

# 컴퓨터를 이용한 癇疾患者 腦波의 極波 自動檢出 方法에 關한 研究

## (A Study on Computer-Assisted Automatic Spike Detection System in EEG Signal of Epileptic Patients)

박 광 석,\* 민 병 구,\*\* 이 충 웅\*\*\*

(Park, Kwang Suk Min, Byung Goo and Lee, Choong Woong)

### 要 約

癇疾患者의 腦波에서 나타나는 非正常的인 極波(spike)를 三角波形的의 모델을 使用하여 自動檢出하는 方法을 디지털시스템으로 構成하였다. 이 方法은 極波가 一定한 時間폭과 큰 기울기와 頂上에서 날카로운 特性을 갖는 波形이라는 性質을 利用한 것이다. 本 論文에서는 腦波를 採集하여 信號處理한 다음 이러한 極波의 特性을 나타내는 媒介變數들로부터 極波를 區別하여 判定해내는 프로그램을 構成하였다. 이러한 信號處理 過程과 檢出過程을 모두 미니컴퓨터를 利用하여 構成했으며 마이크로프로세서에의 應用을 위한 基本段階라고 할 수 있다.

### Abstract

A digital system has been designed for the detection of abnormal spikes appearing in the epileptic patient's electroencephalogram(EEG). The detection is based on the waveform characteristics of spikes, such as the large slope, the sharpness of the apex, and the time duration of the spike.

After the patient's data are collected and processed using a minicomputer and A/D converter, the computer algorithms recognize the spikes based on the parameters representing the above waveform characteristics.

### 1. 序 論

EEG는 1929年 H. Berger에 의해서 처음 記錄된 후<sup>[1]</sup> 繼續 發展하여 現在와 같은 腦波의 記錄시스템으로 되었다. 그러나 現在의 主觀的인 EEG 解釋에는 信號 자체의 複雜性 때문에 많은 難點이 있으므로 이러한 難點을 解消하기 위해서 自動分析의 方法이 활발히 研究되고 있다. 腦波檢査는 特히 癇疾의 檢査에 有用하게 使用되고 있는데 癇疾은 遺傳的인 혹은 後天的인 源泉에서 오는 病理學的인 變化에 의해서 야기될 수 있는 放電과 發作的인 徵候로 定義된다.<sup>[2]</sup> 그

러므로 癇疾患者의 EEG에서는 이러한 發作的 徵候를 나타내는 波形이 空間的으로 分布되어 나타난다. 더욱 뚜렷한 것은 非正常的인 發作동안 주위의 다른 波形들과 매우 다르게 나타나는 極波의 特性이다. 그러나 이러한 極波는 주위의 波形에 섞여서 主觀的으로 쉽게 判斷해 내기 어렵다. 이러한 極波를 客觀的으로 正確하게 判別하기 위해서 여러 가지 自動分析 方法이 使用되어 왔다.<sup>[3]</sup> 極波의 날카로운 特性은 原來의 信號에서 기울기가 갑자기 크게 變化하는 것이므로, 2次微分을 하면 impulse 形態로 나타나게 되는 性質을 利用한 二重微分方法이 있다. 二重微分값이 어떤 境界값을 超過하면 極波로 把握해 내는 것이다.

이 方法이 效果的인 方法으로 評價되고 있으나 信號의 振幅에 따라서 境界값을 變化시켜 주어야 하는 難點이 있으며 原來 信號에서의 雜音이 2次微分 波形에서는 impulse 形態로 나타나는 境遇가 많으므로 false-alarm率이 높은 편이다. 다른 方法은 非正常的인 極波의 模型을 미리 컴퓨터내에 記憶시켜서 EEG

\* 準會員, \*\*\* 正會員

서울대학교 工科大学 電子工學科  
(Dept. of Electronics Engineering  
Seoul National Univ.)

