

기저선 변동 제거를 위한 Wavelet Adaptive Filter의 설계

(Design of a Wavelet Adaptive Filter for Removal of the Baseline Wandering)

朴光里*, 李景中*, 尹亨老*

(Gwang Li Park, Kyoung Joŕng Lee, and Hyung Ro Yoon)

요 약

본 논문에서는 웨이브렛 변환과 적응필터를 이용함으로써 신호의 왜곡을 줄이고, 효과적으로 기저선 변동을 제거할 수 있는 Wavelet Adaptive Filter(WAF)를 설계하였다. WAF는 웨이브렛 변환부와 적응필터부로 구성되어 있으며, 웨이브렛 변환부에서는 Vaidyanathan and Hoang 웨이브렛 합수를 이용하여 입력되는 심전도 신호를 $j=-7$ 레벨까지 분할한다. 적응필터부는 웨이브렛 변환에 의해 분할된 신호중 $j=-7$ 레벨의 저주파 대역 신호를 주입력으로 사용하고 단일 임펄스를 기준입력으로는 인가하여 필터링 한다. WAF의 성능을 평가하기 위한 비교대상 필터로 0.5Hz의 차단 주파수를 갖는 표준필터와 기저선 변동제거를 위해 설계된 일반적인 적응필터를 이용하였으며, WAF의 성능평가 파라미터로써 기저선 변동이 포함된 MIT/BIH데이터베이스와 실제 환자데이터의 잡음대역에서의 주파수 평균전력과 삼각파를 이용하여 ST세그먼트의 왜곡도를 측정하여 실험하였다. 결론적으로 WAF의 기저선 변동 제거 특성이 표준필터나 적응필터에 비해 우수하게 평가되었으며, ST 세그먼트의 왜곡도는 WAF가 표준필터나 적응필터에 비해 작게 나타났다.

Abstract

This paper describes a design of a Wavelet Adaptive Filter(WAF) for the removal of the baseline wandering and the minimization of the signal distortion using by wavelet transform and adaptive filter in the ECG signal. WAF consists of two parts. The first part is wavelet transform that decomposes the ECG signal into seven frequency bands using Vaidyanathan and Hoang wavelet. The second part is adaptive filter that uses the signal of seventh low frequency band among the wavelet transformed signals as primary input and a unit impulse sequence as reference input. For the evaluation of the performance of WAF, we used several baseline wandering elimination filters such as commercial standard filter with cutoff frequency of 0.5Hz and general adaptive filter. We made use of MIT/BIH database and real patient data for the evaluation. In conclusion, WAF showed a lower ST segment distortion than standard filter and adaptive filter and has a higher eliminated noise power than standard filter and adaptive filter.

I. 서 론

최근 심장질환의 발병이 증가함에 따라 심장진단의

필요성 증대와 함께 진단 심전도, 홀터 심전도 및 스트레스 심전도등의 다양한 심장 진단 시스템이 개발되고 있다. 심전도는 피검자의 움직임이나 주변기기들의 영향 때문에 60Hz 전력선 잡음, 기저선 변동 및 근잡음과 같은 다양한 잡음을 포함하고 있다. 심전도의 저주파 성분인 ST 세그먼트는 심근허혈이나 심근경색의 진단 파라미터로써 사용되는데, ST 세그먼트를 정확

* 正會員, 延世大學校 醫用電子工學科

(Dept. of Bioengineering, College of Health Science, Yonsei Univ.)

接受日字: 1997年4月3日, 수정완료일: 1997年8月21日

히 검출하기 위해서는 기저선 변동을 효과적으로 제거하는 것이 매우 중요하다^[1]. 기저선 변동과 같은 저주파 잡음은 심전도의 저주파 성분인 ST 세그먼트의 주파수 대역과 겹치기 때문에 전처리 필터 통과시 발생하는 신호왜곡을 최소화시켜야 한다.

기저선 변동을 제거하기 위한 전처리 필터로는 고정된 차단 주파수를 갖는 FIR 필터, IIR 필터^[2]와 주파수에 대한 영향을 고려하지 않아도 되는 cubic spline 필터^[3], 그리고 시변 시스템에서 신호조건 변화에 따라 적응적으로 잡음을 제거할 수 있는 적응 필터^[4]가 일반적으로 사용되고 있다. FIR 필터나 IIR 필터는 차단 주파수 대역을 넘는 기저선 변동은 제거할 수 없으며, 차단 주파수를 크게 할 경우 신호의 왜곡이 발생하는 단점이 있으며, cubic spline 필터는 기저선 변동이 급격하거나 샘플링 간격이 넓은 경우 신호에 큰 오차를 발생시킨다. 적응필터의 경우 고정화된 차단 주파수를 갖지 않는다는 장점이 있지만 신호처리시 발생하는 신호왜곡 때문에 기저선 변동과 같은 저주파 신호처리시 문제점을 갖고 있다^[5]. 최근에 많은 연구가 이루어지고 있는 웨이블릿 변환은 시변(time-varying) 불안정 신호를 주파수 대역별로 분할하여 처리할 수 있다는 장점 때문에 ECG, EEG, EMG, 음파, 영상 처리등 다양한 분야에서 압축과 잡음제거를 위하여 연구되어 왔다^{[6][7]}.

