

論文98-35S-8-5

심전도신호의 잡음제거를 위한 웨이블릿변환의 적용에 관한 연구

(Study on Noise Reduction of ECG Signal using Wavelets Transform)

張斗奉*, 李尙旻*, 申泰民**, 李建基**

(Doo-Bong Chang, Sang-Min Lee, Tae-Min Shin, and Gun-Ki Lee)

요 약

ECG신호가 임상적으로 환자의 심장활동에 관련된 여러 정보를 의사에게 제공한다는 점에서 ECG 신호의 검출은 중요한 환자 진단방법의 하나이다. 특히 QRS복합 파형, P파, T파 등의 위치와 각 파 간의 간격에 의미 있는 정보가 담겨져 있어 정확한 환자진단을 위해 의공학 분야에서 ECG신호의 잡음제거에 관련된 여러 연구들이 있어 왔다. 기존의 ECG신호의 잡음제거 방법은 특정한 단일 잡음이 혼입된 경우에는 만족할 만한 성능을 보여 주는데 반해 여러 형태의 복합잡음이 혼입된 ECG신호로부터 정상 ECG신호를 분리해 내는데는 성능의 한계를 가진다. 본 논문에서는 최근 공학분야에서 그 활용 영역이 확대되고 있는 웨이블릿 변환 기법을 ECG신호의 잡음제거에 적용하여, 잡음이 혼입된 ECG신호의 잡음제거를 통한 정상 파형 복원을 수행하였다.

Abstract

One of the main techniques for diagnosing heart disease is by examining the electrocardiogram(ECG). Many studies on detecting the QRS complex, P, and T waves have been performed because meaningful information is contained in these parameters. However, the earlier detecting techniques can not effectively extract those parameters from the ECG that is severely contaminated by noise source. In this paper, we performed the extracting parameters from and recovering the ECG signal using wavelets transform that has recently been applying to various fields.

I. 서 론

ECG신호는 생체의 심장박동에 기인하는 검출기(Electrode)간의 전위차에 의해 발생하는 전기적신호로, 심장활동에 관련된 여러 정보를 의사에게 제공하여 환자진단의 보조수단으로 병원의 수술실, 중환자실

등에서 광범위하게 사용되고 있다. 인체에서는 여러 형태의 전기적신호가 발생될 수 있는데 각각의 전기적신호는 신체활동과 관련된 중요한 의미를 지닐 수 있다. 그러나 그러한 신호들은 ECG신호 검출의 관점에서는 의사가 환자의 심장활동에 관련된 정보를 얻는데 있어 불필요하고 잘못된 정보를 제공할 수 있기 때문에 모두 잡음으로 처리되어야 하며 제거되어야 한다. ECG 신호에는 검출시의 환경이나 검출 조건에 따라 여러 형태의 잡음이 혼입될 수 있는데, 일반적으로 혼입되는 잡음으로는 AC 전원을 이용하는 대부분의 전기장치에서 발생하는 AC 전원 잡음, 불규칙적인 근육 활동(근육 경련)에 기인하는 muscle artifact 잡음, 그리고 인체의 움직임이나 호흡 등에 의해 혼입되는 baseline drift 잡음 등이 있다. 이러한 잡음들은 여러

* 正會員, 南海專門大學 電子通信科

(Dept. of Electronic Communication, Namhae College)

** 正會員, 慶尙大學校 生産技術研究所

(Research Institute of Industrial Technology, Gyeongsang Nat. Univ.)

接受日字: 1998年6月2日, 수정완료일: 1998年7月27日

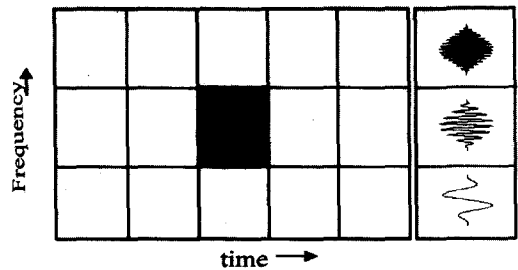
경로로 혼입될 수 있으며, 단독 혹은 복합적으로 혼입된다. 웨이브렛 변환은 공학의 여러 분야에서 광범위하게 이용되고있으며, 특히 의공학 분야에서는 생체신호의 압축과 특성 해석 등에 관한 연구들이 진행되고 있다. 기존의 일반적인 신호처리의 기법인 푸리에 변환은 변환의 근본적인 한계인 변환된 신호의 주파수 영역에서 만의 지역화특성으로 인해 변환 신호에서 원 신호의 시간 정보를 확인할 수 없게되고 주파수 영역에서의 작은 변화는 시간 영역에서 전지역에 걸쳐 나타난다. 이러한 특성은 비정상(nonstationary) 신호의 해석에 있어 불리하게 작용한다. 반면에 웨이브렛 변환은 신호를 다중해상도의 관점으로 처리하며 변환된 신호는 시간과 주파수영역에서의 지역화 특성을 가지게 된다. 이러한 특징은 특히, 비정상 신호의 해석에 있어 유리하게 작용하며 이런 형태의 신호해석을 위한 훌륭한 수학적 도구이다.

