

웨이블릿 변환을 이용한 심전도의 QRS파 신호 분석

최창현 김용주 김태형 안용희 신동렬

Analysis of QRS-wave Using Wavelet Transform of Electrocardiogram

C. H. Choi Y. J. Kim T. H. Kim Y. H. Ahn D. R. Shin

Abstract

The electrocardiogram (ECG) measurement system consists of I/O interface to input the ECG signals from two electrodes, FPGA (Field programmable gate arrays) module to process the signal conditioning, and real time module to control the system. The algorithms based on wavelet transform were developed to remove the noise of the ECG signals and to determine the QRS-waves. Triangular wave tests were conducted to determine the optimal factors of the wavelet filter by analyzing the SNRs (signal to noise ratios) and RMSEs (root mean square errors). The hybrid rule, soft method, and symlets of order 5 were selected as thresholding rule, thresholding method, and mother wavelet, respectively. The developed wavelet filter showed good performance to remove the noise of the triangular waves with 10.98 dB of SNR and 0.140 mV of RMSE.

The ECG signals from a total of 6 subjects were measured at different measuring postures such as lying, sitting, and standing. The durations of QRS-waves, the amplitudes of R-waves, the intervals of RR-waves were analyzed by using the finite impulse response (FIR) filter and the developed wavelet filter. The wavelet filter showed good performance to determine the features of QRS-waves, but the FIR filter had some problems to detect the peaks of Q and S waves. The measuring postures affected accuracy and precision of the ECG signals. The noises of the ECG signals were increased due to the movement of the subject during measurement. The results showed that the wavelet filter was a useful tool to remove the noise of the ECG signals and to determine the features of the QRS-waves.

Keywords : Electrocardiogram, Wavelet, QRS duration, R amplitude, RR interval

1. 서론

심전도(electrocardiogram, ECG)는 인체의 건강상태를 확인하는 방법 중 하나로 의사들이 심장관련 질환의 진행 상황을 관찰하는데 유용하며, 검사비용이 저렴하여 심장 검사에 널리 사용된다. 심전도 측정에 관련된 연구는 심전도의 신호 처리 및 진단 알고리즘 개발에 관한 연구가 진행되어 왔으며, 현재 무선 인터넷, 블루투스(bluetooth) 등의 네트워크 기술이

발달됨에 따라 재택진료 및 원격 의료서비스의 필요성이 대두되어 실시간 심전도 측정과 동시에 진단이 가능한 시스템이 요구되고 있다.

일반적인 심전도 신호의 주파수 대역은 약 0.05~100 Hz인 미세한 신호이나 심전계에서 수집한 신호에는 60 Hz 전원 잡음(power line frequency noise), 호흡에 의한 기저선 잡음(baseline shift), 피험자의 움직임에 의해 발생하는 동잡음(motion artifact) 등의 심전도 신호보다 큰 잡음신호가 포함

This work was supported by grant No. R01-2004-000-10755-0 from the Basic Research Program of the Korea Science & Engineering Foundation. The article was submitted for publication on 2008-08-27, reviewed on 2008-09-18, and approved for publication by editorial board of KSAM on 2008-10-02. The authors are Chang Hyun Choi, Professor, KSAM member, Dept. of Bio-Mechatronic Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, Yong Joo Kim, Senior Research Engineer, KSAM member, LS Mtron LTD., Anyang, Tae Hyeong Kim, Researcher, KSAM member, Yong Hee Ahn, Researcher, KSAM member, Dept. of Bio-Mechatronic Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, and Dong Ryeol Shin, Professor, School of Information and Communication Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, Korea. Corresponding author: Y. J. Kim, Senior Research Engineer, LS Mtron LTD., Anyang, 431-080, Korea; Fax: +82-31-450-8447; E-mail: <babina@lsmtron.com>.

되어 있으며, 이러한 잡음은 심전도 신호의 왜곡 현상을 발생 시켜 심장관련 질환의 정확한 진단을 저해하고 있다(Gary et al., 1990). 심전도의 잡음 제거는 일반적으로 0.5 Hz 이하의 주파수를 차단하는 유한 임펄스 필터(finite impulse response, FIR)를 사용하고 있으나, 기저선 잡음 및 동잡음과 같이 다양한 주파수 대역에서 잡음이 발생하는 경우 정확한 신호의 측정이 어려워 적응제어(adaptive control), 웨이블릿 변환(wavelet transform) 등을 이용한 다양한 필터의 개발에 관한 연구가 진행되고 있는 실정이다(Ji, 2005).

Iravanian과 Thung(2002)은 적응제어 필터를 이용하여 심전도 잡음을 제거한 결과 유한 임펄스 필터를 사용한 경우보다 우수한 심전도의 잡음제거 성능을 보인다고 하였으며, 잡음제거 성능의 향상을 위해서는 적응필터의 입력신호인 기준 신호(reference signal)에 관한 연구가 필요하다고 보고하였다. 웨이블릿 잡음제거 필터는 신호의 시간 영역과 주파수 영역에서 동시에 해석이 가능한 장점이 있어 심전도의 잡음제거에 가장 많이 사용되고 있으나, 모함수(mother wavelet), 임계값 결정 방법(thresholding rule), 임계값 처리 방법(thresholding method) 등의 인자결정 방법이 다양하여 주로 경험적인 방법에 의해 각각의 인자를 결정하고 있어 심전도의 신호처리에 적합한 웨이블릿 인자의 선정이 필요한 실정이다(Singh and Tiwari, 2006).