본 연구에서는 전처리 필터를 설계함에 있어서 웨이블릿 변환을 이용함으로써 적응필터에서 발생하는 신호의 왜곡을 줄이고, 효과적인 기저선 변동 제거함으로써 ST세그먼트의 정확한 검출을 위한 WAF를 설계하였다. WAF는 우선 웨이블릿 변환을 통해서 주파수를 분할하고, 기저선 변동이 가장 많이 포함된 저주파수 대역에서만 적응필터를 적용함으로써 ST 세그먼트에서의 신호왜곡 뿐만 아니라 기저선 변동이 발생된 이외의 주파수 대역에서 발생하는 신호왜곡을 최소화 하였다.

II. Wavelet Adaptive Filter의 설계

1. 웨이블릿 변환

웨이블릿 변환과 같은 다해상도(multiresolution) 시스템은 입력된 신호의 샘플링 주파수를 다른 형태의 샘플링 주파수로 변화시켜 다양한 주파수 대역에서 신호를 처리할 수 있는 장점을 갖고 있다^[8]. 웨이블릿

변환은 입력 신호의 샘플링 주파수를 'dyadic(2분주)'하게 분할할 수 있으며, 웨이블릿 함수와 스케일 함수를 입력신호와 곱하여 고주파와 저주파로 주파수 대역을 나누어 신호를 분석하는데 매우 유용하다. 웨이블릿 함수의 주파수 분할특성은 모 웨이블릿(mother wavelet)의 종류에 따라 달라지기 때문에 심전도 신호의 전처리 과정에 적합한 모 웨이블릿을 선택해야 한다. 본 논문에서는 웨이블릿 역변환에 의해 완전한 신호복구가 가능한 직교(orthogonal)특성을 갖고, 고주파 성분의 잡음(spike, 60Hz전력선 잡음)제거시 발생하는 신호왜곡을 최소화하는 장점을 갖고 있는 Vaidyanathan과 Hoang 웨이블릿을 사용하였다^[9].

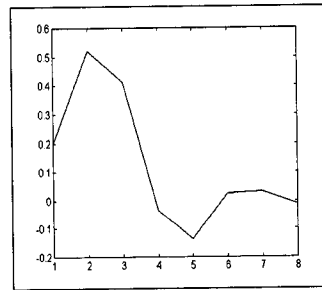


그림 1. Vaidyanathan과 Hoang 스케일 함수
Fig. 1. Vaidyanathan and Hoang scale function.

웨이블릿 변환을 위한 공간 $L^2(R)$ 은 임의의 함수 f 에 대하여

$$\int_{-\infty}^{\infty} |f(x)|^2 dx < \infty \tag{1}$$

을 만족한다. 푸리에 변환을 기저함수 집합인 $\{e^{inx}\}$ 의 선형조합으로 표현한다면, 웨이블릿 변환은 다음 두 가지 조건을 만족하는 기저함수(웨이블릿 함수)의 선형조합이라고 할 수 있다^[10].

$$\lim_{t \rightarrow \infty} |\psi(x)| = 0 \tag{2}$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dt = 0 \tag{3}$$

웨이블릿은 웨이블릿 함수 $\psi(x)$ 로부터 스케일링(scaling)요소 'a'와 천이(translation)요소 'd'로 구분하여 표현할 수 있다.

$$\psi(x)_{a,d} = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-d}{a}\right) \tag{4}$$

웨이브렛 변환과 같은 다해상도 신호해석 기법은 $L^2(R)$ 공간을 서로 다른 해상도를 갖는 여러개의 부공간(subspace)인 $\{V_j : j \in Z\}$ 로 분해한다. 이 때 Z 는 정수이며, 이러한 V_j 를 생성하는 함수 $\phi \in L^2(R)$ 를 스케일링 함수라고 하고, 웨이브렛 변환의 기저함수인 $\psi_{a,d}$ 가 형성되는 공간 W_j 를 V_{j-1} 에서 V_j 의 차공간(complement space)이라고 한다^[11].

