

심전도에서 60 Hz 노치필터의 개발과 적용

박종국, 이승윤, 박상현, 최윤숙

제주대학교 의학전문대학원 마취통증의학교실

Abstract

Development and application of 60 Hz notch filter to an interfered ECG

Seung Yun Lee, Jong Cook Park, Sang Hyun Park, Yun Suk Coi

Department of Anesthesiology and Pain Medicine, Jeju National University School of Medicine, Jeju, Korea

The ECG is processed for display by user selectable filters to reduce various artifacts. A notch filter attenuates interference from power frequency. Digital signal processing (DSP) is one of the most powerful technologies in the twenty-first century. Despite of excellence of the DSP, it is relatively difficult for a clinician to understand the DSP. As a try to overcome this difficulty, this paper review how 60 Hz notch filter is developed and applied to an interfered ECG. (J Med Life Sci 2010;7:66-69)

Key Words : Digital signal processing, Electrocardiogram, Notch filter

서론

수술이나 처치 동안 환자의 안전을 위해서 활력중후를 감시한다. 일반적인 감시장치는 심전도, 혈압 및 동맥산소포화도를 포함한다. 전극과 같은 센서를 통해 생체신호는 다양한 처리과정을 거쳐 모니터에 표시되고 저장된다. 심장의 전기적인 활동을 표시하는 심전도는 임의신호(random signal)를 항상 포함하며 원하지 않는 신호가 원래의 신호를 간섭할 수 있다¹⁾. 전력주파수(power frequency)는 심전도의 대표적인 간섭신호로 알려져 있다²⁾. 대부분의 의료장비들은 디지털로 전환하기 전에 비에일리어싱 필터(anti-aliasing filter)를 적용하여 고주파 신호를 제거하며 전력주파수를 제거하기 위해서 60 Hz 노치필터(notch filter)를 적용하고 있다³⁾. 전자기 간섭(electromagnetic interference, EMI) 현상이나 기계적인 오류 때문에 이러한 전력주파수는 심전도에 자주 나타나고 있다⁴⁾.

디지털 신호처리(digital signal processing, DSP)는 의학을 포함한 모든 분야에서 적용하고 있는 핵심적인 기술이다. 대부분의 의료장비들은 DSP를 기반으로 환자에 관한 다양한 정보를 만든다. 임상에서는 이러한 정보들을 통합하여 의사결정을 한다. 최근 과학계는 어떤 일에 대한 정보를 통합하고 판단하는 과정을 DSP로 개발해오고 있다⁵⁾. DSP는 과학적인 지식을 기반으로

하기 때문에 비전문가가 접근하기에 어렵다고 알려져 있다¹⁾.

본 논문은 60 Hz 노치필터의 개발하는 방법에 집중하고자 한다. 개발된 노치필터를 심전도에 적용하여 DSP에 비전문가인 임상 의사가 DSP의 개념을 쉽게 이해할 수 있도록 하였다.

푸리에 변환(Fourier transform)

어떤 신호의 주파수영역(frequency domain)을 이용하여 특정한 신호를 분리하거나 어떤 신호를 스펙트럼 분석할 수 있다. 푸리에 변환은 시간영역(time domain)의 생체신호들을 주파수영역으로 전환하는 방법이다. 이산 푸리에 변환(discrete fourier transform, DFT)은 네 가지 푸리에 변환의 하나이다⁶⁾. 추출된 이산신호(x[n])가 무한하게 반복한다고 가정할 때, DFT를 적용할 수 있다. DFT의 분석(analysis)과 합성(synthesis)식을 실수체계로 표현하면 다음과 같다:

$$Re X[k] = \frac{2}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right), \quad Im X[k] = -\frac{2}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \quad (\text{등식 1})$$

$$x[n] = \sum_{k=0}^{N/2} \left(Re X[k] \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) - Im X[k] \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right) \quad (\text{등식 2})$$

여기서 n은 0에서 N-1로 진행한다. k는 0에서 N/2로 진행한다. 합성 등식에서 Re X[0]과 Re X[N/2]를 2로 나눈 후에 사용해야 한다.

