

EEG파형의 실시간 적응적 감지에 관한 연구

° 심신호*, 장태규**, 양원영*

* 중앙대학교 공과대학 전기공학과, ** 중앙대학교 공과대학 제어계측공학과

A Study on the Adaptive Detection of EEG Waveforms

° Shin H. Shim*, Tae G. Chang**, Won Y. Yang*

* Department of Electrical Engineering, Chung-Ang University

** Department of Control & Instrumentation Engineering, Chung-Ang University

Abstract

An adaptive EEG waveform detection is presented. The method is based on a layered process model. The model allows the bilateral information exchange across the layers. The criteria for the waveform detection and epoch-wise classification can be adapted according to the higher layer context information embedded in a wider range of adjacent signals. The designed system is experimentally tested to show the adaptive operation of the waveform detection.

1. 서론

사람의 EEG (electroencephalogram, 뇌파) 신호는 뇌의 상태와 전극의 부착위치에 따라 특성이 다른 파형들이 나타난다. 이러한 신호들은 뇌의 기능과 관련된 각종 연구 및 임상진료 목적에 필수적으로 사용되는 기본적인 생체신호이다. 여러채널의 Electrode를 머리에 부착하여 얻어지는 수 내지 수십 마이크로 볼트 크기의 EEG 신호는 polygraphchart machine에 의해 증폭된후 record 용지에 기록된다. 이렇게 기록된 EEG신호는 의사 혹은 특별히 훈련된 전문가의 시각적 판독에 의해 해석된다. EEG 신호를 자동으로 판독하는 것은 의사 및 EEG관련 연구가들에 의해 Rechtschaffen & Kales manual을 통해 정성적으로 정의되어 있는 여러가지 파형들을 감지하고 이러한 파형감지정보에의해 연속적으로 기록되는 EEG신호를 1분 혹은 30초 구간별로 정해진 6가지 패턴중의 하나로 분류 시키는 작업을 포함한다. 이와같이 신호를 눈으로 보고 판독하는 과정은 많은 시간과 노력이 요구됨은 물론 신호해석에 일관성이 결여 될수 있다는 문제가 있다.

과거 30 여년동안 많은 연구가들에 의해 EEG 신호의 자동 해석에 관한 연구가 꾸준히 수행되어 오고 있다. 컴퓨터에 의한 자동해석이 사람의 시각적인 판독수준에 미칠 수 있다면 신호해석에 있어서 일관성을 유지할 수 있고, 다량의 신호를 일일이 눈으로 보고 처리하기 위한 많은 시간과 노력을 절감하여 줄 수 있다. 이러한 중요성에 비해 지금까지의 연구결과로는 사람이 눈으로 보고 판독하는 수준만큼 신뢰성 있는 파형감지 및 해독기술이 개발되어 있지 않아, 대부분의 경우 그 실용성에 커다란 문제가 있다. 이러한 어려움은 EEG와 같은 자연적인 신호들은 RF(radio frequency) 신호등과 같은 인위적인 신호와는 달리, 일반적으로 광대역(wideband) 신호이고 신호대잡음비(signal-to-noise ratio)가 작으며 대상신호의 특성이 시시각각 변하는 데서 기인한다[1][2].

본 논문에서는 EEG 신호 자동해석에 있어 기술적인 장벽으로 작용하는 신호특성의 변화에 대하여 적응적으로 파형을 감지하고 구간별 분류를 수행할 수 있는 처리 모델을 제시하고 이를 PC와 마이크로컨트롤러에의해 구현한 결과를 기술한다.

2. 파형감지

기존의 자동해석 방법들은 시시각각으로 변하는 EEG신호에 대하여 적응성을 가지고 해석하지 못하여 육안에 의한 EEG 해석수준에 이르지 못하였다. 인간의 시각적 판독 과정에서는 시간적으로 광범위한 신호의 흐름을 파악하여 파형을

적응적으로 감지하게 되는데, 본 절에서는 이와 같은 시각적 판단 과정을 체계화하여 적응성을 갖는 파형감지 기법을 제시하고자 한다.

