

◆특집◆ 생체공학

기능적 전기자극을 이용한 하반신마비 장애인의 독립 보행

강곤\*

Exercise of Paralyzed Muscles and Paraplegic Walking Induced by FES

Gon Khang\*

**Key Words** : Functional electrical stimulation (기능적 전기자극), Exercise (훈련), Paraplegic walking (하반신마비 장애인의 보행)

1. 서론

사고 혹은 질병 등으로 인하여 신경계통에 손상을 입으면 그 신경이 관장하는 근육을 자발적으로 자극할 수 없게 되고 따라서 해당 신체 부분이 마비되어 기동성을 상실하게 된다. 이러한 근육 또는 신경에 외부로부터 전기적인 자극을 적절히 가하여 불완전하나마 일상생활에 필요한 신체기능을 회복하는 것을 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)이라 한다. 넓은 범위의 FES에는 전기자극에 의한 방광 기능의 회복<sup>[1]</sup>, 시력각 기능의 회복<sup>[2,3]</sup> 등도 포함되지만, 여기에서는 골격근을 사용하여 신체체절(body segment)을 움직이는데 사용되는 전기자극을 의미하기로 한다.

FES는 다양한 기동성 회복 방법 가운데 장애인 자신의 잔존기능(residual function)을 사용하는 유일한 방법이라고 할 수 있고 해당 장애인의 일상생활에 지대한 도움을 줄 수 있다. 가령, 척수 손상(spinal cord injury, SCI)을 입으면 손상 부위 아래쪽 신경이 관장하는 신체 부분이 마비되어 사지

마비(quadruplegia) 혹은 하반신마비(paraplegia)가 되므로 생활의 거의 대부분을 간호인(care giver)의 도움에 의존하게 된다. SCI와 뇌졸중(stroke) 등에 의해 손상된 신경은 회복되지 않는다는데 그 재활의 필요성을 들 수 있다. 더욱이 SCI는 교통사고, 스포츠사고 및 총상을 사용한 범죄가 주 원인이므로 대부분 20세 전후의 젊은이들에게 발생한다.<sup>[4]</sup> 또한, 의료의 발달로 인하여 이러한 지체장애인의 평균 수명은 비장애인과 거의 동등하게 되었기 때문에 이들에 대하여 공학적인 방법으로 그들이 필요한 기본적인 기동성을 회복시켜 줌으로써 독립적인 생활이 가능하도록 해 주어야 한다.

1960년대 족하수증(足下垂症, footdrop) 환자의 발목 앞 근육에 전기자극을 가하여 보행 중 발끝을 지면에 끄는 현상을 방지하는 장치들을 개발한 것<sup>[5]</sup>을 시작으로 FES는 꾸준히 임상에 적용되어 왔으며 현재 하반신마비 장애인의 일어서기 및 보행<sup>[6,7]</sup>과 사지마비 혹은 측마비(hemiplegia) 장애인의 어깨, 팔 및 손동작을 회복<sup>[8,9]</sup>시키는 연구가 진행되고 있다. 그러나 FES가 신체마비 장애인의 일상생활에 손쉽게 적용되기 위해서는 아직 많은 문제점을 해결하여야 한다.

본 논문에서는 하반신마비 장애인이 바퀴의자로부터 일어서고 일어서는 자세를 유지하며 보행을 할 수 있는 FES 시스템에 대하여 본인이 수행한 연구의 결과와 방향을 중심으로 기술하기로 한다.

\* 경희대학교 전자정보학부 동서의료공학과

Tel. 031-201-2998, Fax. 031-205-9062

Email gkhang@khu.ac.kr

주요 연구 분야로는 장애인 및 노약자를 위한 신체기능 회복(Prostheses and Orthoses), 주문형 환경 설계 시스템이 있다.

## 2. FES 의 연구분야와 연구개발 결과

### 2.1 컴퓨터 모델

보다 비장애인에 가까운 움직임을 회복하려면 범용 컴퓨터 모델<sup>[10]</sup>이 반드시 필요하다. 인체에 실제적인 전기자극을 가하기 전에 모든 가능성을 사전에 예측하고, 다양한 제어시스템을 설계하여 그 타당성을 확인할 수 있다. 그렇게 함으로써 실제로 일어날 수 있는 위험을 방지하고 불필요한 노력과 시간을 줄일 수 있다.

