

Contextual information 을 이용한 P 파 검출에 관한 연구

이지연·김익근*·황성오**·최경훈·윤형로

= Abstract =

Improvement of ECG P wave Detection Performance Using CIR(Contextual Information Rule-base) Algorithm

Gee Yeon Lee, Ik Kun Kim, Sung Oh Hwang*, Kyung Hoon Choi**, Hyung Ro Yoon

The automated ECG diagnostic systems that are used in hospitals have low performance of P-wave detection when faced with some diseases such as conduction block. So, the purpose of this study was the improvement of detection performance in conduction block which is low in P-wave detection.

The first procedure was removal of baseline drift by subtracting the median filtered signal of 0.4 second length from the original signal. Then the algorithm detected R peak and T end point and cancelled the QRS-T complex to get 'P prototypes'. Next step was magnification of P prototypes with dispersion and detection of 'P candidates' in the magnified signal, and then extraction of contextual information concerned with P-waves.

For the last procedure, the CIR was applied to P candidates to confirm P-waves. The rule base consisted of three rules that discriminate and confirm P-waves.

This algorithm was evaluated using 500 patient's raw data. P-wave detection performance was increased 6.8% compared with the QRS-T complex cancellation method without application of the rule base.

Key words : P-wave detection, QRS-T complex cancellation method, P prototypes, P candidates, Contextual information

서 론

심전도 자동진단 시스템에서 오진의 원인은 진단을 위한 규칙이나 판정기준(criteria)보다는 주로 심전도의 각 특징점들, 특히 심전도 분석에서 중요한 요소인 P 파의 잘못된 검출에 기인하는 경우가 많다.

이와 같은 기존의 P 파의 검출 방법들은 크게 두 가지로 구분할 수 있다.

첫째는 R 파나 T 파 등의 타 특징점과 같은 방법으로 검출하는 것이다^{1~6)}. 이 방법은 Holter의 리듬 분석이나 중환자실(ICU : Intensive Care Unit)의 환자 감시 시스템

등에서 주로 사용되며, 이 방법들은 P 파의 위치를 QRS complex 이전의 일정 구간으로 추정하기 때문에, 정상 리듬이나 심방 세동(Atrial fibrillation), VPBs (Ventricular premature beats)와 같은 반복성 이상 리듬의 경우에는 정확도가 높으나, 진도 이상이나 심방성 부정맥의 경우에는 검출 성능을 입증하지 못하고 있다⁷⁾.

둘째는 타 특징점과는 구별된 방법을 쓰는 것으로 자동진단 시스템의 심전도 분석에 자주 사용된다^{8~12)}. 이는 타 특징점과 다른 검출 방법을 사용하므로 P 파가 진도 이상이나 결절의 자극 생성 이상 등으로 QRS-T complex 사이에 숨는 경우를 고려할 수 있다.

연세대학교 의용전자공학과

Dept. of Biomedical Engineering, Yonsei Univ.

*연세대학교 원주의과대학 응급의학교실

Dept. of Emergency Medicine, Wonju College of Medicine, Yonsei Univ.

**연세대학교 원주의과대학 심장내과

Dept. of Cardiology, Wonju College of Medicine, Yonsei Univ.

통신저자 : 윤형로, (222-701) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234, Tel. (0371)7602-431, Fax. (0371)7602-197

본 연구는 1995년도 연세대학교 학술연구비로 이루어 졌음.

본 논문에서는 기존의 특징점 검출 방법과 QRS-T complex 소거 방법을 사용하여 P 파의 원형을 일차적으로 검출한 후, 후처리 과정(post-processor)으로 P-P 간격, P-R 간격, P 파의 폭, P 파의 크기 등의 contextual information을 추출하여, 이를 이용한 P 파 확정 rule base(CIR)를 설계하고, 이 rule base를 적용하여 P 파의 위치를 확정하였으며 rule base의 적용이 없는 QRS-T complex 소거 방법과 비교, 분석하였다.