본 연구의 목적은 실시간 심전도 신호 측정 및 진단 시스템 개발을 위한 기초 연구로써 심전도 잡음제거에 적합한 웨이블릿 잡음제거 필터를 포함한 심전도 계측시스템을 개발하는데 있다.

2. 재료 및 방법

가. 심전도 신호

심전도 신호는 심장의 전기적 활동을 피부 표면에서 전극을 통해 기록하는 것으로 심장의 우심방에 위치한 동발결절에서 발생한 전기적 자극은 우심방과 좌심방을 탈분극 시키며, 심실을 자극해 심근의 수축을 유도하고 이후 재분극 과정을 거쳐 심근의 이완을 유도시킨다. 그러므로 심전도는 심장 박동을 전원으로 하는 mV 단위의 미세한 생체 신호로써, 그림 1과 같은 특징점(PQRST파)은 심장활동에 관련된 여러 정보를 내포하고 있어 심장질환의 조기진단에 결정적인 역할을 할 수 있다. P파는 심방의 탈분극에 의해 형성되며, 높이의 증가는 우심방 확장을 의미한다. QRS파는 심실의 탈분극에 의해 형성되며, 불규칙한 QRS파 기간, R파의 진폭, RR파의 간격은 심실 내 전도 장애로 심실 부정맥, 심부전, 폐기종 등

을 의미한다. T파는 심실의 재분극에 의해 형성되며, 일반적으로 등극되며 비대칭인 모양으로 뾰족한 파형은 심근경색이나 심근허혈 등의 질환을 의미한다.

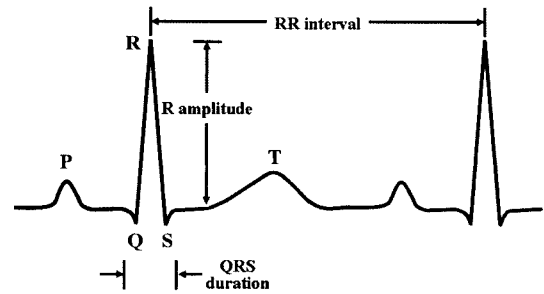


Fig. 1 Typical ECG signal.

심전도의 특징점에 관한 연구는 주로 QRS파(Yeh and Wang, 2008), S-T파(Sahambi 등, 1998) 및 P파의 검출(Ji, 2001) 등에 관한 연구가 활발히 진행되고 있으며, S-T파 및 P파의 검출은 다양한 방법으로 연구가 진행되고 있으나, 아직까지 정확한 진단 알고리즘이 없는 점(Shin, 2000)을 고려하여 본 연구에서는 QRS파의 신호를 중심으로 분석하였다.

나. 심전도 측정 시스템

의료기관에서의 심전도 측정은 심장질환을 종합적으로 진단하기 위해 표준유도, 사지유도, 흉부유도를 모두 포함하는 표준 12유도 방법을 사용하고 있으나, 많은 전극 및 전선의 사용으로 향후 재택진료 및 원격 의료서비스 등에 적용이 어려운 문제점이 있으므로, 본 연구에서는 표준양극 유도방법(standard limb leads II)을 사용하여 심전도 측정시스템을 개발하였다. 표준양극 유도방법은 그림 2와 같이 우측쇄골과 좌측 가슴 부위에 심전도 전극을 부착하여 심전도를 측정하는 방법으로 심전도 유도 방법 중 가장 간단하면서도 정확한 심전도 측정이 가능한 장점이 있다.

심전도 측정시스템은 표 1과 같이 심장의 박동에 따른 심전도 신호를 심전도 전극으로부터 입력 받는 자료수집부, 입력

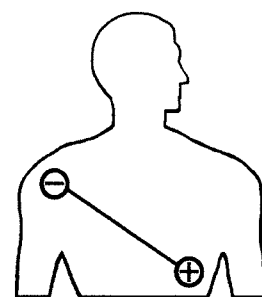


Fig. 2 Standard limb leads II.

된 심전도 신호의 잡음제거를 위한 신호처리부, 측정된 심전도를 실시간으로 검출 및 분석하기 위한 제어부로 구성하였다. 자료수집부는 심전도 신호의 주기를 고려하여 250 kS/s의 속도로 신호 수집이 가능한 아날로그 입력모듈(9205, National Instrument, USA)을 사용하였으며, 16채널로 향후 다른 생체 신호를 동시에 측정할 수 있도록 구성하였다. 신호처리부는 최대 3 MS/s의 속도로 고속의 신호처리가 가능한 FPGA (field programmable gate arrays) 모듈(9104, National Instrument, USA)을 사용하였으며, 회로를 변경하기 않고도 프로그램만으로 하드웨어 변경이 가능하여 다양한 웨이블릿 변환 인자들에 대한 적용이 용이한 장점이 있다. 제어부는 측정된 심전도 신호의 특징점을 실시간으로 검출 및 분석하기 위해 RT(Real time) 모듈(9012, National Instrument, USA)로 구성하였으며, TCP/IP, 시리얼 및 USB 포트가 있어 분석된 신호의 외부 전송 가능하다.

심전도 신호의 QRS과 검출은 입력신호의 미분을 이용하는 zerocrossing 방법으로 일정 기준치 이상의 피크점을 R파로, R파의 좌우 100 ms 이내에서 밸리(valley)점을 Q파와 S파로 하여 검출하였으며(이 등, 2000), 신호 계측 및 보정을 위한 프로그램은 Labview(version 8.2, National Instrument, USA)를 이용하여 개발하였다.

