

심전도신호 샘플링 주파수에 따른 R파 검출 최적 문턱치 설정

조익성¹ · 권혁승^{2*}

Optimal Threshold Setting Method for R Wave Detection According to The Sampling Frequency of ECG Signals

Ik-sung Cho¹ · Hyeog-soong Kwon^{2*}

¹Department of Information and Communication Engineering, Kyungwoon University, Gumi 39160, Korea

^{2*}Department of IT Engineering, Pusan National University, Miryang 50463, Korea

요 약

R파 검출에 사용되는 여러 심전도 데이터베이스는 샘플링 주파수의 차이로 인해 서로 다른 환경에 적용할 경우 성능에 변화가 많아 알고리즘의 신뢰도를 보장하기 어렵다. 본 연구에서는 심전도신호의 샘플링 주파수에 따른 R파 검출의 최적 문턱치 설정 방법을 제안한다. 이를 위해 미분 기반의 이동평균과 제곱합수를 이용하여 전처리를 수행하였다. 이후 샘플링 주파수에 따라 피크 문턱치에 대한 최적 값을 검출하였다. 문턱치 단계는 신호의 변화와 이전 검출된 피크 값에 따라 문턱치를 변경함으로써 최적의 성능을 나타내는 값을 선정하는 과정으로 실험하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 부정맥 데이터베이스 레코드를 대상으로 실험한 결과 MIT-BIH 샘플링 주파수 360Hz에 대한 미분 구간(N_d), 윈도우 사이즈(N), 문턱 계수(p_{th})의 최적 값은 각각 7, 8, 6.6일 때 R파 검출율은 99.758%의 우수한 성능을 나타내었다.

ABSTRACT

It is difficult to guarantee the reliability of the algorithm due to the difference of the sampling frequency among the various ECG databases used for the R wave detection in case of applying to different environments. In this study, we propose an optimal threshold setting method for R wave detection according to the sampling frequency of ECG signals. For this purpose, preprocessing process was performed using moving average and the squaring function based the derivative. The optimal value for the peak threshold was then detected according to the sampling frequency by changing the threshold value according to the variation of the signal and the previously detected peak value. The performance of R wave detection is evaluated by using 48 record of MIT-BIH arrhythmia database. When the optimal values of the differential section, window size, and threshold coefficient for the MIT-BIH sampling frequency of 360 Hz were 7, 8, and 6.6, respectively, the R wave detection rate was 99.758%.

키워드 : R파, 샘플링 주파수, 최적 문턱치, 미분, 이동 평균, 제곱 합수

Key word : R wave, Sampling frequency, Optimal threshold, Derivative, Moving average, Squaring function

Received 09 March 2017, Revised 10 March 2017, Accepted 11 May 2017

* 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 <https://doi.org/10.6109/jkiice.2017.21.7.1420>

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/licenses/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. 서론

심전도는 심장의 활동으로 인해 생기는 전기적 신호로서 비침습적인 방법으로 심장의 활동 상태를 인지할 수 있기 때문에 심장 질환을 일차적으로 진단하는 데 널리 사용되고 있다. 심장과 심혈관 질환 등을 진단하기 위한 가장 효과적인 방법으로 심실빈맥, 심실세동, 심방세동, 심장 부전 수축, 부정맥 등과 같이 심장 내부의 전기적 신호의 전달 경로나 심장 부위에 이상이 있는지를 알고자 할 때 사용되어진다. 심전도의 여러 가지 특징파형 중 QRS는 심실의 탈분극을 표현하는 중요한 파형으로 부정맥의 진단이나 S, T파의 검출기준이 될 뿐 아니라 심박동변화(HRV: Heart Rate Variability)의 측정에도 사용된다. 특히 HRV 등과 같이 심전도를 자동으로 분석하기 위해서는 신호파형의 정량화가 이루어져야 하며 정확한 R파의 검출이 중요하다[1-4].

R파를 검출하기 위한 기존 방식은 크기에 따른 문턱치 기반의 피크 추출 방법으로 심전도 신호를 획득하여 특성 파라미터들, 예를 들면 심전도 파형에서 최대, 최소값 또는 최댓값 간의 시간간격 등을 추출하는 과정을 거치게 된다. 하지만 이러한 방법들은 심전도 데이터베이스에 따른 신호의 모양과 크기 및 주기변동 등의 특성이 다르기 때문에 진단 오차가 발생하게 된다. 이는 여러 심전도 데이터베이스들이 샘플링 주파수에 따른 신호 차이로 인해 서로 다른 환경에 적용할 경우 성능에 변화가 많아 알고리즘의 신뢰도를 보장하기 어렵기 때문이다. 또한 데이터의 가공 및 연산이 복잡하여 실시간 적용에 어려움이 발생한다[5-10].