P 파 검출을 위한 CIR 알고리즘

1. 전처리 과정

1) 기저선 변동의 제거

본 논문에서는 본래 고주파의 잡음 성분을 제거¹³⁾하기 위해 사용되어 왔던 median 필터의 성질을 이용하여 기저선의 저주파 성분만을 추정한 뒤, 대상 신호로부터 median 필터로 처리한 신호를 빼 주어 기저선 변동을 제거하였다. 기저선과 가장 흡사한 파형을 추정할 수 있는 데이터 창 크기는 실험적으로 구하였다. 본 실험에서는 99개의 데이터로 구성되는 창을 사용하였으며, 이는 약 0.4초 길이의 창에 해당된다.

2) QRS-T complex의 제거

본 논문에서 사용한 데이터는 10초간의 대상 파형과 한 개의 대표 템플릿으로 구성되어 있다. 대상 파형에서의 QRS-T complex 제거를 위한 특징점의 검출은 미분 파형의 성질을 이용하였다¹⁴⁾. 대상 파형과 템플릿 파형의 R 점과 T 파 끝점을 모두 검출하여 제거과정에 이용하였다. 위의 과정으로 대상 파형에서 QRS-T complex가 제거된 파형을 얻게 되는데, 이후로 이 파형을 'P 파 원형'이라 부른다.

템플릿과의 차이를 구하는 시작점과 마지막점 부근에서, 시작점의 위치와 파형의 전압 범위 등의 오차로 인해 파형의 왜곡을 줄이기 위하여 QRS-T complex와의 차이를 구한 구간에 Hanning window를 취하였다.

3) P 파 후보의 검출

우선 P 파의 원형을 강조하여, P 파로 간주할 수 있는 일차 후보를 구하였다.

본 논문에서는 P 파의 굴곡만을 효과적으로 강조할 수 있는 방법으로 분산의 성질을 이용하였다. 분산이란 현재 값과 평균값과의 차이를 강조한 것으로 평균을 구할 데이터 창 크기를 조절함에 따라 강조되는 정도가 달라진다. 분산을 이용하여 강조되어 있는 P 파의 원형에 임계값을 적용하여 최고점들을 검출하였다. 실험을 통하여 약 200개 분산 최고점의 평균을 구한 후, 이 평균의 80%를 임계값으로 사용하였다. 분산을 구한 파형에서 최고점들

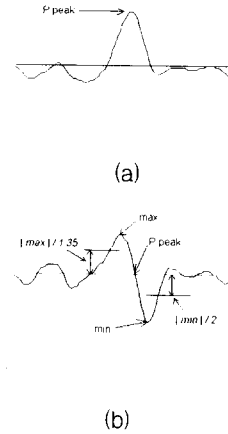


그림 1. P 파 후보 검출 과정

(a) 대상 파형 (b) 미분 파형에서의 각 파라미터

을 찾은 후, 다시 P 파 원형 파형으로 돌아간다. 분산의 최고점들로부터 구한 P 파의 위치들은 확정된 위치가 아니므로 'P 파 후보'라 정의한다. 이 P 파 후보의 검출을 위해 사용된 방법은 그림1에 도시하였다.

P 파 후보의 검출을 위해 사용한 데이터 창 크기의 넓이는 분산 파형의 최고점을 기준으로 $\pm 100ms$ 을 사용하였다. 이 데이터 창 내에서 미분 파형의 최고값과 최저값을 찾았다. P 파의 세 가지 형태, 즉 정상 P 파, 반전된 P 파, 양방성 P 파 여부를 두점의 위치 관계로 추정하고, 각 파라미터를 측정, 계산하였다. 우선 데이터 창 미분 파형의 최고값과 최저값 사이 영교차점을 P 파 후보의 최고점으로 정의하였다. P 파 후보의 시작점과 끝점의 검출을 위해 사용한 식(1)와 (2)의 임계값은 1994년에 발표된 Pablo의 실험값을 사용하였다²⁾. P 파 후보의 끝점은 뒤에 위치한 최고값이나 최저값의 1/2에 해당하는 값을 가진 점의 위치이다. 즉,

$$P_{end, n} = \frac{Last(maxn, minn)}{2} \quad (1)$$

이다. $P_{end, n}$ 은 n 번째 심박의 P 파 후보의 끝점이고, $Last(maxn, minn)$ 은 최고값과 최저값 중 뒤에 위치한 값을 가리킨다. P 파 후보의 시작점은 데이터 창 내의 최고값이나 최저값중 앞에 위치한 값의 1/1.35에 해당하는 값을 가진 점의 위치이다. 즉,

$$P_{begin, n} = \frac{Initial(maxn, minn)}{1.35} \quad (2)$$

이다. $P_{begin, n}$ 은 n 번째 심박의 P 파 후보의 시작점이고, $Initial(maxn, minn)$ 은 최고값과 최저값 중 앞에 위치한 값을 가리킨다. Contextual information을 구하는 과정으로 아날로그 신호를 디지털화할 때의 샘플링 간격을 이용

하여 P-P 간격, P-R 간격, P 파의 폭 등을 구하고, 각 파라미터의 평균값도 계산하였다.

