

편마비환자를 위한 휴대용 자극시스템 설계에 관한 연구

김낙환*, 박종길*, 권장우**, 장영건***, 홍승홍*
인하대학교 전자공학과*, 특허청**, 청주대학교 전산학과***

A Study on the design of functional electrical stimulation system for hemiplegic patients

N.H. Kim*, J.K. Park*, J.W. Kwon**, Y.K. Jang***, S.H. Hong*
Dept. of Electronics Engineering, Inha University*, Korea Industrial Property Office**,
Computer Science & Engineering, ChongJu University***

ABSTRACT

The ultimate object of FES is on the recovering function of body and shape damaged from disease or injury to original state. On this study, object is recovering of gait function of the disabled who, especially, have gait disturbance. Paralyzed muscle from the central nerve disable, if peripheral nerves which be in the lower part of the harmed are activated, muscle contraction is possible. The traumatic trouble, peripheral nerves aren't connected to a central nerve but origin of peripheral nerve cells which are in the lower part of the harmed are alive, react on stimulation. We design 4-channel stimulator, being based on standard stimuli pattern. stimulator is manufactured with compact size and light weight to portable.

서론

최근들어 중추신경장애(upper motor neuron lesion)로 인해 손상된 부위의 기능을 최대한으로 회복시키거나 증진시키는데 효과적인 FES(Functional Electrical Stimulation, 기능적 전기자극법)의 연구가 활발히 연구되고 있다.^{1,2,3)}

FES란 운동마비에 대하여 환자의 잔존기능(음성, 호흡, 근전도, 스위치등)을 수의적 운동명령(제어명령)으로하여 적합한 자극패턴을 하위운동 뉴런에 전기자극을 가함으로써 근을 수축시켜 마비된 근의 운동기능을 활성화시키는 것이다. 하위운동 뉴런과 근의 연결이 유지되어 있으면 하위운동 뉴런을 전기자극함으로써 마비된 근의 수축을 얻는 것이 가능하다. 이러한 FES의 궁극적인 목적은 질병이나 상해 후에 손상된 신체의 기능과 형상을 본래의 상태로 회복시키는데 있으며 본 연구에서는 보행장애 환자 중에서 특히 편마비환자의 보행기능의 회복을 목적으로 한다.

근의 수축량을 제어시키기 위한 자극 펄스열의 변조법으로는 진폭을 변화시키는 진폭변조(AM), 펄

스폭을 변화시키는 펄스폭 변조(PWM), 반복주파수(1/T)를 변화시키는 주파수 변조(FM)법이 있다.⁵⁾ 강한 수축력을 얻기위해 자극 주파수를 높이면 근피로현상이 발생하고, 다른 한편으로 저주파수(15Hz 이하)에서 자극하면 근의 떨림현상이 발생하므로 FM방식은 적절하지 않은 방식이다. 근을 직접 자극할 경우의 AM과 PWM방식에 대한 비교를 Crago는 실험을 통하여 비교하였다. 실험 결과에 의하면 이 두방식은 자극강도대 근수축 특성에서 비교적 비슷한 특성을 보이고 있다. 한편 단상(Monophasic) 파형들은 파형방전에 의해서 몸에 축적되는 네트전하(net charge)로써 비대칭형 쌍상(Biphasic) 파형이 되는 경향이 보인다. 전극과 세포 인터페이스에 있어서 네트전하가 0이 아니면, 전해가 발생할 수 있다. 이것은 종종 신경지배 제거된(Denervated) 근 자극과 이식된 전극을 사용할 경우에 있어서 매우 심각한 문제가 될 수 있다.

쌍상(Charge Balanced) 파형을 사용할 경우 실효 전하 없는 체내에 전하를 유도할 수 있다.^{6,7)} 본 연구에서는 쌍상파형의 진폭변조법을 사용한다.

전기자극에 의한 보행시 지속적인 근수축이 요구되기 때문에 마비된 근은 정상적인 근육보다 쉽게 피로현상을 초래한다. 이러한 피로현상을 감소시키기 위한 방법이 많이 연구되고 있으며, 그중 하나가 마비된 근에 적절한 자극패턴을 생성하여 자극 패턴에 따라 자극을 가하는 방법이 제시되고 있다.⁴⁾ 본 논문에서는 사전에 만들어진 표준자극패턴을 바탕으로 원칩 마이크로 컴퓨터를 이용한 귀환방식의 휴대용 FES 시스템을 설계 구현하였다.