등식 1과 같은 직교좌표계 표기법(rectangular coordinate notation)을 극좌표계 표기법(polar coordinate notation)으로 전환하여 파위의 크기(magnitude)와 위상(phase)으로 나타낼 수 있다⁷⁾.

Address for correspondence : Jong Cook Park
Department of Anesthesiology and Pain Medicine, Jeju National University School of Medicine, 66 Jejudaehakno, 690-756, Jeju, Korea
E-mail : pjcook@jeju.ac.kr

$$Mag X[k] = \sqrt{(Re X[k])^2 + (Im X[k])^2}$$

$$Phase X[k] = \arctan\left(\frac{Im X[k]}{Re X[k]}\right)$$

$$Mag X[k] = \sqrt{(Re X[k])^2 + (Im X[k])^2}, \quad Phase X[k] = \arctan\left(\frac{Im X[k]}{Re X[k]}\right) \quad (\text{등식 3})$$

크기는 로그 척도인 데시벨(decibel, dB) 단위로 나타낼 수 있다:

$$dB = 20 \times \log Mag X[k] \quad (\text{등식 4})$$

예를 들어, 수술하는 동안에 60 Hz 전력주파수로 오염된 심전도를 300 Hz로 추출하여 Fig. 1과 같이 8초간 2,401의 표본을 얻었다.

이것을 등식 1을 이용하여 주파수 영역으로 전환할 수 있고 그것의 크기를 Fig. 2에 나타내었다. 주파수영역의 독립변수(x-축)를 추출속도(sampling rate)의 비로 0에서 0.5까지 표시할 수 있다. Fig. 2에서 추출속도가 300 Hz 이므로 0에서 150 Hz까지 표시되었다.

Figure 1. The ECG signal taken from a patient during operation was digitized at a sampling rate of 300 samples per second. Acquiring data for 8 seconds produces a signal of 2,401 points.

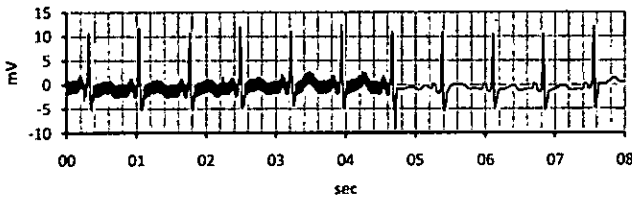
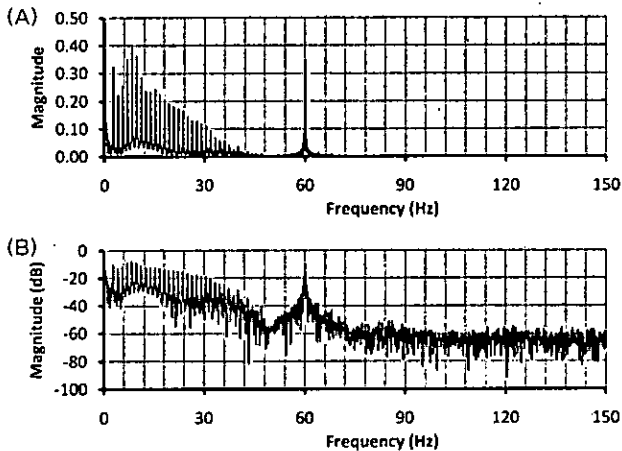


Figure 2. The frequency spectrum can be found by taking the DFT of the interfered ECG, and can be displayed either on a linear vertical axis. (A), or on a logarithmic scale (decibels). (B). The frequency axes are expressed as a fraction of the sampling frequency.



디지털필터의 개념

필터는 원하는 주파수영역(passband)은 그대로 두고 이외의 다른 주파수영역(stopband)은 차단한다. 전이영역(transition band)이란 그 중간부분을 말한다. 경계주파수(cutoff frequency)는 아날로그와 디지털필터에서 차단영역과 전이영역을 구분하는 지점의 주파수로 정의하며 진폭이 0.707(-3 dB)로 감소하는 지점을 말한다⁸⁾.

