

생체신호용 능동 필터 설계를 위한 컴퓨터 알고리즘에 관한 연구

이영욱*

요 약

본 연구는 1MHz 대에서 인간의 생체 신호 측정용 인터페이스에 필수적으로 사용되는 10차 이하의 생체 신호용 능동필터를 설계하기 위한 컴퓨터 알고리즘을 구현하였다. 시간이 많이 걸리고 복잡한 계산을 요하는 수동적 설계의 단점을 개선함으로써 의학분야의 응용성을 제시하고 있다.

1. 서론

현재 생체 신호용으로 인터페이스 시켜 사용하는 필터들은 얻고자 하는 필요 신호특성에 따라 대개 4가지 종류의 필터를 단독 또는 조합 설계하여 사용하고 있다. 일반적으로 생체 신호용 필터들은 1MHz 이하의 신호대역에서 인체로부터 필요한 수 mV 대의 미약한 전기적인 신호를 약 800-1000배까지 증폭시켜 증폭된 생체 신호들로부터 필요 없는 신호들을 제거하고 필요한 신호들만 사용할 수 있도록 필터링을 하여야 하는 필터기술이 필수적이다. 얻고자 하는 필요한 신호 또는 정보는 신체의 부분마다 얻어지는 신호의 종류가 다르기 때문에 신체 부위에 따라 필터의 기능도 달라질 수밖에 없다.¹⁾ 필터기능을 갖는 회로에 있어서 패스(pass)는 어떤 주파수 대역(band of frequencies)을 통과하는 통과대역(passband)을 나타낸다. 비통과 대역 또는 비통과 주파수 대역은 정지대역(stopband)이라고도 부르며 이러한 주파수 대역에서는 전압이

득이 거의 0으로 된다.

생체 신호용 필터는 일반적으로 저역(low pass), 대역(band pass), 고역(high pass) 및 대역소거(band reject)의 기능을 갖는 필터들을 기본으로 하여 필터들을 조합하여 사용하는 것이 대부분이다.²⁾ 어느 일정한 주파수이하에서만 작동하는 저역 필터는 모든 필터의 기본적인 필터로서 사용되고 있으며 이 저역 필터를 기본으로 고역이나 대역 및 대역소거 필터 등을 설계할 수 있다. 저역 필터의 기능을 갖는 경우에는 능동 1차 저역 필터(active first order low pass filter), 능동 2차 저역 필터, 능동 3차 저역 필터 등과 같이 단독 또는 조합하여 저역 필터의 기능을 갖도록 설계 가능하며 대역, 고역 및 대역소거 기능을 갖는 필터들도 마찬가지로 방법으로 설계하여 사용할 수 있다. 이러한 필터들은 각각의 필터 기능을 갖기 위하여 필터링을 위한 이득(gain) 또는 감쇄(attenuation) 및 주파수 응답(frequency response) 등의 조건을 만족하는 기능을 갖도록 설계되어야 한다. 주파수 변화에 따른 위상변화는 기본 주파수의 신호를 필요로 하느냐 않느냐에 따라 달리 설계할 수도 있다.

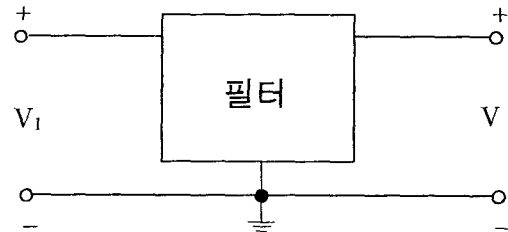
* 세명대학교 컴퓨터학과 부교수

일반적으로 필터들은 저항(resistor)과 캐패시터(capacitor) 및 인덕터(inductor) 등의 선형특성을 갖는 전자소자들로 구성되는데 필터 사용시에는 이들 구성소자들을 2개 이상 조합하여 설계하는 것이 보통이다. 필터는 증폭기(대개 연산증폭기)가 함께 사용되는 능동 필터와 그렇지 않은 수동 필터로 구분하며 인덕터(inductor)의 경우에는 필요한 값에 따라 적절한 용량(크기)을 갖는 인덕터들이 무선 주파수(radio frequency) 범위 내에서 널리 사용되고 있다. 낮은 주파수 대역에서는 대용량과 비교적 낮은 가격을 고려하는 경우, 저항-캐패시터(resistor-capacitor)로 구성되는 필터가 주로 많이 사용되며, 특히 높은 값의 비선형 특성을 갖는 인덕턴스(inductance)의 경우에는 철심을 갖는 비선형 인덕터(inductor)로 구성되는 소자들이 많이 사용된다.³⁾