\*\* 正會員, 서울대학교 病院 醫工學科  
(Dept. of Biomedical Engineering  
Seoul National Univ. Hospital)

接受日字: 1980年 5月 19日

信號와 correlation 시킨 후 이 correlation 常數값으로 부터 類似性을 把握해서 檢出하는 template-matching 方法이다. 이 方法은 原來 記憶시킨 模型에 대해서는 正確하게 適用되나 極波의 形態가 患者에 따라서 多樣하므로 各 形態에 따라서 여러 가지의 模型을 決定하는데 문제점이 있다. 또 다른 方法은 非正常的으로 나타나는 極波가 갑자기 나타난다는 性質, 즉 주위의 다른 波形들과 過去의 값으로 부터 予測할 수 있는 程度가 틀리다는 事實을 利用한 것이다.<sup>[4,5]</sup> 그러나 이 方法은 상당히 複雜한 反面에 앞의 方法들에 비해서 뚜렷한 成果를 나타내고 있지 않다. J. R. Smith는 極波의 振幅과 形態에는 다소 無關하면서 論理的으로 簡單하고 쉽게 構成할 수 있도록 三角形波의 模型을 使用하였다.<sup>[6]</sup> J. R. Smith는 컴퓨터로 simulation 한 후 아나로그 시스템을 構成하였다. 이러한 境遇 간질증상에 따른 시스템의 可變이 容易하지 않으며, simulation에 의해서 선택된 매개변수 값들을 다시 아나로그 素자로 構成해야 하므로 正確한 覓기 어렵다.

本 論文에서는 이러한 아나로그 시스템의 缺點을 除去하고 마이크로프로세서의 應用이 容易하도록 痲疾의 極波檢出을 위한 디지털 시스템을 構成하였다.

### 2. 三角形波의 模型

臨牀的인 觀測결과 極波는 그림 1처럼 三角形의 模型로 나타낼 수 있으며 이 三角形 模型은 다음 特性을 갖고 있다.

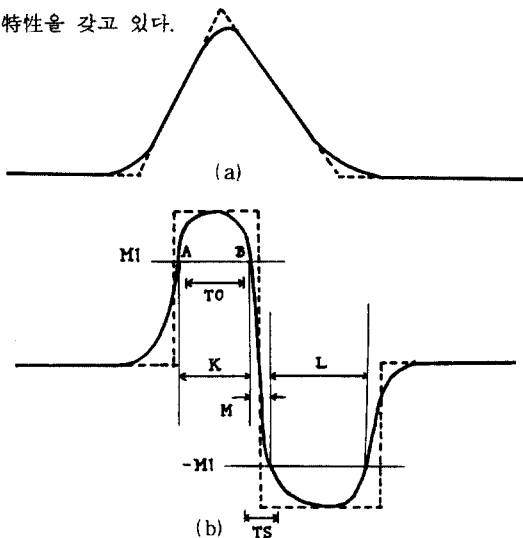


그림 1. 三角形 模型과 微分波形  
Fig. 1. Triangular wave model and its differentiation.

(1) 周圍의 다른 波形들 보다 上昇할 때와 下降할 때 기울기가 相對的으로 크고 매끈하다.

(2) 頂上에서 매우 날카로운 特性을 갖는다.

(3) 비록 極波의 양쪽변의 길이가 같지 않다 하더라도 20~80 ms의 時間幅을 갖는다. 그러나 이와 같은 三角形 模型은 무한대의 周波數 幅을 갖고 있기 때문에 실제로는 實線으로 표시한 有限周波數幅을 갖는 三角形波에 近似한 模型로 나타나게 된다. 이러한 模型을 使用하여서 極波의 特性을 나타낼 媒介變數들을 다음과 같이 선정한다.[그림 1]

(A) M1 ..... 極波의 기울기가 매우 크므로 一次微分값이 크게 나타난다. 一次微分값의 크기가 기울기에 關한 下限值 M1(V/sec)를 초과하면 기울기에 關한 性質을 滿足시킨 것으로 判斷한다.

(B) TS ..... 一次微分된 波에서, M1으로 부터 -M1까지 轉移하는데 걸리는 時間은 極波의 頂上이 날카로우수록 짧으므로 이 時間이 轉移에 關한 上限值 TS(ms)보다 작으면 極波의 頂上에 關한 性質을 滿足시킨 것으로 본다.

(C) TO ..... 極波의 時間幅이 20~80 ms 이므로 M1을 超過한 時間의 幅을 測定하여서 極波의 時間幅에 關한 下限值 TO(ms)보다 큰 경우 極波의 時間幅에 關한 性質을 滿足시킨 것으로 본다.<sup>[6]</sup> 이 세 條件을 모두 滿足시키는 境遇에만 極波로 判斷해서 檢出한다.

