

## 근육피로도를 고려한 하반신 마비환자의 보행 자동제어 FES 시스템에 관한 연구

민 병 관 · 김 증 원 · 김 성 환

=Abstract=

### A Study on an Automatic FES Control System for Paraplegic Walking Against Muscle Fatigue

Byoung-Gwan Min, Jong-Weon Kim, Sung-Hwan Kim

In this paper, a DSP and microcomputer-based EMG controlled functional electrical stimulation (FES) system, for restoring walking of paraplegics at the patients' own command, is presented.

The above-lesion EMG is a time-varying nonstationary signal and its autoregressive (AR) parameters are identified by the nonstationary identification algorithm using a DSP chip. The identified AR parameters are used for the classification of the function and the control of the movement.

The below-lesion response-EMG signal is used as a measure of muscle fatigue. This FES system is designed to measure muscle fatigue and control the stimulation intensity according to the amplitude of the response-EMG signal.

While the automatic electrical intensity control is obtained by identifying the movement, the proposed FES system is suitable for the automatic control of paraplegic walking.

**Key words** : DSP chip, FES system, Nonstationary signal, AR parameter, Response-EMG.

### 서 론

현대사회가 산업화됨에 따라 중추신경장애 (upper motor lesion)로 인해 고통을 받는 환자가 증가하고, 이와 더불어 손상부위의 기능을 최대한으로 회복시키거나 증진시키는데 효과적인 FES (Functional Electrical Stimulation)가 활발히 연구되고 있다. 상위운동신경 마비환자에 대한 FES의 적용은 1960년대 Liberson의 연구에 의해 시작되었다. 그후로 FES 연구자들이 마비환자의 보행을 위한 제어신호와 전기자극에 의한 근피로도를 해결하고자 노력해 왔으며, 최근에는 걸음걸이 (gait) 회복에 대한 연구가 활발

히 진행되고 있다.<sup>1, 2, 3, 4)</sup>

하반신 마비는 제 1요추 이상의 척수 손상에 기인하는 것으로 장애부분 아래의 말초신경을 활성화시키면 근육을 수축시킬 수가 있다. 이것은 외상성의 장애로 말초신경들이 중추신경과 연결되어 있지 않지만, 손상부위 아래에 있는 말초신경의 근원지인 신경세포는 살아있기 때문에 자극에 반응하게 되고, 따라서 FES를 하반신마비 환자에게 적용할 수 있다.

FES를 마비환자에게 적용할 경우 중요한 것은 마비된 사지를 활성화하기 위하여 말초신경을 자극하는 명령신호 (제어신호)와 근피로도 (muscle fatigue) 문제를 해결하는

\* 서울 시립대학교 전자 공학과

본 연구는 연암문화재단의 지원에 의해서 수행되었음

통신저자: 민병관, (130-743) 서울시 동대문구 전농동 90번지 서울시립대학교 전자공학과, Tel. (02) 210-2318, Fax. (02) 249-6802

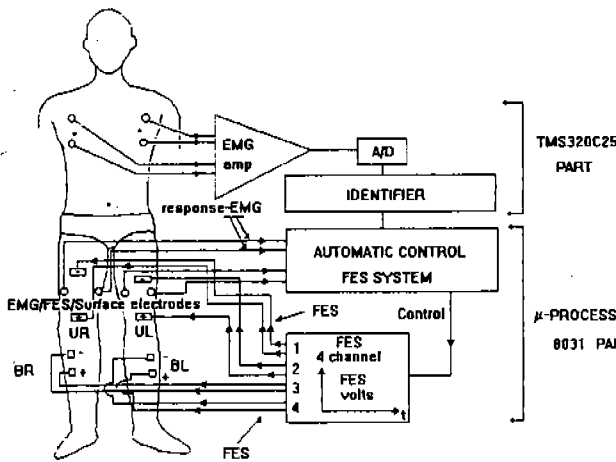


그림 1. 상위 EMG로 자동제어되며 근피로도를 고려한 자동제어 FES시스템 블록선도.

Fig. 1. Schematic of the FES system against muscle fatigue, controlled by the above-EMG.

것이다. 일반적으로 FES에서는 근전도(Electromyogram)의 활동성, 근육에 의해 발생된 압박, 사지의 위치를 제어 신호로 사용한다<sup>5, 6, 7</sup>. 마비환자의 근육을 전기적으로 자극하면 정상인의 근육보다 훨씬 빠른 속도로 근피로가 발생할 뿐만 아니라 근피로 속도가 환자마다 다르고, 마비환자의 균형을 잃게 만들 수 있는 심각한 문제가 된다<sup>8, 9, 10</sup>.