위에서 언급한 바 있는 수동필터(passive filter)는 대부분 저항소자들을 사용하며 이러한 저항소자들만으로 구성된 수동필터는 전력이득(power gain)이 발생되지 않는다. 또한, 수동필터는 설계 시 물리적으로 구성이 간단하고 전원이 필요하지 않은 반면 고정된 주파수에서 동작한다. 수동필터는 회로의 일부분을 구성하기 때문에 수동필터의 특성을 계산할 때 해당회로의 소스 임피던스와 부하 임피던스(source and load impedances)의 특성을 고려하여야 한다. 만일, 필터회로의 소스 임피던스와 부하 임피던스의 특성이 변하게 되면 수동필터의 특성은 크게 변하게 되며, 소자(component)간의 상호작용을 고려하여 필터의 기능을 전반적으로 분석하여 결정하여야 한다.

한편, 능동필터의 경우에는 몇 가지 형태의 증폭회로(amplifying circuit)를 사용함으로써 전력이득(power gain)을 발생시키며 소스와 부하 임피던스의 효과로부터 필터의 각 단을 차단시

키기 위하여 버퍼 증폭기(buffer amplifier)를 사용한다. 필터의 각 단(each stage) 사이에 연결되어 있는 버퍼 증폭기는 단순히 각 단의 전달함수(transfer function)들을 곱하기만 하면 필터의 전달함수 특성을 쉽게 얻을 수 있다. 능동필터는 연산 증폭기(operational amplifier) 등의 능동회로와 고입력 임피던스 회로의 구성으로 입력 측에 우수한 차단능력을 가질 수 있고 대개 1MHz까지의 주파수에서 사용 가능하며 약 40dB의 전압이득을 얻을 수 있는 특성을 갖고 있다.⁴⁾ 그림 1은 능동 또는 수동의 단일 필터회로의 블록 다이어그램을 나타낸다.



(그림 1) 단일 필터회로의 블록 다이어그램

특히, 능동 필터회로의 수동 설계는 차수(order)가 많아지면 많은 시간과 노력을 들여야 하는 설계작업에 해당한다. 이를 컴퓨터 알고리즘에 의하여 설계를 자동화한다면 이러한 수고로움을 줄일 수 있으므로 이러한 생체 신호용 필터를 치료 목적에 따라 구현하기 위한 자동화 설계 알고리즘을 개발하였다.

본 논문의 제1장에서는 생체신호용 필터와 능동필터 설계의 필요성을 언급하고 제2장에서는 일반적으로 많이 사용하고 있는 1MHz 대의 10차 이하의 능동필터 설계 알고리즘을 위한 필터회로의 특성과 생체 신호 대역을 다루고 제3장에서는 컴퓨터 알고리즘에 의한 능동필터 설계 알고리즘의 실행 결과를 보여주고 있으며 제4장

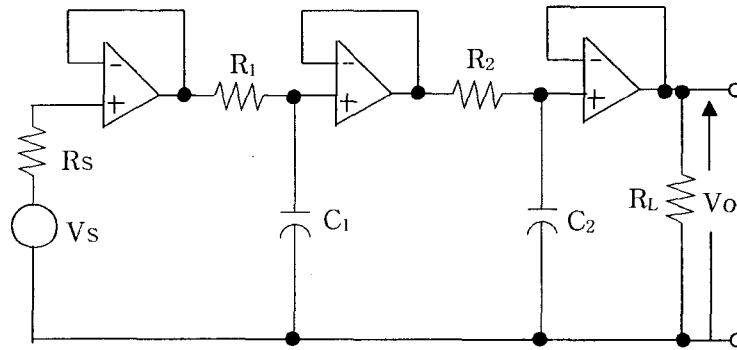
은 결론부분을 보여주고 있다.

