

## 표면 전극용 기능적 전기자극 시스템의 개발 및 하반신 마비환자의 보행

송동진 · 이정환 · 강 곤\*

건국대학교 의공학부, 경희대학교 전자정보학부\*

(2003년 10월 27일 접수, 2004년 1월 3일 채택)

## Development of a Transcutaneous FES System and Its Application to Paraplegic Walking

Tongjin Song, Jeong Han Yi, Gon Khang\*

School of Biomedical Engineering, Konkuk University, School of Electronics and Information, Kyung Hee University\*

(Received October 27, 2003. Accepted January 3, 2004)

**요약**: 본 연구에서는 표면 전극을 사용하는 8채널 전기자극 시스템을 개발하였고, 이 시스템을 이용하여 하반신 마비환자의 근력강화를 위한 전기 자극 액서사이즈와 FES 보행을 하였다. 본 연구에서 개발한 전기자극 시스템은 컴퓨터 프로그램, 전기자극기, 그리고 컴퓨터 프로그램과 전기자극기를 연결하는 통신부분으로 구성되어 있다. 컴퓨터 프로그램에서는 마우스를 이용하여 임의의 자극 패턴을 손쉽게 구성하고 편집할 수 있으며, 이렇게 구성/편집된 자극 패턴은 동원곡선(recruitment curve)을 통하여 자극 파라미터로 변환된다. 자극 파라미터는 직렬통신을 이용하여 전기자극기에 전달된다. 전기자극기는 주제어부에 1개, 각 채널에 1개씩 총 9개의 마이크로프로세서로 구성되어 있다. 주제어부의 마이크로프로세서가 컴퓨터 프로그램과 통신을 하고 각 채널의 마이크로프로세서를 제어한다. 본 연구에서 개발한 기능적 전기자극 시스템으로 하반신 마비환자에게 100주 동안 전기자극 액서사이즈를 실시한 결과 근력, 다리둘레, 그리고 피로저항성의 증가를 볼 수 있었다. 전기자극 액서사이즈로 무릎신근(knee extensor muscle)이 체중을 지지할 수 있을 정도로 증가한 후에 FES 보행을 시작하였고, 현재 2분 동안 50m 이상 보행할 수 있다.

**Abstract**: We developed a PC-based 8-channel electrical stimulation system for transcutaneous functional electrical stimulation (FES), and applied it to FES exercise and paraplegic walking. The PC program consists of four parts: a database, a stimulation pattern generator, a stimulus parameter converter, and an exercise program. The stimulation pattern can be arbitrarily generated and edited by using the mouse on the PC screen, and the resulting stimulus parameters are extracted from the recruitment curves, and transmitted to the 8-channel stimulator through the serial port. The stimulator has nine microprocessors: one master and eight slaves. Each channel is controlled by the slave microprocessor, and is operated independently. Clinical application of the system to a paraplegic patient showed significant increase in the knee extensor torque, the fatigue resistance, and the leg circumference. The patient can now walk about 50 meters for more than 2 minutes.

**Key words**: 기능적 전기자극(FES), 전기자극 시스템(Electrical stimulation system), 경피적(Transcutaneous), 하반신마비(Paraplegic)

### 서 론

사고나 질병으로 상부 운동신경원(upper motoneuron)이 손

상되어 근육을 제어하는 신호가 뇌에서 하부 운동신경원(lower motoneuron)으로 전달되지 않는 환자(예: 척수손상환자)의 마비된 근육이나 그 근육을 관장하는 하부 운동신경원을 전기로 자극하면, 근수축이 유발되어 불완전하나마 일상생활에 필요한 움직임을 회복할 수 있다. 이것을 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)이라고 한다. 근육이 마비된 상태로 수 개월이 지나면, 근육이 위축되어 근력이 약해질 뿐 아니라 뼈의 밀도도 낮아진다. 따라서 움직임을 회복하기 위해서는 우선 규칙적인 전기자극을 가하여 근력을 향상시켜야 한다.

인체의 전기현상 및 FES에 대한 연구는 1950년대부터 본격

#### <속보논문>

본 연구는 2002년도 보건복지부 의료공학융합기술사업(과제번호:02PJ3-PG6-EV03-0004)의 지원으로 수행되었음.

통신저자: 강 곤, (449-701) 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1번지  
경희대학교 전자정보학부

Tel. 031)203-8224, Fax. 031)201-2759

E mail. gkhang@khu.ac.kr

적으로 수행되어 왔다. Hodgkin과 Katz의 활동전압에 대한 연구 이후로, 피부의 전기적 특성[1-4], 피부와 전극에 대한 수학적 모델[5,6], 자극 파라미터[8] 등이 연구되어 왔다. 인체의 전기현상에 대한 연구가 진행되면서 FES에 관한 연구도 1960년대에 이르러 본격적으로 수행되기 시작하였다. Kantrowitz는 1963년에 하반신 마비환자에게 FES를 적용하면서 표면 전극으로 T-3 손상환자의 대퇴사두근(quadriceps)과 둔근(glutei)을 자극하여 수분정도 서있을 수 있는 성과를 처음으로 얻었다[9]. 이후 현재까지 하반신 마비환자의 일어서기 및 보행[10-14], 사지 마비환자의 팔과 손의 동작을 위한 연구[15,16] 등이 진행되고 있다.

FES에서는 환자 자신의 근육, 뼈 및 관절과 대사에너지를 사용하게 하고, 아직 남아 있는 신경 기능과 근육의 반사 작용도 유용하게 이용한다는 점이 기존의 보조기에 비하여 가장 두드러진 장점이라고 할 수 있다. 자신의 잔존 기능을 이용함으로써 다양한 생리적 효과를 얻을 수 있다. 일어서서 보행을 하기 때문에 혈액순환을 촉진시키고, 육창을 예방할 수 있고, 근육 경축(contracture)과 관절이 굳어지는 것을 예방할 수 있으며, 불완전 마비환자의 경우 해당 신체 부분의 감각기능도 향상될 수 있다. 또한, 환자가 움직이지 않기 때문에 뼈에서 광물질이 빠져나가는 현상(demineralization)을 예방함으로써 골다공증을 방지할 수 있으며, 대부분의 경우에 경직(spasticity)도 줄어든다고 알려져 있다[17,18]. 이러한 생리적 효과에 못지않게 정신적으로도 긍정적인 영향을 미치고 있다. FES는 기계적인 브레이스(brace)나 브레이스와 FES를 함께 사용하는 혼합(hybrid) 보조시스템보다 외관상 비장애인에 더 가깝게 보이고, 수축되었던 근육의 부피가 증가하여 외형적인 자신감이 생김과, FES를 적용하면 일상생활에서 남의 도움이 없이 기본적인 활동을 할 수 있는 기동성을 가질 수 있다.