본론

I. 하드웨어 설계

그림1은 설계된 4채널 FES 시스템의 전체 구성도를 나타낸다. PC(486)는 다음과 같은 기능을 갖도록 하였다.

- 1) 마비 환자의 필요한 동작을 실행하기 위한 다양한 자극 패턴을 생성 한다.
- 2) 환자의 동작모드에 적합한 패턴을 선택한다.
- 3) 작성된 자극패턴을 자극기에 전송한다.
- 4) 현재 자극기를 통해 출력되는 출력 데이터의

상태를 모니터링 등.

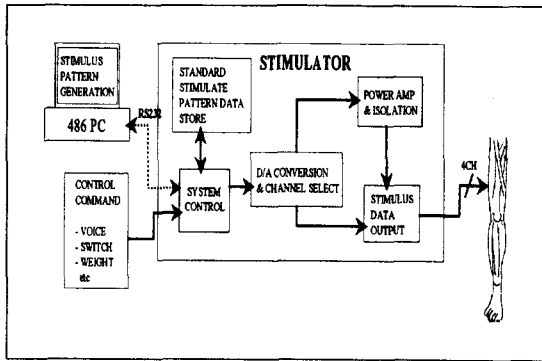


그림 1. 전체 FES 시스템의 블럭도.
Fig 1. Block diagram of the FES system

환자의 동작모드를 설정하는 입력신호로서는 일반적으로 음성신호, 입력 스위치, 압력분포 스위치 등을 사용하려는 방식들이 고안되고 있다. 이와같은 제어입력 장치들 중에서 현재 하지마비 환자의 제어명령 신호로 많이 사용되고 있는 하중을 이용한 발센서와 스위치를 접목하여 개발을 하였다.

설계된 FES시스템은 4MODE(서기, 앉기, 걷기, 정지)를 동작 할 수 있도록 설계되었다. 기본적으로 자극기는 환자의 마비된 근에 어떤 동작의 자극 패턴을 출력해야 하는지를 인지할 수 있는 제어명령이 입력되어야 한다. 본 시스템은 가장 설치가 간단하고 편리한 Touch Switch를 이용한 제어명령을 만들도록 하였다. Touch Switch는 2개를 사용하였으며, 그중 하나는 Mode select 스위치로 사용하고, 다른 하나는 명령 개시용으로 사용하였다.

한편, 편마비환자의 보행기능 회복을 위한 기능적 전기자극 시스템을 페루프형으로하여 보다 자연스러운 보행을 도모하기 위해서는 보행상태에 따른 각 근의 수축과 이완이 시간축 상에서 조합되고 신체의 다른 부분과 동기된 자극패턴이 공급되어야 한다. 자극 시스템에 이러한 상태정보를 피드백시키기 위해서는 발 센서가 필수적이며 이를 위하여 피에조센서를 사용하고 있기 때문에 정상적인 다리의 HC(heel contact) 신호에 의해서 일정한 속도의 동기된 자극 패턴을 출력할 수 있다. 이러한 발센서로부터의 비례값은 A/D변환기를 통해 프로세서에 인터페이스 함으로써 특히 '걷기' 모드중의 부드러운 보행을 가능하게 하였다.

중앙처리부는 원칩 마이컴, EPROM, EEPROM, Extend I/O Port로 구성되어 있다. 사용된 원칩 마이컴은 4K 바이트 PROM, 128바이트의 내부메모리, 32개의 I/O 포트, UART 시리얼 포트, 2개의 16비트 타이머/카운터등이 내장되어 있는 Intel 80C31을 사용한다. EPROM은 외부 확장 프로그램 ROM으로써 제어 프로그램을 저장하며, EEPROM은 16 Channel의 자극데이터를 저장하기위한 것으로 전력 소모를 적게하기 위하여 SRAM대신 사용한다. Extend I/O(8255)는 부족한 I/O 포트를 보충하기위하여 사용한다.

