

2채널 뇌기능 감시 시스템을 위한 뇌파 소프트웨어의 개발

김동준·유선국*·김선호**

청주대학교 전자 정보통신 반도체공학부, *연세대학교 의용공학교실, **연세대학교 신경외과학교실
(1999년 9월 23일 접수, 1999년 2월 23일 채택)

Development of an EEG Software for Two-Channel Cerebral Function Monitoring System

D.J. Kim, S.K. Yoo*, S.H. Kim**

School of Electronic, Semiconductor, Computer and Communication Engineering, Chongju University

*Department of Biomedical Engineering College of Medicine, Yonsei University

**Department of Neurosurgery, College of Medicine, Yonsei University

(Received September 23, 1998, Accepted February 23, 1999)

요약: 본 연구에서는 수술이나 환자 모니터링시 무의식 상태 환자의 뇌혈류량에 대한 정확한 모니터링으로 뇌허혈 현상을 방지하기 위하여 2채널 양극성 아날로그 EEG를 디지털로 처리하여 다양한 뇌파 관련 파라미터를 추출하여 실시간으로 한 화면에 디스플레이하고, 또한 임상 의사들이 사용하기 편리한 뇌파 감시 소프트웨어를 개발하고자 하였다. 이를 위하여 EEG-데이터를 FFT 연산 후 CSA 및 DSA의 형태로 표현하며, 기타 다양한 뇌파관련 파라미터를 추출한 후 한 화면에서 실시간으로 디스플레이하고, 사용 편리성도 극대화하도록 프로그램하였다. 프로그램은 개발 도중에 여러 번의 동물실험 및 임상실험을 통하여 개선 보완되었으며, EEG, CSA, DSA 및 알파비, 퍼센트 델타, 스펙트럼 모서리 주파수, 전체 파워, 전체 파워의 차 등의 주요 뇌파 파라미터들을 한 화면에서 관찰하게 되어 환자 상태의 종합적인 관찰이 가능하며, 나중에 저장된 EEG 파일을 재검토할 수 있다. 또한 CSA, DSA, 스펙트럼 모서리 주파수 및 전체 파워는 원하는 부분에서 표본을 취해 화면 위쪽에 최대 3개까지 붙여 놓고 동시에 비교할 수 있으므로 환자 상태의 객관적인 비교가 가능하고, 환자상태, 응급처치 등에 대한 기록사항을 입력할 수 있어서 저장된 EEG 파일의 검토시 이들 event로 즉시 찾아가는 기능이 있으며, 그 외에도 앞 뒤 점프 이동 기능, 이득 조절 기능, 윈도우 환경에서의 파일관리 기능 등을 갖추고 있고, 프로그램이 윈도우 환경에서 개발되어 마우스에 의해 대부분의 동작이 이루어진다. 개발된 프로그램을 이용한 대학병원의 임상실험 결과, 환자상태의 변화에 매우 민감하게 반응하고, 또한 임상 의사들이 이용하기에도 매우 편리하다는 평가를 받았다.

Abstract: This paper describes an EEG(electroencephalogram) software for two-channel cerebral function monitoring system to detect the cerebral ischemia. In the software, two-channel bipolar analog EEG signals are digitized and from the signals various EEG parameters are extracted and displayed on a monitor in real-time. Digitized EEG signal is transformed by FFT(fast Fourier transform) and represented as CSA(compressed spectral array) and DSA(density spectral array). Additional 5 parameters, such as alpha ratio, percent delta, spectral edge frequency, total power, and difference in total power, are estimated using the FFT spectra. All of these are effectively merged in a monitor and displayed in real-time. Through animal experiments and clinical trials on men, the software is modified and enhanced. Since the software provides raw EEG, CSA, DSA, simultaneously with additional 5 parameters in a monitor, it is possible to observe patients multilaterally. For easy comparison of patient's status, reference patterns of CSA, DSA can be captured and displayed on top of the monitor. And user can mark events of surgical operation and patient's conditions on the software, this allow him jump to the points of events directly, when reviewing the recorded EEG file afterwards. Other functions, such as forward/backward jump, gain control, file management are equipped and these are operated by simple mouse click. Clinical tests in a university hospital show that the software responds accurately according to the conditions of patients and medical doctors can use the software easily.

Key words: Two-channel EEG monitoring software, Cerebral function monitoring system, Ischemia detection, Multi-parameter integrated style.

본 연구는 보건복지부에서 시행한 '보건의료기술연구개발사업'의 결과임을 밝힙니다.

통신저자: 김동준, (360-764) 충북 청주시 상당구 내덕동 36번지 청주대학교 이공대학 전자 정보통신 반도체공학부,
Tel. (0431)229-8460, Fax. (0431)229-8460, Email : djkim@chongju.ac.kr

서 론

뇌졸중(cerebral stroke)은 암 다음으로 우리나라 전체 사망 원인의 가장 높은 빈도를 차지하고 있으며, 40대 이후 급사중후군의 가장 큰 원인이 되는 질환으로서, 이들 환자에서 볼 수 있는 뇌혈류 순환 이상으로 인한 뇌허혈(cerebral ischemia) 현상은 환자를 평생 불구로 만들거나, 심한 경우 사망에 이르게 하는 신경계 질환에 있어서 가장 위험하고, 가능한 한 반드시 방지해야 하는 중요한 문제이다. 허혈성 뇌졸중은 출혈성 뇌졸중에 비해 경도적인 증상이 초기에 반복해서 나타나므로 조기에 발견 대처하면 예방의 가능성이 높다. 따라서 허혈성 뇌졸중의 주원인인 뇌혈류 장애를 조기에 감지하기 위한 뇌혈류 감시 및 종합적인 뇌기능 감시장비의 개발은 뇌졸중의 조기 진단 및 치료에 중요한 역할을 할 수 있을 것이다.

상대적으로 뇌허혈성 질환이 많았던 서구국가에서는 뇌허혈 현상의 조기 진단을 위하여 CT, MRI, Xenon isotope를 이용하는 SPECT 또는 아날로그 EEG(electroencephalogram), EP 등을 사용하여 왔으나[1~3], 이들 대부분은 검사당시의 뇌혈류 상태만을 보여줄 수 있는 장비이다. 환자를 지속적으로 관찰하기에는 현재까지 아날로그 EEG와 EP만이 그 효용성이 인정되고 있으나, 훈련된 뇌파 전문의에 의해서만 결과의 판독이 가능하므로 관찰기간 동안 뇌파 전문의가 상주해야 하는 문제점이 있다. 그런데 아날로그 EEG를 디지털로 변환하여 FFT(fast Fourier transform)를 적용한 CSA(compressed spectral array)가 1970년대에 Bickford 등에 의하여 개발되어 뇌파 전문의가 아니더라도 손쉽게 뇌혈류의 변화 상태를 관찰할 수 있게 되었다[1], 이 기술을 이용하여 혼수상태(coma), 저혈압 등의 임상적인 응용연구가 발표되었다[4,5]. Tempelhoff 등은 양극(bipolar) 2채널의 EEG와 CSA를 이용하여도 경동맥 뇌막절제술(carotid endarterectomy)에서 뇌허혈 현상의 검출에 유용함을 보여주었다[6]. 또한 최근 디지털 EEG를 다양하게 신호처리하여 뇌파 관련 파라미터를 추출하는 연구가 발표되고 있다[7], 국내에서도 많은 연구자들에 의해 EEG 관련 연구가 발표되었으며, 많은 채널에서 원신호 및 스펙트럼을 이용하거나 topographic 디스플레이 기법을 이용하기도 하였다[8~10].