위와 같은 효과가 있음에도 불구하고 FES가 환자의 일상생활에 쉽게 적용되기 위해서는 아직 해결되어야 할 문제점들이 있다. 우선, 전기적으로 근육을 자극하면 자발적인 수축(voluntary contraction)에 비하여 훨씬 빨리 피로(fatigue) 현상을 나타낸다[19,20]. 사람의 근육은 대개 빠른 속도로 수축하며 큰 힘을 내지만 쉽게 피로현상을 보이는 type I 근섬유와 이와는 반대로 천천히 수축하며 상대적으로 작은 힘을 내고 피로에 강한 type II 근섬유가 적절히 혼합되어 있다. 자발적인 수축에서는 type II 근섬유가 먼저 작동되고 힘이 모자랄 경우 type I 근섬유가 작동되지만, 전기자극을 받으면 그 작동 순서가 반대가 되기 때문에 급격한 피로현상을 보이게 된다. 따라서, 일어서고 걷는 시간이 비장애인에 비하여 현저히 짧다. 마취의자를 비롯한 기존의 이동 보조기에 비하여 에너지 소모량이 높다는 단점도 있다. 이렇게 마비환자의 경우에는 비장애인에 비하여 근력, 근피로도 및 사용할 수 있는 근육의 측면에서 많은 제약이 따른다.

일어서고 걷는 동작에는 여러 개의 근육이 적절한 시간에 적절한 자극 강도(stimulation intensity)로 수축되어야 한다. 그러나 마비환자의 경우에는 위에서 기술한 제약조건으로 인하

여 사용가능한 각 근육에 대한 적절한 자극 패턴(시간에 따른 자극 강도의 변화)을 도출하기 어렵다. 예를 들면, 지금까지 보고된 많은 연구에서는 비장애인의 보행시 나타나는 근전도를 모방하여 자극 패턴을 도출하여 왔지만 마비환자는 비장애인에 비하여 사용가능한 근육이 매우 제한적일 뿐 아니라 근력을 비롯한 물리적 성질들이 현저히 다르기 때문에 결과적으로 비장애인의 보행과는 매우 다른 동작을 나타내게 된다. 즉, 주어진 동작을 회복하기 위하여 여러 다른 근육 그룹에 대하여 사용자가 임의로 자극 패턴을 도출하여 임상실험에 쉽게 적용할 수 있고, 도출된 자극 패턴을 용이하게 조절할 수 있으며, 환자가 가정이나 실험실에서 손쉽게 사용할 수 있도록 소형으로 제작된 자극 시스템이 필요하다고 할 수 있다. 본 연구에서는 표면 전극을 사용한 다기능 다채널 소형 자극 시스템을 개발하여 하반신 마비환자의 전기자극 액서사이즈, 일어서기 및 보행에 적용하였다.

## 방 법

본 연구에서 개발한 전기자극 시스템은 컴퓨터 프로그램 부분, 컴퓨터와 자극기 사이의 통신부분, 그리고 자극기의 세 부분으로 구성되어 있다(그림 1).

컴퓨터 프로그램은 데이터베이스, 자극 패턴 편집기, 자극 파라미터 추출기, 그리고 전기자극 액서사이즈 프로그램으로 구성되어 있다. 데이터베이스(그림 2)에서는 각 환자의 병력, 증상, 신상정보와 6개의 동작모드(일어서기, 걷기, 빨리 걷기, 계단 오르기, 계단 내리기, 전기자극 액서사이즈)에 대한 자극 패턴을 저장하고 관리한다. 화면 왼쪽에 있는 환자별 아이콘 중에서 하나의 아이콘을 선택하면, 그 환자에 대한 정보가 화면 중앙에 나타나고, 환자의 6개 동작모드가 화면 오른쪽에 나타난다. 환자의 동작모드별 자극 패턴은 화면 오른쪽에 나타난 아이콘을 선택하면 된다.

자극 패턴 편집기에서는 각 환자별로 원하는 동작을 유발하는 자극 패턴을 그래프로 구성하거나 편집할 수 있으며, 마우스를 사용함으로써 사용자의 편의성을 높였다(그림 3). 자극 패턴 편집기에서는 8개 채널의 독립된 자극 패턴을 구성할 수 있으며, 각 채널의 자극 패턴은 자극 편집기의 오른쪽에 있는 ramp up, ramp down, flat의 세 가지 세그먼트를 마우스로 클릭한 후에 원하는 위치로 이동시킴으로써 구성할 수 있다. 이렇게 구성된 자극 패턴은 마우스를 사용하여 너비와 높이를 마우스를 사용하여 쉽게 늘이거나 줄일 수 있다. 각 세그먼트의 너비는 시간을 의미하고, 높이는 자극 강도를 의미한다. 또한 본 논문에서는 시간에 따른 자극강도를 자극패턴이라 하였다. 각 채널의 보행주기는 최대 8초이며, 너비는 1ms 간격으로 변화시킬 수 있고, 자극 강도는 0에서 최대자극(supramaximal stimulation) 강도인 1까지 1%간격으로 조절할 수 있다. 또한 자극 패턴 편집기에서는 펄스의 높이를 변화시켜 자극 강도를 조절하는 방식(pulse amplitude modulation, PAM)과 펄스의 폭을 변화시켜 자극 강도를 조절하는 방식(pulse width mo-

