

## 스트레스 심전도의 근잡음 제거를 위한 Wavelet Interpolation Filter의 설계

박광리 · 이경중\* · 이병채 · 정기삼 · 윤형로\*

용인송담대학 의료정보시스템과 \*연세대학교 보건과학대학 의공학과 \*연세대학교 의공학연구소

(2000년 5월 22일 접수, 2000년 8월 17일 채택)

### Design of A Wavelet Interpolation Filter for Elimination of Muscle Artifact in the Stress ECG

K.L. Park, K.J. Lee\*, B.C. Lee, K.S. Jeong, H.R. Yoon\*

Department of Medical Information System, Yong-in Songdam College

\*Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University

\*Research Institute of Medical Engineering, Yonsei Univ.

(Received May 22, 2000, Accepted August 17, 2000)

**요약** : 스트레스 심전계에서 발생하는 근잡음을 제거하기 위하여 wavelet interpolation filter(WIF)를 설계하였다. WIF는 크게 웨이블릿 변환부와 보간법 적용부로 구성되어 있다. 웨이블릿 변환부는 Haar 웨이블릿을 이용하였으며 심전도 신호를 저주파 영역과 고주파 영역으로 분할하는 과정이다. 보간법 적용부에서는 분할되어진 신호 중 A3을 선택하여 신호의 재생 성능을 향상시키기 위하여 보간법을 적용하였다. WIF의 성능을 평가하기 위해서 신호대 잡음비, 재생신호 자승오차 및 표준편차의 파라미터를 이용하였다. 본 실험에서는 MIT/BIH 부정맥 데이터베이스, European ST-T 데이터베이스 및 삼각파형을 이용하여 성능 파라미터를 측정하였다. 결과적으로 WIF는 성능 파라미터에서 기존에 많이 사용되고 있는 평균값 필터, 중간값 필터 및 hard thresholding방법에 비해 우수함을 알 수 있었다.

**Abstract** : A wavelet interpolation filter(WIF) for the removal of muscle artifacts in the stress ECG is described. The WIF consists of two parts. The first part is a wavelet transform that decomposes the ECG signal into several frequencies using Haar wavelet. The second part is the interpolation method that is used to enhance the performance of signal reconstruction. To evaluate the performance of WIF, we used three indices—signal to noise, reconstruction square error and standard deviation. The MIT/BIH arrhythmia database, European ST-T database and triangular wave were used for the evaluation. The WIF performed better in the three indices than the mean filter, the median filter and the hard thresholding method.

**Key words** : wavelet interpolation filter, muscle artifacts, signal to noise, reconstruction square error, standard deviation

## 서 론

스트레스 심전계는 운동부하상태에서 심근허혈이나 심근경색 등의 심장질환을 진단하는데 매우 유용한 시스템이다. 스트레스 심전계에서 심장질환을 정확하게 진단하기 위해서는 심전

도 신호에 포함되어 있는 기저선 변동이나 근잡음을 제거하는 것이 매우 중요하기 때문에, 이러한 잡음을 제거하기 위한 연구가 최근까지 활발하게 진행되어 왔다[1]-[4]. 스트레스 심전도에서 고려해야 할 중요한 요소는 심근허혈이나 심근경색의 임상적인 정보를 포함하고 있는 ST 세그먼트의 레벨이나 기울기가 상승(혹은 하강)되었는지에 대한 여부를 파악하는 것이다.[5] 그러나 잡음의 영향 때문에 ST 세그먼트가 왜곡될 경우 상승(혹은 하강)을 측정함에 있어서 오류가 발생되어 정확한 진단이 어렵다. 특히 0.8Hz이하의 저주파 대역 신호인 ST 세그먼트는 1.0Hz이하의 주파수 대역을 갖는 기저선 변동과 주파수 대역이 겹쳐지기 때문에 ST 세그먼트에 왜곡없이 기저선

본 논문은 1998년도 보건복지부 선도기술개발사업·의료공학기술개발사업(과제번호 HMP-98-G-1-018)의 지원으로 이루어졌음.

통신저자 이경중, (222-701) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

Tel. (033)760-2433, Fax (033)-760-2197

E-mail kjlee@dragon.yonsei.ac.kr

(a) WIF 설계

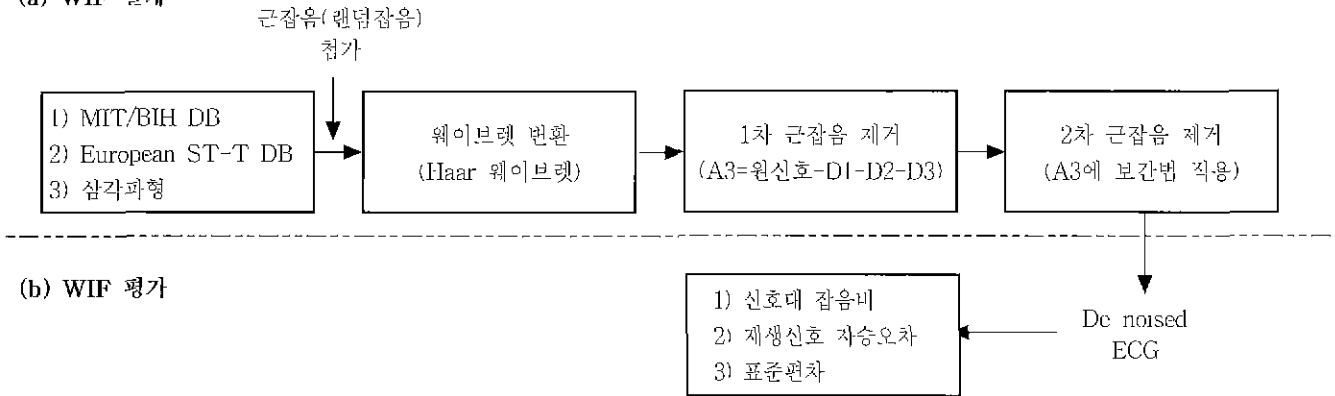


그림 1. 근잡음 제거를 위한 WIF의 설계(a) 및 평가(b)에 대한 전체 블록도

Fig 1 Block diagram of (a) design and (b) estimation of WIF for denoising of muscle artifacts

