

### 1. 근육피로에 대한 고찰

FES 프로그램에 들어가기에 앞서 정상인이 자발적으로 근육을 수축할 때의 근육피로를 살펴보고, 20Hz와 80Hz의 주파수로 연속적으로 혹은 간헐적으로 전기자극을 가할 때 정상인과 환자의 근육수축특성을 비교하였다[34]. 또 근육은 그 길이에 따라 최대 등장(isometric) 수축력이 달라지는데 근육의 길이가 피로현상에 미치는 영향을 살펴보기 위하여 무릎관절 각도를 90°와 150°로 각각 고정된 후 전기자극을 가하여 근력을 측정하였다[35]. 자극위치는 하반신 마비환자가 보행시 가장 중요한 역할을 하는 근육 중의 하나인 VL로 정하여 각 환자 또는 정상인의 무릎(patella, PA)에 기준전극을 부착하고, VL의 운동점(motor point)에 반경 1.5cm의 원형전극(3M, U.S.A.)을 부착하였다. 이 때 운동점은 자극기(RICHMAR III G)로 근육의 여러 곳을 자극하면서 근육수축이 가장 활발한 점으로 정하였다[36].

근력측정을 위하여 본 연구진은 무릎관절의 각도를 조절할 수 있는 의자를 제작하였다[25,37,38]. 좌석의 앞쪽

에 지면과 수평인 긴 막대를 붙여 환자의 양무릎관절이 막대기 바로 위에 오도록 하였다. 발목 바로 앞에 로드셀(load cell, UB-K100, (주)정산)을 부착하여 발목이 앞 방향으로 밀어내는 힘(F)을 측정할 후, 그림 1의 자유물체도를 바탕으로 유도된 식(1)을 이용하여 무릎을 펴는, 즉 무릎의 각도를 크게 하는 방향으로의 무릎신근 토크(torque) (M)를 구했다.

$$M = FL_c + mgL_m \sin(\theta_k - 90^\circ) \quad (1)$$

이 때 인체계측 데이터(anthropometric data)를 이용해서 무릎관절 중심과 무릎 아랫부분의 질량중심과의 거리(L<sub>m</sub>)를 도출한 후, 평형보드법을 이용하여 무릎 아랫부분의 질량(m)을 측정하였다[39]. L<sub>c</sub>는 무릎관절 중심과 로드셀과의 거리이고, θ<sub>k</sub>는 무릎관절의 각도(완전히 펴진 상태에서는 180°가 된다)를 나타내며 g는 중력가속도이다.

단시간의 자극에 대한 반응을 알아보기 위하여 연속 자극의 전과 후에 각각 5초동안 별도의 자극을 가하였으며, 자세교환의 효과를 확인하기 위하여 10초간 자극하고 10초간 자극을 가하지 않는 방법을 사용하였다[30,40]. 우선 정상인이 자발적으로 최대한 무릎신근을 수축시키면서 피로현상이 뚜렷해질 때까지 무릎신근 토크의 변화를 측정하였고, 그 전후에 각각 5초동안 무릎을 최대한 펴도록 하면서 최대 무릎신근 토크를 측정하였다.

전기자극은 정상인과 환자 모두에게 적용하였으며 20Hz와 80Hz의 주파수에서 사각 단상펄스(monophasic rectangular pulse)를 가하였다. 상부 운동신경원이 손상된 환자에게 FES를 가해 기능성을 회복시키고자 하는 연구에서는 사각펄스를 흔히 사용하고 있다[29,40,41]. 정상인에게 전기자극을 가할 경우에는 이상펄스가 단상펄스에 비해 환자의 불쾌감 줄이고 같은 토크를 얻는데 필요한 amplitude가 낮다는 장점을 가지고 있으나[42] 신경이 절단된 근육에서는 단상펄스가 이상펄스보다 위축을 오래 지연시키기 때문에[43] 근력강화를 위한 FES엑서사이즈를 위해서는 단상펄스를 채택하는 것이 바람직하다고 생각하였다. 자극강도는 전기자극에 의한 VL의 근력이 정상인의 최대 자발수축력의 25%에 이르도록 조정하였다. 이는 정상인 근력의 25%에 다다르면 체중을 지탱할 수 있기 때문이다[44-46]. 전기자극을 연속적으로 가할 때와 10초on/10초off로 자극을 시작하여 근육피로가 뚜렷이 나타날 때까지, 또 그 전후에 5초간 전기자극에 대한 무릎신근 토크를 측정하여 비교하였다. 매 실험은 무릎의 각도가 90°와 150°일 때로 구분하여 시행하였으며 각 실험 사이에는 10분 이상의 휴식시간을 갖도록 하였다. 정상인이 자발수축을 할 경우에는 다리 이외의 신체부분의 영향을 최소화하도록 세심한 주의를 기울였으며, 정상인

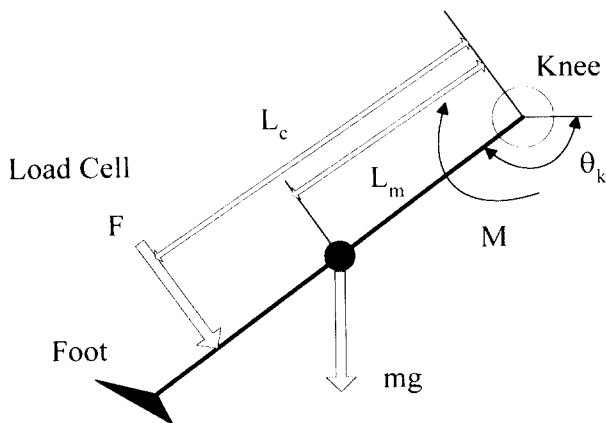


그림 1. 무릎신근의 등장토크를 측정하는데 적용한 자유 물체도  
Fig. 1. Freebody diagram for computing the isometric knee extensor torque

에게 전기자극을 가할 때에는 자발적인 수축을 하지 않도록 사전에 충분한 주의를 주었다. 정상인 10명과 하반신 마비환자 4명을 대상으로 실험을 수행하였다.

## 2. FES 엑서사이즈

FES 프로그램에 참여한 환자는 낙상(fall)으로 인한 T-12 상부 운동신경원 손상 환자로서 프로그램에 참여할 당시 37세, 체중 58kg, 신장 173cm였으며 손상을 입은 후 6개월 동안 병원에 입원해 있는 동안 골밀도 검사, 대퇴부 컴퓨터 단층촬영, 혈청검사 및 가능한 모든 의학적 신체검사를 한 후 FES에 적합하다고 판단되어 FES 엑서사이즈를 시작하였다.

본 연구에서는 장시간 FES 엑서사이즈를 실시하며 표면전극(5cm×5cm self-adhering 전극, Neuron Technologies Wolfboro, U.S.A.)을 사용하고, 자극높이가 크다는 점을 감안하여 정전압 자극기(constant-voltage stimulator, Grass88, U.S.A.)를 사용하였다.

