Journal of Korea Multimedia Society Vol. 19, No. 6, June 2016(pp. 1034-1042)
http://dx.doi.org/10.9717/kmms.2016.19.6.1034

단계별 기저선 정렬을 이용한 ECG 신호에서 P파와 T파 검출 알고리즘

김정홍[†], 이승민[††], 박길흠[†††]

P-Waves and T-Wave Detection Algorithm in the ECG Signals Using Step-by-Step Baseline Alignment

Jeong-Hong Kim[†], SeungMin Lee[††], Kil-Houm Park[†††]

ABSTRACT

The detection of P-waves and T-wave in the electrocardiogram signal analysis is an important issue. But the accuracy of the boundary detection algorithm is an insufficient level in the change of slow transition in the signal compared to the QRS complex. This study proposes an algorithm to detect P-wave and T-wave sequentially after determining local baseline using QRS complex. First, we detected the peak points based on local baseline and determined the onset and offset through the calculation of the area of the section. After modifying the baseline using detected waveform, we detected the other waveform in the same way and separated the P-wave and the T-wave based on the location. We used the PhysioNet QT database to evaluate the performances of the algorithm, and calculate the mean and the standard deviations. The experiment results show that standard deviations are under the tolerances accepted by expert physicians, and outperform the results obtained by the other algorithms.

Key words: ECG, P-wave, T-wave, Baseline Alignment

서 론

ECG 신호는 신체표면에서 측정 가능한 심장의 전기적 활성단계를 반영하는 전기 신호이다. 심장의 전기적 활성단계는 심방과 심실 세포의 분극과 재분극 활동을 의미하며, P파 QRS군, T파로 구성된 연속적인 파형으로 나타난다. P파는 심방의 탈분극, QRS군은 심실의 탈분극, T파는 심실 재분극 상태를 의미하며, 각 파형의 간격, 진폭, 형태 등은 심장질환의 판단에 대한 유용한 정보로 사용되고 있다[1].

QRS 군은 ECG 신호의 가장 특징적인 파형 형태이며, 높은 진폭으로 인해 다른 파형에 비하여 탐색이 쉽다. 그러나 P파와 T파는 QRS군에 비하여 변화가 완만하고, 진폭의 크기가 작기 때문에 지금까지 연구된 검출 알고리즘의 정확성은 아직도 미흡한 수준이다. 전기 자극 위치에 따라 P파는 다양한 형태를 나타나므로, P파의 방향 및 크기, 간격에 대한 정보 검출을 연구 중에 있다. 또한 심전도 측정 시 발생하

※ Corresponding Author : Kil-Houm Park, Address: (41566) 80 Daehakro, Bukgu, Daegu, Korea, TEL : +82-53-940-8849, E-mail : khpark@ee.knu.ac.kr
Receipt date : Apr. 15, 2016, Revision date : May 18, 2016
Approval date : May 30, 2016
[†] Dept. of Computer Science and Engineering, Kyungpook National University
(E-mail : jhk@knu.ac.kr)
[††] Dept. of Electronics Engineering, Graduate School, Kyungpook National University
(E-mail : lsm1106@knu.ac.kr)
[†††] Dept. of Electronics Engineering, Graduate School, Kyungpook National University
※ This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (NRF-2013R1A1A4A01010737)

는 잡음 중 1Hz 미만의 저주파 성분을 갖는 잡음은 심전도 신호의 기저선 변동을 발생시키고, 심전도의 ST분절 영역과 비슷한 주파수 대역을 가지므로 심전도 파형 탐색 시 T파의 특징점 추출을 어렵게 한다.

대부분의 P파 및 T파 탐색 알고리즘 연구는 QRS군의 검출에 기반한다. QRS군의 위치를 기준으로 좌측구간에서 P파 검출 및 우측구간에서 T파 검출을 진행한다. P파와 T파의 peak, onset과 offset을 검출하기 위한 방법으로 필터링 기술, 변환 기법, 패턴 인식 기법 등이 제안되었다. 필터링 기술에서는 적응 필터링[2], Low-Pass Differentiation(LPD)[3], 메디안 필터링[4] 등이 있으며, 변환 기법에는 푸리에 변환[5], 이산 코사인 변환[6] 및 웨이블릿 변환[7-8] 등이 있다. 패턴 인식 방법에는 퍼지 이론[9], 인공신경망[10], 패턴 문법[11], 숨겨진 마르코프 모델[12] 등을 이용한다.

본 논문에서는 QRS군을 이용하여 순차적으로 P파와 T파 검출하는 알고리즘을 제안한다. 제안하는 알고리즘은 2 단계로 구성되어 있다. 첫 번째 단계에서는 QRS onset과 offset을 연결하여 국부적인 기저선을 구하고, 이를 기준으로 기저선과의 전위차가 최대가 되는 지점을 파형의 peak점으로 구한다. peak점을 기준으로 적분을 통한 구간면적이 최대가 되는 지점을 각각 onset과 offset으로 검출한다. 두 번째 단계에서는 첫 번째 단계에서 구한 onset과 offset을 추가하여 수정된 국부적인 기저선을 결정하고, 이를 기준으로 1차적으로 검출된 파형의 영역을 제외한 부분에서 전위차가 최대가 되는 지점을 peak점으로 구한다. 그 후 동일한 방법으로 onset과 offset을 구한다. 2개의 파형이 구해지면 위치에 따라 P파와 T파로 구분한다.

