

# 기저선 변동 제거를 위한 종속 적응필터의 설계

°박 광 리, 이 세 진, 이 경 중, 윤 형 로  
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

## Design of a Cascade Adaptive Filter for the Removal of Baseline Drift

°Kwang Li Park, Se Jin Lee, Kyoung Joung Lee, Hyung Ro Yoon  
Dept. of Biomedical Eng. Yonsei Univ.

### Abstract

In this paper, we designed a cascade adaptive filter for elimination of the baseline drift and the distortion of the filtered signal. The cascade adaptive filter(CAF) consists of two filters. The first adaptive filter which has the cutoff frequency of 0.3Hz eliminate the noisy signal. The second adaptive filter remove the remnant baseline drift which is not eliminated by the first adaptive filter.

Comparing the performance of the CAF with standard filter, recursive notch filter(RNF) and a adaptive impulse correlated filter(AICF), the CAF showed a higher performance in removal of the baseline drift than standard filter, and RNF. Also, considering the distortion of filtered signal, CAF is better than AICF and is comparable to the standard filter.

### 1. 서 론

심전도 신호처리시 심전도 신호에 섞여있는 60Hz잡음, 기저선 변동, 근잡음을 제거하기 위해 필터를 이용하여 신호를 전처리한다. 이 때 심근 허혈이나 심근경색과 같은 심장질환의 진단 파라미터인 ST 세그먼트를 정확히 검출하기 위해서는 기저선 변동의 제거가 매우 중요하다[1].

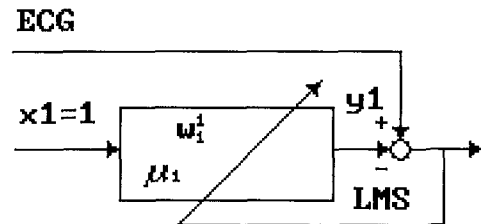
기저선 변동을 제거하기 위해서 디지털 필터[2]나 cubic spline 필터[3]가 일반적으로 사용되고 있다. 디지털 필터는 차단 주파수 대역내에서는 잡음제거 특성이 좋고 신호왜곡도 적지만 차단 주파수 대역을 넘는 기저선 변동은 제거할 수 없으며, 차단 주파수를 크게 할 경우 신호의 왜곡이

발생되므로 정확한 진단 파라미터를 검출할 수 없게 된다. Cubic spline 필터는 신호의 왜곡도 없고 기저선 변동도 효과적으로 제거할 수 있지만 신호가 규칙성을 갖지않는 경우에는 큰 오차를 발생시키는 단점을 갖고 있으므로 실제 진단을 위해서는 사용이 어렵다. 반면 최근 심전도 신호 처리분야에 많이 응용되고 있는 적응필터는 고정된 주파수에 상관없이 잡음제거가 가능하지만 수렴계수( $\mu$ )에 따라 신호의 왜곡이 심해지는 단점이 있다[4].

이에 본 논문에서는 고정된 차단주파수에서의 단점을 극복하고 효과적인 기저선 변동을 제거하기 위해 심전도 신호의 왜곡을 최소화한 종속 적응필터를 설계하고 표준 디지털 필터, 가역필터, 그리고 AICF(Adaptive Impulse Correlated Filter)와의 성능비교를 통해 유용함을 보이고자 한다.

### 2. 종속 적응필터의 설계

#### 2.1 초단 적응필터의 설계



<그림 1> 초단 적응필터

적응필터는 잡음이 포함된 심전도 신호를 입력 신호(primary input)로 인가하고, 입력신호에 포함되어 있는 잡음과 상관성이 있는 잡음을 필터입력

(reference input)으로 인가한다. 이와 같이 구성된 적응필터는 입력신호와 필터입력의 오차가 최소화 되도록 가중치(weight)를 조정하는 LMS(Least Mean Square) 알고리즘에 근거한다[4][5].

