

# 전기자극에 의한 마비 근육의 훈련 프로그램

강 선화, 강 곤  
건국대학교 의과대학 의공학과

## An Exercise Program for Paralyzed Muscles Employing Electrical Stimulation

Seonhwa Khang and Gon Khang  
Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Kon-Kuk University

### ABSTRACT

The objective of this study was to develop an FES exercise protocol that can enhance muscle force and fatigue resistance and to evaluate the resulting effects. We investigated contraction and fatigue properties of vasti of 10 normal subjects and 4 paraplegics by applying different types of electrical stimulation. Based on the results, we have been training quadriceps of a male paraplegic patient.

The results suggested that the exercise be applied 7 days a week, and confirmed that low frequency and intermittent stimulation delays fatigue. After the two-year FES exercise, the patient's knee extensor torque increased by about ten folds and the fatigue index decreased to half of the prefES value.

### 서론

질병이나 사고로 인하여 상부 운동신경원이 손상된 환자의 마비된 근육 또는 그 근육을 관장하는 말초신경에 적절한 전기자극을 가하면 불완전하나마 일상생활에 필요한 동작을 회복할 수 있다. 이를 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)이라 한다[1]. FES에 관한 연구는 1960년대에 이르러 본격적으로 수행되기 시작하였고[2] 현재까지 하반신 마비환자의 일어서기 및 보행, 사지 마비환자의 손/팔 동작을 위한 연구가 꾸준히 진행되고 있다.

FES는 외관상 정상인에 가깝고 환자 자신의 근육과 대사에너지를 사용하고 아직 남아 있는 신경/근육의 반사작용도 유용하게 이용할 수 있으며 약간의 생리적 치료효과도 얻을 수 있는 등 종래의 보조기구에 비해 많은 장점을 갖고 있다. 그러나, FES가 마비환자들의 일상생활에 손쉽게 적용될 수 있으려면 아직도 많은 연구가 필요하다.

근육의 피로(fatigue)는 FES의 효용성에 관한 주요 문제점 중 하나로서[3-4] 연구보고에 의하면 저주파 자극으로 근육을 오랜 기간 훈련(exercise)시켰을 때 근육의 위축을 예방함과 동시에 피로저항성을 향상시킬 수 있었다[5].

본 연구는 근육의 피로를 최소화할 수 있는 FES 엑서사이즈 프로토콜을 추출하는 것을 궁극적인 목적으로 하고, 먼저 정상인과 하반신 마비환자의 무릎신근(extensor)에 전기자극을 가하여 근육을 수축시킬 때 자극파라미터와 무릎각도, 즉 근육의 길이에 따른 근육의 수축특성과 피로특성을 고찰하였다. 이어 관절경축이 없는 T-12 손상 하반신 마비환자의 대퇴직근(rectus femoris, RF), 외측광근(vastus lateralis, VL), 내측광근(vastus medialis, VM), 내측장딴지근(gastrocnemius medialis, GM)에 엑서사이즈를 실시해 가면서 정기적으로 근력, 피로저항성과 다리의 둘레를 측정하였다. 근력이 체중을 지지하기에 무리가 없다고 판단되었을 때 일어서기 연습을 시작하여 평행봉 및 위커를 이용한 보행 연습을 시행하였다.

### 방법

#### 1. 근육피로에 대한 고찰

먼저 정상인이 자발적으로 근육을 수축할 때의 근육수축특성을 조사한 뒤 정상인과 하반신 마비환자의 VL에 20Hz와 80Hz의 주파수로 사각 단상 펄스를 연속적 혹은 간헐적(10초 on/10초 off)으로 가하여 각각의 자극파라미터에 대한 정상인과 환자의 근육수축특성을 비교하였다. 이 때 근육의 길이가 피로현상에 미치는 영향을 고찰하기 위해 매 실험은 무릎관절 각도가 90°와 150° 일 때로 구분하여 시행하였다. 각 실험 사이에는 10분 이상의 휴식시간을 갖도록 하였다. 정상인 10명과 하반신 마비환자 4명을 대상으로 실험을 수행하였으며, 그 결과는 각각의 경우 평균값을 구하여

분석하였다.

2. FES 엑서사이즈

FES 프로그램에 참여한 환자는 낙상(fall)으로 인한 T-12 상부 운동신경원 손상환자로서 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 신체 검사를 한 후 FES에 적합하다고 판단되어 FES 엑서사이즈를 시작하였다.