**2. CIR (Contextual Information Rule-base) : P 파
확정 rule base**

심장에 퍼져 있는 전도체들은 스스로 자극을 생성할 수 있는 능력을 갖고 있으므로, 만일 리듬을 주관하던 자극 생성체에 이상이 생길 경우, 리듬을 주관하는 능력을 다른 전도체가 대신할 수 있다. 따라서 동방결절의 자극 생성 시기가 느려지면 방실결절이나 심실의 전도체에서 기능을 대신하려 한다. 이러한 이유 때문에 동방결절의 결과인 P 파가 나머지 전도체의 결과인 QRS-T complex 사이에 숨는 경우가 생긴다.

P 파가 QRS-T complex에 숨는 또 한 가지의 이유는 전도 경로에 문제가 생겨 자극 전도가 지연되는 경우이다. 이런 경우에는 동방결절의 자극 생성에는 문제가 없기 때문에 일정 간격으로 P 파가 발생하나 자극의 전도는 계속 지연되므로 누적된 지연으로 QRS-T complex의 발생이 늦어지면 P 파의 위치까지 숨길 경우가 생긴다. 본 논문에서는 이러한 전도 장애의 이유로 P 파의 검출률이 떨어지는 경우를 중점적으로 다루었다.

P 파 검출 성능이 저조한 전도 이상의 부정맥인 경우, 자극 생성에는 이상이 없으므로 P-P 간격은 대체로 일정하며, P 파의 폭과 형태에도 큰 변화가 없다¹⁵⁾.

첫째, P-P 간격의 평균과의 차이가 평균의 15% 이내인 간격에 위치한 P 파의 후보는 P 파의 폭과 크기가 같으면 P 파로 확정하였다. 둘째, 만일 평균 P-P 간격보다 넓은 P-P 간격 위치에 P 파 후보가 검출된 경우, 후보의 폭과 크기, P-R 간격 등을 조사해 평균값과 차이가 클 경우에는 후보에서 제외하고, 평균 P-P 간격의 위치를 P 파로 가정하여 각 파라미터를 추출한 후, 폭과 크기 등이 평균값과 일치하면 평균 P-P 간격에 위치한 P 파 후보를 P 파로 확정하였다. 셋째, 만일 평균 P-P 간격보다 좁은 P-P 간격 위치에 P 파 후보가 검출된 경우, 위의 경우와 마찬가지로 후보의 폭과 크기, P-R 간격 등을 조사해 평균값과 차이가 클 경우에는 후보에서 제외하고, 평균 P-P 간격의 위치를 P 파로 가정하여 각 파라미터를 추출한 후, 폭과 크기 등이 평균값과 일치하면 평균 P-P 간격에 위치한 P 파 후보를 P 파로 확정하였다. CIR의 과정을 식으로 표현하면 그림2와 같다.

실험 결과 및 고찰

본 논문의 실험은 IBM PC의 Borland C 환경하에서 구현되었고, 실험 대상으로는 Marquette 사의 심전도 자동 진단 시스템인 "MAC-15"으로부터 1994년 5월에서

```

1. IF      | (PPintn-1-PPavg) | < 0.15*PPavg &
           abs(Pdurn-Pduravg) < 0.2*Pduravg &
           abs(Pampn-Pampavg) < 0.2*Pampavg
   THEN,
           Confirm Pn

2. IF      PPintn-1 > 1.5*PPavg &
           abs(Pdurn-Pduravg) > 0.2*Pduravg &
           abs(PRintn-PRavg) > 0.2*PRavg
   THEN,
           Pn = Pn-1 + PPavg
           Pparameter on Pn
           IF      abs(Pdurn-Pduravg) < 0.2*Pduravg &
                   abs(Pampn-Pampavg) < 0.2*Pampavg
           THEN,
                   Confirm Pn

3. IF      PPintn-1 < 0.7*PPavg &
           abs(Pdurn-Pduravg) > 0.2*Pduravg &
           abs(PRintn-PRavg) > 0.2*PRavg
   THEN,
           Pn = Pn-1 + PPavg
           Pparameter on Pn
           IF      abs(Pdurn-Pduravg) < 0.2*Pduravg &
                   abs(Pampn-Pampavg) < 0.2*Pampavg
           THEN,
                   Confirm Pn
    
```