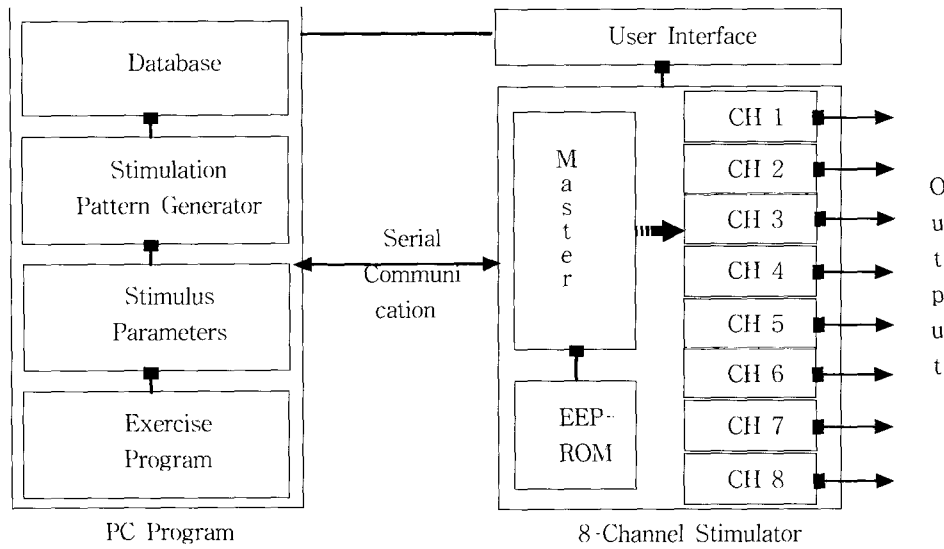


그림 1. 8채널 기능적 전기자극 시스템의 개념도  
 Fig. 1. Schematic of the 8-channel FES system

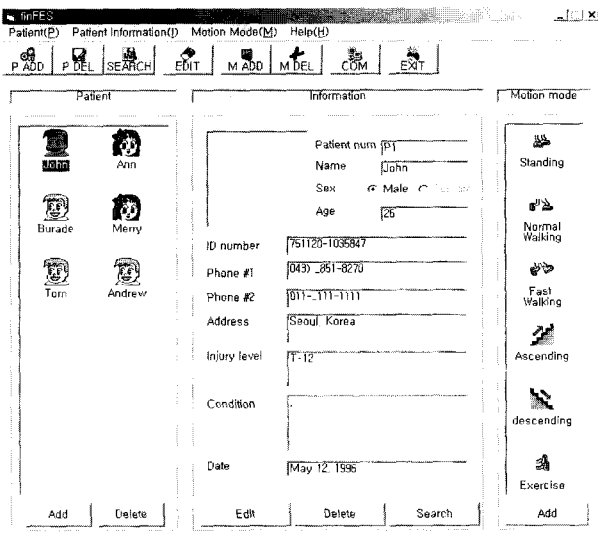


그림 2. 데이터베이스  
 Fig. 2. The database window

dulation, PWM) 중 하나를 선택할 수 있다. 자극 펄스의 주파수는 10~50Hz의 범위 내에서 1Hz 간격으로 설정할 수 있으며, 8개 채널의 주파수는 모두 동일하게 설정된다.

자극 파라미터 추출기에서는 자극 패턴 편집기에서 구성한 자극 패턴을 해당 근육의 동원곡선을 이용하여 자극기에서 인식할 수 있는 자극 파라미터, 즉 PAM에서는 펄스높이, 그리고 PWM에서는 펄스폭으로 변환시켜 준다(그림 4). 자극 패턴에서 자극 파라미터를 추출하기 위해 이미 여러 번의 실험을 통해 만들어진 동원곡선을 사용하는데, 이는 각 근육별로 자극 파라미터와 자극 강도와의 관계를 나타내는 것이다. 즉, 펄스높이와 자극 강도 또는 펄스폭과 자극 강도와의 관계를 나타내

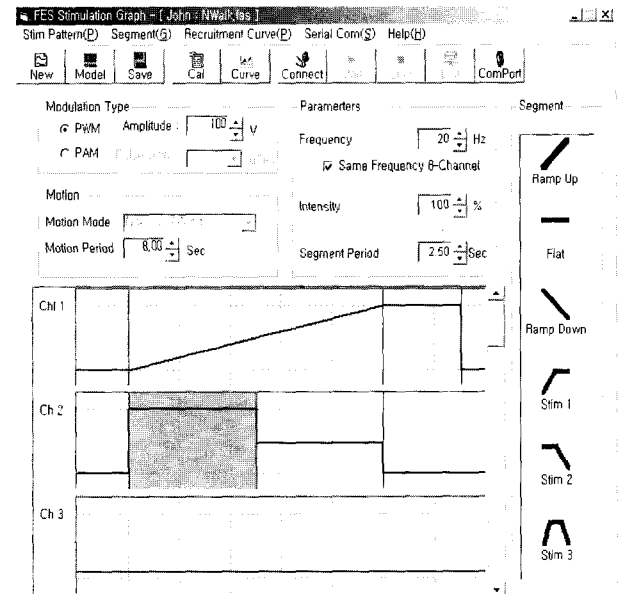


그림 3. 자극 패턴 편집 창  
 Fig. 3. The stimulation pattern editor

는 곡선으로서 환자의 해당 근육에 전기자극을 가하는 실험을 통하여 그 결과를 입력해 두고, 주어진 자극 강도에 대한 자극 파라미터를 역으로 추출한다. 일반적으로 자극 강도와 펄스폭 혹은 펄스높이와의 관계는 선형적으로 변하지 않으므로 동원곡선 전체를 몇 개의 선형적인 구간으로 나누어 저장한다(그림 4).

본 연구에서 개발한 자극기는 마비환자의 근력강화 훈련을 위한 전기자극 엑서사이즈 기능을 가지고 있다. 엑서사이즈 프로그램의 자극 패턴을 구성/편집하려면 컴퓨터 프로그램의 데이터베이스 프로그램(그림 1)의 오른쪽 하단에 있는 엑서사이

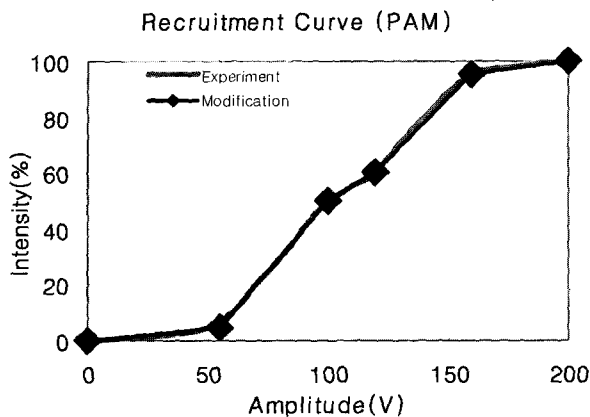


그림 4. 동원곡선

Fig. 4. The recruitment curve

즈 아이콘을 두 번 클릭하면 된다. 엑서사이즈 모드도 다른 동작모드와 같은 방법으로 구성하고 편집할 수 있도록 하였다. 그러나 다른 동작모드와는 달리 엑서사이즈 모드는 자극의 on/off 기능이 있으며, 주파수를 10~100Hz의 범위 내에서 1Hz 단위로 변화시킬 수 있다.

