

## 족하수 환자의 보행보조를 위한 피드백 제어형 전기자극기 개발

정호춘·임승관·이상세·진달복·박병림\*

원광대학교 공과대학 전자공학과, \*원광대학교 의과대학 생리학교실  
(1998년 2월 18일 접수, 1999년 4월 8일 채택)

### Development of Closed-loop Control Type FES System for Restoration of Gait in Patients with Foot Drop

H.C. Jeong, S.K. Lim, S.S Lee, D.B. Chin, \*B.R. Park

Department of Electronics Engineering, Wonkwang University  
\*Department of Physiology, Wonkwang University School of Medicine  
(Received February 18, 1998, Accepted April 8, 1999)

**요 약 :** 본 논문은 족하수 환자를 대상으로 휴대가 간편하고 사용이 편리한 피드백 제어형 전기자극기를 제안하는 데 그 목적이 있다. 이 시스템은 교통사고, 산업재해, 뇌졸중 등으로 인하여 하지마비를 동반한 환자에서 마비된 하지근의 위축 및 괴사를 방지하고 혈액순환을 증가시킬 뿐만 아니라 보행을 보조하여 안정된 활동을 가능케 한다. 피드백 제어형 전기자극기는 환자가 오랜 시간 보행시 진극의 임피던스 변화나 근피로에 의해 족하수증이 다시 발생하게 되면 관절각의 변화가 관절각 센서에 의해 검출되고 이때의 오차는 PID 제어에 의한 자극전압의 변화를 가져와 설정된 위치에 발목이 도달하도록 자극레벨이 자동 조절된다. 자극조건은 자극주파수 40 Hz, 자극펄스 0.2 ms, 30~80 V이다. 족하수 환자 5명을 대상으로 42일 동안 첫째 1주일 동안에는 하루에 15분을 자극하고, 다음 주기는 1주일 단위로 하루에 30분, 60분, 90분, 120분씩 점차적으로 시간을 증가하면서 자극하였다. 이때 근력은 29.7%가 향상되었고, 근 피로도는 22.9%가 감소되었다. 이런 결과를 종합할 때 피드백 제어형 전기자극기는 족하수 환자의 보행기능 및 운동기능을 회복하는 데 효과적이라 하겠다.

**Abstract :** The purpose of this study was to develop a portable and convenient closed-loop control type electrical stimulator for patients with foot drop. This system restores walking movement as well as prevents from atrophy or necrosis of lower limb muscles and increases blood circulation in hemiplegic patients caused by traffic accident, industrial disaster or stroke. This system detects the changes of the ankle joint angle during walking, and then controls the stimulus intensity automatically to maintain the programmed level of the ankle joint angle. Also, this automatic system controls the stimulus intensity which is affected by increased electrode impedance resulting from long time use. The system detects the joint angle by an optical sensor and includes modified PID control which adjusts the stimulus intensity if the joint angle deviates from the preset value. Stimulus parameters are 30~80 volt, 40 Hz, and 0.2 ms.

The system was applied to five hemiplegic patients for 42 days. Duration of stimulation was 15 min/day for the first week and then the duration was gradually increased to 30, 60, 90 and 120 min/day. The muscle force was increased up to 29.7%, muscle fatigue was decreased compared with the level before stimulation and the pattern of locomotion was improved.

These results suggest that the electrical stimulator with closed-loop control type is more convenient and effective in restoration of locomotion of patients with foot drop than open-loop system.

**Key words :** Closed-loop control type electrical stimulator, PID control, Foot-drop, FES, TES

## 서 론

최근 중추신경계의 손상으로 인하여 마비된 근육의 운동기능을 복원시킬 목적으로 전기자극법이 개발되고 있으며, 특히 사지마비 환자, 하지마비 환자 및 일측 마비 환자에서 상지나 하지의 운동기능을 인위적으로 복원시킬 목적으로 기능적 전기자극법(functional electrical stimulation, FES)이 개발되었다[1-7]. 기능적 전기자극법은 마비된 근육을 지배하는 신경의 운동점(motor point)에 전극을 연결하여 외부의 자극기로부터 중추의 명령과 유사한 전기자극을 가하여 마비된 근육을 수축시키는 방법으로 임의의 동작에 필요한 자극패턴을 정상인의 근전도(electromyogram, EMG)를 대상으로 설정한 후 환자의 각 근에서 정상인과 유사한 근전도를 발생시킬 수 있는 전기자극을 가함으로써 임의의 동작을 인위적으로 복원할 수 있도록 하는 방법이다[8, 9]. 또한 마비된 근에서 근육의 수축(contraction)과 이완(relaxation)을 반복시킴으로써 근육축을 방지하고 강직현상을 감소시키며 근수축력을 증가시킬 목적으로 치료적 전기자극법(therapeutic electrical stimulation: TES)이 사용되고 있다[10-12].

현재 우리나라는 산업기술의 발달로 산업재해 및 교통사고가 날로 증가하는 추세에 있으며, 또한 뇌졸중 환자도 인구의 많은 비율을 차지하고 있는 시점에서 중추신경계 손상에 동반되는 운동기능의 복원을 위한 치료법의 개발은 절실하게 요구되지만, 국내의 수준은 매우 초보적인 단계이다. 그러나 일본의 Handa 연구진과 미국의 Case Western Reserve 대학의 Peckham 연구진은 미세전극을 마비근의 운동점(motor point)에 직접 연결하는 경피삽입술을 이용하여 각각의 근육을 개별적으로 자극하는 방법을 사용하여 정확한 동작을 수행하도록 시도하고 있다[13]. 이러한 경피삽입형 전기자극 시스템(percutaneous electrical stimulation system)은 정확한 동작을 수행할 수 있지만 마비된 근에 경피삽입술을 이용하여 전극을 고정하기 때문에 수술을 해야 하는 신체적, 경제적, 정신적 부담감이 있으며, 삽입된 전극의 관리에 많은 불편한 점 등으로 인하여 효과적인 치료목적을 달성할 수 없는 단점을 내포하고 있다[13,14]. 또한 개루프 제어형 전기자극 시스템(open-loop control type electrical stimulation system)도 일정한 레벨의 전기자극과 보행의 시작과 끝을 알 수 있는 풋 스위치로만 동작 패턴이 제한되므로 환자가 오랜 시간동안 보행할 때 전극의 임피던스의 변화나 근피로에 의한 자극반응이 감소되어 족하수(foot drop)가 다시 초래되는 단점을 가지고 있다[15-17].