몇몇 외국의 의료기 회사에서는 간단한 기능의 디지털 EEG 장비를 개발하여 인터넷에서 제품을 소개하며 시판하고 있다. 미국 Cadwell사의 Easy II Sleep은 윈도우즈 95/98에서 구동되며 뇌파 데이터의 수집 및 분석이 가능한 시스템이고, 네덜란드 Mind Media사의 Brain Tracer는 2채널 EEG를 이용 뇌파의 각 주파수 밴드별 activity를 분석하는 시스템으로서 실시간으로 순수 EEG는 표현되나, 스펙트럼 분석은 실시간으로 지원되지 않으며, 의료장치가 아니다. 그 외에도 많은 뇌파 장비가 개발되어 시판중이나, 대체로 간단한 기능의 제품이면서도 고가이며, 많은 기능을 갖춘 장비는 수술실이나 환자모니터링시 뇌허혈 검

출을 위해 이용하기에는 지나치게 채널수가 많고, 복잡한 구조로서 엄청난 고가의 시스템이며, 주로 EEG 연구용 또는 상세한 분석용이다. 보통 간질의 검출을 위해서는 100Hz이상의 고주파도 관찰하여야 하나, 뇌허혈의 검출을 위해서는 30Hz이하의 저주파 영역의 관찰만으로 충분하다[6], 이와 같이 뇌혈류의 변화를 CSA 방식으로 분석하는 뇌혈류 변화 및 뇌기능 감시 장치의 개발은 최근 몇 년 동안 외국의 의료장비 회사에서 시도되고 있는 상황이므로, 국내에서도 이와 같은 의료장비를 국내 기술로 자체 개발하여 의료기기 산업의 활성화 및 국제적 우위를 확보하여야 할 것이다.

본 연구에서는 수술이나 환자 모니터링시 무의식 상태 환자의 뇌혈류량에 대한 정확한 모니터링으로 뇌허혈 현상을 방지할 수 있는 뇌기능 감시 시스템의 개발을 위하여 2채널 양극성 아날로그 EEG를 디지털로 처리하여 다양한 뇌파 관련 파라미터를 추출하여 실시간으로 한 화면에 디스플레이하고, 또한 임상사들이 사용하기 편리한 뇌파 감시 소프트웨어를 개발하고자 한다. 이를 위하여 아날로그 EEG 데이터를 A/D 변환하여 FFT 연산하고, 이를 CSA, DSA(density spectral array)의 형태로 표현하며, 기타 다양한 뇌파관련 파라미터를 추출한다. 추출된 파라미터들은 순수 EEG와 함께 한 화면에서 판별성이 좋게 색을 지정하여 실시간으로 디스플레이되며, 임상사들의 사용 편의성을 극대화하도록 윈도우 버전으로 프로그램하여 마우스에 의해 대부분의 동작이 이루어지게 구성한다.

뇌파증폭기

EEG 데이터 수집을 위하여 이용된 증폭기는 본 연구팀에 의하여 개발된 양극성(bipolar) 뇌파 증폭기로서[11], 전치 증폭기와 주 증폭기로 구성되어 있다. 전치증폭기에서는 뇌파 신호를 약 1000배 증폭하고, 전기용고기 또는 전자장비에서 발생하는 잡음을 차단하도록 설계되었다. 전치증폭기는 고주파 대역의 전기용고기 또는 전자장비의 잡음을 제거하기 위한 필터와, 입력임피던스를 높이기 위한 버퍼부, 공통성분을 제거하기 위한 차동증폭기, 직류오프셋 제거 필터, 고주파 잡음 제거를 위한 고주파 차단 필터, 전치증폭기가 파손될 경우 전류가 흐르는 것을 막기 위한 전류 제한 회로, 그리고 전원을 분리하기 위한 분리증폭기로 구성되어 있다. 입력 임피던스는 $10^{11}k\Omega$ 를 가지도록 설계되었으며, 수술실에서 사용하는 전기용고기나 전자장비에서 발생하는 고주파 잡음을 제거하기 위해서 고주파 대역에서도 높은 공통성분 제거비를 가지도록 차동증폭기를 설계하였다. 환자의 안전을 위해서 FET를 이용한 전류제한 회로를 구성하고, 분리증폭기를 사용하여 전치증폭기를 주증폭기의 전원과 분리시켰다. 주증폭기는 원하는 주파수대역과 증폭비를 가변하여 필요한 뇌파를 얻을 수 있도록 하였다. 주증폭기는 60Hz 잡음을 제거하기 위한 노치필터와 필요한 주파수 대역의 뇌파만 얻기 위한 가변 고주파 차단 필터, 직류 오프셋 성분을 제거하기 위한 가

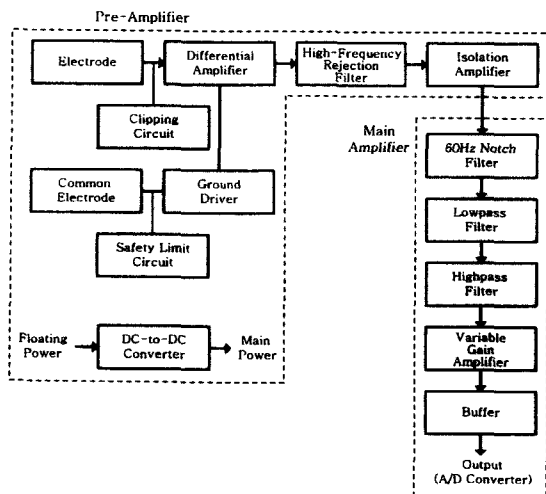


그림 1. 뇌파 증폭기의 블록선도
Fig. 1. Block diagram of EEG amplifier

변 저주파 차단 필터, 증폭비 조절을 위한 가변 이득 증폭기로 구성되어 있다. 구성된 뇌파 증폭기의 개략적인 블록선도는 그림 1과 같다. 일반적으로 간질 검출과 같이 환자의 뇌파 자체에 대한 자세한 정보를 요하는 임상연구용에서는 뇌파의 주요 주파수 대역을 60~70Hz 또는 100Hz까지도 보고 aliasing을 피하기 위해 256Hz 정도로 샘플링한다[9,10]. 그러나 본 연구에서는 수술중 마취상태 및 무의식 상태 환자의 뇌혈류량의 변화를 측정함으로써 환자 상태를 모니터링하여 뇌허혈 현상을 방지할 수 있는 실시간 처리의 2채널 뇌기능 감시 시스템의 개발을 최종 목표로 하므로 증폭기에서 0.16Hz~50Hz의 뇌파 성분만 통과하도록 설정하였다. 그리고 뇌파 증폭기의 최종 출력은 12bit 해상도의 A/D 변환기로 입력되어 채널당 128Hz로 샘플링된다.

