

◆특집◆ 바이오메카트로닉스 I

전기자극을 이용한 상실된 운동기능의 회복 : 기능적 전기자극 (FES)

엄광문*, 강곤**, 이정한*, Nozomu HOSHIMIYA***

Restoration of Motor Function using Electrical Stimulation : Functional Electrical Stimulation (FES)

Gwang Moon Eom*, Gon Khang **, Jeong Han Yi* and Nozomu HOSHIMIYA ***

Key Words : Electrical stimulation (전기자극), Motor function (운동기능), Spinal cord injury (척수손상), FES (기능적 전기자극), FNS (기능적 신경근육자극), TES (치료적 전기자극)

1. 서론

인간이 사물을 보고 듣는 것, 사고하고 기억하고 비교 판단하는 것, 손과 발을 움직이는 작용이 모두 신경계의 전기적 활동에 의한 것이라는 것은 기지의 사실이다. 척수손상(SCI: spinal cord injury)이나 뇌졸중(cerebral apoplexy) 등에 의해 중추신경계가 손상되면 사지나 체간이 운동기능을 상실하게 된다. 이러한 환자에 대한 의료기술은 한계가 있고, 특히 마비의 정도가 심할 경우에는 대응할 수 없었다. 그러나, 운동기능의 장애를 가지고 있더라도 말초의 신경과 근육이 흥분성을 유지하고 있는 경우에는, 여기에 외부에서 적절한 전기자극을 가하는 것에 의해 상실한 운동기능을 재건할 수 있는 것이 알려졌다. 이 방법은 기능적 전기자극(FES: functional electrical stimulation) 혹은 기능적 신경근육자극(FNS: functional neuromuscular stimulation)이라

고 불린다^[1]. 한편, 이러한 전기자극에 의한 흥분을 장기간 계속하면 말초신경계의 장애가 개선되는 것이 알려져, 요실금의 치료에 전기자극을 이용하는 등 전기자극을 치료적인 목적에 사용하고자 하는 것을 치료적 전기자극 (TES: therapeutic electrical stimulation)이라고 한다. 이러한 전기자극은 최근에 들어서 그 연구와 임상적 응용이 활발하게 되었다.

본 논문에서는 이러한 FES 및 TES에 대하여 그 기본적 내용을 소개한 후, 필자들의 연구성과를 중심으로 근래의 연구동향에 대해서 살펴보고, 또한 앞으로의 전망을 예측하고자 한다.

2. 기능적 전기자극

2.1 FES의 원리

운동기능의 마비가 상위의 운동뉴런(motor neuron)의 장애에 의한 경우에는 전기자극에 의한 운동기능의 재건이 가능하다. 즉, 척수의 전각(anterior horn)세포를 포함한 말초신경의 장애가 없는 경우 말초신경과 그것이 지배하는 근육은 흥분성을 유지하므로, 전기자극에 의해 활동전위(action potential)가 발생하고 전파되어 근육의 수축을 유발할 수 있다.

* 건국대학교 의과대학 의학공학부
Tel. 043-852-9890, Fax. 043-852-9890
Email gmeom@kku.ac.kr

** 재활공학 특허, 마비환자의 운동기능재건을 위한 전기자극, 인체운동 시뮬레이션, 노인장애인을 위한 복지기기 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

*** 경희대학교 전자정보학부 한방시스템공학과
Graduate School of Engineering, Tohoku University, Japan

따라서, 운동중추의 명령을 인위적 방법에 의해 검출한 후, 차단된 중추신경내의 전도로를 바이패스하여 직접 신경 및 근육에 전달하는 것이 가능하다면 목적하는 동작을 수행하는 것이 원리적으로 가능하다. 현재 시행되고 있는 FES의 대부분은 Fig. 1 과 같이 운동기능 마비환자의 잔존기능에서 제어신호를 검출하여 자극장치를 구동하고, 표면전극 혹은 삽입전극을 통해서 필요한 말초신경 및 근육을 전기적으로 자극하여 마비된 사지가 환자의 의도대로 동작하도록 한 것이다.

2.2 자극용 전극

FES에 주로 사용되는 전극에는 크게 나누어 표면(surface) 전극, 관피적(percuteaneous or intramuscular) 전극, 이식형 (implantable) 전극이 있다. 이 외에도 근육 표면의 운동점(motor point)에 꿰매도록 되어 있는 epimysial 전극, 신경에 감도록 되어 있는 신경 커프(nerve cuff) 전극이 있다. 다수의 근육이 관여하고 자유도가 큰 사지동작의 제어 특히 상지제어에 있어서는 매우 좁은 영역의 신경속(nerve fascicle)이나 근육을 선택적으로 자극하여 미세한 움직임을 제어해야 하므로, 각각의 근육을 미세하게 제어할 수 있는 관피적 전극이나 이식형 전극이 적합하다. 이러한 전극은 가늘고 유연해야 하며, 근수축이나 동작에 의한 신축성 스트레스에 강해야 한다. 또한, 생체 내에서 변질하지 않고 전류를 흘려도 부식하지 않아야 하며, 독성이 있는 이온을 방출하지 않고, 경제적으로도 부담이 되지 않는 가격에 제공되