본 논문에서는 교통사고, 산업재해, 뇌졸중 등으로 인하여 하지마비를 동반한 환자에서 마비된 하지근의 위축 및 괴사를 방지하고 혈액순환을 증가시키며, 족하수를 방지하여 상실된 보행기능을 복원시킬 목적으로 피드백 제어형 전기자극 시스템(closed-loop control type FES system)을 개발하고자 하였다

[18-20]. 본 논문에서 제작된 시스템은 관절각을 검출하기 위해서 전계나 자계의 영향이 적고, 기계적으로 안정적인 광검출식 관절각센서를 개발하여 관절각의 변화에 따른 자극레벨을 자동으로 조절하기 위한 PID(proportional integral derivative) 제어방식을 적용하였다. 또한, 전기자극에 의하여 쉽게 초래되는 근피로를 최소화할 수 있는 적합한 자극조건을 설정했으며, 마비된 근에서 근위축과 강직현상을 감소시키기 위한 치료적 전기자극법을 개발하고자 하였다.

## 전기자극 시스템의 구성

피드백 제어형 전기자극시스템의 구성도는 그림1과 같이 마이크로프로세서, 관절각 센서, 고전압 발생부, 전극, 디스플레이 장치 등으로 구성된다. 시스템의 동작은 보행의 시작과 끝을 압력센서에서 검출하여 자극주기를 결정하고, 광검출식 관절각센서에서 검출된 신호는 마이크로컨트롤러에 내장된 A/D변환기(analog to digital converter)에 입력되어 발목의 관절각으로 인식하게 된다.

관절각의 변화는 프로그램으로 구현한 PID 제어방식을 적용하여 자극레벨을 마이크로컨트롤러의 5비트 출력포트에 연결된 D/A변환기(digital to analog converter)에 의해 조절되고 자극전압을 조절하게 된다. 이 자극전압은 비골신경에 부착한 표면전극을 통해 배측굴곡을 유발하여 족하수를 방지하게 된다.

피드백 제어형 전기자극기는 마이크로칩 사(Micro Chip Co.)의 8비트 원칩 마이크로컨트롤러인 PIC16C711 칩을 사용하여 마비된 근육이나 신경에 30~80 V의 고전압으로 자극하여 보행을 보조할 수 있도록 구성하였다. 표면전극형 전기자극시스템을 구현하기 위한 고전압부로 권선비가 1:700의 변압기를 이용하여 승압하였고, 승압된 교류전압을 직류로 변환하기 위하여 반파 정류회로를 사용하였다. 기계적으로 영구적인 MOS 릴레이는 고전압을 제어하기 위한 스위칭 부분으로 펄스폭(pulse width)이 0.2 ms이고, 주파수가 40 Hz인 자극펄스를 PIC16C711에서