하반신 근육 가운데 RF, VL, VM과 GM의 운동점에 표면전극을 부착하였고, 자극과라미터는 환자가 통증을 느끼지 않는 범위 내에서 근육이 최대로 수축하는 값으로 결정하여 4초on/4초off 방식을 택하였다. 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 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. 근력측정용 의자에서 환자의 무릎을 90° 각도로 고정된 뒤 RF(-)+VL(+), VM(-)+기준(+의 운동점에 전극을 부착하고 펄스높이 147~150V, 펄스폭 700μs, 주파수 20Hz의 사각 펄스를 가하여 1분 동안 무릎신근 토크를 측정하였다. 근육의 피로저항성을 알아보기 위해 식(1)을 이용하여 피로지수[6]를 구하였으며, 다리둘레의 길이는 무릎관절의 중심으로부터 상부 10cm, 20cm, 하부 15cm에서 매달 1번씩 측정하였다.

$$\text{피로지수}(\%) = \frac{\text{최초의토크} - \text{30초후의토크}}{\text{최초의토크}} \times 100 \quad (1)$$

4. FES 일어서기 및 보행

엑서사이즈 시작 11개월 후 자신의 체중을 지탱할 수 있다고 판단되었을 때 일어서기 훈련을 시작하였다. 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 근력이 낮아져서 체중을 지탱하기에 무리가 있다고 판단될 때 전기를 끄고 앉도록 하였

다. 일주일에 이틀, 하루에 5~6번의 일어서기 연습을 하였다. 전극 부착위치, 조합 및 자극과라미터(펄스높이, 펄스폭, 주파수)는 다음과 같이 3가지 방식을 적용하였다.

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

피로를 줄임으로써 서 있는 시간을 연장하기 위하여 일어서기 상태에서 왼쪽 다리와 오른쪽 다리를 번갈아 자극하는 방법과 한쪽 다리의 RF+VL과 반대쪽 다리의 VM+GM을 하나의 조합으로 하여 두 조합을 번갈아 자극하는 방법으로 체중이동 연습을 하였다. 보행에 들어가기에 앞서 양발을 서로 앞뒤에 놓고 양다리에 적절히 체중을 분산시키는 연습을 하였다.

보행 연습은 FES 엑서사이즈 시작 17개월 후, 일어서기 연습을 6개월 계속한 후 자유자재로 일어서고 균형을 잡을 수 있는 상태에서 시작하였다. 평행봉을 잡고 일어서 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 같은 방법으로 반대쪽 다리를 옮기며, 이를 한 보행주기로 하여 몸을 안정시키며 보행할 수 있을 때까지 계속하였다.

평행봉에서의 보행에 익숙해진 후 워커를 사용한 4채널 보행을 시작하였다. 보행 연습은 작은 보폭으로 시작해 큰 보폭으로 시행하였고, 익숙해진 후에는 두 보폭의 보행 연습을 번갈아 하였다. 보행시 스윙 단계에서 환자 스스로 다리를 최대한 바깥쪽 위로 들도록 하였으며 무릎을 들어올릴 때 발끝이 지면에 닿지 않고, 보다 자연스러운 보행모습과 속도를 갖기 위해 PN을 자극하여 굴곡반사를 유발시키기도 하였다(6채널 보행). 워커에 익숙해진 후에는 환자 스스로 워커의 손잡이에 부착한 스위치를 조작하여 보행 연습을 하였다.

일어서기와 보행 연습 동안 본 연구진은 각 채널의 독립제어가 가능한 8채널 정전압 자극기를 개발하여 사용하였고, 자극과라미터는 매 실험에 앞서 당시의 근육상태에 따라 조정하였다. 매 일어서기 및 보행 연습마다 일어서기 자세를 유지할 수 있는 시간과 보행시간, 발걸음수, 이동거리 등을 측정하였다.

결과

1. 근육피로에 대한 고찰

전기자극에 대한 근육의 피로를 실험적으로 고찰한 결과, 자발적인 수축이 전기자극의 경우에 비하여 피로에 견디는 능력이 훨씬 강함을 확인할 수 있었다. 정상인과 환자를 대상으로 VL에 전기자극을 가하여 측정된 무릎신근 토크의 변화에서 고주파 자극이 저주파에 비하여 자극 초기에는 보다 큰 힘을 나타내지만 급격한 피로를 유발하였다. 자극을 연속적으로 가하는 대신 10초 간격으로 전기자극을 가하고 중지하는 간헐적 자극 방식을 택하면 연속 자극을 가할 때 초기 무릎신근 토크의 50%로 떨어지는 시점에서도 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 엑서사이즈를 1년 이상 실시한 결과, 환자의 무릎신근 토크는 왼쪽이 약 8배, 오른쪽이 약 13배 정도 증가하였다(그림 1).