$$w_1^l(k+1) = w_1^l(k) + 2\mu_1 e_1(k) x_1(k) \quad (1)$$

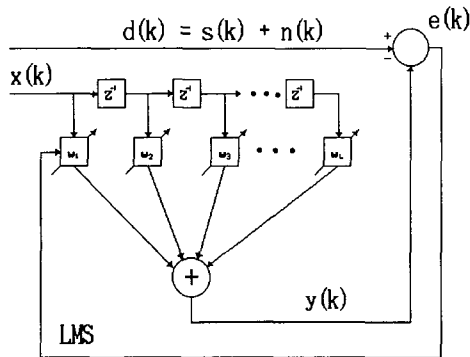
AHA(American Heart Association)에서 ST 세그먼트의 왜곡을 방지하기 위해 추천한 0.8Hz이하의 차단 주파수를 갖도록 하기 위하여 식 (2)에 의해 샘플링 주파수( $f_s$ )는 250Hz 일 때,  $\mu_1=0.0036$  하여 차단 주파수( $f_c$ )가 0.3Hz이 되도록 설계하였다[6].

$$f_c = \frac{\mu_1}{\pi} f_s \quad (2)$$

### 2.2 잡음구간 설정을 위한 R파 검출

후단 적응필터를 설계할 때 신호의 왜곡을 최소화하기 위해서는 잡음구간과 신호구간을 설정해야 한다. 이 구간들은 R파를 기준으로 설정이 되므로 정확한 R파 검출 알고리즘이 필요하다. 이에 본 연구에서는 입력신호에 미분을 취하고 미분신호의 크기에 대해 문턱치를 정하여 QRS 콤플렉스를 검출하고, 이 문턱치로부터 미분파형의 영 교차점(zero-crossing point)을 R파를 검출하는 방법을 이용한다[7]. 검출된 R파를 근거로 P-QRS-T까지의 범위는 영('0')의 값을 갖는 신호구간으로 설정하고, 나머지 P-T 범위는 임펄스 심호('1')를 갖는 잡음구간으로 설정한다. R-R 인터벌이 변화함에 따라 각 구간을 적응적으로 설정할 수 있도록 한다[8].

### 2.3 후단 적응필터의 설계



<그림 2> 후단 적응필터

후단 적응필터는 초단 적응필터를 통과한 필터 출력을 입력신호로 인가하고, R파 검출을 통해 얻은 신호('0' 또는 '1')를 필터입력으로 인가함으로써 초단 적응필터에서 제거되지 못한 기저선 변동을 제거하며, 기저선 잡음의 심전도 저주파 성분에서 발생하는 신호왜곡을 최소화할 수 있게 설계하였다.

즉, 기저선 변동을 제거하기 위하여 P-QRS-T까지를 입력신호로 인가하고, P-T 구간을 잡음으로 간주하여 필터입력으로 인가하는 것이다. 이렇게 설계된 후단 적응필터는 입력신호와 필터의 입력신호간에 상관성을 최소화함으로써 신호의 왜곡을 줄일 수 있다.

후단 적응필터는 초단 적응필터와 마찬가지로 LMS 알고리즘을 사용하였다.

입력신호는 아직 제거되지 못한 잡음을 포함하고 있다.

$$d_k = s_k + n_k, \quad (k = (m-1)L + l) \quad (3)$$

(m=1,...,N, L=샘플 갯수, l=1,...,L)

필터 입력신호는  $n_k$ 와 상관성 있는 잡음으로서,

$$x_k = x_{(m-1)L+l} \quad (4)$$

과 같으며 잡음구간에는 '1'을 신호구간에는 '0'를 인가한다.