뇌파 신호처리

디지털로 뇌파를 처리하는 모니터링 기기는 주기 분석법(또는 영점 교차 주기 분석법)과 뇌파의 크기를 함께 분석하는 방법을 이용하는 CFAM(central function analyzing monitor), PSA(power spectrum analyzer), ABM(anesthesia brain activity monitor) 등이 있고, FFT 방법을 이용하여 스펙트럼을 계산하여 그래픽으로 처리하는 CSA, DSA 시스템 등이 있다[1,4,5]. 본 연구에서는 CSA와 DSA 시스템을 이용하기 위하여 FFT에 의하여 스펙트럼 분석을 하고, 기타 뇌파와 관련된 많은 파라미터들 중에서 임상적 중요성이 있다고 알려진 5개의 파라미터를 추출하여 디스플레이한다.

1. 잡음 및 아티팩트 제거

주파수 분석을 위한 전처리에는 전근의 움직임과 Half-cell potential에 의하여 잔류된 직류 성분과 아날로그 회로에서 발생한 잡음을 제거하기 위한 차단 주파수 0.5Hz의 디지털 고역통과

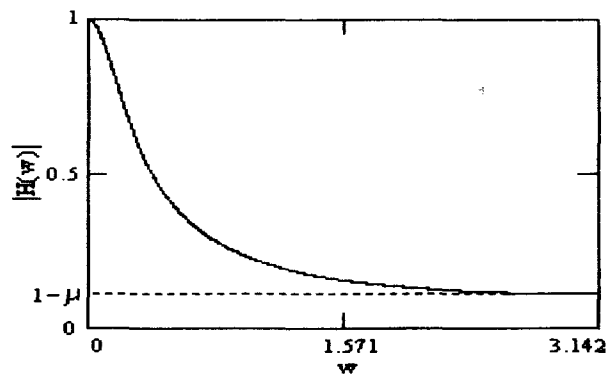


그림 2. 전자수술기기 잡음 검출기의 크기 응답
Fig. 2. Magnitude response of ESU noise detector

필터와 수술시 발생하는 전자수술기기(electrosurgical unit, ESU)의 아티팩트를 제거하기 위한 잡음제거기로 구성되어 있다.

뇌파에 대한 아티팩트는 전자수술기기와 roller pump 등의 의료기기에 의한 잡음과 EOG, ECG, EMG 등과 같은 생체 신호에 의한 잡음으로 크게 구분될 수 있다[1]. 수술 도중 아티팩트의 대부분은 전자수술기기에 의한 것이고, 그 외의 잡음은 특수한 환경에서만 발생되므로 본 연구에서는 전자수술기기에 의한 잡음의 제거에 주안점을 두었다.

전자수술기기는 출력 주파수가 250~2000kHz이고, 개방전압의 범위가 300~2000V이므로 이것이 뇌파에 섞여 들어오게 되면 증폭기의 출력은 포화가 된다. 이렇게 포화된 신호는 의미가 없으므로 이를 제거하기 위해 본 연구에서는 간단한 회귀 필터 형태의 IIR(infinite impulse response) 필터를 구성하여 이용하면서, 또한 프로그램 테크닉도 적절히 활용하는 전자수술기기 잡음 제거기를 설계하였다. 전자수술기이용 잡음 제거의 원리는 다음과 같다. 입력의 크기 신호를 저주파 대역은 통과시키고, 고주파 대역은 억제하는 일종의 프리엠퍼시스 필터를 통과하여 전자수술기기 신호의 발생을 검출하고, 필터 출력이 특정 문턱치보다 크게 되면 전자수술기기에 의한 포화 신호이므로 이를 제거하며, 여기서도 제거되지 않은 구형파 형태의 신호는 크기가 포화상태이므로 이를 다시 프로그램 기법에 의해 제거하게 된다. 전자수술기기의 잡음 검출기에 대한 전달 함수는 다음 식과 같다.

$$H(z) = \frac{1-\mu}{1-\mu z^{-1}} = (1-\mu) \frac{z}{z-\mu} \tag{1}$$

여기서, μ는 전달함수의 극점이므로 단위 원(unit circle)내에 있으면, 즉 |μ| < 1이면 시스템은 안정하다. 또한 μ는 잡음 검출기에서 고주파 영역의 억제정도를 제어하는 상수로서, 0 < μ < 1범위의 값을 갖는다. μ의 값이 작게 설정되면 입력에 더 민감하게 반응하고, 큰 값으로 설정하면 민감도가 떨어진다. 전자수술기기 잡음 검출기의 크기 특성은 그림 2와 같다.

이상의 전달함수를 갖는 시스템의 임펄스 응답(impulse res-

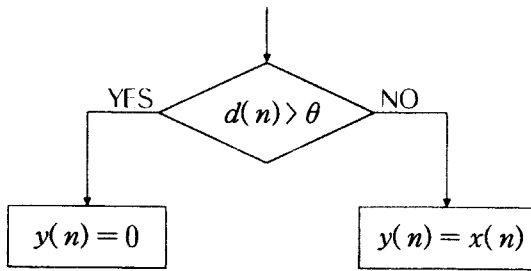


그림 3. 전자수술기 잡음과 EEG 신호의 구분
Fig. 3. Classification of ESU noise and EEG signal

ponse)은 아래 식과 같다.

$$h(n) = (1-\mu)\mu^n \quad (2)$$

잡음 검출기의 입력은 EEG 신호의 절대값을 입력으로 하며, 이를 $a(n)$ 으로 나타내면, 출력 $d(n)$ 은 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$d(n) = \mu d(n-1) + (1-\mu)a(n) \quad (3)$$

다음에는 프로그램 테크닉에 의해 전자수술기 잡음을 제거한다. 잡음 검출기 출력을 실험적으로 정한 문턱치와 비교하여 그림 3을 수행한다. 그림에서 θ 는 문턱치, $x(n)$ 은 원래의 EEG 신호, $y(n)$ 은 처리된 EEG 신호를 나타낸다.

2. 스펙트럼 추정

일반적으로 널리 이용되는 스펙트럼 추정 방법은 크게 두 가지로 나뉜다. 첫째는 신호의 발생과정을 수학적인 모델로 표현하여 그 모델의 특성 파라미터, 혹은 모델의 계수를 추출하여 이를 그 모델의 스펙트럼 추정식에 대입하여 스펙트럼을 구하는 파라메트릭 추정법(또는 모델에 의한 추정법)이고, 다른 한 방

법은 고전적인 방법이라 불리는 FFT를 이용하는 것이다. 파라메트릭 추정법은 스펙트럼의 곡선이 비교적 매끈하여 지배적인 주파수의 관찰이 용이하나, 모델로 인한 계산량이 많아 실시간 처리용으로는 적합하지 않으며, 경우에 따라 지배적인 주파수가 약간 편향(bias)되어 정확성이 떨어지기도 한다. 반면에 고전적인 스펙트럼 추정법은 많은 피크들로 인해 스펙트럼 곡선이 매끄럽지 않아 지배적인 주파수의 관찰에 어려움이 있지만, 주파수 정보가 정확하여 전체적인 스펙트럼 형태를 관찰하기에 유용하며, 계산량이 매우 적어서 실시간 처리 시스템에서는 대부분 이 방법을 이용한다. 따라서 본 연구에서는 스펙트럼 추정을 위하여 연산속도가 빠르며, 통계적 특성 변화에 둔감한 FFT를 이용한다. FFT 연산을 위한 데이터 처리 구간은 128개(1초)이며, Hamming 윈도우가 이용된다. 또한 한정된 데이터로 스펙트럼 추정시 분산의 변화가 심하므로 이를 완화하기 위하여 2초간의 데이터인 1에포크(epoch)의 평균을 취하여 계산한다.