자극 파라미터 추출 부분에서 추출된 자극 파라미터는 정해진 통신 프로토콜을 사용하여 자극기에 전송한다. 자극기와 컴퓨터 프로그램 사이의 통신은 RS-232를 이용해 PC의 직렬 포트를 통해서 이루어진다. 자극기로 데이터를 전송할 때에는 동작모드 6개의 자극 파라미터를 한 번에 전송하지 않고, 각 동작모드별로 전송한다. 그 이유는 한 모드에서 자극 패턴이 변하게 되더라도 그 동작모드의 데이터만을 다시 계산하여 전송하면 되므로 계산 시간이나 데이터 전송 시간이 줄어들기 때문이다.

전기자극기는 주제어부에 마이크로프로세서 1개와 각 채널마다 마이크로프로세서, DAC, 그리고 정전압(constant voltage)/정전류(constant current) 증폭단을 1개씩 구성함으로써 각 채널의 독립성과 출력 파형의 다양성을 구현하였다. 주제어부는 80C31 마이크로프로세서로 구현하였으며, 컴퓨터 프로그램과의 통신, 사용자와의 인터페이스, 그리고 각 채널의 제어 기능을 가지고 있다. 주제어부에서는 사용자가 컴퓨터 프로그램으로 생성한 자극 파라미터를 각 동작모드별로 전송받아 EEPROM에 저장하고, 이것을 다시 각 채널로 전송한다. 또한 주제어부에서 전기자극기 전면과 워커(walker)의 패널에 VFD (vacuum fluorescent display)와 LED(light emission diode)로 자극기의 동작 상태를 표시함으로써, 사용자나 환자가 자극기 전면에서 기능선택 스위치나 워커 손잡이에 부착된 스위치로 자극기의 동작을 제어할 수 있도록 구현하였다. 주제어부에서 릴레이(relay)를 조절하여 전원종류(정전압원 또는 정전류원)와 변조방식(PAM 또는 PWM)의 조합으로 생기는 4가지 방식의 출력 중에서 하나를 선택할 수 있으며, 각 채널 출력의 on/off시점을 제어할 수 있다. 주제어부와 각 채널 사이

의 통신은 자극 파라미터를 전송받는 과정에서 데이터의 전송 오류를 방지하기 위하여 인터럽트(interrupt)를 주고받도록 하였다.

각 채널은 80C31 마이크로프로세서 1개씩 사용하여 서로 독립적으로 동작하도록 하였다. 본 연구에서 개발한 전기자극기는 다른 목적의 임상실험에 적용이 가능하도록 PWM, PAM, 정전압, 정전류, 단극성(monophasic) 펄스, 양극성(biphasic) 펄스의 다양한 출력을 낼 수 있도록 하였다. PWM 출력은 각 채널에 있는 마이크로프로세서의 타이머를 이용하여 구현하였으며, PAM 출력은 각 채널에 8비트(bit) DAC AD558을 1개씩 사용하여 구현하였다. 정전압 출력은 DAC 출력을 절연변압기에서 증폭하여 얻었으며, 정전류 출력인 경우에는, 100mA 이상의 전류를 출력하기 위하여 오디오용 전력 증폭기인 TDA2003을 사용하여 먼저 전력을 증폭한 후에 다시 절연변압기로 증폭하였다. 변조방식과 전원종류의 조합에 의해서 얻어진 네 가지 방식의 출력은 모두 단극성 펄스이다. 정전압 회로에서는 DAC 출력 펄스의 1/2인 두 개의 극성 펄스(그림 5)를 MOSFET(metal-oxide semiconductor field effect transistor)로 스위칭하여 양극성 펄스를 만들었으며, 정전류 회로에서는 OP 앰프로 DAC 출력 펄스의 처음 1/2은 그대로 증폭하고, 음극의 극성 펄스(그림 5)를 이용하여 나머지 출력 펄스 1/2의 극성을 바꾸어 증폭함으로써 양극성 펄스를 만들었다.

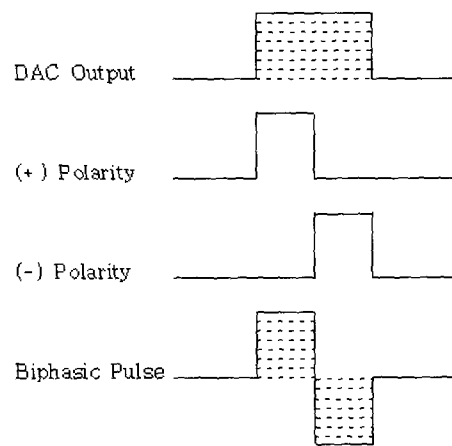


그림 5. 양극성 구형펄스의 생성 방법

Fig. 5. Generation of biphasic pulses

8채널 자극기는 다양한 방식의 출력을 위하여 9개의 마이크로프로세서를 사용하고 정전압/정전류 회로 등 많은 회로들이 각 채널마다 구성되어 있기 때문에 크기를 줄이는데 한계가 있다. 크기와 무게를 줄여서 휴대용으로 활용하기 위하여, 8채널 자극기에 사용된 8개의 마이크로프로세서를 FPGA(field programmable gate array) 1개로 대체하고, 출력 방식을 PWM, 정전압 방식으로 제한하여 출력회로를 줄였다. 또한 크기를 줄이기 위해서 기존에 사용하던 절연변압기를 크기가 작은 것으로 대체하였다. 휴대용 8채널 자극기의 출력 방식은

출력부 회로의 크기를 줄이기 위하여 PWM, 정전압으로 고정했지만, 파형 변환회로(그림 6)를 이용하여 세 가지 모양의 출력이 가능하도록 하였다. 휴대용 전기자극기의 절연변압기 출력은 양극성 펄스(그림 6의 Va)이며, 이것을 FRD(fast recovery diode) 브리지 소자로 정류하면 단극성 펄스를 만들 수 있고(그림 6의 Vb), 그리고 트랜지스터와 커패시터를 이용하여 단극성 펄스를 비대칭 양극성 펄스(그림 6의 Vo)로 만들었다. 변압기 1차 쪽의 VD를 조절함으로써 출력 파형의 펄스높이를 변화시키며, 최종 출력단의 커패시터 용량을 조절하면 비대칭 양극성 펄스의 감쇄 시정수를 변화시킬 수 있다.

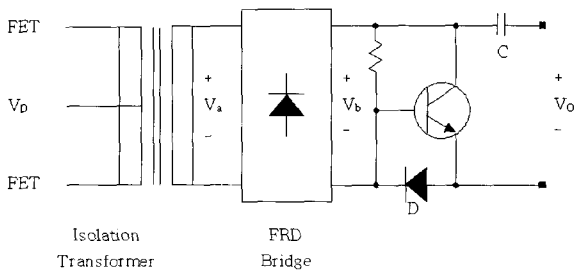


그림 6. 파형변환회로

Fig. 6. The waveform transformation circuit

휴대용 8채널 자극기, 자극기의 동작을 제어하는 스위치, 그리고 자극기의 동작상태와 동작유형 등을 나타내는 LED 패널을 워커에 부착하여 하반신 마비환자 혼자서 FES 보행을 할 수 있도록 하였다. 워커에 부착되어 있는 스위치로 자극기의 동작을 on/off할 수 있고, 동작유형을 선택할 수 있다. 자극기를 실외에서도 사용할 수 있도록 전원을 충전지로 대체하고, 충전과 방전 상태를 검출하는 전지관리 회로를 사용하여 전지의 충전상태를 표시하도록 하였다.