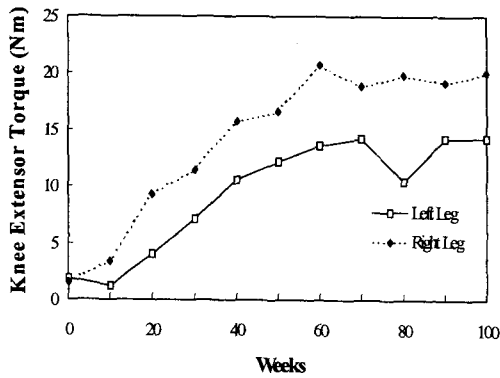


그림 1. FES 엑서사이즈에 따른 무릎신근 토크의 변화

Figure 1. Increase of the knee extensor torque due to FES exercise

이와 더불어 양쪽 다리의 둘레가 엑서사이즈 초기보다 약 14%(약 5cm) 증가하였다(그림 2). 그림에는 나타나 있지 않지만 다른 위치에서 측정된 결과도 이와 같은 비율의 증가를 나타내었다. 양쪽 다리의 피로지수는 모두 초기의 절반 이하로 떨어져 피로저항성이 크게 향상되는 경향을 보여주었다 (그림 3).

FES 엑서사이즈 동안 환자는 근력과 피로저항성이 향상됨과 동시에 스스로 다리를 움직이거나

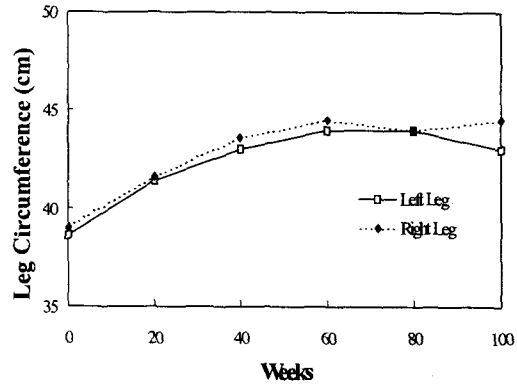


그림 2. FES 엑서사이즈에 따른 다리둘레의 변화

Figure 2. Increase of the leg circumference due to FES exercise

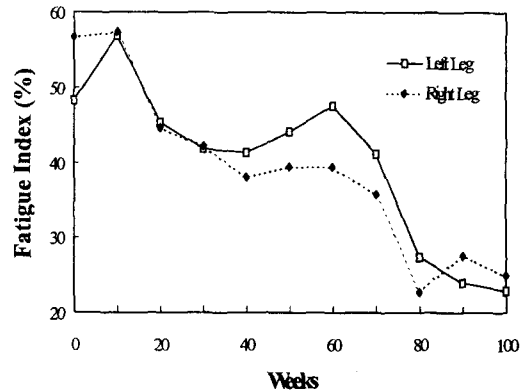


그림 3. FES 엑서사이즈에 따른 피로지수의 변화

Figure 3. Decrease of the fatigue index due to FES exercise

들어올리는 능력이 크게 향상되었고, 145V와 150V 사이의 전기자극에 대해서는 1V 차이에도 근육수축 및 감각이 민감하게 반응하는 경향을 보여주었다. 또한, 감각기능이 향상되어 점차로 자극전극을 원위(distal) 방향으로 옮겨 부착하였다. 그림 1에 나타난 바와 같이 엑서사이즈를 하루도 빠짐없이 실시하기 시작한 직후 근력의 향상이 두드러짐을 알 수 있었다.

3. FES 일어서기 및 보행

일어서기 연습 초기에는 환자가 서 있을 수 있는 시간이 약 40초 정도에 불과하였다. 전극의 부착 위치를 달리해 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 광

근(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. 양쪽 다 전기자극을 가해 일어난 후 번갈아 전기자극을 가해 일어서기 연습을 한 결과 최대 1분 50초 정도 균형을 유지하며 서 있을 수 있었다.