본 논문에서는 ECG 신호의 잡음 제거와 신호 파형 복원을 위해 Johnston 웨이브렛을 이용하여 정상 ECG신호, AC 잡음이 부가된 신호, 근육 경련 등의 영향에 의한 잡음 신호, 호흡 등의 영향에 기인한 기저선 변동이 부가된 신호를 처리하고 결과를 비교 분석하여 ECG 신호의 잡음제거를 위한 도구로서 웨이브렛 변환의 유용성을 확인한다^[8,9].

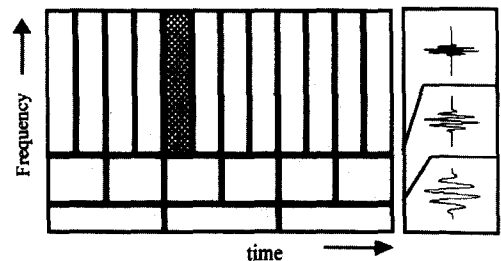
II. 웨이브렛 변환

웨이브렛 이론은 초기에 수학적인 문제를 다루기 위해 연구된 분야이지만, 공학분야에서도 필터 뱅크의 형태로 신호처리에 이용되어 왔으며 Harr, Daubechies 등과 같은 수학자들에 의해 웨이브렛의 형태로 정리되었다. 웨이브렛 변환은 응용범위의 다양성과 함께 수학적으로 대단히 간단한 해석적 도구를 제공함으로써 최근에 들어 공학 분야에서 신호 해석의 중요한 도구로서 이용되고 있다. 웨이브렛은 변환 함수(kernel function)의 직교성, 변환을 통한 신호의 가역성, 입력신호를 이산 시간 샘플의 집합으로 가정한다는 점에서 이산 푸리에 변환(DFT)과 유사하다. 두 변환의 차이점은 푸리에 변환은 신호를 주파수의 특성에 따라 해석함으로써 변환된 신호 집합이 원 신호의 주파수에 관한 정보만을 유지하고 신호의 시간 정보를 잃어버린다. 따라서 주파수영역내의 작은 변화는 시간 영역의 모든 시점에서 나타난다. 반면, 웨이브

렛 변환은 신호의 해석에 있어 주파수에 따라 신호의 시간 해상도를 달리하여 신호를 해석한다. 즉, 신호의 고주파 성분은 시간 해상도를 높이며 주파수 해상도를 낮추어 해석하고 저주파 성분의 신호는 시간 해상도를 낮추는 대신 주파수 해상도를 높여 해석한다. 따라서 비정상 신호 분석에 유리하다. 또한 두 변환을 필터 뱅크의 관점에서 볼 때 푸리에 변환은 전 해석 주파수 영역에 대하여 동일한 대역폭을 갖는 필터 뱅크(filter bank)를 사용하는데 반하여 웨이브렛 변환은 주파수 대역에 따라 주파수와 시간 영역의 해상도를 달리하여 신호 해석을 수행한다(그림 1).



(a) 푸리에 변환



(b) 웨이브렛 변환

그림 1. 두 변환의 기저함수의 시간-주파수 해상도
Fig. 1. Time-frequency resolution of two basis transformed function.