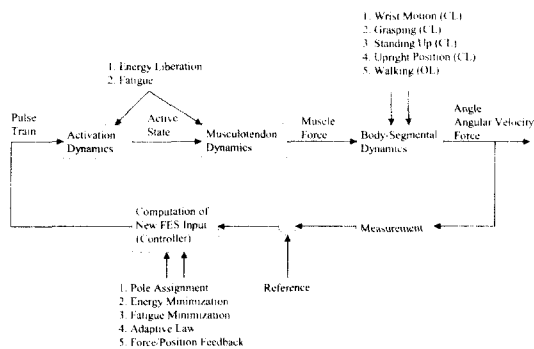


Fig. 1 Block diagram of a generic FES computer model

그림 1은 범용 FES 컴퓨터 모델의 블록도이다. 일반적으로 단상(monophasic) 혹은 이상(biphasic) 사각(rectangular) 펄스열(pulse train)의 형태로 전기 자극이 신경 또는 근육에 전달되면 근형질세막(sarcoplasmic reticulum)에 의한  $Ca^{++}$ 의 분비와 흡수가 진행되는 일련의 생화학반응(excitation-contraction coupling)을 통하여 이른바 근육의 작동상태(active state)<sup>[11]</sup>가 결정된다. Activation dynamics의 출력인 작동상태는 musculotendon dynamics를 통하여 근력으로 전환된다. 이 힘은 동작의 종류(예: 일어서기, 걷기, 잡기 등)에 따라 결정되는 body-segmental dynamics를 거치면서 뼈의 움직임, 즉 체절의 움직임으로 변환된다. 이 움직임을 나타내는 변수 가운데 일반적으로 관절의 각도와 각속도가 측정되거나 추출되어 제어기로 보내진다. 제어기에서는 다양한 제어방식에 의해서 새로운 펄스열을 만들어내게 된다.

[12]에서는 하반신마비 장애인이 바퀴의자로부터 일어서고 일어난 자세를 유지하는 과정에서 근육이 방출하는 에너지를 최소화하는 자극패턴을

도출하여 컴퓨터 시뮬레이션에 적용하였다. 그 결과는 근전도를 사용한 실험결과<sup>[13]</sup>와 매우 잘 일치함을 볼 수 있었다. 즉, 사람이 오랜 시간 서 있는 동안에는 해당 근육들을 적절히 사용하여 스스로 에너지 소모를 최소로 줄이고 있다고 추측할 수 있다.

이와 같은 범용 모델의 시뮬레이션을 통하여 우리가 원하는 최적 자극패턴을 얻을 수 있다. 예를 들면, 위에서 언급한 바와 같은 에너지 소모를 최소로 하도록 하여 얻은 자극패턴을 자극패턴 생성기에 전달하여 실제 장애인의 근육에 해당 펄스열을 가하는 방식을 택하고 있다 (2.4 다체널 전기자극 시스템 참조). 원하는 동작에 대한 피드백제어방식을 설계하는 데에도 컴퓨터 모델이 유용하게 사용된다. 위치제어에 의하여 서있는 자세를 유지하는 제어기<sup>[10]</sup>를 비롯하여 원하는 동작을 얻기 위한 다양한 제어방식이 제안되었다. 또한, 근육의 피로현상(2.6 근피로 참조)에 의한 근력저하, 전기자극에 의한 근력 상승작용(potential)<sup>[14]</sup>을 보상하는 제어시스템에 대한 연구도 활발히 진행되고 있다.

### 2.2 근육 훈련 프로그램

신경 손상을 입은 후 어느 정도의 기간이 지나면 이른바 의학적 안정상태에 도달하게 된다. 이 때 개개의 신체적 정신적 상태를 면밀히 검토하여 FES의 적용가능 여부를 결정한 후 근육훈련 프로그램을 시작한다.

오랜 기간 동안 사용하지 않은 근육은 위축(atrophy)되어 근력이 매우 약하고 자극에 대한 피로저항성이 낮을 뿐 아니라 뼈의 밀도도 비장애인보다 낮다. 따라서 전기자극을 이용하여 정기적으로 훈련을 함으로써 원하는 상태에 도달한 후 일어서기 등의 동작을 시작하게 된다. 예를 들면, 무릎을 펴는 최대관절토크가 30-50Nm에 미치지 못한 상태에서 일어서기 연습을 시작하면 다리 뼈에 심각한 손상을 초래할 가능성이 있다. 훈련의 방법으로는 누운 자세에서 무릎 밑에 베개 등을 놓은 상태에서 주요 근육에 일정한 전기자극을 가하는 방식<sup>[6,15]</sup>, 전기자극으로 자전거 페달을 돌리는 방식<sup>[16]</sup> 등 여러 가지가 있다.