따라서 이러한 문제점을 극복하기 위해서는 샘플링 주파수에 따라 적응적으로 문턱치를 설정하는 알고리즘 개발이 필요하다. 본 연구에서는 심전도신호의 샘플링 주파수에 따른 R파 검출의 최적 문턱치 설정 방법을 제안한다. 이를 위해 미분 기반의 이동평균과 제곱합수를 이용하여 전처리를 수행하였다. 이후 샘플링 주파수에 따라 피크 문턱치에 대한 최적 값을 검출하였다. 문턱치 단계는 신호의 변화와 이전 검출된 피크 값에 따라 문턱치를 변경함으로써 최적의 성능을 나타내는 값을 선정하는 과정으로 실험하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 부정맥 데이터베이스 레코드를 대상으로 R파 검출 결과를 확인하였다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안한 알고리즘과 최적 값 설정

에 대하여 설명하고 3장에서는 실험결과에 대해서 논하고 4장에서는 결론으로 마무리한다.

II. 제안한 알고리즘

제안한 알고리즘의 전체 구성도는 그림 1과 같은 단계로 나누어진다. 먼저 심전도 신호로부터 전처리 과정을 통해 잡음을 제거하고 적응형 문턱치와 RR간격과 QRS너비의 최솟값을 통해 샘플링 주파수에 따른 미분 구간, 이동평균 간격과 피크 문턱치의 최적 값을 검출함으로써 R파를 검출하는 단계로 나누어진다.

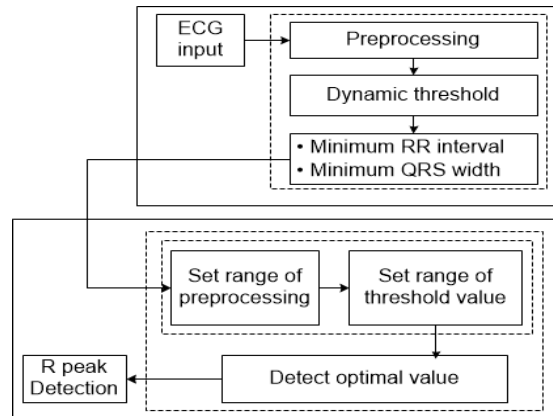


Fig. 1 System configuration

2.1. 전처리

정확한 진단을 위해서는 심전도 신호에 포함되어 있는 다양한 잡음을 제거하여 R파를 정확히 검출하는 것이다. 본 연구에서는 원신호의 변형을 줄이고 계산량의 복잡도를 최소화함으로써 효율적으로 R파를 검출하기 위해 미분, 이동평균, 제곱 합수 기반의 전처리 기법을 사용하였다. R파 검출을 위한 전처리 과정은 그림 2와 같다. 먼저 기저선(base line) 신호와 같은 저주파 잡음을 제거하여 P파와 T파를 약화시키고 R파의 기울기를 강조하기 위하여 수식 (1)과 같이 미분 함수를 이용하였다. 그림 2(b)와 같이 미분 함수($y_d[n]$)는 잡음이 섞인 신호들의 기저선을 잡아주는 과정을 말한다. 기저선에 의해 변한 신호의 값을 현재 신호를 중심으로 다음 신호들 간의 차감 과정을 거치게 되면 저주파 신호는

