

실시간 뇌파분석에 관한 연구

송재성*, 유선국*, 김선호**, 김남현*, 김기만*, 이명호†

*:연세대학교 의과대학 의용공학교실

**:연세대학교 의과대학 신경외과학 교실

†:연세대학교 공과대학 전기공학과

A Study on the Real-time Electroencephalography analysis

J. S. Song*, S. K. Yoo*, S. H. Kim**, N. H. Kim*, K. M. Kim*, M. H. Lee †

*:Dept. of Medical Eng., College of Medicine, Yonsei Univ.

**:Dept. of Neurosurgery, College of Medicine, Yonsei Univ.

†:Dept. of Electrical Eng., College of Engineering, Yonsei Univ.

ABSTRACT

In this paper, we have developed EEG (electroencephalography) analyzer for monitoring the condition of brain in neurological surgery. This system is composed of EEG amplifier, personal-computer and DSP (Digital Signal Processor).

By parallel processing of DSP, this system can analysis the power spectral density change of EEG in real-time and display the CSA(Compressed Spectral Array) and CDSA(Color Density Spectral array) of EEG. This system was tested by real EEG and showed the change of EEG.

1. 서론

뇌혈관에 관련된 심장, 뇌 수술이 증가함에 하게 됨에 따라 수술시 뇌의 상태에 대한 모니터링의 필요성이 요구되고 있다. 뇌파를 시계열 상으로만 분석하기에는 상당히 숙련된 전문가가 필요하고 뇌파의 변화를 금방 알기에도 힘들다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 뇌파를 주파수 범위로 변화시켜 쉽게 알아볼 수 있도록 화면을 처리하는 시스템이 필요로 하게 되었다. 그런데 이러한 시스템은 실시간으로 주파수 분석뿐 아니라 이에 따른 화면 처리와 필요에 따라서 하드카피등을 해야 하기 때문에 단순히 PC(Personal Computer)의 CPU만으로는 실시간 분석 시스템을 운용하기가 어려울 경우가 생기게 된다.

본 논문에서는 8채널 뇌파 증폭기와 DSP(Digital Signal Processor)가 장착된 퍼스널 컴퓨터를 이용하여 뇌파에 대한 주파수 분석과 화면 처리 등을 실시간으로 할 수 있는 시스템을 구성하였다. 주파수 분석은 LPC (Linear Predictive Coding) 방법으로 하였으며 최종적으로 실제 뇌파 데이터에 적용하여 뇌파의 변화에 따른 스펙트럼의 변화를 확인 하였다.

2. 시스템 구성

실시간 뇌파 분석기는 그림 1과 같이 신호 증폭 및 데이터 입력 부분, 컴퓨터와 DSP로 이루어진 신호 처리 및 디스플레이 부분으로 구성되어 있다.

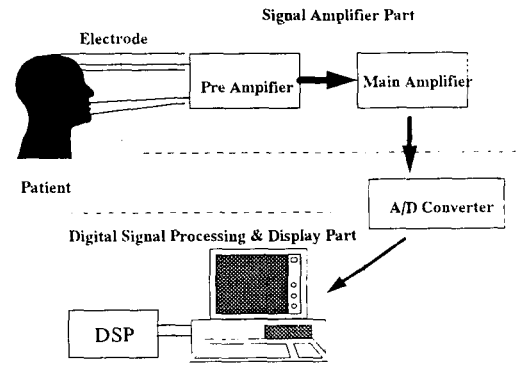


그림 1. 8채널 실시간 뇌파 분석 시스템의 구성
Figure 1. Configuration of 8 channel real-time EEG analyzer

2.1 신호 증폭 및 데이터 입력 부분

뇌파의 레벨이 1uV에서 100uV로 매우 낮고, 수술실 환경에서는 여러 가지 노이즈 근원이 많기 때문에 컴퓨터에 신호를 입력하기 위해서는 증폭 및 노이즈 제거를 해야 한다. 이와 같은 처리를 위하여 신호 증폭 부분을 진단 증폭기와 주증폭기로 구성하였다.