본인의 실험실에서 지난 7년간 FES를 통한 재활프로그램에 참여하고 있는 NDS(남, 45세, L1 불완전마비)의 주요 다리근육에 20Hz 단상 사각

펄스열을 4s(on)/4s(off)로 가하였으며, 30 분을 한 단위로 하고 처음에는 근육당 하루에 1 단위에서 시작하여 점차 하루 6 단위까지 늘려 현재까지 계속하고 있다. 그림 2 는 NDS 의 대퇴사두근(quadriceps, 무릎을 펴는데 사용하는 근육)의 최대 관절토크의 변화를 나타내고 있다. 훈련을 시작하고 약 60 주가 지난 후에 양쪽 무릎 관절토크가 처음의 10-13 배에 이르렀음을 볼 수 있다. 또한, 피로지수(fatigue index)<sup>[6]</sup>는 처음의 50%로 감소하였으며 다리 둘레 역시 13% 이상 증가하였다.<sup>[15]</sup>

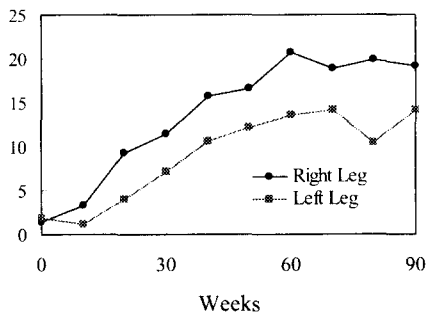


Fig.2 Effect of electrical exercise on muscle force

### 2.3 전극(electrode)

해당 신경이나 근육에 수술로 삽입하는 매립전극(implantable electrode, 주로 전극 끝 부분을 매립하고 피부를 통하는 전선으로 자극을 가하는 통피전극, percutaneous electrode)과 피부 위에 부착하는 표면전극(surface electrode)을 사용하여 전기자극을 가한다. 매립전극은 원하는 근육만을 골라 자극할 수 있으며, 비교적 낮은 전력으로도 충분한 근력을 얻을 수 있으므로 자극기를 보다 소형화할 수 있다. 또한 몸 속 깊은 곳에 위치한 근육도 자극할 수 있다. 반면에, 표면전극은 손쉽게 입고 벗을 수 있고, 다양한 자극방식을 시험해 볼 수 있으며, 수술의 번거로움과 그에 따른 감염 등의 위험이 없다. 표면전극은 치료자극(therapeutic electrical stimulation)용, FES 용 등 다양한 종류가 개발되어 시판되고 있는 반면에 매립전극은 전극과 생체와의 생체적합성, 독성반응, 감염, 재수술의 문제점 등으로 인하여 아직 연구 단계에 있다고 말할 수 있다. 그러나 매립전극의 장점이 매우 크기 때문에 앞으로는 전극뿐 아니라 FES 자극기 자체를 소형화하여 전극과 함께 매립하고 코

일을 사용하여 외부로부터 자극기에 전력을 공급하는 시스템<sup>[17]</sup>이 개발되어 사용될 것이다.

### 2.4 다채널 전기자극 시스템

그림 3 은 본인이 개발한 자극 시스템의 개략도이다.<sup>[18]</sup> 데이터관리기(database manager)는 사용자 개인의 정보(의학적 상태 포함)를 입력, 수정, 관리하고, 필요한 정보를 컴퓨터모델에 전달한다. 자극패턴생성기(stimulation pattern generator)는 각 동작모드(일어서기, 걷기, 빠르게 걷기, 계단 오르기, 계단 내려가기, 액서사이즈의 6 모드)에 따라 개인에 적합한 자극패턴을 생성해낸다. 여기에서 생성된 자극패턴은 직렬통신을 통해서 8 채널 자극기에 전달된다.

