JKIICE Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering

한국정보통신학회논문지(J. Korea Inst. Inf. Commun. Eng.) Vol. 20, No. 8 : 1587~1595 Aug. 2016

적응형 문턱치와 QRS피크 변화에 따른 P파 검출 알고리즘

조익성[1] · 김주만[2] · 이완직[2] · 권혁숭[2*]

P Wave Detection Algorithm through Adaptive Threshold and QRS Peak Variability

Ik-sung Cho[1] · Joo-Man Kim[2] · Wan-Jik Lee[2] · Hyeog-soong Kwon[2*]

[1]Department of Information and Communication Engineering, Kyungwoon University, Gumi 39160, Korea
[2*]Department of IT Engineering, Pusan National University, Miryang 50463, Korea

요 약

P파는 심장의 전기적, 생리적 특성을 나타내는 파라미터로써 심방성 부정맥 진단에 있어 매우 중요하다. 하지만 R파에 비해 신호의 크기가 작고 그 형태가 다양하여 검출에 많은 어려움이 있다. P 파를 검출하기 위한 기존 연구방법으로는 주파수 분석과 비선형 접근방법 등이 제안되어 왔지만 방실 차단과 같은 전도 이상이나 심방성 부정맥의 경우에는 검출 정확도가 낮아진다. 이는 심장 상태에 따라 다양한 모양의 P파의 패턴이 존재하기 때문이다. 본 연구에서는 QRS 피크 변화에 따른 P파의 패턴을 분류하고 적응형 문턱치를 이용하여 P파를 검출하는 방법을 제안한다. 이를 위해 전처리를 통해 잡음이 제거된 심전도 신호에서 Q, R, S를 검출한다. 이후 피크 변화에 따른 P파의 3가지 패턴을 분류하고 적응형 윈도우와 문턱치를 통해 P파를 검출하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 48개의 레코드를 대상으로 한 P파의 평균 검출율은 92.60%의 성능을 나타내었다.

ABSTRACT

P wave is cardiac parameters that represent the electrical and physiological characteristics, it is very important to diagnose atrial arrhythmia. However, It is very difficult to detect because of the small size compared to R wave and the various morphology. Several methods for detecting P wave has been proposed, such as frequency analysis and non-linear approach. However, in the case of conduction abnormality such as AV block or atrial arrhythmia, detection accuracy is at the lower level. We propose P wave detection algorithm through adaptive threshold and QRS peak variability. For this purpose, we detected Q, R, S wave from noise-free ECG signal through the preprocessing method. And then we classified three pattern of P wave by peak variability and detected adaptive window and threshold. The performance of P wave detection is evaluated by using 48 record of MIT-BIH arrhythmia database. The achieved scores indicate the average detection rate of 92.60%.

키워드 : P파, 심방성 부정맥, ECG 패턴, QRS 피크 변화, 적응형 문턱치

Key word : P wave, Atrial arrhythmia, ECG pattern, QRS peak variability, Adaptive threshold

Received 14 April 2016, **Revised** 19 April 2016, **Accepted** 29 April 2016

* **Corresponding Author** Hyeog-Soong Kwon (E-mail:hskwon@pusan.ac.kr Tel:+82-55-350-5411)
Department of IT Engineering, Pusan National University, Miryang 50463, Korea

Open Access http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2016.20.8.1587 print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

ⓒThis is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(http://creativecommons.org/li-censes/by-nc/3.0/) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
Copyright Ⓒ The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

Ⅰ. 서 론

P파는 심장의 전기적, 생리적 특성을 나타내는 파라미터로써 부정맥과 심장 질환을 진단하는데 매우 중요하다. 특히 심방성부정맥은 심방활동에 상응하는 P파의 진폭 및 모양이 불규칙하고 높은 심방율(atrial rate)을 특징적으로 나타내는데, 증상이 심화됨에 따라 그 모양의 불규칙성이 증가하는 것으로 알려져 있다[1-3]. 지금까지 심장질환 검출을 위한 대부분의 방법들은 심전도의 QRS간격과 형태를 이용한 방법이 주로 사용되었다. 하지만 이 방법은 심실의 전기적 불일치로 인해 발생하는 QRS파형의 비정상적인 특성을 이용하기 때문에 조기심실수축(PVC : Premature Ventricular Contraction)과 같은 심실성부정맥의 검출에는 적합하지만 심방성부정맥에 적용하기에는 한계가 있다. P파를 검출하기 위한 기존 연구방법으로는 미분파형의 성질을 이용하는 방법, 파형의 주파수성분을 분석하는 방법, 파형의 변화량을 검사하는 방법, 다채널의 파형크기를 누적하는 방법 등이 있다. 이 방법들은 P파의 위치를 QRS이전의 일정 구간으로 추정하기 때문에 정상 또는 심실성부정맥의 경우에는 정확도가 높으나, 전도 이상이나 심방성부정맥의 경우에는 검출 성능이 떨어진다[4-7].

