

# 뇌파신호 측정을 위한 고정밀 전치 증폭기의 설계

유선국·김남현

=Abstract=

## The Design of High Precision Pre-amplifier for EEG Signal Measurement

Sun Kook Yoo, Nam Hyun Kim

A high-precision pre-amplifier is designed for general use in EEG measurement system. It consists of signal generator, signal amplifier with a impedance converter, shield driver, body driver, differential amplifier, and isolation amplifier. The combination of minimum use of inaccurate passive components and the appropriate matching of each monolithic amplifiers results in good noise behavior, low leakage current, high CMRR, high input impedance, and high IMRR. The performance of EEG pre-amplifier has been verified by showing the typical EEG pattern of a normal person through the clinical experiments.

**Key words** : High precision Pre-amplifier, EEG measurement

### 서 론

뇌파란 뇌의 수많은 신경에서 발생한 전기적인 신호가 합성되어 나타나는 미세한 뇌표면의 신호를 임의의 두점에서 전극을 이용하여 측정된 전위차를 의미한다. 이러한 뇌파신호는 0.5 Hz에서 100 Hz의 주파수 대역에서  $1\mu V$ 에서  $100\mu V$ 의 미세한 전기적인 크기를 갖는다<sup>1)</sup>.

뇌파신호와 같이 낮은 신호 크기를 갖으며, 변환기(뇌표면 전극)의 소스 임피던스가 일반적으로  $10 K\Omega$  이상의 높은 값을 갖는 신호를 검출하기 위한 전치 증폭기를 설계하기 위해서는 저잡음 특성을 갖는 증폭회로, 고이득과 높은 공통선 잡음 제거 능력을 갖는 증폭기, 기저선 변동을 제거하기 위한 저주파수에 대한 교류결합동작, 고입력 임피던스 및 높은 CMRR(Common Mode Rejection Ratio)을 갖으며, 환자에 대한 안전을 고려한 분리증폭기로 설계되어야 한다<sup>2)</sup>.

심전도, 뇌전도, 근전도등의 일반적인 생체신호에 적용 가능한 전치증폭기의 설계에 대한 많은 연구가 되어왔다<sup>1), 2), 3), 4)</sup>. 생체신호 측정시 가장 문제가 되는 전력선에 의한 공통선 잡음을 제거하기 위하여 Winter<sup>3)</sup>, Levkov<sup>4)</sup> 등은 능동구동회로를 제안 하였다. 증폭기의 잡음제거, 안전도와 동시에 전력선 잡음을 제거하기 위한 분리증폭기의 개념은 Svetz<sup>5)</sup>, Rijn<sup>1)</sup> 등에 의하여 사용되었다. 또한 높은 CMRR을 얻기위한 다양한 형태의 계장용 증폭기로 구성된 차동증폭기는 Webster, Areny<sup>7)</sup>, Rijn<sup>1)</sup> 등에 의하여 발전되어 왔다.

그러나 Rijn의 높은 IMRR(Isolation Mode Rejection Ratio)를 얻기 위해 사용한 분리 증폭기는 너무 고가이며, 또한 높은 CMRR을 얻기 위해 Webster, Rijn등이 적용한 차동 증폭기와 임피던스 변환기 사이의 신호의 주파수 대역을 제한하기 위해 사용한 R, C회로에 의한 회로 정수는 실제 적용시 수동소자의 불일치에 의하여 CMRR

연세대학교 의과대학 의용공학교실

Dept. of medical engineering, College of Medicine, Yonsei University, Seoul Korea

주: 본 연구는 상공자원부 공업기반기술의 위탁과제 연구비에 의하여 연구되었음.

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

을 열화시키는 단점이 있다.

그러므로 본 연구에서는 뇌파신호 측정을 위한 전치증폭기의 설계조건을 검토한 후에 CMRR의 열화를 최대한 억제하면서 고성능 전치증폭기로 설계하기 위해 인체구동능력, 고 CMRR, 분리증폭, 고이득, 저잡음, 교류결합 동작, 온도에 대한 특성변화가 적은 뇌파용 전치 증폭기를 설계하였다.