기존의 EEG 자동 해석방법은 크게 주파수영역 해석방법과 시간영역 해석방법으로 구분할 수 있다. 주파수 영역 해석방법은 일정 구간(30초에서 1분정도)의 신호에 대한 주파수해석을 통하여 패턴을 인식하고 분류하는 과정을 수행하는 방법으로 신호처리가 정량적이라는 장점이 있는 반면 FFT등의 계산에 대한 부담이 커서 마이크로 프로세서를 기반으로한 실시간 자동해석 시스템에는 부적합하다는 단점이 있고 시간영역 해석방법은 각 파형들의 시각적 특성에 기초를 두고 파형을 감지하여 패턴을 분류하는 방법으로 구현이 용이하다는 장점이 있으나 신호처리의 임의성과 잡음에 민감하다는 단점이 있다.

적응적인 파형감지는 위해서는 시간의 흐름에 따른 신호의 문맥정보에 따라 파형감지에 영향을 미치는 변수들을 변경시켜야 한다. 시간영역 해석인 경우에는 조정 변수의 선정이 임의적인 반면 주파수 해석 방법을 파형감지 목적에 적용하면 정량적인 기준치들의 추출과정이 체계적인 장점이 있다. 본 연구에서는 파형감지에 적응성을 부여하기 위하여 체계적인 변수 추출 및 조정이 가능하도록 주파수 영역 해석 방식을 적용하여 파형을 감지하는 기법을 제시하였다.

감지하고자 하는 스핀들 파형은 일반적으로 짧은 시구간(0.5 - 1.0초)에 나타나는 Sinusoidal Burst를 일컫는다. 이에 스핀들 파형의 내주기(intra-periodicity)에 따라 Alpha, Beta, Sigma, Theta등으로 세분된다. 이러한 스핀들 파형을 실시간에서 신뢰성있게 감지하는 것은 EEG신호의 자동해석을 위해서 매우 중요한 과제이다 [3][4].

Sinusoidal Burst 형태인 스핀들에 적절한 구간의 윈도우(window)를 취한 국부스펙트럼은 원래 신호의 스펙트럼과 윈도우 스펙트럼의 컨벌루션이 되므로, 내주기 범위에서 Mainlobe형태의 피크(peak)를 가지게 되며 이러한 Mainlobe의 유무를 감지하여 스핀들 파형을 감지할 수 있는 것이 제안된 파형감지의 기본 개념이다[5].

채널당 240 Hz로 샘플된 신호에 Signal conditioning

filtering을 수행하여 배경 잡음을 제거하여 해당 스핀들 파형을 뚜렷하게 하여 준후, 2 초 구간의 윈도우(Window)를 취해 Mainlobe의 유무를 감지하도록 하였다.

Mainlobe의 유무는 크기와 중심 주파수가 기준치 범위를 만족하는지의 여부에 의해 결정된다. EEG파형 특성이 실험 대상 및 시간에 따라 변하기 때문에 고정된 기준치를 사용하는 경우에는 이런 신호의 특성에 맞는 파형감지가 이루어지기 힘들다. Mainlobe의 크기 및 중심 주파수의 기준치들을 시간의 흐름에 따른 문맥 정보를 반영하여 적응적으로 변화시켜 주어야 한다.

시간의 흐름에 따른 문맥정보는 1분 구간으로 Mainlobe의 크기와 중심 주파수의 평균치를 구하여 얻었고, 이를 이용하여 기준치를 갱신하도록 하였다.

평균치는 1분간 감지된 스핀들 파형의 크기와 중심 주파수 값을 누적하여 얻도록 하였고 이를 이용하여 mainlobe의 magnitude와 중심주파수의 기준치를 갱신하는 과정은 식 (1), (2)와 같다. 이와 같은 기준치 갱신의 식은 현재 실험적으로 설정 하였으며, 앞으로 광범위한 데이터에 대한 성능 평가를 통한 elaboration과정이 필요하다.

$$T[n+1] = \alpha (\bar{X}) \cdot \bar{X} \quad (1)$$

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i, \quad \text{for } X_i > T[n].$$

$T[n+1]$: 갱신된 Magnitude 기준치

$T[n]$: 갱신 되기전 Magnitude 기준치

X_i : 감지된 스핀들 메인로브 크기값

\bar{X} : 1분 윈도우 구간동안 $T[n]$ 을 초과하는 Mainlobe 크기들의 평균치.