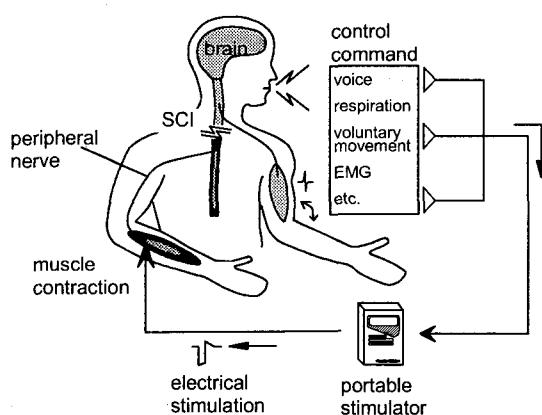


Fig. 1 Principles of FES (control of upper extremities)

어야 한다. 필자들의 연구그룹에서는 이러한 요구에 부합하는 관피적 전극을 개발했다^[2]. Fig. 2에 현재 시판되고 있는 전극의 확대사진을 보인다. 이 전극은, 직경 $25 \mu m$ 의 스테인레스강 SUS316L 선을 19개 다발로 하여 테프론 피복을 입힌 후 다시 코일모양으로 꼬아서 신축 스트레스에 견디도록 한 것이다.

2.3 다채널 FES 자극기

전기자극에 따른 근육의 수축량을 제어하기 위한 방법으로는 자극펄스의 진폭변조(PAM), 펄스폭 변조(PWM), 펄스주파수 변조(PFM) 등이 있으나, 필자들은 Fig. 3과 같은 펄스파형의 진폭(전압)을 변화시키는 것에 의해 수축량을 제어하는 진폭변조 방식을 주로 사용하고 있다.

앞서 설명한 바와 같이, 환자의 잔존기능으로부터 얻어낸 제어신호에 따라 자극장치로부터 마비된 근육에 적절한 자극펄스가 인가되어 동작의 재건이 이루어진다. 이 때, 복수의 근육에 인가할 다채널의 자극펄스열(pulse trains) 혹은 자극패턴을 어떻게 디자인해야 필요한 운동기능을 재건할 수 있는가가 매우 중요한 문제가 된다. 지금까지 시도된 방법 중에서 임상적으로도 우수한 결과를 보여준 것은 필자들이 제안한 “근전도방법”으로서, 정상인 피험자의 동작 중 근전도를 바탕으로 다채널의 자극패턴을 만드는 것이다. 즉, 재건하고자 하는 동작을 정상인 피험자가 시행하고 그 동작에 따라 발생하는 근육활동전위(근전도)를 바탕으로 자극펄스의 기초가 되는 표준자극패턴을 작성한다. 다음으로, 환자의 각 근육별 자극 역치

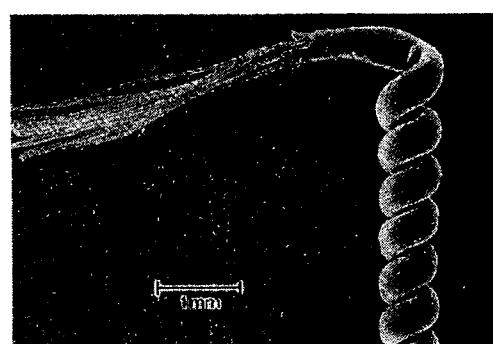


Fig. 2 Percutaneous electrode
(SUS316L, $25 \mu m \times 19$ lines)

(threshold)와 자극최대전압을 측정하여 시스템에 입력하여 환자개개인의 자극패턴을 결정한다. 이 방법에서는 매우 복잡하고 교묘한 움직임을 하는 상지의 운동기능재건에 있어서 특히 국제적으로도 우수한 방법이라는 평가를 받고 있다. 이렇게 작성된 환자 개인의 자극패턴을 저장할 수 있는 휴대용 자극기를 Fig. 4에 나타낸다. 이것은 필자들의 연구결과를 바탕으로 일본전기(NEC)가 개발하고 일본 후생노동성(厚生勞動省: ministry of health, labour and welfare)의 인가를 받아 현재 임상에 사용되고 있는 제품이다.

2.4 임상적용

FES의 원리에 의하면 전기자극에 대하여 흥분할 수 있는 생체조직은 모두가 FES의 대상이 될 수 있다. Table 1에 FES의 대표적인 적용례를 나타낸다. 이 중, 필자들의 연구그룹에서는 상지제어에

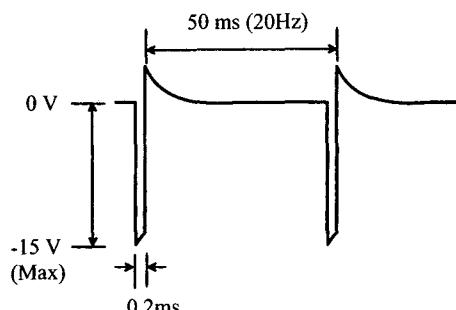


Fig. 3 Stimulation pulse waveform

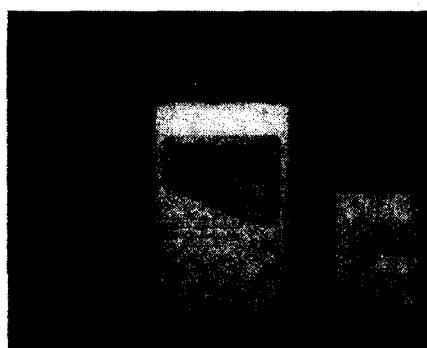


Fig. 4 Portable stimulator for percutaneous electrodes with built-in memory for saving stimulation patterns

중점을 두어 연구를 진행해 왔다^[1]. 고위의 경수 손상(cervical spinal cord injury)에 의해 상완(upper arm) 이하가 거의 마비된 사지마비환자에 대해, 손가락과 손목 및 주관절(elbow)을 제어하여 “팔을 편 후 손바닥을 퍼서 물건을 잡고 다시 팔을 오므리는” 일련의 동작을 실현할 수 있게 되어, 화장, 식사, 글쓰기 등의 일상생활활동(ADL)을 획득할 수 있게 되었다. 그 외에도, 하반신마비환자의 기립과 보행을 위한 하지제어^[3], 어깨 운동의 제어^[4], 요실금 환자를 위한 배뇨의 pacing 등 비뇨기계의 적용도 가능하게 되었다.