진단 증폭기에서는 임피던스 변환기를 통과한 두 전극 신호를 saturation을 감안하여 차동 증폭기에서 10배 증폭을 시켰다. 이 신호를 직류 옵셋 전압을 제거 한 후 100배 증폭하여 전체 1000배의 증폭을 하였다. 진단 증폭기는 환자를 전기적 쇼크와 주 전원으로 인한 잡음의 영향을 줄이기 위하여 DC-to-DC 변환기를 사용하여 주전원과 분리 전원을 분리 하였으며, 진단 증폭기와 주 증폭기 사이에 신호 전달을 위하여 광결합 방식을 이용한 고성능 분리 증폭기를 사용하였다.

주 증폭기에서는 전지 증폭기에서 약 1000배 증폭된 1mV-100mV의 뇌파 신호를 후 처리 하였다. 주 증폭기에 전달된 뇌파 신호에는 전력선에 의한 직류 잡음, 진단 증폭기에서 유입된 직류 옵셋 전압, 온도에 따른 직류의 변동, 근전도 신호에 의한 고주파 잡음 성분이 남아 있으므로 주증폭기에서 이러한 잡음을 제거하였다. 먼저

실시간 뇌파분석에 관한 연구

선력선에 의한 간섭을 없애기 위하여 SCF(Switched Capacitor Filter)로 구성된 노치 필터를 통과 시켰다. 그 이후 단진도 신호등 고주파 성분과 A/D변환시 aliasing현상을 막기 위한 저대역 필터를 SCF로 구성하여 차단 주파수를 가변할 수 있게 만들었다.

또한 단 증폭기에서 유입된 직류 오프셋 전압, 온도에 따른 직류의 변동 등을 최소화하기 위한 고대역 필터링을 하였으며 이것도 차단 주파수를 가변할 수 있도록 하였다.

이와 같은 처리를 거친 신호는 최종적으로 A/D변환기에 맞도록 가변 이득 조절기로 알맞게 증폭되도록 했다.

컴퓨터에 대한 데이터 입력은 12bit의 분해능을 갖는 A/D 변환기를 이용하였으며 125 [Hz]로 샘플링 하였다.

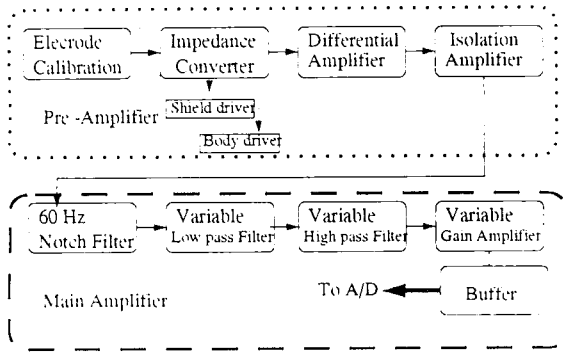


Figure 2. Block diagram of signal amplifier part

2.2 디지털 신호 처리

디지털 신호로 변환된 뇌파 신호를 신호 처리 부분에서는 제일 먼저 보비 노이즈가 들어온 부분에 대한 제거를 하게 된다. 보통 수술도중 쓰이는 보비의 특성과 뇌파 증폭기의 높은 증폭율로 인하여 보비 노이즈가 들어온 경우 증폭단의 출력은 포화된 출력값을 보이게 된다. 이러한 데이터들은 분석에 쓸모가 없기 때문에 아래와 같은 간단한 식을 써서 보비 노이즈가 들어온 것을 검출하고 제거하게 된다.

$$e(n) = \beta e(n-1) + (1-\beta)Sp(n)$$

$$Sp(n) = |x(n)| \text{ 또는 } x(n)^2$$

if $e(n) > \text{threshold}$
 then $y(n) = 0$
 else $y(n) = x(n)$

여기서 $x(n)$ 은 입력 data, $y(n)$ 은 출력

$e(n)$ 은 입력신호의 에너지에 따라 갱신을 하다가 갑자기 보비 노이즈가 들어올 경우 실험적으로 정한 기준치(threshold)를 넘게 된다. 그리고 보비 노이즈가 없어지고 앰프가 포화에서 정상으로 돌아오게 될때 기준치 아래의 값으로 내려가게 된다. b 값은 검출기의 민감도를 결정하고 $0 < b < 1$ 사이에서 결정된다.