또한 이러한 대부분의 방법들은 가공 및 연산이 복잡하여 실시간 적용이 어렵고 R파에 비해 낮은 진폭과 형태의 불명확성, 개인차로 인한 가변성이 있어 부정맥과 같은 이상 파형일 경우에는 그 성능이 저하되는 경우가 발생한다[8, 9]. 따라서 이러한 문제점을 극복하기 위해서는 개인마다 상이한 심전도패턴에 따라 P파를 검출할 수 있는 알고리즘이 필요하다. 본 연구에서는 QRS 피크 변화에 따라 패턴을 분류하고 적응형 윈도우와 문턱치를 이용하여 P파를 검출하는 방법을 제안한다. 이를 위해 먼저 전처리를 통해 잡음이 제거된 심전도 신호에서 Q, R, S를 정확히 검출한다. 이후 피크 변화에 따른 P파의 패턴을 분류하고 적응형 윈도우와 문턱치를 통해 P파를 검출하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 대상으로 그 성능을 확인하였다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안한 방법에 대하여, 3장에서는 실험결과에 대하여 논하고 4장에서 결론으로 마무리한다.

Ⅱ. 제안한 알고리즘

제안한 피크 변화와 적응형 문턱치를 이용한 P파 검출 알고리즘의 전체 구성도는 그림 1과 같은 단계로 나누어진다. 먼저 심전도 신호로부터 전처리 과정을 통해 잡음을 제거한 후 Q, R, S파를 검출하는 단계, 피크 형태와 크기에 따라 패턴을 분류하는 단계, 각 패턴에 따라 적응형 문턱치를 통한 P, T피크치를 검출하는 단계로 나누어진다.

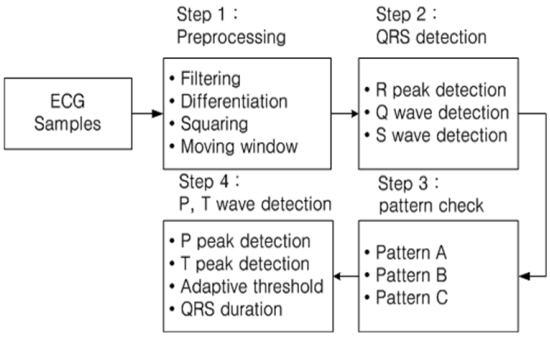

Fig. 1 System configuration

2.1. 전처리

본 연구에서는 정확한 QRS검출을 위해 Pan & Tompkins의 알고리즘을 보완하였다. 기존 알고리즘이 필터링 된 신호의 제곱함수를 이용한 것에 반해 절대치를 이용하여 이득을 감소시켰으며, 신호의 정확도를 위해 이동 평균 간격을 기존 150ms에서 80ms로 수정하였다.

이는 R파를 검출하는데 있어 최적의 성능을 만족하는 이동평균 간격이 80ms이기 때문이다. 또한 차단주파수가 20Hz인 저역통과필터와, 5Hz인 고역통과필터를 통하여 잡음을 제거한 후 기저선 변화의 안정화와 R파를 강조하기 위한 5-points 미분 방법을 사용하였다. 미분으로 인하여 발생된 음의 성분에 절대값을 취하여 양의 값으로 바꾸어 고주파 성분을 부각시키고, T파로 인해 발생하는 R파의 오검출을 방지하기 위해 절대치(absolute)를 사용하였으며, 출력파형을 80ms 윈도우에서 평균을 수행함으로써 R파를 효율적으로 검출하도록 하였다[10].

2.2. 특징점 검출

R파는 우선, 형태 연산을 통해 전 처리 된 신호의 경험적 문턱 값(empirical threshold)과 진폭의 변화를 이용하여 검출하며, 이 값에 의해 검출되지 않을 경우 RR 간격을 이용한 역 탐색 기법을 사용한다. 진폭의 변화를 이용한 방법은 현재 신호의 진폭값을 기준으로 이전 신호와의 진폭 차이를 계산함으로써 간단한 연산량으로 R파를 검출하는 방법이다.

일반적으로 QRS영역(Complex)간격이라 함은 Q시작점과 S끝점까지의 간격을 말한다. 본 연구에서는 Q시작점과 S 끝점을 구하기 위해 위상 변이 추적 기법을 이용하였다. 위상 변이 추적 기법은 R파를 기준으로 위상이 변화되는 방향과 횟수를 추적함으로써 4개의 QRS 특징점, 즉 Q시작점, Q끝점, S시작점, S끝점을 추출하는 방법이다[11].

2.3. QRS 피크 변화에 따른 P파 패턴

일반적인 P파는 양성(positive), 음성(negative) 또는 편평한 모양으로 나타날 수 있다. P파의 간격이 0.1s이내 일 때는 정상, 0.1s이상이 되면 비정상으로 판단한다. 또한 정상 심전도에서 볼 수 있는 것과 같이 P파 뒤에 QRS파형이 이어지기도 하고, 그렇지 않은 경우도 있다. 때로는 비정상적인 P파가 QRS파형 뒤에 나타나기도 하고, QRS파형 내부에 포함되기도 한다.