본 논문에서는 근육피로도를 고려한 보행자동제어 FES 시스템을 설계하기 위하여 환자의 상위근육(대흉근)에서 얻은 근전도(above-EMG) 신호를 이용해서 제어신호를 결정하는 비례제어방식을 선택하였으며, 기능에 따른 근전도 신호의 변화를 인식하기 위해서 근육시스템의 불안정한 성질과 팔과 머리 등의 자세변화를 고려할 수 있는 시변 비정상 AR (time-varying nonstationary autoregressive) 모델을 이용하였다<sup>10</sup>. 또한 인식된 기능에 따라 장애아래부분(below-lesion)에 FES를 적용하고 전기자극에 의해 생성된 하지근육의 response-EMG를 피이드백하여 분석한 후 근피로가 발생했을 때 자동적으로 자극강도와 펄스 폭을 변화시켜 근피로도 문제를 해결하고자 하였다.

### 자동제어 FES 시스템 설계

#### 1. 하드웨어

그림 1은 근피로도를 해결하고, 기능인식을 위해 상위 근전도를 사용한 보행자동 제어 FES 시스템의 블록선도이다. EMG 신호의 AR 파라미터 추정은 본 연구실에서

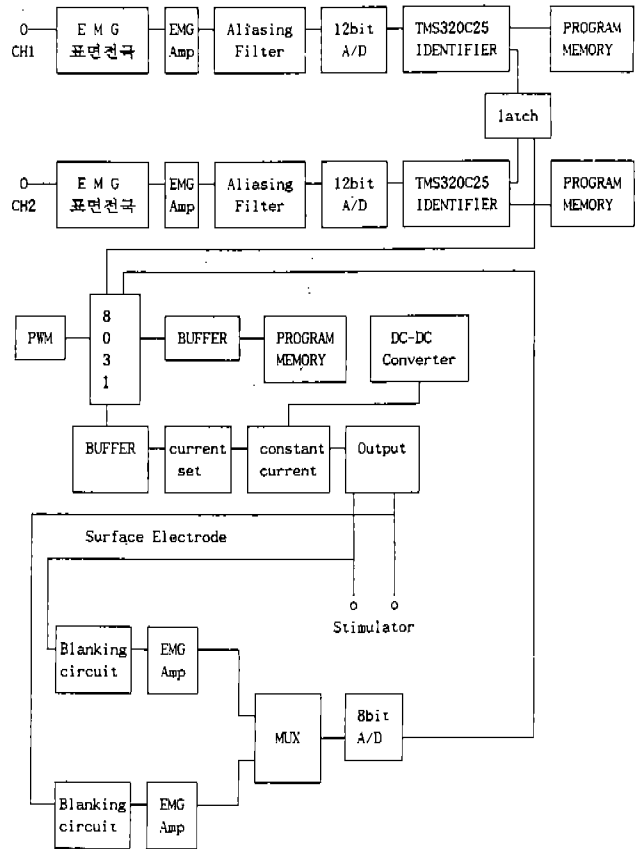


그림 2. 전체 하드웨어 블록선도.

Fig. 2. The block diagram of the overall hardware.

선행 연구된 시변 비정상 근신호 인식방법을 사용하였다<sup>10</sup>.

본 시스템은 상위체간에서 얻은 근신호의 실시간 기능인식을 위해 TMS 320 C25 DSP 칩을 사용하였고, 하지(사두근과 총비골신경)에서의 근피로도를 측정하고 적절한 전기 자극을 주기위한 부분을 8031 원칩 마이크로 프로세서를 사용하여 설계하였다. 그림 2는 시스템의 전체 블록 선도를 보여주고 있다.

인식기의 설계는 상위체간의 근신호를 인식하는 부분과 인식된 계수를 매핑하여 하지의 기능제어신호로 사용하기 위한 부분으로 나눌 수 있다.

근신호 인식을 위한 수집부는 표면전극(Ag/AgCl 전극), 근전도증폭기(이득 1000, 입력임피던스 10 MΩ, 잡음수준 2 μV r.m.s), 저역통과필터(근전도 증폭기와 A/D변환기 사이에는 aliasing 오차를 방지하기 위하여 10 Hz-250 Hz의 주파수 특성을 갖는 능동필터)와 A/D변환기(Max 172)로 구성하였다.

