

24시간 건강 모니터링 시스템을 위한 심전도 신호의 순시 대역폭 추정 및 잡음 제거

송민*, 최진명, 이희영

전남대학교 전자공학과

전화 : 062-530-1751, FAX: 062-530-1759

Estimation of Instantaneous Bandwidth and Noise Rejection of ECG signals for 24-hours Continuous Health Monitoring System

Min Song, Jin Myoung Choe, Heyoung Lee

Department of Electronics Engineering, Chonnam National University

E-mail : u0020641@chonnam.ac.kr, jmspirit@moiza.chonnam.ac.kr, leehy@chonnam.ac.kr

Abstract

For the diagnosis of arrhythmia in the heart system, the QRS complex of ECG signals is used in many cases. The rejection of the noise in ECG signals is important to acquisition of exact QRS complex. This paper presents some experimental results about instantaneous bandwidth estimation and noise rejection of ECG signals with the purpose of rejection of the 60 Hz power noise and the motion artifacts such as EMG signals and contact noise. ECG signals corrupted by noise are cleaned by using the variable bandwidth filter. For the filtering of ECG signals with noise, the instantaneous bandwidth of the signals is estimated by analysis of time-frequency representation of ECG signal.

I. 서론

최근 생활 수준의 향상에 따라 인간의 건강과 복지에 대한 관심이 고조되고 있다. 이러한 욕구에 부응하여 연속 24시간 건강 모니터링 시스템이 개발되고 있다. 개발되는 건강 모니터링 시스템에서는 심전도, 근전도, 뇌파, 혈압, 체온, 호흡 등의 Physical 정보와 걸음걸이 패턴, 신체의 자세, 신체의 움직임과 같은 행위

정보와 얼굴 표정, 목소리와 같은 감정정보 등을 측정한다. 그림 1은 여러 가지 측정된 생체신호로부터 신체의 이상상태를 찾아내고 예측하는 관계를 나타낸다.

심전도는 부정맥과 같은 심장질환을 검사할 때 사용되며, 여러 가지 생체 신호 중 기본으로 측정해야 하는 신호이다. 생체 신호는 매우 미세하고 여러 가지 잡음을 내포하고 있으며, 대역폭이 시간에 따라 변하는 특징이 있다. 잡음의 종류에는 60Hz 전원 잡음과 RF 잡음, 근전도, 뇌파 등에 의한 생체 잡음, 전극의 접촉 불량에 의한 잡음, 리드 선에 의한 유도 잡음 등이 있다.

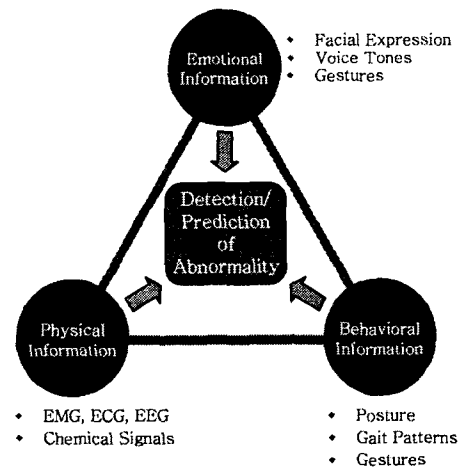


그림 1. Prediction of abnormality

건강 상태나 질병을 정확히 진단하고 예측하기 위해서는 장시간 신체의 상태를 관찰하여야 한다. 예를 들어 심장마비의 경우 일상 생활 중에 발생하는 경우가 많으며 이를 감지하고 예측하기 위해서는 사용하기 편리한 소형의 장치를 채택하여 신체 상태를 연속적으로 모니터링 해야 한다. 정확한 생체신호의 측정을 위해서는 피 측정자가 인식하지 않는 상태에서 측정해야 하며 24시간 연속 건강 모니터링 시스템과 같은 휴대용 측정장치는 일상생활에서 사용되므로 측정되는 신호에는 신체의 움직임에 의한 근전도 신호와 전극의 접촉불량 등과 같은 잡음이 많이 섞이게 된다.

RF 잡음, 전극의 접촉 불량에 의한 잡음, 근전도/뇌파 잡음, 60Hz 잡음 등의 대역폭은 심전도 신호의 대역폭과 겹쳐진다. 이와 같은 잡음 중에서 고주파 성분은 LTI (linear time-invariant) 필터에 의해 제거될 수 있다. 그러나 심전도 신호의 대역 내의 잡음은 LTI 필터에 의해 제거되지 않는다. 본 연구에서는 선형 시변 가변 대역폭 필터를 사용하여 심전도 신호의 대역폭 내에 있는 잡음제거에 대하여 논하였다. 심전도 신호의 시간-주파수(time-frequency) 해석을 통해 시간-주파수 영역(domain)에서 심전도 신호의 순시 대역폭(instantaneous bandwidth)을 추정하 가변 대역폭 필터의 가변 차단 주파수로 사용하였다. 제 2장에서는 심전도 신호의 발생 원리와 특징에 대해서 설명하고, 제 3장에서는 심전도 신호의 시간-주파수 해석에 관하여 설명하며, 제 4장에서는 시간-주파수 영역에서 심전도의 순시 대역폭 추정과 잡음 제거 실험 및 결과에 대해서 설명한다. 그리고 제 5장에서는 결론을 맺는다.

