

## 저잡음 뇌파 전치 증폭기의 개발

유 선국\*, 김 남현\*, 김 선호\*\*, 송 재성\*, 안 창범+

\*: 연세대학교 의용공학 교실

\*\*: 연세대학교 신경외과학 교실

+: 광운대학교 전기공학과

### The Development of Low-noise EEG Preamplifier

S. K. Yoo\*, N. H. Kim\*, S. H. Kim\*\*, J. S. Song\*, C. B. Ahn+

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

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

+ : Dept. of Electrical Eng., Kwangwoon Univ.

#### ABSTRACT

A low-noise pre-amplifier is developed for use in Topographic Brain Mapping system. It consists of signal generator, signal amplifier with a impedance converter, shield driver, body driver, differential amplifier, and isolation amplifier. Pre-amplifier circuit is designed with the concept of isolation and active body and shield driver. This amplifier shows the good noise behavior, high CMRR, high input impedance, low leakage current and high IMRR.

#### 1. 서론

EEG(Electroencephalography)란 뇌의 수많은 신경에서 발생한 전기적인 신호가 합성되어 나타나는 미세한 뇌표면의 신호를 임의의 두점에서 전극을 이용하여 측정된 전위차를 의미한다.[8] 뇌파신호는 뇌의 활동, 측정시의 상태 및 뇌기능에 따라 시공간적으로 변화하므로 뇌파의 측정은 뇌기능과 장애를 진단하기 위한 필수적인 장비로 확립되었다.

이러한 뇌파를 측정하기 위한 회로의 구성에서 가장 문제가 되는 것은 100 uV 미만의 작은 전기적인 신호를 갖는 뇌파신호를 주증폭 회로에서 처리하기 위한 신호로 증폭할 수 있는 신호조정(Signal Conditioner) 회로가 제일 먼저 선행되어야 할 가장 기본적인 시스템의 구성 요건으로 다양한 생체신호를 처리하기 위한 회로가 연구되어 왔다.[1-4]

본 연구에서는 신호조정 회로를 구성하는 뇌파 증폭기를 구성하기 위해서는 저잡음 특성을 갖는 증폭회로, 고이득과 높은 공통선 잡음 전압 제거능력을 갖는 증폭기, 기저선 변동을 제거하기 위한 저주파수에 대한 교류결합 동작, 고입력 임피던스 및 온도의 변화에 대한 낮은 경시특성을 갖는 증폭기가 설계되어야 한다. 또한 환자의 측정상태에 따라 증폭기의 이득 및 60 Hz 잡음제거, 저역, 고역, 주파수 특성을 선별 할 수 있는 고성능 회로로 설계하였다.

주: 본 연구는 상공부 공업기반기술의 위탁과제 연구비에 의하여 연구되었음.

#### 2. 뇌파전치 증폭기의 구성

뇌파 전치증폭기는 그림 1.에서와 같이 임피던스 변환기, 차동 증폭기, 직류 제거 필터, 능동형 실드구동부로 구성하였다.

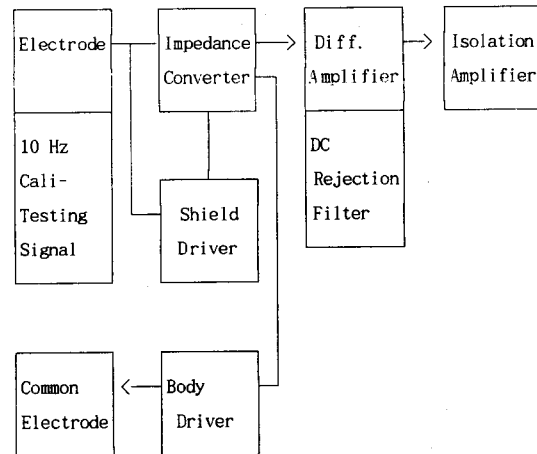


그림 1. EEG 전치 증폭기의 블록선도

Fig. 1. The block diagram of EEG pre-amplifier

#### 2-1. 전극

전극은 일반적으로 사용하는 Ag, Ag-AgCl 표면 전극을 사용하였다. 전극을 부착시에는 전도성 피부 청결용 크림(OMNI, D.O.Weaver & Co.)을 사용하여 두피나 머리카락에 묻은 먼지나 기름을 잘 닦아내어 전극의 임피던스를 줄인 후에 전도성 뇌파 전극 부착 젤리(MEDI-TRACE EEG electrode cream : Graphic Controls Co.)를 사용하여 고정하였다. 이럴 경우 1,28 V의 half-cell potential을 보이며 10 - 30 K $\Omega$  정도의 소스 임피던스를 갖는다.

2-2. 시험 신호

다중 채널의 증폭기의 이득을 보정하고, 증폭기의 성능을 시뮬레이션 하기 위하여 대표적으로 사용하는 10 Hz 정현파를 발생하여 시험하였다. 일차적으로 사인파는 Wien-Bridge 발진방법을 사용하여 1 V<sub>p-p</sub> 전압을 발생한다. 전류 로딩을 방지하기 위해 버퍼 앰프를 구동한 후에 저항 분주 회로에 의해 대표적인 50 uV<sub>p-p</sub> 차동 신호로 분주된다. 이신호는 버퍼를 구동하여 임피던스 변환기에 입력하였다.