3. 파라미터 추출 및 화면표시 기법

뇌파의 주파수 대역은 0~60Hz로 보지만 보통은 0~30Hz에 에너지가 집중되어 있다. 따라서 이 주파수 대역에서 뇌파의 주요 성분에 대한 분류가 이루어지며, 각각의 뇌파는 주파수 대역별로 임상적으로는 상당히 중요한 상황을 나타낼 수 있으므로 세심히 관찰할 필요가 있으며, 뇌파에서 추출가능한 다른 파라미터들도 이들에 근거하여 개발된 것이 많다[7]. 뇌파의 주파수 대역에 따른 분류와 그 특징을 요약하면, 표 1과 같다.

EEG 신호에서 특히 중요한 3가지 파라미터의 추출 및 표현 방법은 다음과 같다.

1) 순수 EEG

순수 EEG는 A/D 변환된 데이터를 그대로 보여주는 것으로서, 화면 우측 상단의 윈도우에서 위에는 1채널, 아래에는 2채널을 왼쪽에서 오른쪽으로 시간에 따라 프레임 단위로 진행하면

표 1. 뇌파의 분류 및 특징
Table 1. Classification and characteristics of EEG signal

뇌파 분류	이론적 주파수대역	본 연구의 주파수대역	특징
δ (delta)파	0~3.5Hz 또는 4Hz 미만	0~3Hz	<ul style="list-style-type: none"> ◆ 1,2세의 경우 뇌의 모든 부분에서 활동. ◆ 점차 뇌의 뒷부분, 중앙, 앞부분의 순으로 감소. ◆ 심각한 뇌손상시 발생.
θ (theta)파	4~7.5Hz 또는 4~7Hz	4~7Hz	<ul style="list-style-type: none"> ◆ 아동기에 많이 발견되고, 나이 들면서 감소. ◆ 꿈, 과도 호흡 중에는 발생. ◆ 건강한 긴장 상태의 성인에서는 없거나 미약. ◆ 뇌질환으로 대사작용 이상인 환자, 간질 발작 후의 환자에게서 발견.
α (alpha)파	8~13.5Hz 또는 8~13Hz	8~13Hz	<ul style="list-style-type: none"> ◆ 정상 성인이 눈감거나 안정상태에서 후두부영역에서 뚜렷. ◆ 자극이나 긴장 상태에서 감소 또는 차단.
β (beta)파	14~30Hz 또는 13Hz 이상	14~28Hz	<ul style="list-style-type: none"> ◆ β_1(13~20Hz), β_2(20~50Hz), γ(50Hz이상)으로 나누기도 함. ◆ 정상상태에서 흔히 발생. ◆ 마취제 등 약품에 의해 유도되기도 함.

서 녹색선으로 디스플레이한다.

2) CSA

EEG 데이터의 FFT 및 평균연산을 통해 추출된 스펙트럼을 가상적으로 3차원 처리하여 화면의 좌측 공간에서 좌측에 1채널, 우측에 2채널 CSA를 시간에 따라 수직하강하면서 한 프레임씩 그려 나가도록 고안하였다. 주파수 밴드별 색상은 다양한 색지정 작업을 거쳐 뇌파 성분의 δ , θ , α , β 파의 순서로 연두색, 노랑, 파랑, 밤색으로 설정하였다.

3) DSA

DSA에서도 FFT 스펙트럼 데이터를 이용하며, 화면 중앙부분에 주파수별로 무지개 색과 유사한 14가지의 색상을 지정하여 작은 사각형이 연속된 가로방향의 색띠 형태로 나타내게 된다. 디스플레이에서도 CSA와 같은 테크닉의 가상 3차원 디스플레이를 한다. DSA의 색 표현은 스펙트럼 파워의 최대값과 최소값을 설정하여 14등급으로 분할하여 표시한다. 가장 높은 파워의 주파수 영역을 적색으로 표시하여 눈에 띄게 강조하며, 가장 낮은 에너지는 군청색으로 표시한다.

본 연구에서는 위의 3가지 파라미터 이외에 임상적으로 중요한 뇌파관련 기타 파라미터들을 추출하여 나타낸다. 뇌파 감시를 위해 이용되는 기타 파라미터는 보통 십여 가지가 넘게 있으며[1,4,5,7], 이들 중 일부는 시간 영역에서 계산될 수 있고, 그 외의 상당수의 파라미터는 주파수 영역에서 계산이 가능하다. 시간 영역의 파라미터는 일반적인 신호처리 이론에 근거한 것으로서, 피크간 진폭 평균(average peak-to-peak amplitude) 또는 기대값, 제곱 진폭 평균(average squared amplitude), 자기상관(autocorrelation) 함수, 상호상관(crosscorrelation) 함수 등의 파라미터가 쓰여진다. 이들 시간영역의 파라미터는 여러 분야의 뇌파 연구에서 이용되지만, 실제 임상 장비에는 널리 적용되지 않고 있다. 반면에 주파수 영역의 파라미터는 여러 임상 논문에서 이용되고 있으며[4,5,7], 다음과 같다.

1) 전체 파워(total power, TP)

EEG 신호에서 에너지가 집중되어 있는 중요한 주파수 대역인 0~30Hz에서의 신호 파워의 합을 말하며, 보통의 경우에는 직류성분인 0Hz는 제외하고, 1~30Hz를 전체 파워로서 계산한다. 전체 파워는 Parseval's theorem에 의해 시간 영역에서도 계산이 가능하나, 시간 영역의 파워는 주요 주파수 대역뿐만 아니라 모든 주파수 영역의 파워가 모두 포함되므로 주파수 영역의 계산 결과에 비해서 정확성이 떨어진다고 볼 수 있다. 전체 파워는 환자의 대뇌 활동의 상태를 나타내는 매우 중요한 파라미터이다.

2) 스펙트럼 모서리 주파수(spectral edge frequency, SEF)

스펙트럼 모서리 주파수는 EEG 신호의 파워를 1Hz에서부터 누적하여 합을 구할 때 전체 파워(또한 에너지로도 볼 수 있음)

의 97%에 이르는, 즉, 전체 파워가 집중된 구간의 경계 부분에서의 모서리 주파수를 말한다. 이는 EEG 신호의 파워 분포 상태를 알 수 있는 파라미터로서 뇌파와 관련된 거초 연구 또는 임상 연구의 많은 논문에서 이를 추출하여 이용하고 있다.

3) 알파비(alpha ratio)

알파비는 α 파의 주파수 대역 파워와 α 파 주파수 미만의 주파수 대역의 비로서 나타내어진다. 이는 정신적으로 안정상태인 α 파와 이상상태인 θ 파와 δ 파의 파워비를 나타내므로 중요도가 상당히 높다고 볼 수 있다.

4) 퍼센트 델타(percent delta)

퍼센트 델타는 δ 파의 파워와 전체 주파수 대역의 파워의 비로서, 심각한 뇌손상시 발생할 수 있는 δ 파가 전체 주파수 대역에서 상대적으로 차지하는 파워의 비를 나타내므로, 무의식 상태 환자의 뇌손상 가능성에 대한 정확한 정보를 제공하는 중요한 파라미터이다.