변동을 제거하는 것이 매우 어렵다 이와 같은 문제를 개선하기 위하여 최근 본 연구팀에서는 ST세그먼트의 신호왜곡을 최소화하면서 효과적으로 기저선 변동을 제거할 수 있는 WAF(Wavelet Adaptive Filter)를 개발하여 스트레스 심전도 분석에 유용하게 사용될 수 있음을 보였다[6],[7]. 근잡음의 경우 전 주파수 대역에 걸쳐 넓게 분포하고 있으며, 랜덤 특성을 갖기 때문에 디지털 필터를 이용해서 특정 주파수 대역만을 제거하기가 매우 어렵다. 근잡음을 제거하기 위해서 평균값 필터, 중간값 필터, 웨이블릿 변환이나 필터뱅크를 이용하여 스트레스 심전도에서 근잡음을 제거하는 방법 등이 사용되어 왔다 [8]-[11] 또한 최근에는 영상 처리나 뇌파 분석, 입산부의 심전도에서 태아의 심전도를 가려내는 필터 설계등에 쓰여 오던 SVD(Singular Value Decomposition)를 사용하여 근잡음을 제거하는 방법이 개발되었다[12]. 근잡음 제거의 목적은 신호의 신호대잡음비(SNR : Signal to Noise Ratio)을 높여서 잡음이 포함된 신호를 원신호와 가깝게 복구하는 것이다. 그러나 기존의 근잡음 제거 방법들은 피크점(심전도의 경우 R점)을 중심으로 재생하는데 초점을 맞추어 알고리즘을 설계하였으며, 이를 위하여 많은 조건과 반복수행을 거치기 때문에 시간이 많이 소요되는 단점을 갖고 있다 스트레스 심전도 신호처리에서 대표적으로 수행하는 과정은 특징점 검출, 부정맥 검출, 정상신호 분류 및 ST 세그먼트의 레벨과 기울기 측정이며, 그 중 가장 중요한 과정이 ST 세그먼트의 레벨과 기울기의 측정이다 즉, ST 세그먼트를 왜곡없이 재생하여 ST 세그먼트의 레벨과 기울기를 정확히 측정하는 것이 스트레스 심전도 진단에 있어서 절대적인 영향을 미친다고 할 수 있다. 최근에 영상 신호처리, 음성신호처리 및 신호검출과 분류등에 매우 유용한 웨이블릿 변환을 이용하여 근잡음을 제거하는 알고리즘들이 연구되었다 가장 대표적인 방법으로 hard thresholding방법과 soft thresholding방법이 있으며, 문턱치를 정하는 방법에 따라서도 다양하게 분류될 수 있다[13],[14]. 또한 고정적인 문턱치 값을 이용하지 않고 웨이블릿 계수의 특성에 따라 최적화된 문턱치를 설정하기 위한 cross validation(CV)방법이나

minimum description length(MDL)방법들이 제시되었지만 문턱치를 계산하기 위한 수식이 복잡하고 일정수준까지 값이 수렴할 동안 반복적인 연산이 수행되어야 하기 때문에 실시간 알고리즘에는 부적합한 단점이 있다[15],[16].

본 연구에서는 Haar웨이브렛을 이용한 웨이블릿 변환과 보간법을 이용하여 ST세그먼트에 포함되어 있는 근잡음을 제거하는 효과적이고 실시간 구현이 용이한 WIF(Wavelet Interpolation Filter)를 개발하였다.

본 론

그림 1은 근잡음을 제거하기 위한 WIF의 설계 및 평가에 대한 전체 블록도로서 스트레스 심전도 신호를 웨이블릿 변환한 후 QRS복합체의 왜곡이 비교적 작은 웨이블릿 계수(A3)를 선택하여 ST 세그먼트 대역을 보간법에 적용시킴으로써 근잡음 제거에 효과적인 WIF를 설계한다

근잡음은 MIT/BIH arrhythmia 데이터베이스, European ST-T 데이터 베이스 및 삼각파형에 랜덤잡음을 첨가시켜 만들었으며, 설계된 WIF의 근잡음 제거 성능은 신호대 잡음비(SNR : Signal to Noise Ratio), 재생신호 자승오차(RSE : Reconstruction square error) 및 표준편차(SD Standard Deviation)를 이용하여 평가하였다.

1. 웨이블릿 변환

웨이브렛 변환은 샘플링 주파수를 2분주(dyadic) 방식으로 up-sampling 혹은 down sampling함으로써 입력된 신호의 샘플링 주파수를 다른 형태의 샘플링 주파수로 민화시켜 다양한 주파수 대역에서 신호를 처리할 수 있는 다해상도(multiresolution) 시스템이다[17]. 웨이블릿 변환은 입력신호를 웨이블릿 함수와 스케일 함수에 각각 곱하여 고주파와 저주파로 주파수 대역을 나누어 원하는 주파수 대역에서의 변환된 신호를 분석할 수 있기 때문에 시간-주파수 localization이 매우 우수한 특징을 갖는다. 푸리에 변환을 기저함수 집합인

$\{e^{jn}\}$ 의 선형조합으로 표현한다면, 웨이브렛 변환은 식 (1)과 식 (2)에서 제시한 두 가지 조건을 만족하는 기저함수(웨이브렛 함수)의 선형조합이라고 할 수 있다.

