

## CSA 시스템을 위한 양극 뇌파증폭기의 개발

유선국·김창현·김선호\*·김동준\*\*

연세대학교 의과대학 의용공학교실, 연세대학교 의과대학 신경외과학교실\*  
청주대학교 이공대학 정보통신공학과\*\*  
(1998년 11월 6일 접수, 1999년 4월 19일 채택)

### Development of a High-Performance Bipolar EEG Amplifier for CSA System

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

Dept. of Biomedical Eng. College of Medicine, Yonsei Univ.  
Dept. of Neurosurgery, College of Medicine, Yonsei Univ.\*  
Dept. of Computer and Communication Eng., Chongju Univ.\*\*  
(Received November 6, 1998, Accepted April 19, 1999)

**요 약 :** 수술실에서 수술도중 환자의 뇌파를 관찰하고자 할 경우에 전기수술기를 사용하게 되면 매우 높은 주파수와 큰 전압의 전기적 잡음이 발생하게 되며, 기존의 뇌파측정기는 이 잡음에 의해서 포화되어 뇌파 측정이 불가능하다. 본 연구에서는 고신뢰도의 뇌파 측정용 CSA 시스템을 구성하기 위하여 전기수술기의 간섭이 적은 양극 뇌파증폭기를 개발하고자 하였다. 개발된 양극 뇌파 증폭기는 balanced filter를 사용하여 전기수술기의 잡음이 뇌파 증폭기의 입력으로 들어가는 것을 줄이도록 하였으며, 전치증폭기의 전원과 신호를 접지와 분리하여 전기수술기에서 나온 전류가 뇌파 증폭기를 통해 접지로 흘러 들어가는 경로를 차단하였고, 높은 주파수에서도 CMRR 특성이 좋은 차동증폭기를 사용하여 고주파 성분의 공통 성분 잡음을 제거함으로써 전기수술기의 잡음을 상당히 줄일 수 있었다. 이와 같이 개발된 양극 뇌파증폭기는 고이득, 저잡음, 높은 CMRR, 고입력 임피던스, 낮은 열잡음 등의 특성을 가지므로 순수한 뇌파의 측정에 유용하며, 전기수술기를 사용할 경우에도 지속적으로 뇌파를 측정할 수 있는 고신뢰도의 CSA 시스템의 구현에 이용할 수 있다.

**Abstract :** When we want to observe and record a patient's EEG in an operating room, the operation of electrosurgical unit(ESU) causes undesirable artifacts with high frequency and high voltage. These artifacts make the amplifiers of the conventional EEG system saturated and prevent the system from measuring the EEG signal. This paper describes a high-performance bipolar EEG amplifier for a CSA(compressed spectral array) system with reduced ESU artifacts. The designed EEG amplifier uses a balanced filter to reduce the ESU artifacts, and isolates the power supply and the signal source of the preamplifier from the ground to cut off the current from the ESU to the amplifier ground. To cancel the common mode noise in high frequency, a high CMRR(common mode rejection ratio) differential amplifier is used. Since the developed bipolar EEG amplifier shows high gain, low noise, high CMRR, high input impedance, and low thermal drift, it is possible to observe and record more clean EEG signals in spite of ESU operation. Therefore the amplifier may be applicable to a high-fidelity CSA system.

**Key words :** Bipolar EEG amplifier, Low ESU artifact, High-performance, CSA system

## 서 론

본 연구는 보건복지부에서 시행한 '보건의료기술연구개발사업'의 결과임을 밝힙니다.

통신저자 : 유선국, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134,  
Tel. (02)361-5403, Fax. (02)363-9923

뇌혈관계 질환 환자에서 볼 수 있는 뇌허혈 현상(cerebral ischemia)을 방지하기 위하여 매 순간 환자의 뇌혈류 순환 상태를 관찰하려는 노력은 최근 30여년 동안 꾸준히 지속되어 왔다.

아날로그 EEG(electroencephalography)가 오랫동안 이 목적으로 널리 사용되어 왔으나, 1970년대에 뇌파를 주파수 영역으로 변환하여 정량적으로 분석할 수 있는 FFT(fast Fourier transform)를 이용한 CSA(compressed spectral array)가 개발되었다[18]. CSA 시스템은 뇌파를 디지털로 모니터링하는 기기로서[2], 뇌수술 과정 중에 환자에게 치명적인 결과를 초래할 수 있는 뇌허혈 현상을 조기에 발견할 수 있도록 뇌파의 형태와 크기를 분석하여 컴퓨터를 통하여 주파수별로 표시하도록 되어 있다.