5) 전체 파워의 차(difference in total power, DTP)

왼쪽과 오른쪽의 EEG에서 계산된 전체 파워의 차를 의미하며, 보통 왼쪽의 전체 파워에서 오른쪽의 것을 뺀다. 좌우의 뇌파의 활동성(activity)을 나타내는 중요한 파라미터이다.

그 외의 주파수 영역 파라미터는 에너지 집중 대역인 1~30Hz에서 주파수의 관점에서 기하학적인 중심의 개념을 나타내는 것으로서 주파수 중심(centroid of the frequency), 좌우의 EEG에서 계산된 주파수 중심의 차(difference in frequency centroid), 주파수 영역에서의 상관(correlation) 관계를 나타내는 코히어런스(coherence), 그리고 스펙트럼 분산(spectral variance) 등이 있다[7].

기초조사와 여러 논문의 연구결과 등을 참조하여 파라미터의 임상적 중요성, 환자 상태와의 직접적 상관성 및 판별성, 그리고 사용자의 혼란방지를 위한 시스템 화면 구성의 효율성 등을 고려하여 전체 파워, 스펙트럼 모서리 주파수, 전체 파워의 차, 알파비, 그리고 퍼센트 델타 등의 5 가지 파라미터를 선정하여 본 연구의 시스템에 맞게 구현하였으며, 이는 표 2와 같다.

위의 표에서 보면 이론적 표현법과 실제 구현된 수식에 약간의 차이가 있는 경우가 있는데, 그 이유는 다음과 같다. 전체 파워에서 본 연구에서는 주파수 범위를 1~28Hz로 설정하였으므로 이 범위에서 전체 파워를 계산하였고, 따라서 스펙트럼 모서리 주파수도 여기에 맞게 약간 하향 조정하여 95%로 하였다. 알파비의 경우에는 연구논문에 따라 파의 주파수 대역이 약간씩 달라서 위의 수식이 제안된 논문에서는 7.5~15Hz로 설정하였으나, 고찰한 논문 및 서적들에서는 8~13.5Hz로 보는 경우가 많아서 본 연구에서의 파의 주파수 대역을 8~13Hz로 설정하였으므로 알파비도 이에 맞게 계산된 것이다. 퍼센트 델타도 이와 같은 이유로 위의 표와 같이 결정하였다.

표 2. 뇌파 파라미터의 이론적 표현과 본 연구에서의 적용

Table 2. Theoretical EEG parameters and their applications in this study

파라미터	표현	이론적 표현	본 연구의 적용	디스플레이 방법
전체 파워		$\sum_{f=1Hz}^{30Hz} X(f) ^2$	$\sum_{f=1Hz}^{28Hz} X(f) ^2$	DSA에 중첩하여 하얀색 굵은 선으로 표현
스펙트럼 모서리 주파수		전체 파워의 97%에 이르는 모서리 주파수	전체 파워의 95%에 이르는 모서리 주파수	CSA에서 해당되는 주파수에 노란색 사각형의 점으로 표현
전체 파워의 차		왼쪽의 전체파워 - 오른쪽의 전체파워	왼쪽의 전체파워 - 오른쪽의 전체파워	두 DSA 사이에 수평막대 그래프 형태로 표현
알파비		$\frac{7.5 \sim 15Hz \text{ 파워}}{1 \sim 7Hz \text{ 파워}}$	$\frac{8 \sim 13Hz \text{ 파워}}{1 \sim 7Hz \text{ 파워}}$	별도의 윈도우에 채널별로 색을 달리하여 표현
퍼센트 델타		$\frac{1 \sim 3.5Hz \text{ 파워}}{1 \sim 30Hz \text{ 파워}}$	$\frac{1 \sim 3Hz \text{ 파워}}{1 \sim 28Hz \text{ 파워}}$	별도의 윈도우에 채널별로 색을 달리하여 표현

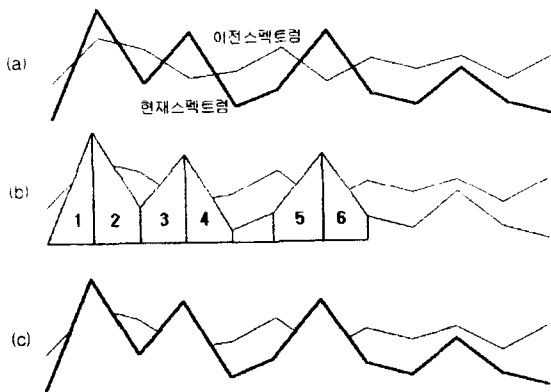


그림 4. Polygon 기법에 의한 은선 처리 (a) 은선처리 이전의 CSA 스펙트럼 (b) 은선처리할 영역의 구분 (c) 은선처리된 CSA 스펙트럼
Fig. 4. Hidden line removal using the polygon (a) CSA spectra before hidden line removal (b) Area classification of hidden line removal (c) CSA spectra after hidden line removal

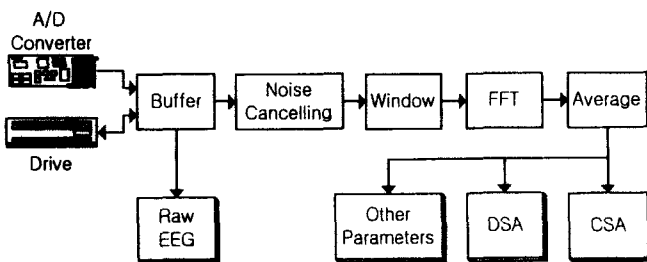


그림 5. 뇌파 감시 소프트웨어의 구조
Fig. 5. Construction of EEG monitoring software

4. 프로그램 기법

본 연구에서는 순수 EEG, CSA, DSA 뿐 아니라, 기타 뇌파 파라미터들도 한 화면에서 동시에 나타낼 수 있도록 화면구성을 최적화하였고, 또한 윈도우 환경에서도 편리하게 이용할 수 있

고, GUI(graphic user interface) 기능이 우수한 윈도우 버전 언어인 Visual C++ 5.0으로 모든 routine을 작성하였다[12]. 또한 실시간 처리를 위하여 시간 효율성을 최대한 고려하여 프로그래밍하였고, 컴퓨터의 사용에 익숙하지 않은 임상사들도 쉽게 사용할 수 있도록 마우스 실행을 최대한 활용하고, 키보드의 사용은 최소화하였다. 작성된 초기의 프로그램을 이용하면서 동물실험 및 임상실험에서 발견된 문제점을 임상사로부터 제안 받아 지속적으로 개선하였다.

C++의 클래스를 이용하고, 데이터들을 객체로 저장하여 데이터를 추상화시킴으로써 프로그램 작성자 이외에도 프로그램을 쉽게 이해할 수 있도록 작성하였다. 또한 프로그램의 안정적 동작을 위하여 Flag structure를 활용한다. 추출된 CSA 스펙트럼을 가상적으로 3차원 처리하기 위해서는 스펙트럼의 겹쳐지는 부분을 제거해 주어야 하는데, 이를 위하여 스펙트럼을 그리기 전에 먼저 데이터를 분석하여 지울 곳과 지우지 않을 곳을 구분하고 나서, 지울 곳의 데이터를 다각형으로 지운 후 스펙트럼을 그리는 polygon 기법을 이용하였다. 그림 4는 polygon 기법을 설명하는 것으로서, 그림 4(a)의 CSA 스펙트럼에서 그림 4(b)와 같이 은선 처리를 할 영역을 구분하여 일괄적으로 polygon을 이용하여 지우는 것이다.