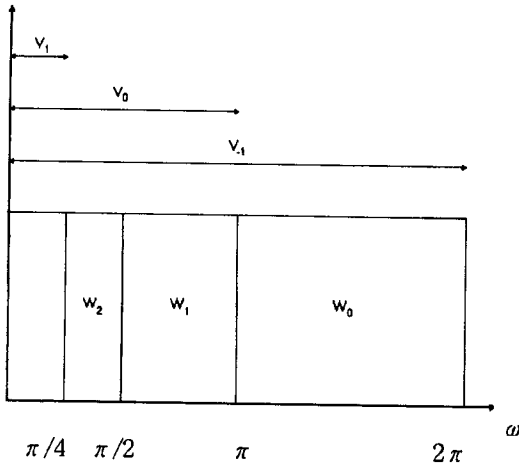


그림 2. 웨이브렛 함수와 스케일링 함수의 부공간
Fig. 2. Subspace of wavelet function and scaling function.

그림 2는 $L^2(R)$, W_j 와 V_j 의 관계를 나타낸다. 부공간 V_j 는 웨이브렛 함수 $\psi_{a,d}$ 로 나타낼 수 있으므로 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\text{close}(\bigcup_{j \in Z} V_j) = L^2(R) \tag{5}$$

$$V_{j-1} = V_j \oplus W_j \tag{6}$$

$$L^2(R) = \bigcup_{j \in Z} W_j = \bigcup_{j \in Z} W_1 \cup W_0 \cup W_{-1} \dots \tag{7}$$

이산 웨이브렛 변환은 스케일링 요소 'a'와 천이 요소 'd'를 이산화함으로써 얻을 수 있다^[6].

$$\psi(n) = \sum_k h(k) \phi(2n-k) \tag{8}$$

$$\phi(n) = \sum_k g(k) \phi(2n-k) \tag{9}$$

(ψ : 웨이브렛 함수, ϕ : 스케일 함수)

식 (8), 식 (9)에서 $h(k)$ 는 웨이브렛 함수의 계수로 서 고역통과 필터 계수와 같은 역할을 하며, $g(k)$ 는 스케일 함수의 계수로서 저역통과 필터의 계수로 작용

한다. 이산 신호 $x(n)$ 은 레벨 $j=1$ 일 때 고주파 성분 의 신호인 $D_2^j[x(n)]$ 과 저주파 신호인 $A_2^j[x(n)]$ 으로 구분되어 표현된다. 즉, 입력신호 $x(n) = D_2^j[x(n)] + A_2^j[x(n)]$ 으로 나타낼 수 있으며, 이것을 일반화된 수식으로 표현하면 식 (10), 식 (11)과 같다^[6].

$$D_2^j[x(n)] = \sum_{k=0}^{2^j-1} d_{2^j}(k) \psi_{2^j}(n-2^j k) \tag{10}$$

$$A_2^j[x(n)] = \sum_{k=0}^{2^j-1} a_{2^j}(k) \phi_{2^j}(n-2^j k) \tag{11}$$

이 때 2^j 는 레벨 j 가 감소함에 따라 샘플수가 2분 주됨을 나타낸다. 식 (10)은 detail 신호로써 식 (8)의 웨이브렛 함수와 천이 요소인 'd'에 의해서 입력신호 의 고주파 성분을 레벨 j 에 따라 분할하며, 식 (11)은 approximate 신호로서 식 (9)의 스케일 함수와 스케일 요소인 'a'에 의해서 입력신호의 저주파 성분을 레벨 j 에 따라 분할한다. 또한 식 (10)과 식 (11)을 이용하여 웨이브렛 변환을 취할 때, 레벨의 감소($j = -1, -2, \dots, -k$)에 따라 신호의 주파수 스펙트럼이 저주파와 고주파로 분할된다. 이 때 레벨이 감소함에 따라 샘플링 주파수가 1/2로 감소하게 되며, 나이퀴스트 이론에 따라 그 레벨에서의 신호가 포함하고 있는 주파수 성분도 1/2로 감소하게 된다.

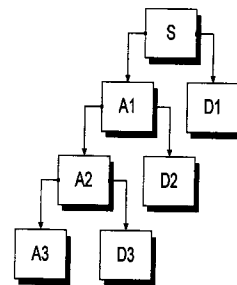


그림 3. Dyadic 트리구조
Fig. 3. Structure of the dyadic tree.

그림 3은 dyadic 트리 구조를 나타내고 있다. A_n 은 n 번째 웨이브렛 변환을 취하여 얻은 저주파 성분을 나타내고, D_n 은 n 번째 웨이브렛 변환을 취하여 얻은 고주파 성분을 나타낸다. 그림 3에서는 웨이브렛 변환을 3번 취했을 경우($j=-3$)를 나타내며, 식 (12)와 같이 수식화 할 수 있다.

$$\begin{aligned} S &= A_1 + D_1 \\ &= A_2 + D_2 + D_1 \end{aligned}$$

$$= A3 + D3 + D2 + D1 \quad (12)$$

본 연구에서는 기저선 변동이 포함된 저주파수 대역까지 신호를 분할하기 위하여 $j=-7$ 까지 웨이브렛 변환을 취하였다.

