

마이크로 컴퓨터를 이용한 뇌파 스파이크의 검출에 관한 연구

김 종 현 · 박 상 희

= Abstract =

A Microcomputer-based EEG Spike Detection System

Jong-Hyun Kim, Sang-Hui Park

A method of detecting abnormal spikes occurring in the EEG of subjects suffering from epilepsy is studied. The detection scheme is to take the first derivative of EEG and to determine if it exceed some threshold value.

This study is focused on the digital signal processing for detecting abnormal spikes using microcomputer.

1. 서 론

두뇌의 전기활동의 기록인 뇌파는 임상적으로 뇌질환의 진단과 치료에 필수적인 검사로 사용되고 있다. 뇌파는 진폭과 주파수가 두뇌의 의식상태에 따라 변하는 매우 복잡한 신호이기 때문에 뇌질환 환자의 뇌파에 나타나는 비정상 파형을 육안으로 구별하기는 매우 어려운 일이다. 따라서 전자장치를 이용하여 비정상 파형을 자동검출하기 위한 많은 연구가 계속되고 있다.

정신장애, 뇌혈관, 부전증, 간질등과 같은 뇌질환 환자의 뇌파에는 과도현상적 성분으로서 스파이크, 서파 혹은 일정 패턴의 파형등이 나타나는데 이들을 과도적 활동상태라 한다¹⁾. 뇌파는 특히 간질의 진단에 많이 사용되고 있으므로 간질환자의 뇌파에서 독특하게 나타나는 스파이크가 이들중 가장 대표적인 비정상파라고 할 수 있다. 이 스파이크 성분을 검출하기 위한 방법에는 스펙트럼 해석, 정합필터, 2차 미분 혹은 1차 미분을 이용한 방법등이 있다.

과거의 검출 시스템에서는 주로 아날로그 회로 혹은 대형 컴퓨터가 이용되어 왔으나, 최근 반도체 공업의

발달과 더불어 고밀도 디지털 집적회로의 사용이 용이해짐에 따라 검출장치를 소형화할 수 있는 가능성이 보이게 되었다. 본 논문에서는 마이크로 컴퓨터를 이용한 검출 시스템을 구성하였으며, 프로그램 수행시간을 고려하여 알고리즘이 비교적 간단한 1차 미분을 이용한 방법으로 하였다.

2. 검출시스템의 구성

비정상 스파이크는 뇌파의 일반적인 파형에 중첩되어 나타나므로 별도로 그 모델을 정의하기는 어려운 일이다. 따라서 스파이크의 모델은 시행착오에 의해서 구할 수 밖에 없지만 다음과 같은 몇가지 뚜렷한 특징을 갖는다²⁾.

1) 비교적 크고 부드러운 기울기로 상승하며 바로 다음에 반대 극성의 기울기로 하강하는 파형이다.

2) 파형의 정상이 날카로운 특성을 갖는다.

3) 두 기울기의 변의 길이가 같지는 않지만 대략 20~80 ms의 시간폭을 갖는다.

위의 특성을 갖는 파형은 비대칭 삼각파이다. 따라서 스파이크의 모델은 그림 1(a)와 같은 무한의 주파수 대역폭을 가진 파형으로 정의할 수 있으며 실제적인 파형은 점선으로 표시된 거의 삼각파와 유사한 유한 대역 파형이다. 1차 미분을 이용한 검출방법은 뇌파에서 유한 대역폭을 가진 삼각파와 유사한 위상 구분을 검출하기 위하여 그림 1(b)와 같은 미분값을 구하는

<1981. 10.5. 접수>

연세대학교 전기공학과

Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

*本稿는 大韓電氣學會 計測制御 시스템 研究會 學術發表會에서 發表한 것임.