### 뇌파신호의 측정

#### 1. 뇌파 측정시의 잡음

뇌파 측정시의 잡음은 전극간의 불평형에 의하여 공통 입력 전압이 차동입력 전압으로의 변환에 기인하는 불평형 잡음, 온도 변화에 따라 유기 되어 기저선 변동을 유발하는 잡음, 근육의 움직임에 따라 유기되는 근전도 잡음, 증폭기의 전자 특성에 의한 열잡음, 및 전력선에서 유기되는 60 Hz 잡음이 대표적이다<sup>6)</sup>. 이때 기저선 변동의 잡음은 고역통과 필터를, 열잡음 및 주파수 대역이 넓은 근전도 잡음은 저역통과 필터를 사용하여 쉽게 제거할 수가 있다. 그러나 50  $\mu$ V의 뇌파신호에 대해 10  $\mu$ V 정도의 잡음을 유기하는 전력선 유도 잡음의 제거는 뇌파용 전치증폭기의 CMRR에 결정적 역할을 한다. 즉, 전력선에서 규칙적으로 변화하는 60 Hz 교류신호에서 증폭기에는 그림 1과 같이 정전유도와 자기유도 현상이 발생한다.

##### 1) 자기유도

자기장의 변화에 대한 자기유도는 Maxwell-Faraday 법칙에 의하여 폐회로의 면적, 방향성, 및 자속밀도에 비례하여 식 1과 같이 변한다.

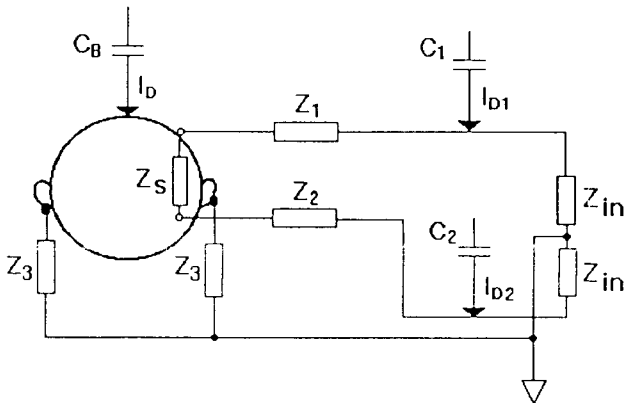


그림 1. 뇌파측정시 전력선에 의한 정전유도와 자기유도  
Fig. 1. Electromagnetic interference in EEG measurement due to power line

$$\text{유도기전력} = \omega S B_m \cos\Phi \cos\theta \sin \omega t \quad (1)$$

여기서  $B_m$ 은 자기장의 크기이며,  $S$ 는 전극과 증폭기의 입력단과 형성되는 폐회로 면적이며,  $\cos\Phi \cos\theta$ 는 자기장과 폐회로 간에 형성되는 방향이며,  $Z_{in}$ 은 전극의 등가 저항,  $Z_m$ 은 증폭기의 입력저항이며,  $Z_s$ 는 인체 등가 저항이다. 약 30 cm  $\times$  30 cm의 폐회로에 의해서 약 10  $\mu$ V의 기전력이 유기된다. 자기유도는 단면적에 비례하므로 실드선을 사용하여도 단면적은 변화되지 않으므로 유도 기전력을 줄일 수 없으며, 자기유도는 전극선을 단면적을 최소화 하는 것이다.

##### 2) 전극선 유도전류

전기장의 변화는 정전결합된 전극선에 변위전류(displacement current)를 흘리게 되고, 변위전류는 고임력 저항 값을 갖는 증폭기의 입력에는 저지되어 전극의 등가 저항을 통하여  $I_{d1}$ ,  $I_{d2}$  전류를 흘리게 되어 식 2와 같은 전위차가 발생한다. 만약 전극의 임피던스가 같으면 증폭기의 차동 입력은 유기된 기전력은 상쇄되나, 전극의 불평형은 결국 공통신호 성분이 노말모드 신호 성분으로 변환되어 처리할 수 없게 된다.

