

CSA 시스템을 위한 뇌파양극증폭기

박성제*, 유선국**, 김선호***, 김동준****, 윤형로*, 김남현**

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과*,

연세대학교 의과대학 의용공학교실**, 신경외과학교실***,

청주대학교 공과대학 정보통신공학과****

Bipolar EEG Amplifier for CSA System.

S.H.Park, S.K.Yoo, S.H.Kim, D.J.Kim, H.L.Youn, N.H.Kim

Graduate School, Dept. Biomedical Eng., Yonsei Univ.,*

Dept. Biomedical Eng., ** Neurosurgery, *** College of Medicine, Yonsei Univ.,

Dept. Communication & Information Eng., Chung-Ju Univ.****

ABSTRACT

The EEG amplifier satisfies high gain, high common mode rejection ratio(CMRR), high input impedance, low thermal drift, low noise and good d.c. performance.

The Bipolar amplifier of this paper satisfies above categories and aim at minimization of the ESU(electric surgical unit)interference.

1. 서론

그림 1은 본 연구에서 구성한 EEG 증폭기 시스템의 전체 블록도이다. EEG 증폭기는 크게 진단 증폭부와 주증폭부로 나누어지며 진단 증폭부는 전극의 영향을 줄이기 위한 차동증폭기버퍼부, 차동증폭기, 전기수술기의 영향을 줄이기 위한 고주파 제거 필터, 누설전류에 의한 환자의 안전과 주 증폭기와의 잡음을 분리하기 위한 분리증폭기, 60Hz에 의한 공통선 잡음을 제거하기 위한 접지구동회로로 구성하였으며, 진단 증폭부의 모든 전원은 안전을 위하여 DC-to-DC 변환기를 사용하여 주전원과 분리 전원을 분리시켰다.

분리되어 입력되는 뇌파 신호는 주증폭기를 거쳐 버퍼를 경유하여 주증폭기에 입력된다. 주증폭기에 입력된 신호는 전력선에 의한 잡음, 직류의 변동, 앰프에 의한 잡음 근전도 신호에 의한 잡음을 제거하기 위하여 60Hz 대역제거 필터, 저역통과 필터, 고역통과 필터를 거친후에 뇌파의 신호 크기에 따라 이득을 가변하는 가변이득 조정부를 거쳐 최종 증폭된다.

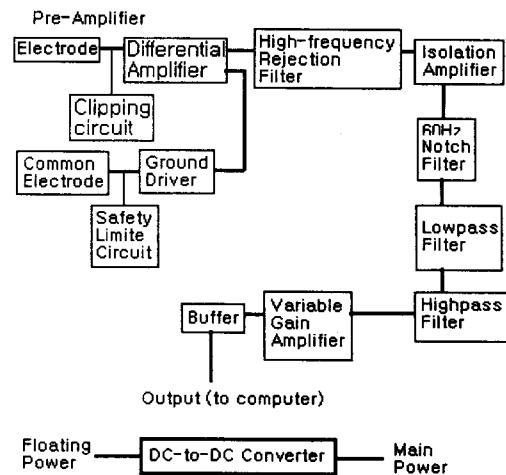


그림 1. EEG 증폭기 시스템

2. 뇌파 증폭기의 구성

1) 전극

전극은 일반적으로 사용하는 Ag, Ag-Cl 표면 전극을 사용하였고 전도성 뇌파 젤리를 사용하여 고정하였다. 이 경우 1.28v의 반전지전위를 보이며 10 - 30kΩ 정도의 소스 임피던스를 갖는다.

2) 차동증폭기의 버퍼부

10 - 30kΩ 정도의 소스 임피던스를 갖는 전극의 영향을 줄이기 위하여 전극에서 입력된 뇌파 신호는 제일 먼저 차동증폭기의 버퍼부를 거쳐 차동증폭기에 입력된다. 임피던스 변화기로는 Precision, 16MHz CBFET 연산증폭기 AD845(Analog -

Devices Co.)를 사용하였다. 이 증폭기는 고주파에서도 높은 CMRR을 가지고 있어서 입력단으로 들어오는 고주파 공통성분 잡음을 제거할수 있다.(10 Mhz 에서 40db의 CMRR을 갖는다) 출력 저항 값은 5 Ω의 임피던스 특성을 갖는다. 차동증폭기의 버퍼부에 뜻하지 않은 고전압이 흐를 경우 증폭기가 고장이나 전원에 노출될수 있으므로 버퍼를 최대한으로 보호하기 위하여 네온 램프와 다이오드를 이용하여 Protection circuit을 만들었다. 이때 사용된 다이오드는 누설전류가 0.001nA인 다이오드를 사용하였다.