웨이브렛은 모 웨이브렛(mother wavelet)이라 불리는 함수의 천이(translation)와 스케일링(scaling)을 통해서 생성되는 함수의 재귀적 집합으로 구성된다. 스케일변수를 a , 천이변수를 τ 라 할 때 함수 $f(t)$ 의 웨이브렛 변환은 다음과 같다.

$$Wf(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt \quad (1)$$

이 형태의 변환은 에너지 보존을 만족하므로 원래신호는 역 웨이브렛 변환으로 복원할 수 있다. 웨이브렛

변환은 2개의 변수, 즉 스케일 변수 a 와 천이 변수 τ 에 의존하고 이것은 실수 영역에서 계속적으로 변환한다. 스케일 변수 a 가 작아지면 웨이브렛은 시간 영역에서 축소되고 웨이브렛 변환은 신호의 더 상세한 정보를 제공한다. a 가 커지면 웨이브렛은 확장되고 웨이브렛 변환은 신호의 전체적인 면을 보여준다. 스케일 변수가 2의 승수 집합, 즉 $a=2^j (j \in \mathbb{Z}, \mathbb{Z}: \text{실수 집합})$ 인 웨이브렛을 dyadic 웨이브렛이라 하고 식 2와 같이 표현한다.

$$Wf(2^j, \tau) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^* \left(\frac{t-\tau}{2^j} \right) dt \quad (2)$$

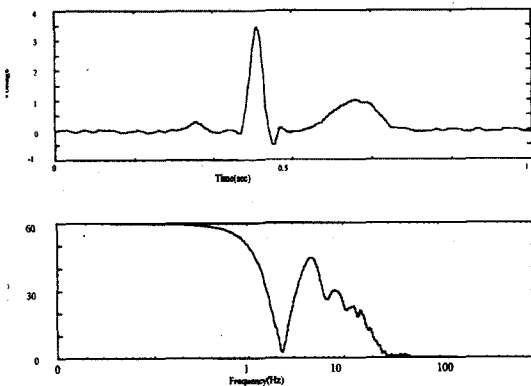
웨이브렛은 다중해상도 해석의 또 다른 표현이다. 본 논문에서는 웨이브렛의 다중해상도해석의 개념을 이용한다^[14,15,16,17].

III. ECG 신호의 해석

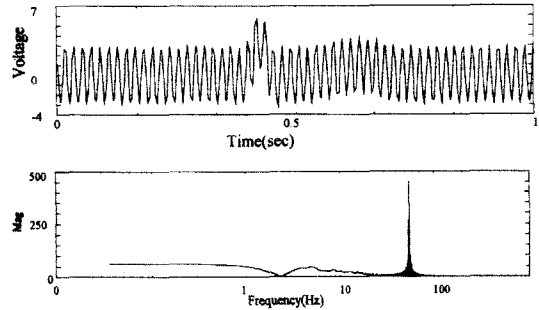
1. ECG(electrocardiogram)

생체내의 전기적인 활동에 의해 발생된 전위를 통괄하여 생체 전위라 부르며 생체 전위는 인체의 여러 부위에 분포하고 있다. 특히 심장에서의 전기적인 활동을 심전도라 한다(그림 2). 즉, 심전도는 심장의 여러 부위에서의 전기적인 탈 분극과 재 분극이 전파되는 과정을 기록한 것이다.

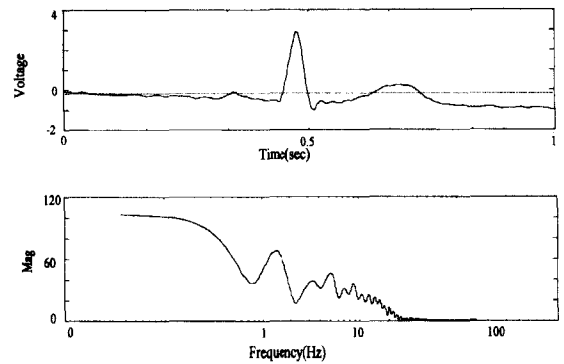
실험에 이용된 ECG 신호 데이터는 표준 ECG 신호 생성장치인 Arrhythmia Simulator 에서 생성된 신호를 12bits 해상도를 갖는 A/D 컨버터에서 300Hz의 샘플링 속도로 획득한 데이터이다.