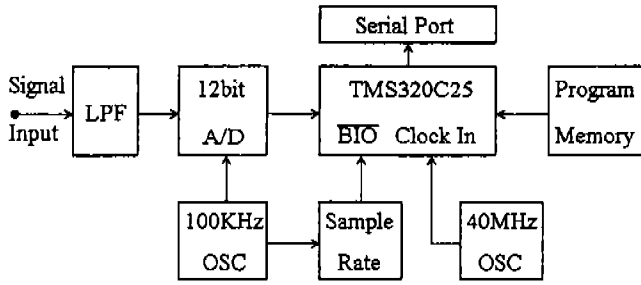


그림 3. 인식기의 블록선도  
Fig. 3. The block diagram of the identifier

수집된 근신호를 인식·분류하기 위해 사용되는 TMS 320C25는 메모리나 입·출력 장치의 속도가 느릴 경우 프로세서에서 대기신호를 발생할 수 있는데, 본 인식기의 메모리는 호출시간이 35 nsec로 대기신호없이 동작이 가능하며, I/O의 경우는 한 번의 대기신호를 주게되어 호출시간이 140 nsec까지 허용된다. 외부프로그램 메모리에는 시스템을 관장하는 알고리즘을 수행하는 프로그램이 내장되어 있으며, 발진기는 DSP 칩용의 40 MHz와 A/D변환기용의 100 KHz를 갖고 있다. 샘플링주기는 100 KHz의 클럭을 분주하여 조절하도록 되어 있고 DSP의 BIO 단자에 인가 되도록 하였다. 또한 메모리와 I/O는 각각 디코더를 하나씩 갖고 있다. 그림 3은 설계된 시변 비정상 근신호 인식기의 블록선도이다.

자극기는 대흉근에서 인식된 기능을 제어신호로 사용하여 하지에 전기자극을 주고, 제어하는 부분이다. 자극기는 전극부분, 자극패턴 발생부분, 자극강도 변조부분, 자극펄스폭 변조부분, 블랭킹부분, 고전압 발생부분으로 나눌 수 있다. 자극패턴 발생부분, 자극강도 변조부분, 블랭킹부분은 EPROM에 Firmware로 내장하였다. 블랭킹 회로는 자극기에서 인가된 펄스가 인체의 표피를 타고 근피로도 조정용 A/D 변환부로 유입되는 것을 방지하여 근피로 데이터의 정확한 수집을 위한 부분이다. 고전압부분은 EI코아(6:1:55;N1:N2:N3)와 트랜지스터로 구성하였으며, 주전원으로부터 인체에 대한 쇼크를 방지하기 위하여 독립된 전원(isolated power)을 사용하였다.

2. 소프트웨어

기능인식 시스템 하드웨어를 관장하고 AR 파라미터를 추정하는 프로그램은 TMS 320C25 어셈블리 언어로 구현하였다. 이 프로그램은 TMS 320C25 시뮬레이터에 의해서 미리 검증한 후 EPROM에 내장하였다.

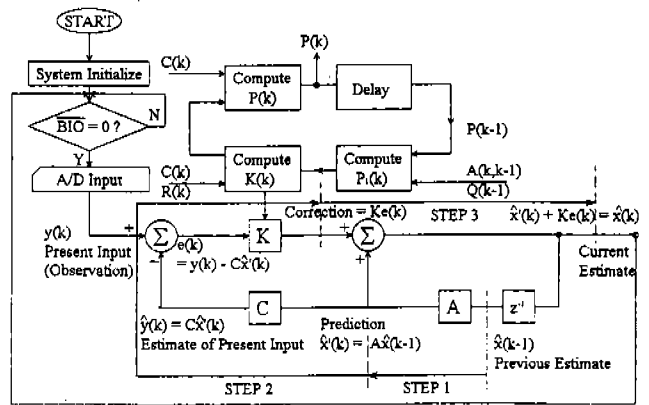


그림 4. 인식기의 알고리즘  
Fig. 4. Identifier Algorithm

입력 데이터 순차  $y(n)$ 는

$$y(n) = \sum_{i=1}^m a_i(n)y(n-i) + w_i(n), n=0, 1, 2, \dots, (1)$$

이고, 비정상 AR 파라미터  $a_i(n)$ 는 다음과 같이 모델링 한다.

$$a_i(n) = \sum_{j=1}^p b_{ij}a_i(n-j) + v_i(n) \quad (2)$$

여기서  $w(n)$ 과  $v_i(n)$ 은 서로 직교(orthogonal)이고 평균이 0인 2차모멘트 에르고딕 백색잡음 프로세스이다.

식 (1)과 식 (2)에서 나타낸 비정상 AR 모델에서 모델 파라미터를 구하기 위해서, 상태공간 방정식(steady-state equation)으로 표현할 수 있고, 비정상 신호 인식기의 알고리즘을 수행할 수 있다.<sup>10)</sup> 파라미터 인식 알고리즘은 그림 4와 같다. 그림 4에서 인식기가 동작하기 시작하면 초기 파라미터들을 설정하고, 외부 클럭으로부터 동기신호가 들어오는지를 검사하여 근전도 신호를 A/D 변환한다. Step 1에서는 이전에 추정된 AR 파라미터를 가지고 현재의 파라미터를 추정해주고 Step 2에서는 추정된 현재 파라미터를 이용하여 현재 받아들인 근전도 신호를 추정해주고 현재 입력된 근전도 신호와 추정된 근전도 신호사이의 오차를 구한다. 구해진 오차는 위의 블록에서 계산된 칼만이득으로 곱해져서 보정항을 만들어낸다. Step 3에서는 한 Step 전에 추정된 파라미터에 보정항을 더해서 새로운 파라미터를 추정한다.