3) GROUND DRIVER

전치증폭기의 차동입력 회로의 CMRR에 의해 상쇄 시킬수 있는 공통입력전압은 한계가 있다. 또한 최대 100μV의 뇌파 신호에 대하여 최대 10 v까지 유도되는 인체 유도 전류에 의한 공통전압은 발생 부위에서 해결해야 한다. 접지 구동기는 차동증폭기의 버퍼부를 통과한 공통 입력 전압을 근사적으로 등전위 분포를 갖는 인체의 임의의 측정부위에 위상 반전된 전계를 구동하여 공통 유도 전압에 대한 저임피던스 통로를 제공함으로써 차동증폭기의 버퍼부에 입력되는 공통전압의 전위를 상쇄시키게 된다. 차동증폭기의 버퍼부는 능동 제한 구동에 따른 불안정 상태에 따른 발진을 방지하기 위하여 주파수 보상을 한다. 또한 차동증폭기의 버퍼부 출력단에 2개의 FET를 이용하여 차동증폭기의 버퍼부가 전원에 노출되었을 경우 환자로 흐르는 누설전류를 제한하는 스위치를 만들었다. 이때의 전류는 100μA이하로 제한하였다.

4) 차동 증폭기

차동증폭기는 높은 CMRR과 Wide Bandwidth 특성을 갖는 High Speed, Low Power Monolithic 연산증폭기인AD849 (Analog Devices Co.)를 사용하였다.

AD849의 특성을 보면 725 Mhz gain Bandwidth를 가지고 있으며 300 v/μs 의 slew rate의 특성을 가지고 있어 전기응고기로부터 나오는 수백kHz에서 수 Mhz의 공통선 신호를 최소한으로 억제시킬수 있다. 차동증폭기에서는 뇌파의 입력 신호를 사용한 증폭기의 특성에 의하여 약 25배 증폭한다.

5) Safety Limite Circuit

임피던스 컨버터부는 버퍼역활을 한다. 이 버퍼부에 예상외의 높은 전압이 흐르게 되면 손상을 가져올수 있다. 이때 환자는 전원에 노출되게 된다. 환자가 전원에 노출시 환자로의 전류를 최소한으로 줄이기 위해 2개의 FET를 이용하여 스위치를 만들었다. 이때 사용한 FET는 PN4117(NATIONAL SEMICONDUCTOR Co.)로 누설전류가 최대90μA 이하이다.

6) 분리 증폭기

뇌파 측정시의 안전을 위하여 전극당 최대 누설전류는 50μV 미만으로 제한하여야 하며, 뇌파증폭기의 케이스를 통한 교류 전원 공급단으로의 최대 누설전류는 100μV로 제한하여야 한다. 또한 뇌파증폭기의 출력은 아날로그 디지털 변환기를 거쳐 컴퓨터에 입력 되므로 주증폭기의 전원 선과 접지간에는 고주파 디지털 스위칭 잡음이 포함된다. 이러한 문제를 해결하기 위해 전치 증폭기와 주 증폭기의 전원과 접지를 ISO100(Burr Brown Co.)분리 증폭기를 사용하여 분리하였다.

7) 60Hz 노치 필터

전단 증폭기에서의 차동 입력단의 CMRR에 의하여 인체유도 전류에 의한 전력선 잡음을 해결 하였으나, 전극선 유도 전류에 의한 전원선 잡음은 전극간의 임피던스 불평형에 의하여 노말 모드 신호로 변환되었다.

5 kΩ의 전극의 불평형에 대하여 약 30μV의 전원 잡음의 존재는 전치 증폭기에서 1000배 증폭되어 30 mV의 60Hz 잡음 성분으로 존재한다.

이러한 잡음을 제거하기 위하여 Universal Dual LTC 1060 (Linear Technology Co.) SCF (Switched Capacitor Filter)필터를 사용하여 2차 노치필터를 구성하였다. Q factor를 약3으로 하여 약 45db의 잡음 제거 능력에 의하여 30μV의 잡음은 약 0.3μV 이하로 감소 시킬 수 있다.

8) 저역 통과 필터

노치필터를 통과한 뇌파신호에는 SCF필터에서 사용된 6kHz 샘플링 클락잡음과 전치증폭기에서 발생한 고주파성 열잡음이 포함된다. 또한 두피와 전극의 접촉에 의한 근전도 잡음, 심장의 전기적 신호가 피부를 따라 전도된 미세한 크기를 갖는 심전도 잡음이 포함되게 되므로 뇌파의 측정시에는 저역통과 필터를 포함하여야 한다. 특히 뇌파 증폭기를 컴퓨터에 인터페이스를 하기위한 디지털 변환시에는 샘플링 이론에 의하여 신호대역을 제한하여야 하며, 선형위상 특성을 만족하여야한다. 따라서 저역통과 필터는 전달영역이 가장 안전하고 리플이 없는 버터워스 필터를 이용하여 70Hz저역통과 필터를 구성하였다.

9) 가변 이득 증폭기

뇌파 측정시의 임상 요구와 환자의 상태, 연령에 따라 뇌파 신호의 크기는 10 μV에서 100μV 까지 가변된다. 그러므로 설계한 뇌파 증폭기는 전치증폭기에서의 1000증폭을 기준으로 하여 1, 1.25, 2, 5, 10, 20, 50, 100배 등의 증폭도를 가변할수 있도록 하였다. 이때 정확한 이득률을 얻기 위해 LF13007

Digital Gain Set (National semiconductor Co.)을 이용하였다. 한편 LF13007의 가변이득은 3-bit Digital input을 가지고 있어서 Microprocessor로 이득을 조절할수있다. 증폭된 신호는 고입력 임피던스를 갖는 버퍼회로를 통하여 컴퓨터에 입력 시킴으로서 누설전류의 영향을 감소시켰다.