잡음원이 많은 수술실이나 중환자실의 환경은 기존의 뇌파 기록장치의 신뢰성을 떨어뜨린다. 수술실에서 사용하는 대표적인 의료기기인 전기수술기(electrosurgical unit, ESU)는 외과적인 수술을 시행하는 경우 인체조직의 일부를 절개하고, 출혈을 막거나 줄이기 위하여 사용되는 기기로서, 현대의 외과수술에서는 없어서는 안될 필수적인 기기이다. 그러나 전기수술기는 수 kV의 높은 전압으로 수백 kHz에서 수 MHz까지의 고주파의 잡음을 유발시킨다. 수술실에서 뇌파를 측정할 경우에 고주파의 전기수술기 잡음은 뇌파측정기의 증폭기를 포화시켜 뇌파측정 기능을 마비시킨다[3]. CSA 시스템은 수술실에서 사용되는 경우가 많기 때문에, 정확한 뇌파를 측정하기 위해서는 고주파 잡음이 많은 수술실 환경에서도 잡음에 대한 영향 없이 뇌파를 측정할 수 있어야 한다. 현재까지 전기수술기에 의한 잡음을 제거하는 연구로는 고주파 차단 필터를 이용하여 입력단에서부터 잡음의 유입을 막는 방법과 전기수술기의 잡음원이 되는 전류 경로를 차단하는 방법이 있다[5,13]. 또한 외국 기업에서 개발한 뇌파 기록장치(미국 Neurosoft사의 SynAmps, Cadwell사의 Easy II Sleep, 독일 Sensorium사의 EPA-6 등)의 증폭기는 저잡음 특성을 갖는다는 설명은 있으나 전기수술기 잡음의 차단 여부에 대한 기능은 제시하지 않고 있으며, 국내에서는 1980년대 이후 EEG 관련 연구가 비교적 활성화되었으나 전기수술기 잡음 제거를 위한 연구는 아직 발표되지 않고 있다.

본 연구에서는 전기수술기의 영향을 줄이기 위하여 뇌파증폭기 입력의 앞부분에 RC를 이용한 고주파 차단필터를 설계하고, 전기수술기의 잡음원이 되는 전류의 경로를 차단하기 위하여 전치증폭부와 주증폭부를 분리하는 형태로 전기수술기의 간섭이 적은 CSA 시스템용고신뢰도의 양극 뇌파증폭기를 개발하고자 한다. 또한 차동증폭기의 CMRR(common mode rejection ratio)을 이용하여 차동증폭기의 각 입력단에 같은 형태로 입력되는 전기수술기의 잡음을 현저히 줄인다. 이를 위한 양극 뇌파증폭기는 크게 전치증폭부와 주증폭부 및 컴퓨터 제어부로 구성되어 있으며, 전치증폭부와 주증폭부는 DC-DC converter와 분리증폭기(isolation amplifier)로 전원 및 신호가 분리되어 있다. 전치증폭부에서는 뇌파신호를 1000배 증폭하며, 전기수술기의 잡음제거를 위한 balanced 필터, 높은 입력임피던스를 가진 버퍼, 공통성분을 제거하기 위한 차동증폭기, 오프셋을 없애기 위한 직류제거필터, 고주파 잡음을 줄이기 위한 고주파제거필터 그리

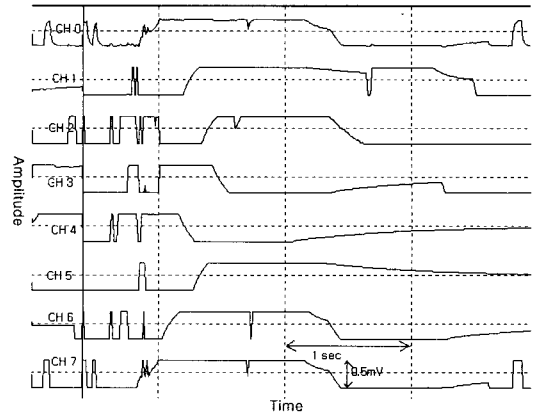


그림 1. 뇌파에서 전기수술기 잡음의 영향  
Fig. 1. Effect of ESU artifacts in the EEG signal

고 분리증폭기로 구성된다. 주증폭부에서는 전치증폭부의 잔류된 잡음을 제거하기 위한 60Hz 노치필터, 가변 고주파제거필터, 가변 저주파제거필터와 가변 증폭기를 구성하며, 디지털로 차단 주파수와 증폭비를 제어할 수 있도록 한다.

## 본 론

### 1. 전기수술기 잡음 제거

전기수술기는 고주파의 전류를 이용하여 열을 발생시켜 수술 부위를 절개하고, 출혈을 막거나 줄이는데 사용된다[4]. 수술실에서 환자의 몸에 전기수술기를 사용할 경우에 환자의 몸을 통해서 전기수술기의 고주파 전류가 뇌파증폭기로 유입된다. 이러한 고주파의 잡음은 뇌파증폭기를 포화시켜 뇌파 측정 기능을 마비시킨다.

그림 1은 기존에 본 연구팀에 의해 개발되어 수술실에서 사용하던 8채널 뇌파측정기를 이용해서, 전기수술기를 사용하면서 뇌파를 측정할 때 뇌파측정기의 출력이다.

기존에 사용하던 뇌파측정기는 8채널의 단극성 뇌파증폭기로, 전기수술기의 간섭이 그대로 나타나고 있으며 전기수술기의 간섭후에도 각 소자에 포화된 전하가 방전되는 3-4초동안 뇌파의 측정이 불가능하였다. 그러므로 수술실에서 뇌파를 측정하기 위해서 전기수술기 잡음에 대한 대책이 있어야 한다.

