

---

# 다중 채널 심장전기도 주 증폭기를 위한 필터 설계

한영오\*

The design of filters for multi-channel cardiac activation main amplifier

Young-Oh Han\*

## 요약

본 논문에서는 다중 채널 심장 전기도 주 증폭기의 중요한 부분인 필터를 설계하고 시뮬레이션을 통하여 성능을 분석하였다. 주 증폭기는 샘플/홀더, 가변 고역통과 필터, 노치 필터, 가변 저역통과 필터로 구성된다. 필터는 기존의 64 채널의 공간 분해능을 향상시키기 위하여 128채널을 고려하여 설계되었다.

## ABSTRACT

In this paper, the filter design and simulation are performed to construct the multi-channel cardiac activation main amplifier. The main amplifier consists of sample and holder, variable high pass filter, notch filter, variable low pass filter. The general 64 channel configuration is expanded into 128 channels to enhance the spatial resolution and the filter is designed for 128 channels cardiac activation main amplifier.

## 키워드

cardiac activation main amplifier, high pass filter, notch filter, low pass filter

## 1. 서론

Allessie, Witkowski 등과 Kramer 등도 미니 컴퓨터를 이용한 심장전기도 시스템을 개발하여 심장의 전기 전파 경로를 정확하게 알 수 있도록 하였고, 여러 가지 심장부정맥의 자세한 기전을 연구하고 이에 대한 치료를 모색하며, 외과적 치료의 경과를 향시켜 왔다[1].

특히, 최근에는 다중 형판 전극(multiple electrode template)이 개발되어 이것을 심장에 부착시켜 전기신

호를 분석함으로써 아직 잘 알려져 있지 않은 심장부정맥의 기전을 연구하고, 원인이 되는 우회로(bypass tract)나 이소성 병소(ectopic focus)를 외과적으로 절제하고 있다. 이와 같이 심장부정맥의 기전 연구 및 Wolff-Parkinson-White 증후군의 환자에게서 나타나는 방실 회귀성 빈맥을 수술할 경우에는 짧은 시간(최소 1m/sec)내에 일어나는 심장전기전파 신호를 심장의 각 부위로부터 획득하여 종합적으로 분석하는 시스템이 필수적이다[2-3]. 다중 채널 심장 전기도 시

---

\* 남서울대학교 전자공학과(youngoh@nsu.ac.kr)  
접수일자 : 2010. 03. 11

심사완료일자 : 2010. 04. 12

시스템은 전치 증폭기와 주 증폭기로 분류할 수 있는데 특히 주 증폭기에서 가장 문제가 되는 것은 근전도 신호 혹은 증폭기 등의 전자 잡음을 제거하여 최적의 심전도 신호를 추출하여야 한다[4].

이러한 문제를 해결하고자 본 연구에서는 임상환경에 따라 차단 주파수를 가변할 수 있는 가변 저역 통과 필터(variable low pass filter), 노치 필터(notch filter) 및 가변 고역 통과 필터(variable high pass filter)를 설계하였다.

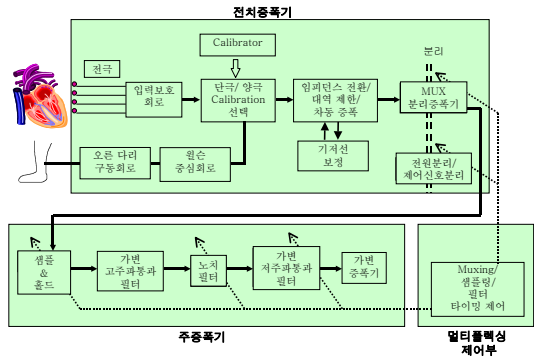


그림 1. 개심수술용 128채널 심전도 증폭기의 구성  
Fig. 1 128 Channel Cardiac Activation Amplifier Configuration for Open Cardiac Surgery