### 3. 信號의 採集 및 處理過程

極波의 檢出에 重要한 役割을 하는 것은 앞에서 記述한 세 媒介變數들의 값을 決定하고 適用하기 위해서 그림 2와 같이 디지털 시스템을 構成하였다.

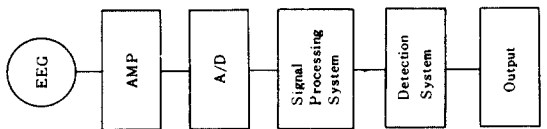


그림 2. 極波 檢出 시스템

Fig. 2. Block diagram of spike detection system.

우선 患者의 頭皮에서 發生하는 信號를 EEG 增幅器 (beckman accutrace -16)를 使用하여 採集. 增幅시킨 다음 A/D變換器를 통해서 1KHz의 標本化 周波數로 디지털 信號化 하였다.

$$G_1(s) = \frac{1}{[(s/a) + 1]^2} \dots\dots\dots (1)$$

에 該當하는 디지털 低域濾波器를 通過시켰다. 이 二段의 低域濾波器를 通過하여 나온 信號를 다시 한 段

階의 低域濾波器와 微分器에 該當하는 傳達函數의 시

$$G_2(s) = \frac{s}{s + b} \dots\dots\dots (2)$$

스텝을 構成, 通過시켰다.

이렇게 處理된 信號에 對하여 檢出 媒介變數 M1, TS TO의 값을 變化시켜 가면서 極波를 檢出해 내는 最適의 값을 確定했다. EEG 信號에서는 60 Hz 電力線의 干섭에 의한 영향이 크게 나타나므로, 이 60Hz의 類音을 除去하기 위해서 三段의 低域濾波器를 使用하였다.

(1)式과 (2)式에서 a, b의 값들은 極波의 特性을 잃지 않고 60 Hz의 雜音을 除去하도록 각각  $2\pi \times 50$ 과  $2\pi \times 25$ 로 決定하였다.

4. 디지털 濾波와 檢出을 위한 프로그램

아나로그 平面內에서 傳達函數 (1) 및 (2)式的 濾波器들을 Bilinear 變換式을 使用해서 디지털 平面으로 옮긴 다음 지연素子の 數를 最小로 하도록 디지털 濾波器의 프로그램을 構成하였다. 이와 같은 信號處理된 波形으로부터 極波를 檢出하기 위한 프로그램의 順序圖를 그림 3에 나타내었다. 이 順序圖는 그림 1(b)와 같이 信號處理된 波形的 標本값 Y(i)에 對하여 다음과 같이 適用된다. Y(i)의 값이 기울기의 下限值 M1을 넘기 시작하는 점 A에서부터 B까지의 標本數 "K"(ms)를 세어서(標本사이의 間격은 1 ms이다), 이 값이 時間幅에 관한 下限值 TO(ms) 보다 큰가를 檢査한다. 이 조건이 만족되면 C1을 "1"로 set 시킨다. 다시 C점에서 부터 D점까지, -M1을 超過하는 標本數 "L"(ms)을 세어서 TO(ms) 보다 큰면 C3를 "1"로 set 시킨다.

이 세 조건이 모두 滿足되면  $C1 + C2 + C3 = 3$ 이 되므로 이 때에 펄스形態로 出力을 내도록 하였다. 한편 세 조건중 하나라도 만족되지 않으면 C1, C2, C3, 를 모두 "0"으로 Reset 시키도록 프로그램을 構成하였다.

5. 實驗 및 考察

EEG 增幅器를 통해서 採集된 信號를 1 KHz의 周波數로 標本化하였다. 이 標本化된 EEG信號(그림 4(a))를 (1)式의 디지털 濾波器  $G_1(s)$ 를 通過시켰다. (그림 4(b)) 디지털 濾波器는 아나로그 濾波器보다 精確도가 안정성이 높을뿐 아니라 조건에 따라 變化하는 매개變수의 가변이 容易하다. 특히 전체의 시스템을 마이크로프로세서를 利用하여 컴퓨터화하기 위

