

Wavelet Transform을 이용한 P파 검출에 관한 연구

윤영로·장원석

= Abstract =

P-wave Detection Using Wavelet Transform

Young Ro Yoon, Won Suk Jang

The automated ECG diagnostic systems in hospital have a low P-wave detection capacity in case of some diseases like conduction block. The purpose of this study is to improve the P-wave detection capacity using wavelet transform. The first procedure is to remove baseline drift by subtracting the median filtered signal from the original signal. The second procedure is to cancel ECG's QRS-T complex from median filtered signal to get P-wave candidate. Before we subtracted the template from QRS-T complex, we estimated the best matching between template and QRS-T complex to minimize the error.

Then, wavelet transform was applied to confirm P-wave. In particular, haar wavelet was used to magnify P-wave that consisted of low frequency components and to reject high frequency noise of QRS-T complex cancelled signal. Finally, P-wave was discriminated and confirmed by threshold value.

By using this method, We can get the around 95.1% P-wave detection. It was compared with contextual information.

Key words : P-wave detection, QRS-T complex cancellation method, Median filter, Wavelet transform

서론

심전도 자동진단 시스템은 심장 질환 진단에 큰 성과를 거두고는 있으나, 몇몇 심장 질환의 진단 정확도면에 있어서는 그리 큰 성과를 내지 못하고 있다. 진단의 어려움을 나타내는 질환은 주로 부정맥(arrhythmia)으로써, 환자의 생명에 위협을 줄 수 있기 때문에 그 진단의 정확성이 더욱 강조되고 있다. 자동진단 시스템에서 오진의 원인은 주로 심전도의 각 특징점들, 특히 심전도 리듬 분석에서 중요한 요소인 P파의 잘못된 검출에 기인하는 경우가 많다. P파는 심방의 생리적 상태를 나타내는 파라미터로써 다른 특징점에 비해 신호의 크기가 작고 신호대 잡음비가 작아서 검출하는데 많은 어려움이 있다. 기존의 검출 방법은 정상 파형의 경우에는 성능이 좋지만 비정상 파형인 경우에는 검출 성능이 저하되었던 것임을 고려해 볼 때 본 연구에서 제안한 방법은 기존의 문제를 크게 향상시킬 수 있다.

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 누적하는 방법[4]으로 P파를 검출하는 것이다. 이 방법들은 P파의 위치를 QRS complex 이전의 일정 구간으로 추정하기 때문에, 정상 리듬이나 심방 세동, VPBs와 같은 반복성 이상 리듬의 경우에는 정확도가 높으나, AV block과 같은 전도 이상이나 심방성 부정맥의 경우에는 검출 정확도가 낮다[5].

둘째는 P 파가 전도 이상이나 결절의 자극 생성 이상 등으로 QRS-T complex와 중첩되는 경우를 고려한 P파 검출방법으로써 QRS-T complex 소거 방법[6][7]이 있다. 이 방법들은 자동 진단 시스템의 심전도 분석에 주로 이용된다.

본 논문에서는 자동 진단 시스템의 심전도 분석시 P파 검출률 향상을 위해 전도 이상시의 정확성 향상에 주안점

연세대학교 의용전자공학과

Dept. of Biomedical Engineering, Yonsei Univ.

본 연구는 1995년도 한국학술진흥재단 연구비로 이루어 졌음.

통신저자 : 윤영로, (222-701) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234, Tel.(0371)7602-440, Fax.(0371)7602-197

을 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. 웨이브렛 변환 방법은 신호대 잡음비가 작아서 검출에 어려움이 있는 P파를 웨이브렛을 이용하여, 고주파 성분의 잡음을 제거하고 저주파 성분인 P파는 강조하여 P파를 검출한다. 그리고, Contextual Information을 바탕으로 rule base를 적용하여 P파를 검출한 결과와 비교, 분석하였다[9].

WAVELET TRANSFORM

웨이브렛 변환은 비정적(non-stationary)신호의 분석에 유리하며 고주파 신호에는 짧은 윈도우를, 저주파 신호에는 긴 윈도우를 이용하므로 융통성있게 신호를 분석할 수 있다.

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. Dyadic 웨이브렛은, $s=2^j(j \in \mathbb{Z})$ 인 경우로써 $\psi(x)$ 를 확장(dilation)과 천이(translation)에 의한 함수로써 다음과 같다.