## II. 심장전기도 증폭기

개심수술용 128채널 심전도 증폭기의 전체 구성은 그림 1과 같이 크게 전치 증폭기, 주 증폭기, 멀티플렉싱 제어부로 나누어진다. 전치 증폭기는 입력된 심전도 신호에서 직류 오프셋을 없애고 증폭한 후, 시분할 방법으로 16채널의 신호 성분을 합쳐서 하나의 분리증폭기를 통해서 주 증폭기로 보내며 동시에 입력 신호의 기준을 잡아주는 부분이다. 주 증폭기는 분리증폭기의 출력을 샘플과 홀드 작용으로 다시 16채널의 성분으로 분류한 후, 필요로 하는 대역의 신호만을 추출해서 다시 증폭하여 최종 출력을 만드는 부분이다. 멀티플렉싱 제어부는 시분할을 위한 타이밍 제어 신호와 스위치드 커패시터 필터(Switched Capacitor Filter; SCF)의 클럭을 공급하는 부분이다[5].

전치 증폭기는 그림 1과 같이 인체로부터 생체 신호가 들어가기 전에 증폭기의 정상적인 동작을 확인할 수 있게 하는 조정(Calibration)신호 발생기, 강한 전압, 전류로부터 버퍼의 고장과 환자의 위험을 막을 수 있는 입력 보호회로, 입력 버퍼, 입력/조정 신호, 단극/양극 측정모드를 선택하기 위한 선택 회로, 증폭 이전에 불필요한 고주파 잡음을 억제하기 위한 저주파 필터, 직류 오프셋(offset) 억제와 증폭기의 장시간 포화를 막는 기저선 보정 회로, 시분할 전송을 위한 멀티플렉싱 회로, 분리 장벽으로 환자의 안전을 위한 분리증폭기로 이루어져 있다.

주 증폭기는 그림 2와 같이 분리 증폭기의 출력을 16개의 채널로 다시 분배하는 디멀티플렉싱 회로, 각 채널에 해당되는 신호만을 받기 위한 샘플과 홀드, 원하는 대역의 하위 주파수를 설정하는 가변 고주파 통과 필터, 전원의 60Hz 잡음을 제거하기 위한 노치 필터, 필요에 따라 노치 필터의 동작여부를 선택하는 스위치, 원하는 대역의 하위 주파수를 설정하고 불필요한 고주파 잡음을 없애는 가변 저주파 통과 필터, 신호의 상태에 따라 증폭률을 변화시킬 수 있는 가변 이득 증폭기로 구성된다.

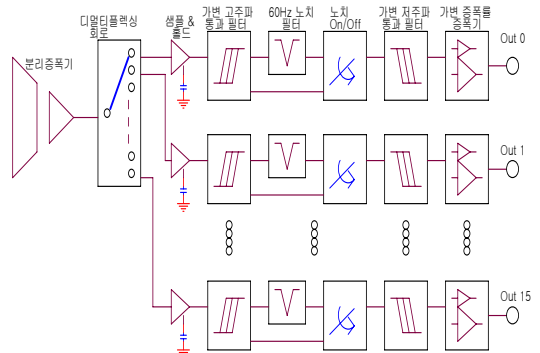


그림 2. 주 증폭기의 구성  
Fig. 2 Main Amplifier Configuration

### III. 가변 저역 통과 필터

심장전기도 신호 측정시스템에서는 다양한 잡음(근전도, 증폭기의 전자 잡음, 및 Demultiplex 및 Hold시유기되는 계단과 잡음)을 컴퓨터의 A/D 변환기로 들어가기 전에 억제하기 위해서 높은 roll off 특성을 갖는 저역통과 필터가 필요하다. 그러나 필터의 차단 주파수가 하나의 값에 고정될 경우에는 임상 상황이나 환자의 상태에 유연하게 대응할 수가 없으므로 그에 맞게 차단 주파수를 변화시킬 수 있어야 한다. 이를 위하여 LTC1062 5차 저역통과 필터 사용하여 설계하였다[6].