Table 1 Applications of functional electrical stimulation

Musculoskeletal system	Respiration pacemaker Upper extremities control Upper extremities control Urinary control (inhibition of urinary incontinence)
Sensory system	Auditory prosthesis (stimulation of cochlea) Visual prosthesis (stimulation of visual area in brain) Sensory substitution (stimulation of skin)

3. 최근의 연구동향

3.1 이식형(Implantable) FES

현재 임상적으로 사용되고 있는 자극 시스템에서는 Fig. 4와 같이 자극장치를 체외에 두고 전극을 체내에 관피적으로 삽입하고 있다. 이 장치의 유용성은 이미 많은 임상경험에 의해 증명되었으나, 전극의 피부관통부분의 감염과 외관상의 문제들이 있어서, 앞으로 FES가 보편화되기 위해서는 될 수 있으면 피부를 관통하는 부분이 없는 완전 이식형으로 하는 것이 바람직하다. 특히 배뇨제어에서는 필요한 채널수가 많지 않으므로 완전 이식형이 용이하다고 할 수 있다.

전력의 공급방식에 의해 이식형 시스템의 구조가 크게 좌우된다. 많이 알려진 예로서 심장 페이스메이커(pacemaker)는 1 채널로 1Hz 정도의 자극출력을 가지므로 일반적으로 리튬전지로 구동하고 있다. 그러나, FES 시스템의 경우 최대 50Hz 정도의 자극 펄스에 의한 다수의 근육의 자극이 필요하며 소비전력도 크므로, 전지로 구동하는 것

은 적절하지 않다. 따라서, 필자들의 그룹에서는 체외로부터 전력을 전송하여 최대 32 채널까지 자극할 수 있는 이식형 FES 시스템을 개발하여 수차례 시작품을 제작한 바 있다^[5].

개발된 이식형 FES 시스템의 개념도를 Fig. 5에 보인다. 자극패턴을 미리 기억시킨 체외 컨트롤러로부터 체내에 삽입된 자극장치에 전자(電磁)적으로 자극정보를 전송하여, 이식된 전극을 통해 근육 및 신경을 전기자극한다. 전력과 정보 양자 모두 외부에서 전송하므로 내부장치는 완전히 수동적으로 작동하게 되어 내부장치의 이상에 의한 위험을 최소화하고 있다.

시작(試作)한 시스템에서 자극방식은 지금까지의 관파적 FES 장치에서 사용된 방식이 사용되나, 시스템의 신뢰성을 높이기 위한 새로운 기능으로서 전력전송상태와 자극전극의 단선의 검출을 이식된 자극장치가 자동적으로 시행하여 그 정보를 체외장치에 반송하는 쌍방향 정보전달기능을 가지고 있다. 또한, 전력 및 신호 전송용 코일은 Fig. 6과 같이 소용돌이 모양의 전력송신용과 8자형 구조의 신호전송용의 2 가지를 사용하여 상호간의 자속(magnetic flux)의 간섭이 적도록 배려하였다. 전력공급과 신호전송에는 각각 다른 반송주파수를 사용하고, 전자적 결합도를 높였으며, 자속의 유출이나 외부자계로부터의 영향을 작게 하기 위해 비정질(amorphous) 자성파이버를 장착했다. 이식장치의 소형화를 위해서 아날로그 회로는 MCM(multi-chip module)으로 디지털 회로는 FPGA(Field programmable gate array)로 구성했다.

최근 휴대전화나 컴퓨터의 급격한 보급에 따라 전자(電磁)적 간섭에 의한 의료사고의 가능성성이 높아지고 있다. 필자들이 개발하고 있는 이식형 FES 시스템에서도 전자적 외래잡음의 영향에 의해 전송된 자극데이터에 에러가 발생할 것이 우려된다. 자극데이터의 에러는 재건동작의 지장을 초래할 뿐만 아니라, 하지제어의 경우에는 넘어짐에 의한 사고를 유발할 수도 있다. 필자들은 이러한 위험을 예방하기 위해 Hamming 코드에 기초한 에러수정회로를 내장한 FES 시스템의 도입을 제안하고 그 유효성을 제시하였다^[6].

3.2 휴대용 표면자극기의 개발

앞서 소개한 관파적 자극기의 감염 및 미관상의 문제를 해결하기 위한 최근의 연구로서 이식형 자극기에 대한 연구가 진행되고 있는 한편, 표면자극기에 대한 연구도 지속되고 있다. 이것은, 표면자극이 근육의 선택성 및 전극의 탈착과 캘리브레이션 비용의 문제를 안고 있기는 하나, 감염의 문제가 거의 없고 안전하며 환자의 거부감이 적고 전극의 삽입에 따른 수술이 필요 없으며 손쉽게 실험할 수 있다는 점은 물론, 하지제어와 같이 넓은 근육을 자극하여 큰 근수축력을 발생해야 하는 경우에는 넓은 범위의 근육을 한꺼번에 자극할 수 있다는 장점을 가지기 때문이다.