전극시스템은 표면전극과 삽입전극 시스템으로 나눌 수 있다. 삽입전극 시스템은 해당 근육 또는 그 근육을 관장하는 신경을 직접 자극하기 때문에 원하는 근육만을 골라 작동시킬 수 있으며, 자극을 시작할 때마다 자극위치를 찾아야 하는 불편함이 없고, 작은 용량의 전원으로도 필요한 근육수축을 유발할 수 있다. 그러나 전극삽입시 수술과정을 거쳐야 하며, 피부로 전선이 노출되어 외관상 그다지 좋지 않고, 체내에서 전선의 부식, 위치변화에 따른 재수술도 불가피하기 때문에 FES 엑서사이즈 및 각종 자극패턴의 실험 단계에서는 표면전극이 현실적으로 적합하다고 판단하였다.

자극방식은 출력자극에 따라 정전류 자극과 정전압 자극방식이 있다. 근육 또는 신경의 반응은 통과하는 전류의 값에 의해 결정된다는 것과 자극이 가해지는 동안 전극과 전류가 흐르는 생체조직의 임피던스 변화를 고려한다면, 정전류 방식이 자극이 가해지는 동안 동일한 수축 반응을 얻을 수 있다는 점에서 정전압 방식보다 바람직하다[47]. 그러나 전극이 피부에 적절히 부착되지 않았을 때의 차이를 고려해 볼 때 정전류 자극을 가할 경우에는 전극의 실제면적이 작을수록 전류밀도가 커져 피부에 화상을 유발할 가능성이 있다. 하지만 정전압 자극을 가할 경우에는 접촉이 적절치 못하면 전극과 피부사이의 저항이 커져 흐르는 전류가 낮아지므로 원하는 근육의 움직임을 얻지는 못하더라도 정전류 자극에 비해 어느정도 피부 손상을 방지할 수 있다[48].

전극은 하반신 근육 가운데 RF, VL, VM과 GM의 운동점에 부착시켰고, 자극파라미터는 환자가 통증을 느끼지 않는 범위 내에서 근육이 최대한 수축하는 값으로 결정하였다. RF(-)와 기준점(reference; patella 상부 2~

3cm)(+)을 한 쌍으로 하고, VL과 VM을 다른 쌍으로 정하여 펄스높이 150V, 펄스폭 700 $\mu$ s, 주파수 20Hz으로 자극하였다. GM의 자극파라미터는 펄스높이 100V, 펄스폭 500 $\mu$ s, 주파수 20Hz였다. 보행을 시작한 후에는 RF(-)와 VL(+)를 쌍으로, VM(-)와 GM(+)을 쌍으로 하였고 자극강도는 RF와 VL의 경우 펄스높이 150V, 펄스폭 700 $\mu$ s, 주파수 20Hz, VM과 GM의 경우에는 펄스높이 100V, 펄스폭 500 $\mu$ s, 주파수 20Hz로 정하였다. 자극은 4초on/4초off 방식을 취하다가 일어서기 연습을 시작한 5개월 후부터는 피로저항성을 향상시키기 위하여 [49] 6초on/2초off로 바꾸었으나 근력의 증가가 완만하여 더 이상의 큰 진전을 보이지 않고 엑서사이즈 도중에 근육이 급격한 피로를 나타내고 환자가 통증을 느끼기 시작하여 다시 4초on/4초off 방식으로 환원하였다. 또 일어서기 연습 단계가 끝날 무렵(FES 시작 13개월 후)에는 전극 주위에 가벼운 피부손상을 보였기 때문에 엑서사이즈용 전극을 젤(gel) type(4cm×4cm, Japan)으로 교체하였다. 젤 type의 전극은 이전에 사용하던, 그리고 현재 일어서기 및 보행 연습에서 사용하고 있는 전극보다 작기 때문에 엑서사이즈 도중 환자가 통증을 느낄 때는 자극강도를 낮추도록 하였다. 그러나 위키를 이용한 보행 연습 시작 3개월 후 통증으로 인하여 자극강도를 낮추었기 때문에 근육을 최대한 수축시키지 못하여 근력 강화를 기대할 수 없다고 판단되어 다시 처음의 5cm×5cm의 전극을 사용하였다.

엑서사이즈는 1 session을 30분으로 하여 FES 시작 처음 3주간은 하루에 1 session, 그 다음 6주간은 하루 2 session 시행하고 그 후 매주 1 session을 증가시켜, FES 시작 3개월 후부터 일주일에 6일(월~토), 하루에 6 session을 시행하다가 FES 시작 4개월 후부터는 보행 연습이 있는 날을 제외하고 일요일까지 포함하여 매일 6 session의 FES 엑서사이즈를 계속해 오고 있다.

## 3. 근력과 피로 측정

엑서사이즈로 인한 근력, 근육의 피로저항성과 근육 횡단면의 변화를 알아보기 위해서 무릎신근 토크와 다리둘레의 길이를 주기적으로 측정하였다. 무릎신근 토크의 측정장치와 원리는 앞에서 설명한 바와 같다. 근력측정용 의자에 앉아 무릎을 90°각도로 고정된 뒤 윗몸의 영향을 줄이기 위해 양팔은 가슴 앞으로 모은 상태를 유지하고 RF(-)+기준(+), VL(-)+VM(+)의 운동점에 전극을 부착하고 펄스높이 147~150V, 펄스폭 700 $\mu$ s, 주파수 20Hz의 사각 펄스를 가하여 1분 동안 무릎신근 토크를 측정하였다. 본 실험에 참가한 환자의 경우 전극부착시 RF(-)+VL(+), VM(-)+기준(+)으로 조합을 바꾼 후 근력 측정결과가 15~25% 높았으므로 일어서기 연습을

시작한 이후에는 이 조합을 적용하였다.

FES 근육 강화 단계에서는 매주 1번씩 근력을 측정하였으나 무릎신근 토크의 증가가 완만해진 후부터는 2주에 1번씩 근력을 측정하였고, 근육의 피로저항성을 알아보기 위해 식(2)를 이용하여 피로지수[50]를 구하였으며, 다리둘레의 길이는 무릎관절의 중심으로부터 상부 10cm, 20cm, 하부 15cm에서 매달 1번씩 측정하였다.

$$\text{피로지수}(\%) = \frac{\text{최초의 토크} - 30\text{초 후의 토크}}{\text{최초의 토크}} \times 100 \quad (2)$$

#### 4. FES 일어서기

엑서사이즈 시작 11개월 후 무릎신근 토크가 20~25Nm에 이르러 자신의 체중을 지탱할 수 있다고 판단되었을 때 일어서기 훈련을 시작하였다[51]. 휠체어를 평행봉에 최대한 가까이 위치시키고, 앉은 상태에서 양손으로 평행봉을 잡은 후 양다리에 전기자극을 가함과 동시에 윗몸을 앞으로 숙이면서 일어나도록 하였다. 일어난 다음에는 윗몸을 뒤로 젖혀, 즉 허리를 과신전(hyperextension)시킨 상태(C 자세)로 자세를 안정시키고 근육이 피로해지면, 즉 근력이 낮아져서 체중을 지탱하기에 무리가 있다고 판단될 때 전기를 끄고 앉도록 하였다. 일주일에 이틀, 하루에 5~6번의 일어서기 연습을 하되 한번의 연습이 끝나면 피로에 의해 감소된 근력을 회복하기 위해 10분 이상의 휴식시간을 가지도록 하였다. 전극 부착위치, 조합 및 자극파라미터(펄스높이, 펄스폭, 주파수)는 다음과 같이 3가지 방식을 적용하였다(그림 2).