전기자극 엑서사이즈와 FES 일어서기/보행에 참여한 환자는 낙상으로 인한 L1 상부 운동신경원이 불완전 손상된 남성이다. 사고 후 6개월 동안 병원에서 골밀도 검사, 대퇴부 컴퓨터 단층촬영 등을 한 후에 FES 일어서기/보행에 적합하다고 판단되어 전기자극 엑서사이즈를 시작하였다. 전기자극 엑서사이즈와 FES 일어서기/보행에 사용한 전극은 환자가 통증을 느끼지 않으면서 충분한 수축력을 유발할 수 있는 5×5cm 크기의 표면 전극(Neuron Technologies Inc., Wolfeboro, NH, USA)을 사용하였다. 사용한 전극보다 크기가 작으면(예: 4×4cm) 전류 밀도가 커지므로 통증을 유발하였고, 통증을 없애기 위하여 자극 강도를 낮추면 충분한 근육의 수축력을 얻을 수 없었다. 전기자극 엑서사이즈에 사용한 근육은 대퇴직근(rectus femoris, RF), 외측광근(vastus lateralis, VL), 내측광근(vastus medialis, VM), 그리고 내측장딴지근(gastrocnemius medialis, GM)이며, RF(-)와 VL(+)을 한 쌍으로 하고, VM(-)과 GM(+)을 한 쌍으로 하여 자극하였다. 전기자극 엑서사이즈를 할 때 RF와 VL를 자극하는 자극 파라미터는 표 1의 엑서사이즈 I과 같고, VM과 GM을 자극할 때는 엑서사

이즈 II를 적용하였다. 전기자극 엑서사이즈에서는 4s/4s 듀티사이클(duty cycle)을 선택하였다. 전기자극 엑서사이즈는 한 세션(session)을 30분으로 하여 각 근육당 하루에 6세션씩 전기자극 엑서사이즈를 하였다. 전기자극 엑서사이즈의 파라미터는 각 근육이 충분히 수축되면서 한 세션 동안 자극을 하여도 피부나 근육에 손상이 생기지 않는 범위내에서 결정되었다.

표 1. 전기자극 엑서사이즈와 FES 보행의 자극 파라미터

Table 1. Stimulus parameters for FES exercise and walking

자극 종류	펄스폭(μs)	펄스 높이(volt)	주파수(Hz)
엑서사이즈 I	700	130	20
엑서사이즈 II	700	110	20
보행 I	700	150	20
보행 II	700	135	20

전기자극 엑서사이즈로 인한 무릎신근의 근력, 근육의 피로도, 다리 둘레의 변화를 주기적으로 측정하였다. 근력을 측정할 때는 무릎의 각도를 90°로 고정하고, 환자의 부릎(patella, PA)에 기준 전극을 붙이고 VL의 운동점(motor point)에 전극을 부착하였다. 근육의 피로지수는 식 (1)에 의하여 산출하였다. 높은 피로지수는 피로현상이 빨리 나타난다는 것을 의미한다.

$$\text{피로지수} = \frac{\text{최초의 토크} - 30\text{초 후의 토크}}{\text{최초의 토크}} \times 100(\%) \quad (1)$$

전기자극 엑서사이즈로 무릎신근의 토크가 체중을 충분히 지지할 수 있다고 판단된 후에 FES 일어서기 및 보행을 시작하였다[12,13]. FES 일어서기 및 보행을 할 때에는 RF(-)와 VL(+), VM(-)와 PA(+), GM(-)과 PA(+), GM(-)을 무릎신전(extension)을 위하여 자극하였고, 굴곡반사(flexion reflex)를 위하여 비골신경(peroneal nerve, PN)을 자극하였다. RF(-)와 VL(+), VM(-)와 PA(+), GM(-)은 표 1의 보행 I의 파라미터로 자극하였고, PN은 보행 II로 자극하였다. 일어서기는 환자의 안전을 위하여 처음에는 평행봉에서 실시하였으며, 환자가 평행봉에서 일어서고 앉는 동작을 충분히 익힌 후에 워커를 사용하여 일어서고 앉는 연습을 하였다. 하반신 마비환자가 전기자극으로 워커에서 수분 이상 서 있도록 연습한 후에 FES 보행을 시작하였다. 환자가 FES 보행을 할 때 고관절, 무릎관절 그리고 발목관절의 측평면 각도를 고니오미터(goniometer)로 측정하여 비장애인이 보행할 때의 관절각도와 비교하였다.

## 결 과

본 연구에서 개발한 휴대용 8채널 전기자극기의 크기는 18cm(W)×6.5cm(H)×20cm(D)이고, 무게는 1.4kg이다. 전기자극기의 전원으로 12V 1.6AH 충전지를 사용하며, 연속적으로 사용하면 최대 4시간 동안 사용할 수 있다. 그림 7은 그림 3의 자극 패턴 편집기에서 편집한 자극 패턴과 전기자극기의 PAM

출력이 동일함을 보여준다.

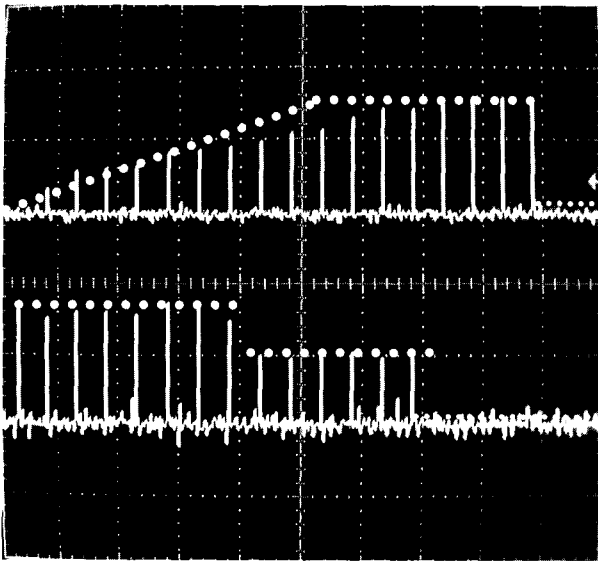


그림 7. 그림 3의 자극 패턴 편집기에 의한 전기자극기의 PAM 출력  
Fig. 7. PAM pulse trains corresponding to channels 1 and 2 in Fig. 3

그림 8은 휴대용 8채널 자극기의 각 출력단에서 얻은 출력 파형이다. 그림 8의 (a)는 그림 6의 Va, 그림 8의 (b)는 그림 6의 Vb, 그리고 그림 8의 (c)는 그림 6의 Vo에서의 파형이다.

