

하반신 마비 환자의 보행을 위한 근전도 제어 FES 시스템 구현에 관한 연구

*김근섭, 김규학, 김종원, 홍완희, 김성환
서울 시립 대학교 전자공학과

A Study of ENG-Controlled FES System Implementation for primitive-walking of Paraplegics

*K.S.Kim, K.H.Kim, J.W.Kim, W.H.Kong, S.H.Kim
Dept. of Electronic Eng. Seoul City Univ.

Abstract—This paper describes and discusses the employment of ENG pattern analysis to provide upper-motor-neuron paraplegics with patient-responsive control of FES (functional electrical stimulation) for the purpose of walker-supported walking. The use of above-lesion ENG signals as a solution to the control problem is considered.

The AR (autoregressive) parameters are identified by Kalman filter algorithm using DSP chip and classified by fuzzy theory.

The control and stimuli part of the below-lesion are based on microprocessor(8031). The designed stimulator is a 4-channel version. The experiments described above have only attempted to discriminate between standing function and sit-down function.

A further advantage of the this system is applied for motor rehabilitation of social readaption of paralyzed humans.

1. 서 론

최근 들어 중추신경장애(upper motor neuron lesion)로 고통을 받는 환자들의 기능 회복이나 증대를 위하여 FES(기능적 전기자극)를 적용하려는 시도가 많이 이루어지고 있다.

외상성의 장애, 어립잡아 허리이상 장애를 가진 하반신 마비환자들은 척수의 제1요추 이상의 척수손상에 기인된 것으로 장애의 부분 아테에서 말초신경을 활성화 하면 근육을 수축 시킬수가 있다. 이는 손상부위 아래에 있는 말초신경의 근원지인 신경세포는 살아있기 때문에 아직도 자극에 민감하기 때문이다. 하반신마비 환자들이 대한 FES의 적용은 1960년 Liberson에 의해 시작되었다. 전기적인 자극의 여러가지 형태는 척수손상 환자에 있어서 중추신경이 마비된 골격근을 수축하기 위하여 사용되어져왔다. 이들은 넓게 FNS(Functional neuromuscular stimulation), FES, 운동계 신경보철, 전자 경형술과 같은 비슷한 형태를 따르고 있다. 하반신마비, 반신마비가 된 사람들의 이동은 대부분이 휠체어에 의존하고 그들의 활동성이나 사회적인 재적응은 많이 제한되어 있으며

로 걸음거리(gait) 회복에 대한 연구가 많이 이루어지고 있다.[2]-[4][9]-[11][13]

FES 시스템에서 중요하게 고려할 사항은 마비된 자기가 움직이도록 하기 위해 필요한 자극 명령·제어 신호이다. 그러므로 하지의 전부분이 마비된 환자가 자발적인 제어를 갖는것으로 상위체간(above-lesion)에서 얻어진 근전도신호를 제어신호로 사용할 수 있다. 이러한 명령 신호에 따라 일정한 시간간격으로 미리 프로그램이 되면 환자가 전혀 조정하지 않아도 된다는 잇점이 있다. [2][13]

본 논문에서는 FES를 하반신마비 환자에게 적용하여 기초적인 보행기능(일어나기, 왼쪽걸음, 오른쪽걸음, 앉기)을 활성화하기 위한 시스템을 설계·제작하였다. 이를 위하여 ENG신호의 기능분리를 위해 [기존의 논문들은 근신호가 부분적으로 정상(piece-wise stationary)으로 가정하고 해석[2][4][16]했으나 상위체간에서의 근전도신호를 제어신호로 사용할 경우 팔과 머리등의 자세변화가 간섭이 되기때문에] 시변 비정상 AR모델링 알고리즘을 이용하여 AR계수를 계산하고 Fuzzy 이론을 도입하여 각각의 기능분리를 시도하였다. 이를 하드웨어적으로 수행하기 위해 TMS320C25 DSP칩을 사용하였고 인식된 기능으로부터 해당되는 동작을 마비된 하지에 FES를 적용·제어하기 위해 마이크로프로세서 8031을 이용하였다.