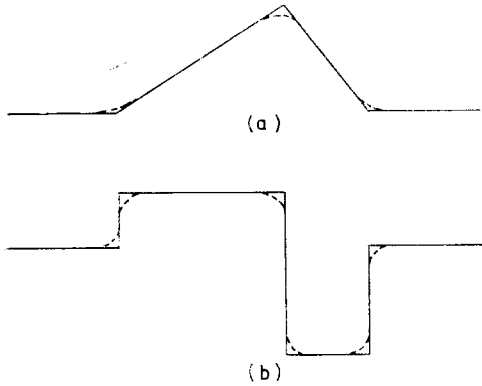


그림 1. 스파이크 모델과 1차 미분값
Fig. 1. Spike model and first derivative value

것이다. 즉 파형의 기울기를 나타내는 미분치의 진폭이 경계치보다 일정시간 이상 동안 더 큰가를 판단하고, 파형 경상의 날카로움을 나타내는 하강 시간폭을 비교하여 그 세 조건이 모두 만족되면 스파이크로 구분한다.

본 논문에서는 그러한 검출 알고리즘을 마이크로 컴퓨터를 이용하여 디지털 신호처리하기 위하여 그림 2와 같은 시스템을 구성하였다.

본 시스템에서 인체로부터의 뇌파 측정부분은 반도체 기억소자에 스파이크를 포함한 뇌파 모델을 기억시킨 뇌파 파형 발생장치로 대체하였으며, 디지털 저역통과 필터와 디지털 미분기의 알고리즘은 마이크로 컴퓨터 프로그램으로 처리하였다.

3. 디지털 필터의 설계

디지털 필터의 설계 방법에는 주어진 설계 규격을 아날로그 시스템의 규격으로 변환하여 일단 아날로그 필터를 설계한 후 Z-변환하는 방법과 직접 디지털 필터의 전달함수를 구하는 방법이 있다. 본 연구에서는 전자의 방법을 이용하여 디지털 미분기를 설계하였으며,

디지털 저역통과 필터의 설계는 후자의 방법으로 하였다.

디지털 저역통과 필터의 설계 규격은 뇌파 및 스파이크의 주파수 대역, 프로그램, 수행시간, Nyquist rate 등을 고려하여 다음과 같이 정하였다.

- 1) 차단 주파수(f_c): 50 Hz
- 2) 저지 주파수(f_1): 150 Hz
- 3) 샘플링 주파수(f_s)

선형 이산 시스템의 입력과 출력사이의 관계인 식 (1)에 식 (2)를 대입하면 식 (3)을 얻을 수 있다.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{r=0}^M b_r z^{-r}}{1 + \sum_{k=1}^N a_k z^{-k}} \quad (1)$$

$$\left. \begin{aligned} z^{-1} &= e^{-j\omega T} = \cos \omega T - j \sin \omega T \\ \cos \omega T &= \frac{1 - \tan^2(\omega T/2)}{1 + \tan^2(\omega T/2)} \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

$$|G(\omega)| = \left[1 + \left\{ \frac{\tan(\omega_1 Y/2)}{\tan(\omega_c T/2)} \right\}^{2n} \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (3)$$

식 (3)에 설계 규격을 대입하면 필터의 차수는 2차가 됨을 알 수 있다.

극점의 좌표 $x_m = u_m + jv_m$ 은 식 (4)를 이용하여 구한 후,

$$\left. \begin{aligned} u_m &= (1 - a^2) / d \\ v_m &= [2a \sin(m\pi/n)] / d \\ d &= 1 - 2a \cos(m\pi/n) + a^2 \\ \text{단, } m &= 0, 1, \dots, 2n-1, \\ a &= \tan(\omega_c T/2), \quad T = 10^{-3} \text{ sec} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

n 이 우수이면 $\frac{m\pi}{2}$ 에 $\frac{(2m+1)\pi}{2n}$ 대입

단위 원내의 극점을 취하면 $z = 0.78 \pm j0.179$ 가 되며, $-1 + jo$ 에 2개의 영점을 갖게 된다. 따라서 디지털 버터워즈 저역통과 필터의 전달함수는 식 (5)가 된다.

$$\begin{aligned} H(z) &= \frac{a_0(1+z^{-1})^2}{[1-(u+jv)z^{-1}][1-(u-jv)z^{-1}]} \\ &= \frac{0.02(1+z^{-1})^2}{1-1.561z^{-1}+0.641z^{-2}} \end{aligned} \quad (5)$$