Table 1 Specifications of ECG measurement system

Module	Function
I/O interface	- 16 channel, ± 10 V input range - 250 kS/s sampling rate, 16 bit resolution
FPGA	- 8 slot, 3 MS/s gate reconfigurable FPGA
Real time processor	- 400 MHz real time embedded controller - 100 Mbps ethernet, USB/RS232 port

다. 웨이블릿 잡음제거 필터 개발

웨이블릿 변환은 입력된 신호를 모함수를 이용하여 고주파

와 저주파로 나누어 원하는 주파수 대역에서 변환된 신호를 분석할 수 있는 다해상(multi-resolution)도 알고리즘으로 시간-주파수 영역에서 매우 우수한 분석 성능을 갖는 장점이 있다. 웨이블릿 변환의 주파수 분할특성은 모함수의 종류에 따라 달라지며 대표적인 모함수의 형태는 그림 3과 같다. 웨이블릿 변환의 임계값 결정 방법은 신호와 잡음의 영역을 결정하는 방법이며, 임계값 처리 방법은 잡음으로 판단되는 영역을 제거하는 방법이다. 모함수, 임계값 결정 방법, 임계값 처리 방법이 신호와 잡음을 구분하고 제거하는데 영향을 미치므로 심전도 신호에 적합한 웨이블릿 인자를 선정하는 것은 매우 중요하다.

본 연구에서는 심전도 잡음제거 필터의 개발을 위해 미국 심장협회(American Heart Association, AHA)에서 권고하고 있는 삼각파 테스트를 이용하여 웨이블릿 변환 인자를 선정하였다. 삼각파 테스트는 그림 4와 같이 심전도 신호와 유사한 삼각파에 잡음을 첨가하여 만들어진 신호를 복조하는 방법으로 다양한 잡음제거 필터의 성능을 평가하는데 사용된다. 삼각파는 심전도와 유사한 기간 및 크기와 간격을 가지도록 각각 100 ms, 3.0 mV, 1 s로 선정하였으며(Bailey, 2004), 심전도 주요 잡음인 전원 잡음과 기저선 잡음을 삼각파에 첨가하여 웨이블릿 잡음제거 필터의 성능을 평가하였다. 이때, 전원 잡음은 60 Hz의 주파수에서 임의의 진폭을 갖도록 시뮬레이션 하였으며, 기저선 잡음은 주로 호흡에 의해 발생되므로

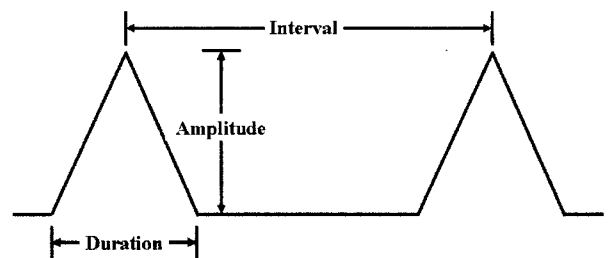


Fig. 4 A signal for triangular wave test.

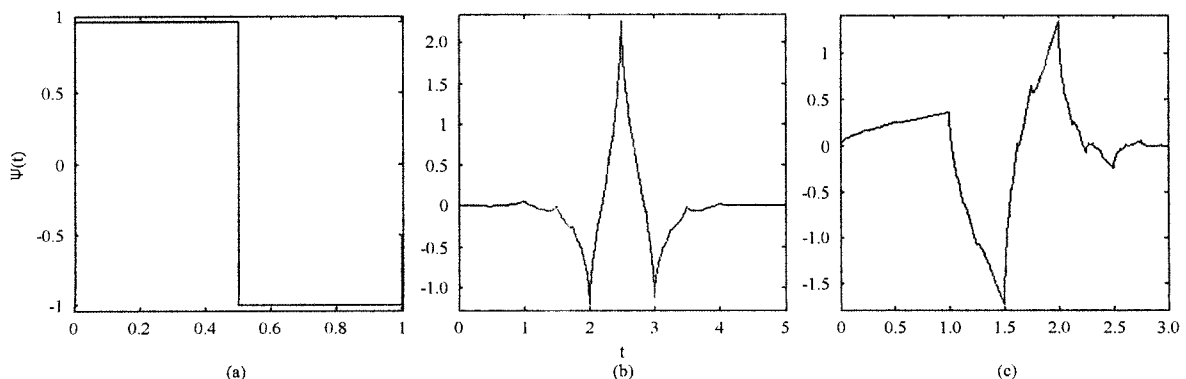


Fig. 3 Mother wavelet. (a): daubechies 1, (b): coiflet 1, (c): symlets 2

Table 2 Experimental condition of triangular wave tests for wavelet transform

Thresholding rule	Thresholding method	Mother wavelet
minimax, universal, SURE, hybrid	soft	daubechies (1-14), coiflet (1-5), symlets (2-8)

호흡 주기를 고려하여 임의의 진폭을 갖는 0.5 Hz의 정현파를 이용하였다. 웨이블릿 잡음제거 필터의 성능평가는 표 2와 같이 soft 임계값 처리 방법에 대해 임계값 결정 방법 4수준, 모함수 26수준으로 각각 변화시키면서 모두 104번의 삼각파 테스트를 수행하였으며, 식 1과 같은 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)와 RMSE(root mean square error)를 이용하여 심전도 잡음 제거 필터로 사용되는 60 Hz 노치 필터(notch filter)와 0.5 Hz 고역통과 필터(high pass filter)로 구성된 유한 임펄스 필터의 특성과 비교 및 분석하였다.