$\alpha (\bar{X})$: 1분구간 윈도우 평균치에 따라 적응적으로 기준치 gain을 변화시켜주기 위한 함수로 그림 1.에 나타 내었다.

$$F_L [n+1] = F_{\min} + \beta(\bar{F}) \quad (2-1)$$

$$F_H [n+1] = F_{\max} - \beta(\bar{F}) \quad (2-2)$$

$F_L [n+1]$: 갱신된 하한 주파수 기준치.

$F_H [n+1]$: 갱신된 상한 주파수 기준치.

F_{\min} : nominal 하한 주파수 기준치
(시그마 스핀들의 경우 11.72Hz,

F_{\max} : nominal 상한 주파수 기준치
(시그마 스핀들의 경우 16.40Hz)

$\beta(\bar{F})$: 1분 윈도우 구간에서 중심주파수의 평균치에 따라 적응적으로 기준치를 갱신하여 주기위한 주파수 변화분에 대한 함수로 그림2.에 나타 내었다.

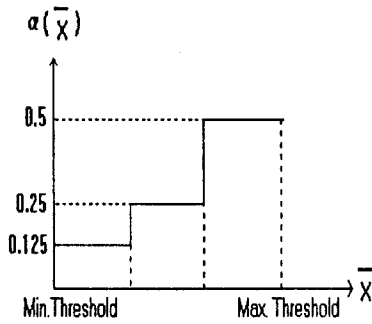


그림 1. 평균크기에 대한 threshold gain 함수
Fig. 1. Threshold gain function.

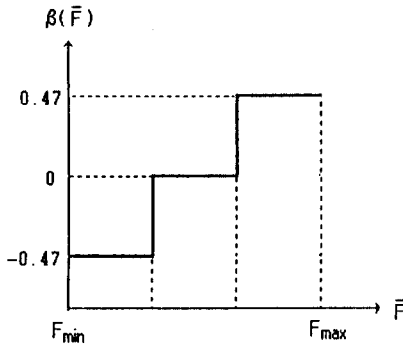


그림 2. 중심주파수 평균치에 대한 주파수
threshold 변화 함수
Fig. 2. Frequency threshold adaptation function.

1분 구간동안 감지된 스파이크들의 파형의 크기와 중심 주파수의 trend에 따라 평균 크기와 중심 주파수가 커지면 식(1), (2)에서 얻어지는 만큼 기준치를 크게하여 주고 작아지면지는 경우에는 기준치를 작게 해줌으로서 적응적인 감지가 가능 하도록 하였다.

이상에서 기술한 적응적 파형감지 과정은 많은 연산을 필요로 하기 때문에, 실시간 처리를 위해서는 하드웨어 시스템의 구성과 알고리즘을 고속처리에 적합하도록 구현하여야 한다. Signal conditioning filter의 구현과 국부스펙트럼 계산 과정에 근사를 허용함으로써 floating point 곱셈 연산이 필요 없이 한정된 수의 add, subtract 어셈블리 명령어 만으로 구현할 수 있도록 하였다. Signal conditioning filter로는 상대적으로 통과 대역이 넓고 Cut-off 특성이 완만한 FIR(finite impulse response) bandpass 필터를 설계하였다. 상세한 설계

과정은 [6]에 기술 하였다. 국부스펙트럼은 DFT 계산에 필요한 복소수 평면 단위원(unit circle)상의 계수값들을 5 bit precision으로 근사 시킨 look-up table 방식으로 2초구간의 데이터를 1초씩 중첩하여 구하였다.

3. 구간별 분류를 위한 처리 모델

Polygraph-chart에 기록되는 연속적인 EEG신호는 사람의 시각적 판독에 의하여 1분단위로 구간내에 나타나는 파형정보를 종합하여 6가지 패턴중의 한가지로 분류(classification)된다. 사람이 시각적 판독에 의하여 구간별 분류를 수행하는 과정은 1분 구간내의 파형정보에만 의존하는것이 아니라 광범위한 시간(이웃 하는 여러 구간) 흐름에 내재된 문맥정보(Contextual information)를 고려한 적응적인 과정이다. 따라서 적응성이 부여된 자동해석을 위해서는 이러한 시각적 판독에 내재된 적응성을 적합하게 묘사하여 체계적인 처리 모델을 얻는 과정이 필요하다.