$$\lim_{x \rightarrow \infty} |\Psi(x)| = 0 \quad (1)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(x) dx = 0 \quad (2)$$

웨이브렛은 웨이브렛 함수  $\Psi(x)$ 로부터 스케일링(scaling)요소 'a'와 천이(translation)요소 'd'로 구분하여 식 (3)과 같이 표현할 수 있다.

$$\Psi(x)_{n,d} = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{x-d}{a}\right) \quad (3)$$

웨이브렛 함수의 주파수 분할특성은 모 웨이브렛(mother wavelet)의 종류에 따라 달라지기 때문에 심전도 신호처리에 적합한 모 웨이브렛을 선택해야 하는 것은 매우 중요하다. 논문에서는 웨이브렛 역변환에 의해 완전한 신호복구가 가능한 직교(orthogonal)특성을 갖고, 웨이브렛 함수의 계수가 적어 비교적 처리속도가 빠른 Haar 웨이브렛을 사용하였다. 여기서 Haar의 스케일 함수는

$$\Phi(2t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{1}{2} \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \quad (4)$$

이며, 웨이브렛 함수는

$$\Psi(t) = \Phi(2t) - \Phi(2t-1) \quad (5)$$

로 표시한다.

## 2. 웨이브렛 변환을 이용한 Hard/Soft Thresholding 방법

웨이브렛 변환을 이용하여 근잡음을 제거하는 방법 중 가장 보편적인 방법은 hard/soft thresholding 방법이다. 이 방법은 근잡음의 영향을 많이 받는 신호를 선택하여 그 신호 중 잡음 성분으로 추정되는 문턱치를 설정하여 신호에 포함된 잡음을 제거하는 방법이다. 일반적으로 문턱치를 설정하기 위하여 SURE, HEURISTIC SURE, FIXTHRES 및 MINIMAX의 4 가지 방법이 사용된다[11]. 가장 보편적으로 사용되고 있는 FIXTHRES방법의 경우 식 (6)을 이용하여 문턱치를 설정한다.

$$\lambda = \sigma \sqrt{2 \log(n)} \quad (6)$$

여기서 n 은 입력되는 심전도 신호의 샘플수이고,  $\sigma$ 는 선택되어진 웨이브렛 계수의 표준편차이다. 표준편차는 잡음이

포함된 웨이브렛 계수(D1)의 메디안 값을 이용하여 식 (7)과 같이 계산한다.

$$\sigma = | \text{median}(D1) | / 0.674 \quad (7)$$

Hard thresholding 방법의 기본 개념은 식 (8)과 같이 신호의 절대값이 문턱치 이하일 경우는 제거하고 문턱치 이상의 값만을 이용하여 재생하는 것이다.

$$d_{jk}^{\text{hard}} = \begin{cases} 0, & |d_{jk}| < \lambda \\ d_{jk}, & |d_{jk}| \geq \lambda \end{cases} \quad (8)$$

이에 비해 soft thresholding 방법은 신호의 절대값이 문턱치 이하인 경우는 제거하고 문턱치 이상일 경우는 식 (9)와 같이 원래 값이 아닌 축소된(reduced) 값으로 변형하여 재생하는 것이다.

$$d_{jk}^{\text{soft}} = \begin{cases} 0, & |d_{jk}| < \lambda \\ \text{sign}(d_{jk}) \cdot (|d_{jk}| - \lambda), & |d_{jk}| \geq \lambda \end{cases} \quad (9)$$

## 3. Averaging techniques

평균값 필터링 결과,  $C_{\text{mean}}$  은 식 (10)과 같이 잡음이 포함된 구간에서 수학적인 평균값을 구한 결과이다. 잡음구간은 일반적으로 심전도의 기준점인 R점을 중심으로 적당한 앞뒤구간을 선정하여 구한다

$$C_{\text{mean}}(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k(n), \quad 0 \leq n \leq L-1 \quad (10)$$

여기서  $X_k$ ,  $k=1, \dots, N$  은 길이가 L인 잡음구간이다

중간값 필터링 결과,  $C_{\text{median}}$ 은 식 (11)과 같이 잡음구간에서 얻은 전체 샘플값 중 중간값을 취한 결과이며, 구간선정 기준은 평균값 필터에서와 동일하다

$$C_{\text{median}}(n) = \text{median}[x_1(n), x_2(n), \dots, x_N(n)], \quad 0 \leq n \leq L-1 \quad (11)$$

여기서  $X_k$ ,  $k=1, \dots, N$  은 길이가 L인 잡음구간이다.

## 2.4 WIF의 설계

기존의 근잡음 제거 알고리즘은 대부분 피크점을 왜곡시키지 않도록 설계함으로써 신호의 중요한 정보를 손실되지 않도록 하는데 중점을 두어 설계하였다. 즉, 피크점을 극대화시키기 위한 알고리즘이었다. 하지만 스트레스 심전도의 경우 실제적으로 중요한 정보는 ST세그먼트에 집중되어 있으며, QRS복합체는 RR간격을 연산하거나 R파를 검출하기 위하여 필요한 정도이다. 다시 말하면 피크점의 정확한 재생보다는 오히려 심

근거혈이나 심근경색의 진단 파라미터인 ST세그먼트 영역을 정확히 재생하여 측정할 수 있도록 근잡음 제거 알고리즘을 설계해야 한다. 이러한 측면에서 WIF는 실시간 신호처리에 적합하도록 매우 간단하고 쉽게 구현할 수 있으며, 근잡음 제거에 매우 효과적이다.