그러므로 본 연구는 시변 비정상(time-varying nonstationary) 근신호 인식기와 FES 자극기를 통해 보행보조기와 함께 기초적인 보행기능의 제어를 위한 기초적인 하드웨어 시스템 설계를 목적으로 하고있다.

2. 상위 ENG 신호의 인식, 분류, 제어

2-1 ENG 신호의 파라미터 인식

관측된 근신호 데이터 순차 $y(k)$ 는

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

이교 비정상 AR 파라미터 a_1 는 식 (2)와 같이 모델링 한다고 하자.

$$a_1(k) = \sum_{j=1}^m b_{1j} a_1(k-j) + v_1(k) \quad (2)$$

여기서 $w(k)$ 와 $v_1(k)$ 는 서로 직교(orthogonal)이고 평균이 0인 2차 모멘트 에르고딕 백색잡음 프로세스이다

$$\text{Var}[w(k)] = W(k), \quad \text{Var}[v_1(k)] = V_1(k)$$

이고 k 는 이산시간을 나타내며 a_1, b_{1j} 는 a_1 가 비정상인 AR 파라미터이다. Bayesian의 관점으로부터 가장 적당한 b_{1j} 는 m 차 차분방정식으로 계수를 모델하는 것이다.[12]

$$\nabla a_1(k) = v_1(k) \quad (3)$$

여기서 ∇ 는 차분연산자이다.

$$\nabla a(k) \approx a(k) - a(k-1) \quad (4)$$

m 과 n 에 대한 차수의 결정은 AIC(Akaike Information Criteria)에 의해 결정된다.

식 (1)과 (2)의 비정상 신호 모델은 다음과 같이 동일한 상태공간 방정식으로 변환되어야 한다.

$$x(k+1) = F(k)x(k) + u(k) \quad (5)$$

$$y(k) = M(k)x(k) + w(k) \quad (6)$$

여기서 추정되는 AR 파라미터는 $x(k)$ 부분이다.

$$x(k) = \begin{bmatrix} a_1(k) \\ \vdots \\ a_n(k) \\ a_n(k-1) \\ \vdots \\ a_1(k-m+1) \\ \vdots \\ a_n(k-m+1) \end{bmatrix} \quad (7)$$

본 논문에서는 칼만 필터 알고리즘을 이용하여 비정상 시계열의 AR 모델링을 하여 파라미터를 구하였다.[13]-[15]

식 (7)에서 a_1 는 AR계수, k 는 이산시간, n 은 모델차수, m 은 constraint 모델 차수이다. 식 (7)의 파라미터는 EMG 패턴에 대한 정보를 포함하고 있기 때문에 근육 수축 패턴으로 나타낼 수 있다.

2-2 기능구별과 자극방법

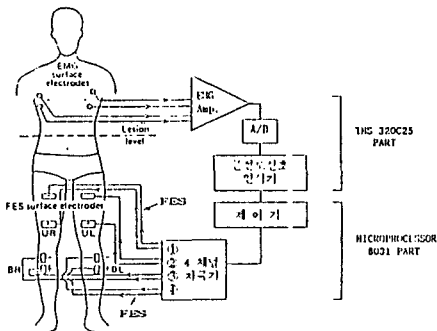


그림 1. 상위 EMG로 제어된 FES의 블록선도

그림 1은 상위 근전도신호를 이용하여 FES를 제어하는 블록선도이다.[2][6][13] 포면전극으로부터 얻은 근전도신호는 근전도 증폭기를 통해 A/D 변환된 후 인식기에 의해 AR계수를 계산하여 각각의 기능을 구별할 수 있고 분리된 기능은 제어기를 통해 각 채널을 자극하는데 이용된다. 주어진 식(7)에서 시간마다 a_1 가 구해지면 이 AR 파라미터가 FES를 제어하는 요소가 된다.