이와 같이 정상신호 또는 심실성부정맥과 달리 심방성부정맥 발생 시의 P파의 패턴은 다양한 형태를 가진다. 본 연구에서는 정상신호와 P파의 3가지 형태 파형 패턴을 정의하고 이를 그림 2에 나타내었다. 그림과 같이 P파의 패턴은 최대값과 최소값이 특정 범위를 만족하는가에 따라 하나의 양의 피크, 하나의 음의 피크, 두 개의 양과 음의 피크를 가지는 3가지 형태로 구분할 수 있다. 그림 2(a)와 같이 최대값($Peak(Max)$)이 양의 문턱치($Th(+)$)보다 크거나 최소값($Peak(Min)$)이 음의 문턱치($Th(-)$)보다 클 경우 패턴 A라고 판단한다. 그림 2(b)와 같이 최대값이 양의 문턱치($Th(+)$)보다 작거나 최소값이 음의 문턱치($Th(-)$)보다 작을 경우 패턴 B라고 판단한다. 그림 2(c)와 같이 최대값이 양의 문턱치($Th(+)$)보다 크거나 최소값이 음의 문턱치($Th(-)$)보다 작을 경우 패턴 C라고 판단한다. 즉 최대값, 최소값, 양의 문턱치, 음의 문턱치의 크기에 따라 3개의 패턴이 명확히 구분되는 것을 확인할 수 있다.

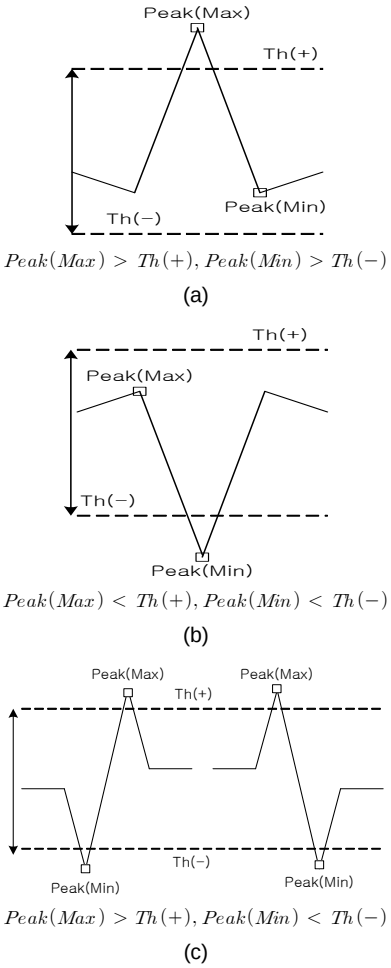

Fig. 2 P wave pattern (a) pattern A(positive pattern) (b) Pattern B(negative pattern) (c) Pattern C(biphasic pattern)

2.4. 적응형 윈도우와 문턱치를 이용한 P파 검출

본 연구에서는 P파를 검출하기 위하여 RR간격을 이용한 적응형 윈도우와 피크의 진폭을 이용한 적응형 문턱치를 이용하였다.

2.4.1. 적응형 윈도우

P파를 검출하기 위해서는 검출 구간의 범위를 설정해야 한다. 검출 구간은 P파가 검색되어야 할 시간간격을 이용하며 다른 파형과 중복되지 않는 최적의 간격을 설정하는 것이 필요하다. 본 연구에서의 윈도우 검색 구간은 이전 R파와 현재 R파의 간격인 RR간격 정보를 이용하였다. 윈도우(window)는 입력되어 들어오는 신

호간격의 변화에 따라 자동적으로 변화되며 신호가 윈도우 내에서 문턱치를 초과할 때 최고점을 검출하여 P파를 결정한다. P파를 결정하기 위한 윈도우 탐색 과정은 정방향(forward search)과 역방향 탐색(backward search)으로 나누어지며 그림 3과 같다. 먼저 P파를 검출하기 위한 참조값으로 QRS영역을 사용한다. 이 영역을 기준으로 정방향 검색을 통해 T파, 역방향을 검색을 통해 P파를 검출할 수 있기 때문이다. 정방향 윈도우는 T파를 포함하고 있으며, 그 경계면은 QRS끝점부터 RR간격의 2/3까지 확장되며 그 범위 안에서의 최고 진폭값을 찾는다. 이와 마찬가지로 역방향 윈도우는 P파를 포함하고 있으며, 그 경계면은 QRS시작점부터 RR간격의 1/3까지 확장된다. 윈도우 간격으로 사용한 RR간격은 이전과 현재의 R파간의 시간간격으로 지속적으로 변화하는 값이며 이러한 변화에 대응하여 P파와 T파의 검색 구간을 적응적으로 변화시키는 방법이다. 본 연구에서 정방향 윈도우를 통한 T파까지 검출 범위를 설정하는 이유는 T파와 중첩된 경우 P파의 검출 성능을 향상시키기 위함이다.

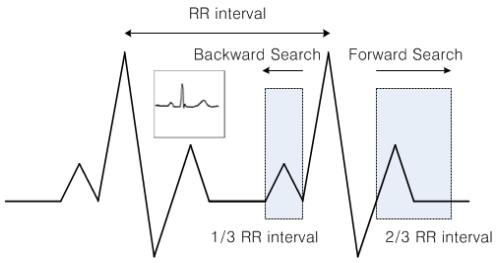

Fig. 3 Adaptive windows

2.4.2. 적응형 문턱치

윈도우를 통한 검색 구간 설정 후에는 그 윈도우 내에서의 피크치를 찾기 위한 조건이 필요하다.