제안하는 알고리즘 성능을 평가하기 위하여 Physio Net에서 제공하는 QT database(QT-DB)에 기록된 105개의 레코드[13]들에 대하여 심장 전문가가 수작업으로 표시한 결과와 제안하는 알고리즘을 통하여 검출된 결과와의 오차에 대한 평균과 표준편차를 구하였다. 획득된 오차의 표준편차는 QT-DB 구축에 참여한 심장 전문가가 수용할 수 있는 허용치 범위[14] 안에 있음을 확인할 수 있었다.

본 논문의 전개는 다음과 같다. 2장에서는 기존 P파, T파 검출 알고리즘들을 소개하고, 3장에서는 제안하는 알고리즘을 설명한다. 4장에서는 QT-DB에 대한 제안하는 알고리즘을 실험 결과를 분석한 후, 5장에서 결론을 맺는다.

2. P파와 T파 검출 연구

2.1 P파와 T파 검출 알고리즘

2.1.1 위상 변환을 통한 검출

위상으로 변환된 ECG의 연속적인 샘플에서 즉각적인 위상 변화를 고려하면, 본래 기록에서 P파와 T파에 의하여 야기된 미미한 변화는 작은 진폭에도 불구하고 최대화 된다. P파와 T파를 찾기 위하여 R-peak 거리를 이용하여 탐색 윈도우를 결정한다. 결정된 탐색 윈도우 내 최대 위상값을 P파와 T파의 peak점으로 검출하고, $\varphi[n]$의 일차 미분과 zero-crossing을 통하여 각 파형의 onset과 offset을 구한다[15].

2.1.2 웨이블릿 변환을 이용한 검출

웨이블릿 변환은 심전도 신호가 P파, QRS군, T파 등이 복합적으로 구성되어 주기적으로 나타나며, 심박속도에 따라 파형간의 주기가 달라지는 성질을 이용한다[8]. 웨이블릿 변환을 이용한 ECG 파형 검출은 다양한 기저함수를 사용한 방법이 있으며, 그 중 [8]에서 제안된 멀티스케일 접근 방식은 주어진 기저함수에 대하여 스케일 별로 임계값을 결정하고, 이를 바탕으로 P파, QRS군, T파 등을 검출한다. 주로 2^1 및 2^2 스케일에서 QRS군의 검출이 이루어지며, P파와 T파의 경우 2^3 및 2^4 스케일에서의 임계값을 통하여 검출하게 된다. 웨이블릿 변환은 신뢰성 있는 기저함수를 사용할 경우 성능은 우수하나 P파와 T파의 형태가 매우 다양하기 때문에, 이에 적합한 기저함수를 결정하고 그에 따른 임계값을 결정하는데 많은 문제점이 발생한다.

2.1.3 LPD(Low-Pass Differentiation)를 이용한 검출

LPD 알고리즘[3]은 Pan and Tompkins 알고리즘[16]을 기반으로 QRS군의 R-peak점을 검출한 후 미분신호(ECGDER)을 사용하여 파형의 경계를 검출하는 알고리즘이다. 먼저 미분신호를 이용하여 QRS군을 검출한다. QRS군의 미분값을 바탕으로 임계값을 결정하여 P파의 유무를 판별하고, 탐색윈도우 내

의 최댓값과 최솟값 사이의 영교차점을 통하여 P파의 peak점을 검출한다. T파의 경우 P파와 동일하게 탐색윈도우 내의 최댓값과 최솟값의 영교차점을 T파의 peak점으로 검출할 뿐만 아니라, 최댓값과 최솟값의 위치정보 및 전위값을 바탕으로 T파의 타입을 결정한다.

LPD 알고리즘은 실시간 검출이 가능한 Pan and Tompkins 알고리즘을 기반으로 알고리즘이 간단하고 수행시간이 짧으나 임계값 선택과정이 실험적으로 결정되며, 노이즈 제거 및 기저선 변동 제거가 명확히 되지 않을 경우 오검출이 되는 문제가 크다.

2.2 전처리 과정에서의 문제점

심전도의 파형은 최대 크기가 mV 단위인 미세한 생체 신호이지만, 심전도 측정 시 발생하는 여러 잡음들은 심전도 신호보다 큰 경우도 발생한다. 심전도 측정 시 발생하는 잡음 중 고주파 성분의 잡음은 뾰족한 peak 형태를 나타내지만, 1Hz 미만의 저주파 성분을 갖는 잡음은 심전도 신호의 기저선 변동을 발생시키고 심전도의 ST 세그먼트 영역과 비슷한 주파수 대역을 가지므로 인해 자동으로 심전도 파형 분석 시 특징점 추출을 어렵게 한다. Fig. 1은 심전도 신호에서 기저선 변동을 제거하기 위하여 Butterworth 필터[16], 형태연산(Morphological Operation)[17]을 적용한 결과 원 신호에서 P파와 T파의 왜곡이 발생되는 문제점을 보여준다.