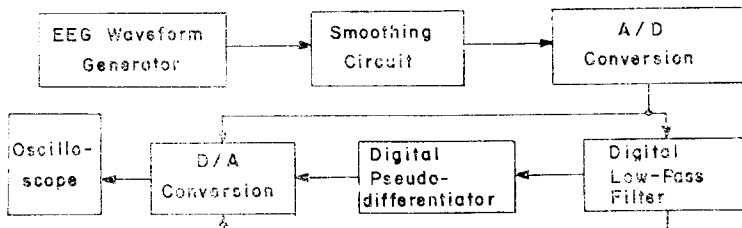


그림 2. 검출 시스템의 구성
Fig. 2. Organization of detecting system

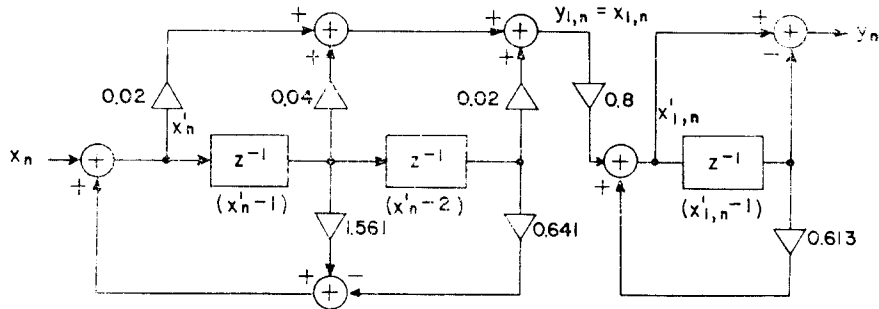


그림 3. 기본 회로망의 구성도

Fig. 3. Block diagram of basic circuit

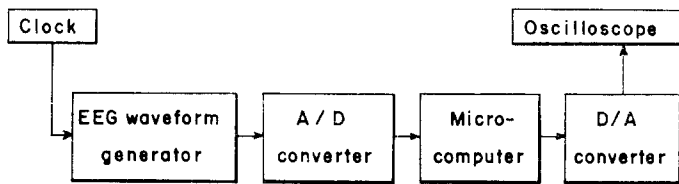


그림 4. 실험장치의 구성

Fig. 4. Construction of experimental device

디지털 미분기는 저역통과 필터의 차단주파수인 50 Hz 까지 선형성을 유지하며, 잡음 성분에 대한 미분값을 억제하기 위하여 $(2\pi \times 75 \text{ rad/sec})^{-1}$ 의 시정수를 갖는 가미분기 (pseudo-differentiator)를 설계하였다. 설계 방법은 75 Hz를 아날로그 주파수로 변환하여 아날로그 미분기의 전달함수를 구한 후 바이리니어 변환법을 이용하여 전달함수를 구하였다. 바이리니어 변환을 하면 아날로그 시스템에서의 진폭 특성이 그대로 유지되므로 본 연구에서와 같이 출력의 진폭이 중요한 시스템에서는 가장 적합한 방법이다.

아날로그 미분기의 전달함수는

$$H_D(s) = \frac{s}{s + w_A} \quad (6)$$

$$\text{단, } w_A = \frac{2}{T} \sin \frac{w_D T}{2}$$

$$w_D = 2\pi \times 75 \text{ rad/sec}$$

$$T = 10^{-3} \text{ sec}$$

이며, 바이리니어 변환법에 따라 s 에 $\frac{2}{T} \cdot \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}}$ 을 대입하면 식 (7)과 같이 된다.

$$H_D(z) = \frac{1-z^{-1}}{1.24+0.76z^{-1}} \quad (7)$$

디지털 저역통과 필터와 미분기의 전달함수 식 (5) 및 식 (7)을 각각 직접형 II로 구성한 후 직렬형으로 연결

하면 전체 기본회로망은 그림 3과 같다.

4. 실험

실험 장치는 뇌파의 모델을 기억, 재생하는 뇌파 파형발생기, 디지털 신호처리 알고리즘을 수행하는 마이크로 컴퓨터, A/D 변환기 및 D/A 변환기로 구성된다.

