

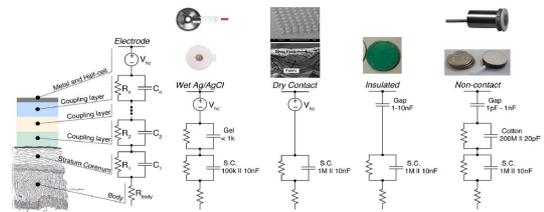
초소형정밀기계기술이 적용된 뇌파센서의 신호 증폭 회로설계

최성자\*, 이승한, 조영택, 조한욱\*\*  
충남대학교

The amplifier-circuit design of EEG sensor based on MEMS

Sung-Ja Choi\*, Seung-Han Lee, Young-Taek Cho, Han-Wook Cho\*\*  
Chungnam National University

**Abstract** - MEMS(Micro Electro-mechanical System) are getting attention as promising industry in the 21st century. Car air bags, acceleration sensors, and medical, information appliances are being actively applied in MEMS. This paper suggest the electrical electrodes of brain signal applied MEMS model and the prototype design for EEG signal amplification circuit. Also, we suggest an independent BCI(Brain Computer Interface) system with brain electrical signal of electrode models and wireless communication platform.



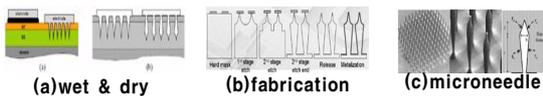
<그림 2> 전극유형에 따른 전기적 결합과정 비교

1. 서 론

초소형 정밀기계기술(MEMS: Micro Electro-mechanical System)은 21세기형 유망산업으로 주목받고 있으며, 자동차 에어백 가속도 센서 및 의료, 정보 기기 분야 개발에 활발히 적용되고 있다. 특히, 의료용 진단 키트 연구 개발이 활발히 이루어지고 있다. 본 연구에서는 초소형 정밀기계기술을 활용하여 초소형의 뇌파인터페이스 모델을 제시하고 온칩 유형의 집적회로를 통한 신뢰도 향상과 소량의 소자 집적을 통하여 뇌파분석시간을 줄일 수 있는 플랫폼에 독립적인 뇌파인터페이스 시스템을 제안하며, 이를 제공하기 위한 뇌파신호 증폭 회로를 설계하였다.

뇌파센서(EEG Sensor: Electro Encephalo-Graph Sensor)는 뇌파를 측정하는 장치로써, 뇌파는 오감파 사고활동으로부터 발생하는 신경자극에 의해 분극상태로부터 탈분극시 생기는 활동전위의 시공간적 합을 의미한다. 실제 측정시, 뇌표면의 크기는 10mV정도이지만, 저항이 높은 두개골(skull)을 통해서 전달되므로 뇌신호는 감쇄되어서 1~100uV정도의 크기를 가지게 된다. 신호의 세기는 1~20Hz로써 뇌신호의 분석을 통해 응용 시스템에 적용하기에는 신호의 세기가 약하므로 대다수의 생체신호 시스템은 뇌신호의 세기를 증폭하여 시스템에 적용한다. 추출된 뇌신호는 뇌파해석을 통해 뇌신호의 특성에 따라 분류된다. 뇌신호의 특성은 주파수영역에 따라서, 깊은수면이나 심각한 뇌질환의 델타파(Delta wave: 0~4Hz), 낙망이나 좌절상태의 세타파(Theta wave: 4~8Hz), 안정상태의 알파파(Alaph wave: 8~13Hz), 활발한 정신적 활동상태의 베타파(Beta wave: 13Hz~22Hz)로 분석되어 의용시스템 및 뇌활용 인터페이스 시스템에 적용된다[1].