형태연산의 경우 QRS군의 기저선은 비교적 잘 찾아지나, P파와 T파의 경우 파형의 너비와 형태연산의 구조크기 간의 비율에 따라 파형의 일부가 침식이 되어 정상적인 전위값이 측정되지 않는 문제가 발생한다. Butterworth 필터의 경우 저주파 제거를 통한 기저선 변동 제거 과정에서 P파와 T파가 함께 신호가 유실되며, QRS군도 그 형태가 크게 왜곡이 되는 문제가 존재한다.

3. 제안한 P파 및 T파 검출 알고리즘

2장에서 살펴본 바와 같이 P파와 T파는 QRS군에 비하여 변화가 완만하고 진폭의 크기가 작기 때문에, 변화가 크고 진폭이 큰 QRS군에 비하여 탐색이 어렵다. 특히 심전도 측정 시 발생하는 잡음 중 1Hz 미만의 저주파 성분은 심전도 신호의 기저선 변동을 발생시켜 P파와 T파 검출을 더욱 어렵게 한다.

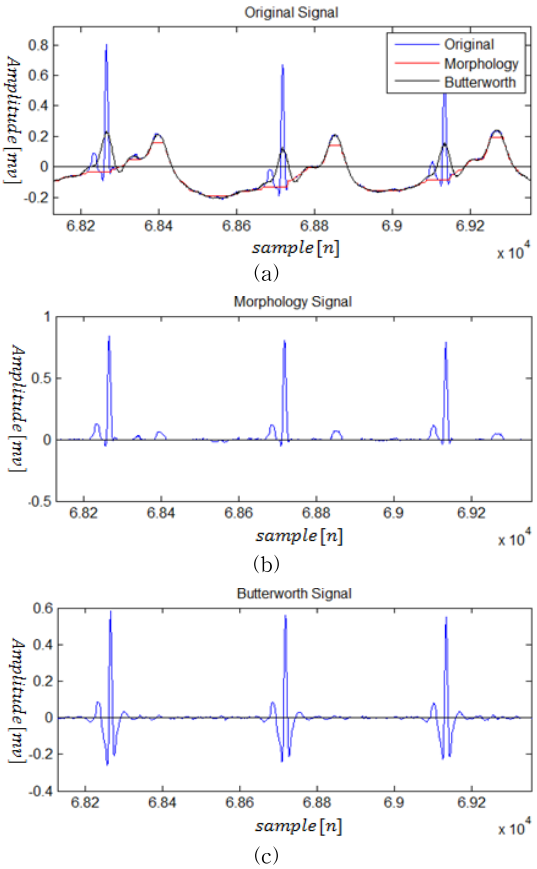


Fig. 1. Removing baseline wander. (a) Input signal and filtered signal, (b) Result of morphological filter, (c) Result of Butterworth filter.

본 논문에서는 전처리가 되지 않은 원 신호를 입력받아, 국부영역의 기저선 검출과 먼저 검출된 기저선에 구간적분을 사용하여 P파와 T파를 순차적으로 검출하는 알고리즘을 제안한다. 제안하는 알고리즘에 대한 블록도는 Fig. 2와 같다.

3.1 1차 파형 peak점 검출

1차 파형을 검출하기 위하여 국부영역의 기저선을 정의한다. 이를 위하여 먼저 QRS군의 peak 뿐만 아니라 onset과 offset에 대한 검출이 선행되어야 한다[18]. Fig. 3은 1차 파형을 검출하기 위하여 QRS군의 onset과 offset을 이용한 국부영역의 기저선의 검출을 나타낸 그림이다.

Fig. 3과 같이 먼저 국부영역의 기저선을 결정한

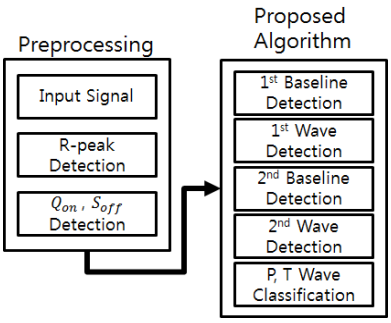


Fig. 2. Algorithm Flowchart.

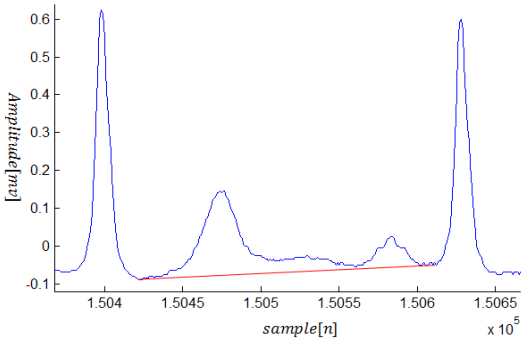


Fig. 3. Detection of 1st baseline.