뇌파 파형발생장치의 구성은 그림 4와 같다. 입력신호로 선정된 뇌파의 모델을 반도체 기억소자 PROM 2708 파형의 시간축과 진폭축을 각각 1 msec 및 $10 \times 2^{-8}V$ 간격으로 세분하여 각 시간에 대한 진폭의 2진값을 순서대로 기억시킨다. PROM의 번지수는 16진 계수기 조합회로의 출력을 이용하였으며, PROM의 출력은 8 bit D/A 변환기 (MN 3020)에 의하여 아날로그 신호로 변환된다.

마이크로 컴퓨터의 하드웨어 구성은 CPU (INTEL 8085 A), 프로그램 기억소자 (PROM 2716 B), 데이터 기억소자 (RAM 8155 A)를 사용하였으며 I/O port는 8155 A의 port A, B를 이용하였다. 입력신호인 뇌파를 A/D 변환하는 샘플링 주파수는 Nyquist rate 및 프로그램 수행시간을 고려하여 1 kHz로 정하였다. 12 bit A/D 변환기 (ADC 80AG-12)의 전압범위를 $\pm 5V$ 로 하였으므로 quantization level은 2.4 mV가 되며,

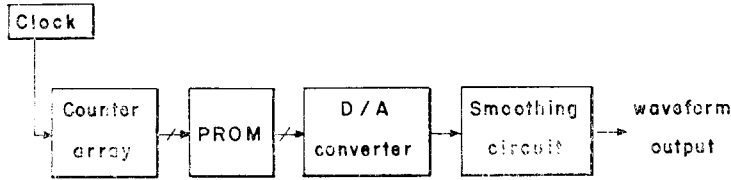


그림 5. 뇌파 파형발생장치의 블럭선도

Fig. 5. Block diagram of spike wave occurrence device

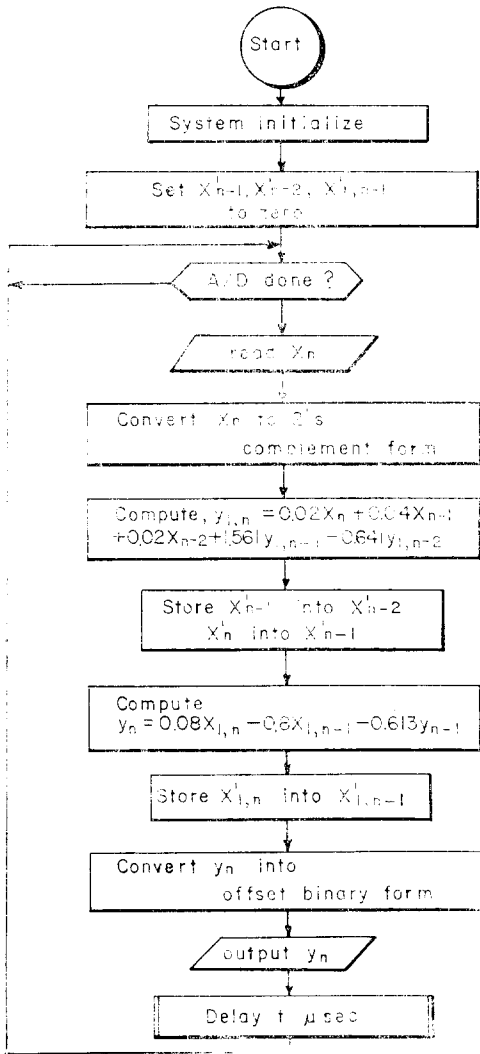


그림 6. 연산과정의 흐름선도

Fig. 6. Flowchart of operation process

그에 따른 dynamic range(dB) = $20 \log(E/e_0) = 48.13$ dB 가 된다.