WIF는 웨이블릿 변환과 보간법을 이용하여 근잡음을 제거하는 방법이다. 우선 웨이블릿 변환을 이용하여 스트레스 심전도 신호를 고주파 영역의 신호(D1~D8)와 저주파 영역의 신호(A1~A8)로 분해한다. 근잡음 중에서 ST세그먼트와 같은 저주파 신호에 영향을 미치는 성분은 크기가 큰 고주파 성분의 잡음 신호이기 때문에 분해된 신호중 D1, D2신호의 근잡음을 제거한다. Hard/soft thresholding 방법은 이러한 고주파 성분의 잡음에 일정한 문턱치를 적용하는 대표적인 방법인데, 이 방법도 피크값의 재생이 극대화되도록 하는 방법이기 때문에 근잡음의 크기가 커질수록 ST세그먼트에는 잡음이 많이 남게 된다. 즉, 기존의 웨이블릿 변환을 이용한 근잡음 제거 방법은 피크값의 재생능은 좋지만 ST세그먼트의 잡음을 제거하기에는 부적합하다. 최근 이러한 단점을 보완하고자 하는 연구가 이루어져왔지만 그러한 알고리즘은 다양한 종류의 문턱치를 선정해야 하고 연산복합 횟수가 많아 실시간 처리나 구현에 어려움이 있다[14]. WIF는 무조건 D1, D2 및 D3 신호를 제거한다. 즉, 식 (12)와 같이 분해된 신호중 D1, D2 및 D3가 제거된 저주파 영역의 신호 A3을 이용하여 ST세그먼트를 측정한다.

$$A3 = \text{ECG signal} - D1 - D2 - D3 \tag{12}$$

A3신호는 QRS 콤플렉스의 크거나 간격에 약간의 왜곡이 있지만 스트레스 심전도에서 요구하는 신호처리를 수행하기에는 적합하며, ST세그먼트 영역에서의 근잡음 영향은 거의 없다. 그러나 A3신호는 Haar 웨이블릿의 특성 때문에 계단과 모

양을 나타내기 때문에 Tilkkanen의 연구에서는 신호재생시 재생오차가 큰 단점이 있는 것으로 평가되었다[11]. 본 연구에서는 이러한 단점을 보완하기 위하여 보간법을 이용하여 신호재생능을 향상시켰다. Haar 웨이블릿을 통과한 신호는 일정한 크기를 갖는 계단과 형태이며 그림 2와 같이 8점 간격으로 보간법을 취하였다.

본 연구에서는 두 개의 이웃하는 데이터 사이에 3차 다항식을 사용하는 3차원 스플라인 보간법(cubic spline interpolation)을 이용하였다[18]. 이 다항식은 4개의 미정계수가 있는데, 이 계수값을 구하기 위해서는 4가지의 조건을 필요로 한다. 4개의 미정계수 중 2개는 이 다항식인 만드시 두 점을 통과해야 한다는 조건에 의해 구해지고, 나머지 2개의 계수는 1차 미분, 2차 미분한 값이 주어진 점에서 연속해야 한다는 조건에서 구할 수 있다.

### 결과 및 고찰

본 연구에서 제시한 WIF를 평가하기 위하여 360sps(sample per second)를 갖는 MIT/BIH arrhythmia 데이터베이스와 250sps를 갖는 European ST-T 데이터베이스를 이용하였다. 또한 기존에 많이 사용되어 왔던 평균값 방법, 중간값 방법 및 대표적인 웨이블릿 변환을 이용한 근잡음 제거 방법인 hard thresholding method를 이용하여 성능을 비교 평가하였다. 본 연구에서 비교하고자 한 파라미터는 ST세그먼트 영역에서의 신호대 잡음비 및 재생신호 상승오차와 삼각파형에서의 표준편차로 설정하여 실험하였다. 본 연구에서는 스트레스 심전도에 적합한 알고리즘을 구현하는데 초점을 맞추고 있으며, ST세그먼트에서 정확한 레벨과 기울기를 측정하기 위하여 잡음의 영향을 최소화하는데 목적을 두고 실험하였다.

그림 3은 심전도 신호에서 특징점들을 나타낸 것이다. ST

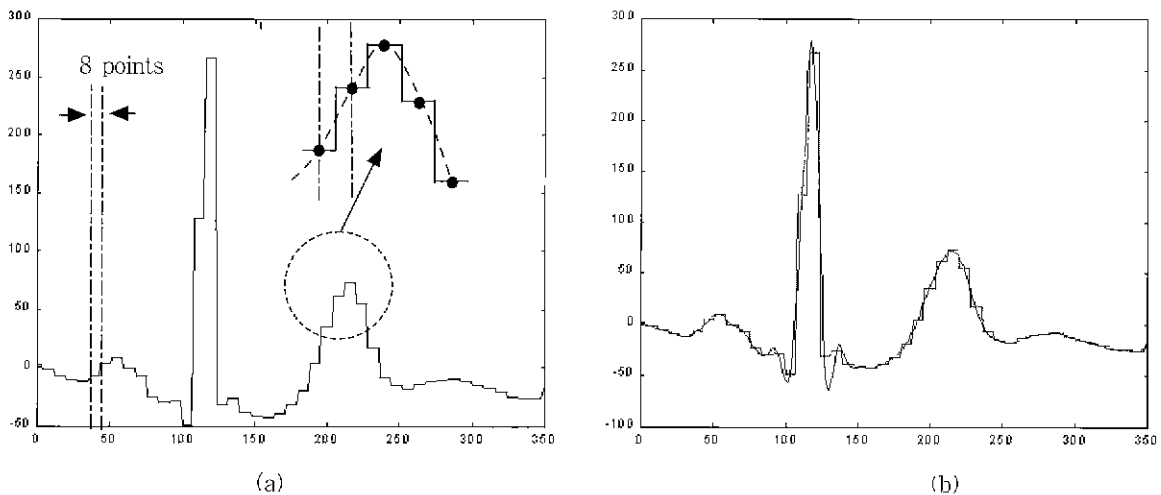


그림 2. (a) A3신호의 형태 (b) 보간법을 취한 후 신호(점선 : A3신호, 실선 : 보간 후 신호)  
 Fig. 2. (a) The morphology of A3 (b) Comparison of A3 signal and interpolated signal(dotted line : A3 signal, solid line : interpolated signal)