후, 식(1)을 이용하여 기저선과의 전위차가 가장 큰 지점을 1차 파형의 peak점을 검출한다.

$$Peak_1^i = \underset{S_{off}^i \leq k \leq Q_{on}^{i+1}}{\arg\max} |S(k) - B(k)| \tag{1}$$

여기서 S는 원신호의 전위값, B는 국부영역의 기저선의 전위값을 나타내며, 위 전위값들의 차가 i번째 S-offset과 $i+1$번째 Q-onset 사이에서 극대화되는 지점을 1차 파형의 peak점으로 검출한다.

3.2 1차 파형 onset과 offset 검출

1차 파형의 onset과 offset의 검출은 먼저 검출된 peak점을 중심으로 구간면적의 적분값을 활용하여 검출한다. 식(2)와 식(3)는 onset과 offset을 획득하기 위한 구간면적 계산식을 각각 나타낸다.

$$Onset_1^i = \underset{t_p - W_0 \leq s_1 \leq t_p}{\arg\max} \left| \sum_{k=s_1}^{s_1+W_0} \left(S(s_1) - S(k)\right) \right| \tag{2}$$

$$Offset_1^i = \underset{t_p \leq s_2 \leq t_p + W_0}{\arg\max} \left| \sum_{k=s_2-W_0}^{s_2} \left(S(s_2) - S(k)\right) \right| \tag{3}$$

여기에서 W_0는 적분 윈도우의 사이즈를 나타내며, s_1과 s_2는 적분 윈도우의 시작점을 나타내고 t_p는 1차 파형의 peak점의 위치를 나타낸다. 나타낸다. 즉, 적분 윈도우의 시작지점에서의 전위값을 기준으로 적분 윈도우 내의 전위차를 적분하며, 적분값이 peak점인 t_p점을 중심범위 한 범위 내에서 각각 극대화되는 지점을 onset과 offset으로 검출한다. 하지만 이와 같은 검출은 적분윈도우의 크기에 매우 의존적인 문제가 있다.

P파와 T파의 경우 너비(D)가 다양하며 정형화 되어있지 않기 때문에 적분윈도우를 결정하는데 어려움이 존재한다. 다음 Fig. 4는 offset을 결정함에 있어서 적분윈도우의 크기를 적응적으로 결정하는 과정을 나타낸 그림이다.

Fig. 4에서 L은 적분윈도우의 크기가 가장 이상적인 경우를 나타내며, 초기 적분윈도우가 W_0일 때, L과의 오차를 E로 나타내며, 해당 오차를 적용하여 수정된 적분윈도우는 W가 된다. 이를 식으로 나타내면 식(4)와 같이 된다.

$$W = W_0 - (t_p - t_1) \tag{4}$$

즉, 다음 단계에 적용될 적분윈도우(W)의 크기는 이전 단계의 적분윈도우(W_0)의 크기로부터, 해당 파형의 peak점(t_p)에서부터 적분값이 최대가 되는 순간의 적분윈도우의 끝점(t_1) 사이의 차이를 뺀 값이 된다. 이와 같은 과정을 반복함으로써 적분값이 최대가 되는 순간의 적분윈도우의 시작점은 이상적인 onset의 위치에 가까워지며, 끝점은 파형의 peak점에 가까워지게 된다.

적분윈도우의 끝점이 파형의 peak점(t_p)에 근사할

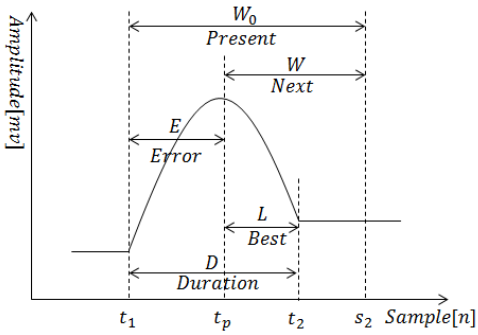


Fig. 4. Sequentially determining of integration window size.

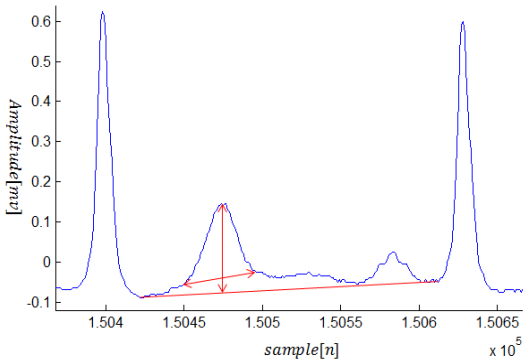


Fig. 5. Detection of 1st wave.