그러나, 표면자극에서는 피부를 경유하여 신경이나 근육에 자극펄스를 전달해야 하므로 관파형 및 이식형 자극보다 자극의 강도가 수 배

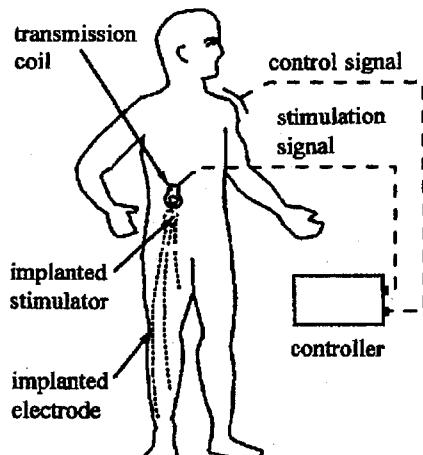


Fig. 5 Implantable FES system

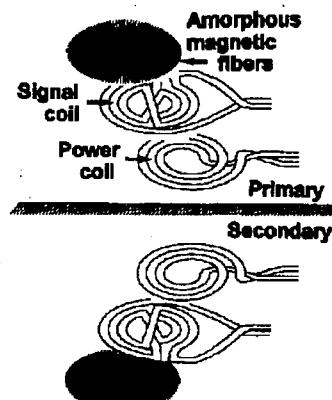


Fig. 6 Transmission coils structure of implantable FES system

이상 강해야 한다. 따라서 자극 출력 회로가 필연적으로 커지고 무겁게 되어 휴대용 자극기를 만드는데 어려움이 따른다. 필자들은 표면자극기의 소형화를 실현하기 위해 CPLD(complex programmable logic device)를 채용하였고, PAM에 따르는 회로의 대형화와 전력소모를 피하기 위해 PWM 방식을 채용하였다^[7]. 또한, 출력 단의 절연변압기의 크기를 줄이기 위해서 50KHz의 버스트 펄스(burst pulse)를 정류한 후 결합 커패시터와 충방전회로를 거쳐 비대칭 biphasic 자극펄스를 발생하도록 하였다^[8]. Fig. 7에 제작된 8 채널 자극기와 출력펄스파형을 보인다. 자극기의 크기는 가로 180mm × 세로 200mm × 높이 60mm이고, 중량은 1.4Kg으로서 환자가 보행 시 사용하는 워커(walker)에 장착하기에 적당하다. 자극기의 크기와 중량은 SMD(surface mounted devices)와 기존의 알루미늄 대신 플라스틱 하우징(plastic housing)을 채용하여 더욱 작게 할 수 있다.

3.3 PC 기반의 자극패턴 설계 및 전송

현행 FES의 문제점 중 하나가 매끄럽지 못한 동작이다. 이것은 환자에게 인가하는 자극패턴을 보다 적절히 디자인함으로써 해결할 수 있다. 필자

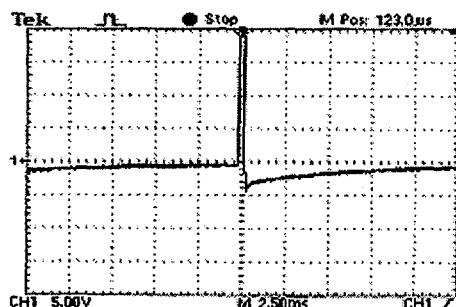


Fig. 7 Portable 8 channel surface stimulator (upper) and its output pulse waveform (lower)

들은 이러한 자극패턴을 PC-Windows 환경에서 쉽게 편집하여 자극기로 전송할 수 있는 자극패턴 편집기 개발을 수행하고 있다^[9].

Fig. 8에 개발된 소프트웨어를 보인다. 이 소프트웨어는 Visual Basic 6.0을 사용하여 작성되었으며, 환자데이터 관리기, 자극패턴 편집기, 자극파라메터 생성기 및 자극기와의 통신기의 4 부분으로 구성된다. 환자데이터 관리기는 환자의 병력을 포함한 제반정보를 관리하며, 6 가지 모드(서기, 걷기, 빨리 걷기, 계단오르기, 계단내리기, 훈련)에 대한 8 채널의 자극패턴을 저장한다. 자극패턴 편집기는 사용자가 마우스의 클릭과 드래그(drag)만으로도 쉽게 자극강도의 패턴을 편집할 수 있도록 하며, 자극파라메터 생성기는 자극강도로부터 펄스의 폭과 전폭과 같은 파라메터를 생성하고, 통신기가 이 파라메터를 자극기로 단시간에 송신한다.