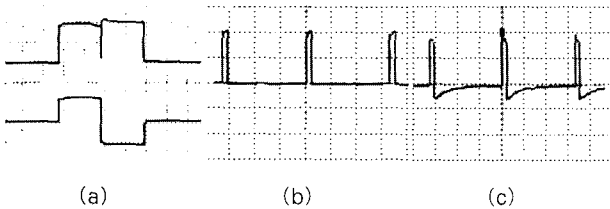


그림 8. 휴대용 8채널 자극기의 출력 파형.  
(a) 단극성 펄스 및 대칭 양극성 펄스(50V/div, 500 $\mu$ s/div) (b) 단극성 펄스(50V/div, 10ms/div) (c) 비대칭 양극성 펄스(50V/div, 10ms/div)  
Fig. 8. Output waveforms of the portable 8-channel stimulator  
(a) Monophasic pulse and symmetric biphasic pulse (50V/div, 500 $\mu$ s/div) (b) Monophasic pulse(50V/div, 10ms/div) (c) Unsymmetric biphasic pulse(50V/div, 10ms/div)

전기자극 액서사이즈를 2년 동안 실시한 결과 무릎신근의 토크는 왼쪽은 8배, 오른쪽은 13배 증가했으며, 다리둘레는 양쪽 다리모두 14%이상 증가했다. 또한 피로지수도 양쪽 모두 초기값의 1/2이하로 떨어져 피로저항성이 2배 이상 향상되는 결과를 보였다.

본 연구에 참가한 환자의 경우, 근력의 증가뿐만 아니고 다리를 스스로 움직이는 능력이 향상되었다. 전기자극 액서사이즈 초기에는 다리를 움직일 수 없었으나 전기자극 액서사이즈를 2년 이상 한 후에는 스스로 다리를 지면에서 10cm 이상

들 수 있게 되었다. 또한 전기자극 액서사이즈 초기에는 환자가 다리 전체에서 거의 감각을 느끼지 못했으나, 환자가 전기자극 액서사이즈를 하면서 점차 감각을 느낄 수 있는 부분이 점차 넓어졌다.

환자가 평행봉에서 일어서기를 처음 시작했을 때는 40초 정도 서 있을 수 있었으나, 전기자극 액서사이즈와 일어서기 훈련을 6개월간 반복한 것과 2분 이상 서 있을 수 있었다. 환자가 워커 보행 초기에는 체중을 안정적으로 지지하기 위하여 RF와 VL, VM과 PA를 자극하고 보행시 다리를 들기 위하여 PN을 자극하였으나, 전기자극 액서사이즈와 보행연습을 반복함에 따라 무릎신근의 근력과 환자 스스로 다리를 들 수 있는 능력이 향상되어 무릎신근은 RF와 VL만 자극을 하고, PN 자극 대신 스스로 다리를 들도록 했다. 보행연습을 반복하여 환자가 현재 2분 동안 50m 이상 보행할 수 있다. 고니오미터를 사용하여 보행 중 환자의 관절각도의 변화를 측정된 결과, 비장애인이 보행할 때는 스윙단계에서 무릎관절이 두 번 굽혀졌다 펴지게 되는 반면에 환자의 경우에는 이런 현상이 한 번 나타나는 것을 볼 수 있었다.

### 고찰

본 연구에서 개발한 전기자극 시스템의 컴퓨터 프로그램은 기존의 전기자극 시스템에 비하여 두 가지 장점이 있다. 컴퓨터 화면에서 마우스로 모든 프로그램을 동작할 수 있도록 하였고, 그래프로 자극 패턴을 구성/편집할 수 있도록 하여 사용자의 편의성을 높였다. 마우스로 컴퓨터 화면(그림 3) 오른쪽에 있는 세그먼트를 각 채널로 드래그하여 자극 패턴을 구성하며, 이 세그먼트로 시간에 따라 자극 강도가 증가 또는 감소하는 자극 패턴도 쉽게 구성할 수 있다. 자극 패턴을 편집할 때도 자극 강도와 자극의 on/off 시간을 마우스로 이동하기만 하면 된다. 반면에 문서형식으로 자극 패턴을 구성하는 경우에는 자극의 on/off 시점과 그 시점에서의 자극 파라미터들을 일일이 입력해야 하며, 시간에 따라 자극 강도가 선형적으로 증가하거나 감소하는 자극 패턴은 구성하기 힘들다. 본 프로그램의 두 번째 장점은 동원곡선을 사용하여 자극 패턴으로부터 자극 파라미터를 자동으로 추출한다는 것이다. 따라서 컴퓨터 화면에서 임의로 자극 패턴을 바꾸어도 그에 따른 자극 파라미터는 자동으로 달라진다. 그러나 동원곡선을 이용하기 위해서는 자극 패턴을 구성하기 전에 실험을 통하여 자극하고자하는 근육의 자극 강도와 자극 파라미터의 관계를 도출해야 하며, 액서사이즈 훈련 등으로 인하여 근육의 자극 강도와 자극 파라미터의 관계가 달라지면 동원곡선을 바꾸어 주어야 한다.

본 연구에서 개발한 전기자극 시스템은 다양한 자극 실험에 사용할 수 있다. 본 전기자극 시스템은 두 가지 전원종류(정전압원, 정전류원)와 두 가지 변조방식(PWM, PAM)의 조합으로 생기는 네 가지 방식의 출력 중에서 하나를 선택할 수 있고, 이 네 가지 방식의 출력은 각각 두 가지 펄스(단극성, 양극성)로 출력할 수 있다. 그러므로 네 가지 방식의 출력과 근수축력

과의 관계, 그리고 두 가지 펄스와 근수축력과의 관계 등 다양한 연구가 가능하다. 하나의 실험에서 각기 다른 전기자극기를 사용한다면[21], 전기자극기의 출력 임피던스와 순간 최대 전력 등이 다르기 때문에 동일한 자극 조건이라고 할 수 없다. 본 전기자극 시스템은 위에서 기술한 출력이 하나의 전기자극기에서 가능하므로 동일한 자극 조건으로 실험할 수 있다.