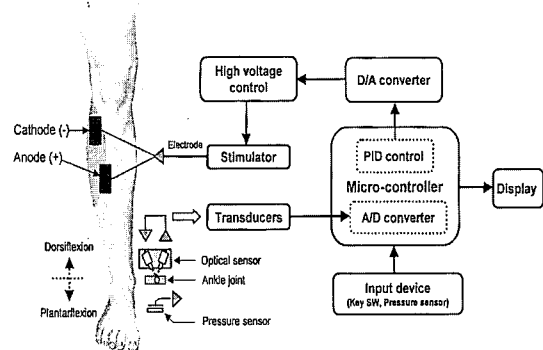


그림 1. 피드백 제어형 전기자극기의 구성도

Fig. 1. Diagram of closed-loop control type FES system

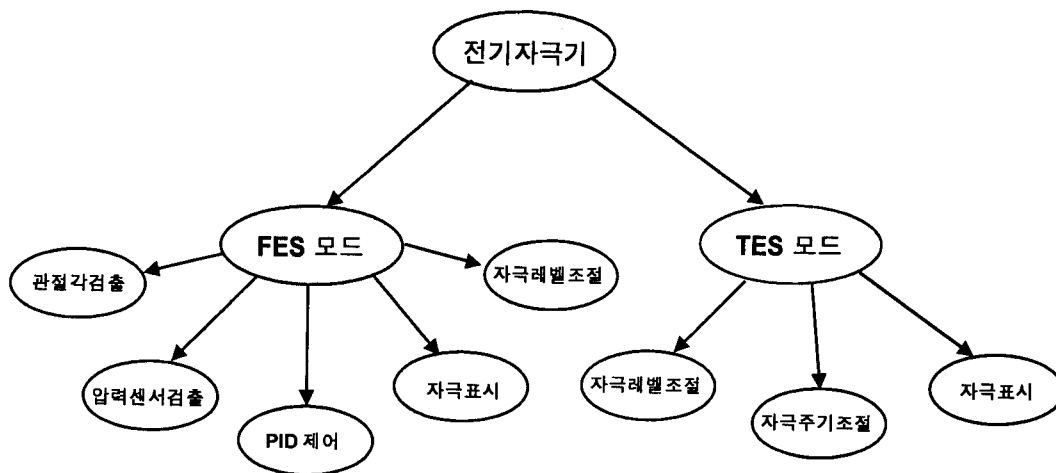


그림 2. 프로그램의 구성도  
Fig. 2. Diagram of the program

발생하였다. 고전압조절부에서는 사용자가 입력전압을 가변저항으로 조절하여 고전압을 제어하는 부분과 PID 연산을 수행하여 얻어진 데이터 값을 5 비트 D/A변환기에 출력함으로써 고전압을 조절하였다. 마이크로컨트롤러의 입·출력포트의 구성은 고전압 발생부의 발진주파수를 제어하기 위한 OSC 제어신호와 동작 상태를 결정하는 키스위치, 보행의 시작과 끝을 검출하기 위한 압력센서, 자극전압의 출력여부를 LED로 표시하는 디스플레이 장치로 구성하였다. 치료를 위한 자극주기의 결정은 가변저항기로 변화된 데이터 값을 A/D 변환기로 입력받아 자극주기가 1:1이고, 1 초에서 10 초까지 자극주기를 조절할 수 있도록 하였다.

### 시스템 제어 프로그램

#### 1. 프로그램의 구성

피드백 제어형 전기자극기의 전반적인 동작을 제어하는 프로그램은 족하수 환자의 보행 기능을 향상시키기 위한 FES 모드와 수축과 이완을 반복하여 근위축의 방지와 강직현상을 감소시키고 근 수축력을 증가시키기 위한 TES 모드로 구성하였다.

프로그램의 전체적인 수행과정은 전원이 인가되면 시스템이 초기화되고 타이머의 분주비가 1:2로 설정되어 15 KHz의 승압 주파수를 발생한다. 시스템이 초기화된 후 시스템의 동작을 위한 초기 모드를 설정하고, 이때 초기 모드 설정을 위하여 모드 스위치를 한번 누르면 LED가 ON이 되면서 FES 모드가 선택되고 다시 스위치를 누르면 LED가 OFF되어 TES 모드를 각각 선택할 수 있다. FES 모드에서는 보행 동작과 연계된 자극이 이루어져야 하며, 발 뒤꿈치에 설치된 압력센서에 의하여 보행의 시작점과 끝점을 검출하여 자극의 시점을 결정하게 된다 (그림 2, 3).

#### 2. PID 제어프로그램

근육에 전기자극을 가하면 근육이 수축하게 되어 관절각의 변화를 가져오게 된다. 관절각의 변화를 저장하기 위해 마이크로컨트롤러에 내장된 A/D 변환기에서 샘플링이 40 Hz 간격으로 변환된 데이터 값을 읽어 들여 할당된 에러 레지스터에 저장한다. PID 연산을 수행하기 위해 설정된 레퍼런스 값과 변환된 데이터 값을 빼서 에러 값을 산출하게 된다. 이 에러 값이 음수일 경우 할당된 레지스터의 7번째 플래그 비트를 세트시켜 에러 값이 음수임을 알 수 있도록 프로그램 하였다. 만약 에러 값이 설정된 범위에 있으면 관절각은 설정된 위치에 있으므로 PID 연산을 수행하지 않고 현재 출력하고 있는 데이터 값을 계속 유지하며 설정된 범위에 벗어나면 PID 연산을 수행한다. PID 연산

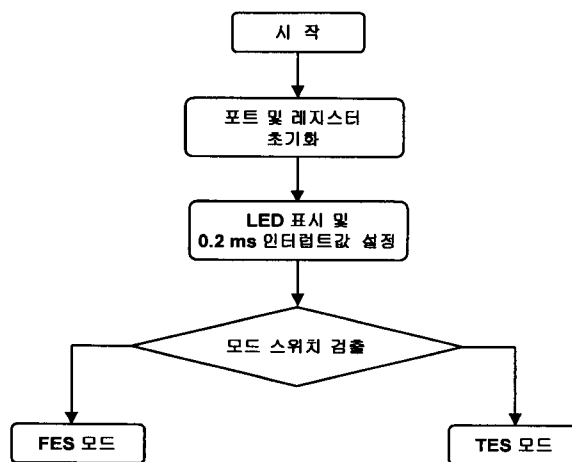


그림 3. 전기자극기 제어 프로그램의 흐름도  
Fig. 3. Flowchart of control program for electrical stimulator