P파는 문턱치 조건에 맞는 각각의 최대 또는 최소값을 찾음으로써 탐색 윈도우내에서 검출된다. 문턱치는 수식 (1)과 같이 표현된다. 수식에서와 같이 P파와 T파에 대한 문턱치는 이전 R피크와 이전 P, T피크에 대한 진폭비에 대한 값으로 적응적으로 변경된다. 즉, 그림 4와 같이 현재 검출하고자 하는 파의 진폭에서 R파의 진폭을 나누고 그 진폭을 다시 곱한 값이 다음 P와 T피크 검출을 위한 문턱치가 된다. 피크치를 검출하는 과정은 2. 3절에서 거론된 것과 같이 양과 음의 피크에 따라 3개의 패턴으로 나누어진다.

$$T_{th(n)} = \frac{T_{p(n-1)}}{R_{p(n-1)}} T_{p(n-1)}, P_{th(n)} = \frac{P_{p(n-1)}}{R_{p(n-1)}} P_{p(n-1)} \quad (1)$$
$$T_{th(n)} = T\ wave\ threshold,\ P_{th(n)} = P\ wave\ threshold$$

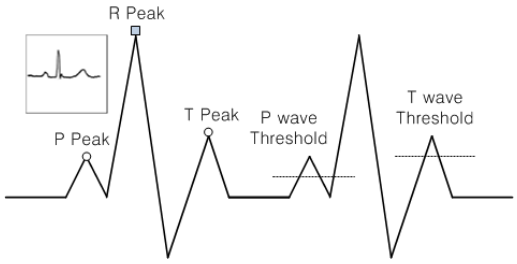

Fig. 4 Adaptive threshold

2.4.3. QRS간격을 통한 검출오류(FP : False Positive) 보정

QRS간격을 통한 검출오류(FP)를 보정하기 위한 알고리즘은 전도 이상이나 심방성부정맥의 P파의 검출 정확도를 향상시키기 위한 방법이다. 일반적으로 정상 비트 이후에 나타나는 LBBB(Left Bundle Branch Block), RBBB(Right Bundle Branch Block), Paced Beat 또는 PVC비트의 경우 검출오류를 나타내었다. 이는 MIT-BIH 39개의 레코드를 대상으로 분석 한 결과 방실차단 또는 심실의 조기수축으로 인한 QRS간격이 증가하여 P와 T파가 중첩되거나 P파가 먼저 발생하는 경우에 해당하였다. 따라서 이러한 검출오류를 해소하기 위해서는 먼저 QRS간격 정보를 이용하여 그 범위의 만족 여부에 따라 검출의 정확도를 향상시키는 것이 필요하다. 일반적으로 BBB는 심장내의 좌각, 또는 우각을 통한 전기자극이 차단되어 QRS간격이 80～120ms의 범위를 가지게 된다. 조기심실수축(PVC)은 심실에서 기원하는 조기 심장 박동으로 동방결절로부터 정상적으로 전기적 신호가 도달되기 전에 심실은 정상보다 이른 신호를 보냄으로 인해 QRS간격이 넓어져 그 폭이 110ms이상을 가진다. paced beat는 심장 조율 비트로 QRS폭이 120ms 이상의 범위를 가진다[12, 13]. 따라서 그림 5와 같이 현재의 정상 QRS를 기준으로 이후의 QRS간격이 80ms이상의 범위를 가질 경우는 전도 이상, 조기 수축 또는 조율 비트로 간주하여 적응형 윈도우 간격을 RR간격의 1/2까지 확장하여 별도의 검출 과

정을 거친다.

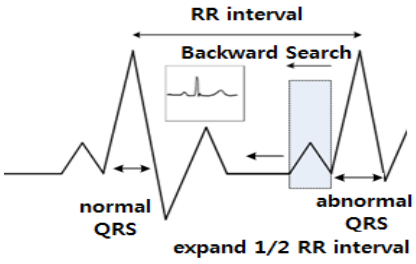

Fig. 5 FP correction through QRS duration

Ⅲ. 성능 평가

3.1. 전체 피크 검출 결과

제안한 피크변화와 적응형 문턱치를 이용하여 R, P, T파의 검출 정확도를 확인하였다. 이를 위해 먼저 MIT-BIH부정맥 데이터베이스를 통해 Normal, PVC, PAC(Premature Atrial Contraction), BBB, Paced Beat를 대상으로 R, P, T파에 대한 전체 피크 검출에 대한 결과를 확인하였다. 5개의 부정맥을 대상으로 한 이유는 전도 이상이나 심방성부정맥의 경우 제안한 알고리즘으로 성능 변화를 비교하기에 적합하기 때문이다. 제안한 알고리즘을 통해 5개의 부정맥을 대상으로 전체 R, P, T파의 검출 결과를 확인해보았다. normal 신호의 경우 P와 T파가 중첩되지 않고 문제없이 P파를 정확히 검출하는 것을 확인하였다. normal과 PVC가 반복해서 나타난 경우 normal에서 PVC로 변화될 때 P와 T파가 중첩되는 경우가 발생하였다. normal에서 PAC로 변화될 때는 PVC로 변화될 때와 마찬가지로 P와 T파가 중첩되는 것을 확인하였다. BBB와 PVC비트가 번갈아 나타낸 경우에는 BBB에서 PVC로 변화될 때 P와 T파가 중첩되는 것을 확인하였다. paced beat의 경우도 P, T파가 정확히 검출되는 것을 확인할 수 있었다. 실험을 통해 특정 부정맥으로 바뀔 때 중첩 되는 경우가 발생하며, 이는 검출오류를 야기할 수 있다는 것을 확인할 수 있었었다. 그림 6, 7, 8에서 이에 대한 결과를 모두 나타내었다.

