

Wavelet Transform을 이용한 P파 검출에 관한 연구

장 원 석, 윤 영 로, 윤 형 로
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

P-wave Detection Using Wavelet Transform

W. S. Jang, Y. R. Yoon, H. R. Yoon

Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University

ABSTRACT

The purpose of this paper is to improve the P-wave detection capacity using wavelet transform. The first procedure is to remove baseline drift using the median filter. The second procedure is to cancel ECG's QRS-T complex with ECG's QRS-T complex templete to get P-wave candidate. Before we cancelled out the QRS-T complex, we estimated the best matching between templete and QRS-T complex to minimize the error. Then, Harr wavelet was used to eliminate the high frequency noise of ECG wave form cancelled the QRS-T complex. Finally, P-wave was discriminated and confirmed by threshold value. By using this method, We can got the around 95.1% P-wave detection.

서론

기존의 P파 검출 방법은 크게 두가지로 분류할 수 있다. 첫번째, 미분 파형의 성질을 이용하는 방법[1], 파형의 주파수 성분을 분석하는 방법[2], 파형의 변화량을 조사하는 방법[3], 다채널의 파형 크기를 추적하는 방법[4]으로 P파를 검출하는 것이다. 이 방법들은 P파의 위치를 QRS complex 이전의 일정 구간으로 추정하기 때문에 AV block과 같은 전도 이상이나 심방성 부정맥의 경우에는 검출 정확도가 낮다. 둘째는 P 파가 QRS-T complex와 중첩되는 경우를 고려한 P파 검출방법으로써 QRS-T complex 소거 방법[5]이 있다. 본 논문에서는 심전도 분석시 P파 검출률 향상을 위해 전도 이상시의 정확성 향상에 주안점을 두고 우선 기존의 특징점 검출 방법과 QRS-T complex 소거 방법을 사용하여 P파의 원형을 일차적으로 검출하였다. 그 후 저주파 성분과 고주파 성분을 쉽게 분리할 수 있는 웨이브렛 변환(Wavelet transform)을 이용하여 P파를 검출한다.

WAVELET TRANSFORM

신호 $f(x)$ 의 웨이브렛 변환은 다음과 같이 정의된다.

$$W_s f(x) = f(x) * \psi_s(x) = \frac{1}{s} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \psi\left(\frac{x-t}{s}\right) dx, \quad (1)$$

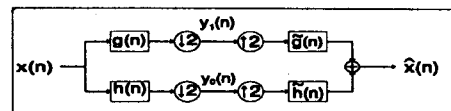
s 는 스케일링(scaling) 요소이다. $\psi_s(x) = \frac{1}{s} \psi\left(\frac{x}{s}\right)$ 는 스케일 요소 s 에 의해 기저 웨이브렛 $\psi(x)$ 을 확장(dilation)한 것이다. 주파수 대역을 2로 분할하는 Dyadic 웨이브렛은, $s = 2^j$, ($j \in \mathbb{Z}$)인 경우로써 $\psi(x)$ 를 확장(dilation)과 천이(translation)에 의해 얻어지는 함수로써 다음과 같다.

$$\psi_{j,k}(x) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}x - k) \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (2)$$

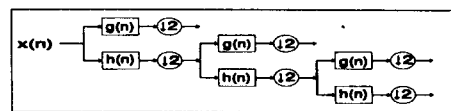
k 는 천이(translation)요소이며 j 는 스케일링(scaling) 요소이다. 따라서 웨이브렛 변환은 다음과 같다.

$$W_{j,k} f(x) = 2^{-j/2} \int f(x) \psi^*(2^{-j}x - k) dx \quad (3)$$

웨이브렛 변환은 간단한 필터들로 구현되고 $h(n)$ 은 저역통과 필터 기능을 나타내고 $g(n)$ 은 고역통과 필터 기능을 수행한다. $h(n)$ 과 $g(n)$ 을 이용하여 웨이브렛을 구현한 것을 그림 1(a)에 나타내었다.



(a)



(b)

그림 1. 웨이브렛 변환

(a) 일반적인 웨이브렛 변환

(b) 저주파 영역에 대한 반복 웨이브렛 변환

Fig. 1. Wavelet Transform

(a) General wavelet transform

(b) Iterated wavelet transform for low-frequency region.

그림 1(b)에서 알 수 있듯이 본 논문에서는 고주파 대역은 그대로 두고 저주파 대역에 대해 같은 필터 구조를 반복하는 즉, 반복 필터 뱅크(iterated filter's bank)를 구성한다. 저주파 대역에 대하여 계속 반복적인 분해를 하므로 저주파 대역의 폭을 반감시킨다.