정렬이 되지 않은 데이터에서 특정한 데이터를 검출하고자 할 때에는 대표적으로 선형검색 기법과 이분검색 기법이 사용되는데, 선형검색은 구현이 간단하지만, N개의 데이터에 대해서 평균적으로 N/2번 검색하여야 하므로 검색 횟수가 많다는 단점이 있다. 이분 검색기법은 구현 방법도 간단하고, N개의 데이터에 대해 평균 $\log_2 N$ 의 데이터 검색이 필요하다. 본 연구의 스펙트럼 모서리 주파수를 검색할 때에는 이분검색 기법이 프로그램의 속도 면에서 훨씬 더 유리하여 이를 이용하였다. 또한 MFC의 CDialog를 기본 클래스로 사용하여 일반적인 윈도우용 프로그램의 화면에 비해 넓은 화면 공간을 확보하고, 뇌기능 감시를 위해 필요한 기능은 control panel을 구성하여 이용의 편리성을

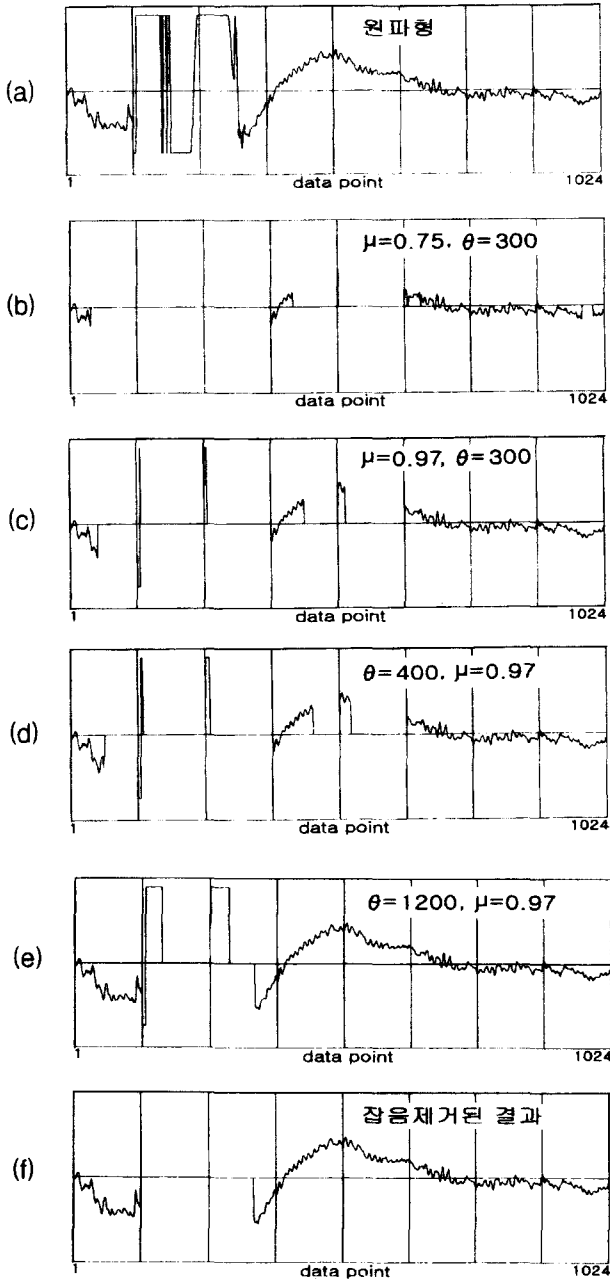


그림 6. 전자수술기 아티팩트 제거 실험 (a) 원파형 (b), (c) θ 고정(300)시 μ 값 변화에 따른 파형 (d), (e) μ 고정(0.97)시 θ 값 변화에 따른 파형 (f) 잡음제거된 파형
 Fig. 6. ESU artifact cancelling test (a) Raw EEG (b), (c) Waveforms according to μ with θ fixed(300) (d), (e) Waveforms according to θ with μ fixed(0.97) (f) Noise cancelled waveform

도모하였다. 그리고 A/D 변환된 데이터의 손실을 막기 위해 가상 메모리의 사용을 절제하였다.

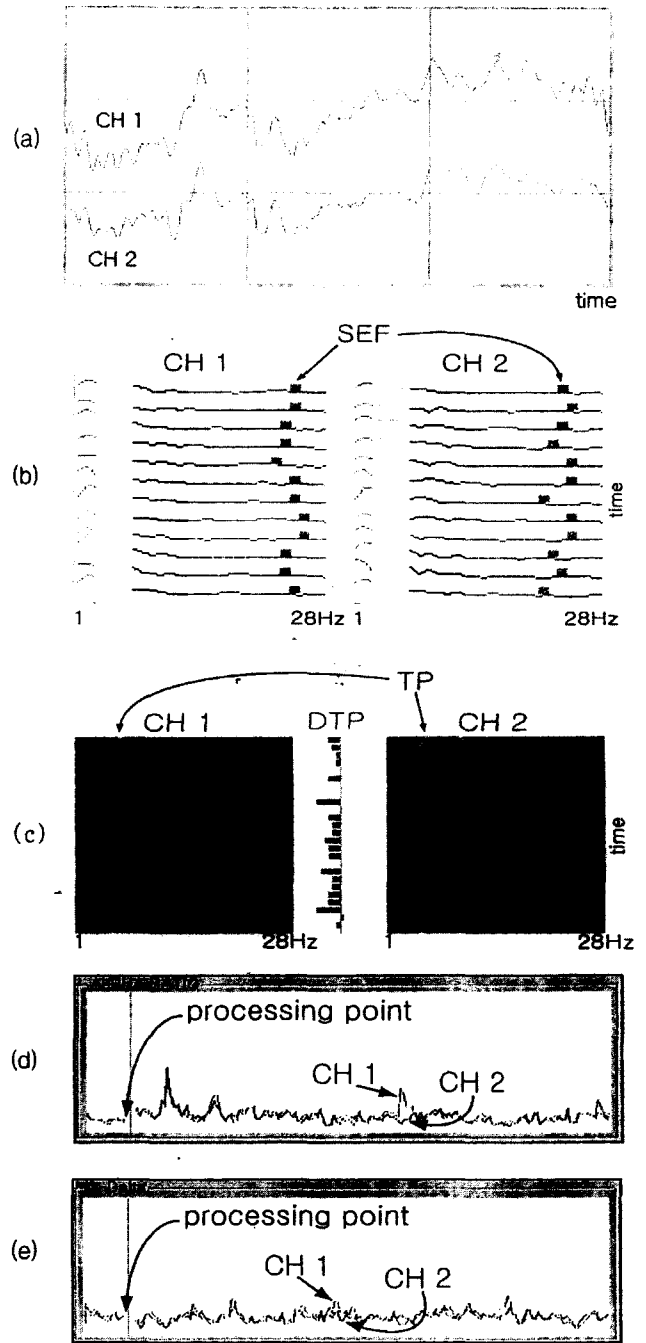


그림 7. 뇌파 파라미터 (a) 순수 EEG (b) CSA 및 spectral edge frequency(SEF) (c) DSA, total power(TP) 및 difference(DTP) (d) Alpha ratio (e) Percent delta
 Fig. 7. EEG parameters (a) Raw EEG (b) CSA 및 spectral edge frequency(SEF) (c) DSA, total power(TP) 및 difference(DTP) (d) Alpha ratio (e) Percent delta