3.2. 중첩되지 않는 피크 검출 결과

그림 6은 본 연구에서 제안한 피크변화와 적응형 문턱치를 이용하여 P, T파가 중첩되는 않는 경우 이를 정확히 검출한 결과를 나타낸 것이다. 그림 6(a)와 같이 normal영역은 R, P, T파 검출에 문제가 없는 것을 확인할 수 있다. 그림 6(b)는 PVC 이후에 normal 신호가, 그림 6(c)의 경우 PVC가 연속하여 나타낸 경우로 오류 없이 검출되는 것을 확인할 수 있다. 그림 6(d), (e), (f)는 각각 paced beat, LBBB, RBBB를 나타낸 것으로 문제없이 P, T파를 정확히 검출하는 것을 확인할 수 있다. 특히 그림 6(e)는 LBBB를 나타낸 것으로 R피크가 역전되었음에도 불구하고 P파의 패턴분류를 통해 P, T파를 정확하게 검출하는 것을 확인할 수 있다.

3.3. 중첩된 피크 검출 결과

그림 7은 중첩된 P, T파를 검출하는 결과를 나타내고 있다. normal신호는 P, T파 중첩이 발생하지 않았으며, 부정맥 PVC, LBBB, PAC의 경우 중첩되는 상황이 발생하더라도 제안한 방법으로 이를 정확히 검출하였다. 제안한 방법은 normal 뿐만 아니라 전도 장애, 심방성 부정맥을 포함한 부정맥에 대해서도 오류 없이 P, T파를 정확하게 검출하는 것을 확인할 수 있다.

하지만 normal비트 이후에 나타나는 LBBB, RBBB, Paced Beat, PVC비트의 경우 검출오류를 나타내는 경우가 발생하였다. 이는 심방의 전도 이상이나 심실의 조기수축으로 인한 QRS간격이 증가하여 P와 T파가 중첩이 되거나 또는 전도 이상으로 P파가 빨리 나타나는 경우에 해당하였다. 따라서 이러한 검출오류(FP : False Positive)를 해소하기 위해 현재의 정상 QRS간격을 기준으로 다음 QRS간격 80ms이상의 범위를 가질 경우는 전도 이상, 조기 수축 또는 조율 비트로 간주하여 적응형 윈도우 간격을 RR간격의 1/2까지 확장하여 별도로 검출하였다. 그림 8은 특정 부정맥의 경우 QRS간격을 고려하지 않고 제안 알고리즘을 적용하면 검출오류가 발생하였으나, QRS 간격 정보를 사용하여 윈도우 간격을 확장함으로써 이를 보정한 경우를 나타내었다. 그림 8(a)는 normal신호 이후에 PVC비트가 나타난 것으로 QRS간격을 적용하지 않고 이를 검출하였다. 이는 P파가 빨리 나타나지 않는 경우로 그 범위의 피크치가 윈도우 간격을 확장하더라도 동일하기 때문이다. 그림 8(b)는 현재 QRS간격이 76ms로 정상이였으나, 이후 118ms로 80ms이상의 범위를 나타내어 RR간격을 1/2까지 확장하여 오류 비트를 보정한 경우에 해당한다.