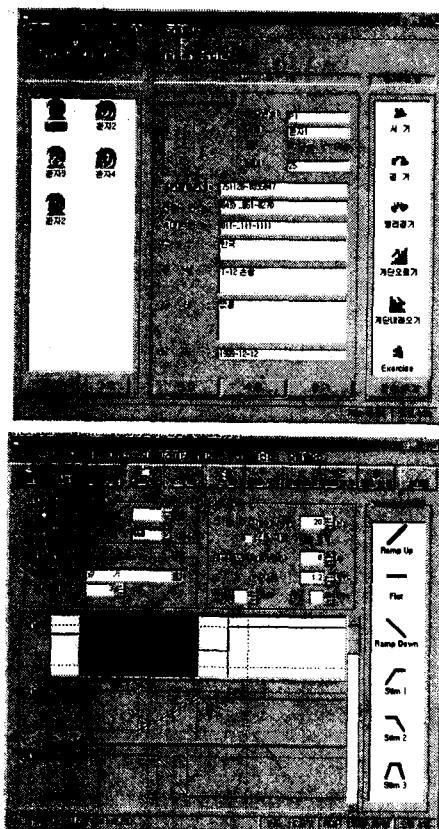


Fig. 8 PC-based patient data manager (upper) and stimulation pattern editor (lower)

이 시스템은 자극패턴의 손쉬운 편집 및 실험을 제공하여, FES 연구의 발전에도 크게 기여할 것으로 기대된다.

3.4 FES Simulator

필자들은 앞서 설명한 자극데이터의 작성법에 의해 상지의 운동기능재건에 성공하고 있으나, 이 방법에는 다음과 같은 문제점도 있다. 우선, 동작 중의 근전도를 바탕으로 표준자극패턴을 만들기 위해서는 정상인 피험자의 부담과 해석비용이 적지 않다. 또한, 작성한 표준자극데이터를 각 환자에게 적용할 때, 시행착오(trial-and-error)식의 조절이 필요하여 환자의 부담이 크고 하지제어의 경우에는 위험을 동반하기도 한다. 이에 필자들은 Fig. 7 과 같이 FES에 의한 재건동작을 예측할 수 있는 “FES 시뮬레이터”的 개발을 진행하고 있다.

FES 시뮬레이터의 한가지 기능으로서, 컴퓨터상에서 재건동작의 예측을 통해 원하는 동작을 재건하기 위한 표준자극패턴의 자동생성이 가능한 것을 보였다^[10]. 구체적으로는, 하반신마비환자에 대하여 파라메터 추정이 용이하도록 간략화한 근골격모델을 구축하고, 기립동작을 위한 표준자극패턴을 동적최적화(dynamic optimization)에 의해 산출했다. 작성된 자극패턴과 재건동작을 Fig. 8에 보이는데, 이 결과는 정상인 피험자의 근전도 및 기립동작과 매우 유사한 것으로부터 제안된 방법은 타당성을 가지는 것으로 생각된다. Fig. 9에서는 동적최적화의 반복과정중의 구속조건과 평가함수가 수렴하는 모양을 보인다. 구속조건으로서는 최종시각에서의 각 관절각도가 0이 되도록 하였는데 반

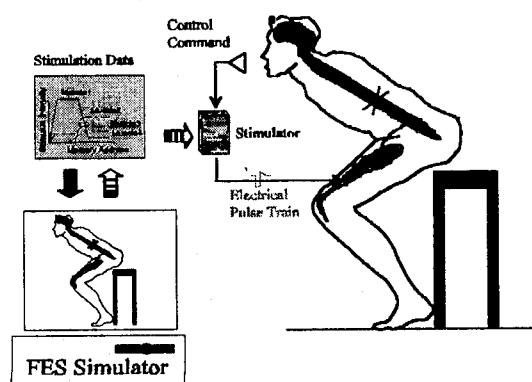


Fig. 9 FES simulator

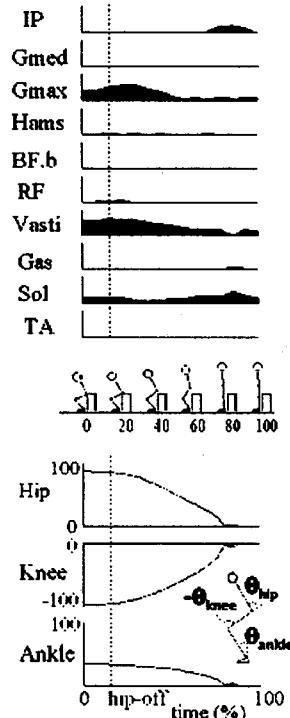


Fig. 10 Stimulation pattern (normalized to each muscles maximum stimulation amplitude) for standing-up generated by the FES simulator and its simulated joint angle trajectories. Time is normalized so that the interval from hip-off to the final time of standing-up becomes 85% of the entire motion time

복裊수가 50 번째에서 거의 0에 수렴하는 것을 알 수 있다. 평가함수로는 파로를 최소화하기 위해 각 근육의 규준화한(normalized) 자극강도의 적분치를 모든 근육에 대해 합산한 값을 사용하였는데, 이 값은 구속조건이 수렴한 후에도 꾸준히 감소하여 반복횟수 140에서 거의 수렴하는 양상을 보인다. 이것은 재건동작이 탈성된 이후에도 평가함수를 최소화하기 위하여 자극패턴의 미세한 조정이 계속되고 있는 것을 나타낸다.