- (a) RF(-)+PA(+), VL(-)+VM(+): 145 150V, 700~1000 $\mu$ s, 20~30Hz
- (b) RF(-)+VL(+), VM(-)+PA(+): 145 150V, 700~1000 $\mu$ s, 20~30Hz
- (c) RF(-)+VL(+); 147~150V, 700 1000 $\mu$ s, 20~30Hz  
VM(-)+GM(+); 120~140V, 200~700 $\mu$ s, 20Hz

위의 3방식에서 무릎신근에 GM을 추가로 사용하느냐에 따라 서 있는 자세를 달리 하였다. 첫 번째, 두 번째 방식과 같이 전극을 부착하고 일어설 때는 체중에 의하여 발목을 굽히는 방향으로 작용하는 토크를 최대한 줄이기 위하여, 윗몸을 뒤로 많이 젖혀 체중벡터가 발목을 통과하도록 해주었고, 세 번째 방식을 사용할 때에는 GM이 발목이 굽혀지는 것을 방지할 수 있으므로 체중벡터가 무릎이나 무릎 앞을 통과하도록 하였다. 이 경우에는 윗몸을 뒤로 많이 젖히지 않기 때문에 정상인이 서 있는 모양

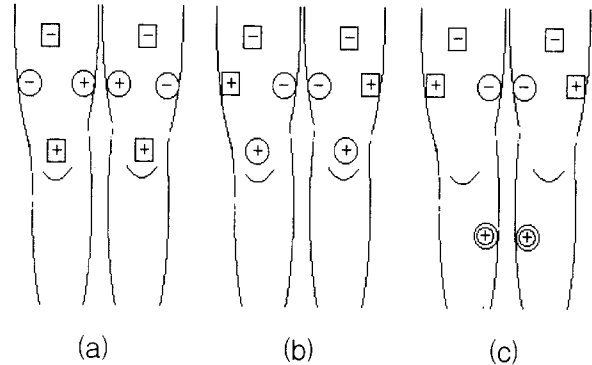


그림 2. FES 일어서기의 전극 부착위치  
(c)의 이중선은 전극이 뒤쪽에 위치해 있음을 의미한다  
Fig. 2. Electrode placement for FES standing  
The double circle in (c) indicates the posterior side

에 보다 가깝게 할 수 있었다. 일어서기 연습 과정중 첫 번째, 두 번째 방식을 사용할 때는 PA에 기준전극을 붙여 자극하면 대퇴부 뒤쪽의 슬건(hamstring)의 협력수축(cocontraction)이 발생하였으므로, 이를 방지하기 위해서 기준전극을 PA 2~3cm 위쪽으로 옮겨 부착하도록 하였다.

피로를 줄임으로써 서 있는 시간을 연장하기 위해서 자세교환의 두 가지 방법을 사용했다. 우선 일어난 상태에서 왼쪽 다리와 오른쪽 다리를 번갈아 자극하여 자극이 가해진 다리로 체중을 지지하며 자극이 바뀔 때마다 체중을 이동하는 연습을 하였다. 또 한쪽 다리의 RF+VL과 반대쪽 다리의 VM+GM을 하나의 조합으로 하여 두 조합을 번갈아 자극하여 양쪽 다리를 전기자극하되 자극근육을 달리하여 체중이 한쪽으로 쏠려 불안해지는 것을 방지하면서 서 있는 시간을 연장시키고자 하였다.

보행에 들어가기에 앞서 양발을 서로 앞뒤에 놓고 양다리에 적절히 체중을 분산하는 연습을 하였고, 스윙 단계에서 환자가 자의로 다리를 들어올리는 능력을 활용하되 발이 끌릴 경우를 대비하여 배측굴곡을 유발하는 방법, 즉 굴곡반사(flexion reflex)를 이용하였다. 발목 위에 전극을 부착하고 배측굴근(dorsiflexor)을 직접 자극할 때에는 자극 후 1초 정도 지난 후에 수축이 일어나는 현상을 보였으며, 때에 따라서 발목이 굽혀진 후에 전측굴근(plantarflexor)이 수축하는 반사작용이 일어나기도 하였다. 그러나 종아리 바깥쪽에 전극을 부착하여 PN을 자극하면 원하는 배측굴곡을 지연시간 없이 유발할 수 있었다.

#### 5. FES 보행

보행 연습은 FES 엑서사이즈 시작 17개월 후, 일어서기 연습을 6개월 계속한 후 자유자제로 일어서고 균형을 잡을 수 있는 상태에서 시작하였다. 평행봉을 잡고 일어

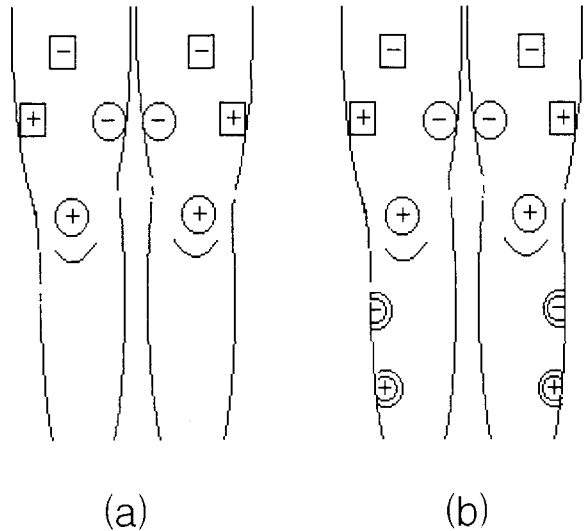


그림 3. FES보행시의 전극 부착위치 : (a) 4채널 (b) 6채널  
(b)에서의 이중선은 전극이 바깥쪽에 위치해 있음을 의미한다  
Fig. 3. Electrode placement for FES walking : (a) 4 channel (b) 6 channel

The double circle in (b) indicates the lateral side

선 자세를 안정시킨 후 한쪽 손을 앞으로 이동시키고 상체를 앞으로 기울이며 (앞으로 나간 손과는) 반대쪽 다리의 전기자극을 끄고 자의로 다리를 들어 앞으로 옮긴 후 전기를 켜 앞으로 내딛을 수 있도록 하였다. 이동한 다리와 같은 쪽 손을 다시 앞으로 옮겨 준 뒤 (상체를 기울이며 반대쪽 다리의 전기를 끄고 자의로 무릎을 들어) 반대쪽 다리를 옮겨 전기자극을 가해 발을 지면에 디디도록 하는데 이를 한 보행주기로 하여 몸을 안정시키며 보행할 수 있을 때까지 계속하였다. 일반적으로 완전 하반신 마비환자의 경우에는 이렇게 다리를 스스로 들어올리는 능력이 없는 것이 보통이나 본 실험에 참가한 환자의 경우에는 이 능력이 다소 남아 있었고 또 액서사이즈를 계속함에 따라 다리를 들어올리는 능력이 상당히 향상되었으므로 가능한 한 PN을 자극하지 않고 스스로 다리를 들어올리면서 보행 연습을 하도록 하였다.