2. 적응필터

적응필터는 주입력과 기준입력의 오차 e_1 이 최소가 되도록 가중치 w_1 을 조정하는 LMS(Least Mean Square) 알고리즘에 근거하며^[12], 식 (13)과 같이 가중치를 설정한다.

$$w_1(k+1) = w_1(k) + 2\mu_1 e_1(k) x_1(k) \quad (13)$$

여기서 x_1 은 적응필터에서의 기준입력이고, μ_1 은 적응필터에서의 수렴계수이다. 수렴계수는 적응필터의 성능을 좌우하는 중요한 파라미터로서 수렴특성과 수렴속도를 고려하여 적절하게 선택하는 것이 중요하다. 수렴계수가 커지면 수렴속도는 빨라지지만 너무 크면 평균제곱오차를 최소화시키기 위한 LMS의 해가 수렴되지 않게 된다. 반면에 수렴계수가 너무 작게되면 수렴특성은 좋아지지만 수렴속도가 느려지게 된다. 적응필터의 안정된 동작을 위해서는 수렴계수의 범위를 $0 < \mu_1 < 1/\alpha$ 로 해야 하며, 일반적으로 $\alpha=1$ 의 값을 갖는다. 입력신호에 따라 수렴계수의 안정된 범위가 변화하기 때문에 정규화된 μ_n 을 사용하기도 한다^[12].

$$\mu_n = \frac{\mu_1}{(L+1)\sigma^2} \quad (\text{단, } 0 < \mu_1 < 1) \quad (14)$$

$L+1$ 은 필터 계수의 개수이고, σ^2 는 입력신호의 전력이다. 그림 4는 적응필터의 구조로서 기저선 변동이 있는 심전도 신호를 주입력(primary input)으로 인가하고, 주입력에 포함된 기저선 변동과 상관성 있는 잡음을 기준입력(reference input) x_1 으로 인가한다. 기준입력은 DC성분을 사용하였으며, 차단 주파수는 수렴계수를 조정함으로써 임의로 조절할수 있다.

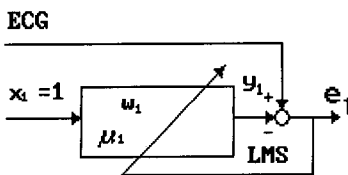


그림 4. 적응필터의 구조
Fig. 4. Structure of the adaptive filter.

필터의 출력 y_1 은 필터의 가중치 w_1 과 기준입력 x_1 과의 곱으로 나타낼 수 있으며, 오차 e_1 은 기저선 변동이 포함된 주입력과 필터 출력과의 차이가 된다. AHA(American Heart Association)에서 ST 세그먼트의 왜곡을 방지하기 위해 추천한 0.8Hz이하의 차단 주파수를 갖도록 하기 위하여, 식 (15)에 의해서 수렴계수를 결정한다^[13].

$$f_c = \frac{\mu_1}{\pi} f_s \quad (15)$$

샘플링 주파수 f_s 가 360Hz인 MIT/BIH 데이터베이스일 경우는 $\mu_1=0.0069$ 로 하고, 샘플링 주파수 f_s 가 250Hz인 실제 환자데이터인 경우는 $\mu_1=0.01$ 로 하여, 차단 주파수 f_c 가 0.8Hz이 되도록 설계하였다.

3. Wavelet Adaptive Filter의 설계

적응필터의 주입력을 기저선 변동이 있는 심전도 신호로 입력할 경우 기저선 변동은 잘 제거되지만 심전도 신호의 저주파 영역에서 왜곡이 발생하게 된다. 신호의 왜곡은 ST세그먼트 진단에 큰 오류를 발생시키기 때문에 적응필터 설계시 신호왜곡을 작게 만드는 것은 매우 중요한 연구과제이다.

표 1. 샘플링 주파수와 웨이브렛 변환 레벨에 의한 주파수 분할

Table 1. Frequency decomposition by sampling frequency and wavelet transform level.