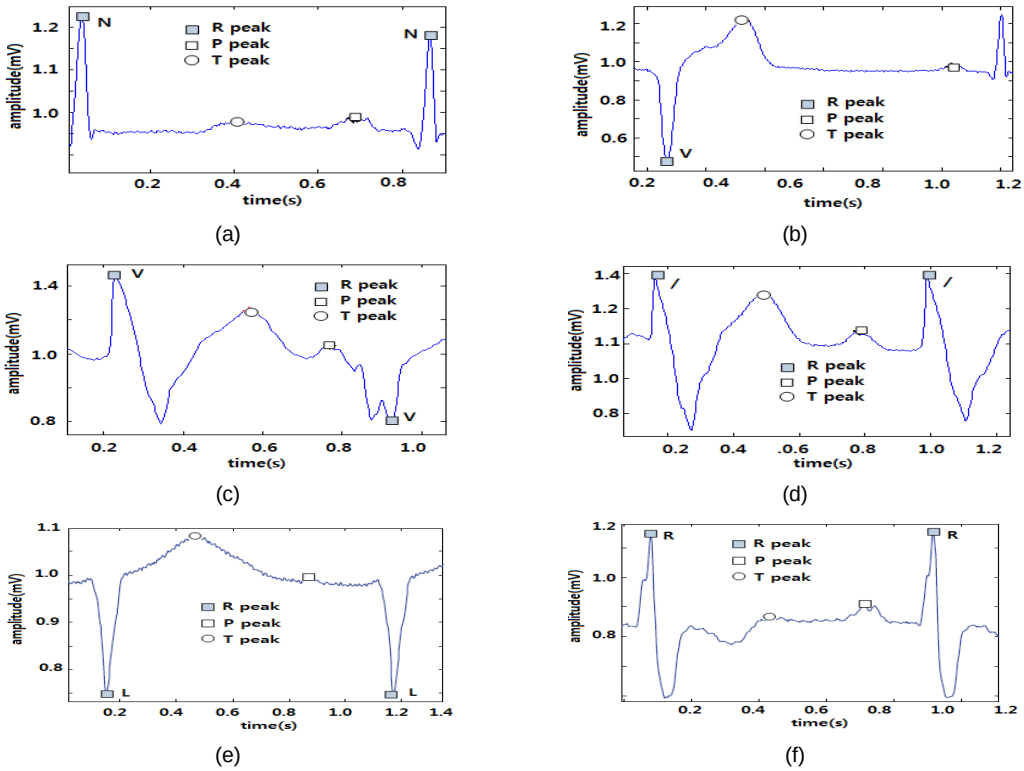

Fig. 6 Detected P wave(non-overlapped case) (a) 100, 101, 102, 106 record (normal) (b) 100, 102, 107, 233 record (PVC+normal) (c) 207 record (PVC+PVC) (d) 102, 107, 217 record (paced beat) (e) 110, 111, 112, 207 record (LBBB) (f) 118, 122, 124, 212, 214 record (RBBB)

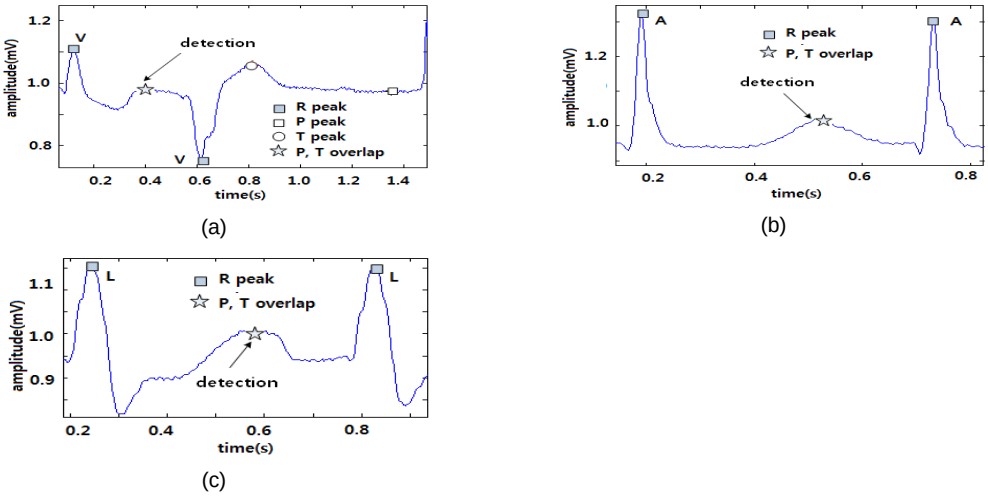

Fig. 7 Detected overlapped P wave(adaptive threshold) (a) 109, 202, 205, 207 record : (PVC+PVC) overlap (b) 100, 101, 200 record : (PAC) overlap (c) 109, 208 record: (LBBB) overlap

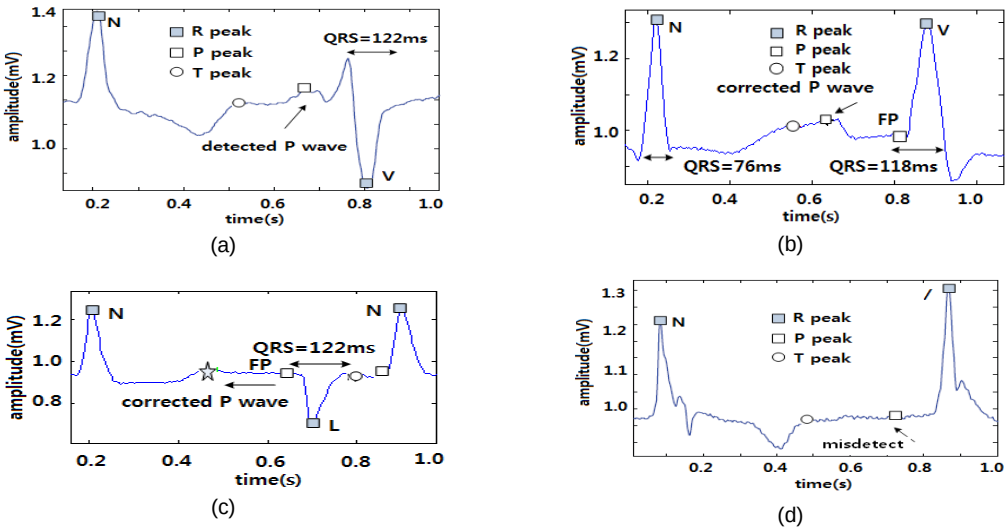

Fig. 8 Corrected P wave(QRS duration) (a) 233 record (normal+PVC):detected (b) 108,109,207,209 record (normal+PVC): corrected (c) 105,209,219 record(Normal+LBBB):corrected (d) 104,237 record(Normal+paced beat):misdetected