보행시 전극은 양쪽 다리 각각 RF(-)와 VL(+)을 한 쌍으로 하고 자극강도는 펄스높이 147~150V, 펄스폭 700~1000 $\mu$ s, 주파수 20~30Hz로 정하였고, VM(-)와 PA 상부 2~3cm를 다른 쌍으로 하여 펄스높이 135~140V, 펄스폭 700 $\mu$ s, 주파수 20Hz로 자극하였다(그림 3). GM에 전기자극을 가하지 않으므로써 스윙 단계에서 상체를 앞으로 기울일 때 뒤에서 지지하는 다리의 발목이 자연스럽게 굽혀질 수 있도록 하였으며, RF+PA, VL+VM로 전극을 부착하였을 때보다 보행시 다리가 엇갈리는 현상(scissoring)이 감소했음을 볼 수 있었는데 이는 본 실험에 참가한 환자의 RF, VL이 VM보다도 근력이

크기 때문이라고 생각된다.

보행 초기에는 환자가 자신의 다리를 보면서 팔을 옮기고 뒷몸을 숙여 걸는데 익숙하도록 하였고, 작은 보폭으로 시작해 스윙 단계에서 발을 위로 들어올리면서 앞으로 내딛는 연습을 한 후 큰 보폭으로 발을 가능한 한 높이 들어 앞으로 내미는 연습을 하였다. 익숙해진 후에는 작은 보폭과 큰 보폭의 보행 연습을 번갈아 하였고, 정면을 보며 보행하되 다리가 엇갈리는 것을 막기 위해 의식적으로 다리를 바깥쪽, 위로 들도록 하였다.

평행봉에서의 보행에 익숙해진 후 위커를 사용한 보행을 시작하였다. 우선 위커에 익숙해지기 위해 양쪽 다리에 전기자극을 가한 상태에서 위커를 조금씩 앞으로 민 다음 체중을 위커에 얹은 상태에서 양다리를 앞으로 끌며 이동하도록 하였다. 이 후 한쪽 다리씩 앞으로 옮겨 주는 연습을 하였다. 평행봉을 잡고 할 때와 마찬가지로 작은 보폭에서 시작해 큰 보폭을 연습하였으며 정면을 본 상태에서 작은 보폭과 큰 보폭을 번갈아 연습하였다. 보행시 스윙 단계에서 무릎을 들어올릴 때 발끝이 지면에 닿지 않고, 보다 자연스러운 보행모습과 속도를 갖기 위해 PN을 자극하여 굴곡반사를 유발시키기도 하였다. 이 때 PN의 자극강도는 펄스높이 100~130V, 펄스폭 700 $\mu$ s, 주파수 20Hz로 정하였다.

최초의 보행은 일직선 방향으로 전진하며 시행하였고, 보행시간과 자세가 향상됨에 따라 좌우로 방향전환을 하며 보행하였다. 만약의 경우를 대비하여 환자의 뒤에서 휠체어를 밀며 따라 가도록 하였고, 앞에서도 보행방향과 동작을 교정하는 동시에 안전사고에 대비하였다. 처음에는 옆에서 보행모양을 보아 가며 스위치를 조작해 주었으나 위커에 익숙해진 후에는 환자 스스로 위커의 손잡이에 부착한 스위치를 조작하여 보행 연습을 하였다. 보행 연습 동안 본 연구진은 각 채널의 독립제어가 가능한 8채널 정전압 자극기를 개발하여 사용하였는데[52] 자극파라미터는 매 실험에 앞서 당시의 근육상태에 따라 조정하였으며 PC와 연결하여 자극파라미터를 연속적으로 조정할 수 있도록 설계하였다. 매 일어서기 및 보행 연습마다 일어서서 자세를 유지할 수 있는 시간과 보행시간, 발걸음수, 이동거리 등을 측정하였다.

## 결 과

### 1. 근육피로에 대한 고찰

전기자극에 대한 근육의 피로를 실험적으로 고찰한 결과, 자발적인 수축이 전기자극의 경우에 비하여 피로에 견디는 능력이 훨씬 강함을 확인할 수 있었다. 정상인의 근육을 20Hz와 80Hz로 전기자극할 때 각각 174초와 58

초기 경과한 후에 VL의 근력이 초기값의 50%로 떨어졌으나 자발적인 수축의 경우에는 이 시각에 초기값의 70%이상의 근력을 유지하고 있었다. 정상인과 환자를 대상으로 VL에 전기자극을 가하여 측정된 무릎신근 토크의 변화에서 고주파 자극이 저주파에 비하여 자극 초기에는 보다 큰 힘을 나타내지만 급격한 피로를 유발하였다. 마비환자의 경우에는 80Hz에서 최초 근력의 절반으로 떨어지는 평균시간이 12초였고, 20Hz에서는 46초였다. 자극을 연속적으로 가하는 대신 10초 간격으로 전기자극을 가하고 중지하는 간헐적 자극방식을 택하면 연속 자극을 가할 때 초기 무릎신근 토크의 50%로 떨어지는 시점에서 70% (20Hz) ~ 88% (80Hz)를 유지하였다. 무릎관절의 각도가 90°와 150°일 때 전기자극에 의한 환자의 근력이 초기값의 50%로 떨어지는 시간을 비교하면, 무릎관절 각도가 90°일 때는 46초 (20Hz) ~ 12초 (80Hz), 150°일 때에는 42초 (20Hz) ~ 8.5초 (80Hz)로 나타났다. 즉, 환자의 경우 무릎관절 각도가 90°일 때가 150°일 때에 비하여 근육의 피로저항성이 컸다. 그러나 자발적인 수축의 경우에는 초기값의 50%로 떨어지는 시간이 무릎관절의 각도가 90°와 150°일 때 각각 88초와 185초로 위와 반대의 경향을 보였다.