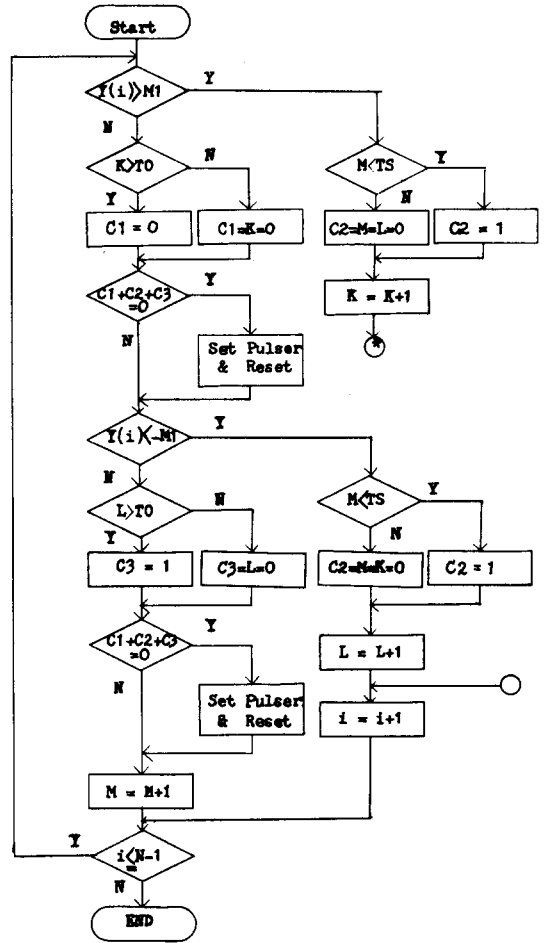


그림 3. 極波 檢出 프로그램의 順序圖

Fig. 3. Flow chart of spike detection program.

하여서는 필수불가결하다. 이 信號를 다시 (2)式的 傳達函數  $G_2(s)$ 를 通過시킨 후 (그림 4(c)), 여기에 媒介變數 M1, TO, TS를 適用하여 極波를 判定하였다. 이 媒介變數값들은 그 값을 實驗의으로 變化시켜 가면서 極波로 이미 確認된 파형에 對하여 最適의 檢出을 해내는 값으로 選定하였다. 이런 方法으로 선택된 媒介變數값들,  $M1 = 0.035$ ,  $TO = 8$ ,  $TS = 10$ , 을 適用하여 그림 4(d)와 같이 極波가 위치한 곳에 펄스 形態로 出力波形을 나타내었다. 이 媒介變數값들을 利用하여 그림 5와 같이 여러 形態의 極波를 判定, 檢出하였다. 여기서 M1, TO, TS의 값들은 서로 獨立의이라고 할 수 없다. M1의 값이 커지면 TO의 값은 작아지고 TS의 값은 커지게 된다. TS값의 決定에는 EEG에서 나타나는 Artifact와 區別이 되도록

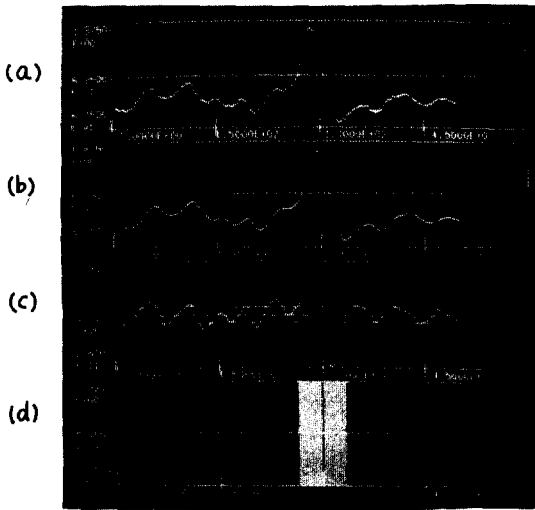


그림 4. 極波 檢出 시스템에 의한 신호처리의 예  
 (a) 표본화된 EEG 신호(횡축단위 ms, 종축단위 v)  
 (b) (1)식에 의해서 저역여파된 EEG 신호, (c) (2)식에 의해서 미분된 신호, 0 level 上下의 두 직선은 기울기의 하한치 +M1, -M1이다. (d) 극파에 해당하는 pulse 형태의 출력파형

Fig. 4. Example of signal processing by spike detection system.