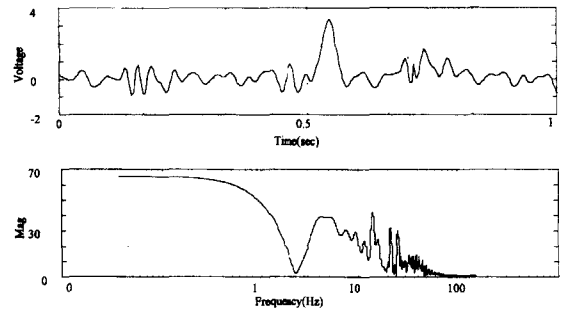
a) normal ECG



b) AC noisy ECG



c) baseline drift noisy ECG



d) muscle artifact noisy ECG

그림 2. 정상 심전도와 잡음이 혼입된 심전도의 신호 파형과 주파수 특성

Fig. 2. Power spectrums and waveforms of normal and noisy ECG Signal.

일반적으로 인체에서 발생하는 QRS 신호 파형의 대부분 에너지는 3Hz~40Hz 사이에 존재한다(그림 2-a). 그림 2에서 정상 심전도 신호 파형의 에너지의 대부분이 1Hz에서 40Hz 사이에 있다는 것을 알 수 있다. 잡음이 혼입된 심전도 신호 파형과 파형의 주파수 특성을 보면 AC잡음의 경우 발생의 원인이 상용의

AC 교류 전원에 의해 발생하므로 국내 가정용 교류 전원의 주파수인 60Hz 대역에 큰 에너지가 밀집되어 있는 것을 확인할 수 있다(그림2-b)^[10,12].

Baseline drift 잡음이 혼입된 경우는 1Hz미만의 저주파 대역에 에너지가 분포하고 있음을 확인할 수 있다(그림2-c). 이는 이 잡음의 원인이 주로 환자의 호흡 등이나 가벼운 움직임 등에 의해 발생하는 것으로 환자의 움직임으로 인해 각 electrode와 심장간의 거리와 인체 각 부위에서의 전위차가 변하는 것에 기인한다. Muscle artifact 잡음은 근육의 불규칙적인 경련이나 심한 활동에 의해 발생하는 것으로 에너지의 주파수 대역이 넓게 분포하고 있으며 정상 심전도 신호의 주파수 대역과 겹쳐져 있음을 알 수 있다(그림 2-d)^[4,7].

2. Mirror filter bank

푸리에 변환이 단일의 정현 함수만을 기저 함수로 사용하는데 반하여 웨이브렛은 직교성과 정규화의 조건만 만족한다면 어떤 형태든 변환의 기저로 사용할 수 있으며, 웨이브렛과 스케일 함수라는 두 개의 기저를 쌍으로 가지며 변환 과정에서 이 기저 쌍은 low pass filter와 high pass filter로 구성되어 신호의 저주파 성분과 고주파 성분으로의 분해를 담당하는 mirror filter가 된다. 따라서, 신호 집합의 웨이브렛 변환 과정은 quadrature mirror filter(QMF)를 이용한 저주파 대역으로의 부대역 분해 과정이 된다. 웨이브렛의 계수(high pass filter)는 스케일 함수의 계수(low pass filter)로부터 식 (3)을 이용하여 생성하며, 두 계수의 주파수응답은 각각의 차단대역을 기준으로 대칭되는 mirror filter가 된다(그림 4).

$$\phi = \sum_{k=0}^M (-1)^k \Psi[M-k] \tag{3}$$

원 신호는 필터를 통하여 저주파와 고주파성분의 두 신호 집합으로 분해되며, 이러한 과정들은 저주파 영역에서 계속적으로 수행되며 식 (4)와 같이 표현할 수 있다.

$$f(t) = P_1f + Q_1f = \sum_{k \in Z} 2^{-M/2} c_M(k) \Phi(2^{-M}t - k) + \sum_{i=1}^M \sum_{k \in Z} 2^{-i/2} d_i(k) \Psi(2^{-i}t - k) \tag{4}$$

$$P_{i-1}f = \frac{P_i f + Q_i f}{2} = \sum_k c_i(k) \Phi_{i,k} + \sum_k d_i(k) \Psi_{i,k} \tag{5}$$

$$\begin{aligned} c_i(k) &= \sum_n b(n-2k)c_{i-1}(n) \\ d_i(k) &= \sum_n a(n-2k)c_{i-1}(n) \end{aligned} \tag{6}$$