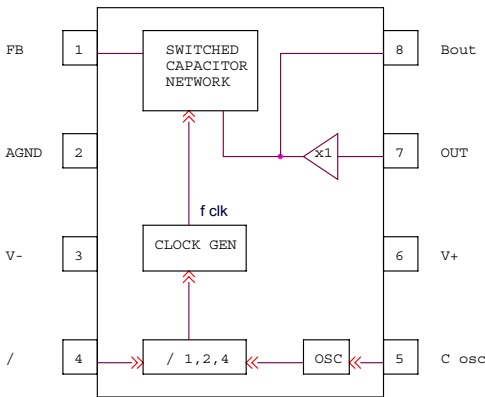


그림 3. LTC1062 5차 저역 통과 필터의 블록다이어그램

Fig. 3 Block Diagram of 5th Low Pass Filter with LTC1062

그림 3은 LTC1062 5차 저역 통과 필터의 블록다이어그램을 나타낸다. 4번 핀에 +5V의 전압을 가함으로써 내부 클럭 발생기의 출력 주파수는 5번 핀과 연결된 발진기의 주파수와 같도록 맞춰진다. 클럭 발생기의 주파수  $f_{clk}$ 과 필터의 cut off 주파수  $f_c$ 는 100:1의 관계가 성립해야 한다. 5번 핀에 외부 클럭을 인가하는 방식도 있으나 본 기기에서는 외부 커패시터  $C_{osc}$ 를 붙여서 self-clocked 방식을 사용했다. ±5V의 전원 전압을 사용할 때 내부 발진기의 주파수는 다음 식에 의해 결정된다.

$$f_{osc} = 140 \text{ kHz} \left( \frac{33 \text{ pF}}{33 \text{ pF} + C_{osc}} \right)$$

본 기기에서는 cut off 주파수를 50, 100, 250, 500Hz로 선택할 수 있게 하기 위해 analog multiplexer를 이용한 주파수 선택 회로를 사용하였다.

LTC1062를 사용한 5차 저주파통과 필터의 주파수 응답 곡선은 그림 4와 같다.

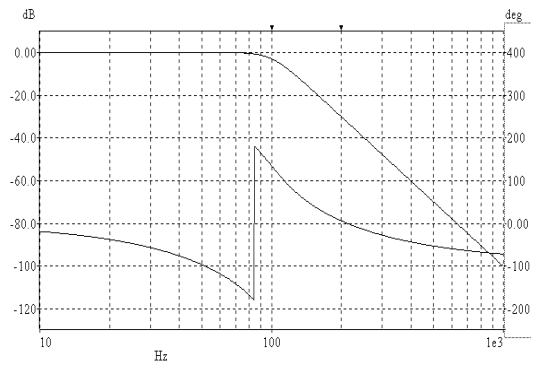


그림 4. 5차 저주파통과 필터의 주파수 응답 곡선  
Fig. 4 Frequency Response Graph of 5th Low Pass Filter

그림 5는 Switched Capacitor Filter를 이용한 노치 필터 LTC1060에 음은 제거되었으나 고주파의 스위칭 잡음이 혼입된 상의해 60Hz 잡음이 제거된 신호를 나타낸다.

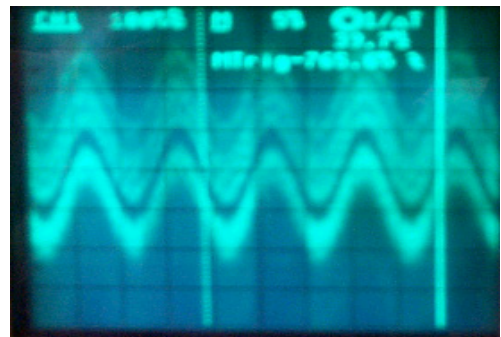


그림 5. 저역 통과 필터 통과 전 파형  
Fig. 5 Signal before Low Pass Filtering

그림 6은 Switched Capacitor Filter인 LTC1062를

통과한 후의 파형의 모습이다. 통과전의 파형이 고주파 잡음이 많이 끼어 있는 데에 반해 통과후의 파형은 고주파 잡음이 많이 제거된 안정된 모습을 보인다.