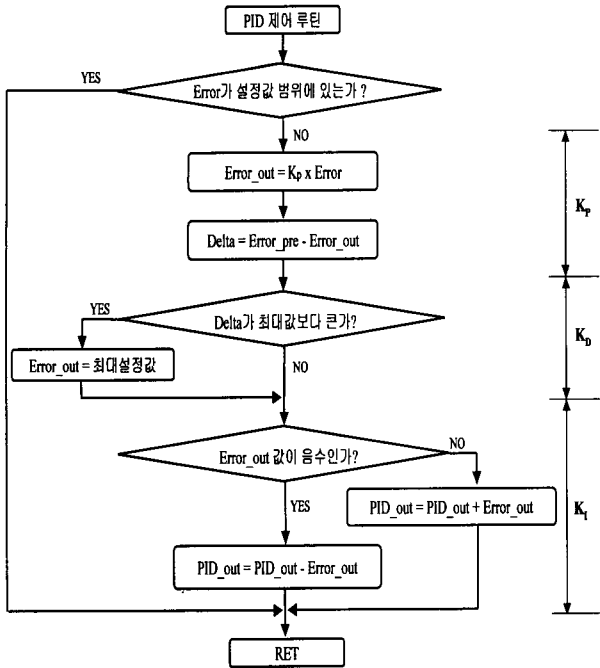


그림 4. PID 제어루틴의 흐름도  
Fig. 4. Flowchart of PID control

은 에러 값을 비례제어 상수  $K_p$  값으로 곱해서 에러 출력 값을 결정하고 이 값이 너무 크면 근육에 강한 자극이 가하게 되므로 발목에 무리가 가게 된다. 이때 이전의 에러 값과 현재 계산된 에러 값을 빼서 미분제어 상수  $K_d$  값을 산출하였다. 만약  $K_d$ 가 최대설정 값보다 크면 최대설정 값으로 정하고 이 값이 너무 크면 초기 자극시간이 지연됨으로써 발목이 늦게 올라오게 되어 보행패턴이 불안정하게 된다. 적분제어 상수  $K_i$ 는 에러 값을 계속적으로 더함으로써 설정치 오차를 줄이기 위한 상수이다. 에러 값이 음수인지 또는 양수인지를 결정하기 위해서는 할당된 레지스터 7번째 플래그 비트를 체크하여 에러 값의 상태를 파악하고 할당된 PID 레지스터에 에러 값을 더하거나 빼 줌으로써 PID 출력 값이 산출된다(그림 4). PID 상수 값을 적절히 조절했을 때 발목의 떨림이 적고 적절한 자극으로 인해 근피로 현상을 줄이며 전극의 임피던스 변화에 따른 자극레벨의 감소로 인해 족하수가 다시 초래되는 것을 방지할 수 있었다.

실험 및 고찰

1. 적합한 자극조건 설정

(가) 정상인에서 표면자극에 의한 관절모멘트의 측정

인체에서 표면전극을 이용하였을 때 적합한 전기자극조건을 설정하기 위하여 티슈패드 안에 탄소고무로 구성된 표면전극을 하지 슬와외의 비골신경위에 부착한 후 자극 펄스폭이 0.1~0.5 ms, 자극 주파수가 20~50 Hz의 범위에서 전기자극 하였을 때

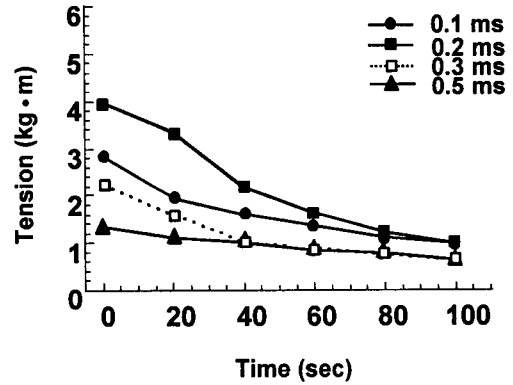


그림 5. 적합한 펄스폭  
Fig. 5. Optimal pulse width for stimulation

족관절의 배측굴곡 수축장력을 측정하였다.

(나) 적합한 전기자극 조건의 설정

마비된 근에서 전기자극을 이용한 근수축으로 지속적인 동작을 수행 할 경우 쉽게 근의 피로현상이 초래되기 때문에 지속적인 동작을 수행하기 위해서는 근피로를 감소시킬 수 있는 방법을 추구해야 하며, 이를 위해서 근의 특성에 따라 적합한 전기자극조건을 설정해야 한다. 따라서 적합한 자극조건을 설정하기 위하여 펄스폭 변조방식(pulse width modulation)과 주파수 변조방식(frequency modulation)으로 100초 동안 강축 자극하였을 때 시간에 따른 수축력의 변화를 측정하였다. 그림 5에서 자극 주파수는 고정하고 자극 펄스폭을 변화시켜 가장 적합한 자극 펄스폭을 찾기 위해 40 Hz의 주파수에서 0.1~0.5 ms 범위로 자극을 했을 때 0.5 ms는 가장 낮은 수축력을 보였으나, 0.2 ms는 비교적 강한 수축력으로 자극기간 동안 일정하게 유지됨으로써 가장 적합한 자극 펄스폭임을 알 수 있었다[23,24].

그림 6에서 자극펄스는 고정하고 자극 주파수를 변화시킬 때 0.2 ms의 펄스폭으로 자극 주파수를 20~50 Hz의 범위에서 자극하였을 때 40 Hz가 비교적 강한 수축력과 낮은 피로현상을 보임으로써 가장 적합한 자극주파수임을 알 수 있었다.

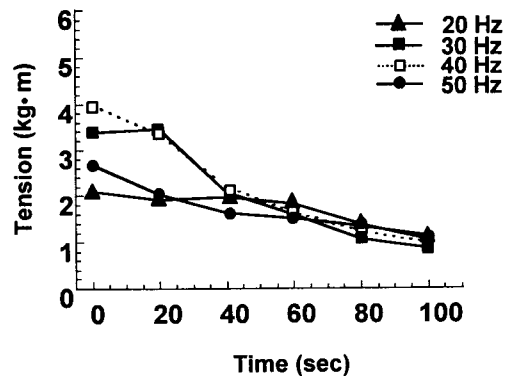


그림 6. 적합한 자극 주파수  
Fig. 6. Optimal frequency for stimulation

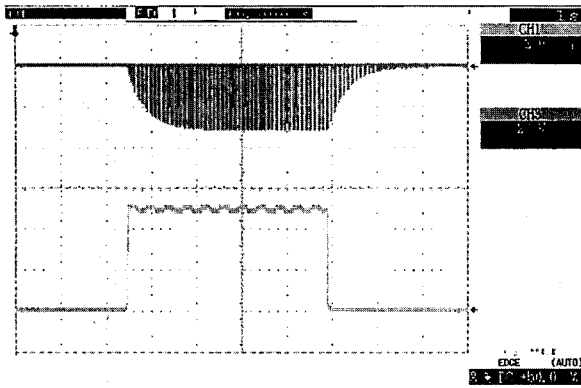


그림 7. TES 모드의 자극파형  
Fig. 7. Wave form of TES mode

2. 전기자극 시스템의 특성 시험

전술한 바와 같이 본 시스템은 족하수 환자의 보행을 보조하기 위한 FES 모드와 치료를 목적으로 하는 TES 모드로 구분되어 있다. 이를 위하여 자극 펄스폭이 0.2 ms이고, 자극 주파수가 40 Hz인 구형파 펄스를 출력하여 전기자극을 하였다.