몇 가지 방법들로 저역필터(low pass filter, LPF)를 고역필터(high pass filter, HPF), 대역통과필터(band pass filter, BPF) 혹은 대역저지필터(band reject filter, BRF, or notch filter)로 전환할 수 있다. 여기에는 스펙트럼의 반전(inversion)과 역전(reversal)을 이용하기도 한다.

디지털필터는 유한 임펄스응답 필터(finite impulse response filter, FIR filter)와 무한 임펄스응답 필터(infinite impulse response filter, IIR filter)로 분류하고 전자에는 이동평균필터(moving average filter), Windowed-sinc filter 그리고 custom filter가 있고, 후자에는 single pole filter, Chebyshev filter 그리고 순환필터(recursive filter)가 있다. IIR 필터를 사용하면 아날로그필터를 디지털로 모의할 수 있다. IIR 필터의 순환계수들(recursive coefficients)은 단지 몇 개만 필요하기 때문에 연산은 빠르게 수행되지만 원신호를 왜곡할 수 있는 단점이 있다.

60 Hz 노치필터의 개발

노치필터는 대역저지필터의 일종으로 몇 가지 방법으로 디자인할 수 있다. 여기에서는 순환필터를 이용한 방법을 소개한다. 아래 등식에 의해서 순환계수를 얻을 수 있다:

$$\begin{aligned} a_0 &= K \\ a_1 &= -2K\cos(2\pi f) \\ a_2 &= K \\ b_1 &= 2R\cos(2\pi f) \\ b_2 &= -R^2 \quad (\text{등식 5}) \end{aligned}$$

여기서 $K = \frac{1-2R\cos(2\pi f)+R^2}{2-2\cos(2\pi f)}$ 그리고 $R = 3-3BW$ 이다⁹⁾. 가장 좁은 대역폭(bandwidth, BW)은 추출주파수의 0.0003이라고 알려져 있고 임의로 0.0066과 0.033인 두 가지 BW를 개발하고자 할 때 각각의 순환계수는 Table 1과 같다. 60 Hz 노치필터에서 추출주파수가 300 Hz 일 때, 중심주파수(f)는 0.2 이다(60/300).

필터핵(kernel)은 순환상수를 순환등식(recursive equation)에 대입하면 구할 수 있다:

$$\begin{aligned} y[n] &= a_0x[n] + a_1x[n-1] + a_2x[n-2] + a_3x[n-3] + \dots \\ &+ b_1y[n-1] + b_2y[n-2] + b_3y[n-3] + \dots \quad (\text{등식 6}) \end{aligned}$$

0.0066과 0.033 BW의 순환상수들을 n 이 0에서 2,400까지 2,401개의 필터핵을 구할 때 등식 6에 각각의 순환상수를 대입

하면 된다. Table 2는 두 가지 노치필터의 핵을 보여준다.

2,401개의 표본으로 구성된 0.0066과 0.033 노치필터의 주파수 응답을 Fig. 3에 표시하였다.

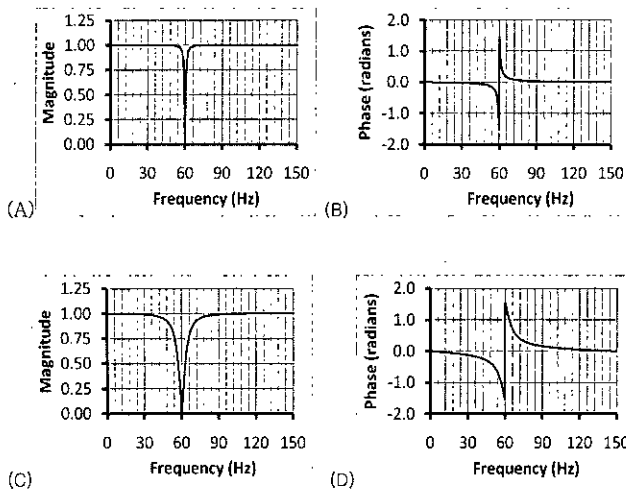
Table 1. The recursive of 60Hz notch filters.