임계값 결정 방법은 상대적으로 크기가 작은 주파수 영역의 신호를 잡음으로 판단하는 minimax 방법, 신호가 잡음보다 작은 경우에 사용하는 universal 방법, 잡음의 크기가 신호보다 큰 경우에 사용하는 SURE(Stein's unbiased risk estimate) 방법, 잡음의 크기에 따라 universal 방법과 SURE 방법을 사용하는 hybrid 방법을 삼각파 테스트에 사용하였다. 임계값 처리 방법은 잡음으로 판단되는 영역을 전부 삭제하는 hard 방법을 사용하면 잡음제거 성능은 향상되나, 정확한 심전도 변화의 측정이 어려워 잡음영역을 일정 수준이하로 축소시키는 soft 방법을 사용하였다(김, 2001). 모함수는 웨이블릿 변환에서 신호를 분해하는 기본함수로 웨이블릿 변환에서 가장 많이 사용되는 1~14차의 daubechies 함수, 1~5차의 coiflet 함수, 2~8차의 symlets 함수 들을 이용하여 삼각파 테스트에 사용하였다(Baek, 1999).

$$SNR (dB) = 10 \log_{10} \left(\frac{S_r}{S_n} \right) \quad (1)$$

SNR : 신호 대 잡음비

S_r : 삼각파 원신호의 평균 파워

S_n : 삼각파에 추가된 잡음 신호의 평균 파워

라. QRS파의 신호 분석

심전도 신호는 심장질환이 없는 23~27세의 성인 남녀 총 6명에 대해 각각 일어선 자세, 앉은 자세와 누운 자세에서 일정한 시간을 두어 충분히 피험자를 안정시킨 후, 3분간 측정하면서 실시간으로 QRS파를 검출하였다. QRS파의 검출은 각각의 좌표를 검출한 후에 심장질환의 판단 지표가 되는 QRS의 기간과 기저선부터 R파까지의 크기를 결정하였으며, 심박수를 의미하는 RR 간격을 측정하였다. 이때, 피험자의

심전도는 측정 환경에 따라 다르므로 정확한 심전도의 기준 신호와 비교하는 것이 어려워 본 연구에서는 QRS의 폭과 크기에 대한 변동계수를 이용하여 웨이블릿 잡음제거 필터의 성능을 평가하였으며, 60 Hz 노치 필터와 0.5 Hz 고역통과 필터로 구성된 유한 임펄스 필터의 결과와 비교하였다. 변동계수는 QRS의 변화량을 의미하며, 안정된 상태에서 동일한 피험자의 변동계수는 일정해야 하므로 변동계수의 크기가 작을수록 필터의 잡음제거 성능이 우수하다고 판단 할 수 있다.

3. 결과 및 고찰

가. 웨이블릿 필터의 성능평가

웨이블릿 변환을 이용한 심전도 잡음제거 필터의 개발을 위해 웨이블릿 인자를 변경하며 삼각파 테스트를 수행하였다. 웨이블릿 잡음제거 필터의 성능은 신호 대 잡음비 RMSE를 계산하여 60 Hz 노치 필터와 0.5 Hz 고역통과 필터로 구성된 유한 임펄스 필터와 비교하였다. 웨이블릿 인자에 대한 결과는 표 3과 같으며, 모함수의 경우 26가지 경우 중 결과가 비교적 우수했던 daubechies 10, coiflet 4, symlets 5의 경우만 나타내었다. 잡음이 임의로 첨가되어 신호 대 잡음비가 9.08 dB이고 RMSE가 0.203 mV인 삼각파의 잡음을 제거한 결과, 신호 대 잡음비는 유한 임펄스 필터가 7.10 dB, 웨이블릿 필터가 평균 10.08 dB로 나타났으며, RMSE는 각각 0.255 mV와 0.170 mV로 나타나 웨이블릿 필터를 사용한 경우가 더 우수한 잡음제거 성능을 보여주고 있음을 알 수 있다.

임계값 결정 방법은 동일한 모함수에 대해 hybrid 방법을 사용하는 경우가 가장 우수한 신호 대 잡음비 RMSE를 보여주고 있으며, 신호 중 상대적으로 크기가 작은 신호를 잡음으로 인식하고 제거하는 minimax 방법을 사용하면 전체적으로 낮은 잡음제거 성능을 보여주고 있어 웨이블릿 잡음제거 필터의 인자로 사용하기가 어려움을 알 수 있다. 모함수는 임계값 결정 방법에 상관없이 전체적으로 symlets 5 함수를 사용하는 경우가 가장 좋은 신호 대 잡음비 RMSE를 보이고 있으며, 특히 임계값 결정 방법으로 hybrid 방법을 사용하면 10.98 dB의 신호 대 잡음비 0.140 mV의 RMSE로 나타나 가장 우수한 잡음제거 성능을 보여주고 있다. 그러므로 본 연구에서는 임계값 결정 방법, 임계값 처리 방법과 모함수를 각각 hybrid, soft, symlets 5로 하는 웨이블릿 잡음제거 필터를 개

Table 3 Optimal factors of wavelet filter for ECG signal using triangular wave tests

(Thresholding method = soft)

Filter	Thresholding rule	Mother wavelet	SNR (dB)	RMSE (mV)
Wavelet	minimax	daubechies 10	8.97	0.190
		coiflet 4	9.01	0.187
		symlets 5	9.11	0.191
	SURE	daubechies 10	10.19	0.170
		coiflet 4	10.30	0.167
		symlets 5	10.70	0.155
	hybrid	daubechies 10	10.21	0.169
		coiflet 4	10.33	0.163
		symlets 5	10.98	0.140
	universal	daubechies 10	10.20	0.170
		coiflet 4	10.31	0.168
		symlets 5	10.65	0.158
Average			10.08	0.170

Raw signal = SNR: 9.08, RMSE: 0.203
 FIR filter = SNR: 7.10, RMSE: 0.255

발하였다.