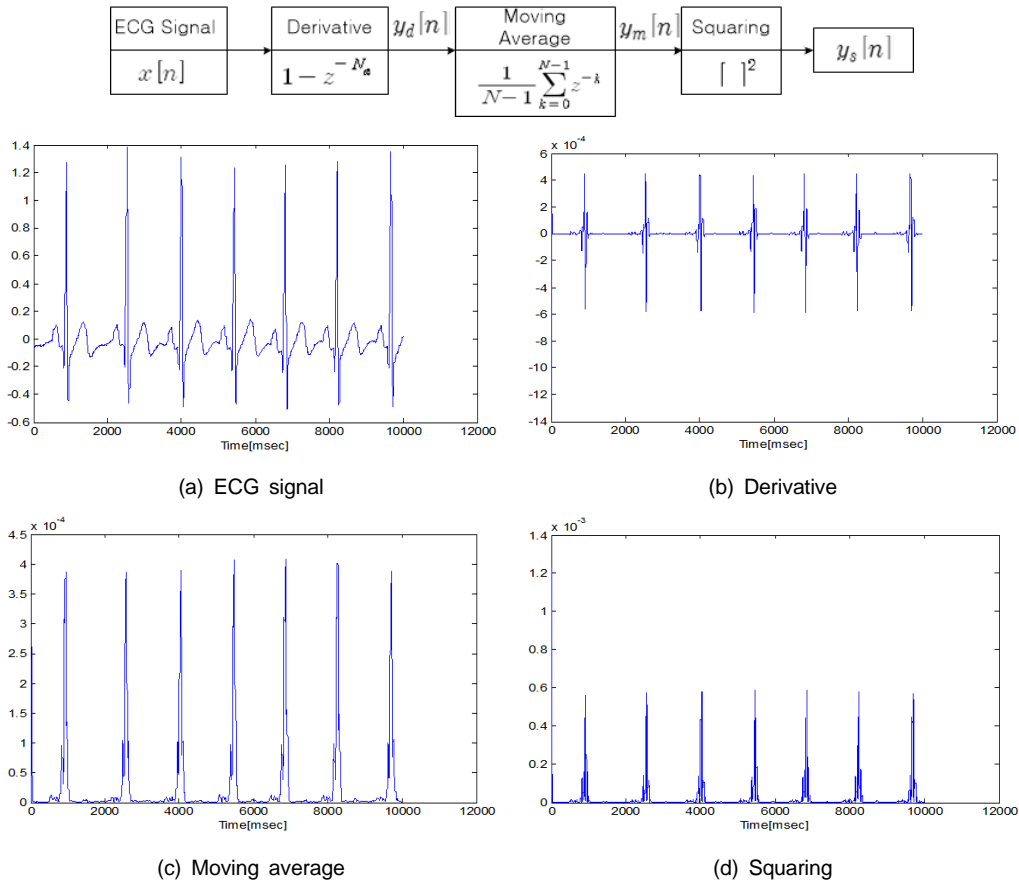


Fig. 2 Preprocessing

최대한 영점에 몰리게 된다. 이때 차감 영역의 범위에 따라 QRS로부터 기저선 잡음의 구분이 명확해지기 때문에 적절한 미분 구간(N_d)의 설정이 필요하다. 미분 함수를 거친 신호는 여러 신호가 하나의 구간을 이루게 되며, 이러한 고주파 잡음을 제거하기 위해 수식 (2)와 같이 이동 평균을 통한 적분 연산($y_m[n]$)을 적용하였으며, 그 결과는 그림 2(c)와 같다.

여기서 N 은 윈도우 사이즈로서 너무 작게 설정할 경우 저주파 잡음이 제거될 수 있기 때문에 적절한 N 값의 선택이 필요하다. 일반적으로 윈도우 사이즈는 QRS파형의 샘플링 크기를 말하며 샘플링 주파수(F_s)에 의존적으로 달라진다. 이와 같이 미분 구간과 윈도우 사이즈, 샘플링 주파수에 따라 전처리 결과가 QRS 검출에 영향을 미칠 수 있다.

따라서 정확한 R과 검출을 위해서는 최적의 F_s , N_d , N 의 선택이 매우 중요하다

최종적으로 저주파와 고주파 잡음이 제거된 신호는 수식 (3)과 같이 제곱 연산($y_s[n]$)을 통해 신호의 정점들은 더욱 높게 증폭되어 그림 2(d)에서 보이는 것처럼 이외의 잡음들과 뚜렷한 구분을 가지게 된다.

$$y_d[n] = x[n] - x[n - N_d] \quad (1)$$

$$y_m[n] = \frac{1}{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} y_d[n-k] \quad (2)$$

