

심전도신호의 잡음제거를 위한 웨이브렛변환의 적용에 관한 연구

장두봉*, 이상민*, 신태민**, 이건기**, 김영일**
* 남해전문대학 전자통신과, ** 경상대학교 전자공학과

Study on Noise Reduction of ECG Signal using Wavelets Transform

D.B. Chang*, S.M. Lee*, T.M. Shin**, G.K. Lee**, Y.I. Kim**
* Dept. of Electronic Communication, Namhae College
** Dept. of Electronics, Gyeongsang Nat. Univ.

Abstract

One of the main techniques for diagnosing heart disease is by examining the electrocardiogram(ECG). The earlier noise reduction techniques can not effectively cancellation complex noise from the noisy ECG such powerline interference, baseline drift, muscle artifact.

In this paper, we performed the extrude noise from and recovering the ECG signal using wavelets transform that has recently been applying to various fields.

음 등이 있다. 이러한 잡음들은 여러 경로로 혼입될 수 있으며, 단독 혹은 복합적으로 혼입된다. 웨이브렛변환은 공학의 여러 분야에서 광범위하게 이용되고있으며, 특히 의공학분야에서는 생체 신호의 압축과 특성 해석 등에 관한 연구들이 진행되고 있다.

본 논문에서는 ECG신호의 잡음제거와 신호 파형 복원을 위해 Johnston 웨이브렛을 이용하여 정상 ECG신호, AC잡음이 부가된 신호, 근육 경련 등의 영향에 의한 잡음신호, 호흡 등의 영향에 기인한 기저선 변동이 부가된 신호를 처리하고 결과를 비교 분석하여 ECG 신호의 잡음제거를 위한 도구로서 웨이브렛변환의 유용성을 확인한다.

서론

ECG신호는 심장활동에 관련된 여러 정보들의 사에게 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 정보들 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 전원 잡음, 대부분의 전기장치에서 발생하는 AC 전원 잡음, 불규칙적인 근육활동(근육 경련)에 기인하는 muscle artifact 잡음, 그리고 인체의 움직임이나 호흡 등에 의해 혼입되는 baseline drift 잡

웨이브렛변환

웨이브렛 이론은 초기에 수학적인 문제를 다루기 위해 연구된 분야이지만, 공학분야에서도 filter-bank의 형태로 신호처리에 이용되어 왔으며 Harr, Daubechies 등과 같은 수학자들에 의해 웨이브렛의 형태로 정리되었다. 웨이브렛변환은 응용범위의 다양성과 함께 수학적으로 대단히 간단한 해석적 도구를 제공함으로써 최근에 들어 공학분야에서 신호해석의 중요한 도구로서 이용되고 있다. 웨이브렛변환은 신호의 해석에 있어 주파수에 따라 신호의 시간해상도를 달리하여 신호를 해석한다(그림 1). 즉, 신호의 고주파 성분은 시간 해상도를 높이며 주파수 해상도를 낮추어 해석하고 저주파 성분의 신호는 시간 해상도를 낮추는 대신 주파수 해상도를 높여 해석한다. 따라서 비정상(non-stationary) 신호 분석에 유리하다.

웨이브렛은 모 웨이브렛(mother wavelet)이라 불리는 함수의 천이(translation)와 스케일링(scaling)을 통해서 생성되는 함수의 재귀적 집

함으로 구성된다.

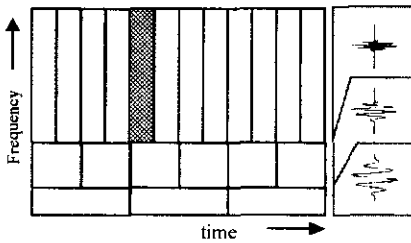


그림 1. 웨이브렛변환의 기저함수의 시간-주파수 해상도

스케일변수를 a , 천이변수를 τ 라 할 때 함수 $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$ 의 웨이브렛변환은 식 (1)과 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 웨이브렛변환으로 복원할 수 있다. 스케일변수가 2의 승수집합, 즉 $a=2^j$ ($j \in \mathbb{Z}$, \mathbb{Z} : 실수 집합)인 웨이브렛을 dyadic 웨이브렛이라고 하고 식 (2)와 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 다중해상도해석 개념을 이용한다.

ECG 신호의 해석

1. ECG(Electrocardiogram)

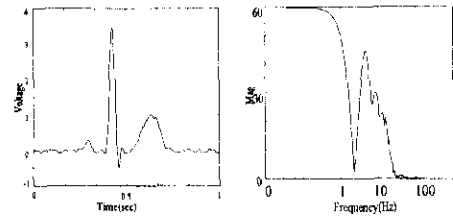
생체내의 전기적인 활동에 의해 발생된 전위를 통괄하여 생체전위라 부르며 생체전위는 인체의 여러 부위에 분포하고 있다. 특히 심장에서의 전기적인 활동을 심전도라 한다. 즉, 심전도는 심장의 전기적인 탈분극과 재분극이 전파되는 과정을 기록한 것이다.