II. 심전도 신호의 발생 원리와 특징

1. 심전도 신호의 발생 원리

심장은 90% 이상이 근육 성분이고, 나머지가 동결절, 결절간 심방경로, 방실결절, His속, 각, Purkinje 섬유 등의 자극전도계로 구성되어 있다. 자극전도계는 전기자극을 형성하며 심근에 전달하므로 심장은 체계적이고 효과적으로 박동하며, 심장이 박동 할 때마다 전신에 퍼지는 약한 전위를 발생시킨다. 세포내의 전위의 변화는 세포내 전압이 증가하여 근육세포가 흥분하는 탈분극과 흥분되었던 근육조직이 안정상태로 회복되는 재분극을 반복하면서 나타난다. 심방의 탈분극(P파), 심실의 탈분극(QRS군), 심실의 재분극(T파) 등으로 그림 2와 같은 심전도 파형이 나타난다. 그림 2는 심전도 파형과 특징 및 본 연구에서 사용한 표준 유도 측정법을 나타낸다 [6].

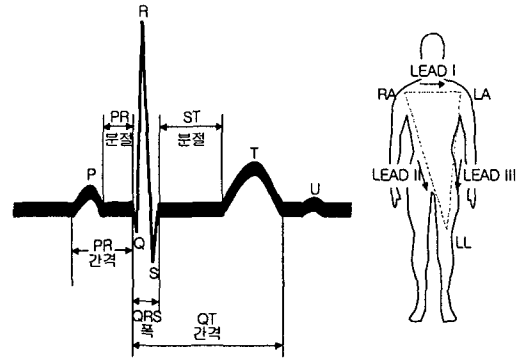


그림 2. 심전도의 파형 및 간격과 아인토벤 삼각형(Einthoven triangle)

2. 심전도 신호의 특징

심전도 신호의 대역폭은 0~150Hz 정도이다. 심전도는 파형의 진폭이 수 mV 정도의 미약한 생체신호로서, 여러 가지 잡음을 포함하고 있어 해석하는 데 어려움이 있다. 특히 휴대용 측정 시스템은 피 측정자의 움직임에 의한 근전도나 전극의 접촉불량 등에 의한 잡음이 심하다.

심전도 신호의 해석에는 다음과 같은 몇 가지 단계가 있다. 인체로부터의 생체신호 획득, 잡음 제거, 기준점 설정(QRS 군 감지), 특징점 추출, 병에 따른 패턴 분류, 진단의 단계로 나눌 수 있다. 이 중 특징점이란 그림 2에서와 같이 P, Q, R, S, T, U, PR 간격과 분절, ST 분절, QRS 폭, QT 간격 등이 있다[1-4]. 표 1은 심장질환을 진단하기 위해 사용되는 주요 파라미터를 보여준다. 그리고 그림 3은 심장질환의 대부분을 차지하는 부정맥의 진단시 주로 사용되는 QRS군의 종류를 나타낸다. QRS 군은 탈분극기 동안 심실의 이상 상태를 반영한다. QRS 군의 R-point가 검출되면 R-R 간격을 계산해서 심박동수를 알 수 있고, P 파, T 파를 찾을 수 있고, ST 분절 등을 계산할 수 있다.

표 1. 주요 심장질환의 진단 파라미터

심장 질환	진단 파라미터
Myocardial Infarction (심근경색)	Q wave, ST segment, T wave, ...
Myocardial Ischemia (심근허혈)	ST segment, Height of R wave, ...
Arrhythmia (부정맥)	QRS complex, ...

그러나 획득된 생체신호에는 근전도나 뇌파, 호흡, 60Hz의 전원 잡음, RF 잡음, 전극의 접촉 불량 잡음, 리드선의 유도잡음과 같은 여러 가지 잡음이 섞여있어

특징 추출과 이에 따른 진단에 어려움이 있다. 그러므로 정확한 특징 추출과 진단을 위해서는 잡음 제거가 필요하다.