P파 특성

P파는 심장의 SA node에서의 자극이 AV node가

지 도달하는 동안의 전위차 변화가 심전도에 나타나 는 것으로 정상적인 심전도에 있어 QRS파의 앞쪽에 존재하게 된다.

1. P morphology

정상인 파형에서는 크고 뾰족한 QRS파 앞에서 작고 등글게 나타나는 것을 P파라고 한다.

- 1) P파의 형태는 보통 부드럽고 V₁ 리드를 제외하면 모두 위 또는 아래로 솟아있다.
- 2) P파의 폭은 보통 0.12sec보다 작다.
- 3) P파의 크기는 보통 모든 lead에 걸쳐 0.25mV를 넘지 않는다.

2. 본 논문에 사용된 심장 질환과 P 파

- 1) APBs(atrial premature beats) : P파는 심방에서 발생하는 임펄스에 의하여 발생되는데, 원래 나타나야 할 시간보다 이르게 나타난다. 그래서 정상인 P파 위치보다 앞선 P'파가 나타난다.
- 2) JPBs(junctional premature beats) : 임펄스가 AV node에서 시작되어 P파는 앞의 QRS나 다음에 따르는 QRS에 나타날 수도 있고 나타나지 않을 수도 있다.
- 3) VPBs(ventricular premature beats) : QRS complex가 원래 나타나야 할 때보다 빨리 나타나는 경우로 임펄스가 심실에서 시작되고 넓은 QRS complex가 특징이다. P파는 T파와 중첩되거나 T파의 꼭대기에 나타나게 된다.
- 4) AV dissociation : 심방과 심실사이의 전도상태가 분리되어 나타나는 P파가 QRS complex에 숨을 수도 있고 앞이나 뒤에서 나타날 수도 있다.
- 5) 2:1 conduction : AV block 중에서 2도 AV block의 경우로써 PR 간격이 점점 길어지다가 전도가 실패된다. P파를 기준으로 하나씩 건너 AV block이 발생하며 AV block은 1도 AV block, 2도 AV block, 3도 AV block으로 나뉘어진다.

웨이브렛을 이용한 P파 검출 알고리즘

본 논문의 P파 검출 알고리즘은 그림 2와 같이 median 필터를 이용하여 기저선을 제거한 다음 템플리트를 이용하여 QRS-T complex를 제거하는 전처리 과정을 거친후 웨이브렛을 이용하여 QRS-T complex가 소거된 파형을 반복 필터 뱅크를 4번 적용한 후 임계값을 이용하여 P파를 검출한다.

1. 전처리 과정

전처리 과정으로 심전도 신호의 기저선 변동을 제거하였으며 P파 검출을 용이하게 하기 위하여 QRS-T complex를 소거하였다.

1) 기저선 변동의 제거

심전도에서의 기저선 변동은 특징점 추출에 많은 영향을 주기 때문에 가능한 완전한 제거가 필요하다. 본 논문에서는 그림 3과 같이 QRS-T complex 소거 방법을 이용하는데 QRS-T complex 소거시 에러를 최소화하기 위하여 기저선의 변동의 제거가 필요하

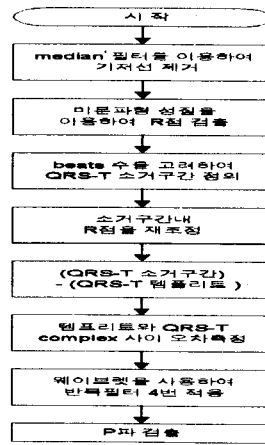


그림 2. P파 검출과정
Fig. 2. P-wave detection procedure

였다. 그래서 고주파 잡음을 제거하는데 사용되어 온 median 필터를 이용하여 median 필터 처리한 신호를 원래 신호로부터 빼주는 방법으로 기저선의 변동을 제거하였다. 이 필터의 데이터 창은 약 0.4초의 길이에 해당한다.