필터의 출력은 필터 입력과 가중치의 곱이며,

$$y_k = \sum_{i=1}^L w_{ik} x_{k-i-1} = W_k^T X_k,$$

$$(W_k = [w_{1k} \ w_{2k} \ \dots \ w_{Lk}], \ X_k = [x_{1k} \ x_{2k} \ \dots \ x_{Lk}]) \quad (5)$$

다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$y_k = \sum_{m=1}^N 2\mu_2 (1 - 2\mu_2)^{N-m} x_{k-(N-m)L} \quad (6)$$

식 (6)에 LMS 알고리즘을 적용하면, 오차는

$$e_k = d_k - y_k = s_k + n_k - y_k \quad (7)$$

이며, LMS는

$$\xi = E[e_k^2] = E[d_k^2] + E[(n_k - y_k)^2] + 2E[d_k(n_k - y_k)] \quad (8)$$

결국,

$$\xi = E[d_k^2] + E[(n_k - y_k)^2] \quad (9)$$

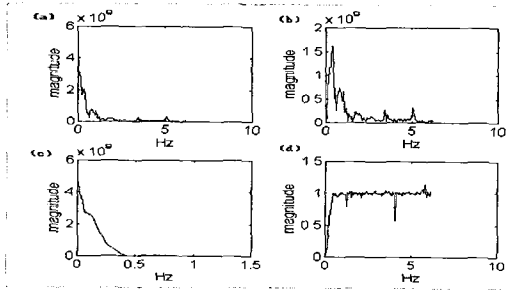
이 된다.

### 3. 결과 및 고찰

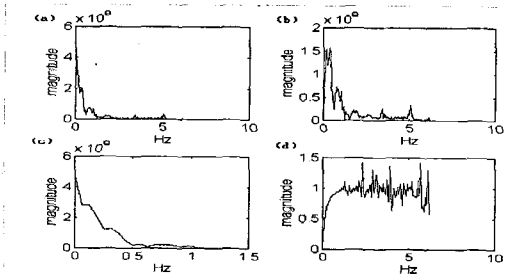
설계한 중속 적응필터의 성능을 평가하기 위해 0.5Hz의 차단주파수를 갖는 1-pole 필터와 대역폭이 1.79Hz이고 DC, 60Hz 및 고조파를 제거할 수

있는 가역필터, 그리고 AICF(Adaptive Impulse Correlated Filter)를 설계하여 성능을 비교하였다.

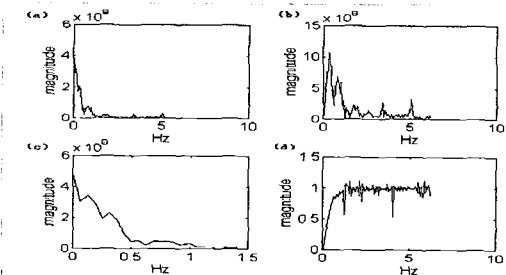
<그림 3>, <그림 4>, <그림 5>는 각 필터의 주파수 특성을 나타내고 있다



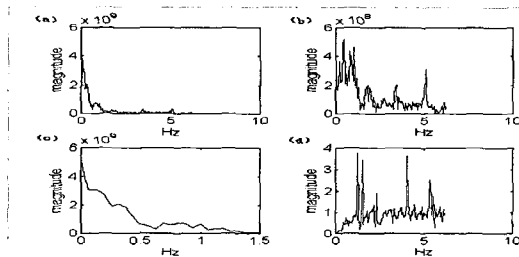
<그림 3> 가역필터



<그림 4> 표준필터



<그림 5> 중속 적응필터



<그림 6> AICF

위의 각 그림에서 (a)는 입력신호의 주파수 스펙트럼, (b)는 필터의 출력신호에 대한 주파수 스펙트럼, (c)는 제거된 잡음에 대한 주파수 스펙트럼이고 (d)는 필터의 전달함수를 나타낸다. 각 그림의 (a),(b),(c)는 심전도에서의 ST 세그먼트 주파수 대역이 0.5~5Hz 이므로 0~5Hz까지의 주파수 영역을 고려했으며, (c)는 ST 세그먼트 왜곡을 일으키지 않기 위해 필터는 0.8Hz이하의 차단 주파