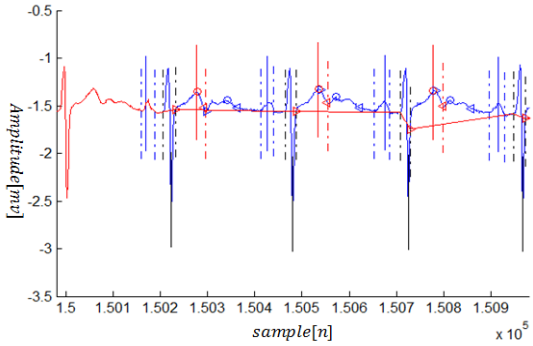


Fig. 6. False detection of 2nd wave in sel0126m.

때까지 위 과정을 반복한 후, 적분윈도우의 시작점을 onset 혹은 offset으로 결정한다. Fig. 5과 같이 1차 파형의 onset과 offset의 검출이 이루어진다.

수직 방향의 붉은색 화살표는 식(1)로부터 전위차가 최대가 되는 지점을 1차 파형의 peak점으로 검출한 것을 나타내며, 수평 방향의 붉은색 화살표는 식(2)~식(4)을 이용하여 1차 파형의 onset에서 offset까지의 영역을 나타낸다.

3.3 2차 파형 검출

2차 파형의 검출은 1차 파형과 동일한 방법으로 진행된다. 그러나 일부 심박의 경우, P파와 T파 사이의 전위값이 P파보다 큰 부분이 존재하여 peak점의 오검출이 발생할 수 있으며, QRS군의 onset과 offset의 검출위치에 따라 국부영역의 기저선이 크게 변화가 되어 2차 파형의 검출에 문제가 발생한다.

Fig. 6은 1차 파형(붉은색 마크)은 정상적으로 검출하였으나 2차 파형(파란색 마크)이 오검출 된 결과이다.

파란 그래프와 붉은 그래프는 각각 원신호와 1차 국부영역 기저선을 나타내고, QT-DB에서 기록된 위치는 세로선으로 파란색, 검은색, 붉은색은 각각 P파, QRS군 T파를 나타내며, 실선은 해당 파형의 peak점을, 점선은 onset과 offset을 나타낸다. 제안하는 알고리즘에 의하여 검출된 P파와 T파의 onset, peak, offset에 대한 위치는 각각 파란색과 붉은색의 ▷,○,◁ 순의 마크로 순서대로 나타내어졌다.

Fig. 6에서 나타난 문제들을 해결하기 위하여, Fig. 5에서 검출된 1차 파형의 onset과 offset을 이용하여 Fig. 7(a)와 같이 2차 기저선을 결정한다. Fig. 5와 같은 방식으로 2차 파형의 peak점과 onset과 offset을 각각 수직방향과 수평방향의 붉은색 화살표로 나타내었다.

Fig. 8은 Fig. 6에 대하여 Fig. 7의 과정을 적용하여 2차 파형을 검출한 결과를 Fig. 6과 동일한 방법으로 나타낸 그림이다.

이와 같이 단계적으로 1차 파형과 2차 파형을 검

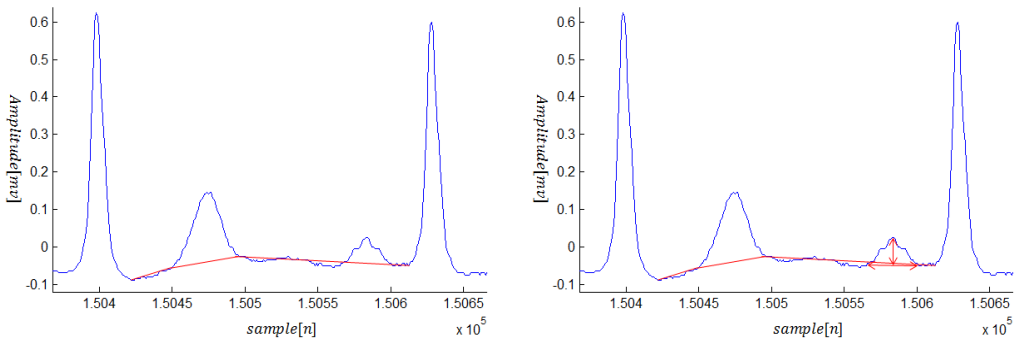


Fig. 7. Process of 2nd wave detection. (a) Determining of 2nd baseline, (b) Detection of 2nd wave.

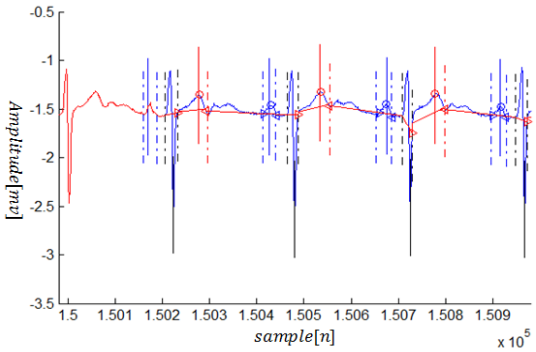


Fig. 8. Detection of 2nd wave with 2nd baseline in sel0126m.