하지가 마비된 환자라고 할지라도 상위체간에 위치한 근육들은 자발적으로 활성화되고 그것의 수축형태는 환자의 자세와 관련되어 바뀐다. 하지가 마비된 환자의 자세에서 일어나기 위해 팔로 의자를 잡고 몸을 돌려고 시도한다면 상위근육 수축패턴은 변화할 것이다. 인식기가 근육의 수축을 인식할 수 있고 원래 근전도신호의 패턴과 다른 수축패턴을 구별할 수 있다면 즉시 자극기에 신호를 보내 마비된 하지에 전기적인 자극으로 활성화하면 환자는 상위근육 수축변화에 반응하여 동작을 할 수 있으므로 위의 자극방법으로 하반신마비 환자의 기초보행을 수행할 수 있다.

3. 하드웨어와 소프트웨어 설계

3-1 하드웨어 설계

본 시스템은 상위체간에서 수집한 근전도신호의 다른 기능인식과 마비된 하지에 자극을 제어하기 위하여 TMS 320C25 DSP칩과 마이크로프로세서 8031로 전체 시스템을 구성·설계하였다.[13][17] 그림 2는 시스템의 전체 블록선도를 보여주고 있다.

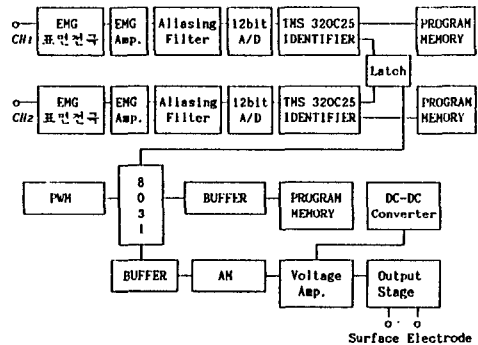


그림 2. 전체 하드웨어 블록선도

상위체간에서 근전도신호를 인식하고 그에 따른 계수의 기능분리를 통하여 마비된 하지에 제어신호를 보내고 FES를 하기 위한 하드웨어 시스템은 크게 3부분으로 나눌 수 있다. 첫째는 데이터 수집부분으로 포면전극, 근전도 증폭기 및 필터, A/D 변환기로 구성하였다. 두번째는 인식·분류부분으로 TMS 320C25로 구성하였다. 이 DSP는 메모리와 입·출력 장치의 속도가 느릴 경우 프로세서에서 대기신호를 발생할 수 있는데 메모리의 경우 대기신호 없이 동작하도록 호출시간이 35 nsec 이하가 되도록 설계하였다. 세번째는 자극·제어 부분으로 고전압 발

생부분, 펄스 번조부분으로 나눌 수 있다. 고전압 부분은 인체에 대한 shock을 방지하기 위하여 독립된 전원 (Isolated power)을 사용하였다. 자극패턴 발생부분은 EPROM에 Firmware로 내장하였고 펄스번조 부분에서는 그림 2와 같이 입력포트의 값에 따라 펄스폭 번조와 진폭 번조가 되도록 설계·제작하였다.