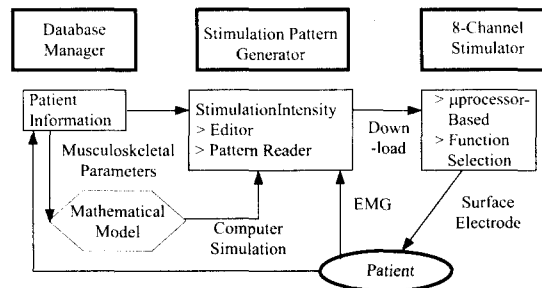


Fig. 3 Block diagram of the 8-channel FES system

한 보행주기 동안의 각 근육에 대한 자극강도(stimulus intensity)는 그림 4(a)에서와 같이 PC 스크린상에서 임의로 편집할 수 있도록 하였다. 즉, 스크린의 오른쪽에 있는 각 segment 를 마우스로 잡아 당겨 자극강도곡선의 모양을 정한 후 마우스를 사용하여 강도의 크기와 넓이(시간)를 임의로 늘이고 줄일 수 있다. 비장애인의 주요 다리근육의 근전도를 바탕으로 한 보행주기 동안의 채널별 자극강도 곡선을 구성하고 실험을 통해서 개선해 나갈 때에는 이와 같은 임의 편집 방법을 쓴다. 반면에, 앞에서 언급한 컴퓨터 시뮬레이션을 통해서 각 근육의 자극강도를 계산한 다음 이를 바로 자극패턴생성기에 보내어 저장할 수 있도록 하였다. 이렇게 얻어진 자극강도 곡선으로부터 각 근육의 동원곡선(recruitment curve, 각 근육별로 자극 파라미터와 자극강도와의 관계를 나타내는 곡선)을 사용하여 자극 파라미터(펄스폭, 펄스높이와

주파수)를 추출하고 이를 PC 의 직렬포트를 통해 자극기로 보낸다.

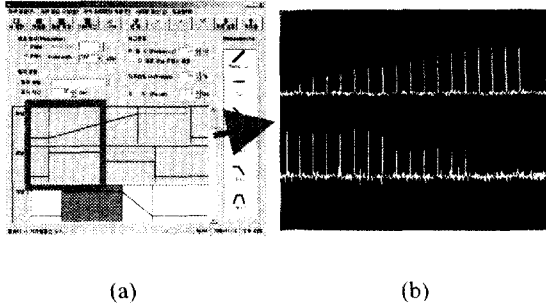


Fig. 4 Stimulation pattern generator (a) and the output pulse train (b)

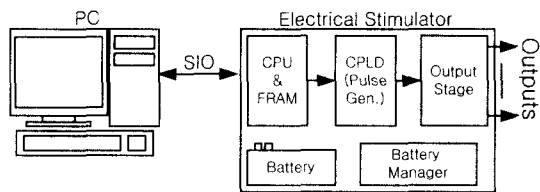


Fig. 5 Schematic diagram of the stimulator

개발한 자극기의 구성은 그림 5 와 같다. 자극기의 크기와 무게를 줄이기 위하여 한 개의 마이크로프로세서(i80C31), FPGA(FLEX10K10)와 데이터를 저장할 RAM 만을 사용하여 구현하였다. PC로부터 6 모드의 자극정보를 download 하여 저장하고, 사용자가 선택한 모드의 8 채널 펄스열을 독립적으로 발생시킨다. 각 채널의 자극 주파수는 1-50Hz 의 범위에서 1Hz 간격으로 조정할 수 있도록 하였고, 최대 펄스폭은 2ms 이며 조정 간격은 50 $\mu$ s 로 하였다. 그림 4(b)는 자극패턴생성기에서 임의로 만든 자극강도를 자극 파라미터로 변환하고 이를 자극기에 전달하여 출력으로 나오는 펄스열을 보여 주고 있다. 사각형 안의 두 채널에 해당하는 펄스열.

그림 6 은 본 연구진이 개발한 휴대용 자극시스템을 사용하여 걷고 있는 모습이다. 자극기는 12V 1.6AH NiMH 배터리를 사용하고 있으며, 25Hz의 주파수로 8 채널 모두에서 연속적으로 4 시간 동안 펄스열을 공급할 수 있다. 크기는 250(W) x 65(H) x 200(D) cm<sup>3</sup> 이고 무게는 약 2Kg 으로서 사

용자가 허리에 부착할 수도 있고 그림에서와 같이 워커(walker)에 부착하여 사용할 수도 있다. 사진 속의 NDS 는 현재 약 5 분 동안 10-15m/min 의 속도로 보행이 가능하다.