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

k : 천이(translation)요소

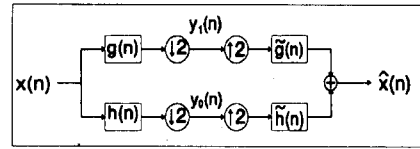
j : 스케일링(scaling)요소

따라서 웨이브렛 변환은 다음과 같다.

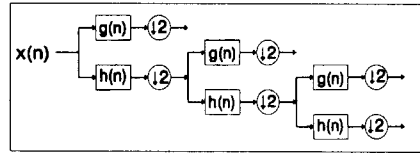
$$W_{j,k} f(x) = 2^{-j/2} \int f(x) \psi^*(2^{-j/2} x - k) dx \quad (3)$$

웨이브렛 변환은 간단한 필터들로 구현되고 $h(n)$ 은 저역 통과 필터 기능을 나타내며, $g(n)$ 은 고역 통과 필터 기능을 수행한다. $h(n)$ 와 $g(n)$ 을 이용하여 웨이브렛을 구현한 것을 그림 1(a)에 나타내었다.

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 bank)를 구성한다. 저주파 대역에 대하여 계속 반복적인 분해를 하므로 저주파 대역의 폭을 반감시킨다. 이산웨이브렛 변환(discrete wavelet transform)에 반복 필터 뱅크(iterated filter bank)를 이용하는 기법의 장점은 구현이 간단하며 반복횟수에 관계없이 연산량은 입력의 갯수에 선형적으로



(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.

비례한다는 점이다.

P파 특성

P파는 심장의 SA node에서의 자극이 AV node까지 도달하는 동안, 즉 심방이 수축하는 동안의 전위차 변화가 심전도에 나타나는 것으로 정상적인 심전도에 있어 QRS파의 앞쪽에 존재하게 된다.

1. P morphology

정상이거나 또는 정상보다는 좀 느린 심박을 가진 파형에서 크고 뾰족한 QRS파 앞에서 작고 둥글게 나타나는 것을 P파라고 하며, 좀더 빠른 심박의 파형에서는 이전 파형의 T파와 중첩되어 구분하기가 어려워지는 P파가 있다.

1) P파의 형태는 보통 부드럽고 V₁ 리드를 제외하면 모두 위 또는 아래로 솟아있다. V₁ 리드에서는 양방향인 P파를 만들어 낼 수 있다.

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. 이 P'파가 앞 파형의 T'파에 묻히면 구분하기 어렵게 된다.

2) JPBs(junctional premature beats) : P 파와 QRS complex는 AV node, His bundle에서 발생하는 임펄스에 의해 발생하고 P파는 sinus node로 부터 생겨나는 QRS complex와 다음에 나타나야 하는 P파보다 빨리 나타나므로 QRS-T complex에 나타날수도 있고 안출수도 있다.

3) VPBs(ventricular premature beats) : QRS complex가 원래 나타나야 할 때보다 이르게 나타나는 경우로써 임펄스가 심실에서 시작되고 넓은 QRS complex가 특징이다. P파는 T파와 중첩되거나 아니면 정상인 듯한 T파의 꼭대기에 나타나는 등 다른 파형의 중간에 나타나게 된다.

4) AV dissociation : 심방과 심실사이의 전도상태가 분리되어 나타나는 P파가 QRS complex에 숨을수도 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 나뉘어지며 각 경우에 관계없이 P파의 형태는 일정하며 정상이다.

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 P파를 검출하는데 QRS-T complex 소거방법을 이용하는데 QRS-T complex 소거시 에러를 최소화하기 위하여 기저선의 변동의 제거가 필요하였다. 그래서 그림 3과 같이 고주파 잡음을 제거하는데 사용되어 온 median 필터를 이용하여 median 필터 처리한 신호를 원래 신호로부터 빼주는 방법으로 기저선의 변동을 제거하였다. 이

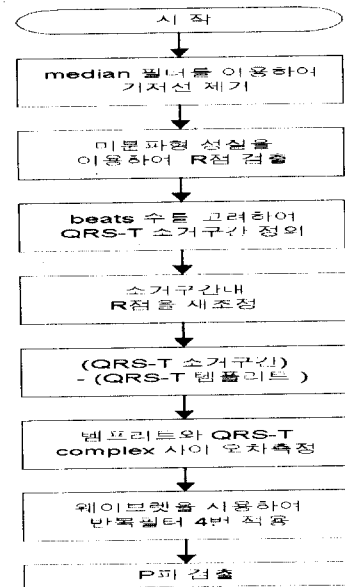


그림 2. P파 검출과정
Fig. 2. P-wave detection procedure

필터의 데이터 창은 실험적으로 약 0.4초의 길이에 해당한다.