치료용 전기자극의 형태는 사용자가 설정한 자극시간 만큼 마비된 근의 이완 및 수축을 반복하여 자극을 하였으며 자극이 시작되는 시점에서 급격한 자극을 가하면 근육이 갑작스런 강한 수축으로 환자가 불쾌감을 느끼거나 놀라게 된다. 그러므로 본 시스템은 그림 7의 CH3에서와 같이 자극이 시작되는 시점부터 서서히 자극이 출력되도록 하였으며 자극이 끝나는 시점에도 자극이 조금씩 떨어지도록 조정하였다. 그림 7의 CH1은 OSC의 제어단자를 ON/OFF하여 자극파형의 출력을 결정하였다.

보행의 시작과 끝을 검출하기 위해 압력센서를 이용하였다. 그림 8의 CH1 파형은 압력센서에서 입력되는 시점과 끝을 보여준 파형이며 이때 인체의 무게로 압력센서를 누르면 신호가 High인 상태로 입력되고 압력센서가 눌리지 않으면 신호는

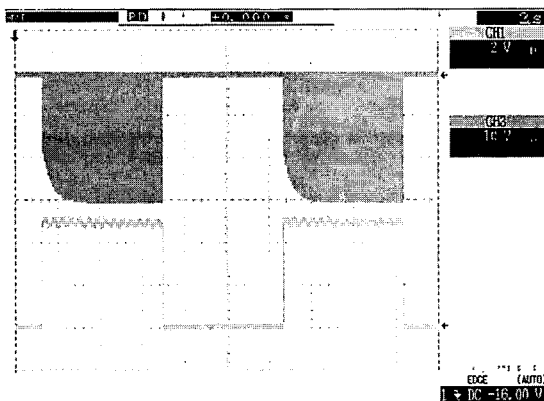


그림 8. 압력센서에 의해 제어되는 자극파형  
Fig. 8. Wave form controlled by pressure sensor

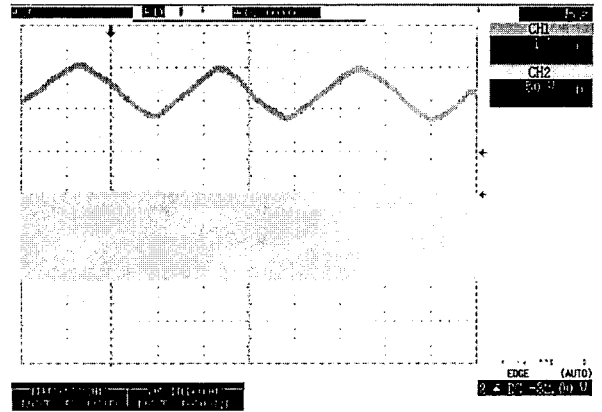


그림 9. 관절각 변화에 의한 자극레벨의 변화 (개루프 제어형)  
Fig. 9. Changes of stimulus level resulting from change of the ankle joint angle in open-loop control type

Low 상태가 된다. 그림 8의 CH3 파형은 압력센서에 의해 자극 파형이 제어되는 모습을 보여주고 있다. 이때 보행이 시작되는 시점에서 자극이 출력되고 보행이 끝나는 시점에서 자극이 멈추도록 함으로써 보행동작을 향상시킬 수 있었다.

본 논문에서는 개루프 제어형 전기자극기와 피드백 제어형 전기자극기의 특성을 비교하기 위해 관절각이 변화할 때 자극레벨의 변화를 측정하였다. 그림 9의 CH1 파형은 관절각이 0도에서 60도까지 임의로 변화시킬 때 포텐시오미터(potentiometer)에서 출력된 전기적 신호를 디지털 오실로스코프로 측정한 파형이다. 그림 9의 CH2 파형은 관절각의 변화에 따른 자극레벨의 변화를 측정하기 위해 자극기에서 출력된 자극전압을 측정한 파형이다. 개루프 제어형 전기자극기는 관절각의 변화에 관계없이 자극레벨이 일정하게 출력되고 있음을 그림 9의 파형에서 보여주고 있다.

그림 10의 CH1 파형은 0~60도의 관절각의 변화를 포텐시오미터(potentiometer)로 측정한 파형이고 CH2 파형은 관절각의

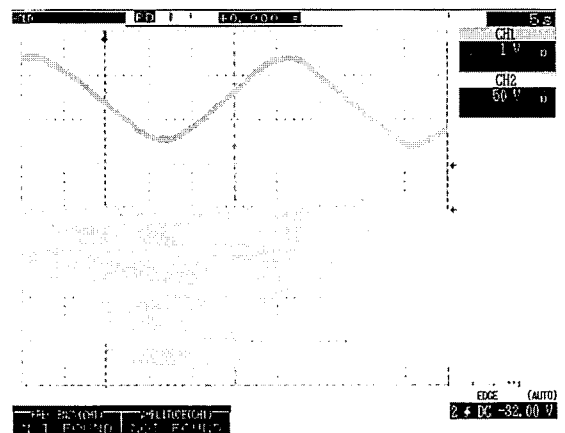


그림 10. 관절각 변화에 의한 자극레벨의 변화 (피드백 제어형)  
Fig. 10. Changes of stimulus level resulting from change of the ankle joint angle in closed-loop control type

변화에 의한 자극레벨의 변화를 측정하여 표시한 곡형이다. 개루프 제어형과는 달리 피드백 제어형 전기자극기는 설정한 목표치에 관절이 위치하도록 하기 위해 관절각의 변화에 따른 PID 연산을 수행하였다. CH2의 곡형과 같이 목표치에서 벗어나면 자극레벨이 더욱더 강해지고 목표치에서 가까워지면 자극레벨이 약해지지만 발목을 목표치 부위에 계속 유지시키기 위해서 리퍼런스 전압 이상으로 출력하였다.