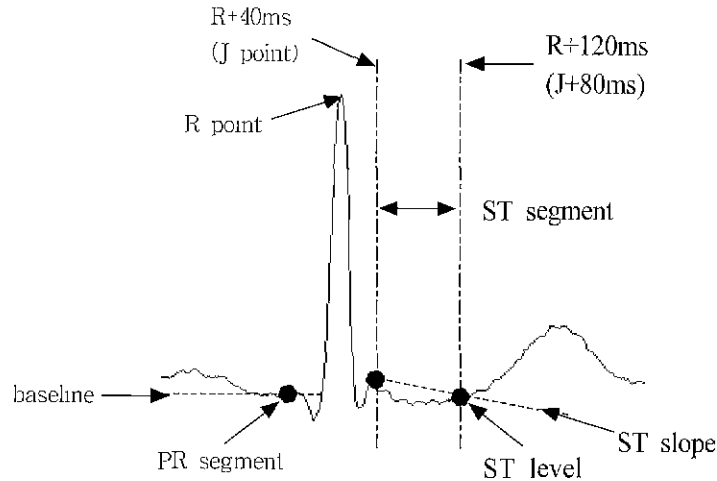


그림 3 스트레스 심전도의 특징점

Fig. 3. Significant parameters of the stress ECG

세그먼트 레벨은 R점이나 J점을 기준한 후에 R+120ms이나 J+80ms에서 측정하였다.

1. 신호대 잡음비의 비교

본 연구의 시뮬레이션에서는 근잡음이 섞인 신호를 인의적으로 만들기 위하여 uniformly distributed random noise(rand)와 normally distributed random noise(randn)라는 2가지의 랜덤잡음을 심전도 신호에 첨가하였다. 심전도 신호는 MIT/BIH arrhythmia 데이터베이스에서 정상신호인 T103를 이용하였으며, 잡음의 정도를 5단계로 증가시키면서 ST세그먼트에서의 신호대 잡음비를 측정하였다.

표 1은 ST 세그먼트 영역에서 WIF의 신호대 잡음비가 다른 근잡음 제거 방법들보다 매우 높은 것을 보여주고 있다.

이 때 SNR의 계산식은 식 (13)을 이용하였다.

$$SNR = 10 \times \log_{10} \frac{S_{\sigma}}{N_{\sigma}} \tag{13}$$

여기서  $S_{\sigma}$ 은 잡음의 영향이 없는 심전도 신호의 샘플수이고,  $N_{\sigma}$ 은 잡음의 샘플수이다. 예를 들어  $X_{\sigma}$ 는 식 (14)와 같이 정의할 수 있다.

$$X_{\sigma} = \sum_{l=0}^{L-1} (X(l) - \mu_x)^2 \tag{14}$$

여기서  $\mu_x$ 는 신호 X의 평균값이다.

표 1. 랜덤잡음이 섞인 T103의 ST세그먼트에서 측정된 신호대 잡음비의 비교

Table 1. Comparison of the SNRs measured for the ST segment of T103 corrupted with random noise

잡음종류 및 잡음세기(dB)		De-noising methods			
		mean	median	hard thresholding	WIF
rand	16.21	20.39	20.10	22.74	27.72
	11.72	17.29	15.10	18.27	23.39
	8.53	15.93	13.21	14.35	19.75
	5.22	12.89	10.77	12.18	18.76
	2.91	11.09	10.40	10.26	16.01
randn	17.88	19.71	18.83	21.89	22.01
	13.44	18.83	17.73	18.04	19.49
	10.19	14.65	15.77	14.78	18.23
	7.69	13.23	13.37	12.76	17.43
	2.42	11.57	11.99	7.53	15.13

현재 웨이브렛 변환을 이용한 근잡음 제거 방법 중 가장 보편적으로 사용되고 있는 hard thresholding 방법의 경우 잡음 크기가 작은 경우는 평균값 필터나 중간값 필터보다 좋은 성능을 보이지만 잡음이 증가될수록 신호대 잡음비가 감소하는 것을 알 수 있다. Hard thresholding 방법은 잡음이 증가할수록 피크값을 강조하기 위해 문턱치를 더 크게 설정하기 때문에 상대적으로 신호크기가 작은 ST세그먼트에는 ST세그먼트보다 크기가 큰 잡음들이 섞이게 된다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 고정적인 문턱치값을 이용하지 않고 웨이브렛 계수의 특성에 따라 최적화된 문턱치를 설정하기 위한 cross validation(CV)방법이나 minimum description length(MDL)방법들이 제시되었지만 문턱치를 계산하기 위한 수식이 복잡하고 일정수준까지 값이 수렴할 동안 반복적인 연산이 수행되어야 하기 때문에 실시간 알고리즘에는 부적합한 단점이 있다 [15],[16].

2 재생신호 자승오차의 비교

근잡음 제거의 목적은 잡음에 의해 왜곡된 신호를 잡음에 영향받지 않은 원신호로 재생시키는 것이다. 본 연구에서는 이러한 신호재생시 발생하는 오차정도를 평가하기 위하여 재생신호 자승오차를 사용하였으며, 신호대 잡음비를 평가한 것과 같은 방법으로 근잡음 신호를 임의로 생성한 후에 ST세그먼트에서의 재생신호 자승오차를 측정하였다. 또한, European ST-T database의 E0105 신호에 근잡음을 첨가시킨 뒤 신호의 신호대 잡음비와 재생신호 자승오차를 평가하였다.