II. 능동필터 회로 설계 알고리즘

2.1. 능동필터 회로의 차수 설계

능동필터 회로 설계 시 차수가 클수록 이상적인 필터 특성을 갖게 된다. 그러나, 설계의 복잡성은 커지므로 필터 설계 시 이점을 고려하여야 한다.

안 항들은 각 필터회로의 전달함수(Transfer function)들이다. 여기서 능동필터 회로의 증폭기 입력 임피던스는 대개 높고 매우 큰 캐패시턴스 값 대신 고저항 값을 사용함으로써 긴 시정수(Long time constant)를 가질 수 있다. 이러한 이유로 능동필터회로는 비교적 낮은 주파수에서(1MHz이하) 동작하는 경향이 있다. 능동필터회로에서 1차 필터회로의 이득은 데케이드 당 20dB(20dB per decade)씩 감쇄한다. 일반적으로 n차 필터회로의 이득은 데케이드 당 20ndB로 감쇄한다. 매우 고차의 필터회로(Very high order filter)는 구현하기가 쉽지 않다.



(그림 2) 복합 2차 능동 필터회로 예

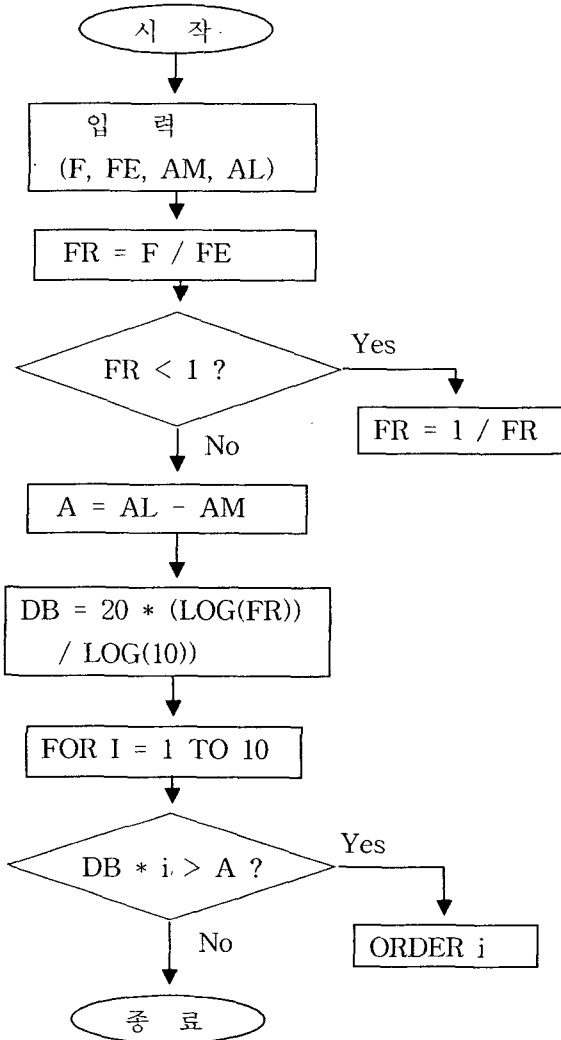
(그림 2)는 복합 2차 능동 필터회로의 예이다. (그림 2)의 능동 필터회로로부터 증폭기(operational amplifier)가 이상적이라면 다음 식을 얻는다.

$$V_0 = \frac{V_s}{(1 + j\omega C_1 R_1)(1 + j\omega C_2 R_2)} \quad (1)$$

$$= \frac{V_s}{1 + j\omega(C_1 R_1 + C_2 R_2) - \omega^2 C_1 R_1 C_2 R_2}$$

위 식 (1)의 좌측 첫 번째 항의 분모의 괄호

(그림 3)은 일반적으로 많이 사용하는 차수가 10차 이내인 능동 필터회로를 구현하기 위한 플로우 차트(flowchart)이다. 해당 필터회로의 최대 허용 감쇄율과 제거될 최소 허용 주파수, 주파수비 및 최소 이득차 등의 계산이 가능하다. 플로우 차트에서 F는 주파수(Hz), AM은 해당 주파수에서의 최대 감쇄율(dB), FE는 제거될 주파수(Hz), AL은 해당 주파수에서의 최소 감쇄율(dB)이며 i는 필터회로의 차수(order)이다.