$$V_A - V_B = Z_1 I_{d1} - Z_2 I_{d2} \quad (2)$$

일반적으로 리드의 결합된 커패시턴스 값은 2 pF 정도의 작은 값을 갖고, 리드유도전류는 3 m 길이의 20개 선에서 6 nA의 변위전류<sup>7)</sup>가 흐르게 되고 측정 시스템의 접지가 잘 설정되면 접지된 등전위면은 전기장을 왜란시켜 변위전류의 값을 감소시키며 전극의 청결과 두피면의 접촉상태를 좋게 하여야 한다. 또한 전극의 단면적을 최소화 하여 불평형을 감쇄해야 한다. 또한 실드선의 사용은 부유용량 값을 증가시키므로 길이를 제한 하여야 하며, 커패시턴스 보상 기법을 사용하여 변위전류를 감소시켜야 한다<sup>11)</sup>.

##### 3) 인체 유도전류

인체의 표면은 200 pF 정도의 커패시턴스 역할을 하여 변위전류는 인체를 통하여 접지로 흐르게 된다. 이 변위전류는 0.1  $\mu$ A 이상의 전류를 유기하며<sup>12)</sup> 인체의 등가 임피던스를 근사적으로 100 K $\Omega$  정도로 하면 식 3과 같이 0.1 V 정도의 2 전극에 공통 전압(common mode potential)이 발생한다.

$$V_{CM} = I_d Z_G \quad (3)$$

여기서  $Z_G$ 는 인체의 임피던스이며  $V_{CM}$ 은 1 V에서 10 mV의 크기로 유도되며 최대 10 V까지 유도되므로 인체유

도전류가 가장 주된 증폭기 설계의 문제점이다. 유도전류를 감소시키기 위해서는 그림 1에서와 같이 Z<sub>3</sub>를 통한 임피던스를 감소시켜 공통 전압을 최소화 한다. 또한 접지 시스템의 설계는 1점 접지 방식을 취하여 인체면에 대한 등전위를 형성하여 변위 전류의 유도를 감소시켜야 한다.

## 2. 뇌파측정시의 안전

설계한 뇌파기를 CSA (Compressed Spectral Array)와 같이 수술실, 이나 중환자실에서 모니터링<sup>10)</sup>을 위하여 사용할 경우에는 뇌파 전극이 인체에 붙어 있기 때문에 모든 신호원에서 발생한 안전하지 못한 전류는 인체를 통하여 흐르지 않게 하여야 한다.

전원 공급단자는 반드시 중성점을 갖고 있는 3단자 코드를 사용하여야 하며 누설전류는 최소한도로 억제 하며 동시에 접지선은 반드시 일점접지를 하여 접지간에 폐회로를 형성하지 못하게 설계한다<sup>11)</sup>.

이를 위하여 뇌파측정용 전치증폭기의 분리증폭기를 통한 최대 누설전류는 100  $\mu$ A이하로 제한하며<sup>4)</sup>, 모든 증폭기에의 접속은 전류를 제한한 접지분리 (isolation)을 통하여 안전도를 확립하여 설계한다.

## 뇌파 전치증폭기의 설계

EEG 전치 증폭부를 설계하기 위해서는 증폭기 내의 저잡음, 고이득, 고 공통입력 제거능력, 저주파수 교류 결합 동작, 고입력 임피던스 와 환자에 대한 안전성을 고려하여 신호대 잡음비를 최대한으로 높여 설계한다.