디지털 필터의 연산과정에는 여러번의 승산이 필요하

므로 본 연구에서는 8 bit 승산기(MPY-8 AJ, TRW)를 이용하여 16×16 bit 승산을 $90 \mu\text{sec}$ 에 수행할 수 있었다. 8 bit 승산기를 이용하여 16×16 bit 승산을 하는 방법은 16 bit 2진보수로 표시된 multiplicand 및 multiplier를 각각 X, Y 라 하면,

$$\begin{aligned}
 X * Y &= [(X_M)2^7 + X_L] * [(Y_M)2^7 + Y_L] \\
 &= (X_M Y_M)2^{14} + (X_M Y_L + X_L Y_M)2^7 \\
 &\quad + X_L Y_L \quad (8)
 \end{aligned}$$

이므로 4회의 8 bit 승산을 한 후 소숫점을 조정하여 더하면 된다. 승산과정에서 나타나는 round off error에 대한 variance $\sigma_e^2 = 4.97 \times 10^{-7}$ 으로 나타났다.

디지털 필터는 그림 3과 같이 직렬형으로 구성되었으므로 연산과정의 흐름선도는 그림 6과 같이 되며 프로그램 수행시간은 $951 \mu\text{sec}$ 이 되었다.

마이크로 컴퓨터의 프로그램은 본 논문에서는 생략하였다.

5. 결 과 고 찰

그림 7과 그림 8은 본 연구에서 설계 제작한 디지털 저역통과 버터워즈 필터 및 디지털 미분기의 주파수 응답특성이다. 이 결과는 입력주파수를 변화시키면서 각 주파수에 대한 진폭특성을 오실로스코프 7623 A로 관찰한 후 HP 9845 B 미니 컴퓨터를 이용하여 프로팅한 것이다.

설계치와 비교 검토해 본 결과, 저역통과 필터의 경우 차단주파수 50 Hz에서 $+0.1$ dB , 저지주파수 150 Hz에서 $+1.9$ dB 의 오차가 나타났으며, 미분기에서는 미분 상한주파수 75 Hz에서 $+0.6$ dB 의 오차가 나타나서 시정수는 2.3 msec이 되었다. 이 오차들은 quantization 오차와 round off 오차에 기인한 것으로 판단되며, floating point 연산을 할 경우에는 오차를 감소시킬 수 있을 것이다.

사진 1은 그림 1의 삼각파 모델에 대한 디지털 미분기의 출력이며, 이론값인 그림 1(b)와는 시정수로 인

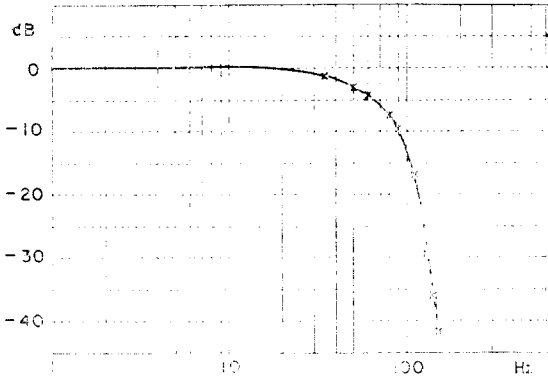


그림 7. 디지털 저역통과 필터의 주파수 응답특성
Fig. 7. Frequency response characteristic of digital low pass filter

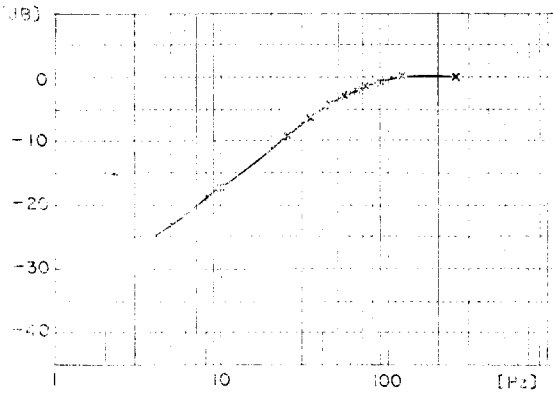


그림 8. 디지털 미분기의 주파수 응답특성
Fig. 8. Frequency response characteristic of digital differentiator

한 파형상의 차이가 있음을 알 수 있다. 사진 2는 뇌파 모델에 대한 출력 파형으로서 미분값의 진폭, 주기 및 하강시간폭에 대한 문턱값이 설정되면, 이 출력으로부터 비정상 스파이크 성분을 검출할 수 있다.

