

癇病患者 腦波의 極波 自動檢出을 위한 媒介變數選定 및 컴퓨터 알고리즘

Computer algorithm for spike detection in epileptic patient's EEG

서울대학교 의과대학 의공학과 및 서울대학교 공과대학 전자공학과

朴 光 錫 · 閔 丙 九 · 李 忠 雄

緒 論

EEG는 1929年 Hans Berger에 의해서 처음 記錄된 후 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. 그러므로 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해내기 어렵다. 이러한 極波를 客觀的으로 正確하게 判別하기 위해서 여러가지 自動分析方法이 使用되어 왔다. 自動分析方法은 EEG 해석에 客觀성을 向上시켜 줄뿐만 아니라, 정상적인 EEG의 특성파와 EEG 발생의 이론적 근거파악에 크게 도움을주고 약물등 치료의 효과 분석에 임상적으로도 이용하는등 그 가치가 크다.

본 저자들이 개발하여 임상실험을 실시한 디지털 컴퓨터의 알고리즘은 J.R. Smith에 의하여 사용된 적이 있는 三角波形的의 모델을 使用하였다. 이 모델은 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 있는 長點을 지니고 있다.

三角波形的의 모델

臨牀的인 觀測결과 極波는 다소 변화는 있지만 Fig. 1

* 본 연구는 1980년도 문교부 정책연구과제, 보조에 의한 것임.

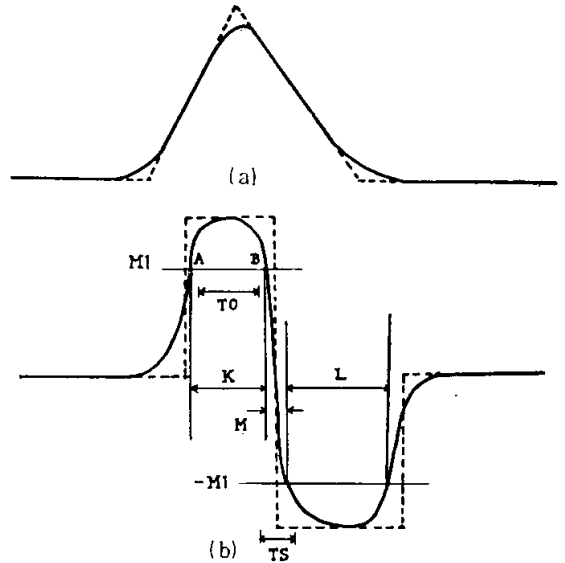


Fig. 1. Triangular model of the spike waveform and its differentiation.

처럼 三角波形的의 모델로 나타낼 수 있으며, 이 三角波形 모델은 다음 特性을 갖고 있다.

1. 周圍의 다른 波形들보다 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 20~80ms의 時間幅을 갖는다.

이러한 모델을 使用하여서 極波의 特性을 나타낼 媒介變數들을 三角波形모델과 比분波形에서 定量的으로 다음과 같이 선정하였다.

(A) M1.....極波의 기울기가 매우 크므로 一次微分값이 크게 나타난다. 一次微分값의 크기가 기울기에 關한 下限値 M1(v/sec)를 초과하면 기울기에 關한 條件을 만족시킨것으로 判斷한다.

(B) TS.....一次微分된 波에서, M1으로부터 -M1

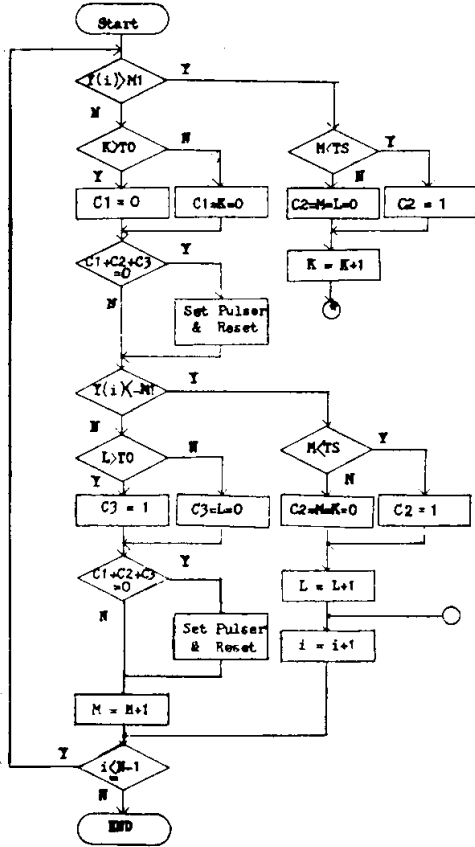


Fig. 2. Flow chart of spike detection program.