그림 8(c)는 normal 이후에 LBBB비트가 나타난 것으로 전처리에서 QRS간격을 80ms로 한 경우 검출오류가 발생하였으나 QRS윈도우간격 보정을 통해 중첩된 P파를 정확히 재검출하였다. 이는 QRS간격을 이용한 적응형 윈도우 방법이 제안한 알고리즘의 적용에 적합하다는 것으로 판단할 수 있다. 그림 8(d)는 normal신호 이후에 P파가 먼저 나타나는 paced beat를 나타낸 것으로 검출오류를 나타내고 있다. 이는 QRS정보를 통하여 윈도우 간격을 확장하였을 경우에도 그림에 나타난 검출오류(FP)가 피크점을 나타내기 때문에 오류가 나는 것으로 생각된다. 따라서 paced beat의 경우에는 윈도우 간격을 확장하는 방법은 잘못된 것으로 확인되었다.

3.4. 피크 검출율

제안된 피크 변화와 적응형 문턱치, QRS간격정보를 이용한 검출 알고리즘의 성능을 평가하기 위하여MIT-BIH부정맥 대상으로 P파를 검출하였다. 검출율의 계산은 식 (2)와 같으며, 성능평가에 사용된 레코드는 48개 레코드 모두를 대상으로 실험하였다. 제안한 방법으로 P파를 검출한 결과를 표 1에 나타내었다. 평가 결과 평균 검출율은 92.60%의 성능을 나타내었다. 이는 normal과 PVC가 연속된 108, 109, 207, 209번과 normal과 BBB가 연속된 105, 209, 219번 레코드의 경우 피크 변화와 적응형 문턱치만을 이용해서 검출오류가 난 비트를 QRS간격을 적용하여 이를 검출함으로써 전체적인 검출율이 향상된 것으로 확인된다.

$$\text{검출률} = \frac{\text{전체비트수} - (FP + FN)}{\text{전체비트수}} \quad (2)$$
$$(FP: False\ Positive,\ FN: False\ Negative)$$

Ⅳ. 결 론

본 연구에서는 방실차단과 같은 전도 이상이나 심방성부정맥의 검출 정확도를 향상시키기 위해 피크 변화에 따른 패턴을 분류하고 적응형 문턱치를 이용하여 P파를 검출하는 방법을 제안하였다. 이를 위해 먼저 전처리 과정을 통해 잡음이 제거된 심전도 신호에서 Q, R, S를 검출한 후 이후 피크 변화에 따른 P파의 3가지 패턴을 분류하고, 적응형 윈도우와 문턱치를 통해 P와 T파를 검출하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 48개의 레코드를 대상으로 한 P파의 평균 검출율은 92.60%의 성능을 나타내었다. 이는 normal과 PVC가 연속된 레코드와 BBB가 연속된 레코드의 경우 피크 변화와 적응형 문턱치만을 이용해서 검출오류가 난 비트를 QRS간격을 적용하여

Table. 1 P peak detection rate

Rec	Total Bit	TP	FP	FN	Detection Rate(%)
100	2274	2274	0	0	100
101	1866	1866	0	0	100
102	2187	2021	87	79	91.95
103	2084	2076	4	4	99.61
104	2229	2071	82	76	92.91
105	2602	2557	33	12	98.27
106	2026	2013	12	1	99.36
107	2136	2136	0	0	100
108	1763	1363	80	112	89.10
109	2533	2342	135	56	92.46
111	2123	2120	0	18	99.15
112	2539	2537	0	0	100
113	1794	1792	0	0	100
114	1890	1882	0	72	96.19
115	1953	1946	0	24	98.77
116	2395	2380	0	6	99.75
117	1535	1530	0	0	100
118	2278	2270	0	6	99.74
119	1988	1982	0	6	99.70
121	1863	1858	0	39	97.91
122	2476	2473	0	0	100
123	1519	1511	0	0	100
124	1619	1615	0	9	99.44
200	2601	2597	0	9	99.65
201	1949	1946	0	55	97.18
202	2138	2134	0	108	94.95
203	2988	2965	0	2	99.93
205	2656	2555	0	0	100
207	2324	2141	0	5	99.78
208	2953	2950	0	0	100
209	3006	3003	0	7	99.87
210	2652	2637	0	0	100
212	2748	2745	0	0	100
213	3250	3247	0	0	100
214	2262	2184	0	1	99.96
215	3362	3355	0	0	100
217	2208	2204	0	3	99.86
219	2154	2152	0	117	94.57
220	2048	2046	0	2	99.90
221	2427	2424	0	0	100
222	2485	2472	0	31	98.75
223	2604	2603	0	2	99.92
228	2060	2055	0	52	97.48
230	2256	2254	0	41	98.18
231	1571	1569	0	0	100
232	1783	1781	0	1	99.94
233	3077	2914	0	1	99.97
234	2751	2749	0	0	100
tot	109,985	108297	597	1003	92.60