일반적으로 생체계측기는 전치증폭기의 전원과 신호를 주증폭기와 분리하여 안전성을 높이고, 또한 60Hz 전원 잡음의 전류가 흐를 수 있는 경로를 차단하여 잡음을 제거하는 기능을 하게 된다. 전기수술기 잡음원이 되는 전류가 흐르는 경로를 차단하여 잡음을 제거하기 위하여 DC-to-DC converter를 이용해서 전원을 분리하고, 분리증폭기를 이용하여 신호를 주증폭부로 전달하게 된다. 이러한 방법은 저주파에서 잡음을 제거하는데 효과가 있으나, 고주파의 경우에 있어서 분리증폭기에 존재하는

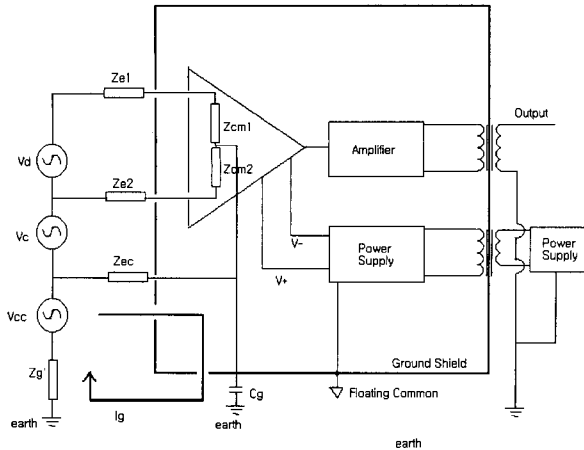


그림 2. 뇌파증폭기에서 전기수술기의 간섭경로  
 Fig. 2. Electrosurgery interference path in the EEG amplifier

부유 커패시턴스의 영향에 의해 잡음 제거효과가 떨어지게 된다.

그림 2는 전기수술기의 간섭경로를 나타낸 것이다. 이 그림에서  $Z_{e1}$ 과  $Z_{e2}$ 는 차동입력전극의 임피던스이고  $Z_{ec}$ 는 body ground의 임피던스를 나타내며,  $Z_{cm1}$ ,  $Z_{cm2}$ 는 차동증폭기의 입력 임피던스이다.  $V_d$ 는 차동신호  $V_c$ 는 공통신호이며,  $V_{cc}$ 는 전기수술기에 의한 잡음원이다.  $Z_g$ 은 수술기와 접지와의 임피던스를 나타내며,  $C_g$ 는 뇌파증폭기의 부유커패시턴스이다.

고주파의 전기수술기 잡음은 부유커패시턴스  $C_g$ 를 통해서 경로가 형성되어  $I_g$ 의 전류가 흐른다. 이때 흐르는 전류  $I_g$ 는 전극  $Z_{ec}$ 를 지나면서  $V_{nc}$ 의 잡음을 형성하고 전체 간섭 전압  $V_n$ 은 다음과 같다[5].

$$V_{nc} = Z_{ec} \times I_g \tag{1}$$

$$V_n = \frac{V_p}{K} + V_d + (V_c + V_{nc}) \left( \frac{1}{CMRR} + \frac{Z_d}{Z_{cm}} \right) \tag{2}$$

여기서,  $V_p$ 는 전기수술기로부터 발생한 고주파 잡음에 전원성분이 변조되어 인가되는 잡음 전압이며,  $K$ 는 상수값이다.  $Z_{cm}$ 은  $Z_{cm1}$  과 같은 크기로 증폭기의 입력 임피던스이다.

$I_g$ 의 값이 작을수록 교류전원으로부터의 간섭잡음인  $\frac{V_p}{K}$ 의 값은 뇌파신호에 영향을 줄 수 없을만큼 줄어든다. 그러므로  $V_n$ 의 값을 작게 하려면 전류  $I_g$ 가 흐르지 못하도록 해야 한다. 또한 CMRR이 높을수록  $V_n$ 의 값이 작아진다.

수술기의 고주파잡음에 대해 위에서 설명한 바와 같이 isolation의 효과가 떨어지기 때문에 고주파의 잡음을 처리하기 위하여 고주파에서도 높은 CMRR을 가지는 차동증폭기를 구성하였다. 일반적인 Op-Amp(operational amplifier)는 주파수가 높아짐에 따라 CMRR이 급격히 떨어지는 특성을 가지고 있다. 그러므로 고주파에서도 높은 CMRR을 가지는 Op-Amp를 선정하여

공통성분인 전기수술기의 잡음을 제거하게 된다.