6. 결 론

본 논문은 마이크로 컴퓨터를 설계 제작하여 뇌파 스파이크 검출 알고리즘을 프로그램으로 처리하여 본 것으로, 얻어진 결과로부터 1차 미분을 이용한 스파이크 검출방법을 마이크로 컴퓨터로 처리할 수 있음을 확인하였다.

본 논문의 결과에 진폭, 주기에 대한 임상적 자료와 디스플레이 장치를 부가하면 완전한 검출 시스템이 구

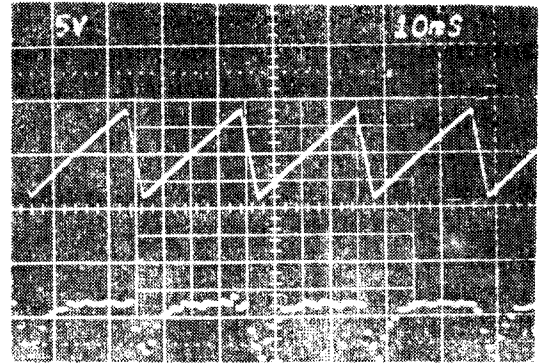


사진 1. 삼각파 입력에 대한 출력 파형

Photo. 1. Output waveform for saw-tooth wave input

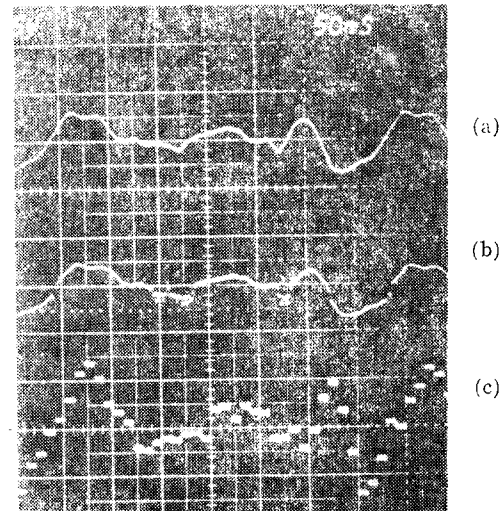


사진 2. 출력 파형 (a) 뇌파 파형 발생기 (b) 디지털 저역통과 필터 (c) 디지털 미분기

Photo. 2. Output waveform (a) Spike waveform generator (b) Digital low pass filter (c) Digital differentiator

성될 수 있으므로 본 논문은 뇌파 스파이크 검출장치의 소형화에 기여할 수 있을 것이다.

뇌파 신호처리 시스템은 여러 채널의 결과를 비교하는 것이 바람직하므로 앞으로 아날로그 멀티플렉서를 이용한 다중 채널 시스템으로 확장시키는 것이 과제이다.

참 고 문 헌

- 1) Barlow, J.S.; *Computerized Clinical Electro-*

- encephalography in Perspective, IEEE, Trans, on BME, Vol.-26, pp377-391(1979).*
- 2) Birkner, W.P.: *Pattern Recognition Techniques for the Detection of Epileptic Transient in EEG, IEEE Trans. on BME, Vol-25, pp. 213-217(1978).*
 - 3) Ganong, W.F.: *Review of Medical Physiology, LANGE MEDICAL Publication(1977).*
 - 4) Handley, S.J.: *An Introduction to Digital Filters, Cranfield Institute of Technology, U.K.(1979).*
 - 5) Jayapalan, J.P.: *On Digital Filter Implementation via Microprocessors, IEEE Trans. on ICEI, Vol-23, pp.249-253(1976).*
 - 6) MCS-85 USER'S MANUAL, INTEL Corp. (1977).
 - 7) Oppenheim, A.V.: *Digital Signal Processing, Prentice-Hall Inc.(1975).*
 - 8) Rabiner, L.R.: *Theory and Application of Digital Signal Processing, Prentice-Hall Inc. (1975).*
 - 9) Smith, J.R.: *Automatic Analysis and Detection of EEG Spike, IEEE Trans. on BME, Vol-21, pp.1-7(1974).*
 - 10) Smith, J.R.: *Microcomputer-based Digital Filters for EEG Processing, IEEE Trans. on ASSP, Vol-27, pp.697-705, (1979).*