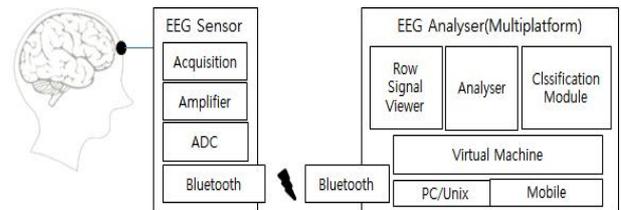
뇌전도 신호를 측정하기위한 전극의 유형은 습식, 건식, Active 전극과 마이크로 니들의 유형이 있다. 습식전극은 Ag/AgCl 소재로 제작된 원형의 전극으로 두피에 전도성 젤을 사용하여 접촉시킨다. 다채널 전극을 장시간 부착하여 불편함과 불쾌감을 느끼기 쉬운 반면, 건식 전극은 전도성 젤을 사용하지 않으며 두피 비접촉 형태로 전기적 접촉 성능을 얻을 수 있다. Active 전극의 입력 임피던스는 크고 출력 임피던스는 작은 특성을 갖도록 기능적 증폭회로를 사용하여 임피던스 변환회로를 사용한다. 마이크로니들의 유형은 금속, 폴리머, 실리콘형태의 어레이로 구성되며, 습식과 건식 전극으로 설계가 가능하며 높은 임피던스와 낮은 수준의 노이즈로 뇌전도 파형을 얻을 수 있다. 그림 1에서는 제시된 뇌전극 모델에서 제공 가능한 마이크로 니들의 집합과정과 예를 보여준다 [2]. 또한, 그림2에서는 전극유형에 따른 신체의 전기적 결합과정을 보여주고 있으며, 일반 전극과 침습형의 전극보다 건식의 전극이 적은 전기적 결합과정을 보여줄을 알 수 있다[3]. 이를 통해 제시된 뇌파전극모델의 소자가 적게 적용됨을 확인할 수 있다.



<그림 1> 마이크로 니들 전극

그림3에서는 제안된 뇌파 전극 모델과 뇌전기신호를 측정하고 뇌신호분석을 위해 제시된 시스템 구조를 보여준다. 제시된 뇌파인터페이스 시스템의 구조는 초소형 정밀기계기술의 제작공정을 통해 제작이 가능한 뇌파감지센서(EEG Sensor)영역과 뇌파 분석을 위해 플랫폼에 독립적인/멀티 플랫폼 지원이 가능한 뇌파분석기 영역으로 구분되어 있다. 서버시스템의 독립적인 플랫폼을 제공하기 위한 가상화 솔루션 지원과 3D뷰어를 통한 분석 데이터의 가시성을 제공한다.

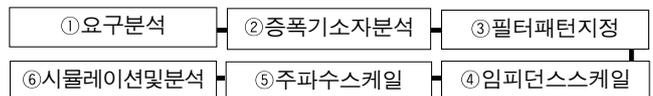
또한, 기존의 젤유형과 비침습형/비접촉형 전극의 단점을 보완, 초소형 정밀기계기술을 통해 마이크로 니들(폴리머/실리콘 유형)을 최하단 부분의 전극으로 활용하여 뇌파신호를 획득하고, 증폭회로를 통해 해당 주파수(60 Hz)로 필터링 후 아날로그 디지털변환기를 통해 뇌파 신호를 수치화한다. 추출된 뇌신호 수치는 블루투스를 통해 분석 시스템으로 무선전송 되고 뇌파신호 분석 모듈을 통해 해석된다. 본 논문에서는 초소형 뇌전극 모델과 플랫폼에 독립적인 뇌파 인지시스템을 제시하고, 이를 지원하는 뇌 전기신호 증폭회로의 프로토타입의 설계 및 실험과 검증을 제공한다.



<그림 3> 뇌파인터페이스 시스템구조

2. 뇌 전기신호 증폭 회로 설계

2.1 뇌 전기신호 증폭회로 설계 요구사항 분석



<그림 4> 뇌 전기신호 증폭회로 설계 프로세스

뇌전기신호 증폭회로 설계과정은 그림4의 프로세스를 통하여 개발되었다. ①요구분석과정에서 이상적인 증폭기의 특성에 따른 기준으로 입력 임피던스는 무한대이며 출력 임피던스는 0이어야 한다. 증폭도를 무한대로 할 수 있으며, 대역폭이 DC에서 무한대 주파수까지이고, 잡음이 없고, 입력이 0일 때 출력도 0이다. 바이오 포텐셜 증폭기의 특성도 한 고려하여 설계한다. ②증폭기소자의 비교 분석 과정에서는 증폭기소