4채널, 4모드(앉기, 일어서기, 걷기, 서기)의 자극 파라미터의 Lookup Table은 8K 바이트의 용량이 필요하게된다. 사용하는 EEPROM은 32K 바이트의

메모리 용량을 가지므로 후에 채널을 확장하거나 데이터양을 늘릴 때 유동적으로 쓰일수 있다. 이미 PC에서 생성한 표준 자극패턴 데이터를 EEPROM에 Download한다.

II. 제어 프로그램

시스템 소프트웨어는 C-51 컴파일러와 Intel 8051 Assembler 및 Cross Assembler를 사용한다. 프로그램의 기본동작은 다음과 같다. 프로그램이 초기 시작되면 사용되어지는 메모리들을 초기화시킨다. 이후 마이컴의 하드웨어적인 Configuration을 정의한 후 PC와의 인터페이스 조건이 성립되었는지를 판단하게 된다. 만약 PC와의 인터페이스 조건이 성립될 경우 PC와 마이컴(80C51)은 9600bps로 비동기 방식으로 데이터 전송을 하게 된다. 전송되는 데이터는 생성된 자극패턴 데이터로서 약 8K의 용량을 가지고 있다. PC와의 인터페이스 조건이 아닌 경우 Main프로그램은 외부에서 입력되는 제어명령 신호를 받게된다. 본 장치는 4모드의 제어입력 모드를 입력할 수 있도록 푸쉬버튼 스위치를 이용하여 제어명령을 입력한다. 마이컴은 입력된 제어명령을 읽어 제어입력 신호에 적합한 자극데이터를 테이블 맵으로 구성되어진 EEPROM으로부터 읽어온다.

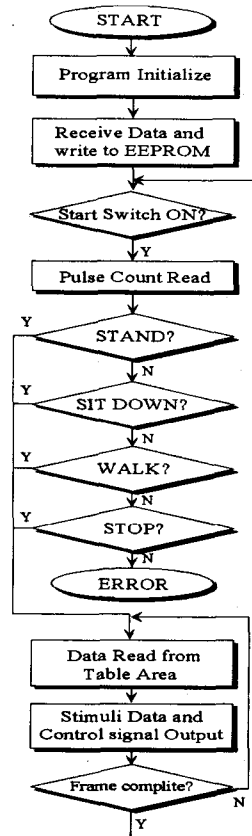


그림 2. 제어 흐름도
Fig 2. Flowchart for control

자극데이터의 출력방법은 50ms의 Loop Cycle을 가지도록 하여 4개의 채널이 자극데이터를 출력할 수 있도록 프로그래밍하였다. 하나의 제어모드에 대하여 4개의 자극패턴으로 구성되어 있고, 하나의 제어모드에 대해 동작하는 시간은 약 1초를 기준으로 작성하였다. 하나의 자극패턴 맵은 500개의 데이터를 가지고 있고 이들 자극 데이터는 정해진 채널 특성(근의 지근과 속근 정의)에 따라 채널당 50ms내에 수십개~수개의 자극데이터를 출력하도록 하였다. 그림2는 본 시스템의 제어 프로그램 플로우차트를 나타낸다.

마이컴에서 나온 8Bit Data와 10개의 Controller 신호는 8255를 통해 출력된다. 자극기는 4CH로 설계되어 있으므로 4CH용 자극 데이터는 시간 지연을 가지고 Data Bus(8255의 PORT B)를 통해 출력된다. 8255에서 출력된 데이터들은 Latch에 입력되고 각 채널에 해당되는 데이터들은 Decoder에 의해 선택되어 각 채널에 해당하는 고유의 값을 출력하게 된다. Latch를 거쳐 나온 데이터는 D/A Converter에 입력시켜 아날로그 값(0~5V)으로 변환시킨다. 변환된 값은 아날로그 스위치(74HC4016)에 입력된다. 자극기의 자극 출력 파형은 Biphasic Pulse생성을 기본으로 하고 있다. 따라서 한 채널에 자극 펄스를 만들기 위해서는 시간지연(약 100us)를 가진 임펄스열(2개)를 가지고 제어한다. 즉 4채널의 자극파형을 만들기 위해서는 순차적으로 8개의 임펄스열이 필요하게 된다.