3-2 소프트웨어 설계

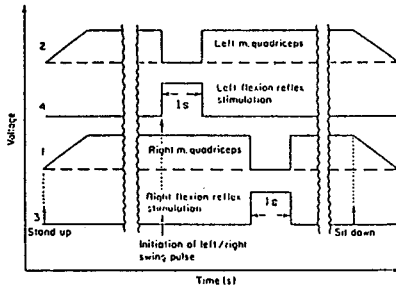


그림 3. 4 채널 자극 시퀀스

시스템을 제어하는 모든 프로그램은 TMS 320C25와 8031 어셈블리 언어로 쓰여졌다. AR 파라미터의 인식과 분류 프로그램은 TMS 320C25 시뮬레이터에 의해서 미리 검증한 후 Firmware로 EPROM에 내장하고 보행기능의 기준 AR계수도 마찬가지로 내장하였다. 시스템이 초기화된 뒤 입력잡음 분산값과 초기추정오차 분산값이 내부의 데이터 메모리에 저장되고 BIO신호가 0으로 되는 순간부터 파라미터를 추정하기 위한 프로그램이 실행되면 160번재의 파라미터의 값과 미리 저장된 중속(Membership) 함수에 의해 상관관계가 높은 보행기능 정보를 8031의 입력포트를 통해 전달된다. 자극 시퀀스와 패턴 프로그램은 제작·구성된 자극패턴 발생기에 의해서 미리 검증한 후 Firmware로 EPROM에 내장하였다. 펄스폭번조(PWM: Pulse Width Modulation)에 대한 정보는 8031 입력포트에서 받아 외부 프로그램에 의해 조절되며 인식기에서 받은 정보에 따라서 그림 3과 같이 8031에서 자극시퀀스 시간을 제어하기 위하여 외부 프로그램에서 정보를 받는다.

4. 실험 방법

본 논문에서는 하반신마비 환자에게 FES를 적용하기 위하여 임상 실험을 하여야 되나 설계된 하드웨어 시스템의 적용 가능성 및 성능을 알아보기 위하여 정상인에 대하여 실험을 수행하였다

실험대상인 피검자는 엄격히 선발하여 10 일동안 하루에 1분동안 일어나기 10회를 실시하고나서 휴식 (3시간-5시간)을 취한다음 1분동안 앉기를 10회 실시하였다. 그러나 실험 이전상 왼쪽걸음과 오른쪽걸음은 수행하지 않았다.

근전도신호를 검출할때는 표면전극의 부착위치, 근피

로도, 외부간섭을 고려하였다.

A/D 변환된 뒤 디스켓에 수집된 근전도신호는 IBM PC의 TMS 320C25 DSP 보드에 연결하여 AR 계수들을 구하고 나서 인식기의 기준이 되는 기능 AR 파라미터들을 계산하고 전체시스템을 구성하여 피검자의 의지대로 FES가 제어되는지 실험하였다.

5. 결과 및 고찰

그림 4는 대흉근에서 표면전극으로부터 A/D 변환된 뒤 수집된 근전도신호의 파형이다.

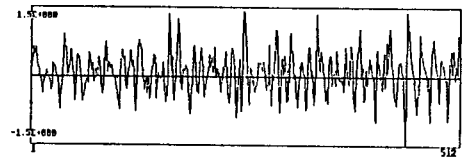


그림 4. 대흉근에서 취한 EMG신호

이들 EMG신호가 정상(stationary)인지 비정상(nonstationary)인지를 알아보는 것은 신호의 시계열 모델링에서 중요한 의미를 갖는다. 대부분의 생체신호가 비정상인데도 신호의 시계열 모델링에서는 부분적으로 정상(piece-wise stationary)이라고 가정하고 신호를 해석한다. 본 논문에서는 근전도신호의 RUN테스트를 이용하여 비정상성을 검증하였다. [13][15]

표 1은 근전도신호의 각 기능 데이터 40개 데이터 20,480샘플 데이터중에서 기능분리에 필요한 160샘플 데이터 40개의 파일을 검증한 결과 40개의 데이터중 39개가 비정상으로 판정되고 나머지 1개가 정상으로 판정되어 근전도신호가 짧은 구간이라도 비정상임을 알수있다.

정상	비정상
1/40	39/40

표 1. 근전도신호의 비정상 검증 결과

기능	PARAMETERS									
	Left Electrode					Right Electrode				
	a1	a2	a3	a4	Fy	a1	a2	a3	a4	Fy
SU	0.92	-0.40	0.08	-0.17	0.34	0.90	-0.33	0.04	-0.16	0.33
SD	0.69	-0.30	0.08	-0.03	0.24	0.70	-0.30	0.08	-0.02	0.23

표 2. AR계수의 평균값과 EMG신호의 표준편차

표 2는 추정한 AR계수의 값들을 평균화한 값이고 근전도신호 표준편차 값을 보여주고 있으며 특히, a1과 a4의 값이 각 기능에 대해 비교할 때 그 차이가 두드러짐을 알 수 있다.

그림 5는 파라미터의 추정 양상을 보이는 것으로 그림에서도 알 수 있듯이 160샘플 이후에서는 안정한 것을 알 수 있다. 그러므로 실제로 기능분리에 사용한 샘플수는 160샘플로 결정하였다.