Fig. 6 FES-induced paraplegic walking with a portable stimulator

### 2.5 근육의 역학적 특성

신체의 일부가 마비된 장애인은 비장애인과 달리 모든 근육을 자극하여 사용할 수 없다. 우선 표면전극으로는 피부에 가깝게 위치한 근육만을 자극할 수 있고 하나의 근육만 자극하여도 그 옆에 위치한 다른 근육들에게도 자극이 전해져 부분적으로 수축하기도 한다. 매립전극을 사용한다 하더라도 모든 근육을 대상으로 엑서사이즈를 할 수도 없고 근육에 따라서는 위축이 심해서 자극의 대상이 되지 못하는 경우도 있다. 따라서 자극이 가능한 다리 근육들 가운데 어떤 근육(들)을 어떤 조합으로 사용하는 것이 가장 적합하느냐는 질문에 대답하려면 각 근육이 다리의 운동(여기에서는 보행)에 어떤 역할을 하는가에 대한 충분한 이해가 선행되어야 한다.

근육의 역할을 결정짓는 가장 큰 요소는 근육의 해부학적 위치라고 인식되어 왔다. 가령, 이두박근(biceps brachii)은 팔꿈치의 안쪽에 위치하고

있으므로 이 근육이 수축하면 팔꿈치를 굽히게 된다는 것이다. 그러나 이러한 해부학적인 위치만으로는 설명할 수 없는 현상이 실제로 관찰되었다. 예를 들면, 자전거의 페달을 돌리는 동안 일부 구간에서 해부학적으로 완전히 반대의 위치에 있는 두 근육이 동시에 수축하고 있는 것을 볼 수 있다. 관절의 양쪽에 위치한 두 근육이 동시에 수축하는 것은 그 관절을 고정시킴으로써 안정성을 제고하고자 할 때 볼 수 있는 현상이지만, 자전거의 페달을 돌릴 때에는 가능하면 에너지를 적게 소모하면서 빨리 돌려야 하므로 이러한 동시수축현상은 기대하기 어렵다. 따라서 이러한 현상을 역설(paradox)로 취급하였다.<sup>[19]</sup>

본 연구진은 각 근육이 수축함으로써 각 신체체절의 가속도에 어떤 영향을 미치는가에 대한 연구를 수행하였다. 이 연구의 결과<sup>[12]</sup>에 의하면, (1) 그림 7 의 가자미근(soleus)과 같은 단관절근육(monoarticular muscle)은 언제나 해당 관절(발목)을 일정한(발목을 펴는) 방향으로 굽히려 하지만, (2) 그림 7 의 장딴지근(gastrocnemius)과 같은 이관절근육(biarticular muscle)은 신체체절의 위치에 따라 반대방향으로 체절들을 가속시키려 한다는 것이다. 즉, 장딴지근을 자극하면 해부학적 위치에 따라 언제나 무릎을 펴고 발목을 뒤로 펴는 역할을 해야 한다고 생각되었으나, 실제로는 신체의 현재 위치(관절각도)에 따라 무릎을 굽히는 방향으로 체절들을 가속시킬 수도 있다는 것이다. 위에서 언급한 자전거 페달링의 예에서는 대퇴사두근과 슬근(hamstrings)이 고관절과 무릎에 대해서 반대방향에 위치하고 있지만, 이 두 근육이 동시에 작동되고 있는 구간에서는 체절들을 같은 방향으로 가속시키고 있다고 믿어진다.