(단위 : Hz)

샘플링 레벨	250Hz		360Hz	
	저주파	고주파	저주파	고주파
-1	0-60.3	60.3-125	0-90	90-180
-2	0-30.2	30.2-60.3	0-45	45-90
-3	0-15.1	15.1-30.2	0-22.8	22.8-45
-4	0-7.6	7.6-15.2	0-11.4	11.4-22.8
-5	0-3.8	3.8-7.6	0-5.7	5.7-11.4
-6	0-1.9	1.9-3.8	0-2.9	2.9-5.7
-7	0-0.8	0.8-1.9	0-1.5	1.5-2.9

그림 5는 WAF의 전체 구성도를 보여주고 있다. WAF는 먼저 심전도 신호에 웨이브렛 변환을 적용하여 주파수를 분할함으로써 기저선 변동이 가장 많이 포함되어 있는 저주파수 대역을 선택한다. 표 1에서 볼 수 있듯이 샘플링 주파수가 360Hz인 MIT/BIH 데이터 베이스의 경우 0~1.5Hz대역을 선택하고, 샘플링 주파수가 250Hz인 실제 임상 데이터의 경우 0~

0.8Hz대역을 선택한 후 이 주파수 대역의 신호를 적응필터의 주입력으로 사용하여 필터링한다. 적응필터에 의해 필터링된 결과와 웨이브렛 변환에 의한 고주파 성분을 이용하여 웨이브렛 역변환을 취하면 기저선 변동을 제거한 결과를 얻을 수 있다.

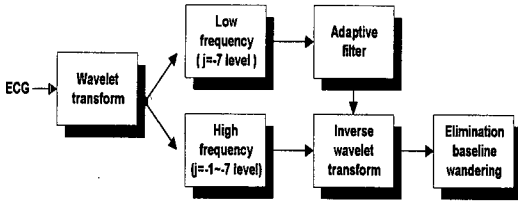


그림 5. WAF의 전체 구성도
Fig. 5. Block diagram of WAF.

그림 5에서 저주파 영역의 7번째 신호와 고주파 영역의 신호들과의 조합으로 웨이브렛 역변환을 취함으로써 기저선 변동을 제거하여 얻은 신호 S1은 식 (16)과 같이 표현된다.

$$S1 = T + D7 + D6 + D5 + D4 + D3 + D2 + D1 \quad (16)$$

(T : 적응필터를 통과한 신호, Dn : n번째 고주파 영역의 신호)

III. 결과 및 고찰

본 논문에서의 실험데이터는 샘플링 주파수가 360Hz인 MIT/BIH 데이터베이스와 샘플링 주파수가 250Hz인 Marquette사의 MAC-15 실제 환자데이터를 사용하였다. WAF의 성능을 평가하기 위한 비교대상 필터로 0.5Hz의 차단 주파수를 갖는 표준필터와 기저선 변동제거를 위해 설계된 일반적인 적응필터를 이용하였으며, 기저선 변동이 발생하는 잡음대역에서의 주파수 평균전력과 삼각파에 의한 ST세그먼트의 왜곡도를 WAF의 성능평가 파라미터로 설정하여 실험하였다^{[14] [15]}.

1. 제거된 잡음대역의 평균전력 비교

AHA에서는 ST 세그먼트가 왜곡을 일으키지 않도록 차단 주파수 범위를 0.8Hz 규정하고 있기 때문에 본 연구에서는 0.8Hz이하의 주파수 대역에서의 잡음 제거 특성을 알아보기 위하여 0.8Hz이하의 주파수 대역에서 전력에 대한 평균을 취하여 각 필터를 비교하였다.

표 2는 기저선 변동이 포함되어 있는 MIT/BIH 데이터베이스를 선택하여 주파수의 평균전력을 비교한 결과이며, 표 3은 환자의 실제 임상데이터를 선택하여 주파수의 평균전력을 비교한 결과이다. 표준필터와 같이 고정된 차단 주파수를 갖는 디지털 필터는 차단 주파수 외의 잡음성분은 제거할 수 없다는 단점이 있기 때문에 시변적으로 변하는 파형에 따라 기준치를 변화시키면서 잡음을 제거하는 적응필터에 비해 잡음제거 특성이 좋지 않다. 적응필터와 WAF는 식 (15)에서 동일한 차단 주파수를 갖도록 수렴계수를 설정하였기 때문에 거의 비슷한 결과를 나타냈다.