3. 전기자극기의 성능평가

(가) 실험장치 구성

제작된 전기자극 시스템의 성능 평가와 환자의 치료 정도를 알기 위하여 근육의 피로도 및 경직의 정도를 측정하기 위한 근력측정장치를 제작하였다. 자체 제작한 근력 측정기로 150 kg의 로드셀과 CAS사에서 제작된 인디케이터(CI-6200A)를 이용한 것으로 전기자극을 가할 때 관절모멘트를 측정하였다. 그림 11은 발목의 관절모멘트를 측정하기 위하여 발목을 전방으로 굴전하기 위한 해부학적 모식도와 자유물체도를 보여 주며, 여기에서 다리를 곧게 편 상태에서 발목을 앞으로 굽히기 위해 힘 F를 주었을 때 관절모멘트(M)는 식(1.2)와 같다. 관절모멘트 측정기의 정밀도는 ±0.1g의 정밀도를 가지며 신호기록장치인 피조오그래프로 기록하기 위하여 아날로그 출력을 갖도록 제작하였다. 이때 아날로그 출력 전압범위는 0~10 V이고 힘이 가해지지 않은 무부하 상태는 0 V이며, 로드셀의 최대 부하값인 150 kg의 힘이 가해질 때 출력전압은 10 V가 되도록 하였다.

$$F = F \cos \theta_k \tag{1.1}$$

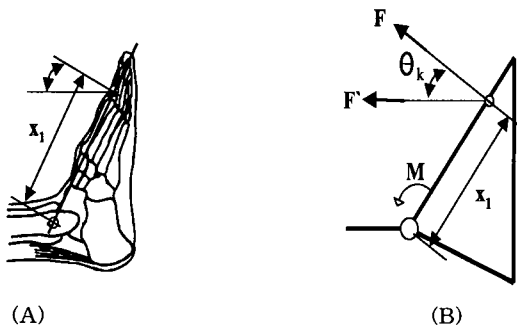


그림 11. 발목관절의 모멘트측정. (A) 발목을 전방으로 굴전하기 위한 해부학적인 모식도. (B) 자유물체도  
 Fig. 11. Measurement of moment at ankle joint. (A) Anatomy at dorsiflexion of ankle joint. (B) Free-body diagram

표 1. 피검자의 특성  
 Table 1. Characteristics of Subjects

SUBJECT	A	B	C	D	E
AGE	52	39	62	62	50
SEX	Male	Male	Male	Male	Female
SYMPTOM	Rt Hemiplegia	Lt Hemiplegia	Rt Hemiplegia	Lt Hemiplegia	Rt Hemiplegia

$$M = F \times x_1 \times \cos \theta_k = F \times x_1 \tag{1.2}$$

(나) 실험결과

족하수 환자 5명을 대상으로(표 1) 첫째 1주일 동안 하루에 5분씩 3번 총 15분을 자극하고 다음 자극주기는 1주일 단위로 하루에 30분, 60분, 90분, 120분씩 점차적으로 증가하면서 42일 동안 자극하였다. 자극조건으로는 자극주파수가 40 Hz, 자극 펄스는 0.2 ms, 자극전압은 30~80 V이고, 이런 자극조건으로 발목에서 관절모멘트를 측정하였다. 측정방법은 관절모멘트 측정 장치로 환자가 발목을 위로 들어올릴 때 얻어진 값을 3번 측정하여 평균값으로 계산하였다.

그림 12는 전기자극 후 발목의 관절모멘트를 측정한 것으로 환자마다 얼마나 향상되었는지를 알기 위해 환자의 정상 발목의 근력에 매 주일마다 측정하여 비정상 발목의 관절모멘트 향상도를 산출하였다. 여기서 사용한 관절모멘트 향상도는 다음과 같이 정의하였다.

$$\text{관절모멘트 향상도} = \frac{NM - ANM}{NM} \times 100\%$$

NM : 정상 발목의 관절모멘트

ANM : 마비된 발목의 관절모멘트

그림 13은 전기자극을 한 후 측정된 관절모멘트 향상도를 보여준 그림이며 이때 나이가 젊은 환자인 경우 초기의 관절모멘트와 전기자극 후 근력을 비교 할 때 시간이 지날수록 관절모멘

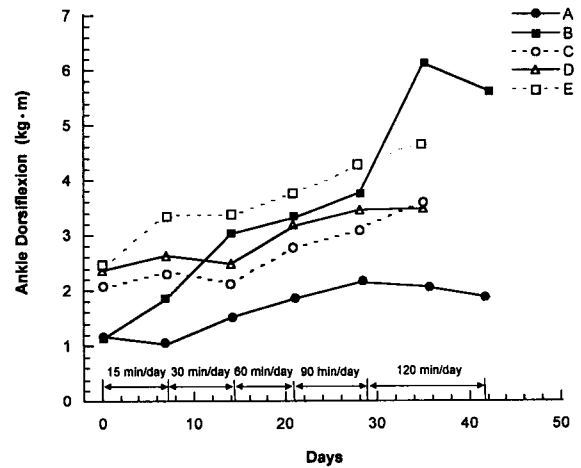


그림 12. 전기자극 후 발목에서 측정된 관절모멘트  
 Fig. 12. Moment at ankle joint after electrical stimulation