뇌의 심부에서 발생한 뇌파신호는 두피상에서 두개의 표면전극을 부착하여 측정한다. 증폭기는 뇌파 발생원과 두피까지의 내부저항(R<sub>i</sub>)에 의하여 감쇄한 미세한 입력 신호레벨을 취급하여야 한다. 또한 두피와 전극간의 접촉상태와 청결상태에 따른 피부저항(R<sub>sk</sub>)의 변화에 따른 입력 신호 레벨의 열화는 측정시의 주의와 접촉상태의 유지에 의하여만 감소시킬 수 있으므로 실제 설계시에는 고려하지 않는다. 그러므로 전치 증폭기는 두피 상의 뇌파전위를 100 Hz의 대역에 제한된 1  $\mu$ V에서 100  $\mu$ V까지의 입력 신호 레벨로 간주하여 설계한다. 실제 설계시의 소스의 영향으로는 첫째 기본적인 전극의 접촉과 이중전위 장벽에 의한 임피던스의 함으로 주어지는 등가 임피던스를 접촉상태에 따라 10 K $\Omega$ 에서 30 K $\Omega$  사이에서 설계한다. 둘째 일반적으로 상용화 된 Ag-AgCl 전극을 사용하였을 경우의 반세포전위 (half-cell potential)에 의한 약 1.28 V의 직류 오프셋 전압<sup>5)</sup>을 고려한다.

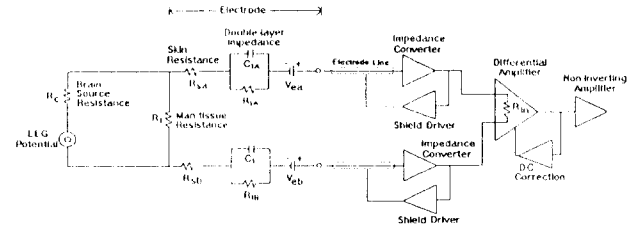


그림 2. 뇌파 전치 증폭기의 등가회로도

Fig. 2. The equivalent circuit diagram for EEG pre-amplifier

그림 2에서와 같이 전치 증폭기의 회로는 두 전극 사이의 차동 신호를 증폭 하여야 한다. 그러나 기본적인 차동 증폭기의 입력 임피던스가 전극의 소스 임피던스에 비하여 상대적으로 매우 큰 값을 갖지 않으면 증폭기의 비이상적인 증폭회로의 영향은 미세한 뇌파신호의 신호대 잡음비를 열화 시킨다<sup>12)</sup>. 차동 증폭기의 입력은 임피던스 변환기를 거쳐 소스 임피던스를 100  $\Omega$ 으로 낮추어 초단 100배 증폭을 수행한다. 즉 차동 증폭기의 입력 단에서의 소스 저항값을 낮춤으로서 고이득 정밀도를 얻게 하였다. 전극선이 길어짐에 따라 실드선을 사용하게 되면 부유용량의 증가에 따라 전극의 불평형은 차동 증폭기에 잡음을 유기하므로 실드선을 능동 구동 시킴으로서 유도현상을 감소 시켰다. 또한 반세포전위에 의한 1.28 V의 큰 직류 오프셋 전압은 전극의 불평형에 비례하여 차동 증폭기의 출력력을 포화 시키게 되므로 궤환 회로를 동작 시켜 오프셋을 초단에서 제거한다.

## 뇌파전치 증폭기의 구성

뇌파 전치증폭기는 그림 3에서와 같이 임피던스 변환기, 차동 증폭기, 직류 제거 필터, 능동형 실드구동부로 구성하였다.

### 1. 전극

전극은 일반적으로 사용하는 Ag, Ag-AgCl 표면 전극을 사용 하였다. 전극 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 고정 하였다. 이럴 경우 1.28 V의 반세포전위를 보이며 10~30 K $\Omega$  정도의 소스 임피던스를 갖는다.