표 2는 ST 세그먼트 영역에서 WIF의 재생신호의 자승오차가 다른 근잡음 제거 방법들보다 매우 작게 나타남을 알 수 있다. 이 때 재생신호 자승오차의 계산식은 식 (15)를 이용하였다

$$RSE = \sum_{l=0}^L (X_r(l) - X_o(l))^2 \tag{15}$$

여기서  $X_r$  는 L개의 샘플수를 갖는 재생된 신호이고,  $X_o$  는 L개의 샘플수를 갖는 잡음의 영향이 없는 원신호이다.

신호대 잡음비의 결과와 마찬가지로 잡음의 크기가 증가할수록 WIF에 비해 다른 방법들에서는 재생된 신호의 자승오차가 증가하는 것을 알 수 있다.

그림 4는 European ST-T 데이터베이스 중 ST세그먼트에 레벨저하 현상(심근허혈)이 있는 E0105신호에 잡음을 첨가한 후 근잡음을 제거한 결과이다. 신호대 잡음비와 재생신호 자승오차의 성능이 다른 방법들에 비해 WIF가 우수함을 알 수 있다.

그러나 WIF를 사용하는 경우 QRS영역에 왜곡이 발생되지만 스트레스 심전도 신호분석을 위한 R점 검출이나 정상파형 분류 및 부정맥 검출등의 신호처리 과정을 충분히 수행할 수 있을 정도의 왜곡이다.

3. 표준편차의 비교

표준편차는 데이터가 평균값으로부터 어느 정도 벗어나 있는지를 평가할 수 있는 중요한 정보로서 웨이브렛 변환을 이용한 근잡음 제거 방법에서 문턱치를 설정할 때 많이 이용되는 파라미터이다. 표준편차 SD는 식 (16)과 같이 간단히 표현할 수 있다

$$SD = \sqrt{S^2} \tag{16}$$

여기서 S 는 분산이며 식 (17)과 같이 정의한다.

$$S^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - x_n)^2, (i=1,2,\dots, n) \tag{17}$$

표 2. 랜덤잡음이 섞인 T103의 ST세그먼트에서 측정된 재생신호 자승오차의 비교

Table 2. Comparison of the RSEs measured for the ST segment of T103 corrupted with random noise

(unit · 10<sup>3</sup>)

잡음종류 및 잡음세기(dB)		De-noising methods			
		mean	median	hard thresholding	WIF
rand	16.21	0.619	0.670	0.349	0.259
	11.72	1.327	1.885	1.126	0.270
	8.53	1.640	2.903	2.234	0.582
	5.22	3.594	7.076	4.216	0.653
	2.91	4.674	7.936	8.165	0.858
randn	17.88	0.691	0.806	0.419	0.321
	13.44	0.935	1.156	1.120	0.439
	10.19	2.796	2.166	2.139	0.865
	7.69	3.102	2.648	3.815	1.065
	2.42	6.534	6.034	13.005	1.534