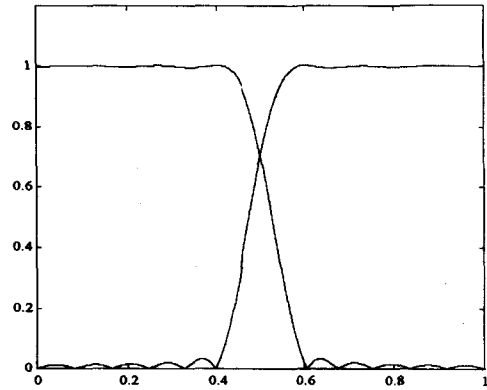
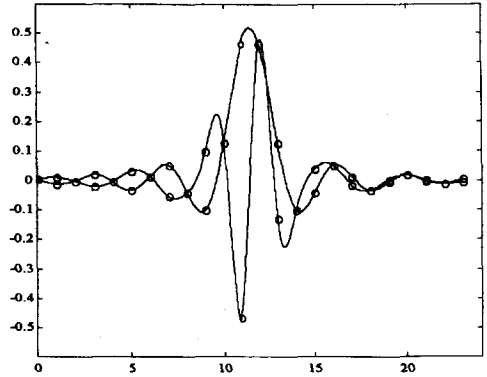


그림 3. Johnston 웨이브렛의 웨이브렛/스케일함수의 파형과 주파수응답

Fig. 3. Waveforms of Johnstone wavelet, scaling function and it's frequency response.

표 1. 웨이브렛과 스케일링 함수의 분해차수 2¹ ~ 2⁷에서의 주파수 응답대역

Table 1. Frequency response band of wavelet and scaling function at decomposition order 2¹ ~ 2⁷.

필터 스케일	Highpass Filter (웨이브렛)	Lowpass Filter (스케일 함수)
2 ¹	75 ~ 150 Hz	0 ~ 75 Hz
2 ²	37.5 ~ 75 Hz	0 ~ 37.5 Hz
2 ³	18.5 ~ 37.5 Hz	0 ~ 18.5 Hz
2 ⁴	9.5 ~ 18.5 Hz	0 ~ 9.5 Hz
2 ⁵	4.5 ~ 9.5 Hz	0 ~ 4.5 Hz
2 ⁶	2.5 ~ 4.5 Hz	0 ~ 2.5Hz
2 ⁷	1.25 ~ 2.5 Hz	0 ~ 1.25Hz

ECG 신호의 부대역 분해 과정에서 각 대역에서의 신호의 통과 주파수 특성은 표 1과 같다.

정상 ECG 신호의 7차까지의 웨이브렛(high pass)과 스케일링(low pass) 부대역 분해 과정을 그림 4에 나타내었다.

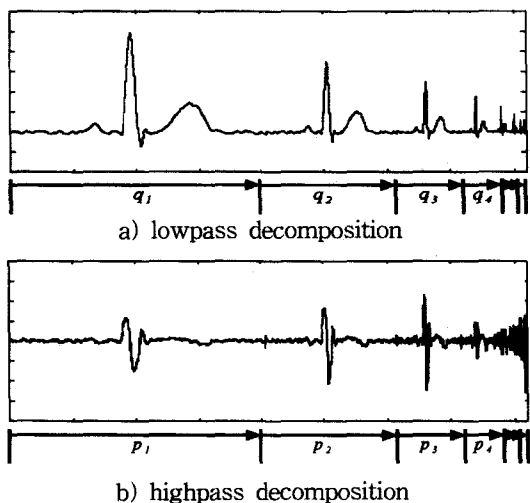


그림 4. 심전도 신호의 웨이브렛 변환 (scale $2^1 \sim 2^7$)
Fig. 4. ECG signal and its Wavelet transform at scale $2^1 \sim 2^7$

3. ECG 신호의 잡음제거와 파형 복원

잡음이 혼입된 ECG 신호로부터 잡음을 제거하고 원 파형을 복원하는 과정은 각 분해 부대역의 저주파 영역, 즉 스케일함수에 의해 분해된 신호 집합을 이용하여 수행된다. 일반적인 ECG 신호의 점유 주파수 대역인 3~40Hz 대역은 저주파 영역의 2차 분해 부대역에 존재한다(표 1). 따라서 일반적인 잡음(AC 잡음, Muscle artifact 잡음 등과 같은)이 혼입된 신호는 2차 분해에서 직접적으로 획득할 수 있지만 호흡 또는 인체의 가벼운 움직임 등의 영향에 기인하는 기저선 변동(baseline drift) 잡음의 경우는 그 주파수대역이 2Hz 미만의 특성을 가지기 때문에 이러한 성분의 잡음 제거도 고려하여야 한다^[5,6].