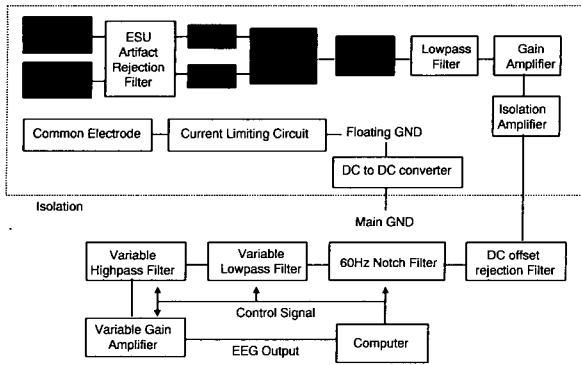
또한, 입력 버퍼부에 인위잡음 제거 필터를 구성하여 신호의 입력단에서부터 전기수술기 잡음이 전치증폭기로 입력되는 것을 차단하였다. 전기수술기에 의한 잡음의 주파수대역은 수백 kHz에서 수 MHz에 까지 이르는 고주파이다. 그러므로 수동소자로 구성된 차단주파수가 300Hz인 고주파 차단필터를 사용하여 전기수술기의 잡음을 어느정도 제거한다. 버퍼의 앞단에 위치하는 인위잡음 제거필터는 소자에 미세한 값의 불균형이 존재할 경우에 공통모드의 신호가 차동 모드로 전환되기 때문에 차동증폭기의 CMRR을 나쁘게 하는 원인이 될 수 있다. 그러므로 이러한 소자의 차이에 대한 영향을 줄이기 위하여 balanced lowpass filter를 사용한다. balanced lowpass filter는 II 형태의 RC로 구성된다. 일반적인 경우에는 RC 필터를 3차의 캐스캐이드 형태로 구성한다[3]. 그러나 RC 필터를 3차로 구성하게 되면 저항간의 밸런스가 맞지 않기 때문에 60Hz 차동잡음의 원인이 된다. 그러므로 본 연구에서는 1차의 필터만을 구성하였다.

일반적인 뇌파증폭기에서는 60Hz의 전원잡음을 해결하기 위하여 body driver를 사용하였다. Body driver는 60Hz의 전원잡음을 반전시켜 인체에 입력하여 60Hz 잡음이 서로 상쇄되도록 한다. 그러나 body driver는 feedback system이기 때문에 고주파의 전기수술기잡음이 입력되면 발진하게 되어 뇌파측정을 어렵게 만든다[6]. 그러므로 body driver 대신에 ground electrode를 전치증폭기의 ground에 직접 연결시킨다. 60Hz의 잡음은 차동증폭기의 CMRR과 분리증폭기에 의해서 제거되며, 완전히 제거되지 않은 60Hz 잡음은 주증폭기에서 필터를 통해서 제거된다.

## 2. 시스템 구성

양극 뇌파증폭기 시스템은 전치증폭부, 주증폭부, 그리고 컴퓨터 제어부분으로 구성되어 있다. 전치증폭부에서는 뇌파신호를 입력받아서 1000배로 뇌파를 증폭한다. 주증폭부에서는 전치증폭부에서 증폭된 뇌파신호를 원하는 대역폭으로 제한하는 가변저주파 차단 필터와 가변 고주파 차단 필터, 그리고 신호의 크기에 따라 증폭비를 다르게 하여 증폭하기 위한 가변 증폭부가 포함되어 있다. 그리고 컴퓨터 제어부분에서는 주증폭부의 증폭비와 필터 선택을 제어하고, 뇌파신호를 A/D converter로 받아 들여 아날로그 신호를 디지털로 변환하여 모니터를 통해 display한다. 본 연구에서 구성하고자 하는 CSA 시스템은 뇌허혈 현상을 감시하기 위하여 뇌의 좌, 우 반구의 주파수별 에너지를 측정하도록 설계되어 있으므로 뇌파증폭기도 2채널로 구성되어 각각 좌, 우 반구의 뇌파를 측정하도록 하였다. 그림 3은 뇌파증폭기의 블록선도를 나타낸 것이다.

그림에서 점선으로 표시된 부분이 전치증폭기이며, 컴퓨터를 제외한 부분이 주증폭기이다.전원은 DC-to-DC converter로 주전원과 분리되어 있고, 따라서 전치증폭기의 신호는 분리증폭기에 의해서 주증폭기로 전달하도록 되어 있다.



그림에서 점선으로 표시된 부분이 전치증폭기이며, 컴퓨터를 제외한 부분이 주증폭기이다.

그림 3. 뇌파증폭기 블록선도  
Fig. 3. EEG amplifier block diagram

1) 전치증폭기

전치증폭기는 전기수술기 인위잡음 제거필터, 버퍼부, 차동 증폭기, 고주파 차단 필터, 저주파 차단 필터, 증폭부, 그리고 분리 증폭기로 구성되어 있다. 또한 차동증폭기의 버퍼부에 예상 외의 높은 전류가 흘러 증폭기가 파손될 경우 환자가 전원에 노출되는 전류를 최소화하기 위해서 전류 제한 회로를 첨가하였다.

뇌파신호는 전극에서 버퍼로 입력되기 전에 전기수술기 인위 잡음 제거 필터를 거치게 된다. 고주파의 전기수술기의 간섭을 줄이기 위하여 수동소자를 이용한 II 형태의 RC 필터를 사용하여 약 300Hz 이상의 고주파를 제거하도록 하였다.

버퍼는 일정하지 않은 임피던스를 가지는 전극의 영향을 줄여 정확하게 뇌파를 측정하기 위해 높은 입력 임피던스를 가지고 있다. 전기수술기의 인위잡음에서도 포화되지 않도록 하기 위하여 고주파에서도 동작하는 Precision, 16MHz CBFET AD845를 사용하여 버퍼를 구성하였다. AD845는 입력 임피던스가  $10^{11}k\Omega$ 이며, 공통성분 제거비도 10 kHz의 주파수 대역까지는 110 dB이며, 1 MHz 에서도 70 dB의 특성을 가지고 있다[7].