2. FES 엑서사이즈

FES 프로그램에 들어가기 직전 환자의 대퇴부 근육은 상당히 위축되어 있었고 왼쪽이 오른쪽에 비해 자발적으로 움직이는 능력이 좋은 반면에 근력은 오른쪽이 왼쪽에 비해 나은 상태였으나, 무릎신근 토크는 왼쪽 2Nm, 오른쪽 3Nm에 불과하였다. FES 엑서사이즈를 2년 정도 실시한 결과, 환자의 무릎신근 토크는 왼쪽이 약 8배, 오른쪽이 약 13배 정도 증가하였다(그림 4). 이와 더불어 양쪽 다리의 둘레가 엑서사이즈 초기보다 약 14% (약 5cm)

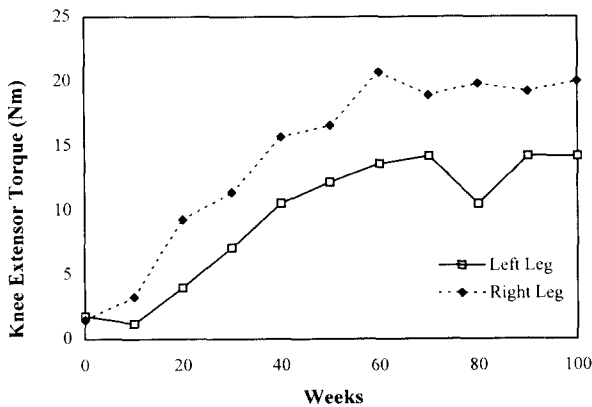


그림 4. FES 엑서사이즈에 따른 무릎신근 토크의 변화  
Fig. 4. Increase of the knee extensor torque due to FES exercise

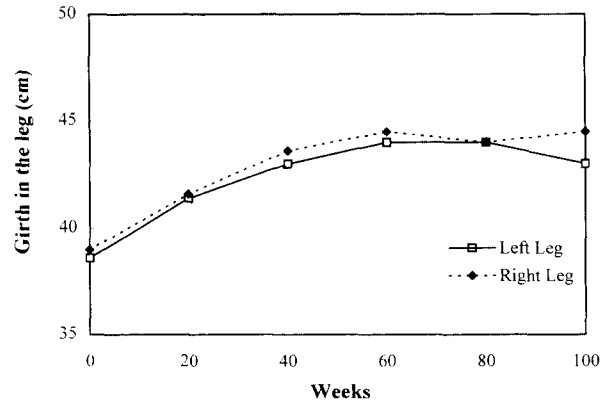


그림 5. FES 엑서사이즈에 따른 다리 둘레의 변화  
Fig. 5. Increase of girth in the leg due to FES exercise

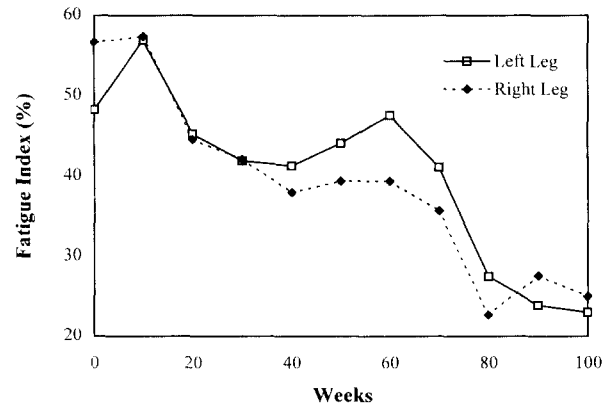


그림 6. FES 엑서사이즈에 따른 피로지수의 변화  
Fig. 6. Decrease of the fatigue index due to FES exercise

정도 증가하였다(그림 5). 그림 5에는 나타나 있지 않지만 다른 위치에서 측정된 결과도 이와 같은 비율의 증가를 나타내었다.

FES 시작 초기에는 왼쪽 다리가 오른쪽 다리에 비해 근력이 약한 반면에 낮은 피로지수 보였으나 25개월의 엑서사이즈동안 양쪽 다리의 피로지수가 모두 초기의 절반 이하로 떨어져 피로저항성이 크게 향상되는 경향을 보여주었다(그림 6).

근력이 향상됨과 동시에 스스로 다리를 움직이는 능력이 크게 향상되었다. FES 엑서사이즈를 시작할 당시 환자는 사고 후 6개월이 지난 상태였고, 누운 상태에서 왼쪽 다리만을 간신히 지면에서 끌 수 있었을 뿐 좌우로 움직이지는 못했다. 그러나 엑서사이즈를 실시하면서 일어서기 훈련을 시작할 무렵에는 휠체어에 앉아서 양다리를 10cm정도 들어올릴 수 있게 되었고 일어서기 연습이 진행되면서 다리를 좌우로도 움직일 수 있게 되었다. 또 보행을 시작한 이후 환자는 엑서사이즈와 일어서기 연습에

서 통증을 보이지 않던 150V의 펄스높이에서 통증을 느끼기 시작하였고, 145V와 150V 사이에서는 1V 차이에도 근육수축 및 감각이 민감하게 반응하는 경향을 보여주었다. 따라서 보행을 시작할 때와 보행 연습 중간에 통증을 느끼거나 자극강도가 약하다고 느낄 때에는 자극파라미터를 수시로 조정해 주었다. 또한, 이렇게 환자의 감각이 호전됨에 따라 RF를 자극하는 전극을 점차 원위(distal) 방향으로 옮겨 부착하도록 하였다.

전극의 부착위치에 따라서도 무릎신근 토크가 최대 4~5Nm의 차이를 보여주었다. FES 엑서사이즈 초기에는 매번 자극기를 사용하여 운동점을 찾아야 했으나 훈련을 거듭함에 따라 전극 부착위치를 환자 스스로 찾을 수 있게 되었다.

### 3. FES 일어서기

일어서기 연습 초기에는 환자가 서 있을 수 있는 시간이 약 40초 정도에 불과하였다. 전극의 부착위치를 달리 해 일어서기 연습을 한 결과에 의하면('방법'참조), 두 번째 방식이 첫 번째 방식보다 서 있는 시간을 연장시키고 무릎신근의 토크도 첫 번째 방식보다 컸다. 그러나 본 실험에 참가한 환자의 장딴지근(gastrocnemius)은 RF나 광근(vasti)에 비하여 위축이 덜한 상태였기 때문에 GM을 사용한 세 번째 방식이 서 있는 시간을 20~30% 연장할 수 있었으며 무릎이 완전히 펴져 서 있는 모양이 가장 보기에 좋았다. 그러나 GM의 자극강도가 높을 경우 발뒤꿈치가 들리게 되어 매번 적절한 강도를 조정해 주어야 했다. 오른쪽 근력이 왼쪽보다 컸기 때문에 연속 자극 시 왼쪽 다리의 힘이 떨어지면 체중을 오른쪽으로 옮겨 서 있다가 오른쪽 다리에도 피로가 오면 앉도록 하였는데 1분 20초~1분 40초 정도 서 있을 수 있게 되었고, 양쪽 다 전기자극을 가해 일어난 후 번갈아 전기자극을 가해 일어서기 연습을 한 결과 최대 1분 50초 정도 균형을 유지하며 서 있을 수 있었다.