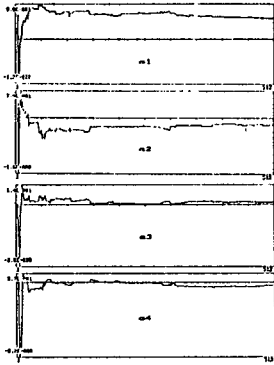


그림 5. AR계수 수렴성

본 논문에서는 기능분리를 위해 Fuzzy집합의 종속함수를 이용하였는데 종속함수는 여러가지를 선택할 수 있으나 보통 삼각형태 (triangular type)와 종형태 (bell type)를 많이 사용한다. 그래서 본 논문에서는 기준편편을 종속함수로 만들기 위하여 수 차례에 걸친 실험으로 얻은 데이터로 정규분포화 하였다.[1][5][8] 정규분포 종속함수는 종형태의 종속함수로 다음과 같이 식(8)로 표시할 수 있다.

$$\mu_A(x) = \exp(-(x-\pi)^2/2\sigma^2) \quad (8)$$

여기서, π 는 기준편편의 평균값이고 σ^2 은 분산값이다.

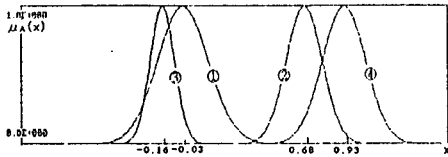


그림 6. 각 기능의 Membership 함수

그림 6은 각 기능의 종속함수구한것으로 ①과 ②는 앉기기능의 a_4 와 a_1 에 대한 종속함수이고 ③과 ④는 일어나기 기능의 a_4 와 a_1 에 대한 종속함수이다. 그림에서 볼수 있듯이 서로 겹치는 부분이 있는데 이 부분은 기능분리의 오차부분으로 상관관계가 더 높은 부분을 선택하면 겹치는 기능을 안정하게 분리를 할 수 있다.

표 3은 수집된 EMG신호 40개의 데이터 파일유 본 논문에서 제시한 종속함수에 적용하여 기능을 분리한 결과 90 % 이상의 인식율을 보였다.

기능	앉기	일어나기
분리도	90~95 (%)	90~95 (%)

표 3. 기능 분리도

그림 7은 설계된 FES시스템의 자극패턴으로 구성된 FES시퀀스는 펄스폭 \rightarrow 300 μ sec, 펄스간격 \rightarrow 43.2 msec, 트레인간격(train interval) \rightarrow 1 sec, 초당펄스 (pulse per second) \rightarrow 23 PPS로 고정되었다. 출력크기는 0-100 [V]로 가변시켜 오실로스코프로 모니터링하

고 전류는 1 K[Ω]부하시(출력이 100[V] 일때) 변화가 없었고 8031 출력포트의 자극시퀀스는 주파수카운터로 측정한 결과 23.04 [Hz] 이었으므로 8031 어셈블러 알고리즘의 검증도 되었다.

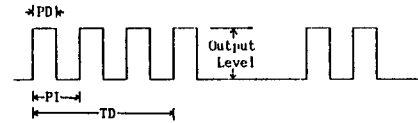


그림 7. FES 시퀀스

자극기의 자극시퀀스 제어는 인식기에서 분류한 기능 정보에 따라 각 기능([0,0] \rightarrow 일어나기, [0,1] \rightarrow 왼쪽걸음, [1,0] \rightarrow 오른쪽걸음, [1,1] \rightarrow 앉기)의 자극시간을 제어하는데 일어나기 기능을 제외하고 나머지 두 기능은 1초간 자극(앉기기능은 자극중지)하게 된다.