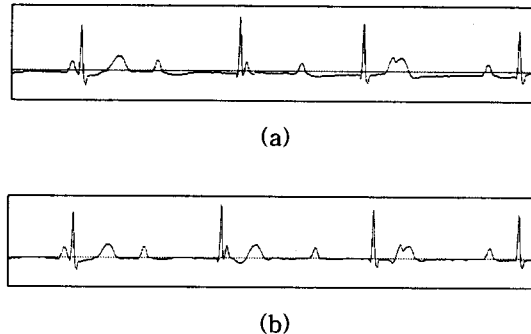


그림 3. ECG의 기저선 변동 제거
(a) Median 필터에 의해 기저선 제거 전 파형
(b) Median 필터에 의해 기저선 제거 후 파형
Fig. 3. ECG's baseline drift removement
(a) Signal before baseline drift cancellation
(b) Signal after baseline drift cancellation

2) QRS-T complex의 검출 및 제거

본 논문에서는 QRS-T complex에 숨은 P 파를 검출하는데 관심을 둔다. 그래서 QRS-T complex를 소거하는 방법을 사용한다. 소거 구간을 정하기 위하여 먼저 특징점을 추출하였다. 추출방법은 미분 파형의 영점 교차점을 이용하였다[6]. 대상 파형과 템플리트의 QRS-T complex를 구하기 위하여 미분 파형의 영점 교차점을 이용하여 특징점 R점을 구한 후 이 R점을 기준으로 하여 정상인의 QRS폭의 1/2인점을 QRS-T의 시작점으로 하고 또한 T파의 끝점은 정상인의 QT 구간 길이를 기준으로 비트(beat)수를 고려하여 다시 T파의 끝점을 구하였다. 이렇게 템플리트의 소거 구간을 구한 후 정해진 구간 내에서 최고점을 다시 R점으로 정하고 Q파의 시작점과 T파의 끝점을 위의 방법으로 구하였다. 그 다음 템플리트를 이용하여 QRS-T complex를 그림 4와 같이 소거

하는데, 각 비트에서의 QRS-T complex로부터 템플릿 소거시 오차를 최소로 하기위해 R점 주위로 템플릿과 QRS-T complex의 LEAST MEAN SQUARE(LMS) 오차가 최소가 되도록 소거구간에서 템플릿을 QRS-T complex에 맞춘다.

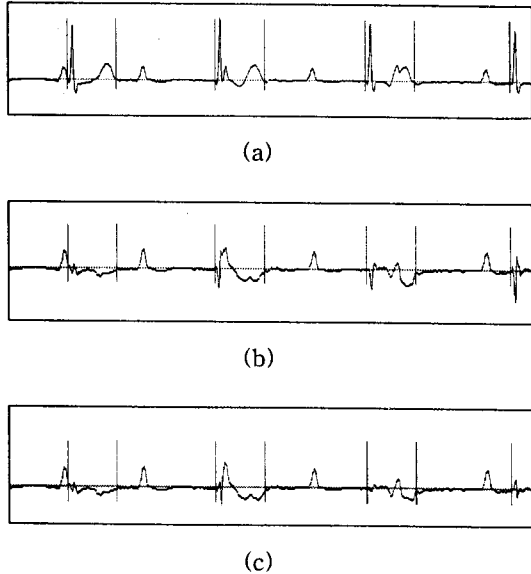


그림 4. QRS-T complex 소거
 (a) QRS-T complex 소거전 파형
 (b) 최대값인 R점에 맞춘 QRS-T complex 소거
 (c) LMSE에 의한 QRS-T complex 소거
 Fig. 4. QRS-T complex cancellation
 (a) Signal before QRS-T cancellation
 (b) QRS-T complex cancellation by matching R-point
 (c) QRS-T complex with LMSE

2. Harr 웨이브렛을 이용한 P파 검출

템플릿을 이용하여 심전도 데이터로부터 QRS-T complex를 소거한 후 Harr 웨이브렛을 이용하여 신호대 잡음비가 작은 P파의 잡음은 제거하면서 저주파인 P파를 강조하였다. 반복 필터 뱅크(iterated filter bank)를 사용하여 P파가 주로 분포하는 주파수 대역까지 웨이브렛 변환을 하여 고주파 잡음은 제거하고 P파는 강조한다.

Harr 웨이브렛은 다음과 정의한다. 먼저 Harr 웨이브렛의 머더(mother) 웨이브렛은 다음과 같다.

$$\varphi(t) = 1 \quad 0 \leq t < 1 \quad (4)$$

2-스케일(scale) 특성은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\varphi_0(t) = \varphi(t) = \varphi(2t) + \varphi(2t-1) \quad (5)$$

$\varphi_0(t)$ 는 스케일링 함수이며 저역통과 필터의 계수는 $h_0(n) = [1 \ 1]$ 이다.

웨이브렛 함수 $\psi_0(t)$ 는 아래식 (6)이며 위식 (5)의 스케일링 함수 $\varphi_0(t)$ 로부터 유도된다. Harr 웨이브렛은 다음과 같다.

$$\psi_0(t) = \varphi(2t) - \varphi(2t-1) \quad (6)$$

$$\psi_0(t) = \begin{cases} 1 & 0 < t \leq \frac{1}{2}, \\ -1 & \frac{1}{2} < t \leq 1 \end{cases} \quad (7)$$

Harr 웨이브렛은 기저함수(basis function) $\psi(t)$ 로부터 천이(translation)와 확장(dilation)에 의해 얻어진 정규직교 웨이브렛이며 다음 식으로 표현된다.