### 4. FES 보행

일어서기 연습 과정에서 자세를 보다 자연스럽고 안정되게 하면서 동시에 서 있는 시간을 연장하기 위해 가자미근(soleus) 및 외측장딴지근(gastrocnemius lateralis)을 추가하여 채널수를 늘이거나 자극근육의 조합을 바꾸고, 자극패턴의 단순화를 위해 채널수를 줄여 자세를 안정화시키는 연습을 하였다. 그 결과 본 실험에 참가한 환자의 경우 현재 보행시 사용하는 4채널 전극위치(RF+기준(PA 상부 2~3cm), VL+VM)가 가장 적합한 것으로 판단되었다. 워커 및 평행보를 잡고 하는 보행 연습 초기에는 일어난 자세를 바로잡기 위해 상체를 하체를 이어주는 허리근육을 많이 사용해 허리통증을 호소하였으나 보

행에 익숙해지면서 완화되었다. 경직은 FES 시작 전후로 큰 변화가 없었지만 보행 연습시 초기에 일어서서 균형을 잡을 때 오른쪽 다리의 경직이 3초 정도 지속되어 워커에 익숙해진 뒤에는 워커를 잡고 일어나 경직이 없어질 때를 기다린 후 전기자극을 가해 선 자세를 유지한 다음 보행을 시작하도록 하였다. 보행 초기에는 정면을 보며 걸을 때보다 자신의 다리를 보며 걸을 때의 모습이 보다 원만하여 시각 피드백(feedback)의 효과가 있었으나 연습을 거듭하면서 정면을 보고도 자의적으로 다리를 엇갈리지 않고 똑바로 내딛을 수 있었다. 4채널 전기자극을 이용하여 환자로 하여금 자의로 무릎을 들어올리며 보행 연습을 하였으나 발끝이 지면에 끌리지 않도록 무릎을 들어야 하기 때문에 보행모습이 다소 부자연스럽고, 양팔에 체중이 많이 실리는 점을 고려하여 보행시 PN을 추가로 자극함으로써(6채널 보행) 환자의 에너지소모를 덜고, 보행모습과 속도 향상에 도움을 얻었다.

현재 양쪽 다리의 RF, VL, VM, GM을 자극(4채널)하여 10m/min의 속도로 약 2분 40초 동안 보행할 수 있게 되었다.

## 고 찰

### 1. 근육피로에 대한 고찰

정상인과 환자를 대상으로 전기자극파라미터를 바꿔가면서 근력과 근육의 피로를 고찰한 결과 예상한대로 자발적인 근육수축이 전기자극을 가하여 근육을 수축시킬 때보다 피로에 강한 경향을 나타내었다. 또 정상인과 환자에게 연속 자극을 가할 때 20Hz의 전기자극에 대한 근육의 피로저항성이 80Hz의 전기자극보다 큰 것으로 나타났다. 따라서 FES 보행 등에서 피로를 최소화하여 에너지소모를 최적화하는 프로토콜 개발시 연속수축(tetanus)을 보일 정도의 최소 주파수(보통 20Hz내외)로 자극하는 것이 적합함을 알 수 있었다. 그러나 정상인과 환자 사이에서 간헐적 전기자극을 가할 때 무릎관절 각도에 대한 근육의 피로경향이 반대로 나타났다는 점에 주목할 필요가 있다. 정상인의 경우 근육을 간헐적으로 자극할 때 80Hz의 자극을 가할 경우 20Hz의 자극일 때보다 빠른 근육피로를 유발하였으나 환자의 경우에는 정반대로 나타났다. 따라서 정상인이 장기간 동안 서 있다고 가정할 때 무의식적으로 한 다리만 지탱하고 서 있다가 다른 다리로 몸무게를 이동한다는 점을 생각하면 자세교환 방법이 매우 효과적이라 할 수 있을 것이다.

근육길이의 변화, 즉 관절각도의 변화가 피로에 미치는 영향을 보면 정상인이 자발적인 수축을 할 경우 무릎관절 각도가 150°일 때 근력이 초기값의 50%로 떨어지는 시



간이 90°일 때에 비해 길었다. 그러나 환자에게 전기자극을 가하여 근육수축을 유발한 결과는 이와 반대로 나타났다. 따라서 FES를 적용할 때 근육의 길이가 최적길이(optimal length)보다 긴 상태가 최적길이 부근에 비하여 오히려 피로에 대한 저항성이 크다고 할 수 있으며, 또한 이러한 현상은 고주파 자극일 경우에 더욱 두드러지게 나타나므로 가능하다면 무릎을 구부린 상태를 유지하면서 전기 자극을 가하는 것이 피로를 줄일 수 있는 방법 중에 하나일 것으로 판단된다. 앞으로 많은 연구가 필요하겠으나, 이와 같이 정상인의 근육수축특성이 마비된 근육의 특성과 상당히 다른 점이 많다는 것에 유의할 필요가 있다. 예를 들면 많은 연구에서 정상인의 특성으로부터 FES 자극패턴 혹은 방식을 도출하는 경우가 많으나, 본 연구에서는 전반적으로 자발적인 수축의 피로경향과 전기 자극에 의한 피로경향은 서로 상관관계를 갖지 않으므로, 또 전기자극을 가할 때 마비환자의 근육피로는 정상인의 근육피로와는 다른 성향을 보이므로 정상인의 근육수축패턴을 바탕으로 마비환자에게 전기자극패턴을 적용하는 것은 앞으로 연구를 요하는 부분이라고 판단할 수 있었다.

## 2. FES 엑서사이즈

본 연구에서 FES 엑서사이즈를 실시한 결과 가장 주목할 점은 환자가 생리적으로 상당한 치료효과를 얻은 것이다. 자의적으로 무릎을 들어올리고 좌우로 벌리는 능력이 크게 향상되어 보행시 스윙 단계에서 일반적으로 굴곡반사를 유발시킬 필요가 없었으므로 자극채널수가 줄었고, 자발적인 기능을 사용함에 따라 보다 정상인의 보행에 가까울 수 있었다. 그러나 온도나 통증에 대한 감각을 느끼는 부분이 원위부분으로 넓어졌기 때문에 자극강도와 RF의 전극 부착위치를 적절히 조절해 줄 필요가 있었다. FES 시작 7개월 후 근력 강화 단계에 있던 중 배뇨장애로 인한 고열과 복통으로 입원하였고, 2주간 엑서사이즈를 하지 못했음에도 불구하고 그 후 일요일까지 엑서사이즈를 실시한 결과 근력이 급속히 증가하는 결과를 보였다. 따라서 일반적으로 FES 엑서사이즈를 일주일에 5-6일간 실시하는 것보다 하루도 빠지지 않는 경우에 근력이 빨리 증가하는 것으로 추측된다. 그러나 이는 앞으로 보다 많은 임상결과에 의한 입증의 필요가 있다. 또 일반적으로 근육수축은 펄스의 면적이 자극강도에 비례하므로 자극강도를 조절할 때에는 펄스높이와 폭 중 어느 하나를 임의로 조정하는 방식을 택하고 있으나, 본 연구에 참가한 환자는 펄스폭 보다는 펄스높이가 자극강도에 훨씬 민감한 영향을 미쳤다. 그러므로 각 환자의 경우마다 변조(modulation)방식을 달리 택할 필요가 있다고 판단된다.