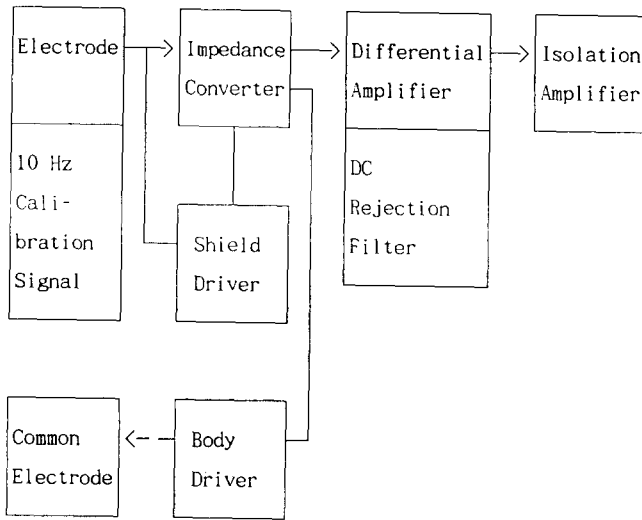


그림 3. EEG 전치 증폭기의 블럭선도  
 Fig. 3. The block diagram of EEG pre-amplifier

2. 시험 신호

다중 채널의 증폭기의 이득을 보정하고, 증폭기의 성능을 시뮬레이션 하기 위하여 대표적으로 사용하는 10 Hz 정현파를 발생하여 시험하였다. 일차적으로 정현파는 Wien-Bridge 발진방법<sup>13)</sup>을 사용하여 1 V<sub>pp</sub> 전압을 발생한다. 전류 로딩을 방지하기 위해 버퍼 앰프를 구동한 후에 저항 분주 회로에 의해 대표적인 50 μV<sub>pp</sub> 차동 신호로 분주된다. 이신호는 버퍼를 구동하여 임피던스 변환기에 입력 하였다.

3. 임피던스 변환기

10~30 KΩ 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 연산증폭기<sup>10)</sup>를 사용하였다. 공통 입력 임피던스가 10<sup>14</sup> Ω을 갖으므로 전극의 임피던스를 10 KΩ 이고 뇌파 신호가 100 μV라고 가정하면 변환기에 입력되는 신호전압은 100 μV × 10<sup>14</sup> KΩ / (30 KΩ + 10<sup>14</sup> KΩ)의 값을 갖게 되므로 입력신호의 왜란을 최소화 할 수 있다. 또한 1 pA의 바이어스 전류가 흐르므로 변환기에서의 10 KΩ 전극으로의 전압변화는 최대 10 nV의 영향을 준다. 또한 출력 저항 값은 100 Ω의 임피던스 특성을 갖는다.

4. 실드구동기

만약 실드선을 전극선으로 사용하게 되면 전극선의 부유용량이 증가하게 되므로 전극선 유도전류의 영향을 감소 하기 위하여 실드선을 능동 구동 한다<sup>15)</sup>. 구동된 신호는 입력 신호와 동일한 전계를 실드선에 발생시킴으로 부유용량에 의한 영향을 상쇄 시킨다.

5. 인체 구동기

전치 증폭기의 차동입력 회로의 CMRR에 의해 상쇄시킬 수 있는 공통 입력전압은 한계가 있다. 또한 최대 100 μV의 뇌파 신호에 대하여 최대 10 V까지 유도되는 인체 유도 전류에 의한 공통 전압은 발생부위에서 해결하여야 한다<sup>2)</sup>. 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 변환기에 입력되는 공통전압의 전위를 상쇄시키게 된다. 인체 구동기는 능동 케환 구동에 따른 불안정 상태에 따른 발진을 방지하기 위하여 주파수 보상을 한다<sup>15)</sup>.

6. 차동증폭기

전치 증폭기에서는 뇌파의 입력 신호를 약 100배 차동 증폭을 한다. 진단 증폭기에서는 인체 구동회로에서 제거 되지 않은 잔여 공통 신호를 최대한 제거하기 위하여 AD620 계장용 연산 증폭기 (Analog Device Co.)<sup>9)</sup>를 사용 하였다. 진단 증폭기의 CMRR은 110 dB이므로 공통 입력 신호는 300000배 감소한다. 또한 차동 입력단의 2개의 임피던스 변환기의 비정합에 의한 직류변동, 반세포전위, 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 케환 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.

7. 분리증폭기

뇌파 측정시의 안전을 위하여 전극당 최대 누설전류는 100 μA 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 모델 ISO100 (Burr Brown CO.)<sup>10)</sup> 분리 증폭기를 사용하여 분리하였다.