따라서 본 논문에서는 이러한 잡음 성분을 제거하기 위하여 2차 분해된 스케일 계수(<37.5Hz)로부터 7차 분해의 스케일 계수(<1.2Hz)를 빼주어서 2차의 분해 스케일계수에 존재하는 1.2Hz미만의 저주파 성분을 제거하였다. 이 주파수 대역은 정상 ECG의 주파수 영역과 겹치지 않기 때문에 파형의 복원시 신호의 왜곡에 미치는 영향은 미미하다. 부대역 분해 과정은 분해

의 각 단계에서 신호집합의 수가 1/2로 줄어들게 되므로 2차 분해된 계수의 집합은 원 신호 집합의 1/4이 되고 7차 분해된 계수 집합은 1/128이 된다. 따라서 두 계수집합간의 감산을 위해서는 7차 분해 계수의 interpolation 과정이 필요하다. 본 연구에서는 Quick linear interpolation 알고리즘을 이용하여 수행하였다. 그림 5에 AC 잡음과 기저선 변동 잡음이 함께 혼입된 ECG 신호의 저주파대역 부대역 분해의 7차까지를 나타내었다.

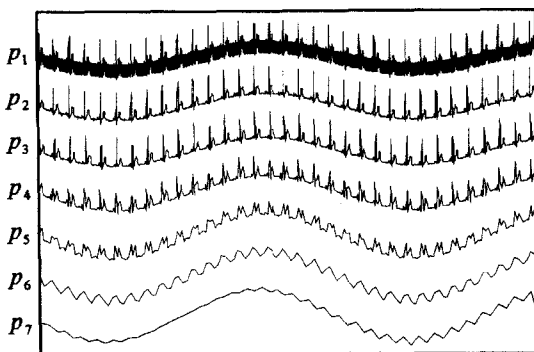


그림 5. AC 잡음과 기저선 변동 잡음이 함께 혼입된 심전도 신호의 저주파부대역 분해(scale $2^1 \sim 2^7$).

Fig. 5. Low frequency subband decomposition at scale $2^1 \sim 2^7$ of AC and baseline drift noised ECG.

본 논문에서 수행한 ECG 신호의 잡음 제거와 파형 복원 과정은 그림 6과 같다.

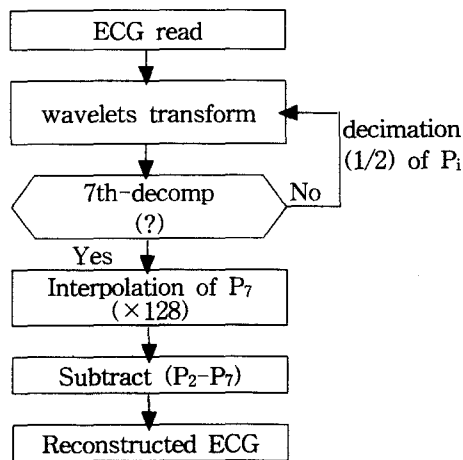


그림 6. ECG 신호의 잡음제거 과정
Fig. 6. Noise removal flow chart of ECG.

IV. 알고리즘 구현

웨이브렛 변환 및 잡음 제거를 위한 알고리즘의 구현은 C로 coding 하여 Pentium PC에서 Borland C++ V3.1을 이용하여 컴파일 하였고, 기타 주파수 응답특성 및 그래프 출력은 MATLAB-5로 수행하여 특성을 비교분석 하였다. 사용한 웨이브렛 필터 계수는 17종류의 Wavelet 계수를 실험한 후 특성을 비교하여 그 중에서 가장 특성이 좋은 Johnston filter를 사용하였다. Johnston-24Tap low pass filter로부터 식(3)을 이용하여 high pass filter를 생성시켜 mirror filter를 구성하였다. 사용한 필터의 파형과 주파수 응답 특성은 그림 3과 같으며, 이용된 필터계수는 표 2와 같다.

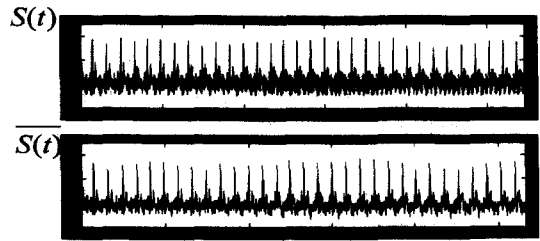
표 2. Johnston 필터의 계수

Table 2. Filter coefficient of Johnston Filter.