표 2. MIT/BIH 데이터베이스를 사용한 제거된 잡음의 평균전력 비교

Table 2. Comparison of the averaged power of the eliminated noise using MIT/BIH database. (단위 : 10⁴)

필터종류 데이터	adaptive filter	standard filter	WAF
T113	3.411	3.261	3.410
T116	5.372	5.012	5.378
T121	4.368	4.127	4.366
T202	9.381	8.322	9.397
T212	16.790	15.825	16.881
T222	5.701	5.051	5.679
T234	5.617	5.241	5.659
평균값	7.234	6.691	7.253

표 3. 환자데이터를 사용한 제거된 잡음의 평균전력 비교

Table 3. Comparison of the averaged power of the eliminated noise using patient database. (단위 : 10⁴)

필터종류 데이터	adaptive filter	standard filter	WAF
21raw	0.477	0.369	0.450
25raw	1.100	0.770	1.091
132raw	2.872	1.793	2.772
159raw	0.807	0.457	0.867
173raw	0.897	0.586	0.914
176raw	2.932	1.965	3.167
203raw	1.903	0.926	1.869
평균값	1.569	0.981	1.590

그림 6은 기저선 변동이 심한 환자 MIT/BIH 데이터베이스(T234)에 대한 잡음제거 결과파형이다. 그림

6에 의하면 표준필터에 비해 적응필터나 WAF가 성능이 우수함을 나타내었다. 그러나 적응필터는 ST 세그먼트에서 신호왜곡을 발생시키기 때문에 실제 진단에 응용하기는 부적합하다.

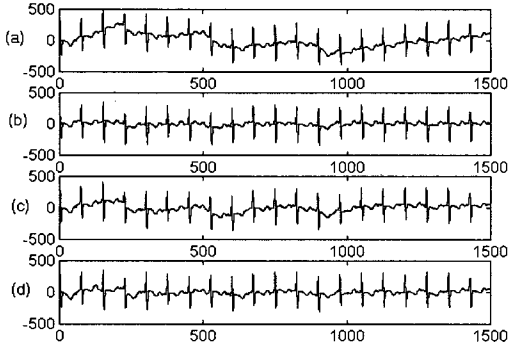


그림 6. 필터링된 출력파형 비교 (T234)
(a) 심전도 신호 (b) 적응필터 (c) 표준필터 (d) WAF

Fig. 6. Comparison of the filtered output signals (T234).

(a) ECG signal (b) adaptive filter (c) standard filter (d) WAF

2. ST세그먼트의 왜곡도 비교

적응필터는 표 2, 표 3에서 볼 수 있듯이 표준필터에 비해 잡음을 제거하는 특성은 매우 우수하지만 기저선 변동과 같은 주파수 대역의 신호성분도 같이 제거되기 때문에 신호에 왜곡이 발생되므로 실제 임상적으로 사용되기 어렵다. 이러한 신호왜곡을 최소화하기 위해 설계된 WAF의 신호 왜곡도를 평가하기 위하여 AHA에서 추천하는 크기가 1.5mV이고 간격이 100ms인 삼각파 실험을 하였다.

표 4. 삼각파를 이용한 왜곡도 평가

Table 4. Estimation of the signal distortion using triangular wave.

(단위 : mV)

필터종류 \	adaptive filter	standard filter	WAF
J점의 레벨	-0.462	-0.297	-0.032
ST 세그먼트	-0.326	-0.193	-0.032

표 4는 삼각파를 이용하여 각 필터에서의 왜곡도를 실험한 결과이다. ST 세그먼트의 왜곡도는 ST 세그먼트의 시작부인 J점 레벨의 변화로써 평가하였다^[14]. J점은 삼각파의 최대치 이후에 나타나는 최소값으로

검출하였고, ST세그먼트는 J점으로부터 80ms 이후로 설정하여 측정하였다^[16].

표준필터나 적응필터는 매우 심하게 J점의 레벨이 depression되었지만 WAF의 경우는 적응필터와 잡음 제거 특성은 거의 유사하면서도 거의 왜곡현상이 발생하지 않았다.

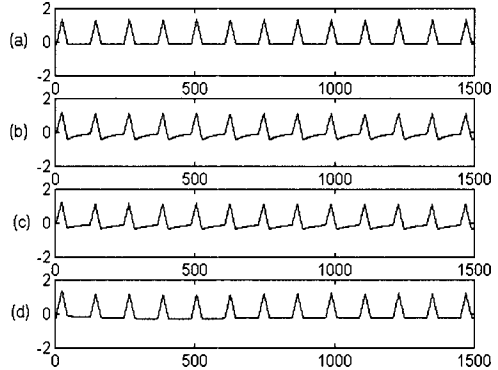


그림 7. 삼각파를 이용한 필터링 결과파형 비교
(a) 심전도 신호 (b) 적응필터 (c) 표준필터 (d) WAF

Fig. 7. Comparison of the filtered output signals using triangle signal.

(a) ECG signal (b) adaptive filter (c) standard filter (d) WAF

그림 7은 각 필터를 통과한 삼각파의 결과 파형이다. 표준필터나 적응필터는 J점에서 ST 세그먼트로 점점 elevation되는 왜곡현상을 나타내고 있으나 WAF는 왜곡현상이 거의 없음을 볼 수 있다.