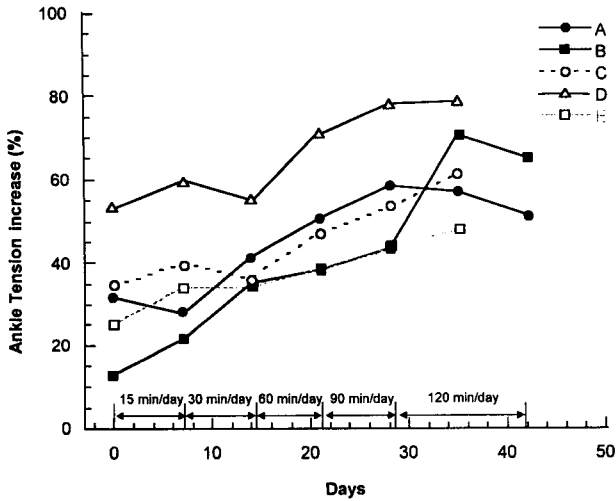


그림 13. 족하수 환자에서 전기자극 후 발목에서 측정된 관절모멘트  
Fig. 13. Changes of moment at ankle joint after electrical stimulation in foot-drop patients

트가 크게 향상됨을 알 수 있었다. 그러나 나이가 많은 환자의 경우는 젊은 환자에 비해 모멘트가 비교적 적게 향상됨을 알 수 있었고, 5명의 환자를 대상으로 관절모멘트를 측정된 결과 29.7%가 향상되었다.

피로지수(fatigue index)는 5명의 환자를 대상으로 초기 자극 후 측정된 관절모멘트와 30초 후의 관절모멘트를 측정하였다. 여기에서 사용한 피로지수는 다음과 같이 정의하였다.

$$\text{피로지수} = \frac{\text{초기 관절모멘트} - \text{30초 후 관절모멘트}}{\text{초기 관절모멘트}} \times 100\%$$

나이가 젊은 환자인 경우 전기자극을 한 후 시일이 경과함에 따라 근 피로가 급격히 감소되었으나 나이가 많은 환자인 경우 근 피로가 상대적으로 적게 감소되었다. 그림 14는 5명의 환자를 대상으로 초기에 측정된 피로지수와 마지막에 측정된 피로지수를 계산한 결과 근 피로지수는 22.9% 정도 감소됨을 알 수 있었다.

위와 같이 나이가 많은 환자일수록 치료효과가 감소한 원인에 대해서는 몇가지로 설명할 수 있다. 즉, 전신적인 건강상태의 악화, 치료를 위한 의지력의 부족, 전기자극의 절대적 시간 부족 등이 있다. 그러나 치료효과에 대해서는 환자의 나이뿐만 아니라 발병 후 치료시기가 매우 중요한 요인으로 작용할 것이다. 따라서 본 연구에서 개발한 자극기는 페루프형의 표면자극기라는 특성을 가지고 있지만 보다 많은 임상시험을 통하여 각 환자의 상태에 적합한 자극방법을 개발한다면 다양한 원인으로 인한 족하수 환자의 치료에 크게 기여할 것으로 기대한다.

결 론

마비된 하지근의 위축 및 피사를 방지하고 혈액순환을 증가시

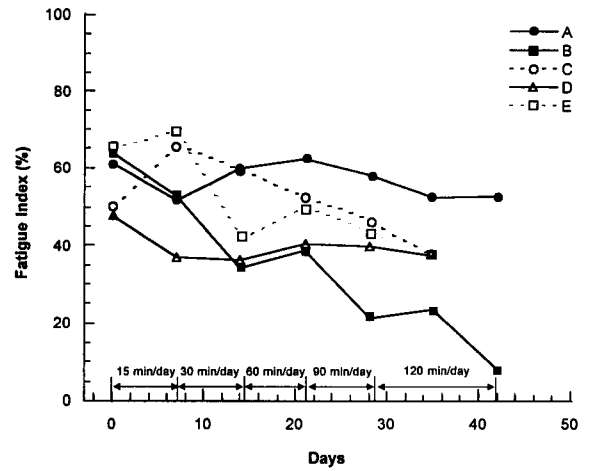


그림 14. 전기자극 동안 발목에서 측정된 근피로도  
Fig. 14. Changes of muscle fatigue during electrical stimulation in foot-drop patients

키며, 족하수증을 방지하여 상실된 보행기능을 복원시킬 목적으로 피드백 제어형 전기자극기를 개발하였다. 피드백 제어형 전기자극기의 특성 및 임상결과를 요약하면 다음과 같다.

- (1) 관절각의 변화를 검출하여 목표치에 발목이 위치할 수 있도록 PID 제어방식을 적용하여 자극레벨을 조절할 수 있었다.
- (2) 환자가 오랜시간 보행시 진극의 임피던스가 증가하고 근 피로에 의해 족하수증이 다시 재발되는 것을 방지할 수 있었다.
- (3) 압력센서와 피드백 제어 방법을 병행하여 족하수 환자의 보행을 안정화 시킬 수 있었다.
- (4) 적합한 자극조건을 설정하기 위해 정상인 10명을 대상으로 100초 동안 자극 주파수와 자극 펄스폭을 변화시키면서 자극했을 때 자극 펄스가 0.2 ms, 자극 주파수가 40 Hz일 때 가장 적합하였다.
- (5) 마비근의 수축과 이완을 반복시켜 근위축을 방지하고 강직현상을 감소시키며 근력을 향상시키기 위해서 42일 동안 5명의 환자를 대상으로 자극했을 때 근력이 29.7%가 향상되고, 근 피로는 22.9%가 감소하였다.
- (6) 자극기와 기타 부속품이 일체형이고, 휴대용으로 사용이 편리하다.