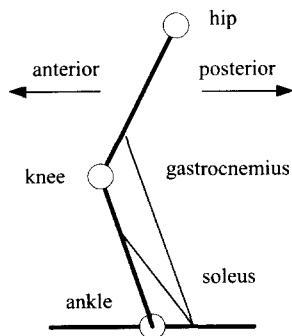


Fig. 7 Anatomical positions of gastrocnemius and soleus

인체동작의 가장 큰 특징 중 하나는 근육의 잉여성(redundancy)라고 할 수 있다. 즉, 어느 관절에 같은 작용을 하는 근육이 여러 개 있으므로 하나의 동작을 유발하기 위해서 다양한 조합의 근육을 사용할 수 있다. 예를 들면, 발목의 앞쪽에는 4 개의 근육이 위치하고 있고 이들이 작동하면 발목이 굽혀지거나 안쪽이나 바깥쪽으로 돌아가게 된다. 이런 경우에 발목을 굽히는 방향으로 일정 토크를 만들어내기 위해서 자극할 수 있는 근육의 조합과 자극강도는 매우 많을 것이다. 따라서 어떤 조합이 가장 최적인가라는 질문에 대한 해답을 구해야 할 것이다. [12]에 의하면, 원하는 관절토크가 시간의 함수로 주어졌을 때 이를 발생시키려면 하나의 근육군(群) 가운데 강하고 최대수축속도가 빠른 근육부터 사용하는 편이 에너지소모를 가장 줄일 수 있다. 반면에, 자극시간에 관계없이 주어진 일정 크기의 토크를 발생시키려 한다면 근육의 최적길이(가장 큰 힘이 발생하는 길이)가 짧고 최대수축속도가 느린 근육을 먼저 사용하는 것이 에너지를 덜 소모한다고 보고하였다.

## 2.6 근피로

FES 에 있어서 해결하여야 할 주요 문제점 가운데 하나는 근육의 피로일 것이다. 즉, 전기자극을 가하면 자발적인(voluntary) 수축의 경우에 비하여 근육이 훨씬 빨리 피로현상을 보이고, 이에 따라 동작을 수행하는 시간이 비장애인에 비하여 짧아지게 된다. 근육의 피로현상에 대하여 수많은 연구가 수행되어 왔으나 전기자극에 의한 피로를 어떻게 막거나 지연시킬 수 있는가에 대한 해답은 아직 분명치 않다.

실제 자발적인 수축에서의 신경입력(neural input)은 일반적인 전기입력과는 달리 수많은 신호가 무작위로 근육에 도달하게 된다. 이러한 전기신호의 동기성이 피로의 한 원인이라고 가정하여 하나의 근육에 여러 개의 전극을 부착하고 순차적으로 자극을 가하는 순환자극<sup>[20]</sup>(rotary stimulation, sequential stimulation)과 각 전극에 간헐적인 펄스열을 가하는 간헐자극<sup>[21]</sup>(intermittent stimulation)을 적용하여 근피로를 상당히 줄일 수 있었다. 또한, 근피로의 생리학적 기전을 수학적으로 모델링하거나, [10]에서와 같이 특정 조건하에서 에너지소모를 줄이면 줄일수록 근피로가 늦어질 것이라는 가정하에 근피로를 최소화하는 자극 방법을 도출하

고자 하는 연구가 진행되고 있다.

### 3. 토의

FES 는 장애인들에게 일상생활에 필요한 기동성을 제공할 뿐 아니라 자신의 근육을 사용하여 움직이고 앉아있거나 누워있는 자세를 벗어남으로써 생리적 기능이 상당히 향상되기도 한다. 혈액순환을 촉진하고, 근육의 위축과 경축을 방지하고, 뼈에서 칼슘이 빠져나가는 것을 방지하고, 반사작용을 유지 또는 강화시켜주고, 방광기능과 배설기능을 촉진한다. 특히, 불완전마비 장애인의 경우에는 이러한 일반적인 현상 외에도 자발적인 능력의 향상과 감각기능의 향상을 볼 수 있다. 본 연구에 참가한 NDS 는 처음 FES 프로그램에 들어올 때에는 앉은 자세에서 오른쪽 다리를 좌우로 약 1cm 움직일 수 있었고 왼쪽은 전혀 움직일 수 없는 상태였으나, 현재는 선 자세에서 위커 혹은 평행봉을 잡고 스스로 양쪽 발을 각각 지면으로부터 약 10cm 들어올릴 수 있게 되었다. 따라서 보행 중 스윙단계(swing phase, 발이 지면으로부터 떨어져 있는 단계)에서 다리를 스스로 들어올림으로써 굴곡반사(flexion reflex)를 유발할 필요가 없어지고 자극채널 수를 줄일 수 있었다. 또한, 감각기능도 상당히 향상되어 전기자극에 대한 통증을 느끼는 경우가 많다. 일반적으로 자극전극은 대퇴사두근의 운동점(motor point, 가장 강한 근수축을 유발하는 자극 위치, 무릎과 고관절의 중간보다 약간 위쪽)에 부착하는데 NDS 의 경우에는 훈련을 거듭할수록 감각의 경계가 밑으로 내려가 전극을 점차적으로 아래쪽으로 이동시켜야 했다. 따라서 전기자극에 의한 근력이 충분치 못하게 되는 수도 있다. 그러나 장애인 스스로 다시는 움직일 수 없다고 생각했던 자신의 신체 부분이 전기자극에 의하여, 혹은 잔존기능의 향상에 의하여 다시 움직이는 것을 보는 것으로 상당한 정신적인 혜택을 받게 된다.