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

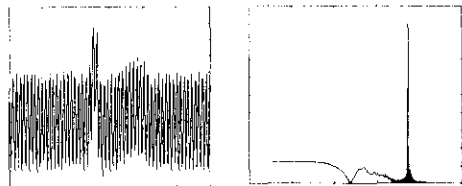
일반적으로 인체에서 발생하는 QRS신호 파형의 대부분 에너지는 3Hz~40Hz 사이에 존재한다(그림2-a)

그림 2에서 정상 심전도 신호 파형의 에너지의 대부분이 3Hz에서 40Hz 사이에 있다는 것을 알 수 있다. 잡음이 혼입된 심전도 신호파형과 파형의 주파수특성을 보면 AC잡음의 경우 발생의 원인이 상용의 AC교류 전원에 의해 발생하므로 국

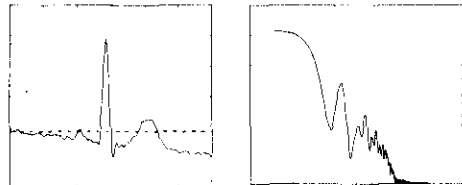
내 가정용 교류전원의 주파수인 60Hz 대역에 큰 에너지가 밀집되어있는 것을 확인할 수 있다(그림 2-b).



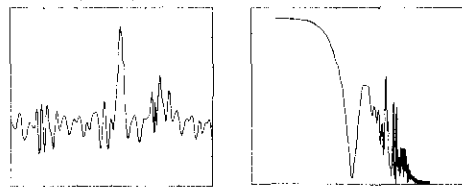
a) normal ECG



b) AC noised ECG



c) baseline drift noised ECG



d) muscle artifact noised ECG

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

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).

2. Mirror filter bank

푸리에 변환이 단일의 정현함수만을 기저함수로 사용하는데 반하여 웨이브렛은 직교성과 정규화의 조건만 만족한다면 어떤 형태든 변환의 기저로 사용할 수 있으며, 웨이브렛과 스케일함수라는 두 개의 기저를 쌍으로 가지며 변환과정에서 이 기저쌍은 lowpass filter와 highpass filter로 구성되어 신호의 저주파성분과 고주파성분으로의 분해를 담당하는 mirror filter가 된다. 따라서, 신호집합의 웨이브렛 변환과정은 Quadrature Mirror Filter(QMF)를 이용한 저주파 대역으로의 부대역 분해과정이 된다. 웨이브렛의 계수(highpass filter)는 스케일함수의 계수(lowpass filter)로부터 식 (3)을 이용하여 생성하며, 두 계수의 주파수응답은 각각의 차단대역을 기준으로 대칭되는 mirror filter가 된다(그림 3).

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

표 1. 웨이브렛과 스케일링함수의 분해차수 2¹ ~ 2⁷에서의 주파수 응답대역

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

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

$$\begin{aligned} f(t) &= P_1 f + Q_1 f \\ &= \sum_n c_{1(n)} \phi_{1,n} + \sum_n d_{1(n)} \psi_{1,n} \\ &= \sum_{k \in Z} 2^{-M/2} c_M(k) \phi(2^{-M}t - k) \\ &\quad + \sum_{i=1}^M \sum_{k \in Z} 2^{-i/2} d_i(k) \psi(2^{-i}t - k) \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} c_i(k) &= \sum_n p(n-2k)c_{i-1}(n) \\ d_i(k) &= \sum_n q(n-2k)c_{i-1}(n) \end{aligned} \quad (5)$$

ECG 신호의 부대역 분해과정에서 각 대역에서

의 신호의 통과 주파수 특성은 표 1과 같다.

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 점유주파수 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 Baseline drift 잡음의 경우는 그 주파수대역이 2Hz 미만의 특성을 가지기 때문에 이러한 성분의 잡음제거도 고려하여야 한다. 따라서 본 논문에서는 이러한 잡음성분을 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 주파수영역과 겹치지 않기 때문에 파형의 복원시 신호의 왜곡에 미치는 영향은 미미하다. 부대역 분해과정은 분해의 각 단계에서 신호집합의 수가 1/2로 줄어들게 되므로 2차 분해된 계수의 집합은 원 신호집합의 1/4이 되고 7차 분해된 계수집합은 1/128이 된다. 따라서 두 계수집합간의 감산을 위해서는 7차 분해계수의 interpolation 과정이 필요하다. 본 연구에서는 Quick linear interpolation 알고리즘을 이용하여 수행하였다.