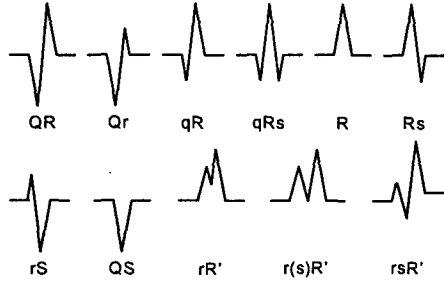


그림 3. QRS 군

III. 심전도 신호의 시간-주파수 해석

잡음에 의해 심하게 오염된 신호는 시간영역이나 주파수 영역에서 원 신호에 대한 정보를 추출하기가 매우 어려우나 시간-주파수 영역에서 관찰하면 신호에 대한 여러 가지 정보를 추출할 수 있다. 예를 들면, 잡음에 심하게 오염된 비선형 Chirp 신호의 경우 시간영역이나 주파수 영역에서는 관찰할 수 없으나 시간-주파수 영역에서 관찰해보면 아치형태로 가로지르는 비선형 Chirp 신호를 쉽게 찾을 수 있다. 잡음에 의한 에너지는 시간-주파수 영역에서 전체적으로 퍼지는 반면에, 신호에 의한 에너지는 순시 주파수 (instantaneous frequency)를 따라 순시 대역폭 (instantaneous bandwidth) 내에 집중된다[5].

신호의 순시 주파수, 순시대역폭을 비교적 잘 나타내는 스펙트로그램(spectrogram)과 같은 시간-주파수 표현(representation)에서 1D 시간 신호와 변형된 2D 시간-주파수 표현 사이에는 가역성의 관계가 성립하지 않는다[7]. 일반적으로 잡음을 제거하기 위하여 시간-주파수 표현에서 수정된 신호를 시간영역으로 복구할 경우 허수 부분이 나타나므로 복구가 보장되지 않는다[7]. Short-time Fourier Transform은 식 (1)과 같다.

$$STFT(t, \omega) = \int s(\tau) r^*(\tau - t) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (1)$$

여기서, $s(t)$ 는 신호이고 $r(t)$ 는 윈도우를 나타낸다. 그림 5는 그림 4의 심전도 신호의 스펙트로그램을 데시벨로 나타낸 그림이다. 랜덤 잡음은 시간-주파수의 전 영역으로 퍼지며 전원 잡음은 60 Hz 근처에서 전 시간 영역에 걸쳐 집중됨을 알 수 있다. 그림 5에서 심전도 신호는 가변 대역폭을 갖는 준 주기 신호임을 알 수 있다.

IV. 시간-주파수 영역에서 심전도의 순시 대역폭 추정과 잡음 제거

심전도 신호의 순시 대역폭을 그림 5와 같이 추정하였다. 시변 대역폭을 갖는 필터(variable bandwidth filter: VBF)[5]를 사용하여 잡음을 제거한 결과가 그림 6과 같았다. 그림 7과 그림 8은 각각 LTI 필터와 Wavelet 변환을 사용하여 잡음이 제거된 신호를 나타낸다. Wavelet Transform은 sym8 알고리즘을 사용하였고, Stein's Unbiased Risk 원리에 의한 soft threshold를 사용하였다. 그림 9와 그림 10은 VBF를 이용해 잡음이 제거된 심전도 신호와 진단 파라미터를 표시한 것이다. 그림 11은 각각 LTI 필터와 VB 필터를 이용해 잡음이 제거된 심전도 신호의 Fourier Transform spectrum이다. VBF를 사용할 경우 심전도 신호 대역폭 내의 잡음이 제거됨을 알 수 있다.