## 3. FES 일어서기 및 보행

일어서기 연습에서 RF, VL와 VM을 자극하였을 때 직접 GM을 자극할 때보다 약했지만 GM의 수동적인 강한 수축이 있었고, 기준전극을 PA에 직접 부착했을 때 대퇴부 뒤쪽의 슬건의 힘력수축이 발생하였다. 이는 PA에서 슬건의 반사작용을 유발하는 것으로 추측되고, 이 결과로 인하여 RF, VL, VM을 자극했을 때가 GM을 추가로 자극했을 때보다 서 있는 시간이 짧았다.

본 연구에 참가한 환자의 경우 최대 보행거리가 현재 30m에 미치지 못하고 있다. 본 연구진의 경험과 기타 연구결과와 발표에 의하면, 실외에서도 약 100m 이상 보행할 수 있는 경우도 있다. 첫째, FES를 적용한 기동성 회복에 있어서 한 그룹 내에서도 서 있는 시간, 보행거리 등이 상당한 개인차이를 보인다. PN을 추가로 자극하면, 즉 6채널 보행을 하면 속도와 거리 등을 향상시킬 수 있으나, 앞에서 언급한대로 지금의 단계에서는 환자 자신의 잔존능력을 향상시키는 것이 더 중요하다고 판단하여 4채널 보행 연습을 계속하고 있다. 또한, 본 연구에 참가한 환자는 사고 전에 축구, 단거리 달리기 등 순발력을 요하는 운동을 많이 했었기 때문에 피로저항성은 상대적으로 낮았다고 추측된다.

보행시 근육이 피로해지면 전기자극의 강도와 타이밍에 영향을 미치기 때문에 본 연구진은 보행시 고니오미터를 사용하여 보행주기 동안 고관절, 무릎관절, 발목관절의 각도를 연속적으로 측정하여, 정상인의 보행시 관절각도 및 보행 단계 시간을 정상인의 보행결과와 비교 분석하여 자세의 안정성을 높이고, 피로를 줄이며 보다 정상인의 보행과 가까운 각도를 유발하는 자극강도와 패턴을 생성하는 프로그램을 개발하고 있다. 현재 보행시 PC에 의해서 연속적으로 자극파라미터를 조정해 나갈 수 있는 인터페이스에 대한 설계는 마친 상태에 있다. 환자 개개인에 적합한 프로그램을 만들고 자극기를 소형화하게 되면 직장 및 가정에서 하반신 마비환자가 타인의 도움이 없이 일어서고 일어난 자세에서 윗몸을 사용하거나 화장실을 가는 등 간단한 보행동작을 수행할 수 있을 것이다.

## 참 고 문 헌

1. F. Gracanin, T. Prec, and T. Trontelj, "Evaluation of use of functional electronic peroneal brace in hemiparetic patients", in Proc. Int. Symp. External Control Human Extremities, Dubrovnik, Yugoslavia, August 29-September 2, pp.198, 1967.
2. W.T. Liberson, H.J. Holmguest, D. Scott, and A. Dow, "Functional electrotherapy: stimulation of the

- peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait in hemiplegic patients*", Arch. Phys. Med. Rehabil. vol. 42, pp.101-5, 1961.
3. A. Kantrowitz, *Electrophysiologic aids: A report of the Maimonides Hospital*, Brooklyn, New York, pp. 4-5, 1960.
  4. A. Kralj, S. Grobelnik, and L. Vodovnik, "Electrical stimulation of paraplegic patients - feasibility study", in Proc. Int. Symp. External Control Human Extremities, Dubrovnik, Yugoslavia, August 28-September 2, pp.561, 1973.
  5. A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, and H. Benko, "Paraplegic patients standing by functional electrical stimulation", in Digest 12th Int. Conf. Med. Biol. Eng., Jerusalem, Israel, August 19-24, pp.59, 1977.
  6. A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, J. Krajnik, and H. Benko, "Gait restoration in paraplegic patients: A feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES", J. Rehabil. Res. Develop., vol. 20, no. 1, pp.3-20, 1983.
  7. J.S. Petrofsky, and C.A. Phillips, "Computer controlled walking in the paralyzed individual", J. Neuro. Ortho. Surg., vol. 4, pp.153-164, 1983.
  8. J. Mizrahi, "Quantitative weight bearing and gait evaluation of paraplegics using functional electrical stimulation", J. Med. Biol. Eng. Comp., vol. 23, pp. 101-107, 1985.
  9. S. Rebersek, and L. Vodovnik, "Proportionally controlled functional electrical stimulation(FES) system for the control of the paralyzed upper extremities", Automedica, vol. 11, pp.209-20, 1989.
  10. P.H. Peckham, E.B. Marsolais, and J.T. Mortimer, "Restoration of key grip and release in the C6 tetraplegic patient through functional electrical stimulation", J. Hand Sur., vol. 5, no. 5, pp.462-9, 1980.
  11. R.R. Riso, A.R. Ignagni, and M.W. Keith, "Cognitive feedback for use with FES upper extremity neuroprosthesis", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, no. 1, pp.29-38, 1991.
  12. G. Khang, and F.E. Zajac, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part I - computer model and control-system design", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 36, no. 9, pp.873-84, 1989.
  13. G. Khang, and F.E. Zajac, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part II - computer simulation studies", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 36, no. 9, pp.885-95, 1989.
  14. A. Kralj, A. Trnkoczy, and L. Vodovnik, *Muscle fatigue due to electrical stimulation of normal and paraplegic patients in: Caldwell CS(ed), Development of Orthotic Systems Using Functional Electrical Stimulation and Myoelectric Control*, Ljubljana, Yugoslaviam University of Ljubljana, pp.107-114, 1971
  15. E. Henneman, *Peripheral mechanism involved in the control of muscle in: Mountcastle VB (ed), Medical physiology*, St. Louis, CV Mosby Co., ed.13, pp. 617-35, 1974.
  16. A. Trnkoczy, "Variability of electrically evoked muscle contractions with special regard to closed-loop controlled orthosis", Ann. Biomed. Eng., vol. 2, pp. 226-38, 1974
  17. G.W. Sypert, and J.B. Munson, "Basis of segmental motor control: Motoneuron size or motor unit type?", Neurosurgery, vol. 8, pp.608-21, 1981.
  18. D.F. McMiken, M. Todd-Smith, and C. Tomson, "Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation", Scand. J. Rehab. Med., vol. 15, pp.25, 1983.
  19. S. Salmons, "The adaptive capacity of skeletal muscle and its relevance to some therapeutic uses of electrical stimulation", Proc. Int. Symp. Cell biology and Clinical Management, In Functional Electro Stimulation of Neurons and Muscles, Abano Terme, Italy, August 28-30, pp.71, 1985.
  20. F. Biering-Sorensen, H. Bohr, and O. Schaadt, "Bone mineral content of the lumbar spine and lower extremities years after spinal cord lesion", Paraplegia, vol. 26, pp.293-301, 1988.
  21. G. Grimby, C. Broberg, I. Krotkiewska, and M. Krotkiewski, "Muscle fiber composition in patients with traumatic cord lesion", Scand. J. Rehab. Med., vol. 8, pp.37-42, 1972.
  22. S. Salmons, and J. Henriksson, "The adaptive response of skeletal muscle to increased use", Muscle Nerves, vol. 4, pp.94, 1981.
  23. S. Salmons, and G. Vrbova, "Changes in the speed of mammalian fast muscle following long-term stimulation", J. Physiol(London), vol. 192, pp.39-40, 1967.
  24. A. Kralj, and L. Vodovnik, "Functional electrical