까지 轉移하는데 걸리는 時間은 極波의 頂上이 날카로 울수록 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 20~80ms이므로 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. 이 세 條件을 모두 滿足시키는 境遇에만 極波로 判斷해서 檢出한다. 上記 조건을 自動적으로 判定 인식하는 컴퓨터 알고리즘을 개발하였고, 그 중 極波 檢出 프로그램의 順序圖를 Fig. 2에 보여주었다.

信號의 採集 및 컴퓨터 처리과정

極波의 檢出에 重要な 역할을 하는 上記 세 媒介變數들의 값을 決定하고 適用하기 위하여 Fig. 3과 같이 컴퓨터를 利用한 自動檢出 시스템을 構成하였다. 우선 患者의 頭皮에서 發生하는 信號를 EEG 增幅器(Beck-

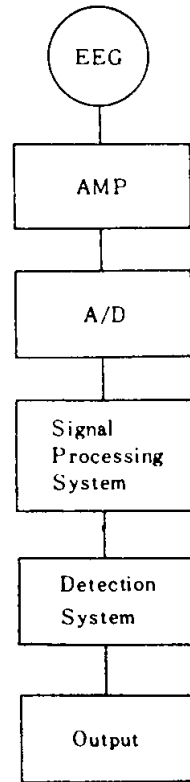


Fig. 3. Computerized automatic spike detection system.

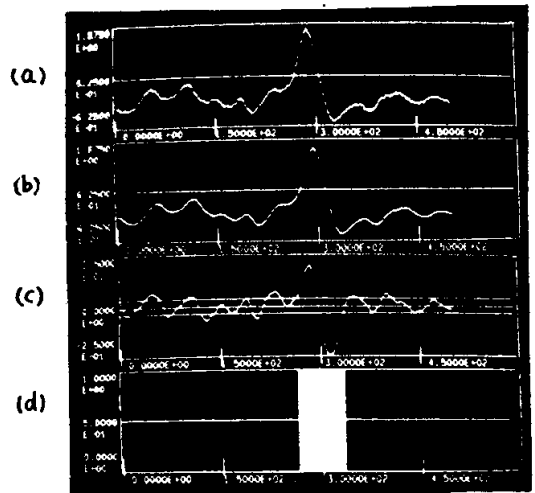


Fig. 4. Example of signal processing by spike detection system. (a) Sampled EEG signal (horizontal coordinate unit: ms, vertical coordinate unit: voltage) (b), low passed EEG signal, (C) differentiated EEG signal (d) pulse output at the location of the spike.