(그림 3) 능동 필터회로의 차수를 구하기 위한 플로우 차트

2.2. 생체신호의 필터링 신호대역

인간의 생체신호는 각 신체부위와 신체 기능에 따라 얻어질 수 있는 신호의 주파수 대역들이 각기 다른 것으로 알려져 왔다.¹⁷⁾ 다음 <표 1>은 인간의 생체신호를 얻을 수 있는 측정법

위와 다양한 신호 주파수 대역을 나타내고 있다.

<표 1> 생체신호에 따른 주파수 대역

파라미터	측정범위	신호범위
혈액순환	1-300 ml/s	DC-20 Hz
혈압(동맥)	10-400 mmHg	DC-50 Hz
혈압(정맥)	25-400 mmHg 0-50 mmHg	DC-60 Hz DC-50 Hz
심전도(ECG)	0.5-4 mV	0.01-250 Hz
뇌전도(EEG)	5-300 μV	DC-150 Hz
근전도(EMG)	0.1-5 mV	DC-10 KHz
눈전위(EOG)	50-3500 μV	DC-50 Hz
전기충격 피부반응(GSR)	1-500 KΩ	0.01-1 Hz
위 pH 농도	3-13 pH units	DC-1 Hz
혈액 가스압력	0.1-100 mmHg	DC-2 Hz

2.3. 능동 필터회로의 특성

2.3.1. 능동 저역필터

이제 저역, 고역, 대역 및 대역소거 기능을 갖는 능동필터의 설계를 생각해 보자. 다음은 증폭기 하나를 갖는 능동 저역 필터의 예이다. 그림4의 능동 저역 필터회로의 주파수 이득(전달 특성)은 다음 식 (2)와 같이 구할 수 있다.

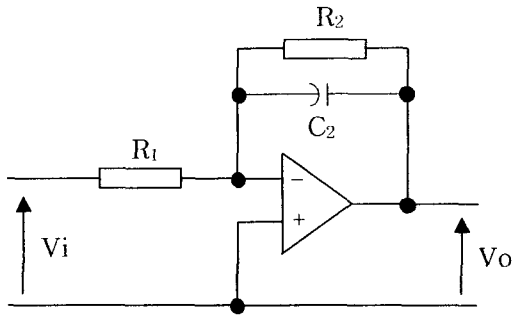
$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{Z_2}{Z_1} = -\frac{R_2}{R_1} \left(\frac{1}{1 + j\omega C_2 R_2} \right) = -\frac{R_2}{R_1} \left(\frac{1}{1 + sC_2 R_2} \right) \quad (2)$$

여기서 $s = j\omega(-\omega^2)$ 이다. 이 경우 저역 주파수인 경우이므로 $\omega \rightarrow 0$ 가 되어

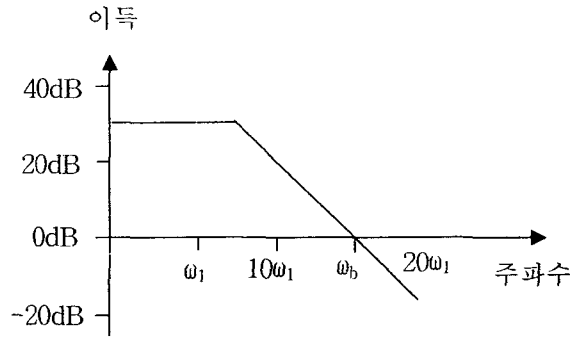
$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{R_2}{R_1} \text{로 된다. 시정수(time constant)}$$

$C_2 R_2$ 는 입력 저항 R_1 에 의존하지 않는다.