실험방법 및 결과

실험은 우선 일상생활에 자주 사용되는 동작중에 '서기' '앉기' '걸기' '정지'를 대상으로 하였고 근전도 신호의 획득은 20대 중반의 정상인을 실험대상으로 하였다. 먼저 4채널의 전극을 4가지 동작모드를 실행하는데 있어서 주동작근인 대퇴직근(Rectus femoris muscle)과 전경골근(Tibialis anterior m.), 장비골근(Peroneus longus m.), 대퇴이두근(Biceps femoris m.)에 부착하고 실험자가 4가지('서기', '앉기', '걸기', '정지') 동작을 수행하는 동안 근전신호를 받는다. 이렇게 취해진 근전신호는 증폭기를 통해서 증폭하고 필터링을 해서 노이즈 성분을 줄이고 유효성분을 증폭한다. 다시 이 신호는 A/D컨버터를 통해서 PC에 가해질수 있는 디지털신호로 변환을 한 후 자극파형 생성을 위한 처리과정을 PC 상에서 수행한다⁴⁾. 이러한 처리루틴을 거친 4가지 모드들의 표준자극 패턴중에서 '앉기'에 해당하는 자극패턴을 그림3에 나타내었다. 표준자극패턴 생성 처리루틴을 거친 파형들은 RS232를 통해서 메모리 look-up 테이블로써 자극기의 메모리에 저장된다.

일단 자극기에 4채널의 메모리맵 테이블이 저장되면 자극기는 PC와 분리되어 자극기 내부의 프로그램에 의해 환자의 필요에 의한 각 동작을 수의적인 제어명령에 의해 수행하게 된다.

증폭과 필터링을 할 때 사용한 기기는 Nihon Kohden사의 생체증폭기인 AB-621G를 사용하였으며, 시간상수는 피부와 전극사이에 움직임으로 유기되는 포텐셜 및 근육 포텐셜 등이 원인인 저주파 잡음 제거 등을 고려하여 0.01초로 하였고, 감도는 0.2mV/div를 사용하여 A/D변환기의 입력 범위를

충분히 사용할 수 있게 하였다.

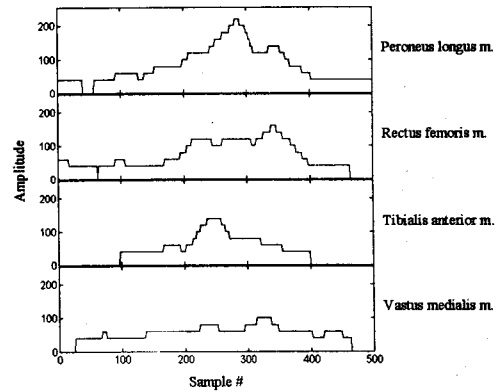


그림 3. '앉기' 모드에서의 표준자극패턴
Fig 3. Standard stimuli pattern on the 'Sit down' mode

데이터는 실험자가 운동이 종료되었음을 알리는 시점까지 획득하였고, 전극은 Ag-Cl 일회용 전극을 사용하였다.

'걸기'에 해당하는 자극패턴은 편마비환자를 대상으로 한 번의 스윙을 기록하였다. '앉기'에서 두드러지게 나타나는 파형은 대퇴직근(노란색선)으로 앉기를 할 때의 다른 근육에 비해 주동작근임을 알 수 있었다. 각각의 그래프의 y축은 0-255까지의 진폭을 나타내는데 이것은 설계한 자극기가 8비트 마이크로 컴퓨터이므로 데이터의 전송상 256개의 데이터값을 디폴트로 하였다.

