

# ECG 신호의 잡음 제거를 위한 실시간 FIR 필터의 설계

황 선철, 이 경중, 김 용만, 이 명호  
연세대학교 전기공학과

Design of Real Time FIR Filter for Removal of Noise in ECG

Sunchul Hwang, Kyoungjoong Lee, Yongman Kim, Myoungho Lee  
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

## ABSTRACT

Base-line wandering and 60Hz noise in ECG are removed by linear phase FIR filter. The important problem in FIR filtering is to reduce the number of impulse response coefficients. It can be reduced by symmetrical impulse response. The ripple is improved by window function  $w(n)$ . And the determination of filter accuracy is proposed by PRD (percent rms difference) algorithm.

## 1. 서 론

모든 신호처리에 있어서 첫단계가 잡음제거인것 처럼 ECG 신호처리에서도 그 첫번째 작업은 잡음을 제거하여 깨끗한 ECG신호를 얻는 일이다. 이와같은 잡음제거는 자동화 처리에서 뿐만 아니라 의사들의 시각진단 (visual diagnosis) 에 매우 중요한 몫을 차지한다. ECG에는 근 잡음과 기저선 변동, 60Hz 잡음 등이 주로 혼입 되는데 이런 잡음을 제거하는 데는 많은 방안이 제시되었다. 그 중 기저선 변동을 가장 적절히 제거시키는 방법은 Maizer의 Cubic Spline법인데 이 방법의 가장 큰 단점은 ECG의 PR segment가 정확히 정의 되어있지 않을 경우에는 전혀 사용할 수 없다는 점이다. [3] [4]

그래서 종전의 아날로그 필터 보다 성능이 우수하며 안정도가 높은 디지털 필터로 잡음을 제거해보려는 연구가 활발히 진행되고 있다. 디지털 필터는 계산수가 많은

것이 단점인데 이것은 필터의 응답이 주기적이라는 점에 착안, 주파수 응답의 대칭성을 이용하여 계수의 차수를 줄일 수있고 실시간 처리가 가능하게 된다. [6]

따라서 본 논문에서는 임펄스 응답 계수의 차수를 줄인 FIR 필터를 설계하고 이것이 고도의 정밀도를 필요로 하는 임상 ECG에 사용할 수 있는가를 판정해 보고자 한다. 이때 사용되는 정밀도 판정기준은 백분율 실효 차이 ( percent rms difference : PRD ) 를 사용하였다.

## 2. FIR 필터의 설계

### 2.1 ECG 필터링

ECG신호처리에서는 잡음의 제거도 중요하지만 그보다 더 중요한 문제는 ECG신호 성분이 제거되지 않게 필터링 하는 것이다. ECG신호의 저주파 성분중 심동지완 (brady cardia)이 있는 경우가 있는데 맥박이 분당 48회인 경우 저주파 성분이 필터링되면 ECG신호에 큰 손상을 주게된다. 그러므로 AHA ( American Heart Association ) 에서 제시한 바대로 저주파 차단 주파수는 0.7 Hz 이상이어야 한다. 이러한 조건의 주파수 응답은 다음 그림과 같다.

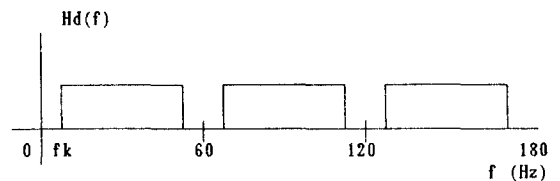


그림 1. 기저선 변동, 60Hz 잡음 제거를 위한 필터의 주파수 특성.

위 그림에서  $f_k$ 는 기저선 변동 제거의 band-reject 넓이이며 power-line noise가 60Hz인 경우이다. 이 경우의 Sampling 주파수는 360Hz이다.

### 2.2 필터 방식

FIR 필터에 적용된 필터방식은 입력신호  $x(n)$ 과 임펄스 응답계수  $h(n)$ 과의 Convolution이며 다음식과 같다.

$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} x(n-i) h(i) \quad \text{-----}(1)$$

$y(n)$  = 출력신호

$x(i)$  = 입력신호

$h(i)$  = 임펄스 응답

$N$  = 필터계수의 수

### 2.3 FIR 필터 특성

Nonrecursive 필터의 전달함수  $H(z)$ 는

$$H(z) = \sum_{m=0}^N a_m z^{-m} \quad \text{-----}(2)$$

이다. 이때  $a_m$ 은 필터의 임펄스 응답이다.

그러므로  $h(k) = a_k$ 이며

$$H(z) = \sum_{m=0}^N h(n) z^{-m} \quad \text{-----}(3)$$

으로 표시할 수 있다. 이것을 Fourier 변환을 하면

$$H(e^{j\omega}) = \sum_{m=0}^{N-1} h(n) e^{-j\omega m} \quad \text{-----}(4a)$$

$$h(n) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} H(e^{j\omega}) e^{j\omega n} d\omega \quad \text{-----}(4b)$$

$$H(e^{j\omega}) = \pm |H(e^{j\omega})| e^{j\theta(\omega)} \quad \text{-----}(4c)$$

이 된다.