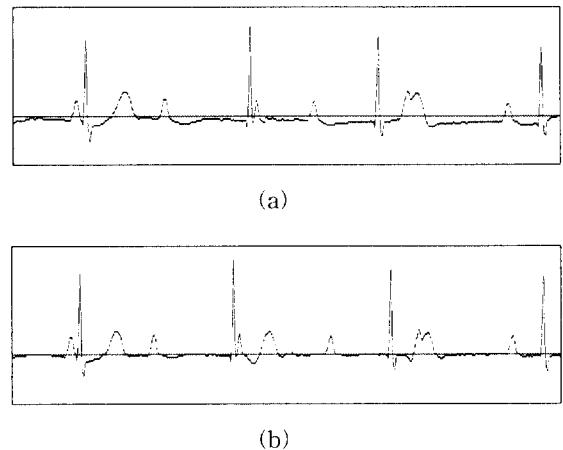


그림 3. ECG의 기저선 변동 제거
(a) Median 필터에 의해 기저선 제거 전 파형
(b) Median 필터에 의해 기저선 제거 후 파형
Fig. 3. ECG's baseline drift removal
(a) Signal before baseline drift removal by median filter
(b) Signal after baseline drift removal by median filter

2) QRS-T complex의 검출 및 제거

본 논문에서는 QRS-T complex에 숨은 P 파를 검출하는데 관심을 둔다. 따라서 심전도 자동 진단에 사용되는 10초간의 대상파형과 하나의 템플릿으로 구성된 데이터

를 사용하고 대상파형에서 QRS-T complex를 소거하는 방법을 사용한다. 소거 구간을 정하기 위하여 먼저 특징점을 추출하였다. 추출방법은 미분 파형의 영점 교차점을 이용하였다[8]. 대상 파형과 템플릿의 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 템플릿의 소거 구간을 구한 후 정해진 구간 내에서 최고점을 다시 R점으로 정하고 Q파의 시작점과 T파의 끝점을 위의 방법으로 구하였다. 그 다음 템플릿을 이용하여 QRS-T complex를 그림 4와 같이 소거하는데, 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.

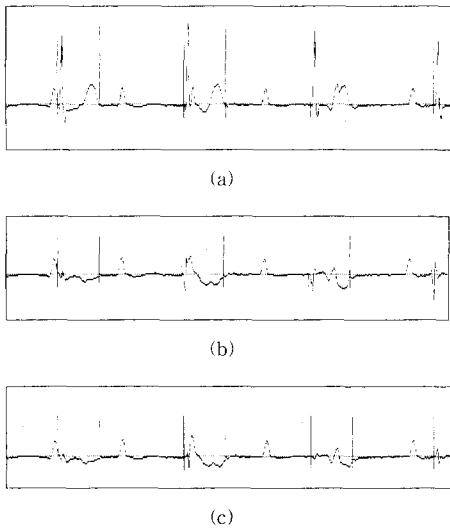


그림 4. QRS-T complex 소거
 (a) QRS-T complex 소거전 파형
 (b) 최대값인 R점에 맞춘 QRS-T complex 소거
 (c) LMSE에 의한 QRS-T complex 소거
 Fig. 4. QRS-T complex cancellation
 (a) Signal before QRS-T cancellation
 (b) QRS-T complex cancellation by matching R-point
 (c) QRS-T complex with LMSE

2. Haar 웨이브렛을 이용한 P파 검출

템플릿을 이용하여 심전도 데이터로부터 QRS-T complex를 소거한 후 P파를 검출하기 위해 웨이브렛 방법을 사용한다. P파는 신호대 잡음비가 작아서 잡음은 제

거하면서 P파를 강조할 필요가 있는데 haar 웨이브렛을 사용하여 구현하였다. 반복 필터 뱅크(iterated filter bank)를 사용하여 P파가 주로 분포하는 주파수 대역까지 웨이브렛 변환을 하여 고주파 잡음은 제거하고 P파는 강조한다.

haar 웨이브렛은 다음과 같이 정의할 수 있다. 먼저 haar 웨이브렛의 머더(mother) 웨이브렛은 다음과 같다.