이상의 결과에 의해 피드백 제어형 전기자극기는 족하수 환자의 보행을 향상시키며, 근위축 및 강직을 감소시킴으로써 일측 마비와 하반신 마비환자 및 상지마비환자에서 근위축 및 강직을 방지하고 보행기능과 운동기능을 복원하는데 기여 할 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Liberson W. T., Holmquest H. J., Scott D., and Dow A., "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal

- nerve synchronized with the swing phase of the gait in hemiplegia patients", Arch Phys Med Rehabil, vol. 42, pp101-105, 1961
2. Vodovnik L., "Functional electrical stimulation of extremities, in *Advances in Electronics and Electron Physics*", Academic Press, Vol. 30, pp282, 1971
  3. Franjo G., "Functional electrical stimulation in external control of motor activity and movements of paralysed extremities". Int Rehabil Med, vol. 6, pp25-30, 1984
  4. Kralj A., Acimovic R., Stanic U., "Enhancement of hemiplegic patient rehabilitation by means of functional electrical stimulation". Prosthetics and Orthotics Int, vol. 17, pp107-114, 1993
  5. Aneta S., Nusa G., Lojze V., Stanislav R., Ruza A., "Chronic electrical stimulation for the modification of spasticity in hemiplegic patients". Scand J Rehab Med suppl, vol. 17, pp115-121, 1988
  6. Stanic U., Acimovic R., Gros N., Trnkoczy A., Bajd T., Kljajic M., "Multichannel electrical stimulation for correction of hemiplegic gait". Scand J Rehab Med suppl, vol. 10, pp72-92, 1978
  7. 박병림, 김민선, 김상수, 정동명, 홍승홍, "일측 마비환자의 전기자극에 의한 보행기능의 회복", 전자공학회지, vol. 29, pp465-471, 1992
  8. Graupe D., Kohn K. H., Kralj A., Basseas S., "Patient controlled electrical stimulation via EMG signature discrimination for providing certain paraplegics with primitive walking functions", J Biomed Eng, vol. 5, pp220, 1983
  9. Graupe D., Kohn K. H., Basseas S., Naccarato E., "Electromyographic control of functional electrical in selected patients", Orthopedics, vol. 7, pp1134, 1984
  10. Richard L., Lieber M., Jeanne K., "Torque History of Electrically Stimulated Human Quadriceps: Implications for Stimulation Therapy", Orthopedics, vol. 11, pp131-141, 1993
  11. Pouran D., Mary M., Roger M., John G., Charles Ho., Pani A., "The effects of functional electrical stimulation on shoulder subluxation, arm function recovery, and shoulder pain in hemiplegic stroke patients". Arch Phys Med Rehabil, vol. 75, pp73-79, 1994
  12. 강선화, 강곤, 최현주, 김종문, 정순영, 정진상, "하반신 마비환자의 FES 독립보행을 위한 근육 강화 프로그램", 의공학회지, vol 19, pp69-80, 1998
  13. Yasunobu H., Nozomu H., Yasutaka I., Takashi O., "Development of Percutaneous Intramuscular Electrode for Multichannel FES System", IEEE Trans Biomed Eng, vol. 36, pp705-710, 1989
  14. Kenzo A., Masaaki M., Jiro K., Hideki A., "Functional Neuromuscular Stimulation System Using an Implantable Hydroxyapatite Connector and a Microprocessor-Based Portable Stimulator", IEEE Trans Biomed Eng, vol. 36, pp746-753, 1989
  15. Malcolm H., Douglas J., Amanda C.B., Kennedy R., Joseph C., "Peroneal Stimulator: Evaluation for the Correction of Spastic Drop Foot in Hemiplegia", Arch Phys Med Rehabil, vol. 77, pp19-24, 1996
  16. Liverson W.T., Holmquest H.J., Scott D., Dow M., "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of gait of hemiplegic patients", Arch Phys Med Rehabil, vol. 42, pp101-105, 1961
  17. Arthur A., Pamela O., Kay A., Jack S., Beth S., James M., Jane R., Eileen S., "Gait training efficacy using a home-based practice model in chronic hemiplegia", Arch Phys Med Rehabil, vol. 77, pp801-805, 1996
  18. Colette D., William S., Susan L., "Biofeedback and functional electric stimulation in stroke rehabilitation", Arch Phys Med Rehabil, vol. 69, pp401-405, 1988
  19. Daniel G., Hubert K., "Artificial neural network control of FES in paraplegics for patient responsive ambulation", IEEE Trans Biomed Eng, vol. 42, pp699-707, 1995
  20. Dejan B., Richard B., Ksenija Lj., Jovanovic, Rongching D., Aleksandar K., William W., "Sensory nerve recording for closed-loop control to restore motor functions", IEEE Trans Biomed Eng, vol. 40, pp1024-1031, 1993
  21. Hodgkin A. L., Huxley A. F., "Resting and action potentials in single nerve fibers", J Physiol, vol. 104, pp176, 1945
  22. 강곤, 운동생체역학, "건국대학교출판부", pp83-103, 1992
  23. 박병림, 김민선, 이문영, 박동식, 박형준, 강곤, "척수손상 후 위축근 하지근에서 기능적 전기자극을 위한 자극조건", 대한재활의학회지, vol 20, pp604-612, 1996
  24. 박병림, 김민선, 김상수, 김성곤, 류원영, "하반신마비 환자에서 보행기능의 복원을 위한 전기자극법의 개발", 의공학회지, vol. 15, pp429-438, 1994
  25. 강곤, "기능적전기자극", 여문각, 1995