### 2.4 FIR 필터 계수의 결정

그림 1에서 도시한 스펙트럼의 수식은

$$H(f) = 0 \quad \text{단, } |f - n/50| < f_k$$

$$n = \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots \quad \text{-----}(5)$$

$$H(f) = 1$$

이다. 이 스펙트럼을 Fourier series로 확장하면 다음과 같다.

$$H(f) = a_0/2 + \sum_{m=1}^{\infty} \{a_m \cos(2\pi f n T_p) + b_m \sin(2\pi f n T_p)\} \quad \text{-----}(6)$$

$$\text{이때 } a_m = 2/f_p \int_{-f_k/2}^{f_k/2} H(f) \cos(2\pi f n T_p) df \quad \text{-----}(7)$$

$$b_m = 2/f_p \int_{-f_k/2}^{f_k/2} H(f) \sin(2\pi f n T_p) df \quad \text{-----}(8)$$

여기서  $f_p$ 는 60Hz이다.

한편  $b_m$ 은  $f = 0$ 에서  $H(f)$ 의 대칭성 때문에 영이 된다.

식 (5)을 (7)에 대입하면

$$a_0/2 = 1 - 2f_k/f_p$$

$$a_m = -2\sin(2\pi n f_k T_p)/\pi n \quad \text{-----}(9)$$

을 얻을 수 있다.

이것의 역 푸리에 변환은

$$hc(0) = a_0/2 = 1 - 2f_k/f_p \quad \text{-----}(10)$$

$$hc(nT_p) = hc(-nT_p) = a_m/2 = \sin(2\pi n f_k T_p)/(\pi n)$$

으로 나타낼 수 있다.

식 (10)을  $|n| \leq (M-1)/2$  가 되게  $n$ 을 제한 시킴으로써 Truncation 시키게 되는데 이로인해 응답은 그림 2.처럼 왜곡이 생기게 된다.

필터는 시간간격  $(M-1)T_p/2$  이상으로 임펄스 응답을 Shift시킴으로써 causal이 된다. 이것은 입출력간의 정확한 delay를 유발한다. Shift 후 Truncation된 임펄스 응답의 스펙트럼은

$$H_p(f) = \text{EXP}(-j2\pi f(M-1)T_p/2) H_t(f) \quad \text{-----}(11)$$

이결과 나온 임펄스 응답은

$$h(nT_p) = \frac{\sin(2\pi(n-(M-1)/2)f_k T_p)}{\pi(n-(M-1)/2)}$$

$$0 \leq n \leq M-1$$

$$n \neq (M-1)/2$$

$$M = \text{odd}$$

$$h((M-1)T_p/2) = 1 - 2f_k/f_p \quad \text{-----}(12)$$

$$h = 0 \quad (\text{단 } n < 0, n > M-1)$$

Truncation된 그림은 그림 2.와 같다.

### 2.5 필터특성의 개선

위에서 얻어진 필터는 Pass-band ripple이 크므로 이를 반드시 줄여야 한다. 이 조건을 만족시키기 위해 우리는 Window 함수를 씌우게 된다. 즉 임펄스 응답에 Window를 곱하여  $hw(n) = h(n)w(n)$  이 되게 한다. 여기서  $w(n)$ 은

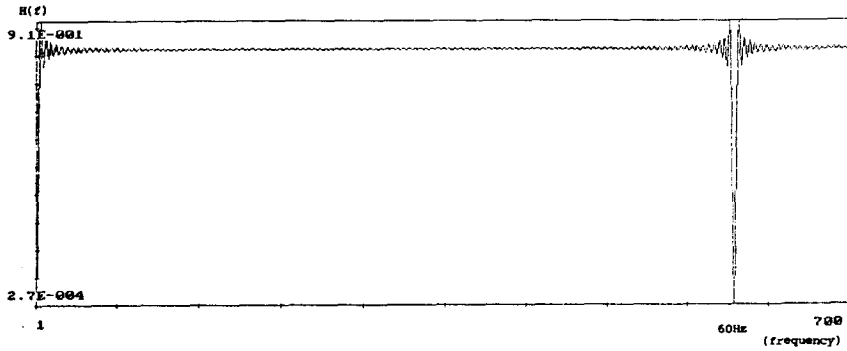


그림 2. Truncate된 임펄스로 부터 얻은 예측된 주파수 스펙트럼

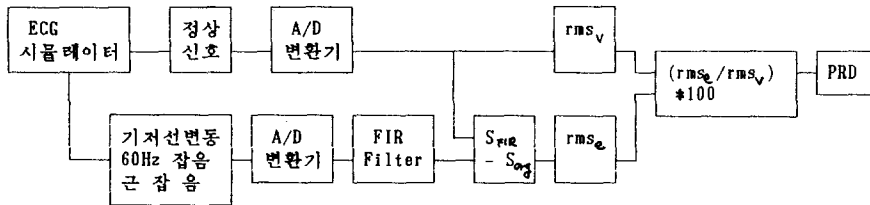


그림 3. PRD에 의한 정밀도 측정 블록선도

Kaiser window이다.