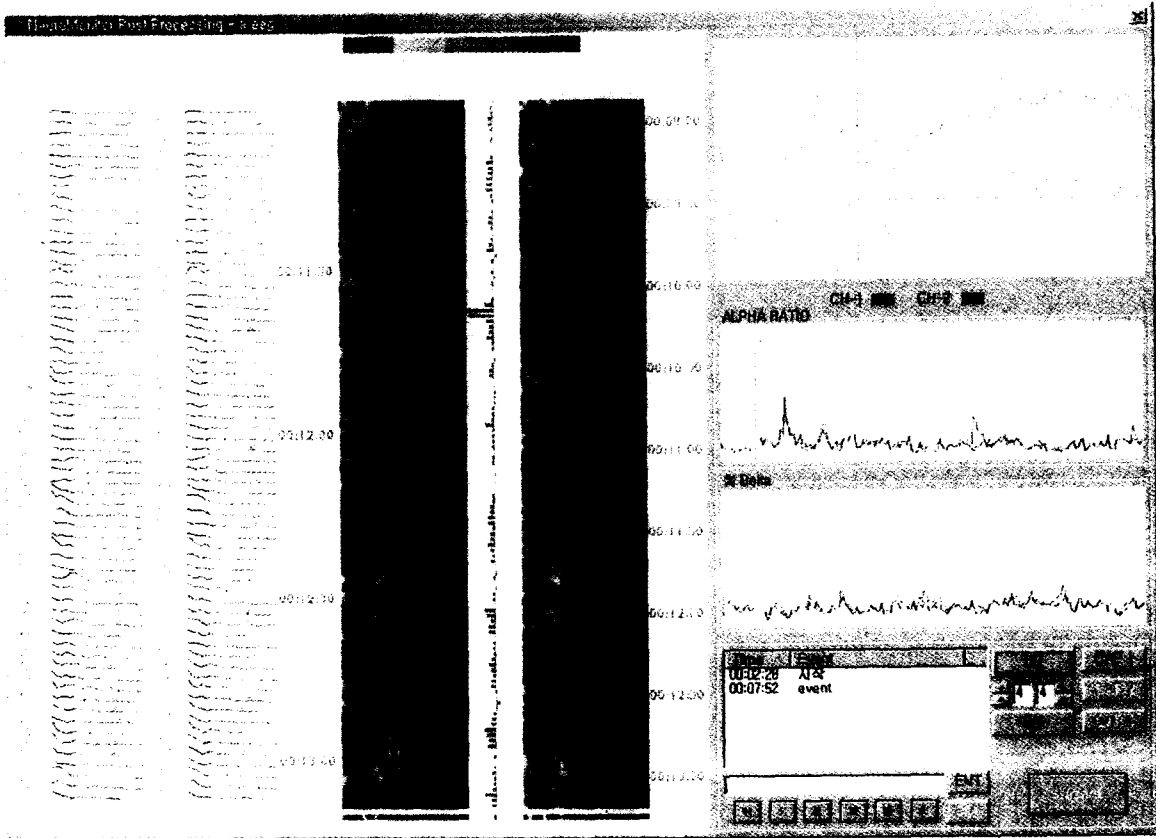


그림 8. 뇌파감시 실행중의 화면 디스플레이
Fig. 8. Monitor display in execution of EEG analysis

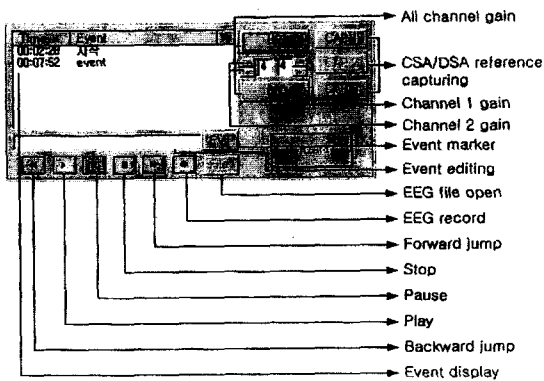


그림 9. Control panel의 구성 및 기능
Fig. 9. Composition and functions of control panel

실험 및 결과

그림 5는 본 연구에서 구성된 뇌기능 감시 소프트웨어의 구조를 나타낸 것이다.

프로그램에서는 실시간으로 입력되는 데이터를 A/D 변환하

여 분석할 수도 있고, 저장된 데이터를 읽어들이 분석할 수도 있으며, 전자수술기기의 아티팩트 및 직류성분 제거 후 FFT 및 평균화를 수행하고, CSA, DSA 및 기타 파라미터를 추출한다.

그림 6은 전자수술기기의 아티팩트를 제거하기 위한 실험 결과로서 구성된 잡음 검출기의 θ 와 μ 의 적절한 값을 구하기 위한 실험 결과와 아티팩트가 제거된 파형을 나타낸 것이다.

그림 6(b)와 (c)를 살펴볼 때, μ 값이 작으면 전자수술기기의 잡음이 없어지지만 신호에서도 상당 부분이 제거되는 것을 알 수 있다. 따라서 μ 는 어느 정도는 큰 값을 갖어야 함을 알 수 있다. 여러 값에 대한 실험을 통하여 μ 는 0.97정도가 적당한 것으로 판명되어 이 값을 선택하였다. 그림 6(d)와 (e)를 보면 θ 도 역시 어느 정도는 커야 EEG 신호의 손실이 적음을 알 수 있고, 전자수술기기의 잡음부분은 폭의 변화가 있으나, 이와 같은 구형과는 폭의 너비에 관계없이 프로그램 테크닉으로 제거하기에 큰 문제가 없으므로 원신호의 손실이 적은 $\theta=1200$ 을 선택하였다. 그리고는 마지막 처리 과정으로서, 전자수술기기로 인한 위, 아래 포화점의 값을 검색하여 이와 근사한 크기의 신호는 제거한다. 이와 같이 처리된 최종 결과는 그림 6(f)이다.

그림 7은 순수 EEG 파형 및 추출된 뇌파 파라미터들을 나타낸 것이다.

그림 7에서 보인 파라미터들은 GUI를 고려하면서 한 화면에

서 이상적으로 조합하여 표현하였다. 이렇게 한 화면으로 통합된 모습은 그림 8과 같으며, 이 그림은 뇌파감시 프로그램의 실행도중의 화면을 나타낸 것이다. 그림 9는 그림 8의 우측 아래의 control panel 부분을 자세히 나타낸 것이며, 각 버튼의 기능도 같이 나타내었다.

그림 8에서 보는 바와 같이, 뇌파와 관련된 모든 파라미터를 한 화면에서 공간을 적절히 활용하여 표현함으로써 수술 도중에 환자에 대한 각 파라미터별 상태의 파악이 용이함을 알 수 있다. 또한 그림 9에서 알 수 있듯이, control panel에는 전체 이득 및 각 채널 이득 조절 기능, 환자 모니터링시 실시간 디지털 EEG 기록 및 기록된 파일의 사후 검토 기능, CSA/DSA 파형 비교를 위한 기준 파형을 동시에 3개까지 포착 및 디스플레이하는 기능, 모니터링 도중의 중요 기록사항의 표기(event marking) 및 사후 검토시 기록 부분으로의 즉시 이동 기능, 파일 앞/뒤로의 점프이동 기능, 일시정지 및 완전정지 기능 등 뇌파 감시 및 분석에 있어서의 필수적인 기능 뿐 아니라, 편리성을 도모하는 기능들도 제공되고 있다.