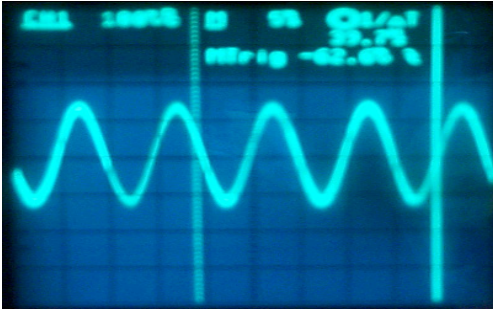


그림 6. 저역 통과 필터 통과 후 파형  
Fig. 6 Signal after Low Pass Filtering

#### IV. 노치 필터

전치 증폭기단에서 60Hz 공통선 입력 잡음은 RLD 회로, 고입력 임피던스 회로, 차동 증폭기의 높은 CMRR, 분리 증폭기에 의하여 해결 하였지만, 전극간 임피던스의 불균형과 전극선에 잔류된 전극선 유도 전류에 의한 잡음은 잔류되어 주 증폭기에 유입된다. 이러한 잔류성 잡음은 수술실에서의 심장 전기도 신호의 침투값 계산을 어렵게 하며 계산된 결과의 consistency를 상실하게 된다.

이러한 잡음을 제거하기 위하여 Universal Dual LTC 1060 (Linear Technology Co.) SCF(Switched Capacitor Filter) 필터를 사용하여 2차 노치필터를 구성하였다.

LTC 1060의 내부는 연산 증폭기, 케환 시스템의 서밍 포인트, 2개의 스위칭 회로 이론에 의한 적분기로 구성되어 있다. 따라서 SCF 노치 필터의 전달 함수는 내부 구성요소의 입출력 점을 상태변수로 정의하여 상태 방정식을 계산하면 다음과 같은 노치 필터의 2차 전달 함수를 계산 할 수 있다.

$$H(s) = \frac{H_0(S^2 + W_n^2)}{S^2 + S\left(\frac{W_0}{Q}\right) + W_0^2}$$

여기서  $H_0$ 는 노치필터 출력의 이득이고  $W_n = 2\pi f_n$  이며  $f_n$ 은 노치 주파수이다. 여기서  $H_0 = \frac{-R2}{R1}$ ,  $Q = \frac{R3}{R2}$ ,  $f_n = f_0$ ,  $f_0 = \frac{f_{CLK}}{100}$ 이다. Q

factor를 약 3으로 하면 2차 필터의 SCF 필터의 특성으로부터 약 45dB의 잡음 제거 능력을 얻을 수 있다.

저역 통과와 마찬가지로 Notch clock과 차단 주파수와의 이격은 100:1 이므로 6 KHz(60 HZ 차단주파수)의 클럭 주파수를 사용하게 되며 후단의 저역통과 필터와 동일한 필터를 사용하여 클럭 주파수 잡음을 제거할 수 있다. 노치 필터의 주파수 특성은 그림 7과 같다.

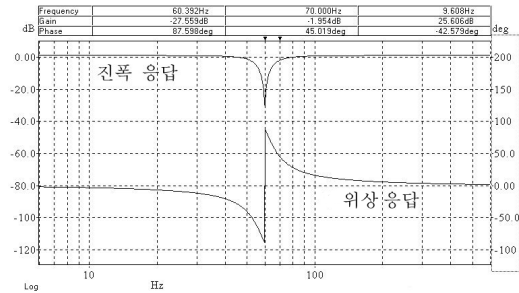


그림 7. 2차 노치 필터의 주파수 응답 곡선  
Fig. 7 Frequency Response Graph of 2th Notch Filter

#### V. 가변 고역 통과 필터

가변 고역 필터의 1차적인 목적은 직류 오프셋의 제거이며 다른 목적은 원하지 않는 저주파대의 신호를 제거하기 위함이다. 직류 오프셋은 전극을 부착할 때의 반전위 전위, 개별 연산 증폭기의 비완전성 등에 기인하는데, 이는 신호의 왜곡이나 증폭기의 포화를 가져오므로 제거되어야 한다[7]. 본 논문에서 사용한 1차 필터로 cut-off 주파수는 아래식과 같이 계산된다. 이 필터는 roll-off 특성은 떨어지나 저주파에서의 선형의 위상 응답을 갖는 것이 특징이다. 가변 고역 통과 필터의 차단 주파수는 0.16, 0.53, 1, 30 Hz로 변경할 수 있다.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_{var} C}$$

그림 8은 이 필터의 cut-off 주파수가 0.16Hz로 설정되어 있을 때의 진폭과 위상의 주파수 응답이다.