$$w_v(n) = \frac{I_0(\alpha \sqrt{1 - (n/N)^2})}{I_0(\alpha)} \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad \text{---(13)}$$

$$I_0(x) = 1 + \sum_{m=1}^{\infty} \left[ \frac{(x/2)^m}{m!} \right]^2$$

식 (14)에서 N은 Window의 폭을 결정하고  $\alpha$ 는 형태를 결정한다. Kaiser는 N과  $\alpha$ 를 구하기 위해 실험식을 제시했다.

$$\alpha = \begin{cases} 0.1102(A-21) & (A > 50) \\ 0.5842(A-21) + 0.07886(A-1) & (21 < A < 50) \end{cases}$$

$$A = -20 \log_{10} \delta \quad \text{----- (14)}$$

$$N \geq (A - 7.95) / (28.72 \Delta F)$$

이때  $\Delta F$ 는 통과대역과 차단대역간의 폭이고  $\delta$ 는 리플의 크기이다.

AHA기준을 만족시키려면 A=28  $\alpha$ =1.87 N=127이 되어야 한다.

### 3. FIR 필터의 정밀도 판정

마지막 단계로 필터링된 신호가 어느정도의 정밀도를 갖는가를 측정해 본다. 우선 같은 신호로 측정해야 하기 때문에 ECG 시뮬레이터 994로 일정한 신호를 받아 비교하여 본다. 여기서 사용된 신호는 정상파형을 비롯해서 PVC rate, VES rate 등 여러 부정맥 신호를 사용한다.

ECG 시뮬레이터에서 받은 신호를 A/D 시켜서 데이터 파일로 저장하고 같은 신호를 기저선 변동, 60Hz 잡음 등을 섞이게 하여 A/D 한후 설계한 FIR 필터에 통과시켜서 파일에 저장한다. 원신호를  $S_{org}$ , 필터링 신호를  $S_{FIR}$  이라하여 PRD 알고리즘을 사용하여 정밀도를 판정한다. PRD식과 PRD 블록선도는 다음과 같다.

#### 1. 실패 오차

$$rms_e = \sqrt{\sum_{i=1}^N (S_{FIR}(i) - S_{org}(i))^2 / N}$$

$S_{FIR}$  : 필터링된 신호  
 $S_{org}$  : A/D된 원신호

2. 실효값

$$rms_v = \sqrt{\sum_{i=1}^N (S_{orig}(i))^2 / N}$$

3. 백분율 실효 차이

$$PRD = (rms_e / rms_v) * 100$$

일반적으로 PRD의 결과가 5%이내에 들어야 임상적으로 사용할 수 있다.

#### 4. 결 론

ECG 신호를 실시간 FIR 필터로 필터링한 결과 60Hz 잡음과 0.06Hz 기저선 변동이 효율적으로 제거되었다. 필터상수의 Limitation에 의한 리플도 윈도우 함수를 씌운 결과 크게 줄어들었다. 필터의 정밀도 측정기준으로 사용한 신호의 PRD 값의 계산결과 임상에서도 무리없이 사용이 가능하리라 기대된다.

#### 참고문헌

1. Richard McFee, Gerhard M. Baule, "Research in Electrocardiography and Magnetocardiography," Proceedings of the IEEE, Vol. 60, No. 3, 1972, pp. 290-321.

2. Jose C. Principe, Jack R. Smith, "Design and Implementation of Linear Phase FIR Filters Biological Signal Processing," IEEE Trans. on BME, Vol. BME-33, No. 6, June 1986, pp. 550-559.

3. J.A. Van Alste, T.S. Schilder, "Removal of Base-Line Wander and Power-Line Interference from the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps," IEEE Trans. on BME, Vol. BME-32, No. 12, 1985, pp. 1052-1060.

4. C.R. Meyer, H.N. Keiser, "Electrocardiography Base-line Noise Estimation and Removal Using Cubic Splines and State-space Computation Techniques," comput. Biomed. Res., Vol. 10, pp. 459-470, 1977

5. Alan V. Oppenheim, Ronald W. Schaffer, "Digital Signal Processing," Prentice Hall, Chapter 5, 1975.

6. S.M. Bozic, "Digital and Kalman Filtering," Edward Arnold, 1979.

7. 정 혁 구, "실시간 ECG 자동진단을 위한 데이터 압축 알고리즘," 연세대학교 대학원, 1986.

8. 류 승 표, "마이크로 컴퓨터를 이용한 실시간 FIR 필터의 실현 및 ECG에의 응용," 연세대학교 대학원, 1986.