삼각파를 심전도 신호로 가정하고 전원 잡음과 기저선 잡음을 첨가한 신호는 그림 5-(a)와 같이 시각적으로 대략적인 판단은 가능하나, 잡음의 영향으로 삼각파의 정확한 구별이 어려워 심전도 측정에 적용할 경우 QRS파의 검출이 어려운 것을 알 수 있다. 잡음이 첨가된 삼각파 신호에 대해 유한 임펄스 필터를 이용한 결과는 그림 5-(b)와 같이 전체적인 기저선 잡음은 감소하였으나, 삼각파의 정확한 기간 및 크기의 검출이 어려워 실제 심전도 측정 시 잡음제거 필터로 사용하기 어려움을 알 수 있다. 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터를 이용하여 삼각파에 첨가된 잡음을 제거한 결과, 그림 5-(c)와 같이 우수한 잡음제거 성능을 보이고 있으며, 삼각파의 정확한 기간 및 크기 등의 측정이 가능하여 실제 심전도 측정 시 효과적인 잡음제거로 QRS파의 검출이 가능할 것으로 판단된다.

나. QRS 파의 신호 분석

심전도 신호는 심전도 측정 시스템을 이용하여 심장질환이 없는 성인 남녀 총 6명에 대해 일어난 자세, 앉은 자세와 누운 자세에서 측정하였으며, 60 Hz 노치 필터와 0.5 Hz 고역 통과 필터로 구성된 유한 임펄스 필터와 본 연구에서 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터를 동시에 사용하여 심전도 신호를 측정하였다. 그림 6은 일반적인 심전도 측정 자세인 누운 자세에서 필터를 사용하지 않은 경우, 유한 임펄스 필터를 사용한 경우, 개발한 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우의 성인 남자의 심전도를 측정된 결과를 보여주고 있다. 필터를 사용하지 않고 심전도를 측정된 결과는 그림 6-(a)와 같이 전원 잡음 및 기저선 잡음의 영향으로 심전도 신호의 측정 및 QRS 파의 검출이 불가능하여 심전도 측정 시 잡음제거 필터가 필요함을 알 수 있다. 유한 임펄스 필터를 사용하여 심전도를

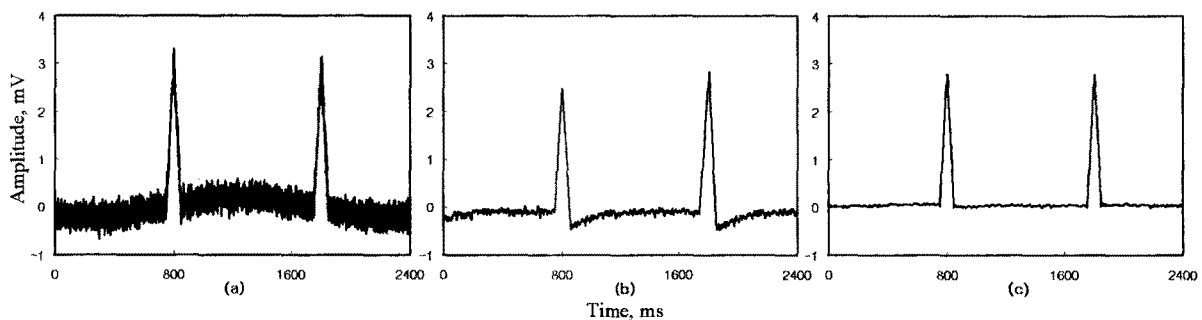


Fig. 5 Results of triangular wave tests for ECG signals.
 (a): triangular wave with noise signal, (b): with FIR filter, (c): with Wavelet filter