차동 증폭기도 역시 고주파 대역에서 높은 CMRR을 가지는 AD845를 사용하였다. 버퍼를 통과한 신호는 AD845의 두 입력단에 입력되며 60Hz 전원에 의한 잡음성분과 전기수술기에 의해서 발생하는 공통성분의 잡음은 차동 증폭기를 통해서 대부분 제거된다. 차동증폭기의 증폭비가 클 경우에는 직류 오프셋에 의해서 차동증폭기가 포화될 수 있기 때문에 차동증폭기의 증폭비를 25배로 제한하였다. 차동 증폭기를 통과한 후에 뇌파신호에서 직류 오프셋을 제거하기 위하여 차단 주파수가 0.16Hz인 1차의 저주파 차단 필터를 구성하였고 뇌파측정에 알맞은 주파수 대역의 신호만 추출하기 위하여, 차단주파수가 250Hz인 고주파 차단 필터를 구성하여 고주파 성분의 잡음을 제거하였다.

뇌파 측정시에 환자의 안전을 고려하여 주전원과 전치증폭부를 분리하였다. 전치증폭부를 주전원과 분리함으로써 뇌파증폭기가 갑작스런 높은 전류에 파손되더라도 주전원이 인체에 직접적으로 영향을 주지 못하게 된다. 또한 뇌파 증폭기의 출력은 A/D converter를 통해서 컴퓨터에 입력되므로 주증폭기의 전원선과 접지간에는 고주파의 디지털 스위칭잡음이 포함된다. 전치증폭기와 주전원과의 분리는 이와 같은 고주파잡음이 전치증폭기로 인입되어 뇌파에 간섭을 일으키는 것을 막고 있으며, 앞에서 설명한 바와 같이 전기수술기의 잡음이 흐르는 경로를 차단하여 전기수술기 잡음을 줄이는 역할을 한다. 분리증폭기는 전압 주파수 변환기(voltage-to-frequency converter)를 사용하여 신호를 펄스로 변환한 후에 opto-coupler를 통해서 신호를 분리하고, 주파수 전압 변환기(frequency-to-voltage converter)를 이용해서 펄스를 전압레벨로 변환하는 방식으로 신호를 전달하게 된다. 분리증폭기를 사용함으로써 60Hz 전원단과 전치증폭기와의 직접적인 접촉을 방지하기 때문에 환자에 대한 안전성을 높게 된다.

2) 주증폭기

주증폭기는 노치 필터, 가변 고주파 차단 필터, 가변 저주파 차단 필터, 그리고 가변 증폭부로 구성되어 있다.

전치증폭기에서 차동증폭기의 CMRR에 의하여 인체 유도전류에 의한 전력선 잡음을 줄이도록 하였으나, 잡음이 완전히 제거되지 못하고 일부가 남아서 60Hz의 잡음원이 된다. 그러므로 주증폭기에서는 전치증폭기에서 완전히 제거하지 못한 60Hz의 전원 잡음을 2차의 60Hz 노치필터를 이용하여 제거하였다. 60Hz는 뇌파의 주파수 대역이므로 상황에 따라 뇌파신호가 노치필터를 통과할 것인가 하지 않을 것인가를 조절할 수 있어야 한다. 멀티플렉서를 이용하여 노치필터의 동작 ON/OFF를 선택할 수 있도록 구성하였다.

환자의 연령, 성별 뇌파 측정시의 상태, 전극의 종류 등에 따라서 차단주파수를 가변할 수 있는 가변 고주파 차단 필터를 포함하여야 한다. 또한 뇌파증폭기를 컴퓨터에 인터페이스하기 위하여 디지털로 변환할 경우에 샘플링 이론에 의하여 aliasing을 막기 위하여 신호대역을 제한할 필요가 있다. MF10(National Semiconductor co.)을 이용하여 고주파 차단 필터를 구성하였다.

고주파 차단 필터를 통과한 뇌파신호에는 증폭기에서 발생한 옴셋전압, 전극에서 발생한 half-cell potential, 전극의 분극현상에 의한 직류성 잡음이 잔류되어 있으므로, 뇌파 측정시 잡음의 정도와 측정 주파수의 원하는 대역에 따라 시정수 값을 선정할 수 있도록 RC를 이용하여 1차 가변 저주파 차단 필터를 설계하였다.

뇌파 측정시의 임상 요구와 환자의 상태, 연령에 따라 뇌파신호의 크기는  $10\mu V$ 에서  $100\mu V$  까지 변화한다. 그러므로 설계한 뇌파 증폭기는 전치증폭기에서의 1000배 증폭을 기준으로

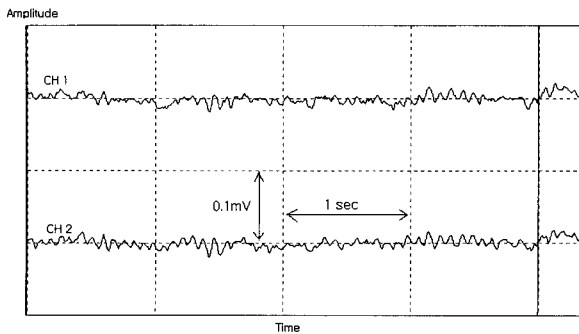


그림 4. 일반인의 뇌파  
Fig. 4. EEG waveform of a normal subject

하여 1, 1.25, 2, 5, 10, 20, 50, 100배 등의 증폭도를 가변할 수 있도록 한다. 증폭된 신호는 고입력 임피던스를 갖는 버퍼 회로를 통하여 컴퓨터에 입력시킴으로써 누설전류의 영향을 감소시켰다.