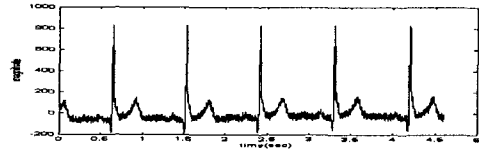


그림 4. Noisy ECG signal

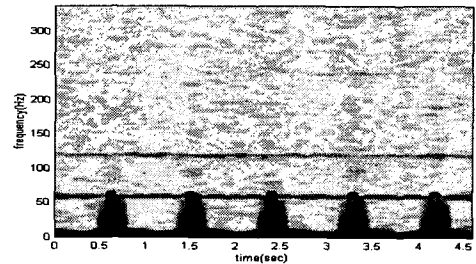


그림 5. Time-frequency representation of ECG signal and instantaneous bandwidth

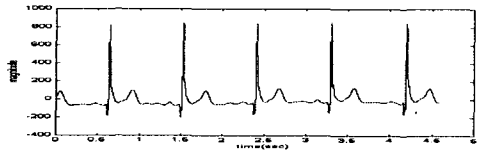


그림 6. Recovered signal using VB filter

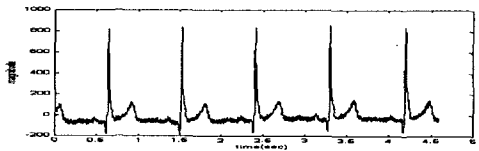


그림 7. Recovered signal using LTI filter

V. 결론 및 향후 연구

기존에 쓰이던 LTI 필터의 경우 차단 주파수를 기준으로 잡음을 제거하지만 본 논문에서 제안한 VB 필터는 순시 대역폭을 갖는 심전도 신호에 대해 필터의 대역폭이 시간에 따라 변하면서 잡음을 제거한다. Wavelet 변환을 이용한 잡음 제거는 심전도 신호를 시간 영역으로 복구했을 때, 심장질환의 중요 진단 파라미터로 쓰이는 QRS 군에 대한 정보가 상당 부분 손실됨을 알 수 있다. 심장질환의 정확한 진단과 예측을 위해서는 정확한 진단 파라미터를 추출하여야 한다. 특히, 24시간 건강 모니터링 시스템과 같이 일상생활에서 편리하게 사용할 수 있는 휴대용 측정 장치 등은 더 많은 잡음에 노출되어있기 때문에 측정된 생체 신호에 대한 잡음 제거는 필수적이다. 또한 측정된 심전도 신호의 최적 순시 대역폭을 구하는 알고리즘 개발이 필요하다. VBF는 심전도 신호 뿐 아니라 근전도 신호나 뇌파와 같은 생체 신호의 잡음 제거에도 사용할 수 있으며 특히 EEG 신호의 각 신호 성분을 추출하는 데 유용할 것으로 판단된다.

참고문헌

- [1] Alfred Link, Peter Endt, Michael Oeff, Lutz Trahms, "Variability of the QRS Signal in High-Resolution Electrocardiograms and Magnetocardiograms," IEEE trans. Biomed. Eng., vol.48, pp. 133-142, Feb. 2001
- [2] Lander, P. Gomis, R. Goyal, E.J. Berbari, P. Caminal, R. Lazzara, and J.S. Steinberg, "Analysis of abnormal intrre-QRS potentials," Circulation, vol. 95, no. 6, pp. 1386-1393, Mar. 18, 1997
- [3] 이순혁, 윤형로, "실시간 ECG 분석을 위한 QRS 검출에 관한 연구," 의공학회지, 제 16권, 제 1호, pp. 49-55, 1995
- [4] Qiuzhen Xue, Willis J. Tompkins, "Neural network based adaptive matched filtering for QRS detection," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 39, no. 4, pp. 317-329, Apr. 1992
- [5] Heyung Lee and Zeungnam Bien, "Reconstruction of signals with known instantaneous frequency using linear time-varying filter", Electronics Letters, vol. 34, no. 24, pp. 2313-2313, Nov. 1998
- [6] 최윤식, 임상심전도학, 서울대학교출판부, 2000
- [7] Shie Qian, Dapang Chen, Joint Time-Frequency Analysis, Prentice Hall, 1996

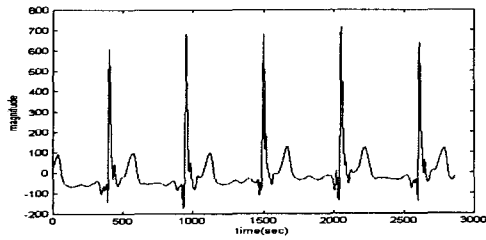


그림 8. Recovered signal using Wavelet Transform

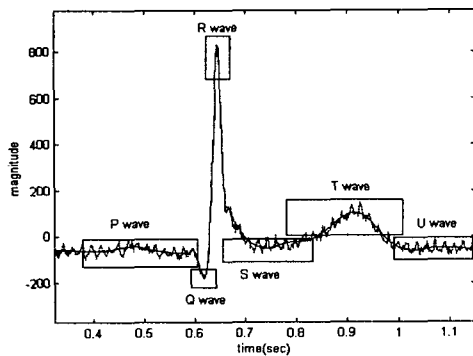


그림 9. Feature assignment of recovered ECG signal using VB filter

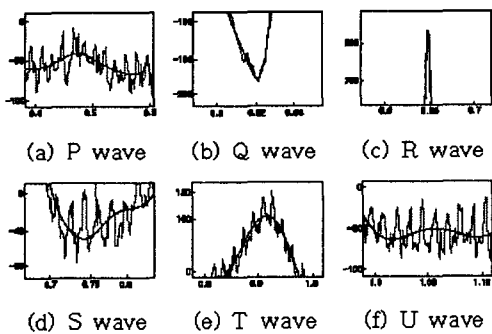


그림 10. Features of ECG signal

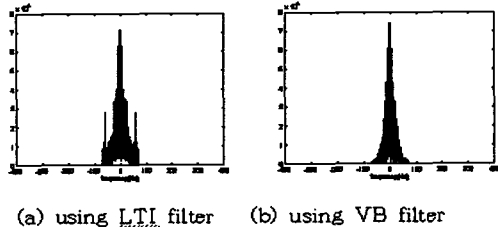


그림 11. Fourier Transforms of recovered signal