(a) Sampled EEG signal (horizontal coordinate unit: ms, vertical coordinate unit: v), (b) Low pass filtered EEG signal by transfer function (2), (c) Differentiated EEG signal by transfer function (2), Two lines above and below the 0 level indicate the low limit of spike slope, (d) Pulse output at the location of the spike.

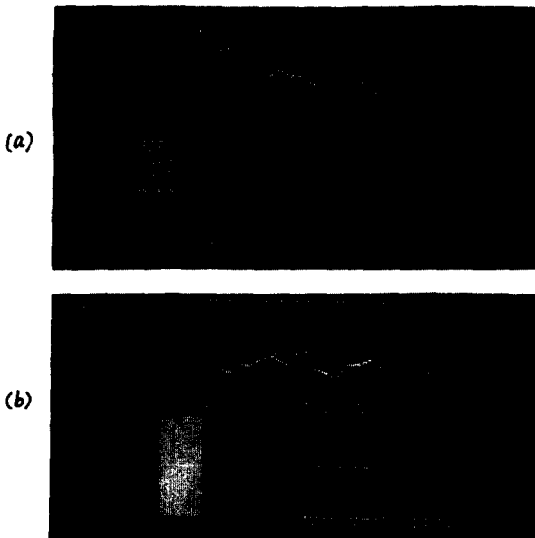


그림 5. 극파 자동검출장치에 의한 극파 검출의 예  
 Fig. 5. Examples of spike detection by automatic spike detection system.

하였으며,  $T_0$ 의 값과 M1의 값은 極波가 아닌 波形(振幅이 큰  $\alpha$  波形)에 대하여 滿足되는 境遇가 있는데 이러한 境遇를 最小化하도록 媒介變數를 定하였다. M1의 값은 EEG 增幅器의 利得과도 관계가 있다. 여기서 決定한 媒介變數값들은 아날로그 시스템으로 바꾸어 構成하는 것이 아니므로 正確하게 實現시킬 수 있다.

EEG 信號를 디지털 信號화하기 위하여서 1KHz의 標準化 周波數를 使用하였는데, 이 周波數는 EEG의 周波數 分布範圍(0.5 ~ 100 Hz)와 比較하여 높은 편으로 aliasing에 따른 문제점을 除去해 주고 極波의 特性을 잃지 않도록 선택한 것이다. 이 標準化 周波數를 낮추면서 계산시간을 감소시키는 문제등이 더 考慮되어야 하겠다.

6. 結 論

癲疾患者의 頭皮에서 發生하는 非正常的인 極波를 (spike)를 檢出해 내는 디지털 시스템을 構成하였다. 이 信號處理과정과 檢出과정을 모두 미니컴퓨터를 利用하여 處理하였다. 極波를 判定하는 媒介變數의 값을  $M1 = 0.035$ ,  $T_0 = 8$ ,  $TS = 10$ 으로 決定할 때 極波들이 주위의 다른 EEG 波形과 가장 잘 區別됨을 알았다. 이 方法을 使用하여 눈으로 判斷하기 어려운 極波를 펄스형태의 出力波形으로 변형시켜서 癲疾患者의 腦波判別이 容易함을 보였다.

References

1. R. Cooper, J. W. Osselton, J. C. Shaw, "EEG Technology", Butterworth & Co. Ltd., 1974.
2. H. J. Myung, "Clinical EEG in Epilepsy" J. of Korean Med. Assoc., Vol. 22, No. 9, pp 692-697, 1977.
3. J. S. Barlow, "Computerized Clinical Electro-

- encephalogram in Perspective", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-26, No. 7, pp.377 - 391, July, 1979.
4. D. M. Crowell, R. H. Jones, L. E. Kapuiani, and P. Leung, "Autoregressive Representaton of Infant EEG for the Purpose of Hypothesis Testing and Classifications", Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., Vol. 43, pp. 317- 324, 1977.
  5. B. Kleinen "Some Comments on the use of an Time-saving Calculation of Spectral Power Density Distribution with Digital Computer", Electro-encephalogr. Clin. Neurophysiol., Vol. 35, pp. 331 - 332, 1973.
  6. J. R. Smith, "Automatic Analysis and Detection of EEG Spikes", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-21, pp. 1-7, JAN. 1974.
  7. A. V. Oppenheim, R. W. Shafer, "Digital Signal Processing", Prentice-Hall, N., 1975