이번 검출기를 통과한 뇌파에 대해서 LPC (Linear Predictive Coding) 분석 방법을 세 파라미터를 추출하였으며 이 계수들을 이용하여 스펙트럼을 추정하였다. LPC 분석 방법에 의한 스펙트럼 추정과정은 다음과 같다.

먼저 아날로그단을 걸쳐더라도 뇌파신호의 기저선은 남아 있을 경우가 많다. 이러한 뇌파를 주파수 분석을 할 경우 자승파에서 높은 에너지를 나타내므로 이것에 의한 노이즈현상이 생기게 된다. 이러한 왜곡을 줄이기 위해 저대역 IIR 필터를 이용하여 입력신호에서 필터링된 신호를 뺀으로써 고역통과 필터링을 하였다. 특히 위상의 변화가 일어나지 않게 하기 위해 아래식과 같이 복소평면의 실부 함수를 직렬 접속함으로써 전이특성을 좋게 하고 부위상 변화를 하였다. 여기서 차단주파수를 0.5Hz로 하였다

$$H(z) = H(z)H(z^{-1}) = \frac{(1-a)(1-a)}{(1-aZ^{-1})(1-aZ)}$$

주파수 분석하는 각 프레임마다 상호간에 관계를 갖게 하기 위하여 데이터의 프레임을 25%씩 겹쳐서 처리하였다. 이렇게 프레임된 데이터의 처음과 끝의 불연속성을 제거하기 위하여 각 프레임된 데이터에 대하여 윈도우의 주어진 각 프레임의 처음과 끝을 0로 만들어 주었다. 이 시스템에서는 일반적으로 많이 쓰이는 Hamming Window를 사용하였다.

프레임된 데이터를 이용하여 자기상관 계수를 구하였다. 일반적으로 수순시 환자는 비귀중이거나 안정되어 있으며 뇌파를 8차의 AR(Auto regressive) 모델로 가정하고 자기 상관 계수를 구하였다. 구하여진 자기상관 계수를 Levinson-Durbin 방법에 의해 AR 계수와 라인을 추정하였다. 이렇게 추정된 AR 계수와 입력 노이즈 분산은 가지고 실리 방법 스펙트럼을 추정하였다.

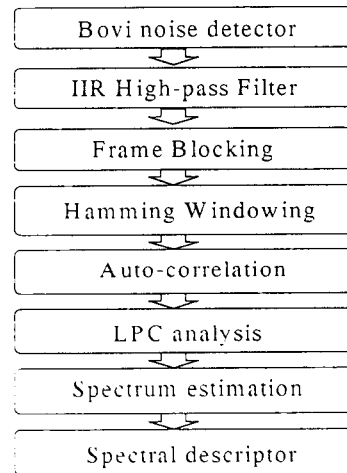


Figure 3. Block diagram of signal processing part

계산된 스펙트럼은 모니터에 가3차원(pseudo 3 dimension) 형태인 CSA(Compressed Spectral Array)로 나타내게 되며, CDSA(Color Density Spectral Array)로도 디스플레이 하게 된다.