그림 2. CIR(Contextual Information Rule-base)

- P_{n-1} : 이전 심박의 P 파 후보 위치
- P_n : 대상 심박의 P 파 후보 위치
- PPint_{n-1} : 이전의 심박과 대상 심박간의 P-P 간격
- PP_{avg} : 평균 P-P 간격
- Pdur_n : 대상 심박의 P 파 폭
- Pdur_{avg} : 평균 P 파 폭
- Pamp_n : 대상 심박의 P 파 크기
- Pamp_{avg} : 평균 P 파 크기
- PRint_n : 대상 심박의 P-R 간격
- PR_{avg} : 평균 P-R 간격
- Pparameter : P 파의 contextual information을 추출하는 과정
- Confirm : P 파를 확정하는 과정

10월 사이에 원주기독병원에서 얻은 환자 데이터를 사용하였다. 이 데이터는 250 sample/second로 10초간 측정되었고 해상도(resolution)는 5μV/bit이다. 데이터는 12개 채널의 리듬과 10초간 측정된 각 채널의 대표 템플릿, 두 개의 파일로 구성되어 있다. 본 논문에서 사용한 심전도는 정상 파형을 포함하여, 서맥(Bradycardia), 빈맥(Tachycardia), 각종 premature beats, 2:1 conduction, AV dissociation 등의 파형으로, P 파가 QRS-T complex에 숨는 경우가 있는 파형에 관심을 두었다.