이 방법에서는 종래의 방법에서의 근전도의 계측 및 해석이 불필요하므로 임상적용의 면에서 큰 장점을 지닌다. 또한 환자에게 자극을 인가하기 전에 자극데이터의 조정을 FES 시뮬레이터로 시행하면 환자의 신체적 시간적 부담을 덜 수 있

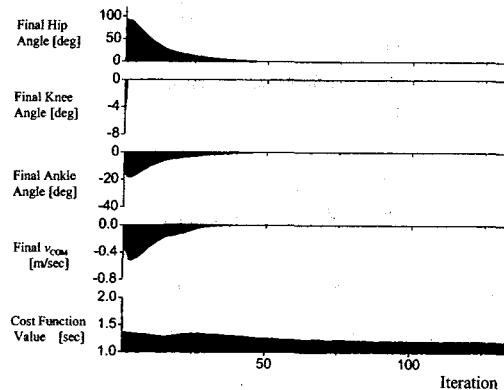


Fig. 11 Convergence of constraints (upper four graphs) and cost function value (the lowest graph) in the dynamics optimization process

고 넘어짐 등의 위험을 피할 수 있다. 이 외에도, 인체나 동물을 대신한 실험방법의 제공, 환자 및 의료진에 대한 FES의 설명 등 기초연구와 임상연구 또는 의료진과 환자를 연결하는 역할을 할 수 있을 것으로 기대된다.

3.5 근골격계 모델

FES 시뮬레이터에는 전기자극을 입력으로 하는 근골격계 모델이 필요하다. 근래에 들어 FES에의 적용을 목적으로 한 근육모델에 관한 연구가 많이 보고되고 있으나, 대부분이 자극펄스의 진폭과 펄스폭과 같은 자극강도만을 입력으로 하고 있다. 그러나, FES에 의한 동작재건에는 자극주파수를 조정하는 것이 중요하다. 예를 들어, 기립과 같은 빠른 움직임과 강한 수축력을 필요로 하는 경우에는 높은 자극주파수가 유효하고, 상지의 경우에는 자극주파수에 의한 제어에 의해 보다 매끄럽고 정확한 동작을 재건할 수 있는 가능성이 있다. 필자들은 이러한 요구에 부합하기 위해, 자극의 진폭뿐 아니라 주파수도 변화시켰을 때의 응답을 예측할 수 있는 근육모델에 대한 연구를 수행하고 있다^[11].

FES에 의한 근력 및 운동을 보다 정확히 예측하기 위해서는 근육의 모델이 근육의 시변적인 성질까지 잘 표현해야 한다. 필자들은 동일한 전기자극에 대한 근력이 증가하는 사실(근력강화현상: potentiation)에 대한 이론적 연구와 실험적 연구를 병행하고 있다. Otazu 등^[12]은 근육 활성화 모델

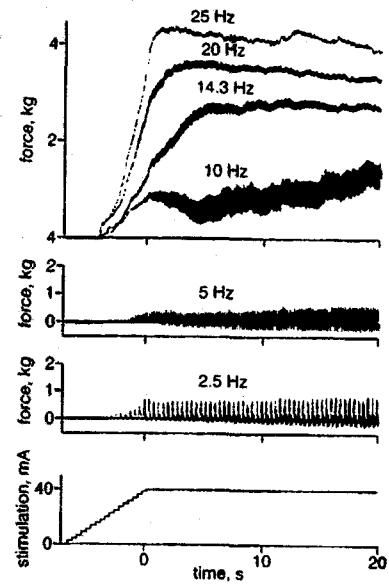


Fig. 12 Muscle potentiation due to different stimulation frequencies (vastus lateralis muscle)

(activation model)을 이용하여 PTP(post-tetanic potentiation), catch-like effecte 등의 메커니즘을 해명하고자 하였고, Eom 등^[13], 엄광문^[14]은 실험을 통해서 근력강화현상의 주파수, 자극이력, 관절각도 의존성 및 지속시간을 해명하였다. Fig. 12는 여러 주파수의 자극에 대한 근력강화현상을 정상인의 외측광근에서 조사한 결과를 나타내고 있다.

한편, FES 시뮬레이터로 특정한 환자의 동작을 보다 정확하게 예측하기 위해서는 근골격 모델의 내부에서 사용되는 파라메터 값을 각 환자별로 적절하게 결정해야 한다. 이러한 모델 identification은 그 중요성에도 불구하고 그다지 연구가 이루어져 있지 않은 것이 현실이다. 필자들은 identification이 용이한 모델구조 및 identification 프로토콜을 설계하여, 모델에 사용되는 요소들의 파라메터값을 추정함으로써, 정상인 피험자의 외측광근(vastus lateralis muscle)의 전기자극에 의한 슬관절(knee joint)운동을 예측할 있음을 보였다^{[10][15]}. Fig. 13 애 사인파, 삼각파, 톱니파의 자극에 대한 슬관절 운동의 측정값과 모델 시뮬레이션 결과를 비교하여 나타낸다. 양자간의 NRMSE(normalized RMS error)는 11.3%이하로서 모델의 identification이 매우 성공적인 것을 알 수 있다.