FES 보행에는 상부운동신경원(upper motoneuron injury) 손상이어야 하고, 관절의 경축(contracture), 골화, 골다공증 등이 없어야 하며, 경직(spasticity)이 심하지 않아야 하며, 균형감각이 정상이어야 하고, 협동의식이 있어야 하는 등의 많은 전제 조건이 있다. 따라서 실제로 FES 프로그램에 들어

올 수 있는 하반신마비 장애인의 수가 그다지 많지 못하다.<sup>16)</sup> 따라서 보다 많은 신경손상 장애인들에게 FES 를 적용할 수 있는 공학적 기술이 개발 또는 개선되어야 한다. 피부를 비롯한 생체조직의 전기적 특성에 대한 연구<sup>22)</sup>, 전기자극이 뼈의 밀도를 비롯한 신체 각 부분에 미치는 영향, 윗몸의 균형 유지를 위한 보조기기 설계 및 제작 등에 의한 결과는 이러한 문제점을 해결하는데 큰 도움을 줄 것이다.

본 논문에서는 하반신마비 장애인의 일어서기와 보행에 그 내용을 국한하였으나 사지마비 혹은 측마비 장애인의 팔과 손을 움직여 원하는 동작을 수행하는 데에도 FES 가 이용된다. 그렇게 함으로써 가령 손가락을 사용한다든가 컵을 쥐는 동작이 가능해지고 따라서 개호인의 도움을 상당히 줄일 수 있다. 특히, 팔/손동작은 그 역학적 모델이 보행에 비하여 간단하기 때문에 보다 원활한 제어가 가능하다. 예를 들면, 손가락 끝에 촉각(tactile)센서를 부착하여 물건을 쥘 때의 힘을 제어하기도 한다. 그러나 손 근육은 대부분 가늘고 길기 때문에 피부 가까이 위치한 근육을 전기적으로 자극하면 그 주위의 다른 근육들도 영향을 받는다. 따라서 손가락 전체를 사용하여 공(ball)과 같은 물건을 쥐는 경우를 제외하고는 매립전극을 사용하여 각 근육을 독립적으로 자극하는 경우가 많다.

장애인을 위한 재활공학은 일반 공학에 비하여 몇 가지 차이점을 가지고 있다. 우선, FES 에서는 제어를 위한 계측장비는 가능한 한 간단하게 하여야 한다. 복잡한 센서와 전선 등은 입고 벗기 불편하기 때문에 그 기능이 우수하다 하더라도 사용자(장애인)의 관심을 끌기 어렵다. 따라서 정확도와 정밀도가 다소 떨어지더라도 간단한 기기를 선택하는 편이 좋다. 사용의 편의성에 못지 않게 중요한 요소로 외관(appearance)을 들 수 있다. 가령, 관절각도를 측정하는 고니오미터(goniometer)로부터의 전선은 완전히 의복 속으로 정리하여 밖으로 드러나지 않도록 세심한 주의를 기울여야 한다.

### 4. 결론

FES 는 사고, 질병 등으로 신경이 손상되어 해당 신체 부분이 마비된 장애인에게 불완전하지만

일상생활에 필요한 기동성을 회복하는 방법으로 관심을 끌고 있다. 기동성의 회복뿐 아니라 생리적인 기능 향상과 그에 따른 정신적인 혜택도 FES 의 주요 기대효과라고 할 수 있다. 현재에는 표면전극 (혹은 통피전극) 휴대용 FES 시스템이 일반적으로 임상에 적용되고 있으나 머지않은 장래에 전자 패키징, 삽입용 재료 등의 발달과 더불어 전체 매립용 자극시스템이 개발되어 장애인의 일상생활에 손쉽게 적용될 것이다.