2-3. 임피던스 변환기

10 - 30 K $\Omega$  정도의 소스 임피던스를 갖는 전극의 영향을 줄이기 위하여 전극에서 입력된 뇌파 신호는 제일 먼저 임피던스 변환기를 거쳐 저출력 저항 값을 갖는 신호로 변환되어 차동 증폭기에 입력된다. 임피던스 변환기로는 Low noise precision Difet 연산증폭기 OPA111(Burr-Brown Co.)를 사용하였다. 공통입력 임피던스가 10<sup>14</sup>  $\Omega$ 을 갖으므로 전극의 임피던스를 10 K  $\Omega$  이고 뇌파 신호가 100 uV라고 가정하면 변환기에 입력되는 신호전압은 100 uV X 10<sup>14</sup> K $\Omega$  / (30 K $\Omega$  + 10<sup>14</sup> K $\Omega$ )의 값을 갖게 되므로 입력신호의 왜란을 최소화할 수 있다. 또한 1 pA의 바이어스 전류가 흐르므로 변환기에서의 10 K $\Omega$  전극으로의 전압변화는 최대 10 nV의 영향을 준다. 또한 출력 저항 값은 100  $\Omega$ 의 임피던스 특성을 갖는다.

2-4. 실드구동기

만약 실드선을 전극선으로 사용하게 되면 전극선의 부유용량이 증가하게 되므로 전극선 유도전류의 영향을 감소 하기 위하여 실드선을 능동 구동한다. 구동된 신호는 입력 신호와 동일한 전계를 실드선에 발생시킴으로 부유용량에 의한 영향을 상쇄시킨다.

2-5. 인체 구동기

전치 증폭기의 차동입력 회로의 CMRR에 의해 상쇄시킬 수 있는 공통 입력전압은 한계가 있다. 또한 최대 100 uV의 뇌파 신호에 대하여 최대 10 V까지 유도되는 인체 유도 전류에 의한 공통 전압은 발생부위에서 해결하여야 한다. 인체 구동기는 임피던스 변환기를 통과한 공통 입력 전압을 근사적으로 등전위 분포를 갖는 인체에 임의의 측정부위에 위상 반전된 전계를 구동 하여 공통 유도 전압에 대한 저임피던스 통로를 제공함으로써 임피던스 변환기의 입력되는 공통전압의 전위를 상쇄시키게 된다. 인체 구동기는 능동 변환 구동에 따른 불안정 상태에 따른 발진을 방지하기 위하여 주파수 보상을 한다.

2-6. 차동증폭기

전치 증폭기에서는 뇌파의 입력 신호를 약 100배 차동

증폭을 한다. 진단 증폭기에서는 인체 구동회로에서 제거되지 않은 잔여 공통 신호를 최대한 제거하기 위하여 AD620 계장용 연산 증폭기(Analog Device Co.)를 사용하였다. 진단 증폭기의 CMRR은 130 dB이므로 공통 입력 신호는 10<sup>-65</sup>배 감소한다. 또한 차동 입력단의 2개의 임피던스 변환기의 비정합에 의한 직류변동, half-cell potential, 온도에 대한 전극의 DC 변동, 누설전류, 리드선의 유도전류에 의한 전극의 분극현상에 의한 진단 증폭기의 포화 출력을 방지 하기 위하여 일반적으로 사용하는 교류 결합방식의 CMRR 열화를 해결하기 위하여 직류 제거 필터를 진단 증폭기의 출력신호로 차단 주파수 0.16 Hz로 제한 처리하였다. 직류가 제거되어 교류 결합된 뇌파 신호는 비반전 증폭기를 통하여 10배 증폭되며, 비반전 증폭기의 고 공통 입력 임피던스는 광결합 방식을 사용한 분리 증폭기의 전류 변환에 따른 전류의 차동증폭기로의 유입을 억제 한다.

2-7. 분리증폭기

뇌파 측정시의 안전을 위하여 전극당 최대 누설전류는 100 uV 미만으로 제한하여야 한다. 또한 뇌파 증폭기의 출력은 아날로그 디지털 변환기를 거쳐 컴퓨터에 입력되므로 주증폭기의 전원 선과 접지 간에는 고주파 디지털 스위칭 잡음이 포함된다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 전치 증폭기와 주 증폭기의 전원과 접지를 ISO100(Burr Brown CO.) 분리 증폭기를 사용하여 분리하였다.

3. 회로해석 및 분석

임피던스 변환회로는 높은 전극의 소스 임피던스를 낮은 소스임피던스로 변환하여 차동증폭기에 입력시키는 것이 목적으로 Bi-FET 형 연산증폭기를 선정하여 고 입력 임피던스 회로를 고려하여 10<sup>14</sup>  $\Omega$ 의 공통 입력 임피던스의 특성을 갖으며 약 10 K $\Omega$ 의 소스 저항에 대하여 200 dB의 신호레벨을 얻을 수 있다. 또한 임피던스 변환기의 저출력 임피던스는 차동증폭기의 CMR 에러를 줄인다.

