

ECG신호의 잡음제거와 특징점 검출을 위한 웨이브렛 변환의 적용

*장두봉, *이상민, **신태민, **이건기, ***김남현

*남해전문대학 전자통신과, **경상대학교 전자공학과, ***연세대학교 의용공학교실

Using Wavelet Transforms for Characteristic Points Extraction and Noise Reduction of ECG Signal

*D.B. Jang, *S.M. Lee, **T.M. Shin, **G.K. Lee, ***N.H. Kim

*Dept. of E.C. Namhae College, **Dept. of Electronic G.S.N.U.

***College of Medicine, Yonsei Univ.

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 such 60Hz powerline interference, motion artifact and baseline drift.

in this paper, we performed the extracting parameters from and recovering the ECG signal using wavelet transform that has recently been applying to various fields.

서론

ECG신호는 생체의 심장박동에 기인하는 검출기(Electrode)간의 전위차에 의해 발생하는 전기적 신호로, 이 신호의 검출은 심장활동에 관련된 여러 정보를 의사에게 제공하여 환자진단의 보조수단으로 병원의 수술실, 중환실 등에서 광범위하게 사용되고 있다. ECG신호로부터 QRS복합 파형의 검출을 위한 기존의 기법은 Thresholding을 이용한 비선형 Filtering 기법, hidden Markov 모델을 이용한 AI 기법, 시간반복 예측기법 등이 있다. 검출에는 시간이 많이 절약되고 쉽게 실현할 수 있는 비선형 filtering 기법이 많이 사용되고 있지만 이 알고리즘의 주결점은 QRS복합체의 주파수 변이가 검출에 불리한 영향을 미친다. QRS의 주파수 대역은 일반적으로 (+)false 와 (-)false에

의한 잡음 주파수 대역과 겹치게 된다. AI 기법은 문법과 규칙에 의한 시간소모가 많다. hidden Markov 모델 기법은 효과적인 알고리즘을 사용하여도 검출에 긴 시간을 필요로 한다. 웨이브렛 해석은 신호를 시간과 주파수영역에서의 지역화 특성을 가지는 훌륭한 수학적 도구이다.

본 논문에서는 ECG신호를 특성화하기 위해 Harr, Daubechies, Johnston 등 여러 형태의 웨이브렛 방법을 사용하여 정상 ECG신호, AC잡음이 부가된 신호, 근육 경련 등의 영향에 의한 잡음신호, 호흡 등의 영향에 기인한 기저선 변동이 부가된 신호를 처리하고 결과를 비교 분석하여 ECG 신호검출의 도구로서 웨이브렛변환의 유용성을 확인한다.

웨이브렛 변환

웨이브렛 이론은 초기에 수학적 문제를 다루기 위해 연구된 분야이지만 최근에는 공학분야에서 웨이브렛이론의 적용에 관한 많은 연구들이 수행되고 있다. 웨이브렛 변환은 응용범위의 다양성과 함께 수학적으로 대단히 간단한 해석적 도구를 제공한다. 기능상 웨이브렛(이산웨이브렛 변환(DWT)의 관점에서)은 변환함수(Kernel function)의 직교성, 변환을 통한 신호의 가역성, 입력신호를 이산시간샘플의 집합으로 가정한다는 점에서 이산푸리에변환(DFT)과 유사하다. 두 변환의 차이점은 푸리에변환의 변환계수가 주파수영역에서만 지역화(Localize)되어 있고 시간영역에서는 지역화되어 있지 않기 때문에 주파수영역 내의 작은 변화는 시간영역의 모든 시점에서 나타난다. 반면, 웨이브렛변환은 신호에 대하여 신호의 고주파 성분은 시간 해상도를 높이며 주파수 해상도를 낮추어 해석하고 저주파 성분의 신호는 시간 해상도를 낮추는 대신 주파수 해상도

를 높여 해석하기 때문에 비정상(non-stationary) 신호 분석에 유리하다. 또한 푸리에 변환은 전 해석주파수 영역에 대하여 동일한 필터뱅크(Filter Bank)를 사용하는데 반하여 웨이브렛 변환 주파수 대역에 따라 주파수와 시간영역의 해상도를 달리하여 신호의 해석을 수행한다(Fig1).