3. 실험 및 결과

1) 뇌파신호의 적용

구현된 양극증폭기의 성능을 평가하기 위해 정상인의 뇌파와 들쥐(gerbil)의 뇌파를 측정하였다.

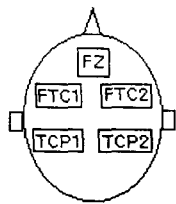


그림2 사람에 대한 뇌파 전극 배치도

정상인의 뇌파 측정시 전극은 뇌양쪽의 파형을 비교하기위해 그림2와 같이 붙였다.

① 정상인의 뇌파

정상인의 뇌파는 눈을 감았을 때 α 가 우세한 파형이 나오며(그림3) 눈을 뜨게 되면 피크가 사라지고 α 가 blocking되면서 θ 파가 우세한 파형이 나오게된다(그림4).

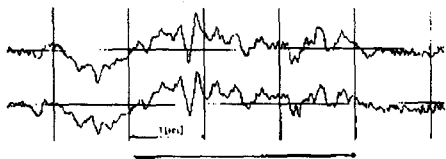


그림 3) θ 파(4-7Hz)가 우세한 파형

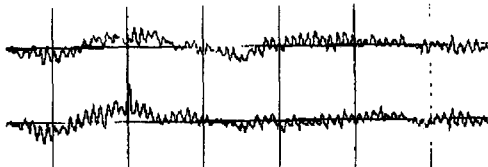


그림 4 α 파(8-13Hz)가 우세한 파형

② 들쥐의 뇌파실험

구성된 증폭기가 전기수술기로 부터 발생하는 고주파 잡음의 영향을 받는지 유무를 판단하기 위해서 들쥐의 뇌파실험을 하였다. 그림5는 전기수술기의 간접적인 영향에 대한 결과를 얻기위해 전기수술기에 전원을 공급한 상태의 뇌파이고 그림 6은 전기수술기를 사용하여 cut또는 coagulation했을 때

의 뇌파 출력 파형이다.

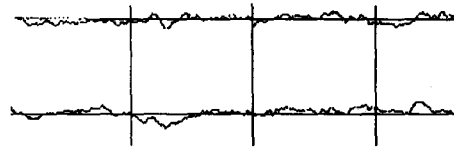


그림5) 전기수술기의 간접적인 영향을 받은 뇌파



그림6) 전기수술기에 영향을 받은 뇌파

4. 결론

본논문에서는 뇌파측정시 포함된 잡음을 제거하고 순수한 뇌파만을 얻을수 있는 뇌파증폭기를 설계하였다. 특히 전기수술기에 의한 직접적인 혹은 간접적인 영향에 민감하던 기존의 증폭기에 비하여 전기수술기의 간접적인 영향은 완전히 제거되었으나 직접 전기수술기를 사용할 때에 잡음의 제거능력은 여전히 떨어졌다. 또 Bi-polar amplifier를 만듦으로써 기존에 여러개 필요하던 전극의 수를 반이하로 감소시켜 수술실에서의 뇌파측정시 간편함을 가져다 주었고 뇌 양쪽반구의 뇌파를 한층더 쉽게 이해할수 있게 되었다. 환자의 전기적 안전도에 있어서도 인체구동기회로 출력단에 FET SW를 사용하여 임피던스컨버터부의 버퍼가 고장났을때의 환자로의 누설전류를 100 μ A이하로 제한하였다.

*Acknowlegment

본연구는 1996년도 보건복지부의 보건의료사업의 결과이다.

4. 참고문헌

- 1)John G. Webster, " How to prevent 60-Hz interference ", Medical Instrumentation, Vol.13, No.5, pp.302-303, Sept.1974
- 2)John M.Brown Introduction to Biomedical Equipment Technology " Elctrosurgery Unit Filtering " pp.133-135
- 3)AD845 Technical Data Speccification :ANALOG DEVICE DATA BOOK
- 4)AD849 Technical Data Specification : ANALOG DEVICE DATA BOOK
- 5)PN4117 Technical Data Specification : NATIONAL SEMICONDUCTOR
- 6)LTC1060 Technical Data Specification :

LINEAR TECH. DATA BOOK

7)ISO100 Technical Data Specification :

BURR-BROWN DATA BOOK

8)EEG Technology " Bipolar Derivation "

pp.34-37

9)C.L.Levkov, "Technical note. Amplification of biosignals by body potential driving", Med. & Biol. Eng. & Comput. ,pp.248-250, March 1982

10)J.Szynowski, " CMRR ANALYSIS OF INSTRUMENTATION AMPLIFIER " Electronics Letters, Vol.19, No.14, pp.547-549, July 7 1983