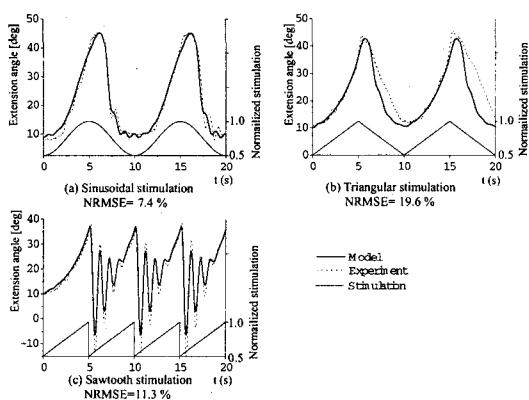


Fig. 13 Comparison of model predictions with experimental results. Simulation results with identified model showed good agreement with experimental data

3.6 신경정보의 검출과 FES에의 적용

현재의 임상용 FES 시스템에서는 자극장치 내에 미리 등록한 자극패턴을 출력할 뿐, 환자의 시각을 통한 것 외에는 피드백제어가 이루어지지 않고 있다. 이러한 open loop 제어에서는 외란이나 근골격계의 변화에 대응할 수 없으므로 장기적으로는 피드백제어가 바람직하다. 피드백제어를 위해서는 관절각도, 가속도 혹은 지면에의 접촉유무 등을 검출하는 센서를 환자에 장착할 필요가 있다. 이러한 센서의 조건으로서는 장착 및 캘리브레이션(calibration)이 간편할 것, 정도(resolution)가 높고 재현성이 보장될 것, 외관이 좋을 것 등을 들 수 있다. 피드백 제어의 FES에 있어서 가장 큰 문제점은 적절한 센서의 부재이다. 이러한 센서를 공학적으로 개발하는 것도 중요하지만, 한편으로 생체내부의 근육이나 건(tendon)에 본래 존재하는 센서 즉 natural sensor을 이용하는 것도 생각할 수 있다. 생체내의 센서는 우수한 응답특성을 가지고 있으며, FES 제어에 필요한 근장력의 변화나 관절각도 변화, 또한 감각 피드백을 위한 감각정보도 제공할 수 있고, 탈착과 외관의 문제도 해결할 수 있다. 최근에는 세계적으로도 이 분야에 대한 관심이 매우 높아지고 있어^{[16]-[19]}, 특히 유럽, 캐나다, 미국 등에서 활발한 연구가 진행되고 있다.

필자들의 연구그룹에서는 신경정보를 이용한 호흡제어(electronic respiration: EPR) 방법을 1976년

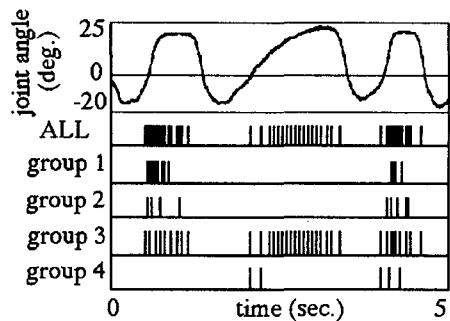


Fig. 14 An example of classification of nerve action potentials. ALL is classified into group 1~4

에 이미 제안하였다^{[20][21]}. 횡격막신경의 근위(proximal)쪽에 장착한 쌍극전극으로 미약한 신경임펄스를 계측하여 이것을 트리거신호로 하여 횡격막신경의 원위(distal)쪽에 장착한 단극전극을 통해 충분한 강도의 자극을 가하는 방법이다. 이 방법에서는 EPR이 인체본래의 피드백과 잘 조화한 제어계를 실현하고 있다.

최근에는, 말초신경으로부터 신경정보를 취득하려는 목적으로, 커프(cuff)전극으로 계측한 신경활동전위파형을 각 신경섬유별 신호로 분리하려는 연구가 진행되고 있다^[22]. 또한, 커프전극으로 활동전위파형을 정확히 기록하기 위해서 잡음을 제거하기 위한 연구가 수행된 바 있다^[23].

기록된 파형에는 활동전위가 전파되고 있는 신경섬유의 두께 및 신경섬유와 기록전극 간의 거리의 영향이 포함되어 있으므로, 기록파형의 차이에 주목하여 파형을 분류하는 것이 원리적으로 가능하다. 지금까지는 계층적 클러스터분석을 이용하여 적절한 평가함수를 도입함에 의해 객관적이고 자동적인 활동전위파형의 분류가 가능하게 되었다. Fig. 12는 토끼의 검지의 중족지절(MTP)관절의 각도를 변화시켰을 때 경골신경(tibial nerve)에서 기록한 파형을 분류한 결과이다. Group 1과 2는 관절이 일정한 속도이상으로 신전하고 있을 때, group 3은 관절이 신전상태일 때 활동전위를 발생하고 있는 것을 알 수 있다.

4. 결론

예전에는 불가능하다고 생각되었던 마비환자의 운동기능재건이 의학과 공학의 경계영역에 위

치하는 기능적 전기자극이라는 새로운 방법에 의해 가능해져 가고 있다. 사지마비환자의 손가락과 수관절 및 주관절의 제어와, 하반신마비환자의 기립 및 보행을 위한 하지제어, 요실금의 방지 등이 그 예이다. 현시점에서 FES는 아직 초보적인 단계로서, 재건동작의 질과 종류의 면에서 정상인보다는 열등하지만 많은 발전 가능성을 가지고 있다. 현단계에서도 FES를 희망하는 마비환자가 적지 않은 것은 “보다 나은 삶의 질”을 원하는 인간의 존엄성에 바탕을 둔 인간 본연의 욕구 때문이므로, 이를 지원하는 것이 우리들의 역할이라고 생각된다. 21 세기의 고령화사회에 있어서는 보다 중요한 연구과제가 될 것으로 생각된다. 여기에서 소개한 연구성과를 바탕으로 앞으로 더욱 연구를 발전시켜 나간다면 FES가 장애인의 생활의 질을 향상시켜 그들에게 큰 희망을 제시할 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