0dB를 통과하는 주파수(Break Frequency)는 ω_b 는 $\omega_b = 1/R_2C_2$ 이 된다.



(a) 능동 저역 필터



(b) 능동 저역 필터의 주파수 대 이득

(그림 4) 능동 저역 필터회로와 주파수 대 이득

2.3.2. 능동 고역필터

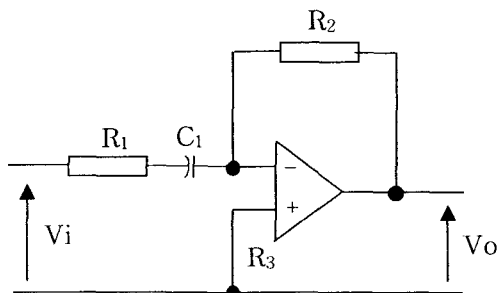
(그림 5)는 능동 고역필터회로와 주파수 대 이득(bode plot)을 나타내며 식(3)은 주파수 이득을 구하는 식이다.

$$= -\frac{j\omega C_1 R_2}{1 + j\omega C_1 R_1} \quad (3)$$

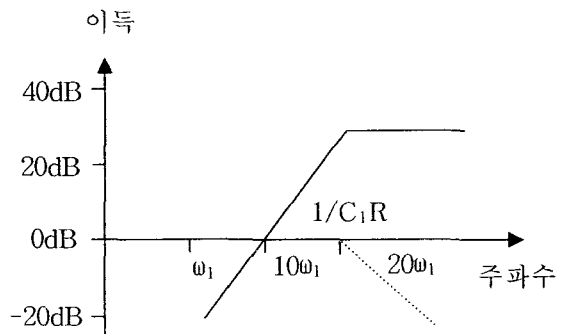
또는,

$$\frac{V_0}{V_1} = -\frac{Z_2}{Z_1} = -\frac{R_2}{R_1 + 1/j\omega C_1 R_1}$$

$$\frac{V_0}{V_1}(s) = -\frac{sC_1 R_2}{1 + sC_1 R_1} \quad (4)$$



(a) 능동 고역 필터



(b) 능동 고역 필터의 주파수 대 이득

(그림 5) 능동 고역 필터회로와 주파수 대 이득

여기서 $s = j\omega(-\omega^2)$ 이다. 식(3)에 의하면 매우 낮은 주파수에서의 이득 V_0/V_i 는 거의 0으로 되고 매우 높은 고역 주파수에서의 이득은 $j\omega C_1 R_1$ 의 값이 매우 크므로 저역 주파수대의 이득과 같이 $V_0/V_i = -R_2/R_1$ 로 됨을 알 수 있다. 또한, -3dB에서의 차단 주파수(cut-off frequency or Break frequency)는 $\omega_c = 1/C_1 R_1$ 이 된다.

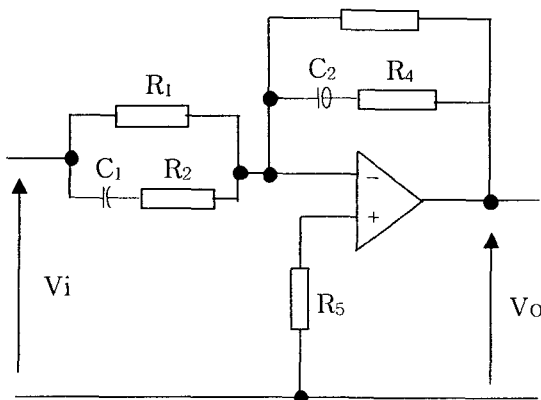
2.3.3. 능동 대역필터

(그림 6)은 능동 대역 필터 회로와 주파수 대 이득(Bode plot)을 나타내며 식(5)는 능동 대역 필터 회로의 주파수 이득을 나타낸다.