3) 컴퓨터 제어부분

A/D converter를 이용하여 뇌파증폭기에서 출력된 아날로그 신호를 디지털로 변환하여 컴퓨터에서 display하도록 하였다. A/D converter board는 DT2801(Data Translation Co.)을 사용하였다. 이 board는 8채널의 differential mode의 A/D converter를 가지고 있으며, 8bits의 digital output을 가지고 있다. A/D converter는 각 채널당 12bit의 resolution을 가지고 있으며 sampling time은 3.9msec로 하였다.

주증폭기의 가변 저주파 차단필터, 가변 고주파 차단필터, 가변 증폭기는 Multiplexer를 사용하여 디지털 입력으로 파라메타를 제어할 수 있도록 하였다. A/D converter board의 8 bits digital output을 통해서 컴퓨터에서 주증폭기의 파라메타를 제어할 수 있도록 하였다.

실험 및 결과

양극 뇌파증폭기의 성능을 평가하기 위하여 정상인의 뇌파를 측정하였으며, 실험실에서 쥐를 이용하여 전기수술기의 영향을 측정하여 고주파의 전기수술기 잡음이 양극 뇌파증폭기에 미치는 영향을 측정하였다.

정상인의 왼쪽과 오른쪽 머리에 각각 active electrode, reference electrode, 그리고 머리 중심에 ground electrode를 부착하였다. 접촉을 좋게 하기 위하여 EEG 측정용 젤을 바르고 테이프로 고정시킨 후에 뇌파를 측정하였다. 이와 같이 뇌파를 측정 한 결과는 그림 4와 같다.

그림 5와 그림 6은 실험실에서 쥐를 이용하여 뇌파증폭기에 미치는 전기수술기 잡음의 영향을 측정 한 결과이다. 쥐를 마취시킨 후 전기수술기로 쥐의 피부를 절개하고 혈액을 응고시키면서 needle electrode로 쥐의 뇌파를 측정하였다.

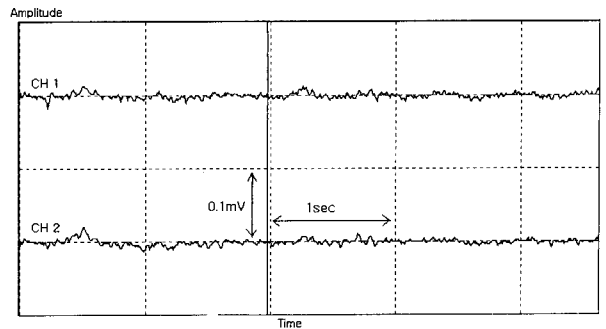


그림 5. 수술전의 쥐의 뇌파  
Fig. 5. Pre-operation EEG result of a rat

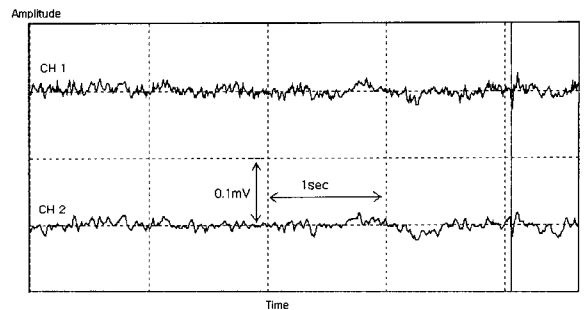


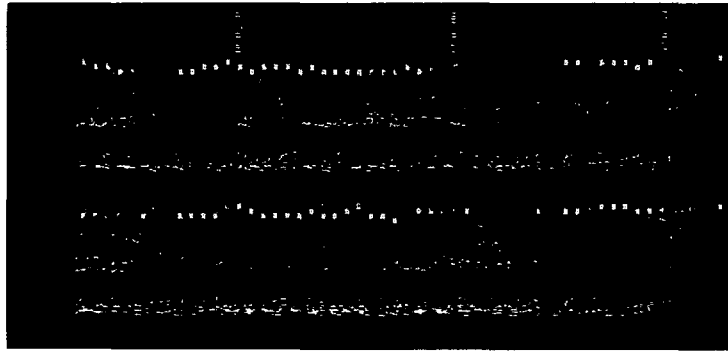
그림 6. ESU를 사용중에 기록한 쥐의 뇌파  
Fig. 6. EEG result of a rat by using ESU

본 뇌파측정기를 CSA system에 적용하여 주파수대역별로 쥐의 뇌파를 표시하였으며 기존의 뇌파증폭기에 의한 CSA system의 결과와 비교하였다. 그림 7은 쥐의 뇌파를 주파수대역별 power의 크기에 따라 표시한 CSA 스펙트럼이다. 그림 7(a)는 기존의 뇌파증폭기를 사용한 것이고, 그림 7(b)는 개선된 뇌파증폭기를 사용하여 얻은 값이다. 그림 7(a)에서는 전기수술기 잡음에 의해서 뇌파 신호의 주파수 성분을 파악할 수 없었으나 그림 7(b)의 뇌파측정기에서는 전기수술기의 잡음을 제거함으로써 뇌파의 주파수 성분을 확인 할 수 있다.