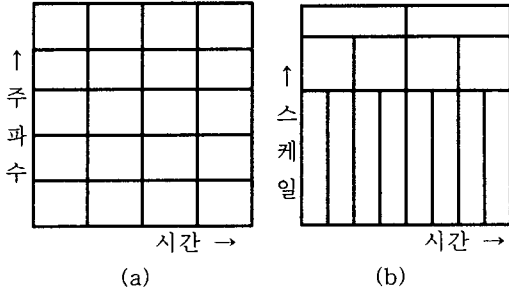


Fig 1. Time-frequency resolution of STFT(a) and Wavelet Transform(b).

스케일 변수를 a , 천이변수를 τ 라 할 때 함수 $f(t) \in L^2(R)$ 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 역웨이브렛 변환으로 복원할 수 있다. a 가 감소하면 신호의 고주파 성분의 감도가 좋아진다. 웨이브렛 변환은 2개의 변수, 즉 스케일 변수 a 와 천이변수 τ 에 의존한다. 스케일 변수 a 가 작아지면 웨이브렛은 시간영역에서 축소되고 웨이브렛 변환은 신호의 더 상세한 정보를 제공한다. a 가 커지면 웨이브렛은 확장되고 웨이브렛 변환은 신호의 전체적인 면을 보여준다. 스케일 변수가 2의 승수집합, 즉 $a = 2^j$ ($j \in \mathbb{Z}$, \mathbb{Z} : 실수 집합)인 웨이브렛을 dyadic 웨이브렛이라 하고 다음과 같이 표현한다.

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

ECG 신호 검출

1) QRS Complex

일반적으로 인체에서 발생하는 QRS신호 파형의 대부분 에너지는 3Hz~40Hz 사이에 존재한다 (Fig2). 웨이브렛의 주파수응답 특성은 QRS신호 에너지의 대부분이 스케일 2^2 , 2^3 사이에 있고 2^3 에서 가장 크다는 것을 말해준다.

2) Mirror Filter Bank

신호집합의 웨이브렛 변환과정은 Quadrature Mirror Filter(QMF)를 이용하여 저주파 대역으로의 부대역 분해과정이 된다(Fig 3). 실험에서는

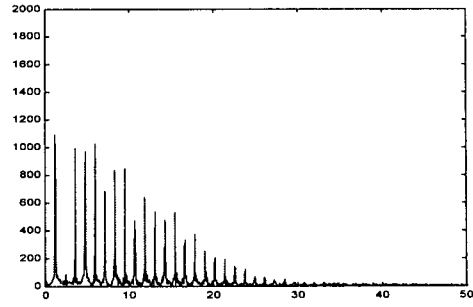


Fig 2. Power spectrum of Normal ECG Signal

Daubechies8, Haar, Johnston스케일함수의 계수(Lowpass Filter)로부터 식3을 이용하여 웨이브렛의 계수(Highpass Filter)를 생성하여 Mirror Filter를 구성하였다.

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

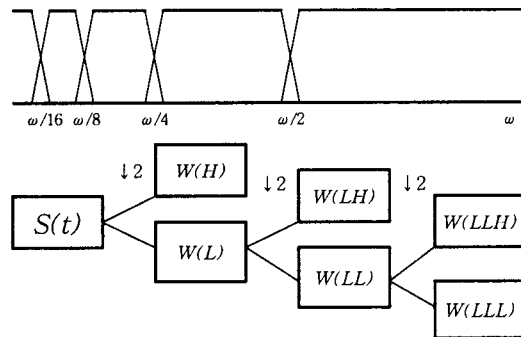


Fig 3. Frequency Response of Subband decomposition

3) R-Wave 검출

실험에서 사용된 웨이브렛과 스케일함수의 주파수 분해 특성은 Table 1에서와 같다. 웨이브렛 부대역에서 스케일이 2^5 보다 크면 에너지는 감소한다. 인위적인 행동이나 기저선 이동은 2^5 이상에서 증가한다.

Table 1. Frequency response of wavelet & scaling function at decomposition order $2^1 \sim 2^6$

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

그래서 신호의 R파 검출을 위한 웨이브렛의 특성 스케일을 $2^2 \sim 2^5$ 까지 선택하였다. 표 1과 그림 2에 따르면 ECG 신호 성분의 대부분의 점유 주파수 대역은 40Hz 이내에 있으며 따라서, 잡음이 혼입되지 않은 정상 ECG 신호 성분은 웨이브렛 분해 과정의 제2차 부대역[$W(LL)$]에 존재한다. QRS 파형은 웨이브렛 변환의 서로 다른 반대부호의, 즉 2상의 2개의 최대계수를 가진다. R파에 대응되는 최대계수는 다음 단계로 결정된다.