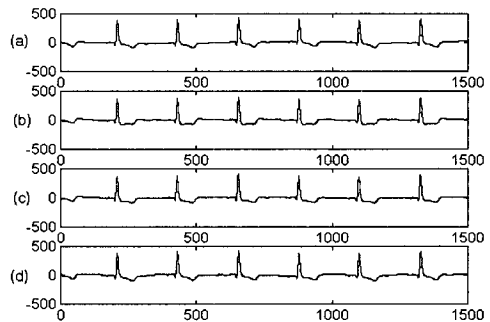


그림 8. 필터링된 출력파형 비교 (184raw) (a) 심전도 신호 (b) 적응필터 (c) 표준필터 (d) WAF

Fig. 8. Comparison of the filtered output signals (184raw). (a) original ECG signal (b) adaptive filter (c) standard filter (d) WAF

표 4에서도 적응필터는 0.136mV, 표준필터는 0.104 mV로써 J점의 레벨과 ST세그먼트와의 차이가 많지만 WAF는 거의 변화가 없음을 나타내고 있다.

그림 8은 비교적 기저선 변동이 적은 환자 데이터 184raw를 이용하여 신호의 왜곡도를 실험한 결과파형으로써 WAF 적응필터나 표준필터에 비해 ST 세그먼트에 왜곡이 거의 없는 결과를 나타내었다.

3. 고찰

호흡이나 전극의 움직임으로 기인한 기저선 변동의 주파수 대역은 약 0.5Hz 미만이다. 이 주파수 대역은 심근허혈은 진단하기 위한 파라미터인 ST 세그먼트와 겹치기 때문에 잡음제거시 ST세그먼트에 왜곡을 발생 시키게 된다. 따라서 ST 세그먼트의 정확한 검출을 위해서는 기저선 변동을 제거하기 위한 필터 설계시 잡음제거 특성과 신호왜곡도를 평가하는 것이 매우 중요하다.

본 연구에서 잡음제거 특성은 표준필터에 비해 적응필터나 WAF가 표 2에서 1.1배, 표 3에서 1.6배 우수했다. 삼각파의 J점에서 발생한 왜곡도는 표 4에서와 같이 WAF(-0.032mV)가 적응필터(-0.463mV)나 표준필터(-0.297mV)에 비해서 낮게 평가되었다. AHA에서는 J점의 레벨을 -0.045mV으로 기준하고 있으므로 WAF의 경우 ST세그먼트의 정확한 검출에 적합한 필터라고 평가할 수 있다.

웨이브렛 변환을 이용하면 기저선 변동뿐만 아니라 60Hz 전력선 잡음이나 근잡음을 동시에 제거할 수 있는데, 최근에 심전도 진단시 랜덤(random)하게 발생하는 근잡음을 제거하기 위하여 신호의 평균(average)을 취하는 방법 대신 웨이브렛 변환을 이용한 방법이 시도되었다^[7]. 이와 같이 적응필터를 포함시키지 않고 웨이브렛 변환만을 이용하여 주파수 분할을 하여 제거하기 원하는 주파수 대역을 제거함으로써 잡음을 제거할 수 있는데, 이렇게 할 경우에는 신호에 왜곡이 발생될 수도 있으며, 차단 주파수도 자유롭게 변화시킬 수 없다는 단점이 있다. 그림 9는 WAF와 적응필터를 제외하고 웨이브렛 변환만을 이용한 결과파형이다. (a)는 환자데이터이며, (b)와 (c)는 웨이브렛 변환만을 이용하여 얻은 결과로써 화살표로 표시한 부분에서 심전도 파형의 왜곡이 발생되었으나, WAF를 이용한 (d)에서는 신호왜곡이 발생하지 않았다. 본 논문에서 설계한 WAF는 기저선 변동에 대한 잡

음제거 특성도 우수하지만, 12채널 실시간 심전도 분석에 적용하기 위해서는 처리시간상의 제약을 받는다. 이 문제는 DSP 칩으로 구현함으로써 해결할 수 있을 것으로 사료되며, 한편으로 'dyadic' 분주방법을 개선한다면 처리 속도를 보다 향상시킬 수 있을 것으로 생각된다.

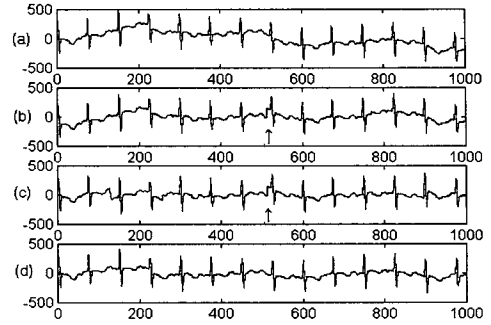


그림 9. 웨이브렛 변환과 WAF의 비교

(a) 심전도 신호 (b) j=-8 레벨에서 저주파 신호 제거 (c) j=-8과 j=-7 레벨에서 저주파 신호 제거 (d) WAF

Fig. 9. Comparison of wavelet transform and WAF.