2.3 시스템 운용

8채널의 뇌파에 대한 데이터처리와 이것을 시계열, 주파수 범위로 나타내고 각종 사용자 인터페이스등을 한개의 CPU로 운용하기에는 무리가 가므로 DSP (Digital Signal Processor)를 함께 운용하여 실시간 처리를 가능하게 하였다. 즉 두개의 프로세서를 로컬 메모리에 있는 데이터에 대하여 독립적으로 동시에 수행시킴으로써 여러가지 일들을 독립적으로 처리할 수 있었으며, 시스템 자원을 효율적으로 관리하여 프로세서들의 부담을 균등하게 함으로써 시스템의 성능을 향상 시켰다.

DSP로는 아날로그 디바이스의 ADSP2111을 사용하였으며, 전체 시스템의 호스트는 IBM-PC로 하였다. 두 프로세서간의 인터페이스는 호스트의 맵에 PC-BUS를 통하여 ADSP-2111의 호스트 인터페이스 포트를 메모리 맵드(memory mapped) I/O 방식으로 함으로써 인터페이스를 하였다. 또한 공유메모리를 통한 데이터의 흐름을 활성화 하기 위하여 ADSP-2111의 외부메모리 14K word를 2개의 बैं크 메모리로 구성하였다.

호스트인 IBM-PC는 데이터를 बैं크 메모리에 써주는 일과 화면 디스플레이만 수행하고 앞에서 언급한 필터링과 LPC 분석은 DSP가 독립적으로 수행을 하도록 하였다. 즉 IBM-PC가 1번 메모리 बैं크에서 새로 들어온 데이터를 써주고 DSP가 처리한 결과를 디스플레이 할 때, DSP는 2번 बैं크 메모리에서 신호 처리를 하게 된다. 그리고 디스플레이를 마친 호스트는 DSP의 작업이 끝났음을 확인하고 2번 बैं크 메모리를 접근하면 DSP는 1번 बैं크 메모리를 접근하여 앞과 같은 일을 수행하게 된다. IBM-PC가 수행하자마자 다음 데이터에 대한 디스플레이를 하도록 DSP의 일을 할당했으므로 시스템의 효율을 최대한으로 할 수 있었다. 표1은 DSP가 수행하는 각각의 일에 대한 cycle과 시간을 나타낸 것이다.

표 1. DSP가 수행하는 일에 대한 Cycle과 시간(1채널)
Table 1. DSP's processing cycle and time
(1 channel)

Task	Cycle	Time (msec)
IIR Filter	5613	0.35
Hamming windowing	2896	0.18
Autocorrelation	18109	1.13
LPC calculation	2311	0.14
Spectrum calculation (partial)	11462	0.716
total	40191	2.5

3. 실험 및 결과

제작된 EEG 분석 시스템을 일반 EEG에 적용해 보았다. 그림 4의 시간에 따라 입력되는 뇌파 데이터이다. 경우에 따라 분석하는 시간을 가변시킬수 있으며 매 30레위마다 주파수 분석을 하여 0Hz - 30Hz 사이로 그림 5와 같이 가 3차원 형태인 CSA로 나타내었다. 또한 전체적인 뇌파 경향을 나타내기 위하여 주된 주파수를 찾아 color 집으로 표시하였다. 또한 그림 6에서의 같이 파워의 분포정도를 붉은 색으로 부터 어두운 색까지 색깔별로 표시하여 주파수의 변화를 효과적으로 모니터링할 수 있게 하였고 뇌파의 파워의 변화도 아울러 나타내주었다.