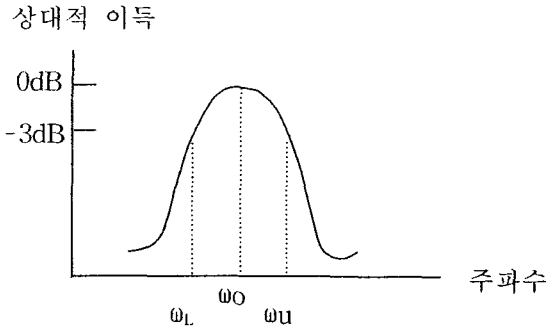
(그림 6)(a)에서 저항 R_5 는 바이어스 전류효과를 줄이기 위한 것으로 이득 계산시 무시할 수 있다.

$$\text{전압 이득 } \frac{V_0}{V_1} = - \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right) \times \frac{R_3}{R_1} \quad (5)$$

가 된다. 0dB점을 통과하는 ω_1 과 ω_2 는 각각



(a) 능동 대역 필터 회로



(c) 능동 대역 필터의 응답

(그림 6) 능동 대역 필터 회로와 주파수 대 이득

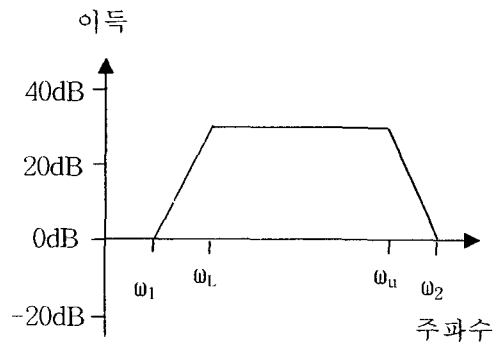
$$\omega_1 = 1/C_1(R_1 + R_2) \quad \text{및} \quad \omega_2 = 1/C_2(R_3 + R_4) \quad (6)$$

이다. 낮은 주파수에서 C_1 과 C_2 는 매우 높은 임피던스를 갖는다. 따라서, 저주파에서의 전압 이득

$$\frac{V_0}{V_1} = - \frac{R_3}{R_1} \quad (7)$$

로 된다.

만일, $R_1 = R_3$ 라고 하면, 저주파 전압이득은



(b) 능동 대역 필터의 주파수 대 이득

$$\frac{V_0}{V_1} = -1 \text{로 } 0\text{dB가 된다.}$$

-3dB점에서의 차단 주파수 ω_L 과 ω_u 를 구하면 각각 다음과 같다.

$$\omega_1 = \frac{1}{C_1 R_2} \text{ 및 } \omega_u = \frac{1}{C_2(R_3 + R_4)} \tag{8}$$

높은 주파수에서 C_1 과 C_2 는 거의 0에 가까운 임피던스를 갖는다. 따라서, 고주파 이득

$$\frac{V_0}{V_1} = \frac{R_3 R_4 (R_1 + R_2)}{(R_1 R_2 (R_3 + R_4))} \text{로 된다. 만일}$$

$R_1 = R_3$ 및 $R_2 = R_4$ 라고 하면, 고주파

이득 $\frac{V_0}{V_1} = -1$ 로 마찬가지로 0dB로 된다.

2.3.4. 능동 대역 소거 필터

능동 대역 소거 필터(active notch filter or active reject filter)는 능동 대역 필터와 반대로 응답하는 필터로 중심 주파수 부근의 주파수 이외의 모든 주파수를 통과시키므로 원하지 않는 신호의 주파수를 금지시키는 경우에 사용된다. 그림 7은 널리 사용되는 윈 브릿지(win-bridge) 대역 소거 필터회로의 경우이다.

차단 주파수 ω_c 는 $\omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$ 이 된다.