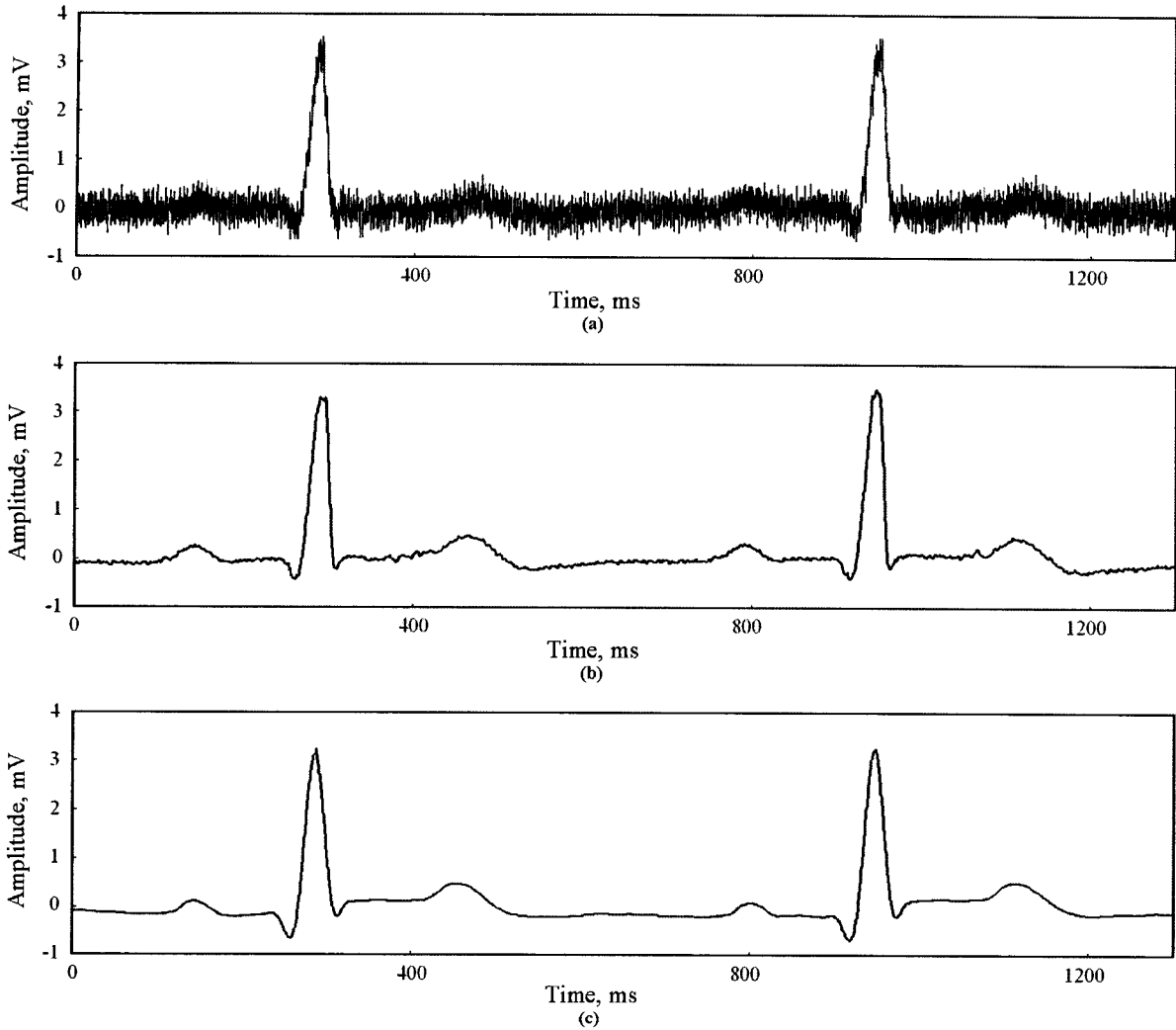


Fig. 6 Results of noise reductions for ECG signals. (a): Raw signal, (b): with FIR filter, (c): with Wavelet filter

측정한 결과는 그림 6-(b)와 같이 전체적인 잡음이 감소하여 심전도 신호의 측정은 가능하였으나 미세한 잡음 변동의 영향으로 QRS 파형의 정확한 검출이 어려움을 알 수 있다. 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터를 이용하여 심전도를 측정할 결과는 그림 6-(c)와 같이 우수한 잡음제거 성능을 보이고 있어 정확한 심전도 신호 및 QRS 파형의 검출이 가능함을 알 수 있다. QRS파의 신호는 QRS파의 기간, R과 진폭, RR과 간격을 이용하여 분석하였으며, 각각의 심전도 측정 자세에 따른 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터와 유한 임펄스 필터의 측정값과 변동계수를 비교·분석하여 잡음제거 성능을 평가하였다.

1) QRS 파형의 기간

표 4는 누운 자세, 앉은 자세, 일어선 자세에서 유한 임펄스 필터와 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용하여 QRS 기

간을 측정할 결과를 보여주고 있다. 유한 임펄스 필터를 사용한 경우 누운 자세, 앉은 자세, 일어선 자세에서 QRS 기간의 평균값은 모두 59 ms로 나타났으며, 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우 QRS 기간은 각각 65 ms, 66 ms, 65 ms로 나타나 약간의 차이를 보이고 있으며, 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우에 QRS 기간이 모두 크게 나타났다. 일반적으로 정상 성인의 QRS 기간은 60~80 ms인 것으로 보고되고 있으며(의공학교육연구회, 1998), 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용하여 측정할 결과는 정상 성인의 측정 범위에 포함되어 있음을 알 수 있다.

유한 임펄스 필터와 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터의 변동계수의 평균값은 누운 자세에서 각각 10.8%와 2.3%, 앉은 자세에서 1.5%와 2.3%, 일어선 자세에서 12.1%와 3.0%로 측정되었으며, 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우의 변동계수가 모든 피험자에서 매우 작게 나타나 상대적으로 정

Table 4 QRS durations at different measuring postures with FIR and Wavelet filter

Filter	Subject	Posture					
		Lying		Sitting		Standing	
		Mean (ms)	CV* (%)	Mean (ms)	CV (%)	Mean (ms)	CV (%)
FIR	1	58	11.2	54	10.4	59	12.8
	2	64	10.7	63	12.8	63	12.4
	3	56	10.5	53	11.6	56	11.9
	4	55	12.1	66	12.4	54	13.4
	5	60	8.9	59	10.7	61	10.2
	6	61	11.4	58	11.1	58	11.8
	Average	59	10.8	59	11.5	59	12.1
Wavelet	1	65	2.3	66	2.2	63	3.1
	2	68	2.1	70	2.1	67	2.8
	3	60	2.0	60	2.1	61	2.7
	4	63	2.4	65	2.4	62	3.4
	5	67	2.5	69	2.3	65	2.9
	6	68	2.5	68	2.7	70	3.0
	Average	65	2.3	66	2.3	65	3.0

CV: Coefficient of variation

확한 측정이 가능하였음을 알 수 있다. 일반적인 심전도 측정 자세인 누운 자세보다 앉은 자세에서 다소 큰 변동계수의 범위를 보이고 있으며, 일어서 자세에서 변동계수가 가장 높게 나타나 심전도 측정 시 일어서 자세에서 가장 큰 동잡음을 유발하고 있음을 알 수 있다. 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터는 기존에 널리 이용되었던 유한 임펄스 필터보다 모든 측정 자세에서 안정된 심전도 신호 및 QRS 기간의 검출이 가능함을

알 수 있다.