6. 결론

본 논문은 하반신마비 환자를 위하여 설계·제작된 FES 하드웨어 시스템의 적용 타당성을 알아보기 위하여 정상인의 근전도신호를 비정상 AR 파라미터 알고리즘을 적용하여 2 가지 기본 걸음기능 (앉기, 일어나기)에 대하여 AR파라미터를 추출하고 기능에 따라 자극기의 제어 및 자극 동작을 확인하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 근전도신호를 AR모델로 가정하여 2가지 기능에 대해 분리를 시도한 결과 뚜렷한 파라미터값의 차이를 알 수 있었다.
2. 기존의 방법과는 달리 근전도신호의 비정상성을 검증하고 특징파라미터를 인식하였다.
3. 기능분리를 위한 적정차수와 샘플링 주파수는 4차와 512 Hz로, constraint 모델차수는 1로 선택하였다.
4. 기능분리를 위해 Fuzzy 이론을 이용하여 90 %이상의 분리도를 낼 수 있었다.
5. 인식기의 처리능력이 1.6 msec 이므로 실시간으로 AR 파라미터를 추정할 수 있었다.
6. 자극의 패턴은 PWM이 100 ~ 300 μ sec 이고 AM이 0 ~ 100 V (100 mA 이하) 이며 펄스는 23 ~ 30 [PPS]로 조정이 가능하게 설계·제작하였다.
7. FES 전체시스템은 재충전 NICD 건전지(5 [V], 500 [mAh])로 저전력화, 소형화, 휴대용으로 구성하였다.

앞으로 설계 하반신마비 환자의 적용 실험에 따른 AR계수의 추출및 제조결과 FES에 의하여 발생하는 근육피로의 최소화를 위한 전기자극 방법의 개발을 더욱 연구하여 보완함으로써 중추신경 환자의 재활 및 사회활동의 제적응에 큰 기대효과를 얻을것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] A.Kandel, Fuzzy techniques in pattern recognition, John Wiley & Sons, Inc., 1982.
- [2] 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.711-719, July 1989.
- [3] D. Popovic, R. Tomovic, and L.Schwirtlich, "Hybrid Assistive System - The Motor Neuroprosthesis," IEEE Trans.on Biomed.Eng., vol.36, no.7, pp.729-737, July.1989.
- [4] 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.230-237 (PtI) and 238-242 (Pt II), April 1988.
- [5] G.J.Klir and T.A.Folger, Fuzzy Sets, Uncertainty, and Information., 1988.
- [6] J.M.Cook, Electronic Device for Rehabilitation. A Wiley Medical Publication.John Wiley & Sons, 1985.
- [7] J.S.Bendat, A.G.Piersol, Random Data : Analysis and Measurement Procedures, NewYork, A Wiley-Interscience, 1971.
- [8] J.T.Tou and R.C.Gonzalez, Pattern Recognition Principles. Addison - Wesley Publishing Company , 1974.
- [9] G.Khang and F.E.Zajic, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation : Pt. I - Computer model and control system design," IEEE Trran.on Biomed.Eng., vol.36, no. 9, pp.873-884, september 1989.
- [10] 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.112-116, February 1979.
- [11] R.J.Jaeger, G.M.Yarkony, and R.M.Smith, " Standing the Spinal Cord Injured Patient by Electrical Stimulation : Refinement of a Protocol for Clinical Use," IEEE Trans.on Biomed.Eng., vol. 36, no.7, pp.720-728, July.1989.
- [12] R.J.Shiller, "A distributed lag estimator derived from smoothness priors," Econometrica.,vol. 41, pp.775-788, July 1973.
- [13] 김근섭, 마이크로 프로세서와 DSP를 이용한 근신호 제어 FES시스템 설계, 석사학위논문, 서울시립대학교 대학원 (1990)
- [14] 김종원, 김규학, 김근섭, 홍완희, 김성환, " 칼만 필터를 이용한 시변 비정상 신호의 인식," 회로 및 시스템연구회 학술발표회 논문집, 제13권, 제1호, pp. 24-27, 1990.
- [15] 김종원, 김규학, 김근섭, 홍완희, 김성환, " 시변 비정상 파라미터 인식기의 실시간 구현," 제 3회 신호처리 합동 학술대회 논문집, 제3권, 제1호, pp .398-401, 1990.