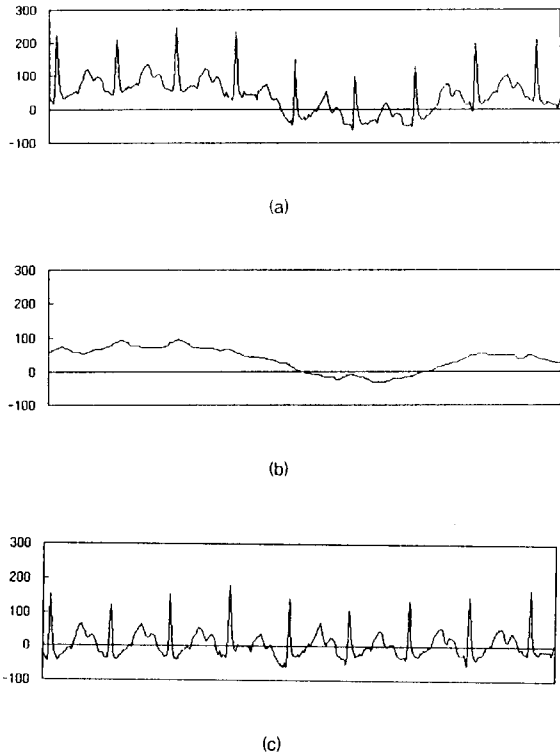


그림 3. 빈맥 데이터의 기저선 변동 제거
(a) 대상 파형 (b) median 필터 처리 파형 (c) 기저선 변동 제거 파형

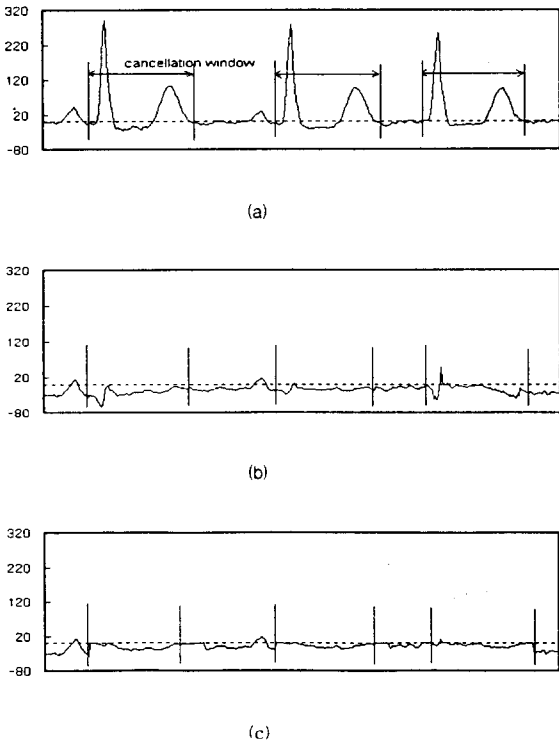


그림 4. QRS-T complex 소거 과정
(a) 대상 파형 (b) QRS-T complex 소거 파형 (c) Hanning window 파형

60Hz 잡음이나 기저선의 영향은 충분히 고려했으므로 데이터의 종류에 포함할 필요가 없었다. 호흡에 따라 P-P 간격이 조금씩 변화하는 Sinus arrhythmia는 정상 파형에 포함하였고, P 파의 형태가 남아 있지 않는 Atrial fibrillation이나 Atrial flutter는 검출 분류에서 제외하였다. 그림 3은 심박수가 많아 기저선 변동에 유리한 빈맥 환자의 기저선 변경 제거 과정이다. 그림의 (a)가 대상 파형, (b)가 median 필터 파형, (c)가 대상 파형으로부터 기저선 변동(median 필터의 결과)을 제거한 후의 파형이다.

그림 4는 Junctional premature beat가 있는 경우의 QRS-T complex 소거 과정이다. (a)가 대상 파형이고, (b)는 QRS-T complex가 소거된 상태이며, (c)는 Hanning window 과정 후의 파형이다.

표 1은 분산 데이터 창 의 넓이에 따른 P 파 원형의 강조 정도이다. 표에서 와 같이 P 파를 가장 효과적으로 강조할 수 있는 데이터 창 의 넓이는 0.112초였다.

표 1. 데이터 창 의 변화에 따른 P 파 의 강조 정도 비교

분산의 데이터 창 넓이 (단위 : 초)	강조된 정도 (강조/원형 데이터값)	백분율 (단위 : 배)
0.016	49/33	1.5
0.032	256/33	7.7
0.048	625/33	18.9
0.064	900/33	27.3
0.08	1156/33	35.0
0.088	1225/33	37.1
0.112	1296/33	39.3
0.128	1225/33	37.1
0.144	1156/33	35.0

그림 5는 CIR의 적용을 위한 contextual information 추출 과정이다. (a)가 대상 파형, (b)는 P 파의 원형에서 검출한 P 파 후보, (c)는 분산을 취한 P 파 원형의 강조된 파형이다.

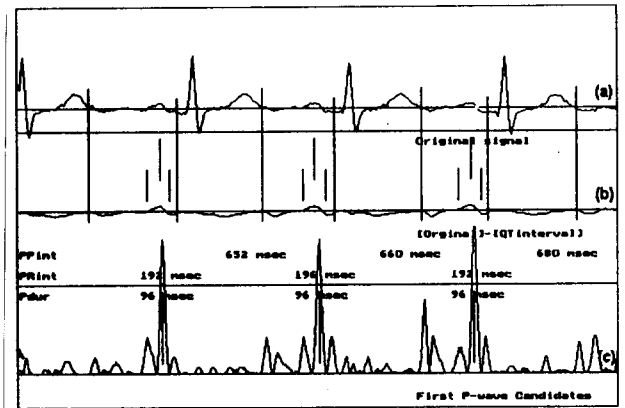


그림 5. Contextual information의 추출 과정
(a) 대상 파형 (b) P 파 후보 (c) 분산 파형

표 2. P 파 확정 결과

데이터 종류	검출한 심박수 (단위 : 개)	총 심박수 (단위 : 개)	false-positive (단위 : 개)	false-negative (단위 : 개)	검출률 (단위 : %)
정 상	298	315	4	2	94.6
서 맥	70	71	0	0	98.5
빈 맥	103	106	0	2	97.2
APBs	51	58	0	7	87.9
JPBs	9	10	0	0	90.0
VPBs	60	79	12	0	75.9
2:1 conduction	22	24	0	0	91.6
AV dissociation	48	61	5	0	78.7