2) R파의 진폭

표 5는 유한 임펄스 필터와 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용하여 누운 자세, 앉은 자세, 일어서 자세별로 R파의 진폭을 측정된 결과를 보여주고 있다. 측정된 R파 진폭의 평균값은 누운 자세에서 모두 2.81 mV, 앉은 자세에서 각각

Table 5 Amplitudes of R-waves at different measuring postures by FIR and Wavelet filter

Filter	Subject	Posture					
		Lying		Sitting		Standing	
		Mean (mV)	CV* (%)	Mean (mV)	CV(%)	Mean (mV)	CV (%)
FIR	1	2.77	7.6	2.79	7.7	2.84	9.2
	2	2.79	8.4	2.81	8.3	2.88	9.9
	3	2.81	8.3	2.85	8.5	2.93	10.2
	4	2.99	7.9	3.01	7.8	3.04	11.5
	5	2.71	7.8	2.73	7.6	2.76	9.7
	6	2.80	9.5	2.84	9.6	2.94	10.5
	Average	2.81	8.3	2.84	8.3	2.90	10.2
Wavelet	1	2.78	2.6	2.79	2.5	2.83	3.1
	2	2.76	2.1	2.80	2.3	2.86	2.6
	3	2.83	1.9	2.85	2.0	2.90	3.2
	4	3.01	2.8	3.05	2.4	3.04	2.8
	5	2.73	2.5	2.84	2.6	2.89	2.9
	6	2.74	2.4	2.77	2.5	2.85	3.5
	Average	2.81	2.4	2.85	2.4	2.90	3.0

CV: Coefficient of variation

2.84 mV와 2.85 mV, 일어선 자세에서 모두 2.90 mV로 유사한 측정 결과를 보여주고 있어 두 종류의 필터가 모두 사용 가능함을 알 수 있다. 일반적으로 정상 성인의 R파 진폭은 2.7~3.3 mV인 것으로 보고되고 있어(의공학교육연구회, 1998), 측정된 결과가 정상 성인의 측정 범위에 포함되어 있음을 알 수 있다.

유한 임펄스 필터와 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터의 평균 변동계수는 각각 누운 자세에서 8.3%와 2.4%, 앉은 자세에서 8.3%와 2.4%, 일어선 자세에서 10.2%와 3.0%로 측정되었으며, 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우 모든 피험자에서 변동계수가 작게 나타나 상대적으로 측정정밀도가 향상되었음을 알 수 있다. 누운 자세와 앉은 자세의 변동계수가 일어선 자세의 변동계수보다 낮게 측정되어 측정 자세에 따라 동잡음이 발생하여 심전도 측정 신호의 오차가 증가되는 것으로 판단된다. R파의 진폭 측정은 두 종류의 필터가 모두 사용 가능하나, 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우 유한 임펄스 필터에 비해 모든 자세에서 변동계수가 작게 나타나 측정 정밀도가 향상되었음을 알 수 있다.

3) RR파의 간격

표 6은 RR파 간격의 측정 결과를 보여 주고 있으며, 심박수를 의미하는 RR파 간격의 평균값은 누운 자세에서 측정 시 유한 임펄스 필터가 847 ms, 웨이블릿 잡음제거 필터가 856 ms로, 앉은 자세에서 측정 시는 각각 840 ms와 841 ms로, 일어선 자세에서는 각각 846 ms와 851 ms로 측정되어 두 필터

를 사용한 경우 모두 유사한 측정 결과를 보이고 있다. 정상 성인의 평균 심박수는 분당 60~90회이며, RR파 간격은 667~1,000 ms의 범위를 나타내고 있어(의공학교육연구회, 1998) 모든 자세에서 측정된 RR파 간격은 정상 성인의 측정 범위에 포함되어 있음을 알 수 있다.

유한 임펄스 필터와 개발된 웨이블릿 잡음제거 필터의 평균 변동계수는 각각 누운 자세에서 7.3%와 2.3%, 앉은 자세에서 7.4%와 2.3%, 일어선 자세에서 8.0%와 3.0%로 나타났다. 모든 자세에서 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우의 변동계수가 작게 나타나 안정된 RR파 간격의 검출이 가능함을 알 수 있다. QRS파의 기간 및 R파 진폭의 분석 결과와 유사하게 일어선 자세의 변동계수가 가장 높게 측정되어 측정 오차가 증가한 것을 알 수 있다. 이는 피험자의 동잡음에 의하여 S파 및 Q파와 유사한 크기의 충격파 잡음(impulsive noise)이 발생하여 S파 및 Q파의 검출에 영향을 미치기 때문으로 판단된다.

4. 요약 및 결론

본 연구는 심전도 잡음제거에 적합한 웨이블릿 잡음제거 필터를 선정하고 심전도 계측 시스템을 개발하여 실시간 심전도 측정 및 심장질환의 지표가 되는 QRS파의 신호를 분석하기 위해 수행되었으며, 주요 연구 결과를 요약하면 다음과 같다.