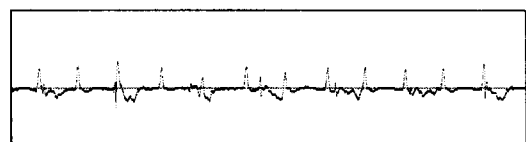
$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m/2}t - n) \quad m, n \in Z, \quad (8)$$

Z는 정수이며, $L^2(R)$ 에 대해서 정규직교 웨이브렛 기저함수의 집합이다. 고역통과 필터의 계수는 식 (6)로부터 유도될 수 있다. 따라서 필터 계수는 $h_1(n) = [1 \ -1]$ 이다.

실험 결과 및 고찰

본 논문의 실험은 IBM PC의 Borland C 환경하에서 구현되었고, 실험에 사용된 데이터는 Marquette사의 "MAC-15"로부터 1991년부터 1996년 6월 사이에 원주기독병원의 환자 데이터를 사용하였다. 이 데이터는 250 samples/second로 10초간 측정되었고 12채널의 리듬과 10초간 측정된 각 채널의 대표 템플릿 구성되어 있다. 본 논문에서 사용한 심전도는 정상 파형을 포함한 Sinus rhythm과 2:1 conduction, AV-dissociation, premature beats인 APBs, JPBs, VPBs로서 P파가 QRS-T complex와 중첩되어 있는 경우에 대하여 실험을 하였다.

그림 5는 QRS-T complex가 소거된 다음 Harr 웨이브렛을 이용하여 P파를 검출하는 과정이다. ECG의 P파는 10Hz 이하의 저주파 신호이다. 따라서 웨이브렛의 특성인 반복 필터 뱅크(iterated filter bank)를 이용하였다. (a)는 본 논문에서 제안한 방법으로 QRS-T complex가 소거된 파형이다. (b)는 (a)를 반복 필터 뱅크를 4번 반복한 결과이다. (b)에서 반복 필터 뱅크를 1번 적용했을 때 저주파 대역과 고주파 대역을 각각 LP1과 HP1이라고 구분하였고 LP1은 다시 반복 필터 뱅크를 적용하여 LP2과 HP2로 분리되며 LP2는 다시 반복 필터 뱅크에 LP3와 HP3로 분리된다. 마지막으로 LP3을 반복 필터 뱅크에 의해 LP4와 HP4로 분리된다. 따라서 반복단계마다 필터 뱅크에 의해 저주파 대역과 고주파 대역으로 나뉘어짐을 알 수 있다. (c)는 (b)의 LP4와 HP4로서 본 알고리즘에서는 LP4에서 P파 검출을 수행하였다. LP4에서 알수 있듯이 고주파 잡음이 제거되면서 P파가 강조된 것을 볼 수 있다. 따라서 LP4영역에서 강조된 파형에 실험적으로 얻은 임계값 90을 적용하여 P파를 검출하였다. 반복 필터 뱅크과정을 4번 취하였기 때문에 (b)에서 P파라고 결정된 위치에 2^4 을 곱하면 대상 파형에서의 P파가 검출될 수 있으며 검출된 P파 결과가 (d)이다. (d)는 그림 5에서 예로 든 데이터 결과 파형의 1/2만 나타내었다.



(a)

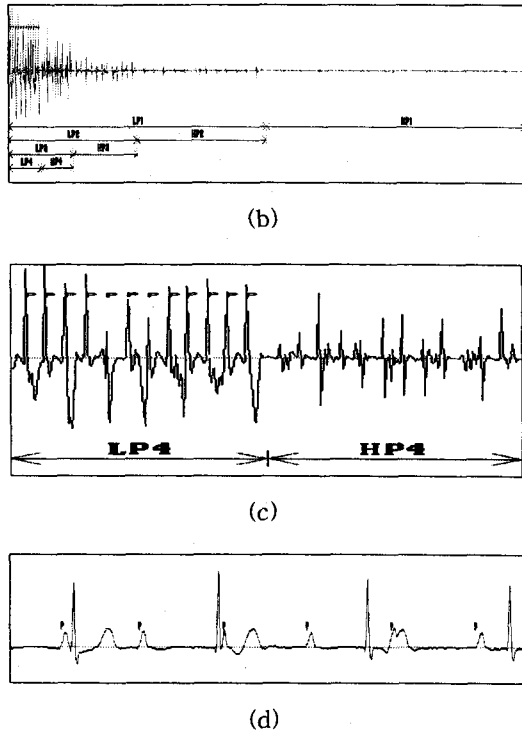


그림 5. P파 검출

- (a) QRS-T complex가 소거된 후 파형
- (b) P파를 강조하기 위해 웨이블릿 변환
- (c) (b)의 LP4와 HP4부분.
- (d) P파 검출