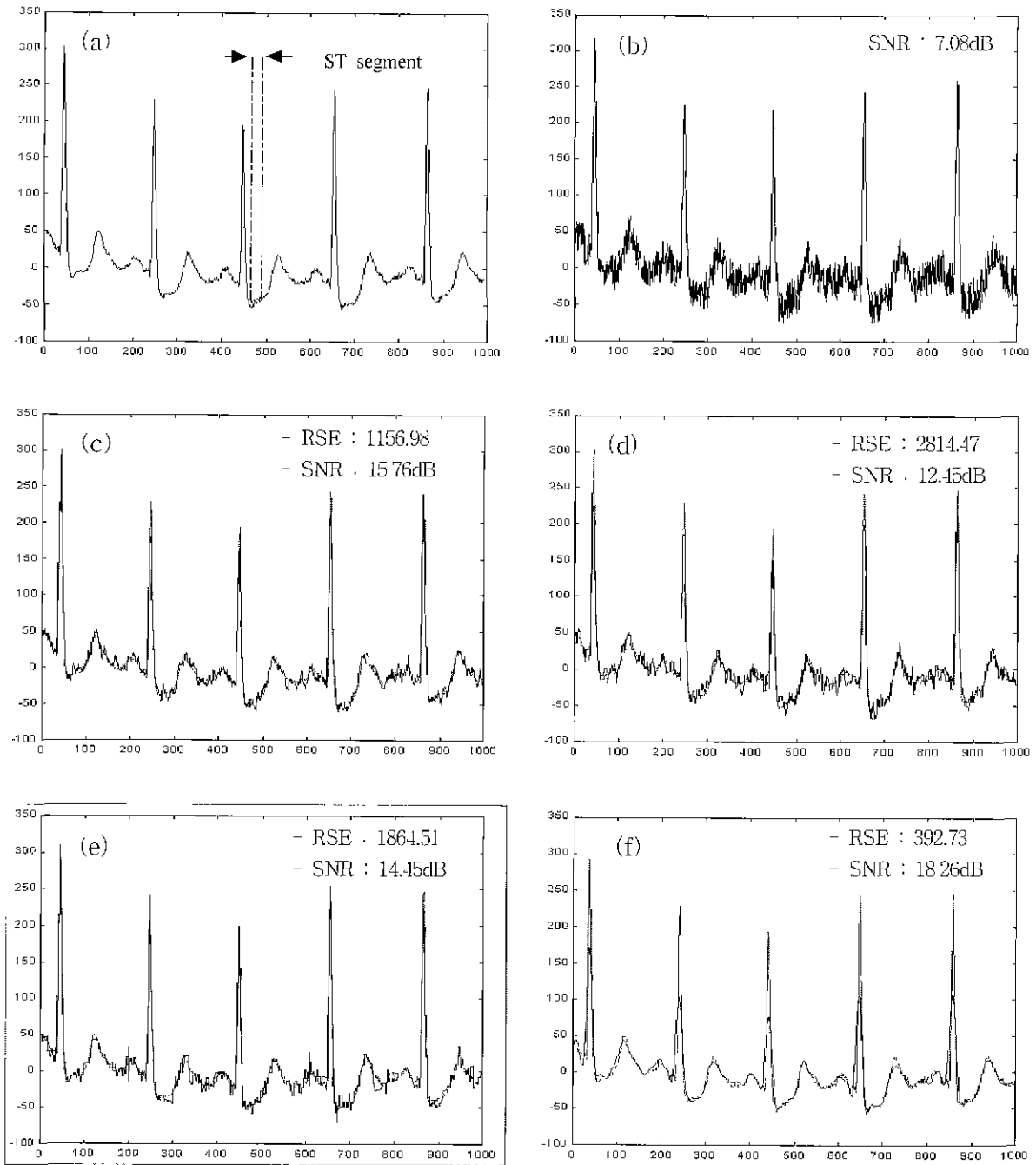


그림 4. European ST-T 데이터베이스의 E0105신호에 잡음을 첨가한 후 잡음을 제거한 결과

- (a) 원신호
  - (b) 잡음을 첨가한 신호
  - (c) 평균값 필터의 결과
  - (d) 중간값 필터의 결과
  - (e) Hard thresholding의 결과
  - (f) WIF의 결과
- (점선 : 원신호, 실선 : 필터링 되어진 신호)

Fig. 4. De-noised output signals obtained for tracing E0105 corrupted with random noise

- (a) original signal
  - (b) noise corrupted signal(SNR=7.08dB)
  - (c) result of mean filter
  - (d) result of median filter
  - (e) result of Hard thresholding
  - (f) result of WIF
- (dotted line : original signal, solid line : filtered signal)

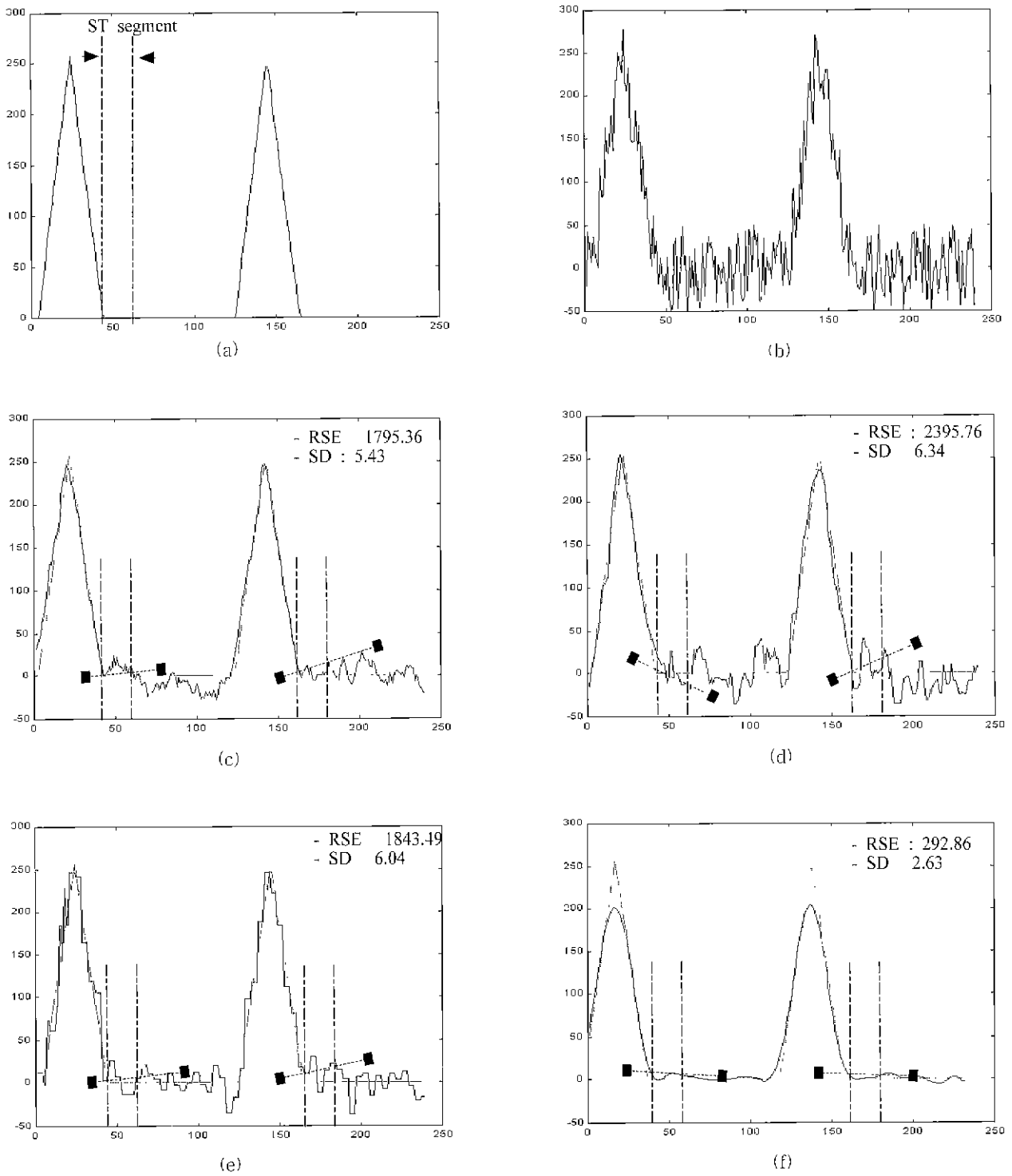


그림 5. ST세그먼트의 변동을 평가하기 위한 삼각파형에서의 근잡음제거 결과  
 (a) 원신호 (b) 잡음을 첨가한 신호 (c) 평균값 필터의 결과 (d) 중간값 필터의 결과 (e) Hard thresholding의 결과 (f) WIF의 결과(점선 : 원신호, 실선 : 필터링 되어진 신호)