그림 3. Johnston 웨이브렛의 웨이브렛/스케일함수의 파형과 주파수응답

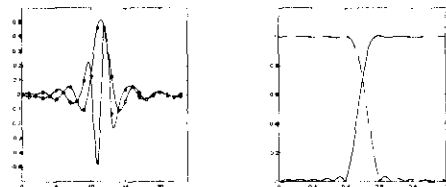


표 2. Johnston 필터의 계수

$\psi(0), \psi(23)$	4.6986e-3	$\psi(6), \psi(17)$	1.547e-2
$\psi(1), \psi(22)$	-1.061e-2	$\psi(7), \psi(16)$	5.403e-2
$\psi(2), \psi(21)$	-1.5718e-3	$\psi(8), \psi(15)$	-4.089e-2
$\psi(3), \psi(20)$	1.976e-2	$\psi(9), \psi(14)$	-9.984e-2
$\psi(4), \psi(19)$	-4.014e-3	$\psi(10), \psi(13)$	1.301e-1
$\psi(5), \psi(18)$	-3.296e-2	$\psi(11), \psi(12)$	4.654e-1

알고리즘 구현

웨이브렛 변환 및 잡음제거를 위한 알고리즘의 구현은 C로 coding 하여 Pentium PC에서 Borland C++ V3.1을 이용하여 컴파일 하였고, 기타 주파수응답특성 및 그래프출력은 MATLAB 으로 수행하여 특성을 비교분석 하였다. 사용한 웨이브렛 필터계수는 17종류의 Wavelet계수를 실험한 후 특성을 비교하여 그 중에서 가장 특성이 좋은 Johnston filter를 사용하였다. Jhonston-24Tap lowpass filter로부터 식 (3)을 이용하여 highpass filter를 생성시켜 mirror filter를 구성하였다. 사용한 필터의 파형과 주파수 응답 특성은 그림 3와 같으며, 이용된 필터계수는 표 2와 같다.

실험 결과 고찰

실험의 결과로부터 기저선 변동이나 AC 잡음 또는 이의 복합 잡음의 경우에는 정상신호복원이 우수하게 이루어졌음을 확인할 수 있다(그림4). 그러나 muscle artifact 잡음의 경우는 정상신호로의 완전한 복원이 이루어지지 못하고 잡음의 영향이 복원된 신호에 존재하고 있음을 확인할 수 있다. 이는 기저선 변동이나 AC잡음의 경우 점유 주파수 대역이 정상 심전도 신호의 점유대역과 분리된 영역을 차지 - 기저선 변동의 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).

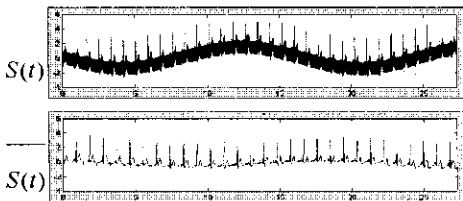


그림 4. AC 잡음과 기저선 변동 잡음이 함께 혼입된 심전도신호와 정상 파형 복원결과.

결론

본 논문에서는 잡음이 혼입된 ECG 신호로부터 잡음을 분리 제거하여 원 신호 파형을 복구하기 위한 방법으로서의 웨이브렛변환의 유용성을 실험 분석하였다.

실험 및 분석의 결과로, 웨이브렛변환의 다중레벨의 주파수 분리특성이 신호를 특성에 따라 주파수 선택적으로 재구성 가능케 하여, ECG 신호처리에 유용하게 이용될 수 있음을 확인하였다. 이러한 웨이브렛의 특징은 치료 환경에서 발생할 수 있는 여러 형태의 잡음을 효과적으로 제거해준다. 계속적인 연구로 본 논문에서 제안한 ECG 잡음 제거 기법의 알고리즘을 좀더 개선시켜 DSP로 Porting 시켜 좀더 실용적으로 활용할 수 있는 ECG 검출장치를 구현하고자 한다.

참고 문헌

- (1) Willis J. TOMPKINS, "BIOMEDICAL DIGITAL SIGNAL PROCESSING", PRENTICE HALL, 1993
- (2) 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.
- (3) J.V.VAN ALSTE, T.S.SCHILDER, "Removal of Base-Line Wander and PowerLine Interference from the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps", IEEE-TBE VOL.BME-32 No.12 1985.
- (4) Metin Akay, "Biomedical signal Processing", ACADEMIC PRESS, 1994.
- (5) C. K. Chui, "Wavelet Analysis and its Application", New York Academic Press, 1992
- (6) Oliver Rioul and Martin Vetterli, "Wavelet and Signal Processing", IEEE SP MAGAZINE, pp.14- 38 , October, 1991
- (7) Chui K, "An introduction to Wavelets", Academic Press, Inc. 1992
- (8) Daubechies I, "Ten Lectures on Wavelets", Rutgers Univ and AT&T Lab. 1992
- (9) Alexander D. Poularikas, "The Transforms and Applications Handbook", CRC PRESS & IEEE PRESS, 1995.