만일 $R_1 = R_2$ 및 $C_1 = C_2$ 인 경우 효과적인 주파수 소거를 얻을 수 있다. 이 경우의 차단 주파수 ω_c 는

$$\omega_c = \frac{1}{R_1 C_1} \text{ 이 된다.}$$

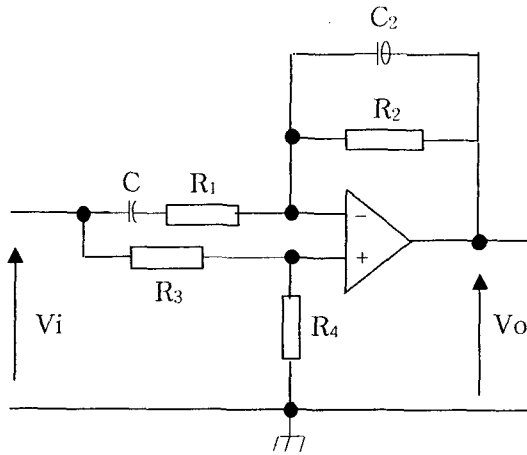
능동 대역 소거 필터의 경우, 소거 대역폭은 $B = \omega_u - \omega_1$ (rad/s) 또는 $B = f_u - f_1$ (Hz) 이고 Quality Factor Q로 나타내면, $Q = \omega_0/B$ (rad/s) 이므로

$$B = \omega u - \omega_L = \omega_0 / Q = \sqrt{\omega_L \omega u} \tag{9}$$

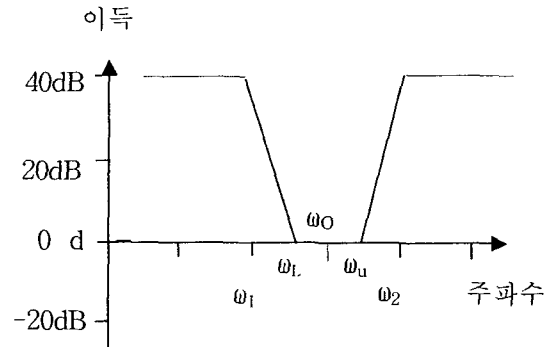
로 나타낼 수 있다. 따라서, 대역 소거 필터의 대역폭 B와 Quality Factor Q는 서로 역수관계에 있으므로 Q의 값이 크면 좁은 소거 대역폭으로 되고 낮은 Q의 경우는 소거 대역폭이 크게 된다.

대개 능동 대역 소거 필터는 의학용 신호를 220V AC 또는 110V AC 전원회로의 60Hz에 의한 ripple 전압 등을 소거하기 위하여 사용하기도 한다.

이제까지 설명한 필터회로들은 다음 그림 8과 같이 증폭기와 같이 사용되는데, 수 μV 또는 수 mV의 미약한 생체신호들을 약 800-1000배 정도로 증폭시키기 위한 증폭기(대개 연산 증폭기)를 거쳐 필터링에 의해 해당 사용 주파수에 적합한 이용 가능한 신호로 변경된다.⁶⁾

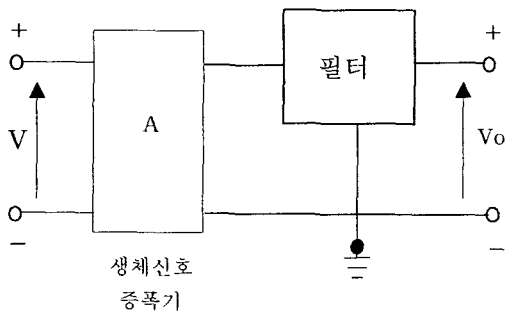


(a) 능동 대역 소거 필터



(b) 능동 대역 소거 필터의 주파수 대 이득

(그림 7) 능동 대역 소거 필터



(그림 8) 능동 필터회로의 응용 예

기본으로 하여 단독 또는 복합적으로 사용함으로써 필요한 신호들을 얻을 수 있다.⁵⁾

```
float DB, FR, F, FH, FE, AL, A;
int i;
do {
    printf("Required Frequency (Hz) : ");
    scanf("%d", &F);
    printf("Max. Attenuation at this frequency (DB) : ");
    scanf("%d", &DB);
    printf("Frequency to be rejected (Hz) : ");
    scanf("%d", &FR);
} while (1);
printf("Required Frequency (Hz) : %d\n", F);
printf("Max. Attenuation at this Frequency (DB) : %d\n", DB);
printf("Frequency to be rejected (Hz) : %d\n", FR);
printf("Min. Attenuation at this frequency (DB) : %d\n", DB);
printf("A Filter of order \"%d\" is required.\n", i);
```