파형감지는 신호에서 얻어지는 시각적 특징 요소(grapho-elemental features)에 의하여 수행 된다. 구간별 분류는 구간내의 파형정보, 즉 각 파형들의 유무, 나타난 횟수 및 기간등에 의해 결정된다. 이때 파형감지와 패턴 분류 결정과정은 시각적 측정요소 및 구간내 파형정보에 대한 고정된 기준치 및 규칙에만 의존하는 것이 아니라 주위의 여러 구간에 나타난 신호 패턴의 trend정보를 복합하여 결정하게 된다. 그림 3.에 육안에 의한 EEG 해석 과정을 나타낸 개념도를 보였다.

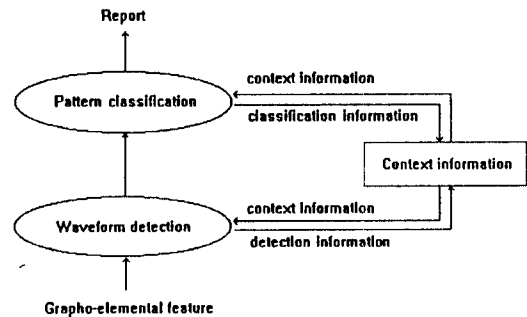


그림 3. EEG 해석 과정을 나타낸 흐름도.
Fig. 3. A flow diagram of EEG analysis.

본 연구에서는 이와 같은 EEG 해석 과정을 서로 다른 처리시간(processing time)으로 구분되는 세 layer로 구성된 계층적 처리 모델을 이용하여 구현 하였다. 계층적 EEG 처리 모델을 그림 4. 에 나타 내었다.

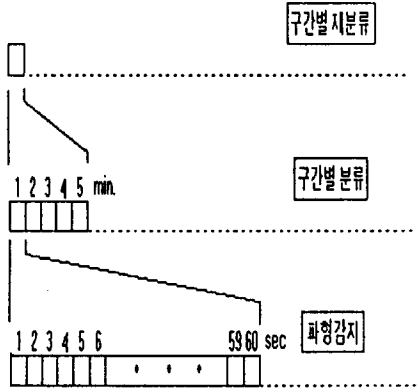


그림 4. 처리 시간에 준한 계층적 처리 모델
Fig 4. Layered processing model based on the processing time.

전절에서 기술한바와 같이 처리 모델의 하위 layer에서는 1초 간격으로 파형 감지가 이루어 진다. 중간 layer에서는 1분 단위의 정보를 종합해서 구간별 패턴 분류를 수행하게 된다. 그림 5.에 1분 단위 패턴분류 규칙의 예를 나타 내었다. 상위 layer에서는 5분 구간의 패턴 흐름정보를 반영하여 구간별 분류를 보정하여 준다. 시간적인 문맥정보를 반영한 Rule의 예를 그림 6.에 보였다.

이러한 계층적 처리구조는 상층부에서 추출된 처리 정보가 하층부에서 파형감지 및 구간별 분류를 위한 기준치를 적응적으로 설정할 수 있도록 정보가 양방향적으로 전달된다는 점에서 하층부에서 상층부로 이어지는 일반적인 순차적인 bottom-up 처리 모델과는 크게 다르다.

```

if alpha-time > 30 sec then class is 0.
if alpha-time + artifact > 30 then class is 0.
if sigma-spindle ≥ 2 and delta < 20 then class is 2.
    
```

그림 5. 1분 단위 패턴 분류 Rule의 예
Fig 5. Examples of the rules for one minute epoch classification.

```

if context-class is 22122
    then context-class is revised as 22222
if context-class is 55155
    then context-class is revised as 55555
    
```

그림 6. 5분 단위 문맥 정보에 의한 패턴 분류 Rule의 예
Fig 6. Examples of five minute context pattern classification rule.