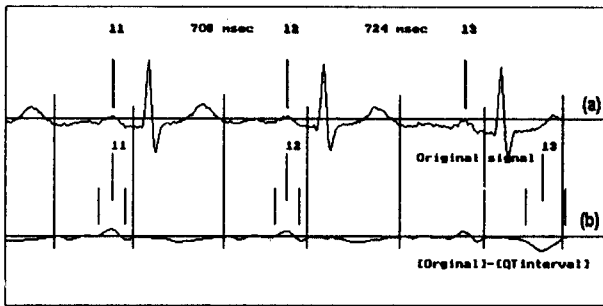


그림 6. P 파 확정 과정
(a) 확정 파형 (b) 후보 파형

그림 6은 마지막 과정으로 P 파 확정을 위한 CIR의 적용이다. 이 과정은 P 파의 검출 후 확정 rule을 적용하여 미처 검출하지 못한 P 파의 위치를 확정하였다. 그림에서 (b)의 13번이 잘못 검출된 P 파의 후보이고, (a)의 13번이 후보로 검출하지 못한 P 파를 P 파 확정 rule에 의해 검출한 경우이다.

이제까지 서술한 P 파 검출 및 확정 과정의 결과는 표 2과 같다. 표 2의 검출률은 임상가가 판단한 P 파를 100%의 기준으로 간주한 본 방법의 검출 결과이다.

위의 표에 나타난 각 검출률의 전체 평균은 89.3%이다. P 파 확정 rule base(CIR)을 사용하지 않은 기존의 QRS-T complex 소거 방법의 검출률 82.5%¹²⁾과 비교하여 6.8%의 검출률 향상을 가져왔다. VPBs를 가진 데이

터의 경우에 가장 낮은 검출률을 보였는데, 이는 본 논문의 과정이 VPB의 파형에서 평상시 파형의 대표 템플릿을 제거하기 때문에, 몇몇 파형의 경우에는 VPB의 위치에 P 파와 비슷한 형태의 파형이 남게 되어 P 파로 오인되는 범실이 있었기 때문이다.

또한 정상 파형의 검출률은 예상보다 낮은 94.6%로 나타났다. 이는 실제 환자 데이터를 사용하였으므로 환자마다 각기 다른 전압 범위, 즉 각기 다른 파형의 크기 때문에 같은 임계값을 적용한 본 논문의 검출률은 예상보다 낮았다. 이를 위하여 각 환자마다의 전압 범위를 고려한 가변적인 임계값을 적용한다면 정상 파형의 검출률도 향상될 것이다. 그러나 Junctional premature beats이 있는 파형이나 2:1 conduction을 가진 파형 등, 이전의 QRS-T complex 제거 알고리즘에서 불만족스런 결과를 나타내던 파형에서는 비교적 높은 검출률을 보였다. 표 3에서는 본 논문의 결과와 기존의 rule base를 사용하지 않은 QRS-T complex 제거 방법의 결과를 데이터의 종류별로 비교해보았다.

표 3의 비교 대상은 1992년에 발표되었던 QRS-T complex 소거 방법¹²⁾의 결과이다. 본 논문은 위의 QRS-T complex 방법을 자동화하여 확정 rule base를 적용하였으며, 자동화의 과정에서 P파의 검출에 단일 임계값을 사용하여 Sinus rhythm에서의 검출률은 99%에서 94.6%로 떨어지는 결과를 얻게 되었다.

표 3. 타 알고리즘과의 비교

데이터 종류	확정 rule base 미사용		CIR 알고리즘	
	사용한 심박수 (단위 : 개)	검출률 (단위 : %)	사용한 심박수 (단위 : 개)	검출률 (단위 : %)
Sinus rhythm	443	99	315	94.6
2° AV block	25	84	24	91.6
AV dissociation	15	77	61	78.7
Junctional	25	70	10	90.0

결 론

본 논문의 결과는 전도 이상에 의한 부정맥에 대한 진단 시스템의 P파 검출 성능 개선의 가능성을 시사하고 있다. 본 논문에서는 QRS-T complex 소거 방법을 사용하여 P 파 원형을 검출했으며, 일차적으로 검출된 P 파 후보에 contextual information을 이용한 확정 rule base (CIR)을 적용하여 P 파를 판별하였다.