$$y_s[n] = (y_m[n])^2 \quad (3)$$

2.2. 적응 가변형 문턱 값

전처리 과정을 거친 신호는 신호 대 잡음비의 증가로 R파 검출이 용이하다. 이러한 전 처리된 신호의 진폭에 따른 변화를 적응 가변형 문턱 값으로 사용하였으며, 이에 대한 설명은 그림 3과 같다. 초기의 적응 가변형 문턱 값을 결정하기 위하여 최소 RR간격과 최소 QRS 폭을 고려하였다. 임상학적 정의에 의해 최소 RR간격 (RR_{min})은 300bpm(bit per minute)을 넘을 수 없으므로 200ms, 최소 QRS폭(QRS_{min})은 60ms로 설정하였다 [11-13]. 그림 3과 같이 전 처리된 신호($y_s[n]$)을 입력받은 후 먼저 R피크의 검출 개수($R_{peak}Cnt$), R피크의 시간 위치($R_{peak}Pos$), R피크의 진폭($R_{peak}Amp$)값을 초기화하고, 최대 범위($RR_{min} + QRS_{min}$)안에서 최댓값을 검출한다. 이때 검출된 최댓값은 R파로 간주, 검출개수를 증가시키고 문턱치($t_{th}[n]$)를 저장한다. 문턱치는 수식 (4)와 같이 지금까지 검출된 R파의 진폭에 대한 평균값이다. 이후 R파가 검출된 위치부터 최대범위까지는 아무런 처리 없이 기다리는 과정을 거친다. 이는 R파 검출 시 P파나 T파를 R파로 오인하는 경우 FP(False Positive)가 발생할 수 있으며, 실제로 R파가 존재함에도 불구하고 이를 검출하지 못하는 TN(True Negative)이 발생할 수 있기 때문에 검출된 R파 이후에는 최소 RR간격까지는 R파가 없다고 판단하고 기다리기 위함이다. R파 검출구간의 최대범위까지 기다리는 과정이 끝나면 진폭 값은 다음 R파가 오기까지는 지속적으로 감소하며 이는 RC 회로와 같이 충전 이후 방전 과정을 가지는 지수함수의 특성을 가지게 된다. 즉 R파의 문턱치는 지수적으로 감소하는 함수 형태를 띠게 되며, 이는 심전도의 다양한 잡음에 적응하는 방법이다. 수식 (5)와 같이 문턱값($t_{th}[n]$)은 문턱 계수(p_{th})값에 따라 지수적으로 감소하며 이는 RC 회로의 시정수와 같이 샘플링 주파수(F_s)에 따라 변화된다. 즉 심전도신호의 파형에 따라 이 과정을 반복하여 입력되어 들어오는 신호에 따라서 자동적으로 문턱전압도 변화하며, 검출의 정확도를 증대시키기 위해서는 적절한 문턱계수(p_{th})와 샘플링 주파수(F_s)가 매우 중요하다.

$$t_{th}[n] = \frac{1}{N_{peaks}} \sum_{i=1}^{N_{peaks}} R_{peak}Amp_i \quad (4)$$

$$t_{th}[n] = t_{th}[n-1] * e^{-\frac{p_{th}}{F_s}} \quad (5)$$

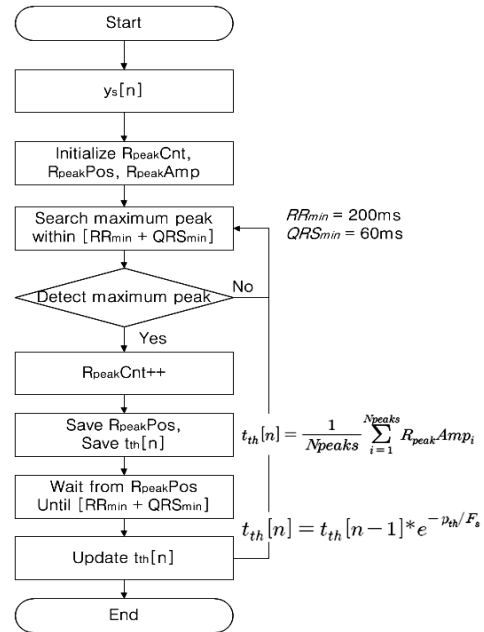


Fig. 3 Adaptive threshold

2.3. 최적값 검출

앞 절에서 제안된 전처리 기법과 적응형 문턱치는 단순성을 고려하여 검출의 정확도를 향상시키기 위한 방법이다. 본 연구에서는 먼저 전처리 기법의 향상을 위해 샘플링 주파수(F_s), 미분 구간(N_d), 윈도우 사이즈 (N)의 최적 범위와, 피크 문턱치를 설정하는 문턱 계수 (p_{th})의 최적치를 설정하였다. 피크 검출을 위한 문턱치 ($t_{th}[n]$)는 문턱계수(p_{th})와 샘플링 주파수(F_s)에 따른 R파 검출의 최적값을 나타내며 전처리(N_d, N, F_s)도 성능개선에 중요한 인자가 된다. 이는 MIT-BIH부정맥 데이터베이스 48개 레코드에 대한 반복적인 실험을 통해 최적의 값을 선정한 것이다. R파 검출의 최적 성능을 위한 파라미터는 수식 (6)과 같이 4개의 벡터 값으로 표현된다.