하지를 제어하는 FES 자극기의 모든 프로그램은 8031

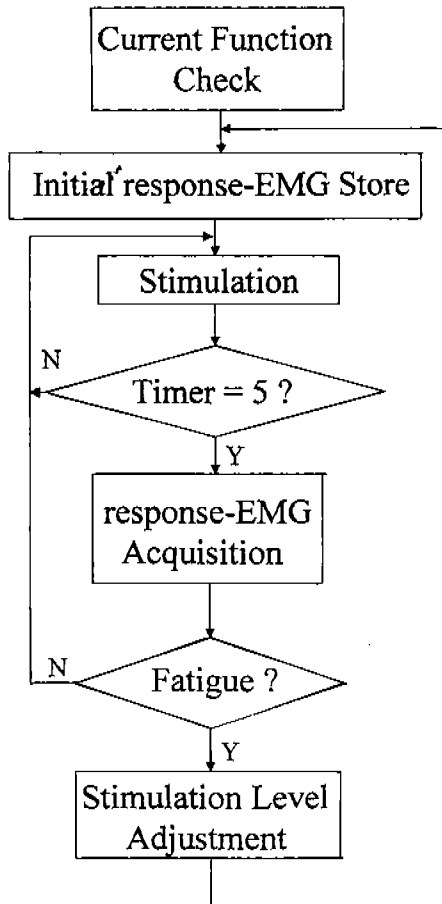


그림 5. 근피로도 검출알고리즘  
Fig. 5. Muscle Fatigue detection algorithm

어셈블리 언어로 구현하였다. 자극펄스 변조는 인식기에서 받은 정보에 따라 8031에서 자극시퀀스를 제어한다. 근피로도검출 알고리즘은 자극받은 하지근육의 response-EMG중에서 처음 5초 후의 데이터와 매 5초 마다의 데이터를 비교하여 초기치의 50% 이하가 되면 근피로도가 발생하였다고 가정하여, 마비환자가 근피로로 인하여 균형을 잃지 않게 하기위해 전기자극강도를 8031 마이크로 프로세서에서 자동적으로 변화시킬 수 있도록 설계하였다.

### 실험 및 결과고찰

#### 1. 실험방법

본 논문에서는 하반신 마비환자에게 FES를 적용하기에 앞서 설계된 시스템의 적용 가능성과 근피로도 문제를 해결하는지를 검증하기 위하여 정상인(175cm, 65 Kg)을 대

상으로 실험하였다. 상위 근신호 인식기가 환자의 의도대로 기능을 인식하는가를 확인하기 위해 두 가지 기능(오른쪽 걸음, 왼쪽 걸음)에 대해서 실험하였다.

상위 근신호를 검출할 때 다음 사항을 고려하였다. 표면전극의 부착 위치로써 근신호가 가장 활발한, 즉, 운동단위가 가장 밀집된 대흉근에 부착시켰다. 또한 근피로를 최소화하기 위해 충분한 휴식을 취한 후 다음 실험을 수행하였다. 실험은 10일 동안 하루에 1분 동안 왼쪽걸음 10회를 실시하고 3~5시간의 충분한 휴식후에 1분동안 오른쪽 걸음을 10회 실시하여 신호를 취득하였다.

상위 근신호로부터 인식된 기능에 따라서 해당되는 자극을 인가하고, 인가된 전기자극으로 인해서 생기는 하지근육의 근피로를 response-EMG로부터 측정하였다. 이에 따라서 전기자극 강도가 조절되는지를 시험하고, 강도가 조절된 이후의 response-EMG를 측정하여 설계된 FES 시스템의 동작을 검사하였다.

이 때 초기의 자극패턴은 펄스폭 300sec, 23pps로 설정시키고 정전압과 정전류로 구동시킬때의 펄스를 디지털 오실로스코우프로 측정한 결과 8031 어셈블러 알고리즘을 검증할 수 있었다. 자극기의 자극위치는 인식기로부터 온 기능정보에 따라 [0, 1]은 왼쪽걸음, [1, 0]은 오른쪽걸음에 맞추어 제어하며, 앞기능을 제외한 다른 기능은 1초간 전기자극을 인가하도록 설계된 상태에서 실험하였다.