위에서 기술한 전기자극기를 휴대용으로 소형화했다. 위에서 기술한 전기자극기는 다양한 출력을 할 수 있도록 채널마다 마이크로프로세서 한 개와 정전압 출력 회로, 정전류 출력 회로, DAC 회로 등으로 구성되어 있고, 그 크기는 35cm(W)×14cm(H)×35cm(D)이다. 전기자극기에 이와 같은 회로들을 모두 내장하면서 하반신 마비환자가 휴대할 정도의 크기와 무게로 줄이기에 한계가 있으므로, 전원종류와 변조방식을 정전압과 PWM 방식으로 선택하였다. PWM 방식에서는 PAM 방식에 반드시 필요한 DAC 소자 등이 사용되지 않기 때문에 자극기의 크기와 무게를 줄일 수 있고 전력 소모량도 적은 PWM 방식을 선택하였다. 휴대용 전기자극기에서 정전압 방식을 선택한 이유는 두 가지이다. 첫째, 환자의 안전성을 고려했다. 자극 중에 피부와 표면 전극의 접촉 상태가 좋지 않아서 접촉 면적이 작아질 때, 정전류 방식에서는 접촉 면적이 작아져도 전류의 양이 변하지 않으므로 작아진 접촉면으로 많은 전류가 집중되어 피부 등 신체 조직에 손상을 주기 쉽다. 그러나 정전압 방식에서는 접촉 면적이 작아지면 전류의 양이 줄어들기 때문에 피부 등 신체 조직이 손상될 가능성이 적다. 둘째, 정전압 방식은 정전류 방식에 비하여 크기와 무게를 줄일 수 있으며, 전력 소모량도 적다. 정전류 방식은 정전압 방식에서는 사용되지 않는 전력 증폭 회로가 필요하며, 전력 증폭 회로를 구동하기 위해서는 전압 증폭 회로를 구동할 때보다 더 큰 전력을 공급해 줄 수 있는 전원이 필요하다. 전기자극기를 휴대용으로 개발하기 위해서 각 채널마다 사용했던 마이크로프로세서를 하나의 FPGA 소자로 대체하였다. 휴대용 전기자극기에서는 마이크로프로세서 하나가 자극기의 디스플레이, 컴퓨터 프로그램과의 통신 등을 제어하고, 각 채널부분에서는 PWM 방식으로만 출력하기 때문에 FPGA가 펄스폭만 조절한다. DAC 등의 주변 소자를 제어하기 위하여 각 채널에 하나씩 사용한 마이크로프로세서는 자신의 동작을 위하여 메모리 등 주변 소자가 필요하고, 다른 소자에 비하여 부피도 크고 전력 소모량도 많기 때문에 펄스폭만 조절하는 휴대용 전기자극기에는 부적당하여 FPGA 소자로 대체하였다.

휴대용 전기자극기에서는 단극성, 대칭 양극성 그리고 비대칭 양극성 펄스를 출력할 수 있으나 출력 펄스의 펄스폭이 넓어지면 전압 강하 현상이 두드러지게 발생하므로, 대칭 양극성 펄스를 기본 펄스로 출력하고, 이 펄스를 변환하여 단극성 펄스를 만드는 방법으로 전압 강하 현상을 줄였다. 이상적인 변압기에는 전력 손실이 없으며, 1차 코일에 인가된 펄스가 2차 코일에 동일한 모양으로 유도된다. 그러나 일반 변압기에서는 코일 자체에 저항성분이 존재하므로 1차 코일에서 저항-인덕터 회로의 특성을 갖는다. 저항-인덕터 회로에 직류전압을 인

가하면 인덕턴스/저항의 시정수로 인덕터에서의 전압이 강해진다. 그러므로 일반 변압기 1차 코일에 사각펄스를 인가하면 저항-인덕터 회로의 특성 때문에, 1차 코일에서 인덕턴스/저항의 시정수로 전압이 강해진 사각펄스가 2차 코일에 유도된다. 휴대용 전기자극기 출력 펄스(그림 8 (a))에서도 1차 코일에 의한 전압 강하 현상이 나타난다. 전압 강하 현상을 줄이려면 1차 코일의 인덕턴스를 크게 하거나 코일의 저항성분을 줄이면 된다. 1차 코일의 인덕턴스를 크게 하려면 권선수를 늘리면 되고, 코일의 저항성분을 줄이려면 단면적이 넓은 코일을 사용하면 된다. 권선수를 늘리거나 단면적이 넓은 코일을 사용하여 1차 코일에서의 전압 강하 현상이 줄어들도록 변압기를 제작하면, 변압기가 커지고 무거워지므로 휴대용 전기자극기에 내장하기 어렵다. 그러므로 휴대용 전기자극기에서는 1차 코일에서 전압 강하 현상이 발생하더라도 작고 가벼운 변압기를 사용하였다. 이 변압기로 펄스폭이 동일한 양극성 펄스와 단극성 펄스(그림 5)를 증폭을 하면, 단극성 펄스는 양극성 펄스에 비하여 극성이 바뀌지 않는 시간이 두 배이므로 전압 강하 현상이 크게 발생한다. 전압 강하가 크게 발생한 단극성 펄스에서 펄스폭 반의 극성을 바꾸어 양극성 펄스로 만들면 대칭 양극성 펄스가 아닌 비대칭 양극성 펄스가 된다. 그러므로 대칭 양극성 펄스와 단극성 펄스의 출력이 모두 가능하도록 기본 펄스를 대칭 양극성 펄스로 하고, 이 펄스를 정류하여 단극성 펄스의 출력도 가능하도록 하였다. 그러나 대칭 양극성 펄에서도 전압 강하 현상이 발생하여 대칭 양극성 펄스로 만든 단극성 펄스는 출력 전압의 크기가 일정하지 않다(그림 8 (a)). 이 단극성 펄스를 출력 전압이 일정한 단극성 펄스와 비교한 결과, 최대 근수축력 유발에는 별다른 차이가 없었다. 또한 단극성 펄스의 출력을 트랜지스터와 커패시터를 이용하여 비대칭 양극성 펄스로 변환하여 출력할 수 있도록 하였다.