### 회로해석 및 분석

임피던스 변환회로는 높은 전극의 소스 임피던스를 낮은 소스 임피던스로 변환하여 차동증폭기에 입력시키는 것이 목적으로 Bi-FET 형 연산증폭기를 선정하여 고 입력 임피던스 회로를 고려하였다. 버퍼 구동형 회로설계는 차동 임피던스와 공통 임피던스에서  $10^{14} \Omega$ 의 공통입력 임피던스를 고려하게 되고 약 10 K $\Omega$ 의 소스 저항에 대하여 200 dB의 신호레벨을 얻을 수 있다. 또한 임피던스 변환기의 저출력 임피던스는 차동증폭기의 CMRR 오차를 줄이게 된다.

임피던스 변환기의 미세한 출력 레벨의 변화나 주파수에 따른 위상 변화가 주어지게 되면 차동증폭기의 CMRR은 두 전극에 대한 임피던스 변환기의 부정합에 비례하여 열화되게 되므로 임피던스 변환기는 0 위상차를 나타내며 입력신호의 변화가 가장적은 Voltage Follow형 버퍼회로<sup>15)</sup>로 구성되었다. 또한 두개의 연산 증폭기의 부정합에 대한 직류 오프셋의 영향은 차동증폭단의 직류제거 회로에서 보상한다<sup>15)</sup>.

임피던스 변환기는 연산증폭기 자체에서 반도체 접합부에서 발생하며 또한 외부회로의 저항에서 발생하는 잡음에 대한 고려를 하여야 한다. 버퍼로 구성된 변환기는 캐패시터 저항을 사용하지 않으며, 입력 전극에 대한 보호 저항을 사용하지 않으므로 변환기의 잡음 특성은 연산증폭기의 전압성 노이즈, 연산 증폭기의 전류성 잡음에 의한 전극의 소스 임피던스에 의한 잡음이 차동 증폭부의 입력에 잡음원으로 동작한다. 전체 잡음은 식 4과 같이 주어지며 대역폭 100 Hz에 대하여  $e_n = 40 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}} \times 10$  이며<sup>10)</sup>,  $R_s = 10 \text{ k}\Omega$ 에 대한  $i_n = 9.5 \text{ pA}$  성분은 무시할 수 있다. 또한 소스임피던스에 의한 열잡음은 평균  $e_t = 25 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}} \times 10$  이므로 잡음의 평균값은 500 nV의 1  $\mu\text{V}$  미만의 저잡음 특성을 보인다.

$$e_t = \sqrt{2(e_n^2 + e_i^2 + i_n^2 R_s^2)} \quad (4)$$

차동증폭기는 공통선 신호는 최대한 억제하면서 임피던스 변환기를 통과한 두개의 전극신호를 초단 100배 차동증폭하여 최대한의 CMRR을 얻는데 목적이 있다. 일반

적인 연산증폭기 회로의 RC 부정합은 CMRR의 열화를 초래한다. 그러므로 차동증폭회로는 C에 의한 보정을 제거방식을 적용하며<sup>14)</sup>, 동시에 정확한 R값이 정합된 계장용 증폭기를 사용하여 고 CMRR 회로로 구성하였다. 전체 잡음은 식 4와 같이 대역폭 100 Hz에 대하여  $e_n = 10 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}} \times 10$  이며<sup>9)</sup>,  $R_s = 100 \Omega$ 에 대한  $i_n = 100 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}} \times 10$  성분은 무시할 수 있다. 또한  $R_G$  임피던스에 의한 열잡음은 평균  $e_t = 2 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}} \times 10$  이므로 잡음의 평균값은 100 nV의 1  $\mu\text{V}$  미만의 저잡음 특성을 보인다.

비반전 증폭기는 차동증폭기에 의하여 100배 증폭된 신호를 10배 증폭하여 전체 이득을 1000으로 조정한다. 비반전 증폭기의 고 입력 임피던스는 후단 분리증폭기의 전류 로딩을 최소한도로 막아 주며 캐패시터 회로의 RC 시정수는 차단주파수 200 Hz를 갖도록 대역을 제한하여 잡음의 전도를 차단한다<sup>15)</sup>.