$$R_{th} = [F_s, N_d, N, p_{th}] \quad (6)$$

실제 구현된 알고리즘의 R파 검출을 위한 기준 샘플율은 360 samples/s이며, 샘플링 주파수(F_s)의 범위는 128Hz ~ 1024Hz까지 128Hz의 간격, 이동 평균의 범위 (N)는 1~10까지 1의 간격, 미분 파라미터의 범위(N_d)

는 1~10까지 1의 간격, 문턱 계수(p_{th})의 범위는 4.5~10.5까지 0.1의 간격으로 증가시키며 실험하였다. 샘플링 주파수에 따른 성능은 처리 시간과 직결되는 부분이므로 이는 분류성능에 영향을 끼치지 않는 최적의 샘플링 주파수를 정하기 위함이다. 결과적으로 샘플링 주파수에 따른 최적의 R파 검출을 나타내는 N , N_d , p_{th} 의 값은 아래와 표 1과 같다. 본 연구의 목적은 샘플링 주파수가 다른 환경에서 정확한 R파를 검출하기 위해 그 주파수에 따른 최적의 전처리 파라미터를 선정하는 것이다. 이를 위해 샘플링 주파수는 128Hz~1024Hz까지 편이적으로 128Hz의 간격으로 증가시키며 실험하였으며, 이를 표에 나타내었다. 논문에서 이용한 대상 심전도는 MIT-BIH 표준 데이터베이스를 사용하였으며, 샘플링 주파수가 360Hz이기 때문에 이에 따른 최적값도 구하여 선정할 것이다. 또 다른 표준 데이터베이스인 미국 심장협회(AHA) 데이터베이스의 경우는 샘플링 주파수가 256Hz이므로 이의 경우는 $N=2$, $N_d=3$, $p_{th}=5.4$ 가 된다. 따라서 심전도 획득시의 각각 다른 샘플링 주파수환경을 환경에 적합하게 전처리 수행시의 최적값 선정이 가능하다.

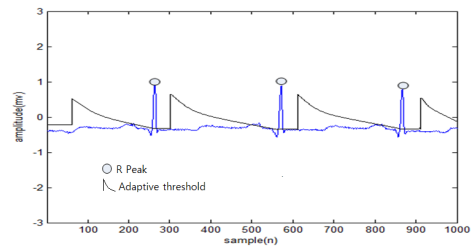
Table. 1 Optimal threshold according to sampling frequency

Parameter	F_s	N_d	N	p_{th}
1	128	2	3	5.4
2	256	5	6	6.1
3	360	7	8	6.6
4	384	8	9	6.8
5	512	11	12	7.5
6	640	14	15	8.2
7	768	17	18	9.6
8	896	20	21	9.6
9	1024	23	24	10.3

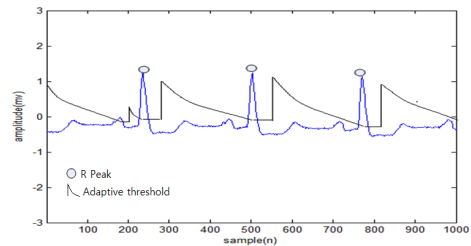
III. 성능 평가

3.1. 전체 피크 검출 결과

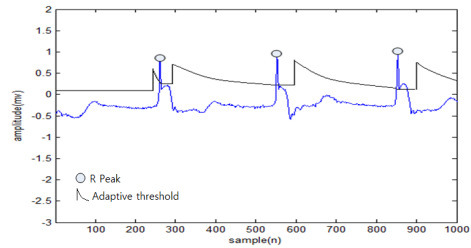
제한한 심전도신호의 샘플링 주파수에 따른 이동 평균과 피크 문턱치의 최적 값 검출 방법에 의한 R파의 검출 정확도를 확인한다. 이를 위해 먼저 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 48개의 레코드를 통해 R파에 대한 전체 피크 검출 결과를 확인하였다.



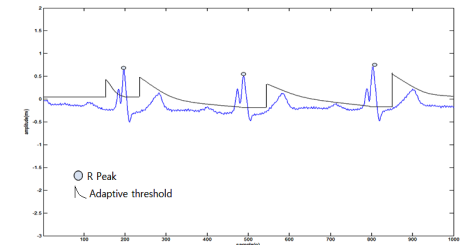
(a) 100, 101, 102, 106 record (normal)



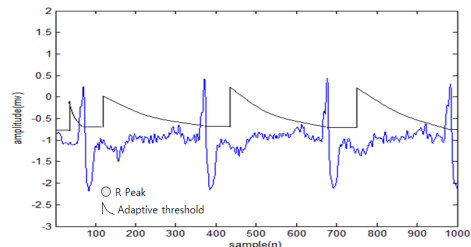
(b) 100, 102, 107, 233 record (PVC)