- 1단계 : 가장 큰 스케일(2^5)에서 Th_j 를 교차하는 최대계수를 선택하고 그 위치를 nk^5 로 결정한다. (Th_j 는 2^j 에서의 웨이브렛 변환의 Threshold)
- 2단계 : nk^5 근처의 스케일 2^4 에서 최대계수가 결정되고 그 위치를 nk^4 으로 표시한다. 여러 개의 최대계수가 존재하면 가장 큰 것이 선택되고 최대계수가 없으면 nk^4, nk^3, nk^2 이 "0"으로 결정한다.
- 3단계; 같은 방법으로 나머지 스케일에서 최대계수의 위치를 결정한다.

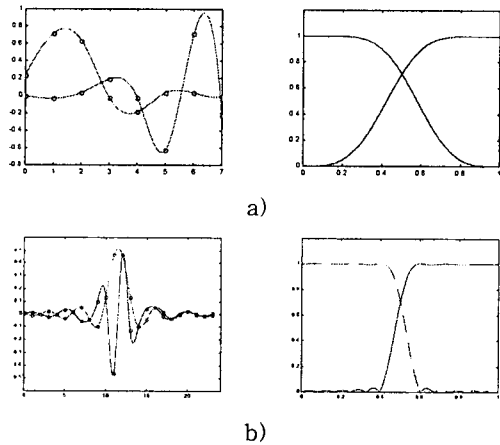


Fig 4. Wavelets/Scaling function & its Fourier Transform a) Daubechies-8 Wavelets b) Johnston-24 Wavelets

AC-잡음이 혼입된 ECG 신호에서 알고리즘에 의해 검출된 R-wave의 위치와 5차까지의 웨이브렛 부대역 분해 파형이 그림 5와 같다.

- 4) ECG 신호의 잡음제거와 파형 복원
잡음이 혼입된 ECG 신호로부터 잡음을 제거하고 원 파형을 복원하는 과정은 각 분해 부대역의 저주파 영역에서 수행된다. 일반적인 ECG 신호의 점유주파수 대역인 3~40Hz 대역은 저주파 영역의 2차 분해 부대역에 존재한다. 따라서 일반적인 잡음(AC-noise, Muscle-artifact 등과 같은)이 혼입된 신호는 2차분해에서 직접적으로 획득할 수 있지만 호흡의 영향에 기인하는 기저선 변동(Baseline drift) 잡음의 경우는 그 주파수대역이 2Hz 미만의 특성을 가지기 때문에 이러한 성분의 잡음제거도 고려하여야 한다.

따라서 2차 변환된 스케일 계수로부터 6차의 스케일 계수를 빼주어서 2차의 변환계수에 존재하는 1.2Hz미만의 저주파 성분을 제거하였다. 그림 6에 AC잡음과 기저선 변동 잡음이 함께혼입된 ECG 신호의 저주파대역 부대역분해의 6차까지를 나타내었다.

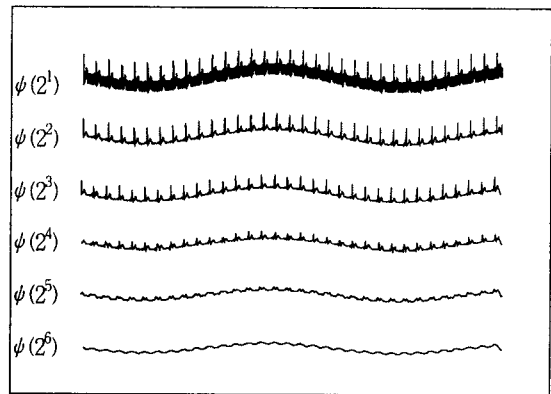


Fig 6. ECG signal with Baseline drift and its low frequency subband decomposition at scale $2^1 \sim 2^6$.