#### 2. 결과및 고찰

하반신 마비환자의 기능인식을 위해 대흉근에서 표면전극으로부터 A/D 변환되어 수집된 근전도 신호는 비정상 신호이다. 이것은 환자가 원하는 동작을 수행하려고 할때 갑작스럽게 근전도 신호의 변화가 일어나게 되고, 따라서 신호가 부분적으로 정상이라는 가정하에 해석하던 기존의 알고리즘은 적용이 어렵다. 본 논문에서는 비정상 시변 인식을 사용하여 환자의 기능을 인식하였다<sup>10)</sup>.

표 1과 표 2는 오른쪽 걸음과 왼쪽 걸음에 대해 인식기가 추정한 AR계수로 수렴했을 때의 값들이다. 여러차례 수집된 근신호에 대해서 실험한 결과 250번째 샘플이후에 파라미터값이 안정하므로 이때의 값을 인식에 사용하였으며 표 1과 표 2는 250번째 샘플에서의 파라미터 값이다. 이 값들을 조사해보면 각 기능마다 파라미터의 값이 다르고, 특히,  $\omega$ 의 차이가 두드러짐을 알 수 있다. 이러한 차이는 인식된 기능은 정확히 분류해 내는데 결정적인 역할을 하는 특징점이 될 수 있다.

표 3은 표 1과 표 2의 값들을 평균한 값이고 각 기능의 근전도신호 표준편차값을 보여주고 있다. 이들의 보철제

표 1. 오른쪽 걸음일때 추정된 AR 계수값

기능 걸음	AR PARAMETER							
	AR 계수(왼쪽)				AR 계수(오른쪽)			
	a <sub>1</sub>	a <sub>2</sub>	a <sub>3</sub>	a <sub>4</sub>	a <sub>1</sub>	a <sub>2</sub>	a <sub>3</sub>	a <sub>4</sub>
DATA1	0.859	-0.555	0.254	-0.151	0.691	-0.288	0.022	-0.135
DATA2	0.825	-0.844	0.264	-0.206	0.480	-0.356	0.032	-0.221
DATA3	0.627	-0.540	0.250	-0.140	0.688	-0.227	0.012	-0.041
DATA4	0.719	-0.717	0.263	-0.123	0.548	-0.437	-0.151	-0.042
DATA5	0.503	-0.629	0.227	-0.304	0.716	-0.225	-0.086	-0.067

표 2. 왼쪽 걸음일때 추정된 AR 계수값

기능 걸음	AR PARAMETER							
	AR 계수(왼쪽)				AR 계수(오른쪽)			
	a <sub>1</sub>	a <sub>2</sub>	a <sub>3</sub>	a <sub>4</sub>	a <sub>1</sub>	a <sub>2</sub>	a <sub>3</sub>	a <sub>4</sub>
DATA1	0.618	-0.253	0.253	-0.319	0.859	-0.501	0.050	-0.168
DATA2	0.551	-0.147	0.363	-0.244	0.887	-0.589	0.166	-0.253
DATA3	0.651	-0.055	0.009	-0.321	0.927	-0.646	0.261	-0.181
DATA4	0.472	-0.078	0.126	-0.332	0.963	-0.631	0.251	-0.214
DATA5	0.465	-0.033	0.070	-0.269	0.803	-0.607	0.181	-0.157

표 3. AR계수와 EMG신호의 표준편차

기능	AR PARAMETER									
	AR 계수(왼쪽)					AR 계수(오른쪽)				
	a <sub>1</sub>	a <sub>2</sub>	a <sub>3</sub>	a <sub>4</sub>	γγ	a <sub>1</sub>	a <sub>2</sub>	a <sub>3</sub>	a <sub>4</sub>	γγ
RS	0.707	-0.657	0.254	-0.185	0.506	0.625	-0.307	-0.034	-0.101	0.349
LS	0.551	-0.113	0.164	-0.297	0.320	0.888	-0.595	0.182	-0.195	0.546

(RS: Right Step, LS: Left Step)

어를 위한 기능분리는 fuzzy 이론을 이용하여 수행하였다<sup>10, 11)</sup>

Fuzzy 이론을 적용하기 위해서 각 기능별 AR 계수를 종속함수(membership function)로 만들었다. 여러차례의 실험을 통하여 얻은 AR 계수를 정규분포화 하여, 종속함수를 종(bell)형태로 하고 다음과 같이 나타내었다.

$$\mu_A(x) = \exp(-(x-X)^2 \div 2\sigma^2) \quad (3)$$

여기서 X는 기준패턴의 평균값이고,  $\sigma^2$ 은 분산값이다.

그림 6은 실험에 의해서 얻어진 기준패턴으로 만들어진 종속함수이다. 두 기능간에 겹쳐진 종속함수는 오차를 유발할 수 있는 부분이지만 Fuzzy 이론에 의해서 상관도가 높은 쪽의 기능을 선택하므로써 오차를 줄였다. 그림 6에서 ①은 오른쪽걸음의 왼쪽 대흉근, ②는 오른쪽걸음의 오른쪽 대흉근, ③은 왼쪽걸음의 왼쪽 대흉근, ④는 왼쪽걸음의 오른쪽 대흉근에서 얻은 AR 계수이다.