결 론

본 연구에서는 아날로그 EEG를 디지털로 처리하여 다양한 뇌파 관련 파라미터를 추출하여 실시간으로 화면에 디스플레이하고, 임상사들이 사용하기 편리한 뇌파감시 프로그램을 개발하였으며, 이는 궁극적으로 종합적 기능을 갖는 뇌기능 감시장비로서 2채널 CSA 시스템을 개발함에 있어서 구동 소프트웨어로 적용하기 위한 것이다. 이를 위하여 EEG 데이터를 FFT 연산 후 CSA, DSA의 형태로 표현하였으며, 기타 다양한 뇌파 관련 파라미터를 추출하였고, 한 화면에서 실시간으로 디스플레이하고, 사용 편리성도 극대화하도록 프로그램하였다.

프로그램의 개발 도중에 여러 번의 동물실험 및 임상실험에서 개선 보완되었으며, 얻어진 결론은 다음과 같다. 첫째, EEG, CSA, DSA 및 뇌파 관련 주요 파라미터들을 한 화면에서 종합적으로 관찰하게 되어 수술시에나 환자 모니터링시에 환자 상태의 종합적인 관찰이 가능하며, 정확한 진단을 위하여 사후에 EEG 데이터를 정밀하게 재검토할 수 있다. 둘째, CSA를 뇌파의 특성 주파수별로 다른 색을 이용하여 나타내고, DSA에서도 주파수별 크기를 14단계로 구분된 색상으로 나타내므로 뇌파의 변화 감지에 편리하다. 셋째, 알파비, 퍼센트 델타, 스펙트럼 모서리 주파수, 전체 파워를 채널별로 나타내므로 환자 상태의 전체적인 변화 추이의 관찰이 용이하다. 특히, 전체 파워의 차를 DSA의 두 채널 중간 공간에 디스플레이하므로 좌·우측 뇌활동 상태에 대한 즉각적인 비교 및 판단이 가능하다. 넷째, 뇌파 파라미터 중 가장 중요한 CSA와 DSA는 스펙트럼 모서리 주파수와 전체 파워가 포함된 상태로 원하는 부분에서 표본을 취하여 화면 위쪽에 최대 3개까지 붙여 놓고 비교할 수 있으므로 환자 상태의 객관적인 비교가 이루어질 수 있다. 다섯째, 주목할 만한

환자상태, 응급처치 등에 대한 기록사항을 입력할 수 있고, 저장된 EEG 데이터 파일의 사후 검토시 이들 event로 즉시 찾아가서 검토하는 기능이 있으며, 그 외에도 앞 뒤 절프 이동 기능, 이득 조절 기능, 윈도우 환경에서의 파일관리 기능 등을 갖추고 있고, 프로그램이 윈도우 환경에서 개발되어 마우스에 의해 대부분의 동작이 이루어지므로 컴퓨터의 사용에 익숙하지 않은 임상사들도 사용하기에 매우 편리하다. 끝으로, 개발된 소프트웨어를 이용하여 연세대학교 의과대학의 수술실 및 중환자실에서 혈관질환 환자 70여사례에서 3경우의 혈류장애를 발견할 수 있어서 환자상태의 변화에 매우 민감하게 반응하고, 또한 임상의사들이 이용하기에도 매우 편리하다는 평가를 받을 수 있었다.

참 고 문 헌

1. R. Cooper, J. W. Osselton, and J. C. Shaw: *EEG Technology*, 3rd ed., Butterworths, 1980.
2. M. M. Barbaro, W. P. Dillon, C. F. Dowd, D. L. Bluestone, and K. D. Laxer, "Magnetic resonance image evaluation of patients with pathologically proven mesial temporal sclerosis", *Epilepsia*, Vol. 30, pp. 711, 1989.
3. G. Pfurtscheller, G. Schwarz, O. Schroettner, G. Litscher, H. Maresch, L. Auer, and W. List, "Continuous and simultaneous monitoring of EEG spectra and brainstem auditory and somatosensory evoked potentials in the intensive care unit and the operating room", *J. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 4, No. 4, pp. 389-396, 1987.
4. D. S. Karnaze, L. F. Marshall, and R. G. Bickford, "EEG monitoring of clinical coma: The compressed spectral array", *Neurology*, Vol. 32, pp. 289-292, 1982.
5. S. N. Konstadt et al., "The effects of global normothermic hypoperfusion on the processed electroencephalogram in patients", *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, Vol.5, No.3, pp. 214-217, 1991.
6. R. Tempelhoff, P. A. Modica, R. L. Grubb, Jr., K. M. Rich, and B. Holtmann, "Selective shunting during carotid endarterectomy based on two-channel computerized electroencephalographic/compressed spectral array analysis", *Neurosurgery*, Vol. 24, pp. 339-44, 1989.
7. D. R. Labar, B. J. Fisch, T. A. Pedley, M. E. Fink, and R. A. Solomon, "Quantitative EEG monitoring for patients with subarachnoid hemorrhage", *EEG 90072*, pp. 325-332, 1990.
8. 유선국, 고한우, 이성훈, 이호영, 김원기, 박상희, "스펙트럼 해석방법에 의한 다중채널 뇌파의 Topographic Brain Map", *의공학회지*, 제9권, 제1호, pp.31-36, 1988.
9. 안창범, 박대준, 유선국, 이성훈, 함윤정, "32채널 뇌파 및

- 뇌유발전위 Mapping 시스템”, 의공학회지, 제17권, 제2호, pp.179-187, 1996.
10. 박현석, 이두수, 김선일, “웨이브렛과 신경회로망을 이용한 EEG의 간질 파형 검출”, 전자공학회 논문지, 제35권, S편, 제2호, pp.70-77, 1998.
 11. 박성재, 유선국, 김선호, 김동준, 윤형로, 김남현, “CSA 시스템을 위한 뇌파양극 증폭기”, 1997년도 대한의용생체공학회 춘계 학술대회 논문집 제19권 제1호 pp. 349-352, 1997. 5.
 12. 이상엽 : Visual C++ Programming Bible Ver 5.x, 영진출판사, 1997.
 13. J. R. Glover et al., “A multichannel signal processor for the detection of epileptogenic sharp transients in the EEG”, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 33, No. 12, pp. 1121-1128, 1986.
 14. T. Morioka, T. Matsushima, K. Fujii, M. Fukui, K. Hasuo, and K. Hisashi, “Balloon test occlusion of the internal carotid artery with monitoring of compressed spectral arrays (CSAs) of electroencephalogram”, Acta Neuro-chirurgica, Vol. 101, pp. 29-34, 1989.
 15. E. R. Steele, M. S. Albin, J. L. Monts, and P. K. Harman, “Compressed spectral array EEG monitoring during coronary bypass surgery in a patient with vertebrobasilar artery insufficiency”, Anesth. Analg., Vol. 66, pp. 271-273, 1987.