제작된 자극기는 가로 144mm, 세로 76mm 의 제1 보드와 가로 97mm, 세로 75mm의 제2 보드로 설계되었다. 휴대하기가 간편하게 하기위해서 크기를 소형화하였다.(그림4)

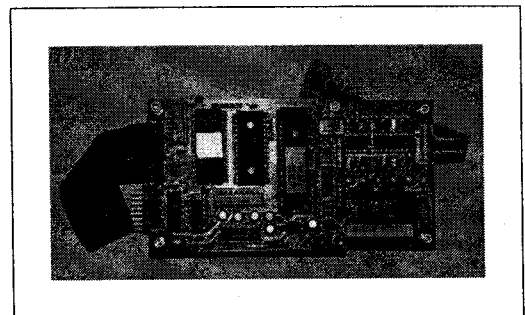


그림4. 설계된 자극기
Fig4. Designed Stimulator

결론

FES란 운동마비에 대하여 환자의 잔존기능을 수의적 운동명령(제어명령)으로하여 적절하게 프로그래밍된 자극출력을 전극을 통해 하위운동 뉴런에 전기자극을 가함으로써 근육 수축시켜 마비된 근의 운동기능을 활성화시키는 것이다.

전기자극을 이용한 근수축으로 지속적인 동작을 수행할 경우 쉽게 근피로현상이 초래되기 때문에

지속적인 동작을 수행하기 위해서는 근피로를 감소시킬수 있는 방법을 추구해야 하며 이를 위해 근의 특성에 따라 적합한 전기자극 조건을 설정하여야 함을 알 수 있었다. 위에서 검토한 사항을 근거로 하여 본 연구에서는 마비 환자의 필요한 동작을 실행하기 위해 PC를 이용한 다양한 자극 패턴을 생성할 수 있는 알고리즘을 제안하였으며, 환자의 동작모드에 적합한 패턴을 선택하여 자극을 출력할 수 있도록 하드웨어를 구성하였다. 또한 비동기방식으로 PC와 자극기간에 상호 통신을 통하여 생성된 자극패턴을 저장할 수 있었으며, 자극기를 통해 출력되는 출력 데이터의 상태를 모니터링할 수 있도록 자극기를 제작하였다.

하반신 마비환자를 위한 휴대용 FES 시스템의 설계를 목적으로 하여 자극패턴의 생성, 4채널의 자극기 설계, 근전신호의 추출에 관해 연구하였다. 설계된 자극기는 임상병리적으로 적합하다고 실험된 데이터를 기초로 하여 만들어졌고, 자극패턴의 생성 알고리즘을 통해 생성된 자극파형은 자극기에서 하드웨어적으로 Biphasic 파형으로 출력되는데 임상적으로 실험을 반복하여 환자에게 더 편하고 부드러운 동작을 수행할 수 있는 자극패턴을 생성하는 방법을 모색해 보겠다. 편마비 환자를 대상으로 하였기 때문에 스위치 센서를 자극제어장치로 이용했지만 더 심한 마비환자를 위한 제어장치로 음성 인식이나 보컬트랙의 진동 등을 이용한 자극제어를 검토해 볼 필요가 있다.

참고문헌

- [1] A. J. Mulder, H. B. K. Boom, H. J. Hermens, G. Zilvold, "Artificial-reflex stimulation for FES-induced standing with minimum quadriceps force", *Med. & Biol. Eng. & Compute.*, Stpt. 1990, 28, 483-488.
- [2] Reprinted from e-lab, MIT, "Electrical Injury: Understanding the Bodys Response", *IEEE Eng. In Medicine and Biology Vol. 7, No. 1, pp39-40, 1988*
- [3] J. R. Buckett, P. Hunter, et al, "A Flexible Portable System for Neuromuscular Stimulation the Paralyzed upper Extremity", *IEEE Trans. on BME, Vol. 35, No. 11, 1988*
- [4] 박종길 외4, "편마비 환자의 보행기능 복원을 위한 자극패턴 생성에 관한 연구", *하계전자공학회 논문집, 제19권, 제1호, 1996*
- [5] Handa Y, Hoshimiya N, "Functional Electrical Stimulation for the Control of the Upper Extremities", *Med. Prog. Technol. Vol. 12, 1987*
- [6] Krut A. Kaczmarek, Kevin M. Kramer, John G. Webster, Robert G. Radwin, "A 16-Channel 8-Parameter Waveform Electrotactile Stimulation System", *IEEE Trans. on BME, Vol. BME-38, No. 10, Oct. 1991*
- [7] Milan Ilic, Dragan vasiljevic, Dejan B. Popovic, "A Programmable Electronic Stimulator for FES Systems", *IEEE Trans. on BME, Vol. 2, No. 4, Dec. 1994*