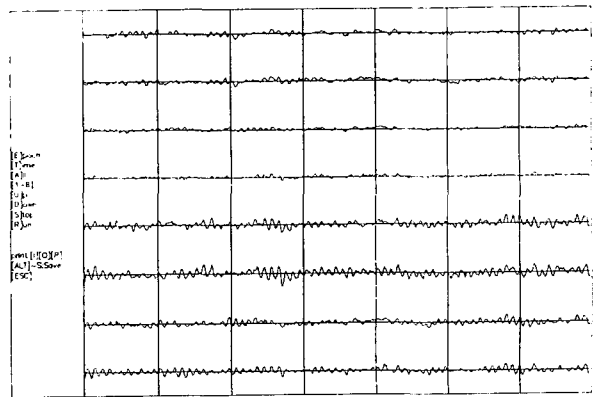


그림 4. 8채널로 입력되는 뇌파 데이터
Figure 4. 8 channel raw EEG Data

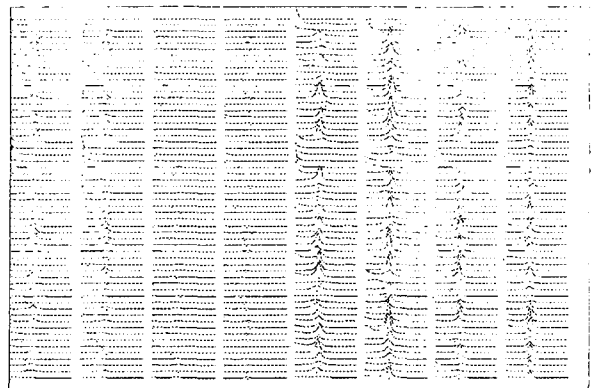


그림 5. CSA화면과 주된 주파수 표시
Figure 5. Compressed Spectral Array & dominant frequency display

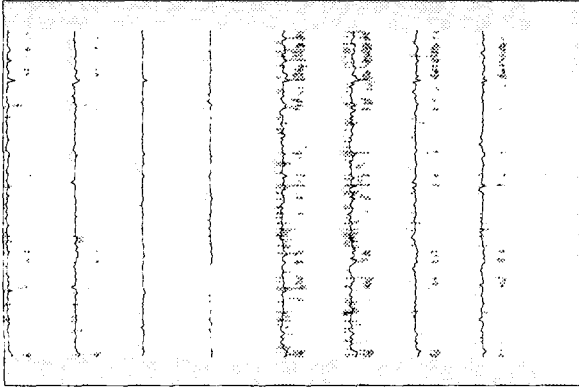


그림6. CDSA 화면과 파워의 표시
Figure 6. Color Density Spectral array & total power display

4. 결론

본 연구에서는 심장이나 뇌수술시 환자의 뇌파를 나타내어 환자의 이상을 진단할 수 있는 8채널 뇌파 분석기를 구성하여 실제 뇌파 데이터에 적용해 보았다.

제작된 시스템은 고성능 뇌파 증폭기를 통해 환자의 뇌파를 증폭, 필터링을 하며, 디지털로 변환된 데이터를 IBM-PC와 DSP를 이용하여 병렬처리하여 실시간 구현이 가능하다.

또한 8채널에 대하여 매초마다 전력 밀도 스펙트럼을 CSA와 CDSA로 표시함으로 뇌파의 변화를 쉽게 알아 볼 수 있게 하였다.

앞으로는 작은 갯수의 데이터를 가지고 스펙트럼을 나타내야 하므로 좀더 나은 분해능과 unbiased한 추정을 위해서 뇌파에 특성에 적절한 스펙트럼 분석법에 대한 연구가 더 필요할 것이다. 그리고 채널을 증가시키고 여러 개의 DSP를 사용함으로써 실시간 뇌파 mapping 시스템도 가능할 것이며 다른 생체 신호에 대한 분석 시스템으로 쓰일 수도 있을 것이다.

5. 참고문헌

- (1) R. spehlmann, *EEG Primer*, Elsevier/Norton-Holland Biomedical Press, 1981
- (2) R. Cooper, *EEG technology*, 3rd ed. Butterworth, 1980
- (3) *ADSP-2100 family user's manual*, Prentice hall, 1993
- (4) S.M. Kay, *Modern spectral analysis*, Prentice hall, 1988
- (5) L. Rabiner & B.H Juang, *Fundamentals of speech recognition*, Prentice-hall, 1993
- (6) A.C Sandersin, J. Segen, and E. Richey, 'Hierarchical Modeling of EEG Signals' *IEEE Trans Pattern analysis & Machine Intelligence*, Sept. 1980