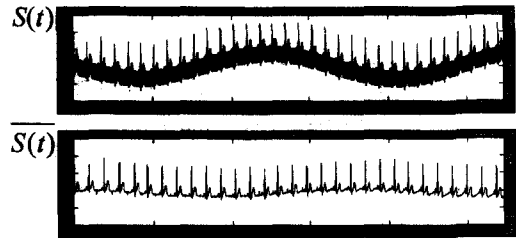
$\psi(0), \psi(23)$	4.698426e-3	$\psi(6), \psi(17)$	1.547393e-2
$\psi(1), \psi(22)$	-1.0614e-2	$\psi(7), \psi(16)$	5.402985e-2
$\psi(2), \psi(21)$	-1.571418e-3	$\psi(8), \psi(15)$	-4.089222e-2
$\psi(3), \psi(20)$	1.97638e-2	$\psi(9), \psi(14)$	-9.984422e-2
$\psi(4), \psi(19)$	-4.013781e-3	$\psi(10), \psi(13)$	1.301121e-1
$\psi(5), \psi(18)$	-3.295839e-2	$\psi(11), \psi(12)$	4.654288e-1

V. 실험결과 및 고찰

실험의 결과로부터 기저선 변동이나 AC 잡음 또는 이의 복합 잡음의 경우에는 정상 신호 복원이 우수하게 이루어졌음을 확인할 수 있다. 그러나 muscle artifact 잡음의 경우는 정상 신호로의 완전한 복원이 이루어지지 못하고 잡음의 영향이 복원된 신호에 존재하고 있음을 확인할 수 있다. 이는 기저선 변동이나 AC 잡음의 경우 점유 주파수 대역이 정상 심전도 신호의 점유대역과 분리된 영역을 차지(기저선 변동의



b) muscle artifact noised ECG



c) AC and baseline drift noised ECG

그림 7. 각 형태의 잡음이 추가된 심전도 신호와 정상 파형 복원

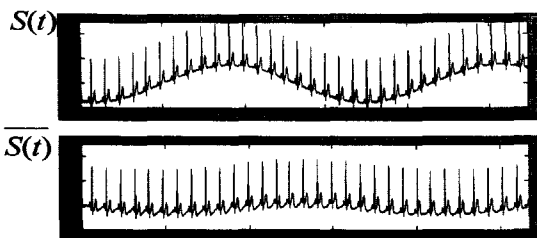
Fig. 7. Waveform reconstruction of each noised ECG signal.

경우 1Hz 미만, AC잡음의 경우 60Hz)하는데 반하여, muscle artifact 잡음의 경우는 잡음의 점유 주파수 대역의 일부가 정상 심전도 신호의 점유 대역과 겹쳐 ECG 신호로부터 완전하게 분리해낼 수 없는 것이 그 원인으로 판단된다(그림 2d).

VI. 결론

본 논문에서는 잡음이 혼입된 ECG 신호로부터 잡음을 분리 제거하여 원 신호 파형을 복구하기 위한 방법으로서의 웨이브렛 변환의 유용성을 실험 분석하였다. 실험 및 분석의 결과로, 웨이브렛 변환의 다중 레벨의 주파수 분리 특성이 신호를 특성에 따라 주파수 선택적으로 재구성 가능케 하여, ECG 신호처리에 유용하게 이용될 수 있음을 확인하였다. 이러한 웨이브렛의 특징은 치료 환경에서 발생될 수 있는 여러 형태의 잡음을 효과적으로 제거해준다.

ECG 신호처리에 있어 웨이브렛 변환의 적용이 실용적으로 입상에 이용되기 위해서 해결하여야 될 첫 번째 문제는 다량의 고품연산을 요구하는 웨이브렛 변환의 특성으로 인한 연산 시간의 단축이다. 실험에서 PC-base에서 9000개의 ECG 데이터 집합(sampling