(c) 102, 107, 217 (paced beat)



(d) 111, 205, 207(LBBB)



(e) 118, 217(RBBB+noise)

Fig. 4 Detected R wave according to optimal value

그림 4는 제안한 알고리즘을 통해 5개의 부정맥을 대상으로 한 전체 R파의 검출 결과를 나타내고 있다. 그림 4(a)는 정상(normal)신호를 나타내며 R파가 정확히 검출되는 것을 확인할 수 있다. 그림 4(b)는 정상과 조기심실수축(premature ventricular contraction: PVC)가 반복해서 나타난 경우를 나타내며 정상신호와 부정맥 신호가 연속된 형태가 나타나더라도 지수 감소형 적응형 문턱치를 통해 R파를 정확히 검출하는 것을 확인할 수 있다. 그림 4(c), 4(d)는 각각 paced beat와 LBBB(left bundle branch block)가 연속해서 나타난 경우를 나타내며 R파를 정확히 검출되는 것을 확인할 수 있다. 그림 4(e)는 RBBB(right bundle branch block)가 연속해서 나타난 경우로 특히 신호 사이에 많은 잡음이 중첩되어 있지만 문제없이 이를 검출하는 것을 확인할 수 있다. 그림 4를 통해 Normal과 PVC, paced beat, BBB의 경우 제안한 알고리즘이 이를 검출하는데 문제가 없으며, 잡음에도 검출 결과가 내성이 강한 방법이라는 것을 확인할 수 있다.

3.2. FP(false positive) 수정 검출 결과

그림 5는 제안한 기법을 통하여 다양한 부정맥형태에서 발생 할 수 있는 R파 검출 에러를 찾아 수정 할 수 있음을 나타내었다. 그림 5(a)는 R파가 역전된 PVC가 연속하여 나타난 경우에 P파의 진폭이 상대적으로 크게 인식되어 R파로 검출되는 에러를 나타내었고, 그림 5(b)는 PVC와 LBBB가 번갈아 나타나면서 QRS간격이 넓어지는 현상으로 인해 P파를 R파로 인식하는 에러를 나타내었다.

이는 R파의 역전과 PVC와 같은 다른 부정맥이 연속적으로 나타날 때 PVC의 성질로 인해 RR간격이 상승하여 적응형 문턱치가 아무런 처리 없이 기다리는 동안에 P파를 R파로 오인함으로써 검출에러가 나타나는 것으로 확인 되었다. 이는 최소 RR간격(RR_{min})과 QRS간격(QRS_{min})을 고려한 적응형 문턱치(t_{th})를 이용하여 그림 5(c), (d)와 같이 에러를 수정 할 수 있었다.