실제로 하반신 마비환자에게 적용하기 위해서는 FES에 앞서서 전기자극에 대한 훈련(training)이 선행되어야 하며 인식을 위한 상지의 근전도신호에 있어서도 개인차가

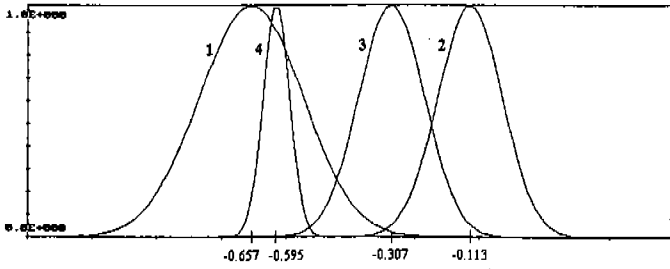


그림 6. 각 기능의 종속함수  
Fig. 6. Membership function of the each movement

크므로 FES를 적용하고자 하는 환자의 기능에 따른 근신호를 여러차례 수집하여 파라미터의 평균값들을 인식기의 프로그램 메모리에 테이블로 저장한다. 저장된 평균 파라미터 값을 이용하여 해당 환자의 기능인식을 할 수 있다. 임상적인 FES의 적용에 앞서 여러차례 근신호를 수집하여 기능분리를 수행해야 한다.

하지근육에 전기자극하는 방향과 수직으로 부착한 표면전극에서 얻은 response-EMG는 여러개의 운동단위(motor unit)들이 모두 동기화(synchronization)된 전위의 합이며, FES 자극에 대한 응답으로서 deterministic function이다. 이 신호는 근육의 피로도를 나타내는 척도로 사용할 수 있으며, 근육의 피로가 증가하게 되면 환자는 균형을 잃고 쓰러지는 심각한 상태를 일으킬 수 있는 원인이 된다. 따라서 근육의 피로에 따라서 적절하게 자극 강도를 변화시켜 주어야 하며, 실제 환자에게 적용할 때는 환자에 따른 근피로도를 측정하여 테이블화 하고, 초기 response-EMG의 몇 %까지 허용할 수 있는지를 실험하여, 해당환자의 FES 시스템에 look-up table(LUT)로 저장 한다. 본 실험에서는 초기값의 50%일 때 근피로가 발생했다고 가정하고 프로그래밍을 하였다.

그림 7은 전기자극강도가 40mA 일때 근피로도의 변화를 보여주고 있다. 그림 7의 (a)는 일어서기 동작을 취한뒤 5초후의 response-EMG신호이고, (b)는 근피로가 서서히 시작되어 크기가 줄어든 response-EMG신호이다. 이때는 신호의 크기가 초기치의 50%이하이므로 자극 강도를 재 조정하여야 한다. 자극 강도가 재 조정되면 근육은 환자의 몸을 지탱할 수 있을 정도로 근육의 수축을 가져오게 되고, 환자의 균형을 유지해 줄 수 있게된다.

전기 자극의 강도가 강할 수록 근피로도가 급격히 진행되므로 적절한 초기자극강도의 선택을 해야한다.