Fig.5. De-noised output signals using triangular waves for evaluation of ST-segment variation  
 (a) original signal (b) noise corrupted signal (c) result of mean filter (d) result of median filter (e) result of Hard thresholding (f) result of WIF (dotted line : original signal, solid line : filtered signal)



이 때  $X_n$  는 입력의 평균값이며 식 (18)과 같이 표현할 수 있다

$$x_n = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad (i=1,2,\dots, n) \quad (18)$$

이 때  $i$ 은 입력의 샘플수이며,  $X_i$  는  $i$ 번째 입력 샘플값이다. 그림 5에서 볼 수 있듯이 삼각파형에서 ST세그먼트 영역의 평균값은 영(zero)이다. WIF의 표준편차가 가장 작은 것을 알 수 있으며, 이 결과는 WIF를 이용하여 근잡음을 제거한 경우가 가장 작은 쪽으로 ST 세그먼트가 변동하고 있음을 나타낸다. 표준편차가 클수록 ST세그먼트의 변동이 크게 되고, ST세그먼트 레벨 및 기울기 측정시 큰 오류를 나타낼 수 있다. 그림 5 (c)의 첫 번째 ST 세그먼트와 같이 표준편차가 크게 나타남에도 불구하고 비교적 ST세그먼트가 안정화되는 경우도 있긴 하지만 대부분의 경우 표준편차가 클수록 ST세그먼트의 레벨이나 기울기 측정에 오차원인이 된다.

## 결 론

기존의 근잡음 제거 필터는 R파와 같은 피크점을 강조하기 위한 목적으로 설계되었기 때문에 ST세그먼트에 많은 왜곡을 초래하였다. 본 논문에서는 이러한 단점을 보완하고 스트레스 심전도 분석에 적합한 필터를 설계하기 위하여 웨이블릿 변환과 보간법을 이용한 WIF를 설계하였다. 설계된 WIF는 MIT/BIH 부정맥 데이터베이스와 European ST-T 데이터베이스를 이용하여 기존의 근잡음 제거 방법들과 비교하였으며, 신호대 잡음비, 재생신호 자승오차 및 표준편차와 같은 성능비교 파라미터에 의해 평가되었다. WIF는 기존의 필터들에 비해 구현이 간단하고, 근잡음 제거 성능이 우수한 결과를 나타내었다.

## 참 고 문 헌

- 1 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
- 2 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
- 3 Mertens J, Mortara D., "A new algorithm for QRS averaging", Compt in Cardiol., pp.367-369. 1984
- 4 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
- 5 O.Pahlm and L.Sornmo, "Data processing of exercise ECG's", IEEE Trans on Biomed. Eng. Vol. 34. No.2, pp.158-165, 1987
6. K.L. Park. K.J. Lee, H.R. Yoon. "Application of a wavelet adaptive filter to minimize distortion of the ST-segment", Med. & Bio. Eng. & Compt, Vol 36, No 5, pp581-586. 1998
7. 박광리, 이경중, 윤형로, "기저선 변동 제거를 위한 Wavelet Adaptive Filter의 설계", 대한전자공학회논문집, Vol. 34, No. 10, p.80, 1997
- 8 J.S Paul, M.R.S Reddy, V.J. Kumar, "Data processing of stress ECGs using discrete cosine transform", Compt. in Biol. and Med. Vol. 28, pp.646-648. 1998
- 9 V X Afonso et al, "Filter bank-based processing of the stress ECG", presented at Proc. Annu Int. IEEE Eng Med. Biol. Soc., Sept, 1995
10. M J. Evanich, O. Newberry, L. D. Partridge. "Some limitations of periodic noise removal by averaging techniques", J. Annl. Physiol., Vol. 33, pp536-541. 1972
11. P.E. Tikkanen, "Nonlinear wavelet and wavelet packet denoising of electrocardiogram signal", Biol. Cybern, Vol. 80, p 266, 1999
- 12 Burak Acar, Hayrettin Koymen, "SVD-Based On-Line Exercise ECG Signal Orthogonalization", IEEE Trans. on Biomed. Eng, Vol 46, No. 3, pp.312, 1999
- 13 B Celler et al, "Selection parameter from power spectral density, wavelet transforms, and other method for the automated interpretation of the ECG", IEEE DSP conference, pp.71-74, 1997
- 14 II Inoue, "A noise reduction method for ECG signal using the dyadic wavelet transform", IEICE Trans. Fundamentals, Vol E81, No.6. June, 1998
15. N. Weyrich and G.T. Warhola, "Wavelet shrinkage and generalized cross validation for image denoising". IEEE Tran. on Image Processing, Vol. 7, No. 1, pp. 82-90, 1998
16. H. Krim and I.C. Schick, "Minimax description length for signal denoising and optimized representation", IEEE Tans and Information theory, Vol. 45, NO. 3, pp.898-908, 1999
17. Ronald E. Crochiere and Lawrence R Rabiner, "Multirate Digital Signal Processing", Prentice Hall, 1983.
- 18 D.V.Griffiths, I M Smith, "Numerical method for engineers", Blackwell, pp. 137-167, 1991