Bandwidth	0.0066	0.033
a0	0.98048368280899	0.90809207022475
a1	- 0.60597224139063	- 0.56123176431315
a2	0.98048368280899	0.90809207022475
b1	0.60579691577265	0.55684862386366
b2	- 0.96079204000000	- 0.81180100000000

Table 2. The filter kernels of two notch filters.

Bandwidth	0.0066	0.033
y[0]	0.98048368280899	0.90809207022475
y[1]	- 0.01199825037953	- 0.05556194466700
y[2]	0.03117426194164	0.13996242709722
y[3]	0.03041309519432	0.12304312716432
y[4]	- 0.01152782345858	- 0.04510524224262
y[5]	- 0.03620417967124	- 0.12500332574696
y[6]	- 0.01085653936539	- 0.03299144916278
y[7]	0.02820782957935	0.08310658177915
y[8]	0.02751909276402	0.07306027711952
y[9]	- 0.01043087660421	- 0.02678249142179
y[10]	- 0.03275911815132	- 0.07422419951777
y[...]
y[2400]	0	0

Figure 3. The band-reject (notch) filter is useful for removing 60 Hz. The frequency response of notch filters can be found using DFT and be displayed in magnitude and phase. (A) and (B) are the bandwidth of 0.0066. (C) and (D) are the bandwidth of 0.033.



합성곱(convolution)

합성곱은 수학적인 연산 방법의 하나로 두 가지 신호를 결합하여 새로운 신호를 만든다. 연산기호는 *를 사용한다. 입력신호(x[n])와 필터핵(h[n])의 합성곱을 출력신호(y[n])이라고 할 때 다음과 같이 표현한다:

$$y[n] = x[n] * h[n] = \sum_{i=0}^{M-1} h[i] \times x[n-i] \quad (\text{등식 7})$$

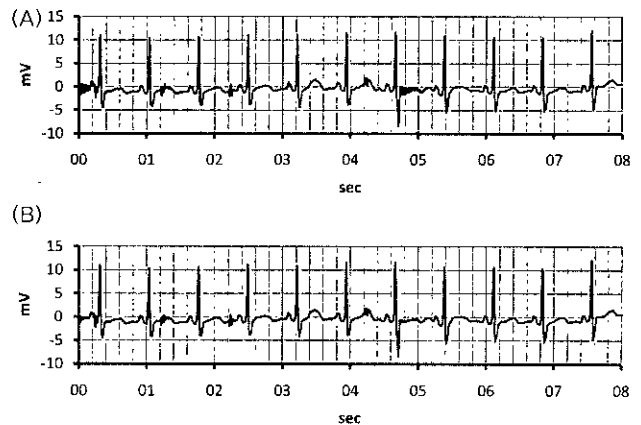
여기서 x[n]이 0에서 N-1로 진행되는 N 개의 신호이고 h[n]은 0에서 M-1로 진행되는 M 개의 신호일 때, y[n]은 0에서 N+M-2로 진행되는 N+M-1 개의 신호가 된다. 연속신호일 때에는 합계(summation) 대신 적분(integral)을 사용한다.

Table 2의 두 가지 필터핵을 60 Hz 전력 주파수로 간섭된 심전도와 합성곱을 하면 필터된 심전도를 얻을 수 있고 이것을 Fig. 4에 제시하였다. BW의 크기에 따라서 동일한 60 Hz 노치필터라도 약간의 차이가 발생하는 것을 알 수 있다. BW가 0.033일 때 Fig. 4B와 같이 전력주파수가 거의 사라진 것을 볼 수 있다.

이와 같은 시간영역의 신호를 등식 1에 적용하면 주파수 분석을 얻을 수 있고 이것을 Fig. 5에 제시하였다.

시간영역에서 두 신호의 합성곱은 주파수영역에서 전력 스펙트럼의 곱에 해당하며 그것의 역도 참이다. 예를 들어, x[n]과 y[n]에 대한 푸리에 변환의 켈레(conjugate) 복소수를 각각 x*[k]와 y*[k]라고 할 때, x[k]×x*[k]의 합성 DFT는 |x[k]|²와 동일하며 이들은 두 신호의 교차상관함수(γ_{xy}[m])에 해당한다. 따라서, 시간영역에서 Fig. 1과 Table 2의 합성곱이 Fig. 4의 결과이고 주파수영역에서 Fig. 2A와 Fig. 3A 혹은 C의 곱은 Fig. 5과 같다.