본 논문이 방법이 기존의 방법에 비해 개선된 점은 아래와 같다.

첫째, QRS-T complex의 단순 소거가 아닌 템플리트와의 차이를 구함으로써 P 파가 QRS-T complex 사이에 숨는 경우에도 그 형태가 보존되도록 하였다.

둘째, 템플리트와의 차이를 구한 후에 소거 구간의 양 끝에 생기는 왜곡을 Hanning window로 줄여 줌으로써 왜곡된 파형이 P 파로 잘못 검출될 가능성을 대폭 줄였다.

셋째, 일차 P 파 후보 검출시 잘못 검출되었던 P 파의 위치가 확정 rule base를 적용시키는 과정에서 수정됨으로써 좀 더 정확한 위치의 검출이 시도되었다.

본 논문의 서론에서 밝힌 기존의 알고리즘들 중 P 파의 검출에 대체적으로 높은 성능을 보인 방법들은 타 특징점과는 다른 방법을 사용한 경우이다. 본 논문에서는 기존의 알고리즘에 덧붙여 P 파를 확정하는 과정까지를 수행하였다. 이로써 P 파는 단일 알고리즘의 적용으로는 완벽히 검출할 수가 없다는 것을 확인할 수 있었으며, P 파가 진단에 중요한 파라미터가 되는 심장 질환의 경우에는 보다 정확한 P 파의 검출을 위해, 본 논문에서와 같이 R 점과 T점의 검출과는 다른 별도의 알고리즘을 적용하는 것이 바람직하다고 할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Ho Soo Lee, Quin-Lan Cheng, and Nitish V. Thakor, "ECG Waveform Analysis by Significant Point Extraction" Computers and Biomedical Research, Vol. 20, pp. 410-427, 1987.
2. Pablo Laguna, Raimon Jane, and Pere Caminal, "Automatic Detection of Wave Boundaries in Multilead ECG Signals: Validation with the CSE Database", Computers and Biomedical Research, Vol. 27, pp. 45-60, 1994.
3. 황선철, 정희교, 김용만, 이명호, "심방성 부정맥 진단 알고리즘에 관한 연구", 의공학회지, 제 10권, 제 1호, pp. 17-23, 1989.

4. O. Fokapu, J. p. Girard, "A New Approach For P wave Detection Using Analytic Signal" in Computers in Cardiology IEEE, pp. 400-401, 1993.
5. 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.
6. C. Caroubalos, C. Perche, C. Metaxaki-Kossonides, E. Sangriotis and D. Maroulis, "Method for an automatic analysis of the ECG", 1988.
7. 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.
8. Kanwaldip S. Anant, Farid U. Dowla, Garry H. Rodrigue, "Detection of the electrocardiogram P-wave using wavelet analysis", SPIE Wavelet Applications, Vol. 2242, pp. 744-749, 1994.
9. M. Michaelis, S. Perz, C. Black, and G. Sommer, "Detection and Classification of P Waves Using Gabor Wavelets", Computers in Cardiology IEEE, pp. 531-534, 1993.
10. R. DuFault, A. Wilcox, "An Algorithm for Automatic P-wave Detection in Single or Multiple Lead Surface ECGs", Computers in Cardiology IEEE, pp.117-120, 1985.
11. Zhu Yi-Sheng, Nitish V. Thakor, "P-wave Detection by an Adaptive QRS-T Cancellation Technique", Computers in Cardiology IEEE, pp. 249-252, 1987.
12. 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.
13. Chee-Hung Henry Chu, Edward J. Delp, "Impulsive Noise Suppression and Background Normalization of Electrocardiogram Signals Using Morphological Operators", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 36, No. 2, pp. 262-273, 1989.
14. P. Laguna, N. V. Thakor, P. Caminal, R. Jane, Hyung-Ro Yoon, "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 28 pp. 67-73, 1990.
15. Nitish V. Thakor and Yi-Sheng Zhu, "Applications of Adaptive Filtering to ECG Analysis: Noise Cancellation and Arrhythmia Detection", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 38, No. 8, pp. 785-794, 1991.