Fig. 5. P-wave detection

- (a) Signal after QRS-T cancellation
- (b) Wavelet transform to magnifying P-wave
- (c) Region of LP4 and HP4 parts of (b)
- (d) P-wave detection

지금까지 서술한 P파 검출결과는 표 1과 같다. 표 1의 검출률은 임상이가 판단한 P파를 100%의 기준으로 검출한 결과이다.

본 알고리즘에 의한 결과는 표 1과 같이 전체 평균 검출률이 95.1%로 높은 검출률을 보였다. 특히, 전도 이상으로 인한 AV dissociation의 경우에, 본 논문에 의한 검출률은 96.9%의 높은 검출률을 보였다. 전체적으로 전도이상으로 인한 부정맥의 경우에 높은 검출률을 보였다.

표 1. 본 논문 알고리즘에 의한 P파 검출 결과

Table 1. Results of P-wave detection

데이터 종류	총P파 개수 (단위:개)	검출한 P파개수 (단위:개)	FP (%)	FN (%)
Normal Sinus Rhythms	111	105(94.6%)	5(4.5)	4(3.6)
AV dissociation	64	62(96.9%)	1(1.6)	2(3.1)
2:1 conduction	19	18(94.7%)	0(0)	1(5.3)
JPBs	12	12(100%)	2(16.7)	0(0)
VPBs	73	67(91.8%)	7(9.6)	4(5.5)
APBs	52	48(92.3%)	12(23.1)	0(0)

결론

본 논문에서는 웨이블릿을 사용하여 P파를 검출하였는데 기존의 방법에 비해 개선된 점은 템플리트를 이용한 QRS-T complex의 소거방법은 P파가 QRS-T complex 내에 숨는 경우에도 그 형태가 보존되도록 하였고 QRS-T complex 소거 방법을 사용함으로 인해 발생하는 오차를 LMS 오차를 이용하여 최소화하였으며 웨이블릿을 사용하여 고주파 잡음을 제거하고 저주파 성분인 P파의 원형을 강조하여 P파를 검출하였으며 높은 검출률을 보였다. 본 논문에서 사용한 데이터는 실제 환자의 데이터이므로 환자마다 각기 다른 전압범위의 심전도이다. 따라서 임계값을 환자의 심전도 전압범위에 따라 가변한다면 더 높은 검출률을 얻을 수 있을 것이다.

참고 문헌

1. 황선철, 정희교, 김용만, 이명호, "심방성 부정맥 진단 알고리즘에 관한 연구", 의공학회지, 제 10 권, 제 1호, pp. 17-23, 1989.
2. O. Fokapu, J. P. Girard, "A New Approach For P wave Detection Using Analytic Signal", in Computers in Cardiology IEEE, pp. 400-401, 1993
3. F. Gritzali, G. Frangakis and G. Papakonstantinou, "Detection of the P and T Waves in an ECG", Computers and Biomedical Research, Vol. 22, pp. 83-91, 1989
4. C. Caroubalos, C. Perche, C. Metaxaki-Kossionides, E. Sangriotis and D. Maroulis, "Method for an automatic analysis of the ECG", 1988
5. Zhu Yi-Sheng, Nitish V. Thaker, "P-wave Detection Using by an Adaptive QRS-T Cancellation Technique", Computers in Cardiology, IEEE, pp. 249-252, 1987
6. P. Laguna, N. V. Thaker, P. Caminal, R. Jane, Hyung-Ro Yoon, "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG : performance and application", Medical & Biomedical Engineering & Computing, Vol. 28, pp. 67-73, 1990
7. 이지연, 김익근, 황성오, 최경훈, 윤형로, "Contextual Information을 이용한 P파 검출에 관한 연구", 의공학회지, Vol. 17, No. 2, pp. 235-240, 1996
8. BRS Reddy, PP Elko, DW Christenson and GI Rowlandson, "Detection of Complex Atrial Arrhythmias in Resting ECG", IEEE, pp. 777-780, 1994
9. Oliver Rioul and Martin Vetterli, "Wavelets and Signal Processing", IEEE SP MAGAZINE, pp. 14-38, October, 1991