자에 대한 측정 파라미터로서 이득, 샘플율, 웨이브 영역, 유발된 웨이브 영역, 테스트 및 참조 포인트 등 파라미터에 대하여 비교분석 후 해당 증폭기 소자의 선택이 이루어진다. ③필터 패턴 지정 과정에서는 원하는 주파수의 필터를 전극의 소재에 따라 필터과정과 차수가 다르므로 저역통과, 고역통과, 밴드패스, 체르스비패스, 노치필터 등의 패턴필터와 차수에 따른 회로요구사항에 맞도록 선택하여 설계한다. 가능한 한 차수를 줄여서 설계하여 소자의 사용을 줄임으로써 비용절감이 이루어지도록 한다. ④임피던스 스케일 과정과 ⑤주파수 스케일과정에서는 전체 진폭 이득은 100~100,000, 최대 입력 임피던스는 100MΩ, 공통잡음제거비(CMMR)는 100dB, 차단주파수는 0.1~0.7Hz에 준하여 설계하도록 한다. 설계된 뇌파 증폭 회로도에 대한 ⑥시뮬레이션 및 분석과정에서는 TINA-TI를 활용하였다. 표1에서는 Analog Device사의 의학용으로 제공되는 opAmp 211소자에 대한 특성표이다. 저소음, 저전력의 1배혹은 100배 증폭이 가능한 소자이다.

〈표 1〉 opAmp211의 특성표

조건	파라미터	단위
이득(Gain)	Unity/100	
채널수	1	
공통잡음제거비(CMRR)	114	dB
가능 설계 주파수(1차수기준) 범위	40/80	Hz
입력전압노이즈(Input Voltage)	80nVpp	V
참조 포인트(Reference point)	F1	
DRL 포인트(DRL point)	NZ	

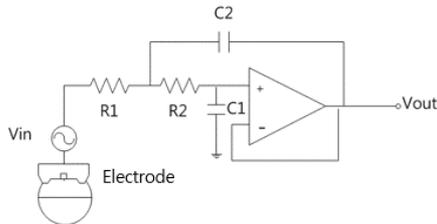
## 2.2 뇌전기 신호 획득용 전극 모델 및 회로설계

### 2.2.1 뇌전기 신호 획득용 전극 모델

제안된 뇌파 센서 모델의 주요 계층은 마이크로니들 계층, 3D 회로 코딩 계층, 최상위 소자 연결 계층으로 구성되어 있으며, 마이크로니들 전극을 통해 측정된 정보는 제시된 증폭기를 통해 필터링하여 해당 주파수를 추출한다.

### 2.2.2 뇌신호 증폭 회로도

뇌신호 증폭회로 최적의 임피던스 얻기 위해 스미스 차트를 이용하여 식(1)의 복소 임피던스를 적용하였으며, 스미스 차트상의 해당 위치에 따른 기하학적 제약을 구하여 이용 가능한 회로소자, 공간, 주파수 특성에 따라 적절하게 매칭회로를 구성하였다.



〈그림 5〉 뇌신호 증폭회로 설계

뇌신호 증폭 회로도에는 60Hz의 파형을 추출하기 위해 2차 저역통과 필터(Second order sallen-key low-pass filter)를 적용하여 설계하였으며, 그림 5에서는 뇌신호 증폭회로 설계의 프로토타입 유형의 회로도도를 보여주고 있다[4].

회로구성 소자의 구성은 다음과 같다. 두 개의 저항을 사용하며 R1과 R2를 구성하여 2차 순차를 가지며 저항값은 27kΩ을 사용하였으며, 커패시터의 값은 0.1μF를 사용하여 저역통과필터 회로를 구성하였다. 식(1)의 복소 임피던스를 스미스차트의 Q(선택도) 특성을 적용하여 설계하였다.