출한 후, 파형의 위치에 따라 P파와 T파로 분류한다.

4. 실험 및 고찰

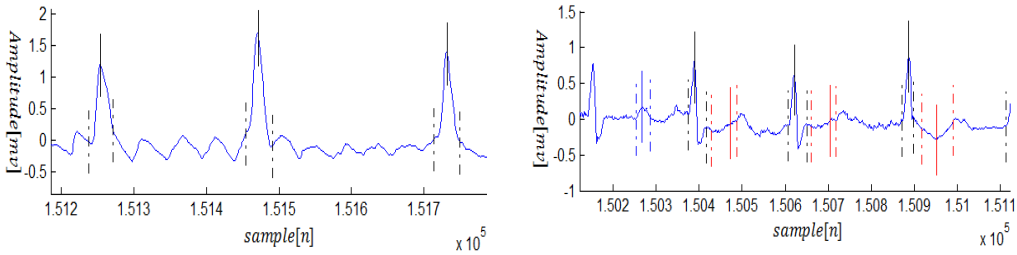
제안하는 알고리즘의 성능 실험을 위하여 본 논문에서는 QT-DB[13]를 이용하였다. QT-DB는 105개의 서로 다른 환자들의 심전도 신호가 저장되어 있으며, 다양한 P파와 T파 형태 정보를 포함하고 있다. 그 중 Fig. 9와 같이 부정맥이 존재하거나, 일부 파형이 소실되어 알고리즘의 적용이 어려운 데이터가 존재한다.

Fig. 9(a)에서와 같이 P파와 T파 정보가 없거나, Fig. 9(b)와 같이 P파의 정보가 불규칙적으로 소실되면서 T파의 정보가 비정상적으로 저장되어 실험하기 난해한 데이터가 다수 존재한다. 따라서 이를 제외한 72개의 데이터를 바탕으로 실험을 진행하였다. 다음 그림들은 실험에 사용된 QT-DB에 대하여 전문가에 의하여 기록된 파형정보를 선으로 표시하였다. 먼저 Fig. 10은 제안하는 알고리즘에 의하여 P파와 T파가 정상 검출된 데이터이다.

검출된 P파와 T파의 경계는 전문가에 의하여 결정된 경계의 위치와 유사하게 잘 찾아짐을 확인할 수 있다. Fig. 11은 전문가가 표시한 경계와 제안하는 알고리즘의 결과가 다소 오차가 발생한 데이터이다.

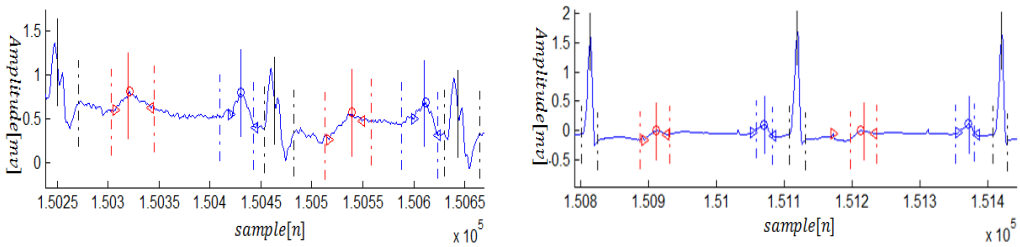
Fig. 11(a)와 같은 경우, P파의 경우 상대적으로 전위값이 높아 잘 검출되는 것을 볼 수 있으나, T파의 경우 전위값의 변동이 거의 없어 정상적으로 검출이 되지 않는 경우를 확인할 수 있다. 또한 Fig. 11(b)의 경우도 마찬가지로 P파는 검출되나, T파의 경우 파형의 형태가 하향성 T파와 이소성 T파의 경계를 지닌 형태이기에 이소성 T파에 가까운 파형의 경우에는 상향파로 오인식하여 검출한 결과, 오차가 크게 발생한 것을 확인할 수 있다.

QT-DB의 심전도 신호는 2개의 리드로부터 신호



(a) (b)

Fig. 9. Abnormal ECG data. (a) sel35m, (b) sel36m.



(a) (b)

Fig. 10. Normal detection ECG data. (a) sel39m, (b) sel50m.

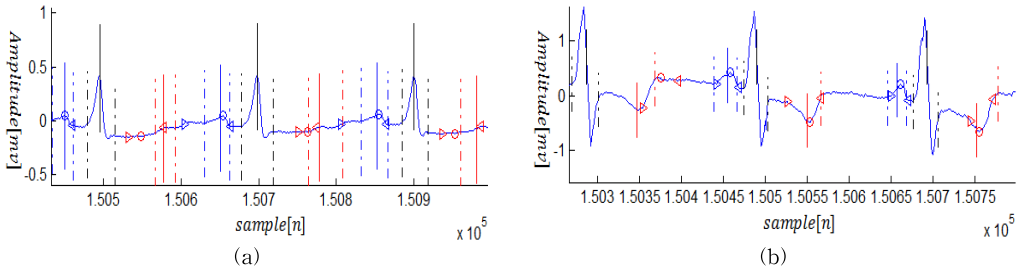


Fig. 11. Error occurred ECG data. (a) sel31m, (b) sel853m.