Table 6 RR-waves intervals at different measuring postures by FIR and Wavelet filter

Filter	Subject	Posture					
		Lying		Sitting		Standing	
		Mean (ms)	CV (%)	Mean (ms)	CV (%)	Mean (ms)	CV (%)
FIR	1	745	6.8	741	6.8	746	7.5
	2	961	6.4	952	6.6	965	7.1
	3	855	7.8	845	7.9	848	8.5
	4	764	8.4	761	8.4	762	9.1
	5	913	7.3	908	7.5	915	8.2
	6	844	7.1	833	7.2	840	7.8
	Average	847	7.3	840	7.4	846	8.0
Wavelet	1	769	1.9	754	2.2	775	2.6
	2	963	2.4	943	2.6	966	3.1
	3	856	2.1	844	2.1	859	2.5
	4	784	2.4	765	1.9	764	3.7
	5	914	2.4	899	2.4	896	3.4
	6	850	2.3	842	2.5	846	2.9
	Average	856	2.3	841	2.3	851	3.0

CV: Coefficient of variation

- (1) 웨이블릿 변환을 이용한 심전도 잡음제거 필터의 개발을 위해 soft 임계값 처리 방법에 대해 임계값 결정 방법 4수준, 모함수 26수준을 각각 변화시키면서 모두 104번의 삼각파 테스트를 수행하였다. 신호 대 잡음비 9.08 dB, RMSE가 0.203 mV인 삼각파 신호를 이용하여 신호를 처리한 결과, 임계값 결정은 hybrid 방법, 임계값 처리는 soft 방법, 모함수는 symlets 5를 사용하는 경우의 신호 대 잡음비 RMSE는 각각 10.98 dB와 0.140 mV로 나타나 가장 우수한 잡음제거 성능을 보여주었다.
- (2) 심전도 측정시스템은 심장의 박동에 따른 심전도 신호를 심전도 전극으로부터 입력받는 자료수집부, 입력된 심전도 신호의 잡음제거를 위한 신호처리부, 측정된 심전도를 실시간으로 검출 및 분석하기 위한 제어부로 구성하였으며, 심전도 신호의 QRS파 검출은 입력신호의 미분을 이용하는 zerocrossing 방법으로 일정 기준치 이상의 피크점을 R파로, R파의 좌우 100 ms 이내에서 밸리점을 Q파와 S파로 검출하였다.
- (3) 심전도 신호는 심전도 측정시스템을 이용하여 심장질환이 없는 성인 남녀 총 6명에 대해 누운 자세, 앉은 자세와 일어선 자세에서 측정하였으며, 본 연구에서 개발한 웨이블릿 잡음제거 필터의 성능은 60 Hz 노치 필터와 0.5 Hz 고역통과 필터로 구성된 유한 임펄스 필터와 비교하여 평가하였다. 유한 임펄스 필터를 사용한 경우와 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우 QRS파 기간은 다소 차이가 있게 나타났으나, R파 진폭과 RR 간격은 유사한 측정 결과를 보여 주었다. 이는 피험자의 동잡음에 의하여 S파 및 Q파와 유사한 크기의 충격파 잡음이 발생하여 S파 및 Q파의 검출에 영향을 미치는 것으로 판단된다. 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용하여 심전도 신호를 측정할 결과 QRS파 기간, R파 진폭, RR 간격은 모두 정상 성인의 범위에 포함되어 있으며, 누운 자세, 앉은 자세, 일어선 자세에서도 심전도 신호의 측정이 가능한 것으로 판단된다. 변동계수는 웨이블릿 잡음제거 필터를 사용한 경우가 유한 임펄스 필터를 사용한 경우보다 낮게 나타나 모든 자세에서 측정 정밀도가 향상되었음을 알 수 있다. 일어선 자세의 변동계수가 가장 높게 측정되었으며, 이는 심전도 측정 시 피험자의 움직임 등으로 인한 동잡음이 발생했기 때문으로 판단된다.

참고문헌

1. American Heart Association, AHA. 2007. Homepage: www.americanheart.org.
2. Bae, G. S. 2005. ECG Baseline Wander Rejection Use Improved Morphological Filter. Yeonsei University Master thesis. (In Korean)
3. Baek, U. J. 1999. Comparison of Various De-noising Algorithms Using Wavelet Transformation. Chungnam National University Master thesis. (In Korean)
4. Bailey, J. J. 2004. The triangular wave test for electrocardiographic devices: A historical perspective. *Journal of Electrocardiology* 37:71-73.
5. Friesen, G., T. C. Jannett, M. A. Jadallah, S. L. Yates, S. R. Quint and H. T. Nagle. 1990. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37(1):85-98.
6. Iravanian, S. and L. Thung. 2002. A novel algorithm for cardiac biosignal filtering based on filtered residue method. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 49(11):1310-1317.
7. Ji, J. C. 2005. The Study on FPGA Based Real-time ECG Digital Filter Using System Denerator. Yeonsei University Master thesis. (In Korean)
8. Ji, S. G. 2001. A Study on Diagnosis Algorithm of Atrial Arrhythmia Based-on Real Time P-wave Detection. Hongik University Master thesis. (In Korean)
9. Sahambi, J. S., S. Tandon and R. K. P. Bhatt. 1998. Wavelet based ST-segment analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing* 36(9):568-572.
10. Shin, M. S. 2000. Development of De-noising Algorithm for Measurement of ST-segment in the Stress ECG. Yeonsei University Master thesis. (In Korean)
11. Singh, B. N. and A. K. Tiwari. 2006. Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising. *Digital Signal Processing* 16(3):275-287.
12. Yeh, Y. C. and W. J. Wang. 2008. QRS complexes detection for ECG signal: The difference operation method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 91(3):245-254.
13. 김대경. 2001. 웨이블릿 이론과 응용. 아카넷. 서울.
14. 의공학교육연구회. 1998. 의용계측공학. 여문각. 서울.
15. 이상세, 고석남, 임승관, 정호춘, 진달복, 이문영, 박병림. 2000. 심전도 파형 분석 프로그램 개발. *원광생체공학회지* 4(1):1-8.