차동증폭기는 공통선 신호는 최대한 억제하면서 임피던스 변환기를 통과한 두개의 전극신호를 차단 100배 차동증폭하여 최대한의 CMRR을 얻는데 목적이 있다. 일반적인 연산증폭기의 회로는 RC 부정합은 CMRR의 열화를 초래한다. 그러므로 차동증폭회로는 C에 의한 보정을 변환방식을 적용하며[9], 동시에 정확한 R값이 정합된 계장용 증폭기를 사용하여 고 CMRR회로로 구성하였다.

인체구동기는 두피와 전치증폭부의 부동접지 간의 전위차를 제거하게 되므로 부동접지를 기준으로 입력되는 60 Hz 전원선 잡음의 공통 입력 전압을 상쇄한다. 또한 부동접지와 대지 접지와 유도 전압은 분리 증폭단의 분리증폭기를 사용하여 해결한다.[7]

표 1.은 설계된 회로의 전기적인 특성을 보여주며 그림 2.은 제작된 단채널 전치 증폭기를 보여주고 있다.

표 1. 전치 증폭기의 특성

Table 1. The specification of the pre-amplifier

Input Impedance	$10^{14}$ Ohm
Differential Input Impedance	$10^{13}$ Ohm
Input Bias Current	1 pA
CMRR	130 dB
Total Gain	1000
Bandwidth	0.16 - 200 Hz
AC rejection ratio	400 dB
Leakage current	0.3 uA

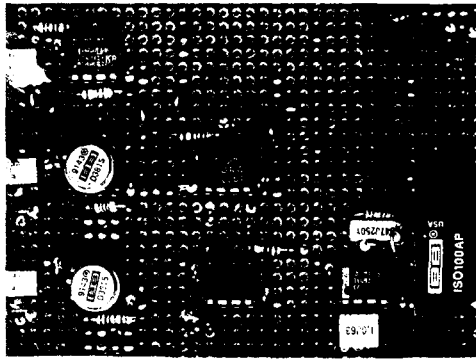


그림 2. 제작된 전치증폭기

Fig. 2. The designed EEG pre-amplifier

## 6. 결론

본 연구에서는 뇌파신호 측정을 위한 전치증폭기의 설계조건을 검토한 후에 CMRR의 열화를 최대한 억제하면서 고성능 전치증폭기로 설계하기 위해 인체구동능력, 고 CMRR, 분리증폭, 고이득, 저잡음, 교류결합동작, 온도에 대한 낮은 경시특성을 갖는 뇌파용 전치 증폭기를 설계하였다.

뇌파 증폭기는 환자에 대한 안전과 잡음을 제거하기 위하여 전치증폭기는 건전지로 동작되는 회로로 설계하였다. 전치 증폭기에서는 뇌파 신호를 1000배 증폭하며, 임피던스 변환기, 차동증폭기, 직류제거필터, 인체구동기, 실드구동기, 분리증폭기로 구성하였다.

구성한 전치 증폭기는  $10^{14} \Omega$ 의 고 입력 임피던스로 설계하였으며, 계장용 차동 앰프를 사용함으로써 수동소자에 의한 부정합을 최소로 하는 고 CMRR 회로를 설계하였다. 초저 바이어스 회로를 사용하여 전극의 분극현상을 최소화 하였으며, 인체 구동기를 채택함으로써 전력선에 의한 전자기 유도현상을 억제하였다. 분리 증폭기를 사용하여 뇌파 측정시의 환자에 대한 누설전류를 제한하였으며, 외부회로로부터 잡음유입을 억제한 고성능 전치 증폭기를 구현하였다.

## 7. 참고문헌

- [1] BRUCE B.WINTER, and JOHN G. WEBSTER, "Driven-Right-Leg Circuit Design", IEEE Trans. Biomed.Eng.,Vol BME-30,No.1,pp.62-66, Jan. 1983
- [2] Ch.L.Levkov," Amplification of biosignals by body potential driving. Analysis of the circuit performance",Med. & Biol. Eng. & comput. ,pp.389-396, July 1988
- [3] J.S.Barlow et al, "EEG Instrumentation Standards (Revised 1977): Report of the Committe on EEG Instrumentation Standards of the International Federation o Societies for Electroence. and Clinical Neurophysiology", Electroence. Clil. Neuro. Physio.
- [4] Paul Svetz, and Neil Duane, " The  $\alpha, \beta, \gamma$ s of bioelectric measurements. pay attention to four crucial areas; the signal, the noise and the safety of both the patient and the instrumentation.", Electronic Design 16, pp.68-86, August 1975
- [5] ANALOG DEVICE DATA BOOK, 1994
- [6] BURR-BROWN DATA BOOK, 1993
- [7] H.W.Ott, Noise Reduction Techniques in Electronic Systems, John Willy & Sons, 1989.
- [8] R.Cooper, EEG Technology : Butterworths, 1980.
- [9] U.Tietze, Advanced Electronic Circuits : Springer-Verlag, 1978.