1. Hoshimiya, N., Naito, A., Yajima, M and Handa, Y., “A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients -- A respirations-controlled system for multijoint upper extremity,” IEEE Trans. BIOMED ENG, Vol. 36, pp. 754-760, 1989.
2. Handa, Y., Hoshimiya, N., Iguchi, Y. and Oda, T., “Development of percutaneous intramuscular electrode for multichannel FES system,” IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 36, pp. 705-710, 1989.
3. Kagaya, H., Shimada, Y., Ebata, K., Sato, M., Sato, K., Yukawa, T. and Obinata, G., “Restoration and analysis of standing-up in complete paraplegia utilizing functional electrical stimulation,” Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 76, pp. 876-881, 1995.
4. Kameyama, J., Handa, Y., Handa, T., Takahashi, H., Hoshimiya, N., Sakurai, M., “Control of shoulder movement in the disabled by FES,” Proc. 1st Int. FES Symp., pp. 83-87, 1992.
5. Takahashi, K., Hoshimiya, N., Mastuki, H. and Handa, Y., “Externally powered implantable FES system,” Japanese journal of medical electronics and biological engineering, Vol. 37, pp. 43-51, 1999.
6. Higa, H., Futami, R., Hoshimiya, N., and Handa, Y., “Validity of transmission error correction circuit in implantable FES system,” Japanese journal of medical electronics and biological engineering, Vol. 34, pp. 323-330, 1996.
7. Yi, J. H., Khang, G., Eom, G. M. and Song, T., “Portable electrical stimulators for transcutaneous FES,” Proc. 7th ann. Conf. Int. functional electrical stimulation society, pp. 178-179, 2002.
8. 유성민, 강곤, 이정한, “휴대용 8-channel FES stimulator 의 개발,” 의용생체공학회 제 27 회 추계학술대회, pp. 360-362, 2002.
9. Song, T. J., Na, Y. J., Lee, J. W., Yi, J. H., Khang, G. and Eom, G. M., “Development of a PC-based 8-channel electrical stimulation system,” Proc. 1st APFESS conference, p. 19, 2000.
10. Eom, G., Watanabe, T., Futami, R., Hoshimiya, N. and Handa, Y., “Computer aided generation of stimulation data and model identification for FES control of lower extremities,” Frontiers of Medical and Biological Engineering, Vol. 10, pp. 213-231, 2000.
11. Watanabe, T., Futami, R., Hoshimiya, N. and Handa, Y., “An approach to a muscle model with a stimulus frequency-force relationship for FES applications,” IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 7, pp. 12-18, 1999.
12. Otazu, G. H., Futami, R. and Hoshimiya, N., “A muscle activation model of variable stimulation frequency response and stimulation history, based on positive feedback in calcium dynamics,” Biol Cybern., Vol. 84, pp. 193-206, 2001.
13. Eom, G., Watanabe, T., Hoshimiya, N. and Khang, G., “Gradual potentiation of isometric muscle force during constant electrical stimulation,” Medical & Biological Engineering and Computing, Vol. 40, No. 1, pp. 137-143, 2002.
14. 엄광문, “기능적 표면 전기자극에 의해 유발되는 동착성 근력강화 현상의 기초적 특성,” 의공학회지, Vol. 22, pp. 151-156, 2001.
15. 엄광문, “기능적 전기자극을 위한 근골격계 모델 개발- 무릎관절에서의 근골격계 모델 특성치의 비침습적 추정 -,” 의공학회지, Vol. 22, pp. 293-301, 2001.
16. Eleanor, V. G., Todd, M. L. and Kenneth, W. H., “Information contained in sensory nerve recordings

- made with intrafascicular electrodes," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 38, pp. 846-850, 1991.
17. Haugland, M. and Sinkjaer, T., "Cutaneous whole nerve recordings used for correction of footdrop in hemiplegic patient," IEEE Trans. Rehabil. Eng., Vol. 3, pp. 307-317, 1994.
18. Yoshida, K. and Horch, K., "Closed-loop control of ankle position using muscle afferent feedback with functional neuromuscular stimulation," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 43, pp. 167-176, 1996.
19. Hoffer, J. A., Stein, R. B., Haugland, M. K., Sinkjaer, T., Durfee, W. K., Schwartz, A. B., Loeb, G. E. and Kantor, C., "Neural signals for command control and feedback in functional neuromuscular stimulation: a review," J. Rehabil. Res. Dev., Vol. 33, pp. 145-57, 1996.
20. Hoshimiya, N., Takahashi, M., Handa, Y. and Sato, G., "Basic studies on electrophrenic respiration, Part 1- Electrophrenic respirator synchronized with phrenic nerve impulses," Med. Biol. Eng., Vol. 14, pp. 387-394, 1976.
21. Handa, Y., Natori, N., Sato, G., Hoshimiya, N., Takahashi, M., Matsuo, T., Nitta, S., Ohkuda, K. and Nakada, T., "Basic studies on electrophrenic respiration, Part 2 -Assisted ventilation by the synchronous electrophrenic respirator," Med. Biol. Eng., Vol. 14, pp. 395-401, 1976.
22. Nakatani, H., Watanabe, T., Ohba, S. and Hoshimiya, N., Classification of action potentials recorded from peripheral nerves with cuff electrodes," Proc. 1st BMES/EMBS conf., p. 484, 1999.
23. Nakatani H, Watanabe T and Hoshimiya N., "Detection of nerve action potentials under low signal-to-noise ratio condition," IEEE Trans Biomed Eng., Vol. 48, pp. 845-9, 2001.