a) baseline drift noised ECG

rate 300Hz에서 30초 동안 획득)의 경우 7차까지의 부대역 분해와 7차 계수의 interpolation, 그리고 파형 복원과정의 전체적인 연산 시간에 약 2초 정도가 소요되었다. 이는 연구의 목적으로는 인내할만한 시간이지만 임상에서 실시간으로 환자의 상태를 감시하기 위한 장치에 적용되기에는 실용적으로 무리가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 고속 웨이브렛 변환(FWT) 알고리즘의 적용과 변환계수의 Tap 수를 줄여 연산의 회수를 단축시키며, 또한 수치 연산 전용 Processor (DSP)를 이용하는 것도 한 방안이 될 수 있다. 계속적인 연구로 본 논문에서 제안한 ECG 잡음 제거 기법의 알고리즘을 좀더 개선시켜 DSP로 포팅시켜 좀더 실용적으로 활용할 수 있는 ECG 검출장치를 구현하고자 한다^[7,13].

참 고 문 헌

- [1] Alexander D. Poularikas : "The Transforms and Applications Handbook", CRC PRESS & IEEE PRESS, 1995.
- [2] Willis J. TOMPKINS, "BIOMEDICAL DIGITAL SIGNAL PROCESSING", PRENTICE HALL, 1993.
- [3] N.V.Thakor, Y.S.Zhu, "Applications of Adaptive Filtering to ECG Analysis: Noise Cancellation and Arrhythmia Detection, IEEE-TBE VOL. BME-38, pp.785-794, 1991.
- [4] JAMES C. HUHTA, JHON G. WEBSTER, "60-Hz Interference in Electrocardiography", IEEE-TBE VOL. BME-20, pp91-101, 1973.
- [5] J.V.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-TBE VOL. BME-32 No.12 1985.
- [6] Metin Akay : "Biomedical signal Processing", ACADEMIC PRESS, 1994.
- [7] Tompkin WJ, Pan J: "A real time QRS detection algorithm", IEEE Transaction on Biomedical Eng., BME-32, No.3 pp230-235, March 1985.
- [8] C. K. Chui, Wavelet Analysis and its Application, New York: Academic Press, 1992
- [9] Oliver Rioul and Martin Vetterli, "Wavelet and Signal Processing", IEEE SP MAGAZINE, pp.14- 38, October, 1991
- [10] Thakor NV, Webster JG, Tompkins WJ: "Estimation QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter", IEEE Trans. on Biomedical Eng., Vol. BME-33, No 12, Dec 1986.
- [11] Coast DA Stern RM, Cano GG, Briller SA: "An approach to cardiac arrhythmia analysis using "Estimation of QRS Complex Power Spectra for hidden Markov models", IEEE Transaction on Biomedical Eng., Vol.37, No.9 pp826-836, September, 1990
- [12] Kyrkos A, Giakoumakis EA, Carayannis G: "QRS Detection through time recursive prediction techniques", Signal Processing, Vol 5, pp 429-436, 1988.
- [13] Cuiwei L, Chongxum Z, Changfeng T: "Detection of ECG Characteristic Point Using Wavelets Transforms", IEEE Transaction on Biomedical Eng., Vol 42, No, pp 22-28, January 1995.
- [14] Daubechies I: The wavelet transform: A method of time frequency localization, Advances in Spectral Analysis, S. Haykin, Ed. New York, Prentice Hall, 1990.
- [15] Mallat S: "Zero crossings of wavelet transform", IEEE Trans. on Information Theory, Vol37, No.4, pp1019-1033, July 1991.
- [16] Chui K: An introduction to Wavelets, Academic Press, Inc., 1992.
- [17] Daubechies I: Ten Lectures on Wavelets, Rutgers Univ. and AT&T Lab. 1992.

저 자 소 개



張斗奉(正會員)

1955년 6월 1일생. 1982년 2월 동아대학교 전자공학과 졸업(공학사). 1987년 2월 동아대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 1996년 2월 경상대학교 대학원 박사과정 수료. 1996년 3월 ~ 현재 경남도립남해전문대학 전자통신과 조교수. 주관심분야는 생체신호처리, 무선통신

李尙玟(正會員)

도립남해전문대학 전자통신과 전임강사. 주요관심분야는 의용/영상 신호처리, 방전가공(EDM)

申泰民(正會員)

경상대학교 전자공학과 부교수, 경상대학교 생산기술연구소 연구원. 주요관심분야는 방전가공(EDM), 의용/생체신호처리

李建基(正會員)

경상대학교 전자공학과 교수, 경상대학교 생산기술연구소 연구원. 주요관심분야는 감성공학, 의용/생체 신호처리