본 실험에 참가한 환자의 경우 현재 보행시 사용하는 4채널 전극위치(RF+기준(PA 상부 2~3cm), VL+VM)가 가장 적합한 것으로 판단되었다. 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. 따라서 되도록 환자 스스로 무릎을 들어올리며 보행 연습을 시행하고 있으나 발끝이 지면에 끌리지 않도록 무릎을 들어야 하기 때문에 보행모습이 다소 부자연스럽고, 양팔에 체중이 많이 실리는 점을 고려하여 보행시 PN을 추가로 자극함으로써 환자의 에너지소모를 덜고, 보행모습과 속도향상에 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. 근육피로

근육길이의 변화, 즉 관절각도의 변화가 피로에 미치는 영향을 보면, 정상인이 자발적인 수축을 할 경우 무릎관절 각도가 150° 일 때 근력이 초기값의 50%로 떨어지는 시간이 90° 일 때에 비해 길었다. 그러나 환자에게 전기자극을 가하여 근육수축을 유발한 결과는 이와 반대로 나타났다. 따라서 마비환자에게 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 전기자극을 가하는 것이 피로를 줄일 수 있는 방법 중에 하나일 것으로 판단된다. 본 연구에서의 결과에 의하면, 전반적으로 자발적인 수축의 피로특성과 전기자극에 의한 피로특성은 서로 상관관계를 갖지 않으므로 정상인의 근육수축패턴을 바탕으로 마비환자에게 전기자극패턴을 추출하여 적용하는 것은 앞으로 더욱 많은 연구를 요하는 부분이라고 판단할 수 있었다.

### 2. FES 액서사이즈

본 연구에서 FES 액서사이즈를 실시한 결과 가장 주목할 점은 환자가 생리적으로 상당한 치료 효과를 얻은 것이다. 자의적으로 무릎을 들어올

리고 좌우로 벌리는 능력이 크게 향상되어 보행시 스윙 단계에서 일반적으로 굴곡반사를 유발시킬 필요가 없었으므로 자극채널수를 줄일 수 있었고, 자발적인 기능을 사용함에 따라 보다 정상인의 보행에 가까울 수 있었다. 본 실험에 참가한 환자에 경우 액서사이즈 횡수를 매주 6일에서 7일로 바꾼 후 근력이 눈에 띄게 향상되었다. 따라서 일반적으로 FES 액서사이즈를 일주일에 5-6일간 실시하는 것보다 하루도 빠지지 않는 경우에 근력이 빨리 증가하는 것으로 추측된다. 그러나 이는 앞으로 보다 많은 임상결과에 의한 입증에 필요하다. 또 일반적으로 근육수축은 펄스의 면적이 자극강도에 비례하므로 자극강도를 조절할 때 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, VL과 VM을 자극하였을 때 직접 GM을 자극할 때보다는 약했지만 GM의 수동적인 강한 수축이 있었고, 기준전극을 PA에 직접 부착했을 때 대퇴부 뒤쪽의 슬건의 협력수축이 발생하였다. 이는 PA에서 슬건의 반사작용을 유발하는 것으로 추측되고, 이 결과로 인하여 RF, VL과 VM을 자극했을 때가 GM을 추가로 자극했을 때보다 서 있는 시간이 짧았다.

본 연구에 참가한 환자의 경우 최대 보행시간이 현재 3분에 미치지 못하고 있다. PN을 추가로 자극하면, 즉 6채널 보행을 하면 속도와 거리 등을 향상시킬 수 있으나, 지금의 단계에서는 환자 자신의 잔존능력을 향상시키고 이용하는 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.

현재 본 연구진은 보행시 고니오미터를 사용하여 보행주기 동안 고관절, 무릎관절, 발목관절의 각도를 연속적으로 측정하여, 자세의 안정성을 높이고 피로를 줄이며 보다 정상인의 보행과 가까운 각도를 유발하는 자극강도와 패턴을 생성하는 프로그램을 개발하고 있다. 환자 개개인에 적합한 프로그램을 만들고 자극기를 소형화하게 되면 직장 및 가정에서 하반신 마비환자가 타인의 도움이 없이 일어서고 일어난 자세에서 뒷몸을 사용하거나 화장실을 가는 등 간단한 보행동작을 수행할 수 있을 것이다.

## References

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. 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.
4. 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.
5. S. Salmons and J. Henriksson, "The adaptive response of skeletal muscle to increased use", Muscle Nerves, vol.4, pp.94, 1981.
6. A. Kralj and T. Bajd, 강관 역, 기능적 전기 자극, 서울, 여문각, 33, 1995.