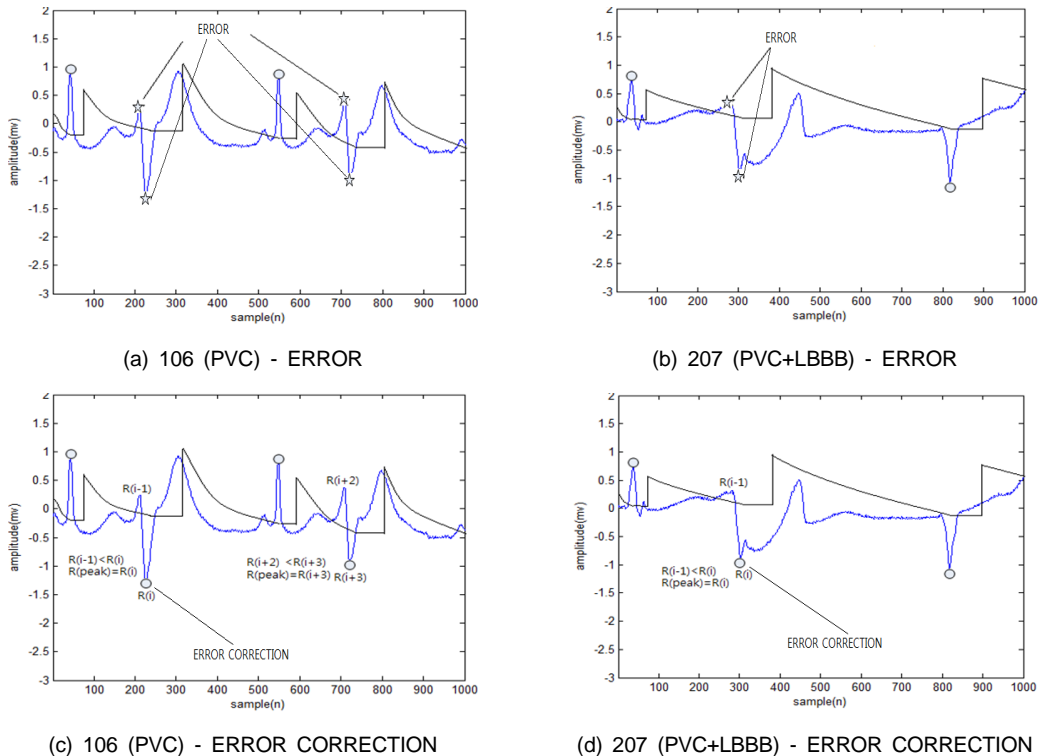


Fig. 5 Error Corrected R wave(FP: false positive)

3.3. 피크 검출율

최적치 검출을 통해 제안한 적응형 문턱치를 이용한 검출 알고리즘의 성능을 평가하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 대상으로 R파를 검출하였다. 검출율의 계산은 식 (7)과 같으며, 평가에 사용된 레코드는 48개 레코드 모두를 대상으로 실험하였다. 제안한 방법으로 R파를 검출한 결과를 표 2에 나타내었다. 평가 결과 평균 검출율은 95.758%의 성능을 나타내었다. 이는 106번과 같이 R파가 역전된 PVC, PVC와 LBBB가 연속된 207번 레코드의 경우 최적값에 의한 적응형 문턱치 기반의 제안한 알고리즘을 통해 전체적인 검출율이 향상된 것으로 확인된다.

$$\text{검출율} = \frac{\text{전체비트수} - (FP + FN)}{\text{전체비트수}} \quad (7)$$

(FP: False Positive, FN: False Negative)

R 파 검출율을 기존 알고리즘과 비교하여 표 3에 나타내었다[14-17]. 여기서 Martinez at al. 방법보다는 조금 낮은 검출율을 나타내었지만, 기존 웨이블릿 방법에 비해 복잡도를 줄일 수 있으며, 제안한 알고리즘은 고정형 문턱치를 이용한 방법의 경우 환경에 따라 검출율이 떨어지는 단점을 적응형 문턱치를 이용함으로써 해결할 수 있다는 것을 확인 할 수 있었다.

IV. 결 론

본 연구에서는 ECG 신호의 샘플링 주파수에 따른 R 파 검출의 최적 문턱치 설정 방법을 제안하였다. 이를 위해 미분 기반의 이동평균과 제곱합수를 이용하여 전처리를 수행하였다. 이후 샘플링 주파수에 따라 피크 문턱치에 대한 최적값을 검출하였다. 문턱치 단계는 신호의 변화와 이전 검출된 피크 값에 따라 문턱치를 변경함으로써 최적의 성능을 나타내는 값을 선정하는 과정으로 실험하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 부정맥 데이터베이스 레코드를 대상으로 실험한 결과 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 샘플링 주파수 360Hz에 대한 미분 구간(N_d), 윈도우 사이즈(N), 문턱계수(p_{th})의 최적값은 각각 7, 8, 6.6일 때 R 파 검출율은 99.758%의 우수한 성능을 나타내었다.

Table. 2 R peak detection rate

Rec	Total Bit no.	TP	FP	FN	Detection Rate(%)
100	2274	2273	0	0	99.95
101	1866	1865	1	5	99.94
102	2187	2185	0	0	99.95
103	2084	2080	0	6	99.94
104	2229	2226	0	2	99.73
105	2602	2586	0	2	93.05
106	2026	2020	0	60	99.88
107	2136	2136	0	0	100
108	1763	1363	0	13	92.48
109	2533	2342	0	0	99.95
111	2123	2120	0	18	99.94
112	2539	2537	0	0	99.95
113	1794	1792	0	0	99.93
114	1890	1882	0	72	99.56
115	1953	1946	0	24	99.94
116	2395	2380	0	6	98.96
117	1535	1530	0	0	99.92
118	2278	2270	0	6	99.95
119	1988	1982	0	6	99.94
121	1863	1858	0	39	99.87
122	2476	2473	0	0	99.95
123	1519	1511	0	0	100
124	1619	1615	0	9	99.93
200	2601	2597	0	9	99.77
201	1949	1946	0	55	98.22
202	2138	2144	0	112	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	150	94.57
220	2048	2046	0	2	99.90
221	2427	2424	0	0	100
222	2485	2468	0	35	98.75
223	2604	2603	0	2	99.92
228	2060	2052	0	54	97.48
230	2256	2252	0	36	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
total	109,893	109294	362	109531	99.758