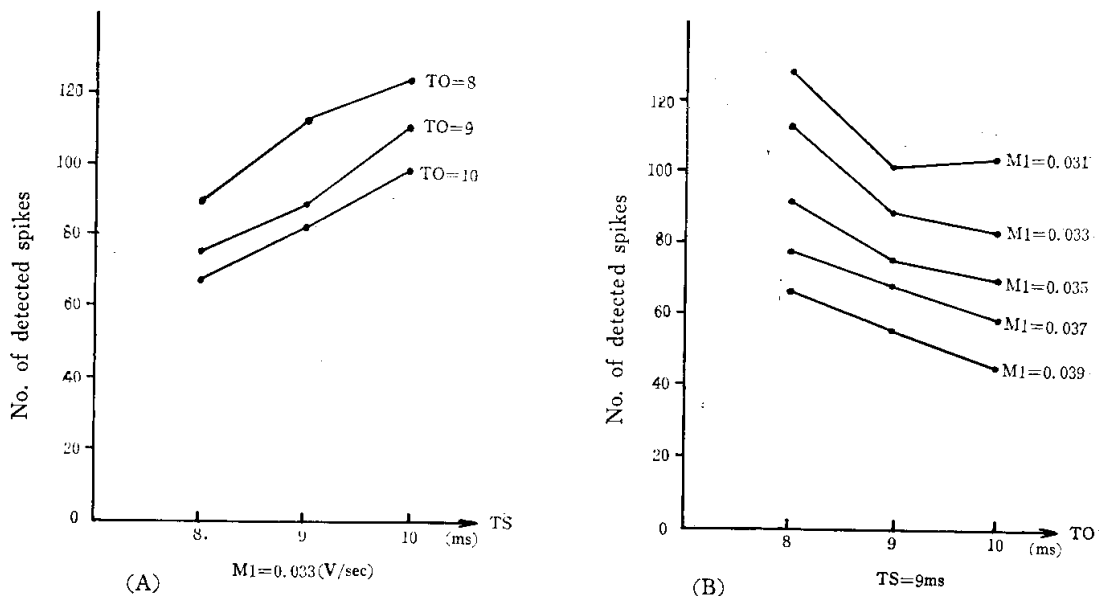


Fig. 5. Number of the detected spikes with the changes of three parameters.

man Accutrace-16)를 사용하여 採集, 增幅시킨 다음 컴퓨터에 入力하기 위하여 1KHz로 표本化하였다.

信號處理과정에서는 極波의 特性을 손상시키지 않는 범위내에서 60Hz의 전력선 雜音을 除去하도록 filtering 과정과, 앞에서 선정한 매개변수 값들을 적용시키기 위한 미분과정을 포함하고 있다. 이렇게 信號처리된 波形에 대하여, 極波 自動檢出 시스템을 이용하여 極波에 해당하는 部分이 pulse의 形態로 나타나도록 하였다. 실제의 과정을 나타내는 信號들을 Fig. 4에 나타내었다.

임상실험을 통한 媒介變數의 선정

媒介變數에 의한 極波檢出率을 보기 위하여 媒介變數 M1, TS, TO의 값을 變化시켜가며 檢出狀態의 變化를 살펴보았다. EEG 전문해석자 2名에 의하여 極波로 判斷된 것을 기초 control data로 하여 自動檢出 시스템의 結果를 分析하였다.

Fig. 5(A)에서 알 수 있듯이, 기울기의 下限值 M1을 固定시키고 媒介變數 TS의 變化에 따른 極波檢出狀態를 보면 TS의 값이 증가함에 따라서 極波로 檢出되는 波形이 많아진다는 것을 알 수 있다. TO의 값이 커질 수록 전체적으로 檢出되는 極波의 數는 작아진다는 것을 볼 수 있다.

또 Fig. 5(B)의 그래프에서 보면, 극파의 날카로움을 나타내는 媒介變數 TS의 값을 固定시키고 TO의 變

化에 따른 極波檢出狀態를 보면 TO의 값이 커질 수록 極波로 檢出되는 波의 數가 감소하는 것을 알 수 있다. 여기서 M1의 값이 증가할수록 전체적으로 極波로 檢出되는 波의 數가 감소되는 것을 알 수 있다. 이와 같이 媒介變數 變化에 따른 檢出狀態를 파악한 후, 19개의 極波 표준 sample을 선정하여, 이들 표준 極波 sample에 대한 媒介變數의 檢出狀態를 Table 1과 같이 살펴보았다.

여기서 sensitivity S를 다음과 같이 정의하여 계산하였다.

$$S = \frac{No(A)}{No(A) + No(B)}$$

Table 1. Detection sensitivity with the changes of the three parameters.

M1	No(A)	No(B)	No(C)	Sensitivity
0.033	14	5	6	74%
0.035	13	6	4	68%
0.037	13	6	4	68%
0.039	12	7	3	63%
0.041	12	7	1	63%
0.043	11	8	1	59%
0.045	11	8	1	59%
0.047	8	11	1	42%
0.049	7	12	1	37%

No(A) : control data에서 極波로 判斷된 것이 極波 檢出시스템에 의해서 정확히 極波로 檢出된 波의 數.

No(B) : 極波檢出시스템에서는 檢出되지 않은 極波의 數(false negative).

S : sensitivity.

Table 1에서 볼 수 있듯이 sensitivity는 최고 약 74%정도로 계산되어 나왔다. 이때에 極波가 아닌데 잘못 極波로 檢出된 波의 數(false positive) No(C)를 고려하면, 최적의 媒介變數값은 $M1=0.041(v/sec)$, $T1=7(ms)$, $TO=20(ms)$ 임을 알았다.