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

2-스케일(scale) 특성은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\varphi_0(t) = \varphi(t) = \varphi(2t) + \varphi(2t-1) \tag{5}$$

$\varphi_0(t)$ 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. haar 웨이브렛은 다음과 같다.

$$\psi_0(t) = \varphi(2t) - \varphi(2t-1) \tag{6}$$

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

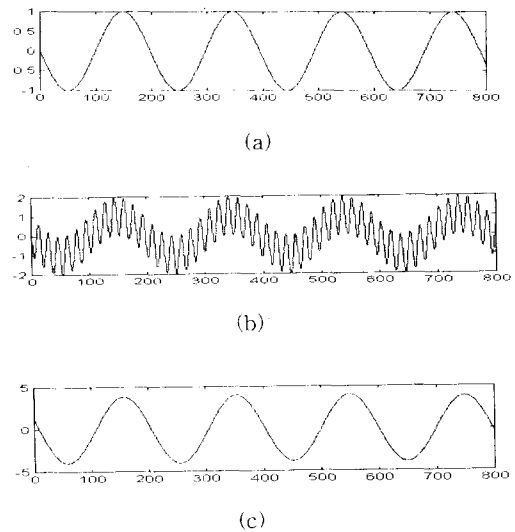


그림 5. Haar웨이브렛을 이용한 고주파 잡음제거
 (a) 10Hz 정현파
 (b) (a)와 120Hz 고주파 잡음이 합성된 신호
 (c) 반복 필터 뱅크를 4번 적용하여 고주파 잡음이 제거된 신호
 Fig. 5. High-frequency noise cancellation using haar wavelet
 (a) 10Hz sinewave
 (b) The sinewave combined (a) with 120Hz high-frequency noise
 (c) Signal cancelled high-frequency noise by 4-iterated filter's bank

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

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

Z 는 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.

다음은 haar 웨이브렛을 이용하여 10Hz 정현파와 120Hz 고주파 잡음을 합성한 신호를 대상으로 반복 필터뱅크(iterated filter bank)를 4번 적용하여 120Hz 고주파 잡음이 제거된 동시에 크기가 강조된 10Hz 정현파 신호를 구하여 본 논문에 사용된 haar 웨이브렛에 의한 반복 필터뱅크의 성능을 분석하였다. 결과는 다음 그림 5와 같다.

실험 결과 및 고찰

본 논문의 실험은 IBM PC의 Borland C 환경하에서 구현되었고, 실험에 사용된 데이터는 Marquette사의 심전도 자동 진단 시스템인 "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 6는 QRS-T complex가 소거된 다음 haar 웨이브렛을 이용하여 P파를 검출하는 과정이다. ECG의 P파는 10Hz 이하의 저주파 신호이다. 따라서 웨이브렛의 특성인 반복 필터뱅크(iterated filter bank)를 이용하였다. (a)는 본 논문에서 제안한 방법으로 QRS-T complex가 소거된 파형이다. (b)는 (a)를 반복 필터뱅크를 4번 반복한 결과이다. (b)에서 반복 필터뱅크를 1번 적용했을 때 저주파 대역과 고주파 대역을 각각 LP1과 HP1이라고 구분하였고 LP1은 다시 반복 필터뱅크를 적용하여 LP2와 HP2로 분리되며 LP2는 다시 반복 필터뱅크에 LP3와 HP3로 분리된다. 마지막으로 LP3을 반복 필터뱅크에 의해 LP4와 HP4로 분리된다. 따라서 반복단계마다 필터뱅크에 의해 저주파 대역과 고주파 대역으로 나뉘어짐을 알 수있다. (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 필터뱅크과정을 4번 취하였기 때문에 (b)에서 P파라고 결정된 위치에 2⁴을 곱하면 대상 파형에서의 P파가 검출될 수 있으며 검출된 P파 결과가 (d)이다. (d)는 그림 6에서 예로 든 데이터 결과 파형의 1/2만 나타내었다.