- stimulation of the extremities:Part I", J. Med. Eng. Tech., pp.12-5. Jan., 1977.
25. C.A. Phillips, J.S. Petrofsky, D.M. Hendershot, and D. Stafford, "Functional electrical exercise: A comprehensive approach for physical conditioning of the spinal cord injured patient", Orthopedics, vol. 7, no. 7, pp.1112-23, 1984.
  26. P. Skalka, "Someday I will walk again". Reader's Digest vol. 11, pp.133-8, 1983.
  27. A. Kralj, and T. Bajd, 강근 역, 기능적 전기자극, 서울, 여문각, 14, 1995.
  28. L. Vodovnik, T. Bajd, A. Trnxkcy, A. Kralj, F. Gra anin, and P. Strojnik, "Functional electrical stimulation for control of locomotor systems", CRC Crit. Rev. Bioeng., vol. 6, no. 2, pp.63-131, 1981.
  29. G.R. Cybulski, R.D. Penn, and R.J. Jaeger, "Lower extremity functional neuromuscular stimulation in cases of spinal cord injury", Neurosurgery, vol. 15, no. 1, pp.132-46, 1984.
  30. A. Kralj, and R. Jaeger, "Posture switching enables prolonged standing in paraplegic patients functionally electrically stimulated", in Proc. 5th Ann. Conf. Rehab. Eng., Houston, Texas, Bethesda, Rehabilitation Engineering Society of North America, pp.60(abstr), August 22-27, 1982.
  31. A. Kralj, T. Bajd, T.R. Turk, and H. Benko, "Posture switching for prolonging functional electrical stimulation standing in paraplegic patients", Paraplegia, vol. 24, pp.221-30, 1986.
  32. R. Kobetic, R.J. Triolo, and E.B. Marsolais, "Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia", IEEE Trans. Rehab. Eng., vol. 5, no. 1, pp.23-9, 1997.
  33. U. Stanic, R. Acimovic-Janezic, N. Gros, A. Trnkoczy, T. Bajd, and M. Kljajic, "Multichannel electrical stimulation for correction of hemiplegic gait", Scad. J. Rehab. Med., vol. 10, no. 2, pp. 75-92, 1978.
  34. B. Bigland-Ritchie, D.A. Jones, and J.J. Woods, "Excitation frequency and muscle fatigue: Electrical response during human voluntary and stimulated contractions", Exp. Neurol., vol. 64, pp.414-27, 1979.
  35. H. Yellin, "Changes in fiber types of the hypertrophying denervated hemidiaphragm", Exp. Neurol., vol. 41, pp.412, 1974.
  36. L.A. Geddes, and L.E. Baker, *Stimulators and stimulation in: Principles of applied biomedical instrumentation*, 3rd ed., John Wiley & Sons, Inc., pp.494-6, 1989.
  37. B.J. de Lateur, *Spectrum of physical treatment measures in: Medical Rehabilitation*, J.V. Basmajian, R. L. Kirby, Williams & Willikins, pp.140, 1984.
  38. J. DeVahl, *Neuromuscular electrical stimulation (NMES) in rehabilitation in: Electotherapy in rehabilitation*, F.A. Davis Co., pp.242, 1992.
  39. D.A. Winter, 강근 역, 운동생체역학, 서울, 건국대학교 출판부, 74-6, 1992.
  40. L.A. Benton, L.L. Baker, B.R. Browman, and R. L. Waters, *Functional electrical stimulation: A practical clinical guide*, Downey CA, Rarcho Los Angeles Hospital, ed.2, pp.11-52, 1981.
  41. J.A. Nicholas, and E.B. Hershman, *Electrotherapy in the lower extremity & spine in: Sports medicine*, ed. 2, Mosby, U.S.A., pp.218-25, 1995.
  42. L.L. Baker, B.R. Bowman, and D.R. McNeal, "Effects of Waveform on Comfort During Neuromuscular Electrical Stimulation", Clin. Orthop. Rel. Res., no. 233, pp.75-85, 1988.
  43. G.K. Stillwell, *Therapeutic electricity and ultraviolet radiation*, Williams & Wilkins, pp.158, 1983.
  44. R. Kobetic, and E.B. Marsolais, "Synthesis of paraplegic gait with multichannel functional electrical neuromuscular stimulation", IEEE Trans. Rehab. Eng., vol. 2, no. 2, pp.66-79, 1994.
  45. H.I.C. Dubo, M. Peat, D.A. Winter, A.O. Quanbury, D.A. Hubson, T. Steinke, and G. Reimer, "Electromyographic temporal analysis of gait: Normal human locomotion", Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 57, pp.415-20, 1969.
  46. G. Markhede, and B. Stener, "Function after removal of various hip and thigh muscles for excitation of tumors", Acta. Orthop. Scand., vol. 52, pp. 373-395, 1981.
  47. M.R. Gersh, *Electrodiagnostic and electrotherapeutic instrumentation: Characteristics of recording and stimulating systems and principles of safety in: Electrotherapy in Rehabilitation*, F.A. Davis Co., U.S.A., pp.56-57,75, 1992.
  48. A. Kralj, and T. Bajd, 강근 역, 기능적 전기자극, 서울, 여문각, 28-9, 1995.

49. S. Salmons, and G. Vabova, "The influence of activity in some contractile characteristics of mammalian fast and slow muscles", *J. Physiol.*, vol. 201, pp.535, 1969.
50. A. Kralj, and T. Bajd, *강근 역, 기능적 전기자극*, 서울, 여문각, 33, 1995.
51. A. Kralj, and T. Bajd, *Standing and walking after spinal cord injury in: Functional electrical stimulation*, Boca Raton, FL: CRC Press Inc., pp.97, 1989.
52. 건국대학교 의공학과, 전기자극을 이용한 하반신 마비자의 기동성 회복에 관한 연구(연구결과보고서), 한국과학재단, 1996.