그림 8은 자극강도가 조정된 후의 response-EMG를 보

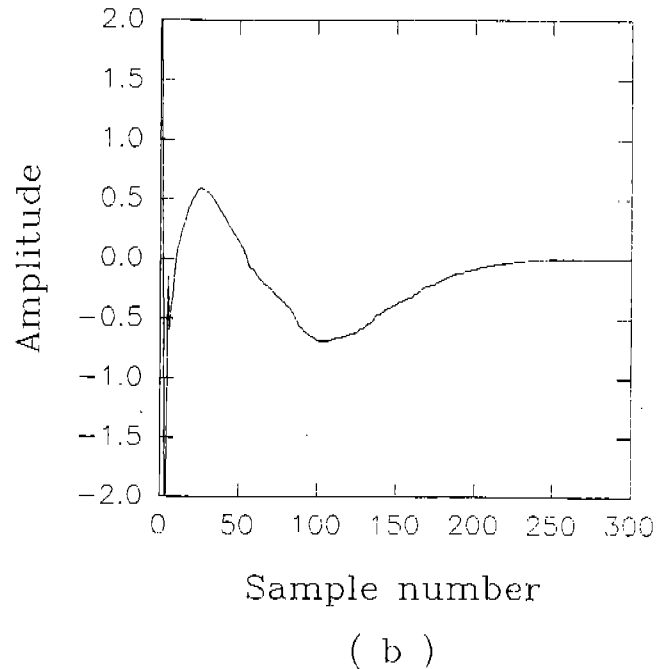
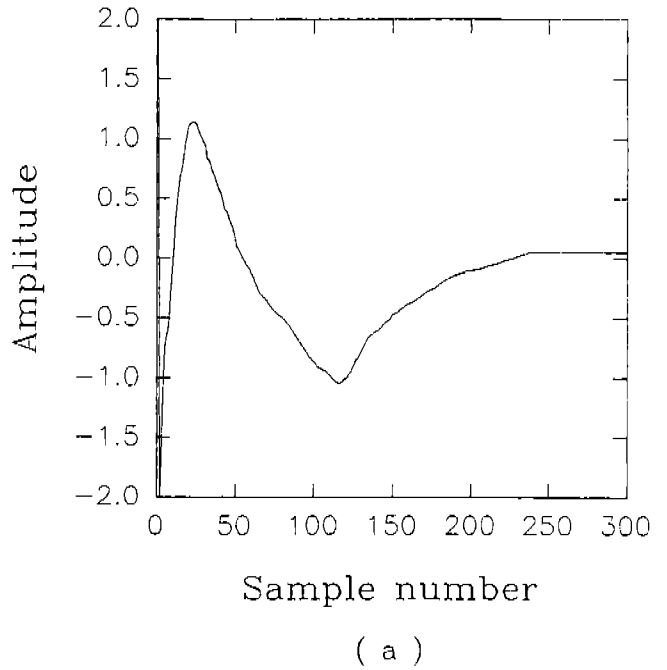


그림 7. 일어서기 동작에서의 Response-EMG 파형  
Fig. 7. Response-EMG waveform during the standing operation.  
(a) 5 seconds after stand-up (b) Effect of fatigue(Stimulus intensity: 40 mA)

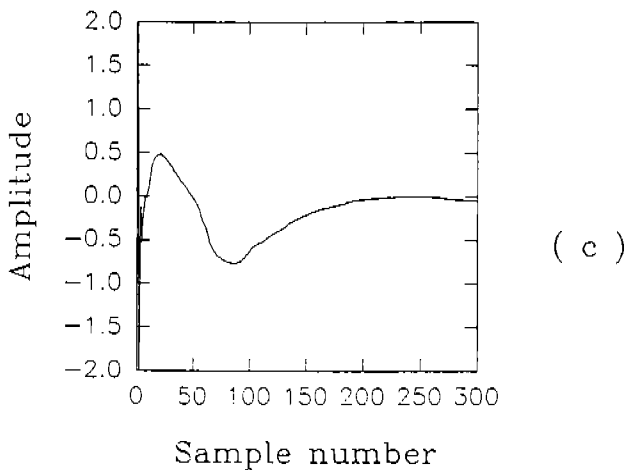
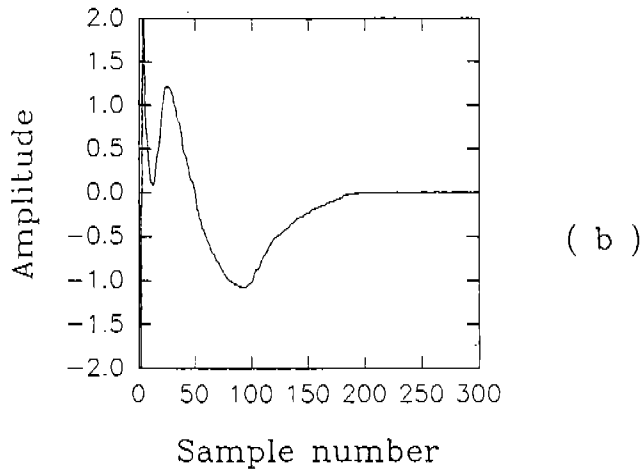
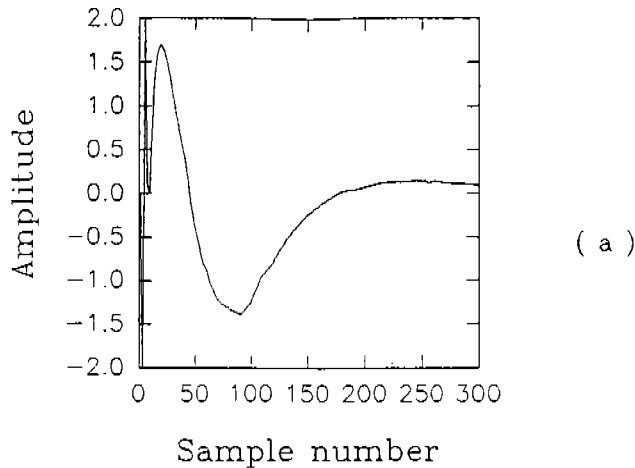