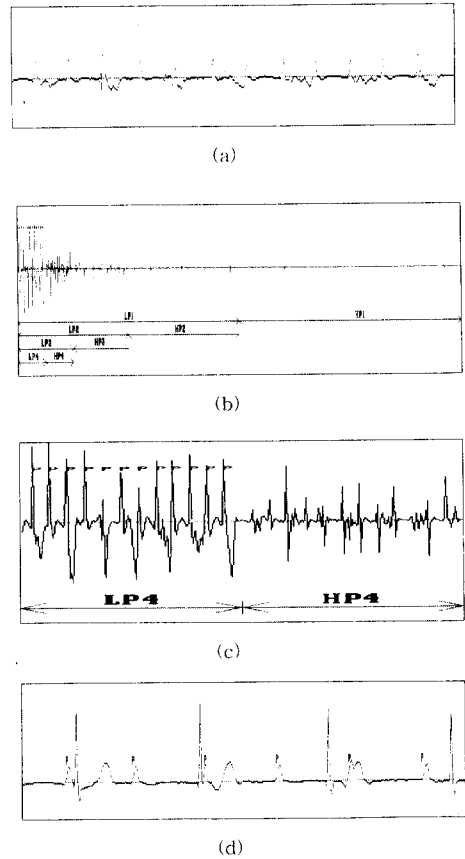


그림 6. P파 검출

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

Fig. 6. 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 임상가가 판단한 P파를 100%의 기준으로 검출한 결과이다.

표 1의 결과와 Contextual Information을 이용한 P파

표 1. 본 논문 알고리즘에 의한 P파 검출 결과

Table 1. Results of P-wave detection using the proposed algorithm

데이터 종류	총 P파 개수 (단위:개)	검출한 P파개수 (단위:개)	F.P. (%)	F.N. (%)
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)

표 2. CIR 알고리즘에 의한 P파 검출 결과(9)

Table 2. Results of P-wave detection using CIR

데이터 종류	총 P파 개수 (단위:개)	검출한 P파개수 (단위:개)
Normal Sinus Rhythms	315	298(94.6%)
AV dissociation	61	48(78.7%)
2:1 conduction	24	22(91.6%)
JPBs	10	9(90.0%)
VPBs	79	60(75.9%)
APBs	58	51(87.9%)

표 3. 동일데이터에 대한 P파 검출 결과 비교

Table 3. Comparison of P-wave detection using CIR and this proposed algorithm

데이터 종류	총 P파 수 (단위:개)	CIR 알고리즘	제안한 알고리즘
		검출한 P파수	검출한 P파수
AV dissociation	40	27(67.5%)	39(97.5%)

검출결과인 표 2를 비교 분석 하였다(9). 전체적으로 비교해 보면, 본 논문의 알고리즘에 의한 결과는 95.1%로 Contextual Information을 이용한 전체 평균 검출률 89.3%보다 5.8%가 높은 검출률을 보였다. 특히, 전도 이상으로 인한 AV dissociation의 경우에, 본 논문에 의한 검출률이 비교된 알고리즘에 의한 결과보다 18.2%가 높은 96.9%의 높은 검출률을 보였다. 표 3은 Contextual Information을 이용하여 P파를 검출한 동일한 데이터에 대하여 본 논문에서 제안한 알고리즘을 적용하여 얻은 P파 검출율을 비교하였다. 비교된 알고리즘에 비하여 높은 검출 결과를 보여주고 있다.

결 론

전도 이상에 의한 부정맥에 대한 자동 진단 시스템의 P파 검출 성능 개선에 주안점을 둔 본 논문은 특히 전도 이상으로 인한 부정맥의 경우에 높은 검출 결과를 보여주고 있다. 따라서 제안한 알고리즘에 의하여 P파 검출 정확도를 향상시킬 수 있는 가능성을 보여주고 있다. 본 논문에서는 QRS-T complex 내에 P파의 존재 가능성을 염두에 두고 QRS-T complex 소거 방법을 사용하여 P파 원형을 검출하였으며, 고주파 잡음을 제거하고 저주파 성분인 P파의 원형을 강조하는 웨이브렛 변환을 사용하여

P파를 검출하였다.

웨이브렛을 사용하여 P파를 검출하는 본 논문이 기존의 방법에 비해 개선된 점은 아래와 같다.