考 察

이런 方法으로 선택된 媒介變數값들 $M1=0.041(v/sec)$, $TO=7(ms)$, $TS=20(ms)$ 을 適用하여 Fig. 4 (d)와 같이 極波가 위치한 곳에 pulse形態로 出力波形을 나타내었다. 여기서 媒介變數 $M1$, TO , TS 의 값들은 서로 獨立의이라고 할 수 없다. $M1$ 의 값이 커지면 TO 의 값은 작아지고 TS 의 값은 커지게 된다. TS 의 값은 EEG에서 나타나는 artifact들과 區別하도록 決定하였으며, TO 의 값과 $M1$ 의 값은 極波가 아닌 波形(振幅이 큰 α 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. $M1$ 의 값은 EEG 增幅器利得과도 관계가 있다. 여기서 최고 74%의 sensitivity를 나타냈는데, 잘못 검출된 波(false positive)를 고려하면 다소 검출율이 떨어지게 된다.

또 이러한 sensitivity와 검출율은 data 기록 시스템의 向上과 위에서 기술한 媒介變數이외에 임상가들이 極波검출에 사용하는 다른 媒介變數들을 도입하여 개선할 수 있음을 보였고, 이러한 개선은 컴퓨터의 알고리즘의 개선으로 충분히 만족시킬 수 있다고 생각된다

結 論

癲病患者의 頭皮에서 發生하는 非正常的인 極波(spike)를 自動檢出해 내는 컴퓨터 시스템을 構成하였다. 이 信號處理 과정과 檢出 과정을 모두 소형 컴퓨터를 利用하여 처리하였다. 極波를 判定하는 媒介變數의 값이 $M1=0.041(v/sec)$, $TO=7(ms)$, $TS=20(ms)$ 인 때, 極波들이 주위의 다른 EEG 波形과 가장 잘 區別됨을 알았다. 이 自動檢出 方法을 使用하여, 눈으로 判斷하기 어려운 極波를 pulse 形態의 出力波形으로 變형시켜서 癲病患者의 極波判別이 容易함을 보였다.

—ABSTRACT—

Computer Algorithm for Spike Detection in Epileptic Patient's EEG.

K.S. Park, B.G. Min, and C.W. Lee

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University and
Department of Electronics Engineering, College of Engineering, Seoul National University

In this paper, we have presented a new digital computer algorithm for detection of the spike waveform appearing in the epileptic patient's electroencephalogram(EEG). The algorithm is based upon the triangular model of the EEG spikes with specific ranges of three characteristic waveform parameters ($M1$, TS , TO), where $M1$ is the parameter indicating up and down slopes of the spikes, TS is related to the peakedness of the spikes, and TO shows the total time duration of the spikes. These three parameters were automatically computed using the mini-computer system from the EEG signals and its derivatives after low-pass digital filtering process. In the clinical test of three epileptic patients, the computer system detected the EEG spikes accurately with maximum sensitivity of 74% out of the total 19 spikes, where the three parameters were set at the condition of $M1=0.041(v/sec)$, $TS=7(ms)$, $TO=20(ms)$.

REFERENCES

- Barlow, J.S.: "Computerized clinical electroencephalogram in perspective", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-26, (7):377-391, July, 1979.
- Cooper, R., Osselton, J.W. and Shaw, J.C.: "EEG technology", *Butterworth & Co. Ltd.*, 1974.
- Crowell, D.M., Jones, R.H., Kapuiani, L.E. and Leung, P.: "Autoregressive representation of infant EEG for the purpose of hypothesis testing and classifications". *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 43:317-324, 1977.
- Kleinen, B.: *Some comments on the use of an time-*

- saving calculation of spectral power density distribution with digital computer. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 35:331-332, 1973.
- Myung, H.J.: "Clinical EEG in epilepsy", *J. Korean Med. Assoc.*, 22(9):692-697. 1977.
- Oppenheim, A.V. and Shafer, R.W.: *Digital signal processing*, Prentice-Hall, Inc., 1975.
- Smith, J.R.: "Automatic analysis and detection of EEG spikes", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-21:1-7, 1974.