그림 4은 인체구동기의 등가회로로서 인체구동회로와 임피던스 변환기로 구성된다. 인체구동기는 두피와 전치 증폭부의 부동접지 간의 전위차를 제거하게 되므로 부동 접지를 기준으로 입력되는 60 Hz 전원선 잡음의 공통 입력 전압을 상쇄한다. 또한 부동접지와 대지 접지와와의 유도 전압은 분리 증폭단의 분리증폭기를 사용하여 해결한다. 또한 매우 근접 하게 위치시킨 전극 B1, B2는 인체의 유도 전위차를 능동적으로 구동하게 되며 두전극간의 공통 임피던스 성분은 매우 작은 값이 되므로 두 전극은 근사적으로 하나의 전극 B로 간주 할 수 있다. 그러므로 임피던스 변환기의 출력 값은 전극 A와 등가전극 B와의 전위차에 비례하는 출력을 내게 되므로 공통입력 전압을 감소 시키게 된다. 상당히 큰 정전용량 성분에 의하여 인체의 표면에 의하여 유기된 인체유도전류에 의한 유도전압은 인체 구동회로에 의하여 상쇄되며, 오직 잔류된 공통선 유도 입력 전압은 저장전 용량 성분에 의한 전극선 유

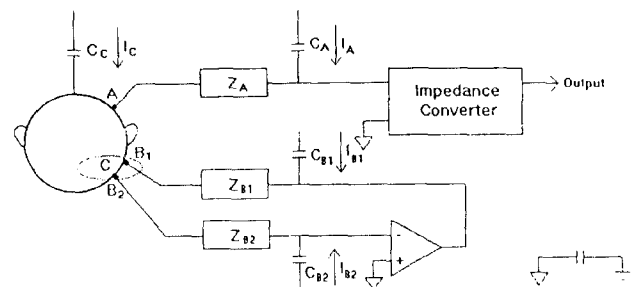


그림 4. 인체구동기의 등가회로

Fig. 4. The equivalent diagram of body potential driving circuit

도전류에 의한 작은 공통선 입력전압으로 식 5와 같이 잔류되어 적은 값의 임피던스 변환기의 공통 전압 유도 성분으로 존재할 뿐이다.

$$V_A = I_A Z_A - I_B Z_B \quad (5)$$

뇌파의 측정에는 60 Hz 전력선에 노출되어 부유용량 성분에 의하여 뇌파 전극이 위치한 두피와 대지접지 및 전치 증폭단의 분리 접지와 주 증폭단의 대지접지 간에는 전위차가 발생하여 공통 입력 전압 잡음이 된다. 그러나 분리 증폭기를 사용하면 두피상과 분리 접지상에 동일한 유도전압이 유기되므로 공통선 잡음을 감소 할 수 있다. 또한 환자의 안전을 위하여 전극당 최대 누설전류는 100  $\mu$  A미만으로 제한하여야 하며, 주증폭기에 전원 라인과 접지간에 유기된 잡음의 유입을 방지 하기 위하여 전단 증폭기와 주 증폭기간의 신호전달은 분리 증폭기를 통하여

해결 하였으며 그림 5는 제작된 전치증폭기 이며 그림 6은 제작된 전치 증폭기의 신뢰도를 검증하기 위하여 실제 정상인 피검자를 대상으로 귀를 참조전극(reference)으로 하여 O<sub>1</sub> 위치에서 200 Hz 12비트 분해능으로 디지털 변환기를 통하여 2초동안 눈을 감았다가 뜨는 순간의 뇌파를 측정하였다. 측정결과 눈을 감았다 뜨는 과정에 따른 알파파가 blocking되었다 소실되는 정신 생리학적 변화가 잘 나타나고 있다. 이때 뇌파는 저역통과 필터의 차단 주파수를 30 Hz와 60 Hz 노치 필터를 거쳤기 때문에 고주파수가 나타나지 않고 있다. 그러므로 상기 실험으로 증폭기는 미세한 뇌파를 정확하고도 충분히 증폭하고 있음을 임상적으로 확인할 수 있었다.