### 참고문헌

1. Creasey, G., and Dahlberg, J., "Economic Consequences of an Implanted Neuroprosthesis for Bladder and Bowel Movement," Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 82, pp. 1520-1525, 2001.
2. Wentai, L., McGucken, E., Cavin, R. et al, "A Retinal Prosthesis to Benefit the Visually Impaired," in Intelligent Systems and Technologies in Rehabilitation Engineering, CRC Press, pp. 31-92, 2001.
3. Berger-Vachon, C., "Intelligent Techniques in Hearing Rehabilitation," in Intelligent Systems and Technologies in Rehabilitation Engineering, CRC Press, pp. 93-1228, 2001.
4. Yashon, D., "Spinal Injury," Appleton-Century-Crofts, 1986.
5. Liberson, W., Holmquest, H., Scot, D, and Dow, M., "Functional Electrotherapy: Stimulation of the Peroneal Nerve Synchronized with the Swing Phase of the Gait of Hemiplegic Patients," Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 42, pp. 101-105, 1961.
6. 강근(역), "기능적 전기자극," Kralj, A., and Bajd, T.(저), 역문각, 1994.
7. Kobetic, R., Triolo, R., Uhler, J. et al, "Implanted Functional Electrical Stimulation System for Mobility in Paraplegia: a Follow-Up Case Report, IEEE Trans Rehabil. Eng., Vol. 7, pp. 390-398, 1999.
8. Peckham, P., Keith, M., Kilgore, K. et al, "Efficacy of an Implanted Neuroprosthesis for Restoring Hand Grasp in Tetraplegia: a Multicenter Study," Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 82, pp. 1380-1388, 2001.
9. Ichie, M., Handa, Y., Matsushita, N. et al, "Control of Thumb Movements: EMG Analysis of the Thumb and Its Application to Functional Electrical Stimulation for a Paralyzed Hand," Front. Med. Biol. Eng., Vol. 6, pp. 291-307, 1995.
10. Khang, G., and Zajac, F., "Paraplegic Standing Controlled by Functional Neuromuscular Stimulation: Part I - Computer Model and Control-System Design," IEEE Trans Biomed. Eng., Vol. 36, pp. 873-884, 1989.
11. Hill, A., "The Heat of Activation and the Heat of Shortening in a Muscle Twitch," Proc. Roy. Soc. Ser. B, Vol. B136, pp. 195-211, 1949.
12. Khang, G., and Zajac, F., "Paraplegic Standing Controlled by Functional Neuromuscular Stimulation: Part II - Computer Simulation Studies," IEEE Trans Biomed. Eng., Vol. 36, pp. 885-894, 1989.
13. Basmajian, J., "Muscles Alive," The Williams & Wilkins Co., 1974.
14. Eom, G., Watanabe, T., Hoshimiya, N., and Khang, G., "Gradual Potentiation of Isometric Muscle Force during Constant Electrical Stimulation," Med. Biol. Eng. & Comp., (in press), 2002.
15. 강선화, 강근, 최현주, 김종문, 정순열, 정진상, "하반신 마비환자의 FES 독립보행을 위한 근육 강화 프로그램," 대한의용생체공학회지, 제 19 권, 제 1 호, pp. 69-80, 1998.
16. Hooker, S., Figoni, S., Rodgers, M. et al, "Physiologic Effects of Electrical Stimulation Leg Cycle Exercise Training in Spinal Cord Injured Persons," Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 73, pp. 470-476, 1992.
17. Lanmuller, H., Sauermann, S., Unger, E. et al, "Battery-Powered Miniature Implant for Electrical Nerve Stimulation," Biomed. Tech. (Berl.), Vol. 44, pp. 114-119, 1999.
18. Song, T., Yi, J., Khang, G., and Choi, K., "An 8-Channel Stimulation Pattern Generator," Proc. IX Mediterranean Conf. on Medical and Biological Engineering and Computing, Pula, Croatia, June 12-15, pp.680-681, 2001.
19. Andrews, J., "The Functional Roles of the Hamstrings and Quadriceps during Cycling: Lombard's Paradox Revisited," J. Biomech., Vol. 20, pp. 565-575, 1987.

20. Zonnevylle, E., Somia, N., Stremel, R. et al, "Sequential Segmental Neuromuscular Stimulation: an Effective Approach to Enhance Fatigue Resistance," *Plast. Reconstr. Surg.*, Vol. 105, pp. 667-673, 2000.
21. Verburg, E., Thorud, H., Eriksen, M. et al, "Muscle Contractile Properties during Intermittent Nontetanic Stimulation in Rat Skeletal Muscle," *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.*, Vol. 281, pp. 1952-1965, 2001.
22. Grimnes, S., and Martinsen, O., "Bioimpedance & Bioelectricity," Academic Press, 2000.