재 검출함으로써 전체적인 검출율이 향상된 것으로 확인된다. 이는 normal과 PVC, BBB가 반복되는 비트의 경우 QRS간격이 넓어짐으로 인해 P, T파가 중첩되어 이를 검출하지 못하는 경우가 있기 때문에 QRS 간격을 명확하게 계산함으로써 P, T파를 좀 더 정확히 검출할 수 있었다. 따라서 본 연구에서 제안한 방법은 연산의 복잡도를 줄임과 동시에 실시간으로 정확한 전도 이상으로 발생한 부정맥을 진단해야하는 사물인터넷 기반의 스마트 헬스케어 시스템에 적용될 수 있을 것으로 판단된다.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by a 2-Year Research Grant of Pusan National University

REFERENCES

[1] A. Alwan, Global Status Report on Noncommunicable Diseases 2010 World Health Organization : Geneva, Switzerland, 2011.

[2] P. E. Dilaveris, et al, “Simple electrocardiographic markers for the prediction of paroxysmal idiopathic atrial fibrillation,” *Am. Heart J.* vol. 135, pp. 733-738, May 1998.

[3] M. G. Tsipouras, D.I. Fotiadis, D. Sideris, “Arrhythmia classification using the RR-interval duration signal,” *In Proceedings of 2002 Computers in Cardiology*, pp. 485-488, Sept. 2002.

[4] T. Thong, J. McNames, M. Aboy, B. Doldstein, “Prediction of paroxysmal atrial fibrillation by analysis of atrial premature complexes,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. 51, pp. 561-569, April 2004.

[5] P. D. Chazal, M. O‘Dwyer, R.B. Reilly, “Automatic classification of heartbeats using ECG morphology and heartbeat interval features,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. 51, pp. 1196-1206, July 2004.

[6] V. T. Krasteva, I. I. Jekova, I. I. Christov, “Automatic detection of premature atrial contractions in the electrocardiogram,” *Electrotech. Electron. E+E*, vol. 9-10, pp. 49-55, November 2006.

[7] U. Scholz, A. Bianchi, S. Cerutti, S. Kubicki, “Vegetative background of sleep: Spectral analysis of the heart rate variability,” *Physiol. Behav.* vol. 62, pp. 1037-1043, Nov. 1997.

[8] J. Trinder, et al, “Autonomic activity during human sleep as a function of time and sleep stage,” *J. Sleep Res*, vol. 10, pp. 253-264, Dec. 2001.

[9] L. Zapanta, C. Poon, D. White, C. Marcus, E. Kaltz, “Heart rate chaos in obstructive sleep apnea in children,” *In Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEMBS’’04), San Francisco, CA, USA*, vol. 1-5, pp. 3889-3892, September 2004.

[10] I. S. Cho, H. S. Kwon, “Efficient QRS Detection and PVC Classification based on Profiling Method,” *Journal of KIICE*, vol. 17, no. 3, pp.705-711, March 2013.

[11] I. S. Cho, H. S.Kwon, J.O. Yun, “Detection of QRS Feature Based on Phase Transition Tracking for Premature Ventricular Contraction Classification,” *Journal of KIICE*, vol. 20, no. 2, pp. 427-436, February 2016.

[12] A. Gacek, W. Pedrcyz, *ECG Signal processing, classification and interpretation*, London, Springer, 2012.

[13] T. Azeem, M. Vassallo, and N. J. Samani, “Rapid Review of ECG Interpretation,” Boca Raton, FL:Manson Publishing, 2005.

조익성(Ik-Sung Cho)

2003.02 : 한국해양대학교 공학박사
2014.02 : 부산대학교 바이오정보전자공학과 공학박사
2014.03~현재 : 경운대학교 항공정보통신공학과 조교수
※관심분야 : ECG Preporcessing, 부정맥 분류 알고리즘

김주만(Joo-Man Kim)

1985.01~2000.02 : 한국전자통신 연구원 운영체제 연구팀장(책임연구원)
2000.03~2006.02 : 밀양대학교 정보통신공학과 교수
2006.03~현재 부산대학교 IT 응용공학과 교수
※관심 분야:실시간 시스템 제어, 임베디드시스템, 헬스케어시스템

이완직(Wan-Jik Lee)

1992년 2월 : 경북대학교 통계학과 학사
1994년 2월 : 경북대학교 컴퓨터공학과 석사
2007년 2월 : 경북대학교 컴퓨터공학과 박사
1997년~2005년 : 밀양대학교 정보통신공학부 교수
2006년~현재 : 부산대학교 IT응용공학과 교수
※ 관심분야 : IoT, SDN, 네트워크 가상화 기술 등

권혁숭(Hyeog-Soong Kwon)

1995.08: 영남대학교 전자공학과 공학박사
1996.04-2006.02 :밀양대학교 정보통신공학과 부교수
2002.02~2003.02: 미국 OSU 방문교수
2011.07~2012.07: 미국 조지아텍 방문교수
2006.03~현재 : 부산대학교 IT 응용공학과 정교수
※관심분야 : 생체신호처리, ECG 특징점 추출, CDMA, 통신시스템