(그림 9) 능동 필터회로의 차수를 구하는 알고리즘의 실행 결과 예

III. 능동 필터회로 설계 알고리즘의 구현

능동 필터회로들의 기능과 주파수 대 이득을 고려한 능동 필터회로의 설계 알고리즘을 개발하였다. 수 mV 대의 생체 신호들을 측정하고 이를 증폭한 후 필요한 생체 신호들을 얻으려면, 앞에서 언급한 4가지 종류의 능동 필터들을

본 논문에서는 수 mV 대의 미약한 생체 신호들이 3.5V DC 이상의 신호로 증폭되었다는 가정 하에서 능동 필터회로의 설계 알고리즘을 구현하였다.

(그림 9)는 능동 필터회로의 차수를 구하는 알고리즘의 실행 결과를 나타내며 (그림 10)은 10차 이하의 능동 대역 필터 설계 알고리즘의

구현 결과 예를 보여주고 있다.

```
// Bandpass filter design
#include <math.h>
#define PI 3.141592

float F0, BW, Q, R1, C, R;
int cov;

int cov()
{
    Center Frequency (Hz) ? 250
    Specify Q or 3dB bandwidth (BW) ? Q
    Enter Q : 10

    This circuit is sensitive to parameter
    variations for high Q values
    F0 = 250.000000
    Q = 10.000000
    BW = 25.000000
    R0 = 1.000000
    R1 = 34.360714
    Choose a capacitance value (MicroFarads) : 0.0
    R = 1.925566 Kiloohms
}
```

(그림 10) 능동 대역 필터 설계 알고리즘의 구현 예

IV. 결론

인간의 생체신호에 따라 각기 다른 신호를 얻어야 하는 의학용 필터의 특수성을 고려하여 생체 신호용 능동 필터의 설계 알고리즘을 구현하였다. 각 생체 신호의 주파수 대역과 필터회로의 차수가 증가하면 수동계산에 의한 필터회로의 설계는 복잡하고 시간이 많이 걸리는 작업이다. 따라서 본 논문에서는 일반적으로 많이 사용하는 10차 이하의 생체 신호용 능동 필터의 컴퓨터 설계 알고리즘을 개발하고 이러한 컴퓨터 알고리즘에 의해 설계할 수 있는 능동 필터의 설계 알고리즘 구현 결과를 제시하였다.

향후 생체신호 측정용 인터페이스에 필수적인 능동 필터 설계 알고리즘의 응용에 관한 보다 많은 연구가 이루어져야 할 것이다. 그리고 1MHz 대 이상의 높은 주파수 대역에 관한 능동 필터 설계 알고리즘에 관한 연구도 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

- 1) J.G. Webster, *Medical instrumentation, application and design*, Houghton Mifflin Co., Boston, 1978.
- 2) J.C.C. Nelson, *Basic operational amplifiers*, Butterworths Co., 1988.
- 3) David E. Johnson, *Operational amplifier circuits*, 1985.
- 4) C.F. Wojslaw and E.A. Moustakas, *Operational amplifiers*, John Wiley & Sons, 1986.
- 5) E.J. Kennedy, *Operational amplifier circuits, theory and applications*, Holt, Rinehart and Winston, Inc., 1988.
- 6) Clare D. McGillem and George R. Cooper, *Continuos and discrete signal and system analysis*, Holt, Rinehart and Winston, Inc., 1974.
- 7) Arthur C. Guyton, *Textbook of medical physiology*, W.B. Saunders Co., 1986.

Study on the computer algorithm of active filter design for biological signals

Young-Wook Lee*

Abstract

This study shows the implementation of the computer algorithm of active filter less than or equal to the 10th order for biological signals which is indispensably used as the interfaces for biological signal instrumentation of human body.

Applications in the field of medial science are proposed by improving the weak point of manually calculated design which takes a lot of time and the complexity to design the active filter.