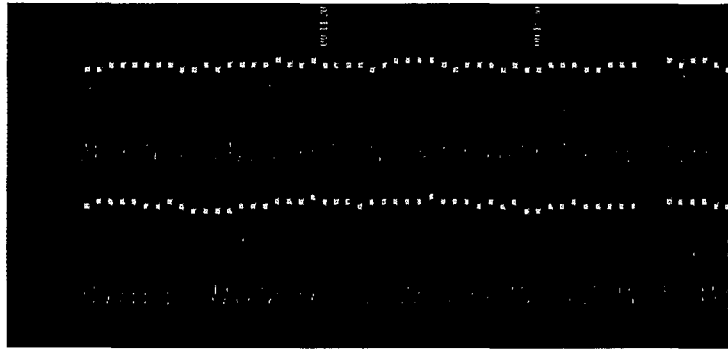
그림 8은 측정된 뇌파를 주파수별 신호의 크기를 색으로 표현한 DSA(density spectral array)를 통해 나타낸 것이다. 그림 8(a)는 기존의 뇌파증폭기를 사용하여 얻은 값으로 전기수술기를 사용할 경우에 거의 모든 주파수 대역에서의 신호 크기가 최대값을 나타내고 있다. 그러나 개선된 그림 8(b)의 뇌파증폭기에서는 전기수술기의 영향이 나타나지 않고 있다.

결 론

본 연구에서는 수술중에 사용하는 전기수술기의 영향을 줄일 수 있는 회로를 고안하여 전기수술기를 이용하면서도 뇌파를 기록할 수 있는 양극 뇌파증폭기 시스템을 설계하였다. 이를 통하

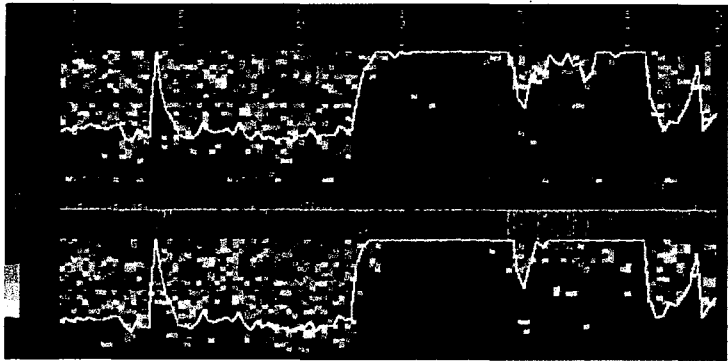


(a) 기존의 뇌파증폭기 사용결과 (a) The conventional EEG amplifier result

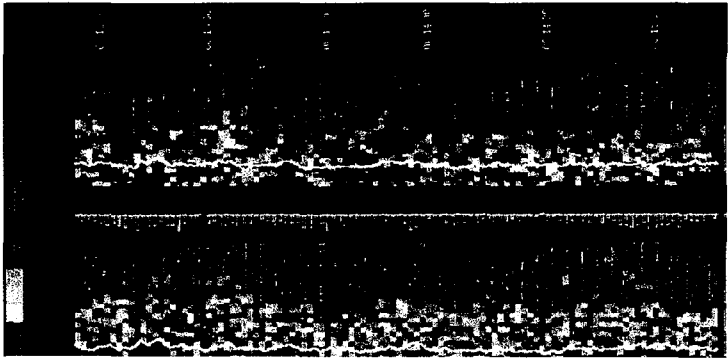


(b) 본 연구의 뇌파증폭기 사용결과 (b) EEG amplifier result from our system

그림 7. 전기수술기 사용시 CSA 스펙트럼 Fig. 7. CSA spectrum result with ESU applied case



(a) 기존의 뇌파증폭기 사용결과 (a) The conventional EEG amplifier result



(b) 본 연구의 뇌파증폭기 사용결과 (b) EEG amplifier result from our system

그림 8. 전기수술기 간섭에 대한 DSA 스펙트럼 Fig. 8. DSA spectrum result with the ESU applied case

여 얻어진 결과는 다음과 같다.

첫째, 개발된 뇌파증폭기는 뇌파증폭기의 기본적인 요구조건을 만족시켜 1,000-100,000 배의 이득을 가지도록 하였고, CMRR이 110dB로 높아 60Hz의 전원잡음과 같이 전극에 공통으로 입력되는 잡음을 제거하였으며, 고주파 통과 필터를 이용해서 DC offset을 제거하여 기준선 변동이 없도록 하였으며, 입력임피던스가  $10^{11}k\Omega$ 으로 고입력 임피던스의 특성을 만족하도록 하여 뇌파측정시에 피부와 전극의 접촉저항의 변화에 대한 영향이 없도록 하였다. 또한, 저주파 통과 필터를 이용해서 뇌파측정시에 포함된 잡음을 제거하여 원하는 주파수대역의 순수한 뇌파만을 얻을 수 있도록 하였다.