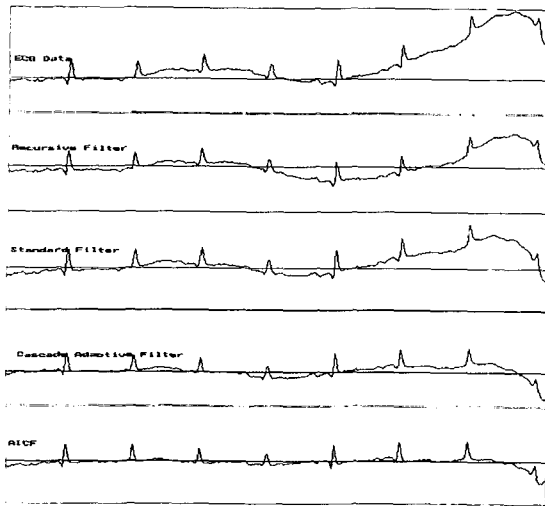
수를 가져야 하므로, 0.8Hz를 중심으로 잡음제거 특성을 알아보기 위하여 0~1.5Hz까지의 주파수 대역을 고려하였다. <그림 3>의 (d)는 신호왜곡이 매우 적고 전달함수 특성이 선형적이지만, (c)에서 잡음제거 특성이 좋지 않은 것을 볼 수 있다. <그림 4>의 (d)는 가역필터에 비해 신호왜곡이 심한 것을 보여준다. 각 그림의 (c)를 볼 때 중속 적응필터의 잡음대역에서의 주파수 스펙트럼 평균전력은  $6.47 \times 10^6$ 으로써 가역필터의  $2.22 \times 10^6$ , 표준필터의  $3.13 \times 10^6$ 와 비교할 때 잡음제거 특성이 우수하였고, <그림 5>의 (b)에서 잡음구간(0.8Hz이하)의 주파수 스펙트럼 전력이 가장 낮게 분포되어 있다. <그림 5>의 (d)는 선형적인 전달함수 특성을 보여주고 있으며, 신호왜곡도 적은 것을 볼 수 있다. <그림 6>의 (c)에서 잡음대역의 주파수 스펙트럼 전력평균은  $11.6 \times 10^6$ 로써 중속 적응필터보다 잡음제거 특성이 우수하게 평가될 수 있지만 (d)는 전달함수 특성이 비선형적이며, 신호왜곡이 큰 것으로 나타났다.

기저선 변동의 제거는 정확한 ST 세그먼트의 검출과 밀접한 관계를 갖기 때문에 신호의 왜곡을 최소화하는 것이 매우 중요하다. 필터링되어진 출력의 신호왜곡을 평가하기 위해 실제 임상 데이터를 이용하여 ST 세그먼트 위치에서 신호크기를 측정하였으며, 중속 적응필터를 통과한 신호로부터 측정된 ST 세그먼트의 레벨을 현재 상업적으로 많이 사용하고 있는 표준필터의 ST 세그먼트에서의 레벨과 비교함으로써 중속 적응필터의 성능을 평가하였다. 필터를 통과한 출력신호의 최대값을 3000mV로 표준화시킨 후, ST 세그먼트의 레벨을 비교하여 표 1에 나타나있다. ST 세그먼트의 위치는 심박수에 따라 적응적으로 위치를 변화시키며 측정하였다[9].

표 1. ST 세그먼트의 왜곡도 비교 (단위 : mV)

필터	표준필터	중속 적응필터	가역필터	AICF
신호				
8 raw	- 560.4	- 539.2	- 388.9	-1155.3
171 raw	- 418.9	- 409.3	- 239.5	-1047.2

위의 표 1은 기저선 변동이 없는 실제 임상데이터를 각각의 필터에 통과시킬 때 발생하는 ST 세그먼트 왜곡도의 결과이다. 가역필터는 ST세그먼트의 왜곡도 측면에서는 우수한 성능을 보이지만, 잡음제거 특성이 좋지않고, AICF는 잡음제거 특성이 좋은 반면 ST세그먼트에서 왜곡도가 크게 나타났다. 본 연구에서 설계한 중속 적응필터는 표준필터나 AICF보다 낮은 왜곡도를 나타내었다. <그림 7>은 각각의 필터를 통과한 출력파형들을 서로 비교한 것이다.