그림 8. 강도가 재조정된 후의 Response-EMG  
**Fig. 8.** Response-EMG after re-adjustment of stimulus level.  
**(a)** 5s after the first re-adjustment of FES levels **(b)** Effect of fatigue after re-adjustment **(c)** Fatigue required the second re-adjustment of FES level

여주고 있다. 그림 8의 (a)는 전기자극강도가 80mA로 재조정된 다음 5초후의 response-EMG 파형이다. 그림 7(a)와 그림8(a)의 크기를 비교해보면 전기자극강도가 더 강할때 근육응답이 더 커짐을 알 수 있다. 그림 8(b)는 근피로가 생기기 시작하는 것이며, 2차 전기자극강도 재조정이 필요한 경우가 (c)이다.

### 결 론

본 연구에서는 하반신 마비환자의 재활을 돕기 위하여 근피로도를 고려한 FES 시스템을 설계하였다. 이 시스템은 본 연구실에서 선행연구된 FES 하드웨어 시스템을 기본으로 하여 근피로도를 고려한 새로운 시스템이다.

실험결과 인식기는 환자가 원하는 기능을 정확히 분류해 내었으며 전기자극이 오랜시간 인가됨에 따라 근피로도가 진행되는 것을 측정할 수 있었다. 이러한 근피로도는 실제로 임상에 적용할 때에 환자의 균형을 잃게할 수 있는 요소이다. 항상 일정한 자극을 인가하면 환자의 근육은 근피로가 발생하게되고, 균형을 잃고 쓰러질 수 있다. 따라서 이러한 근피로에 적절하게 대처하여 자극강도를 변화시켰고, 자극강도가 바뀐후 근육의 수축력이 강해져 response-EMG가 정상적으로 회복되었다. 이러한 기능은 실제 환자에 적용시에 매우 중요한 역할을 담당할 수 있다.

설계된 시스템은 소형으로 환자에게 간단하게 부착할 수 있으므로, 하반신 마비환자의 재활이나 사회복귀에 큰 도움이 될 것으로 사료된다. 또한 본 논문에서 실험은 정상인에게 수행되어 있으므로, 앞으로 실제로 환자에 적용하여 자극강도에 따른 근피로의 비선형문제를 해결할 수 있는 방안과 근피로가 발생하는 지점에 대한 지속적인 연구가 필요하다.

### 참 고 문 헌

1. A. T. Moser and D. Graupe, "Identification of Nonstationary Models with Application to Myoelectric Signals for Controlling Electrical Stimulation of Paraplegics," *IEEE Trans. ASSP*, vol. 37, No. 5, pp.713-19 May, 1989.
2. B. D. O. Anderson and J. B. Moore, "Optimal Filtering." Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1979.
3. Laurel A. Benton, R. P. T., Lucinda. Baker, M. S., R. P. T., Bruce R. Bowman, Sc. D., Robert L. Waters, M. D., "Functional Electrical Stimulation"-A Practical Clinical Guide-Second Edition.
4. D. Graupe, "Control of electrically-stimulated walking of para-

- plegic via above-and below-lesion EMG signature identificaion,* IEEE Trans. on Automat. Contr., vol. 34, No. 2, pp.130-38, February 1989.
5. D. Graupe, "EMG pattern analysis for patient-responsive control of FES in paraplegics for walker-supported walking," IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. 36, No. 7, pp.711-19, July 1989.
  6. D. Grape, J. Magnussen, and A. A. Beex, "A microprocessor system for multifunctional control of upper-limb prostheses via myoelectric signal identification," IEEE Trans. on Automatic Control, vol. AC-23, No. 4, pp.538-44, Aug. 1978.
  7. D. Graupe, K. H. Kohn, S. Basseas, "Above and below lesion EMG pattern mapping for controlling electrical stimulation of paraplegic to facilitate unbraced walker assisted walking," Biomed. Eng., vol. 10, No. 5, pp.305-11, July 1988.
  8. G. Hefftner, W. Zuchini, and G. G. Jaros, "The EMG as a control signal for functional neuromuscular stimulation, Pt. I (Autoregressive modeling as a means for EMG signature discrimination), and Pt. II (Practical demonstration of the EMG discrimination system)," IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. 35, pp.230-37 (Pt I) and 238-242 (Pt II), April 1988.
  9. P. Strojnik, A. Kralj, and I. Ursic, "Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking," IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. BME-26, No. 2, pp.112-16, February 1979.
  10. 김근섭, 김종원, 김규학, 홍완희, 김성환, "하반신 마비환자의 보행기능 제어를 위한 FES 하드웨어 시스템 설계에 관한 연구", 의공학회지, vol. 12, No. 1, pp.1-6, 1991
  11. L. A. Zadeh, "Fuzzy set", Inform. Contr., vol. 8, pp.338-53, 1965.