### 결 론

본 연구에서는 뇌파신호 측정을 위한 전치증폭기의 설계조건을 검토한 후에 CMRR의 열화를 최대한 억제하고 성능 전치증폭기를 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<sup>4</sup>  $\Omega$ 의 고 입력 임피던스로 설계하였으며, 계장용 차동 앰프를 사용함으로써 수동소자에 의한 부정합을 최소화 하는 고 CMRR 회로를 설계하였다. 낮은 바이어스 회로를 사용하여 전극의 분극현상을 최소화 하였으며, 인체 구동기를 채택 함으로서 전력선에 의한 전자기 유도현상을 억제 하였다. 분리 증폭기를 사용하여 뇌파 측정시의 환자에 대한 누설전류를 제한 하였으며, 외부회로로 부터 잡음유입을 억제한 고성능 전치 증폭기를 구현하였다.

### 참 고 문 헌

1. A. C. Metting van Rijn, A. Peper, and C. A. Grimbergen, "The Isolation Mode Rejection Ratio in Bioelectric Amplifiers", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, No. 11, pp. 1154-1157, Nov. 1991
2. 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

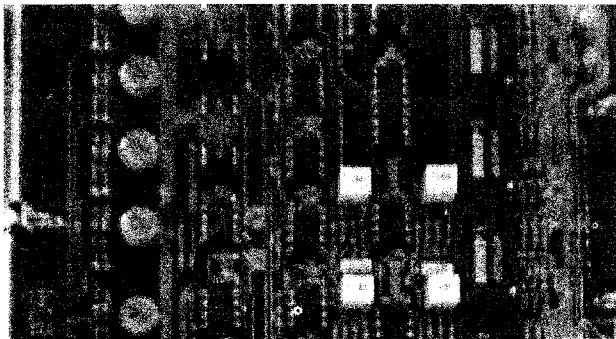


그림 5. 제작된 전치증폭기  
Fig. 5. The designed EEG pre-amplifier

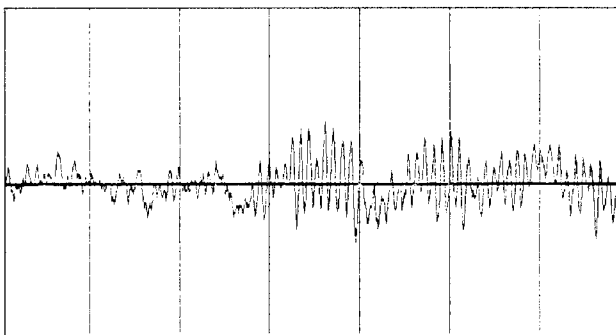


그림 6. 전치증폭기를 통하여 측정된 정상 뇌파데이터  
Fig. 6. The measured normal EEG data through the pre-amplifier

3. Ch. L. Levkov, "Amplification of biosignals by body potential driving. Analysis of the circuit performance", Med. & Biol. Eng. & comput., pp. 389-396, July 1988
4. J. S. Barlow et al., "EEG Instrumentation Standards (Revised 1977): Report of the Committee on EEG Instrumentation Standards of the International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology", Electroencephalography Clin. Neuro. Physio.
5. James J. Ackmann, "Complex Bioelectric Impedance Measurement System for the Frequency Range from 5 Hz to 1 MHz", Annals of Biomed. Eng., Vol. 21, pp. 134-146, 1993
6. Paul Svetz, and Neil Duane, "The  $\beta$ ys 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
7. R. Pall s-Areny and J. G. Webster, "AC Instrumentation Amplifier for Bioimpedance Measurements", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 40, No. 8, pp. 830-833, August 1993.
8. W. J. Levy et al, "Automated EEG processing for intraoperative monitoring," Anesthesiology, Vol. 53, pp. 223-226, 1980.
9. ANALOG DEVICE DATA BOOK, 1995
10. BURR-BROWN DATA BOOK, 1993
11. H. W. Ott, Noise Reduction Techniques in Electronic Systems, John Willy & Sons, 1989.
12. R. Cooper, EEG Technology: Butterworths, 1980.
13. R. G. Irvine, Operational Amplifiers: Prentice-Hall, 1981.
14. U. Tietze, Advanced Electronic Circuits: Springer-Verlag, 1978.
15. 유 선국, "32 채널 고성능 EEG 증폭기의 개발", 상공자원부 보고서, 1994.