Table. 3 Comparison of detection rate

Authors	Method	Avg(%)
Chen et al. (2006) [14]	wavelet Dynamic threshold	99.49
Zheng et al. (2008) [15]	wavelet Dynamic threshold	99.59
Pan&Tomp (1985) [16]	Differentiation 2 Dynamic threshold	99.56
Martinez et al. (2004) [17]	wavelet Set of threshold	99.80
Proposed	Differentiation + Moving Adaptive threshold	97.758

기존 알고리즘과 비교한 결과 Martinez at al. 보다는 조금 낮은 검출율을 나타내었지만, 연산과 검출의 단순성에서는 우수함을 확인하였다. 본 연구에서 제안한 방법은 특정 데이터베이스의 샘플링 주파수의 차이에 따른 최적값을 변경함으로써 알고리즘의 신뢰도를 보장하고 정확한 R파 검출을 수행할 수 있다는 장점이 있다. 대상자의 증상 유무 및 종류에 따라 정확한 진단을 해야 하는 사물인터넷(IoT) 기반의 스마트 헬스케어 시스템의 경우 본 연구에서 제안한 알고리즘이 효율적인 것으로 판단된다. 따라서 국내에 적합한 부정맥 검출 알고리즘을 정착시키기 위해서는 심장 전문의와의 협력과 임상 데이터를 통한 데이터베이스개발과 이를 통한 진단 알고리즘의 정착이 필요하다.

REFERENCES

[1] S.-H. Liou, Y.-H. Wu, Y.-S. Syu, Y.-L. Gong, H.-C. Chen, and S.-T. Pan, "Real-time remote ECG signal monitor and emergency warning/positioning system on cellular phone," *Intelligent Information and Database Systems*, vol. 7198, Berlin, Germany: Springer-Verlag, pp. 336-345, 2012.

[2] P. E. Dilaveris, et al, "Simple electrocardiographic markers for the prediction of paroxysmal idiopathic atrial fibrillation," *American Heart Journal*, 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] M. J. Rooijackers et al., "Feasibility Study of a New

Method for Low-Complexity Fetal Movement Detection From Abdominal ECG Recordings," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 20, no. 5, pp. 1361 - 1368, Sept. 2016.

[5] Y.-L. Zheng et al., "Unobtrusive sensing and wearable devices for health informatics," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, no. 5, pp. 1538-1554, May 2014.

[6] S. Pal and M. Mitra, "Empirical mode decomposition based ECG enhancement and QRS detection," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 42, no. 1, pp. 83-92, Jan. 2012.

[7] P. Li, Y. Wang et al., "High-Performance Personalized Heartbeat Classification Model for Long-Term ECG Signal," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 1, pp. 78 - 86, Jan. 2017.

[8] C. J. Deepu, X. Zhang, C. H. Heng, Y. Lian, "A 3-Lead ECG-on-Chip with QRS Detection and Lossless Compression for Wireless Sensors," *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*, vol. 63, no. 12, pp. 1151-1155, Dec. 2016.

[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, Sep. 2004.

[10] 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 Korea Institute of Information and Communication Engineering*, vol. 20, no. 2, pp. 427-436, February 2016.

[11] H. Roskamm, G. Csapo, *Disorders of Cardiac Function*, New York, Marcel Dekker, 1982.

[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.

[14] S. W. Chen, H. C. Chen, H. L. Chan, "A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising," *Computer Methods and Programs in Biomedicine Journal*, vol. 82, no. 3, pp.187-195, Jun. 2006.

[15] H. Zheng and J. Wu, "Real-time QRS detection method," *In Proceedings of 10th International Conference on*

e-health Networking, Applications and Services(HealthCom 2008), pp. 169-170, July 2008.

- [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, Mar. 1985.

- [17] J. P. Martínez, 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, April 2004.



조익성(Ik-Sung Cho)

2003.02 :한국해양대학교 공학박사
2014.02 : 부산대학교
바이오정보전자공학과 공학박사
2014.03 - 현재 : 경운대학교
항공정보통신공학과 조교수
※관심분야 : ECG Preprocessing, 부정맥분류알고리즘



권혁송(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: 조지아텍 방문교수
2006.03 - 현재 : 부산대학교 IT 응용공학과 정교수
※관심분야 : 생체신호처리, ECG 특징점 추출, CDMA, 통신시스템