4. 시스템의 구현 및 실험결과

자동해석 시스템은 전단처리 프로세서와 주컴퓨터로 이루어진다. 전단처리 프로세서에서는 파형을 적응적으로 감지하는 작업을 행하게 되고 I/O를 통해 EEG 파형을 주컴퓨터로 전송하고 구간별 분류에 필요한 정보를 통신선을 통해 주 컴퓨터에 전송하게 된다. 이 과정에서 A/D 변환, 디지털 필터링이 이루어진다. 주 컴퓨터에서는 EEG 데이터를 하드디스크에 저장하고, 구간별 분류를 행하게 된다. 또한 통신선을 통해 전단처리 프로세서에 프로그램 다운로드를 담당하게 된다. 또한 EEG machine 과 전단 처리기의 interface 하드웨어가 필요한데 여기에는 전단 처리기의 pwm output을 analog 신호로 만들어 주기위한 analog low pass filter가 포함된다.

전단처리 시스템은 Intel 8097HB μ -controller를 사용하여 설계 구현하였고, NIHON KOHDEN사의 8 channel polygraph-chart EEG machine을 사용해서 신호를 채집하였다. 전단처리 시스템과 주 컴퓨터는 I/O 및 RS-232 직렬통신으로 연결되어 있다. 전체적인 자동해석 시스템의 구성을 그림 7. 에 보였다.

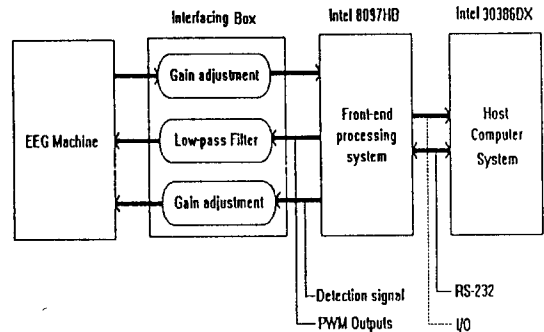


그림 7. 자동 해석 시스템의 구성
Fig 7. Overall structure of the automated analysis system.

자동 해석 시스템의 처리결과에 대한 성능 평가를 위해서 Polygraph-chart 상에 EEG 와 파형 감지기가 감지한 결과를 동시에 기록하였다.

전단처리기에서는 국제 10-20 전극 부착기준에 따라 frontal, central, occipital 등 3채널의 EEG 신호와 1채널의 EOG 신호를 Timer interrupt에 의해 각 채널당 240 Hz로 샘플링 하여 채집 하여 파형감지를 수행하였다.

시그마 스피ن들을 적응적으로 감지한 예를 그림 8(a), (b), (c)에 보였다. 채널 1, 2 는 하드디스크의 EEG신호를 재생한 것이고, 전단처리 프로세서에 의해 Central 채널에서 나타나는 시그마 스피ن들을 실시간에서 고정된 기준치로 감지한 것은 채널 3에 적응적인 기준치로 감지한것은 채널 4로 기록하였다. 그림8(a)는 파형감지기가 작동된지 1분 미만일 경우로 적응적 파형감지기의 기준치가 낮음을 알 수 있다. 그림 8(b).는 적응적 감지기와 고정된 기준치를 갖는 파형감지기가 동일하게 동작되는 그림이다. 그림 8(c).는 고정적인 감지기가 오감지한 구간에서 적응적인 감지기가 정확하게 동작하는 것을 보여주는 그림이다. 위의 그림들은 polygraph-chart 의 한 페이지로서 20초 구간에 해당한다.

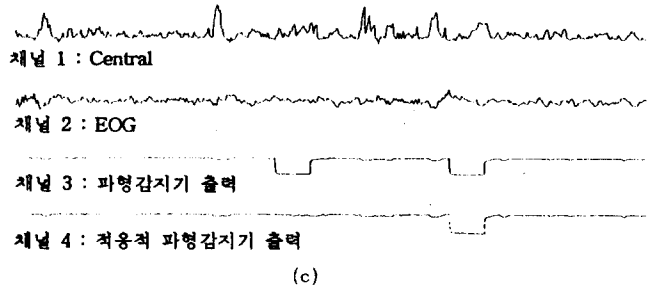
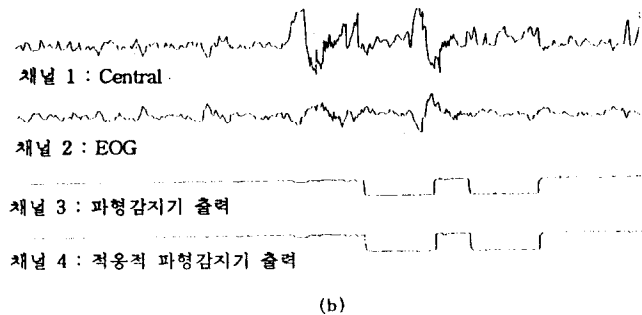
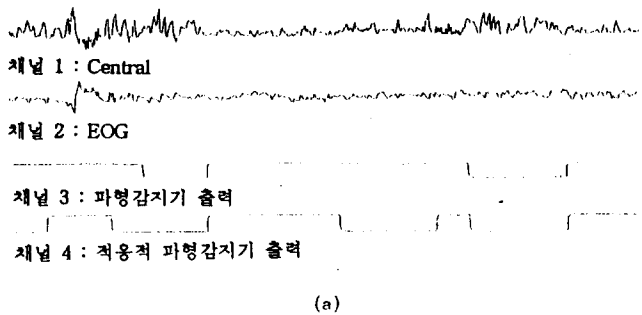