<그림 7> 필터링된 출력파형 비교

위 그림에서 AICF가 기저선 변동을 가장 많이 제거하였고, 본 연구에서 설계한 중속 적응필터도 표준필터나 가역필터에 비해 우수한 성능을 나타내고 있다. 그러나 표 1에서도 볼 수 있듯이 AICF는 ST 세그먼트의 왜곡이 너무 심하기 때문에 실제 진단에 응용하기는 부적합하다.

적응필터를 설계할 때는 잡음을 제거하기 차단 주파수를 선정하는 것과 신호왜곡을 최소화할 수 있도록 수렴계수를 적절히 설정하는 것이 매우 중요하다. 수렴계수인  $\mu$ 는 필터의 수렴속도나 차단 주파수 대역과 의존성을 갖고 있기 때문에 본 연구에서 후단 적응필터를 설계할 때 신호의 왜곡도와 기저선 변동 제거 특성을 고려해서 최적의 수렴계수를 선정하였다. 수렴계수가 너무 크면 기저선 변동 제거 특성은 매우 좋아지나, 신호의 왜곡이 커지므로 ST 세그먼트를 측정하는 데는 어려움이 있으며, 수렴계수가 너무 작으면 신호의 왜곡은 줄일 수 있지만 기저선 변동을 효과적으로 제거할 수 없게 된다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 초단 적응필터와 후단적응필터로 구성된 중속 적응필터를 설계하였다. 기존의 표준필터, 가역필터 그리고 ACIF와 성능을 비교하여 실험한 결과로 얻은 결론은 다음과 같다.

- (1) 기저선 변동 제거 특성이 표준필터나 가역필터에 비해 우수하였다.
- (2) ST 세그먼트의 왜곡도는 상업적으로 많이 사용되고 있는 표준필터와 비교할 때 유사하거나 더 좋은 성능을 나타내었으며, AICF보다는 좋은 성능을 나타내었다.

#### 참고문헌

- (1) Y. Suzuki, and K. Ono, "Personal computer system for ECG ST-segment recognition based on neural networks", Med. & Bio. Eng. & Comput., Jan., 1992
- (2) R.A Frankel et.al., "Suppression of baseline wander and Preserve ST-segment Accuracy in a Real-time Environment", J.of electrocardiology, vol.24, No.4, Oct., 1991.
- (3) C.D. McManus, U. Teppner, and D. Neubert, "Estimation and Removal of Baseline drift in teh Electrocardiogram", Compter and Biomedical
- (4) Bernard Widrow, and Samuel D. Stearns, "Adaptive Signal Processing", Prentice Hall, 1985
- (5) Thakor, N.V., Zhu, Y. "Application of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancelation and arrythmia detection", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.38, n.8, pp.785-794. 1991.
- (6) R. Jane, P. Laguna, N.V. Thakor, and P. Caminal. "Adaptive Baseline Wander removal in the ECG: Comparative analysis with Cubic spline Technique", Computers in cardiology, pp.143-146, 1992.
- (7) P. Laguna, N.V. Thakor, P. Caminal, R. Jane, and Hyoung-Ro Yoon, "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications", Med. & Bio. Eng. & Comput., pp. 67-73, Jan., 1990.
- (8) Frank H.Netter, "The CIBA collection of medical illustration", Vol.5, pp.50, 1978.
- (9) 이경중, "파이프라인 프로세서에 의한 심전도 자동진단 시스템에 관한 연구", 연세대학교 전기공학과 박사논문, pp.39, 1988.