첫째, 템플리트를 이용한 QRS-T complex의 소거방법은 P파가 QRS-T complex내에 숨어있는 경우를 고려한 것으로 P파가 숨는 경우에도 그 형태가 보존되도록 하였다.

둘째, QRS-T complex 소거 방법을 사용함으로써 인해 발생하는 오차를 최소화하기 위하여 소거 구간과 템플리트와의 오차가 최소가 되는 LMS 오차를 선택하여 소거시 오차로 인하여 P파로 잘못 검출될 수 있는 가능성을 대폭 줄였다.

셋째, QRS-T complex 소거로 발생하는 오차로 인하여 P파로 잘못 검출될 수가 있는 경우와 그밖에 고주파 잡음으로 인하여 P파로 판단하기 어려운 경우를 웨이브렛을 사용하여 동시에 해결하였다. 즉, 웨이브렛을 사용하여 고주파 잡음을 제거하면서 P파를 강조한다. Contextual Information을 이용한 알고리즘[9]이나 여러 다른 방법들보다 검출 정확도를 개선하였다.

본 논문에서는 기존의 알고리즘에 웨이브렛 이론을 덧붙여 P파 검출을 수행하였다. 본 논문에서 사용한 데이터는 실제 환자의 데이터이므로 환자마다 각기 다른 전압범위의 심전도이다. 따라서 일정한 크기의 임계값을 환자의 심전도 전압범위에 따라 가변한다면 더 높은 검출률을 얻을 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. 황선철, 정희교, 김용만, 이명호, "심방성 부정맥 진단 알고리즘에 관한 연구", 의공학회지, 제 10권, 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. Papakonstanti

- nou, "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. Masuo Shirataka, Hideo Miyahara, Noriaki Ikeda, Akira Domae, and Toshiro Sato, "Evaluation of Five Computer Programs in the Diagnosis of Second-degree AV Block", Journal of Electrocardiology, Vol. 25, No. 3, pp. 185-195, 1992
6. 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
7. B. R. Shankara Reddy, Paul E. Elko, Dave W. Christenson, and G. Ian Rowlandson, "Detection of P Waves in Resting ECG: A Preliminary Study" in Computers in Cardiology IEEE, pp. 87-90, 1992
8. 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
9. 이지연, 김익근, 황성오, 최경훈, 윤형로, "Contextual Information을 이용한 P파 검출에 관한 연구", 의공학회지, Vol. 17, No. 2, pp. 235-240, 1996
10. Guiwei Li, Chongxun Zheng and Changfeng Tai, "Detection of ECG Characteristics Points Using Wavelet Transform", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, No. 1, January, 1995
11. BRS Reddy, PP Elko, DW Christenson and GI Rowlandson, "Detection of Complex Atrial Arrhythmias in Resting ECG", IEEE, pp. 777-780, 1994
12. Oliver Rioul and Martin Vetterli, "Wavelets and Signal Processing", IEEE SP MAGAZINE, pp. 14-38, October, 1991

=국문초록=

본 논문의 목적은 웨이브렛 변환을 사용하여 기존의 낮은 P파 검출 성능을 향상시키는데 있다. 본 알고리즘의 첫 번째 단계는 median 필터링된 신호를 원래의 신호로부터 빼주는 방법으로 기저선 변동을 제거한다. 그 다음으로는 템플리트를 이용하여 QRS-T complex를 소거한다. 소거방법은 각 비트(beats)의 QRS-T complex로부터 템플리트 소거시 오차를 최소화하기 위하여 R점 주위로 LMS 오차를 만족하는 소거구간을 정한 뒤 QRS-T complex를 소거하여 P파 후보를 구한다. 마지막으로 P파를 검출하기 위하여 웨이브렛을 적용한다. 특히, haar 웨이브렛에 의한 반복 필터 뱅크를 4번 적용하여 고주파 성분의 잡음을 제거하는 동시에 저주파 성분인 P파를 강조한 뒤 임계값 90을 적용하여 P파를 확정하였다.

제안된 알고리즘은 실제 임상 데이터를 사용하여 평가되었으며 P파의 평균 검출률은 비교된 contextual information을 이용한 평균 검출률 89.3%보다 5.8%가 높은 95.1%의 검출률을 보였다.