가 동시에 획득되어 2개의 채널로 이루어져 있다. 전체 심전도 신호는 15분 가량 측정되었으나, 그 중 30초 정도만 2명의 심전도 전문가가 직접 작성한 P파, QRS군, T파 등의 onset, peak, offset 등에 대한 정보가 기술되어 있기 때문에 해당 부분의 데이터만을 기반으로 자동화 알고리즘의 검출 결과와의 오차를 비교분석하여 알고리즘 성능을 측정한다.

여기서 제안하는 알고리즘은 하나의 채널 정보만을 사용하는 싱글리드 기반 알고리즘이므로, 각 심전도 신호에 대하여 채널 별로 제안하는 알고리즘을 적용한 결과들 중 직접 기술한 샘플 위치와의 오차가 적은 채널의 결과를 실험결과로 사용한다. 그 후, 해당 데이터의 오차에 대하여 평균과 표준편차를 계산한다. 모든 데이터에 대하여 동일한 방법으로 오차가 적은 채널을 선택한 후 평균과 표준편차를 계산하고, 데이터들의 평균과 표준편차들에 대하여 다시 평균값을 구함으로써 전체 데이터의 오차 평균과 표준편차를 획득하게 된다. 오차의 평균은 알고리즘의 구조적 차이에 의해 지속적인 오차가 발생할 경우 높은 값이 나타난다. 오차의 표준편차는 알고리즘의 안정성으로써 표준편차가 낮을수록 onset과 offset이 유사한 위치에 밀집되어 검출되는 것을 나타낸다. 일반적으로 알고리즘의 성능 판별에 있어서, 오차의 평균보다 오차의 표준편차가 낮을수록 우수한 성능의 알고리즘으로 판단한다.

제안하는 검출 알고리즘의 성능을 비교하기 위하여 PCGS 알고리즘[19], WT 알고리즘[8], LPD 알고리즘[3]에 의하여 검출된 결과를 비교하였다. Table. 1은 각 알고리즘들과 제안하는 알고리즘의 성능을 나타낸 것이다.

제안하는 알고리즘은 기존 알고리즘에 비하여 오차의 평균은 다소 늘어났지만, 오차의 표준편차는 줄어들었다. 따라서 제안하는 알고리즘의 오차 표준편차 값은 전문가에 의하여 결정된 허용 오차범위[14] 안에 들어올 뿐만 아니라, 다른 알고리즘들에 비하여 그 값이 작기 때문에 P파와 T파의 검출 성능이 우수함을 확인할 수 있다.

5. 결 론

P파와 T파의 검출은 심박신호의 시작과 끝을 나타내는 파형으로서 QRS군과 함께 심장 수축에 관한 중요한 정보를 제공한다. P파와 T파는 QRS군에 비하여 낮은 전위값과 ECG 신호에 있는 다양한 형태의 잡음과의 유사성으로 인해 QRS군의 검출에 비하여 그 검출이 여전히 어려운 과제로 남아 있다. 본 논문에서는 P파와 T파의 검출의 정확성을 높이기 위하여 국부영역의 기저선을 순차적으로 정의한 후, 각

Table 1. Evaluation of the algorithms on the QT-DB

Method	P_{onset} $mean \pm std$	P_{peak} $mean \pm std$	P_{offset} $mean \pm std$	T_{onset} $mean \pm std$	T_{peak} $mean \pm std$	T_{offset} $mean \pm std$
Proposed Algorithm	-6.5±7.3	-3.7±4.9	-1.6±5.7	-13.9±14.0	-1.88±4.53	6.13±8.03
PCGS[19]	3.7±17.3	4.1±8.6	-3.1±15.1	7.1±18.5	1.3±10.5	4.3±20.8
WT[8]	2.0±14.8	3.6±13.2	1.9±12.8	N/A	0.2±13.9	-1.6±18.1
LPD[3]	14.0±13.3	4.8±10.6	-0.1±12.3	N/A	-7.2±14.3	13.5±27.0
Tolerances(STD)[14]	10.2	-	12.7	-	-	30.6

단계에서 구간면적 계산을 통하여 파형을 검출하는 방안을 제시하였다. 실험결과 P파와 T파의 검출 정확도가 높아짐으로써 기존의 알고리즘에 비하여 오차의 편차치가 줄었음을 확인할 수 있었다. 본 논문은 P파와 T파의 정보를 필요로 하는 심장질환 자동 분류시스템을 개발함에 있어서 활용이 기대된다. 그러나 다양한 형태로 인해 판별이 힘든 P파와 T파의 정확한 검출을 위하여서는 P파와 T파의 유무 판별 및 유형분류에 대한 연구가 진행되어야 하며, 이에 대한 연구는 향후 과제로 남겨둔다.