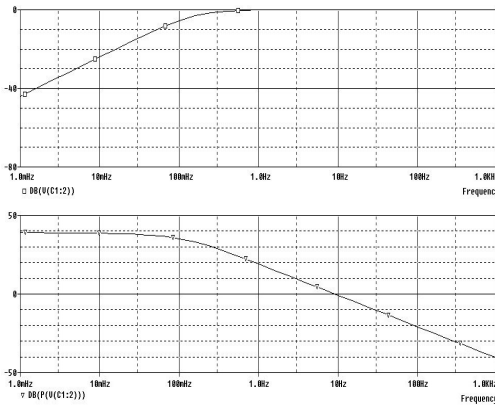


그림 8. 고역 통과 필터의 주파수 응답 곡선  
(a) 진폭 특성 (b) 위상 특성

· Fig. 8 Frequency Response Graph of High Pass Filter  
(a) Magnitude Response (b) Phase Response

## VI. 결 론

본 연구에서는 다중 채널 심장 전기도 주 증폭기를 제작에 있어 중요한 문제점인 근전도 잡음, 증폭기의 전자 잡음, 60Hz 전원선 잡음 및 Demultiplex 및 Hold시 유기되는 계단과 잡음 등을 컴퓨터의 A/D 변환기로 들어가기 전에 억제하기 위한 높은 roll off 특성을 갖는 저역통과 필터, 노치필터, 직류 오프셋 제거를 위한 고역 통과 필터를 설계하였다.

이를 위하여 Butterworth Switched Capacitor Filter인 LTC1062(Linear Technology Co.)을 사용하였다. 그 결과 Switched Capacitor Filter를 이용한 노치 필터 LTC1060에 의해 60Hz 잡음이 제거되었고 고주파 특성을 갖는 잡음신호를 안정적으로 제거할 수 있는 고역 통과 필터를 설계하였다. 또한 증폭기를 포화시키거나 왜곡된 신호 획득의 결과를 가져오는

오프셋 전압을 제거하는 가변 고역 통과 필터를 설계하였다. 특히 1차 필터의 구성은 roll off 특성은 떨어지지만 저주파수 대역에서 위상응답 특성을 개선하는 결과를 얻을 수 있었다.

향후 심장전문의와 함께 심전도 신호를 이용한 임상실험이 추가되어야 할 것이다.

## 참고 문헌

- [1] Rudolf F. Graf, : Encychropedia of electronic circuits, TAB, Vol.2
- [2] A.C. Metting VanRijn et al., "Amplifiers for bioelectric events: a design with a minimal number of parts", Med. Biol., Eng. & Comput., pp.305-310, 1994.
- [3] Bruce B. Winter and John G. Webster, "Driven right leg circuit design, " IEEE BME,-30, No.1, pp. 62-66, 1983.
- [4] A. Allesie et al., "Intra-atrial reentry as an mechanism for atrial flutter induced by acetylcholine and rapid pacing in the dog", Laboratory Investigation, Vol.70, No.11, pp.123-135, 1984.
- [5] Robert A. Malkin, "Constructing a multichannel Electrocardiography system from a few standardized, high level components, IEEE Eng., Med. & Bio., pp.34-38, 1998.
- [6] E.C. Ifeachor and B.W. Jervis, "Digital Signal Processing", Addison Wesley, pp.374-427, 2000.
- [7] M.E. Van Valkenburg : Analog Filter Design, Holt-Saunders Interational, 1998

## 저자 소개



### 한영오(Young-oh Han)

1886년 2월: 연세대학교 전기공학과 졸업 (공학사)

1989년 8월: 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학석사)

1985년 8월: 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학박사)

1996년 3월 ~ 현재: 남서울대학교 전자공학과 부교수

※ 주관심분야 : 디지털 신호처리, 의용공학