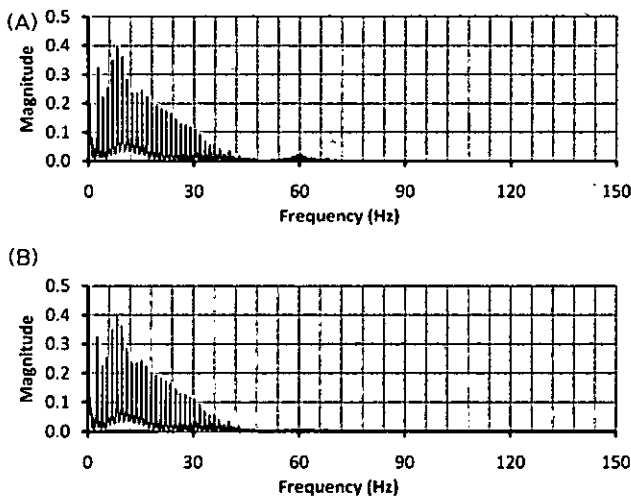
Figure 4. These show the signal after passing through 60 Hz-notch filters. In the time domain, The interfered ECG is convolved with notch filters resulting in filtered ECG, as is shown in (A) and (B). The bandwidth of (A) is 0.0066, while the bandwidth of (B) is 0.033.



결론

지금까지 DSP를 이해하기 위해서 60 Hz 노치필터를 개발하고 60 Hz 전력 주파수로 간섭된 심전도에 적용하였다. 환자에 관한 정보를 올바르게 해석하기 위해서 임상 의사는 DSP의 기본적인 개념을 알아야 한다. 복소수를 사용한 푸리에 변환과 Z - 변환과 같은 전문적인 개념은 의도적으로 우회하였다. DSP가 중요한 과학적 방법이므로 임상 의사가 도전해 볼 만한 가치가 있는 분야라고 생각한다.

Figure 5. (A) shows the ECG signal using the bandwidth of 0.0066, while (B) shows the ECG signal using the bandwidth of 0.033.



참고 문헌

- 1) Challis RE, Kitney RI. Biomedical signal processing (in four parts). Part 1. Time-domain methods. *Medical & biological engineering & computing* 1990;28(6):509-24.
- 2) Huhta JC, Webster JG. 60-HZ interference in electrocardiography. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 1973;20(2):91-101.
- 3) Gregg RE, Zhou SH, Lindauer JM, Helfenbein ED, Giuliano KK. What is inside the electrocardiograph? *Journal of electrocardiology* 2008;41(1):8-14.
- 4) Nelson RM, Ji H. Electric and magnetic fields created by electrosurgical units. *IEEE transactions on Electromagnetic Compatibility* 1999;41(1):55-64.
- 5) Chen S, Zhou S, Zhang J, Yin FF, Marks LB, Das SK. A neural network model to predict lung radiation-induced pneumonitis. *Medical physics*. 2007;34(9):3420-7.
- 6) Challis RE, Kitney RI. Biomedical signal processing (in four parts). Part 2. The frequency transforms and their inter-relationships. *Medical & biological engineering & computing* 1991;29(1):1-17.
- 7) Challis RE, Kitney RI. Biomedical signal processing (in four parts). Part 3. The power spectrum and coherence function. *Medical & biological engineering & computing* 1991;29(3):225-41.
- 8) Challis RE, Kitney RI. The design of digital filters for biomedical signal processing. Part 1: basic concepts. *Journal of biomedical engineering* 1982;4(4):267-78.
- 9) Challis RE, Kitney RI. The design of digital filters for biomedical signal processing. Part 2: Design techniques using the z-plane. *Journal of biomedical engineering* 1983;5(1):19-30.