그림 8. 적응감지기의 파형감지 출력.

- (a) 파형감지기가 초기 상태에서 아직 수렴하지 않아 많은 오감지를 나타낸 예.
- (b) 일정 시간이 지나 파형감지기의 기준치가 수렴하여 고정된 한계치를 갖는 감지기와 동일한 출력을 나타낸 예.
- (c) 적응적 파형 감지기의 기준치가 신호 특성에 따라 적응적으로 변하여 고정된 한계치를 갖는 감지기에 비해 오감지가 줄어든 예.

Fig. 8. Illustrations of the adaptive detection of spindles.

- (a). Example of the false positive detection before the detector converges to the fixed threshold level.
- (b). After a certain amount of time elapsed, the adaptive detector shows the identical output with the fixed threshold detector
- (c). The detector shows the improvement over the fixed threshold detector by the adaptation of the threshold parameters, resulting in less false positive detection.

5. 결론

본 논문에서는 육안에 의한 EEG 해석 과정을 분석하여 EEG 자동 해석을 위한 체계적인 모델을 기반으로한 적응성이 부여된 감지 기법을 제시하였다. 파형감지 시스템을 실시간 처리에 적합하도록 전단처리 프로세서와 주컴퓨터의 복수 프로세서를 사용하여 설계 구현하였다. 구현한 시스템을 실제 적용하여 시간에 따라 특성이 변하는 EEG신호에 대하여 적응적으로 파형감지를 수행하는 것을 확인 하였다. 앞으로 광범위한 대상 신호들에 대한 성능평가를 통하여 적응성을 개선한 자동해석의 일치도를 향상시키기 위한 연구를 수행할 예정이다.

본 연구는 한국 과학재단 지원과제 91-01-00-04 에 의해 이루어 졌음.

6.참고문헌

- [1] A.S. Gevins, "Pattern Recognition of Human Brain Electrical Potentials," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 2, No. 5, Sept. 1980, pp. 383-404.
- [2] A. Isakson, A. Wennerberg, and L. H. Zetterberg, "Computer Analysis of EEG Signals with Parametric Models," Proc. IEEE, Vol. 69, No.4, Apr. 1981, pp. 451-461
- [3] A. S. Gevins, C. L. Yeager, S. L. Diamond, J. P. Spira, G. M. Zeitlin, and A. H. Gevins, "Automated Analysis of the Electrical Activity of the Human Brain (EEG): A progress report", Proceedings IEEE, vol. 63, No. 10, Oct. 1975, pp. 1382-1399.
- [4] J. R. Smith, "Automated Analysis of Sleep EEG Data", Chapter 4, Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol.2, Elsevier Science Publishing Co., Inc., New York, 1986, pp. 131-147.
- [5] Tae G. Chang, Jae H. Cho, Won Y. Yang, "Comparisons of EEG Waveform Distortions Caused by the Signal Conditioning Filters", Korean Automatic Control Conference, 1992, pp. 509-513.
- [6] 심 신호, 장 태규, 양 원영, "국부스펙트럼에 근거한 뇌파 스피클 파형의 실시간 감지에 관한 연구", 대한전기학회 하계 학술발표대회 논문집, Vol.A, 1993, pp 281-283