하반신 마비환자는 전기자극 액서사이즈를 수행하면서 생리적인 기능의 향상뿐만 아니라 정신적인 면에서도 바람직한 변화가 생겼다. 전기자극 액서사이즈를 실시하기 전에는 전기자극에 의한 근력이 2~3Nm로 다리를 거의 움직일 수 없었으나, 액서사이즈를 실시한 후에는 일어서거나 걸을 수 있을 정도로 근력이 향상되었다. 또한 마비로 인하여 근육을 장시간 사용하지 않으면 체적이 급격히 감소하는데, 본 연구에 참가한 환자의 경우, 액서사이즈를 통하여 감소되었던 다리둘레가 증가하여 외관상 비장애인과 큰 차이를 보이지 않게 되었다. 이러한 신체적인 변화에 의해서 FES에 대하여 긍정적인 생각을 갖게 되었을 뿐 아니라 손상된 기능의 회복에 대한 생각도 긍정적으로 변화하였다. 또한 액서사이즈를 지속하면서 피로저항성이 커졌기 때문에 초기보다 오랜 시간동안 서있거나 보행을 할 수 있게 됨으로써, 일상생활에서 다른 사람의 도움을 많은 부분 FES로 대체할 수 있게 되었다. 본 연구에 참여한 환자는 RF와 VM만을 자극하여 2분 동안 50m 이상을 보행할 수 있다. 전기자극 액서사이즈와 보행연습을 통하여 환자의 마비된 부분의 감각이 일부분 되살아나고 있으며, 자발적으로 다리를 들어올리는 기능도 향상되고 있어서 보행연습을 할 때, 무릎신

근인 RF와 VM만을 자극하여 체중을 지지하도록 하고 자발적으로 다리를 옮기도록 하고 있다. 그러므로 보행할 때 VL 등 다른 근육을 함께 사용한다면 더 오랜 시간동안 보행할 수 있다.

환자가 보행할 때 무릎관절은 비장애인과 달리 크게 한 번 굽혀졌다 펴지며, 펴지는 순간에 스윙단계가 시작된다. 비장애인은 다리의 모든 근육을 이용하여 보행하며, 발의 뒤꿈치가 바닥에 닿을 때의 충격을 흡수하기 위하여 스탠스단계 초기에 무릎관절을 굽힌다. 또 비장애인은 스탠스단계 후기부터 스윙하기 위한 준비동작으로 무릎관절을 굽히므로, 한 주기에 크게 두 번 굽혔다 펴진다. 그러나 FES 보행에서는 소수의 근육만을 사용하므로 상대적으로 다리의 근력이 작고, 이 때문에 스탠스 단계에서 비장애인지역 무릎관절을 굽히면서 충격을 흡수하는 동작을 할 수 없다. 단지 체중을 지지하도록 무릎신근을 최대한 수축하므로 환자는 스탠스단계에서 무릎관절을 굽힐 수 없고, 스윙을 하기 위해서 전기자극을 멈추거나 PN을 자극하므로 무릎관절이 굽혀짐과 동시에 스윙단계가 시작된다. 반대로 스탠스단계가 시작되기 바로 전에 발을 지면으로 내리면서 무릎신근을 다시 자극하여 체중을 지지할 수 있도록 하는데, 이때 무릎관절은 완전히 펴지게 된다.

### 참 고 문 헌

1. T. Yamamoto and Y. Yamamoto, "Electrical properties of the epidermal stratum corneum", *Med. Biol. Eng.*, Vol. 14, pp. 151-158, 1976
2. T. Yamamoto, Y. Yamamoto and T. Ozawa, "Characteristics of skin admittance for dry electrodes and the measurement of skin moisturization", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 24, pp. 71-77, 1986
3. J. Rosell, J. Colominas, P. Riu, R. Pallas-Areny and J.G. Webster, "Skin impedance from 1Hz to 1MHz", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 35, pp. 649-651, 1988
4. D. Panescu, K.P. Cohen, J.G. Webster and R.A. Stratbucker, "The mosaic electrical characteristics of the skin", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 40, pp. 434-439, 1993
5. D. Panescu, J.G. Webster and R.A. Stratbucker, "A nonlinear electrical-thermal model of the skin", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 41, pp. 672-679, 1994
6. S.J. Dorgan and R.B. Reilly, "A model for human skin impedance during surface functional neuromuscular stimulation", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 7, pp. 341-348, 1999
7. C.J. Poletto and C.L.V. Doren, "A high voltage, constant current stimulator for electrocutaneous stimulation through small electrodes", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 46, pp. 929-936, 1999
8. P.T. Kolen, "Transformer miniaturization for transcutaneous current/voltage pulse applications", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 46, pp. 606-608, 1999
9. A. Kantrowitz, *Electronic physiologic aids: a report of the maimondes hospital, Brooklyn, New York*, pp. 4-5, 1963
10. R. Kobetic and E.B. Marsolais, "Synthesis of paraplegic gait with multichannel functional neuromuscular stimulation", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 2, pp. 23-29, 1994
11. 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, pp. 23-29, 1997
12. E.B. Marsolais and R. Kobetic, "Development of a practical electrical stimulation system for restoring gait in the paralyzed patient", *Clin. Orthop. and Rel. Res.*, No. 233, pp. 64-74, 1988
13. G. Khang, "Functional neuromuscular stimulation for paraplegic standing", *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 11, No. 1, pp. 1-4, 1990
14. S. Khang, G. Khang, H. Choi, J. Kim, S. Chong and J. Chung, "FES exercise program for independent paraplegic walking", *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 19, No. 1, pp. 69-80, 1998
15. S. Rebersek and L. Vodovnik, "Proportionally controlled functional electrical stimulation(FES) system for the control of the paralyzed upper extremities", *Automatica*, Vol. 11, pp. 209-220, 1989
16. P.H. Pecham, E.B. Masolais and J.T. Mortimer, "Re-storation of key grip and release in the C6 tetraplegic patient through functional electrical stimulation", *J. Hand Sur.*, Vol. 5, No. 5, pp. 462-469, 1980
17. A.E. Hines, P.E. Crago and C. Billian, "Functional electrical stimulation for the reduction of spasticity in the hemiplegic hand", *Biomed. Sci. Instrument*, Vol. 29, pp. 259-266, 1993
18. J.P.A. Dewald, J.D. Given and W.G. Rymer, "Long-lasting reductions of spasticity induced by skin electrical stimulation", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 4, No. 4, pp. 231-242, 1996
19. A. Trnkoczy, "Variability of electrical evoked muscle contraction with special regard to closed-loop controlled orthosis", *Ann. Biomed. Eng.*, Vol 2, pp. 226-238, 1974
20. G.W. Sypert and J.B. Muson, "Basis of segmental motor control: motoneuron size or motor unit ty-



- pe?", Neurosurgery, Vol. 8, pp. 608-621, 1981
21. L.L. Baker, B.R. Bowman and D.R. McNeal, "Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation", Clin. Orthop. and Rel. Res., No. 233, pp. 75-85, 1988