(a) ECG signal (b) low frequency subtract in j=-8 level (c) high frequency subtract in j=-8 and j=-7 level (d) WAF

IV. 결 론

본 연구에서는 기저선 변동을 신호의 왜곡 없이 효과적으로 제거하기 위하여 적응필터와 웨이브렛 변환을 이용한 WAF를 설계한 후 표준필터와 적응필터를 사용하여 성능을 비교·평가하였으며, 얻은 결과에 대한 결론은 다음과 같다.

- 1. 잡음대역(0.8Hz이하)의 주파수 스펙트럼에서 WAF의 기저선 변동 제거 특성이 표준필터나 적응필터에 비해 우수하게 평가되었다.
- 2. ST 세그먼트의 왜곡도는 WAF가 표준필터나 적응필터에 비해 작게 나타났다.

참 고 문 헌

[1] Y. Suzuki, and K. Ono, "Personal computer system for ECG ST-segment recognition

- based on neural networks", *Medical & Biological Engineering & Computer*, Vol.30, No.1, pp. 2-8, 1992.
- [2] Willis J. Tomkins, "Biomedical Digital Signal Processing", Prentice Hall, 1993.
- [3] C.D. McManus, U. Teppner, and D. Neubert, "Estimation and Removal of Baseline drift in the Electrocardiogram", *Computer and Biomedical Research*, Vol.18, pp. 1-9, 1985.
- [4] 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.
- [5] Thakor, N.V., Zhu, Y. "Application of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancelation and arrhythmia detection", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.38, No.8, pp.785-794. 1991.
- [6] Metin Akay, "Wavelet in Biomedical Engineering," *Anal. of Biomedical Engineering*, Vol. 23, pp. 531-542, 1995.
- [7] Valtino X. Afonso, Willis J. Tomkins, Truong Q. Nguyen, Kurt Michler and Shen Luo, "Comparing Stress ECG Enhancement Algorithm", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 37-44, May/June, 1996.
- [8] Ronald E. Crochiere and Lawrence R. Rabiner, "Multirate Digital Signal Processing", Prentice Hall, 1983.
- [9] Nitish V. Thakor, and Sun Yi-chun, "MULTIWAVE A Wavelet-based ECG Data Compression Algorithm", *IEEE Conference*, pp. 393-396, 1993.
- [10] Daniel T. Lee and Akino Yamamoto, "Wavelet Analysis : Theory and Application", *Hewlett-Packard Journal*, pp. 44-54, Dec. 1992.
- [11] Ali N. Akansu and Richard A. Haddad, "Multiresolution Signal Decomposition", Addison-Wesley, 1992.
- [12] Bernard Widrow, and Samuel D. Stearns, "Adaptive Signal Processing", Prentice Hall, 1985.
- [13] 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.
- [14] R.A Frankel et.al, "A Filter to Suppress ECG Baseline Wander and Preserve ST-segment Accuracy in a Real-time Environment", *J. of electrocardiology*, Vol.24, No.4, pp. 315-323, 1991.
- [15] AAMI Standard and Recommended Practice, Vol 2.2 : Biomedical Equipment, part2.
- [16] 이경중, "파이프라인 프로세서에 의한 심전도 자동진단 시스템에 관한 연구", 연세대학교 전기공학 학과 박사논문, pp.39, 1988

저 자 소 개

李 景 中(正會員) 第 33卷 B編 第 8號 參照



尹 亨 老(正會員)

1949년 2월 17일생. 1972년 연세대학교 전기공학과 공학사. 1974년 연세대학교 전기공학과 공학석사. 1986년 연세대학교 전자공학과 공학박사. 1974년-1979년 국방과학연구소 선임연구원. 1988년-1989

년 미국 Johns Hopkins 대학 의용공학과 객원교수. 1982년부터 현재까지 연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과 교수로 재직중. 주 연구분야는 의료계측, 생체신호처리, microcomputer based medical instrumentation로서 심전도 신호 측정 및 해석, 임피던스를 이용한 체성분 원격 의료진단 시스템.



朴 光 里(正會員)

1969년 12월 22일생. 1993년 연세대학교 의용전자공학과 공학사. 1996년 연세대학교 의용전자공학과 공학석사. 1996년 9월 ~ 현재 연세대학교 의용전자공학과 박사과정. 주 관심분야는 심전도 신호처리,

웨이브렛 변환.