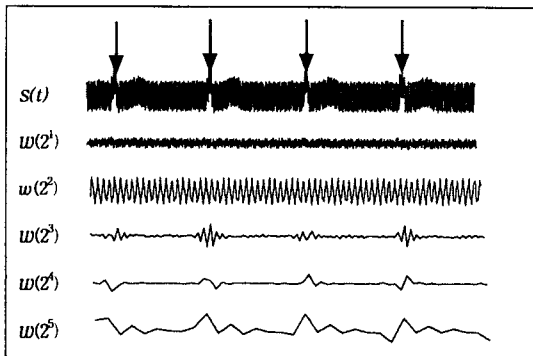


Fig5. ECG signal with AC-noise and its Wavelet transform at scale $2^1 \sim 2^5$.

구 현

실험에 이용된 ECG신호 테이터는 표준 ECG Signal 생성장치인 Kontron사의 Arrhythmia Simulator 994에서 생성된 신호를 12bit 해상도를 갖는 A/D 컨버터에서 300Hz의 샘플링속도로 획득한 데이터이다.

웨이브렛 변환 프로그램은 Pentium PC에서 Borland C++ V3.1에서 C code로 컴파일 하였고 기타 주파수응답 특성 및 그래프출력은 MATLAB 으로 수행하였다. 사용한 웨이브렛 필터계수는 24차의 Lowpass filter로부터 식3을 이용하여 Highpass filter를 생성시켜 Mirror filter를 구성하였다. 이용된 Lowpass filter 계수는 테

이들 3과 같다.

참 고 문 헌

Table 3. 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

결 론

본 논문에서는 잡음이 혼입된 ECG 신호로부터 잡음을 분리제거하고 원신호 파형을 복구하며, ECG신호의 R-Wave의 위치를 검출하기 위한 방법으로 웨이브렛변환의 유용성을 실험 분석하였다. 실험 및 분석의 결과로 기존의 ECG신호처리 기법과 비교하여 웨이브렛 변환의 다중적인 주파수 분리특성이 ECG 신호처리에 유용하게 이용될 수 있음을 확인하였다. 이러한 웨이브렛의 특징은 치료 환경에서 발생될 수 있는 여러 형태의 잡음을 효과적으로 제거해준다.

ECG 신호처리에 있어 웨이브렛변환의 적용이 실용적인 기법으로 사용되기 위하여 웨이브렛 변환에 소요되는 시간적인 문제를 해결하여야 한다. 실험에서 PC-base에서 9000개의 ECG 데이터 집합(sampling rate 300-Hz에서 30초 동안 획득)의 경우 연산시간이 약 2초 정도 소요되었다. 이는 LAB에서 연구의 목적으로는 인내할만한 시간이지만 임상에서 실용적으로 이용하기에는 무리가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 수치연산 전용 Processor (DSP)를 이용하는 것이 한 방안이 될 수 있다. 지속적인 연구로 본 논문에서 제안한 ECG 신호의 잡음제거와 특징점 검출을 위한 웨이브렛변환 알고리즘을 DSP에 Porting 시켜 보다 더 실용적인 시스템으로 구현하고자 한다.

1.C. K. Chui, *Wavelet Analysis and its Application*. New York: Academic Press, 1992

2.Oliver Rioul and Martin Vetterli, "Wavelet and Signal Processing", IEEE S.P. MAGAZINE-NE, pp.14-38, October, 1991

3. C. Caroubalos, C. Perche, C. Metaxaki-Kossionides, E. Sangriotis and D. Marouis, "Method for an automatic analysis of the ECG", 1988

4.Chui K: *An introduction to Wavelets*, Academic Press, Inc. 1992

5.Mallat S: *Zero crossings of wavelet transform*, IEEE Trans. Information Theory, 37, No.4, 1019-1033, July 1991

6.Coast DA Stern RM, Cano GG, Briller SA: *An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov models*, IEEE Trans. on Biomedical Eng. Vol.37, No.9:826-836, Sept. 1990

7.Daubechies I : *The wavelet transform : A method of time frequency localization*, Advances in Spectral Analysis. S Haykin, Ed. New York, Prentice Hall, 1990

8.Kyrkos A, Giakoumakis EA, Carayannis G : *QRS Detection through time recursive prediction techniques*, Signal Processing 15:429-436, 1988.

9.Daubechies I: *Ten Lectures on Wavelets*, Rutgers Univ and AT&T Lab. 1992

10.Thakor NV, Webstor JG, Tompkins WJ: *Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter*, IEEE Trans. Biomedical Eng. Vol. BME-33, No 12, Dec 1986