$$Y_c(j\omega) = g_c + j\omega C_c \quad (1)$$

## 3. 시뮬레이션 및 분석

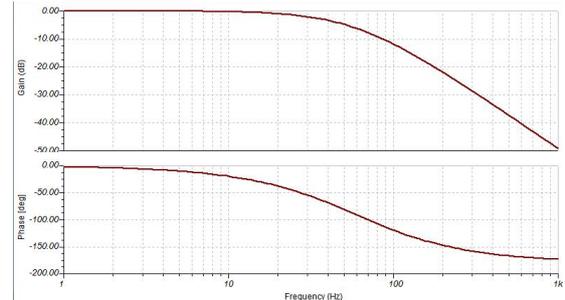
제시된 뇌파 증폭 회로를 분석한 결과 차단주파수, 선택도는 다음과 같다. 차단주파수(cut off frequency)는 식(2)와 식(3)을 통해 58.94Hz의 60Hz 목표 주파수의 근사치를 얻었으며, 식(4)에 따라 Quality factor는 0.5, 위상마진은 0Hz로 설계 및 시뮬레이션 되었다. 전이함수(Transfer function)는 식(3)과 같다.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R1 C1 R2 C2}} \quad (2)$$

$$\frac{Vout(s)}{Vin(s)} = \frac{(2\pi f_c)^2}{s^2 + 2\zeta(2\pi f_c)s + (2\pi f_c)^2} = \frac{137174.211248}{s^2 + 740.740740741s + 137174.211248} \quad (3)$$

$$Q = \frac{1}{2\zeta} \quad (4)$$

뇌전기신호 센서와 연동되는 뇌전도 증폭회로의 검증을 위해 그림 6에서는 시뮬레이션 된 보우드 선도를 통해 주파수 응답특성을 확인 할 수 있다.



〈그림 6〉 뇌신호 증폭회로에 대한 응답 특성

기존의 상용 뇌파센서와 제안된 센서의 특성에 대하여 표2에서 비교 분석하였다[5]. 제시된 모델은 마이크로 니들과 뇌전도 증폭회로의 결합을 수행하고, 뇌전도 증폭회로의 안정성과 신뢰도 보여주고, 소수의 소자를 사용하여 설계 가능하다.

〈표 2〉 뇌파센서 특성 비교분석

	Neuro Sky	Emotive Epoc	Quasar	g.Nautilus	imec	IEC Standard	Proposed Sensor
공통잡음 제거비				>120dB			>100dB
대역폭	3-100 Hz		0.02-12 0Hz	0.1-40 Hz	0.3-1 00Hz	0.5-5 0Hz	0.1-60Hz
채널수	1	14	12	32	8(4)		1
커패시터 전극	Dry	Wet	AC Dry	DC Dry	AC Dry	Gel	AC Dry
무선	BT	Proprietary	Proprietary	Proprietary	BT		BT

## 4. 결 론

본 논문에서는 안정성 있는 뇌파신호 획득을 위해 MEMS기술이 적용된 전극모델과 뇌파인터페이스 시스템을 제시하고, 뇌신호 증폭회로를 설계하였다. 향후 연구에서는 설계된 뇌파 증폭 회로를 기반으로 획득된 데이터의 상관계수와 응집력에 대한 분석을 통해 뇌신호를 가시화한 소프트웨어모듈을 개발하고, 1채널의 회로설계에서 다채널 증폭회로 설계 확장이 요구된다.

## [참 고 문 헌]

- [1] Amine Nait-Ali, "Advanced Biosignal Processing", Springer.
- [2] Chin-Teng Lin, Li-Wei Ko, Jin-Dhern Chou, Jeng-Ren Duann, Ruey-Song Huang, Sheng-Fu Liang, Tzai-Wen Chiu and Tzyy-Ping Jung, "Noninvasive Neural Prostheses Using Mobile and Wireless EEG", Proceedings of the IEEE, Vol. 96, No. 7, pp. 1167-1183, July 2008.
- [3] Yu Mike Chi, "Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review", IEEE REVIEWS IN BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 3, pp. 106-119, 2010.
- [4] Jim Karki, "Active Low Pass Filter Design", Application Report, SLOAO49B, September, 2002.
- [5] Vojkan Mihajlović & Ruud Vullers, Senior, "Wearable, Wireless EEG Solutions in Daily Life Applications: What are we Missing?", IEEE JOURNAL OF BIOMEDICAL AND HEALTH INFORMATICS, VOL. 19, NO. 1, pp. 6-21, 2015.