REFERENCE

[1] H.J. Jang and J.S. Lim, "Detection of Premature Ventricular Contraction Using Discrete Wavelet Transform and Fuzzy Neural Network," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 12, No. 3, pp. 451-459, 2009.

[2] N.V. Thakor and Y.S. Zhu, "Application of Adaptive Filtering to ECG Analysis: Noise Cancellation and Arrhythmia Detection," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 8, pp. 785-793, 1991.

[3] P. Laguna, R. Jane, and P. Caminal, "Automatic Detection of Wave Boundaries in Multilead ECG Signals: Validation with the CSE Database," *Computers and Biomedical Research*, Vol. 27, No. 1, pp. 45-60, 1994.

[4] P. Strumillo, "Nested Median Filtering for Detecting T-wave Offset in ECGs," *Electronics Letters*, Vol. 38, No. 14, pp. 682-683, 2002.

[5] I.S.N. Murthy and U.C. Niranjan, "Component Wave Delineation of ECG by Filtering in the Fourier Domain," *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 30, pp. 169-176, 1992.

[6] I.S.N. Murthy and G.S.S.D. Prasad, "Analysis of ECG from Pole-Zero Models," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 39, No. 7, pp. 741-751, 1992.

[7] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28, 1995.

[8] J.P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A.P. Rocha, and P. Laguna, "A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.

[9] S.S. Mehta, S.C. Saxena, and H.K. Verma, "Recognition of P and T Waves in Electrocardiograms Using Fuzzy Theory," *Proceedings of the 1st Regional Conference, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 254-255, 1995.

[10] E.D.A. Botter, C.L. Nascimento, and T. Yoneyama, "A Neural Network with Asymmetric Basis Functions for Feature Extraction of ECG P Waves," *IEEE Transactions on Neural Networks*, Vol. 12, No. 5, pp. 1252-1255, 2001.

[11] P. Trahanias and E. Skordalakis, "Syntactic Pattern Recognition of the ECG," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. Vol. 12, No. 7, pp. 648-657, 1990.

[12] J. Thomas, C. Rose, and F. Charpillet, "A Multi-HMM Approach to ECG Segmentation," *Proceeding of the 18th IEEE International Conference on Tools with Artificial Intelligence*, pp. 609-616, 2006.

[13] P. Laguna, R. Mark, A. Goldberger, and G. Moody, "A Database for Evaluation of Algorithms for Measurement of QT and Other Waveform Intervals in the ECG," *Computers in Cardiology*, Vol. 24, pp. 673-676, 1997.

[14] C. Zywietz and D. Celikag, "Testing Results and Derivation of Minimum Performance Criteria for Computerized ECG-Analysis," *Computers in Cardiology 1991, Proceedings*, pp. 97-100, 1991.

[15] A. Martinez, R. Alcaraz, and J.J. Rieta, "Automatic Electrocardiogram Delineator Based

on the Phasor Transform of Single Lead Recordings," *2010 Computing in Cardiology*, pp. 987-990, 2010.

[16] J. Pan and W.J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, 1985.

[17] K.H. Park and J.H. Kim, "Removing Baseline Drift in ECG Signal Using Morphology-pair Operation and Median Value," *Journal of the Korea Society of Computer and Information*, Vol. 19, No. 8, pp. 107-117, 2014.

[18] J.H. Kim, S.M. Lee, and K.H. Park, "Stepwise Detection of the QRS Complex in the ECG Signal," *The Journal of Korean Institute of Communications and Information Sciences*, Vol. 41, No. 2, pp. 244-253, 2016.

[19] C. Lin, C. Mailhes, and J.Y. Tourneret, "P-and T-Wave Delineation in ECG Signals Using a Bayesian Approach and a Partially Collapsed Gibbs Sampler," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 57, No. 12, pp. 2840-2849, 2010.

김 정 홍

1986년 경북대학교 전자공학과 학사 졸업
1988년 경북대학교 전자공학과 석사 졸업
1988년~1996년 한국전자통신연구원
2001년 충남대학교 컴퓨터공학과 박사 졸업
현재 경북대학교 IT대학 컴퓨터학부 교수
관심분야: 신호처리, 유비쿼터스

이 승 민

2010년 경북대학교 수학과 학사 졸업
2012년 경북대학교 수학부 석사 졸업
2013년 3월~현재 경북대학교 전자공학부 박사과정
관심분야: 패턴인식, 신호처리

박 길 흠

1982년 경북대학교 전자공학과 학사
1984년 한국과학기술원 전기전자공학과 석사 졸업
1990년 한국과학기술원 전기전자공학과 박사 졸업
현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수
관심분야: 영상신호처리, 패턴인식, 영상압축