둘째, 잡음원이 많은 수술실이나 중환자실의 환경에서 기존의 뇌파측정기는 고주파의 잡음으로 인해 신뢰성이 떨어졌으나 본 뇌파증폭기는 여러 가지 의료 기기들로 인해서 고주파 잡음이 많이 발생하는 수술실이나 중환자실의 환경에서 고주파 잡음의 영향없이 안정적으로 뇌파를 측정할 수 있다. 특히 기존의 뇌파측정기는 전기수술기를 사용할 경우에 전기수술기의 잡음에 의해서 뇌파의 측정이 불가능하였으나, 본 연구에서 구성된 뇌파측정기는 전기수술기에 의한 잡음을 제거함으로써 전기수술기를 사용할 때에도 뇌파측정이 가능하도록 하였다. 분리증폭기와 DC-to-DC converter를 사용하여 전치증폭기와 주전원, 접지, 그리고 신호를 분리하여 외부 잡음이 흐르는 경로를 제거함으로써 60Hz 전원잡음과 전기수술기 잡음을 줄였고, 수동소자(RC balanced filter)를 이용해서 입력단에서부터 증폭기로 들어가는 전기수술기 잡음을 차단하여 뇌파증폭기가 포화되지 않도록 하였다. 또한 Op-Amp의 CMRR을 이용하여 고주파의 전기수술기 잡음을 제거하여 전기수술기를 사용할 경우에도 지속적으로 뇌파를 측정할 수 있도록 하였으며, 고주파 잡음이 유입될 때 발전의 원인이 되는 body driver를 제거하여 뇌파증폭기가 발전하지 않고 동작하도록 하였다.

본 뇌파증폭기를 CSA 시스템에 적용하여 수술실에서 전기수술기를 사용중인 환경에서도 뇌파를 측정하는 것이 가능하다는 것을 확인할 수 있었으며, 따라서 기존장비에서 관찰할 수 없었던 전기수술기 사용시간동안에도 환자 상태의 관찰이 가능하게 되었다.

## 참 고 문 헌

1. Collura TF, Luders H, Burgess RC. *EEG mapping for surgery of epilepsy. Brain Topography* 3(1), pp. 65-77, 1990
2. L. A. Geddes and L. E. Baker, *Principles of Applied Biomedical Instrumentation, 3rd Ed.* A Willy-Interscience Publication, pp.717-731, 1989
3. Joseph J. Carr and John M. Brown, *Introduction to Biomedical Equipment Technology, 2nd Ed.* Prentice Hall, pp. 133-135, 1993

4. Leslie A. Geddes, *Handbook of Electrical Hazards and Accidents, CRC Press*, pp.129-139, 1995
5. T. Takaki "EEG enhancement during electrosurgery using optical fibre", *Medical & Biological Eng. & Computing*, No.26, pp.397-403, July. 1988
6. Ch. L. Levkov "Amplification of biosignals by body potential driving. Analysis of the circuit performance" *Medical & Biological Engineering & Computing* No.26, pp.389-396 July 1998
7. AD845 Technical Data Specification: *Analog Device Data Book*
8. ISO100 Technical Data Specification: *Burr-Brown Data Book*
9. PN4117 Technical Data Specification: *National Semiconductor Data Book*
10. LTC1060 Technical Data Specification: *Linear Tech. Data Book*
11. John G. Webster, *How to prevent 60 Hz interference*, *Medical Instrumentation*, Vol. 13, No.5, pp.302-303, Sept. 1974
12. Albert Paul Malvino, *Electronic Principles, 5th Ed* pp. 469, 1993
13. A. Peper, C. A. Grimbergen, "EEG Measurement During Electrical Stimulation", *IEEE Transactions. on Biomedical Eng.* Vol. BME-30. NO. 4. April 1983
14. W. J. Ross Dunseath, Edward F. Kelly "Multichannel PC-Based Data-Acquisition System for High-Resolution EEG", *IEEE Transactions. on Biomedical Eng.* Vol. 42 NO. 12. December 1995
15. A. C. Metting van Rijn, A. Peper, C. A. Grimbergen, "The Isolation Mode Rejection Ratio in Bioelectric Amplifiers", *IEEE Transactions. on Biomedical Eng.* Vol. 38 NO. 11. November 1991
16. Mark Yelderman, Bernard Widrow, John M. Cioffi, Edward Hesler, and Jeffrey A. Leddy, "ECG Enhancement by Adaptive Cancellation of Electrosurgical Interference", *IEEE Transactions on Biomedical Eng.* Vol. BME 30, NO. 7, July 1983
17. Sung Hoon Lee, Han Woo Ko, Sun Kook Yoo, Won Ky Kim, Hong Shik Lee, and Ho Young Lee, "Development of a Computerized EEG Imaging System with a Personal Computer", *Yonsei Medical Journal*, Vol. 30, No. January, 1989
18. R. Cooper, J. W. Osselton, and J. C. Shaw, *EEG Technology, 3rd Ed.* Butterworths, pp.7-14, 1980
19. Awad IA, Rosenfeld I, Ahl J, Hahn JF, Luders H, *Intractable epilepsy and structural lesions of the brain, Epilepsia* 32(2), pp. 179-186, 1991