

## 적응형 필터와 가변 임계값을 적용하여 잡음에 강인한 심전도 R-피크 검출

세이푸르<sup>1</sup>, 최철형<sup>1</sup>, 김시경<sup>1\*</sup>, 박인덕<sup>2</sup>, 김영필<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>공주대학교 전기전자제어공학과, <sup>2</sup>대덕대학교 전기과

### Noise-robust electrocardiogram R-peak detection with adaptive filter and variable threshold

MD Saifur Rahman<sup>1</sup>, Chul-Hyung Choi<sup>1</sup>, Si-Kyung Kim<sup>1\*</sup>, In-Deok Park<sup>2</sup>, Young-Pil Kim<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Electrical and electronic control, Kongju National University

<sup>2</sup>Department of Electrical Engineering, Daeduk University

**요약** 심전도(ECG) 신호에서 R-피크를 추출하는 기법에 대하여 많은 연구가 진행 되어 왔으며, 다양한 방법으로 구현되어 왔다. 그러나 이러한 검출 방법 대부분은 실시간 휴대용 심전도 장치에서 구현하기가 복잡하고 어려운 단점이 있다. R-피크 검출을 위해서는 심전도 데이터에 대하여 베이스라인 드리프트 및 상용전원 잡음 제거 등의 적절한 전처리 및 후가공이 필요하며, 특히 적응형 필터를 활용한 기법에서는 적절한 임계값을 선택하는 것이 중요하다. 적응형 필터의 임계값을 추출하는 방식에서는 고정형(Fixed) 및 적응형(adaptive)으로 구분할 수 있다. 고정 임계 값 추출 방식은 고정된 임계값 보다 낮은 값의 입력이 들어오는 경우에 R-피크 값을 감지하지 못하는 경우가 있으며, 적응 임계값 추출 방식은 때때로 잡음에 의한 잘못된 임계값을 도출하여, 다른 파형(P혹은 T파)의 피크를 감지하는 경우도 나타난다. 본 논문에서는 계산상의 복잡성이 적고, 코드 구현이 단순하면서도 잡음에 강인한 R-피크 검출 알고리즘을 제안한다. 제안된 방식은 앞서 설명한 임계값 추출 문제를 해결하기 위해서, 적응형 필터를 사용해, 심전도 신호에서 베이스 라인 드리프트 제거를 하여 적절한 임계값을 계산하도록 한다. 그리고 필터 처리된 심전도 신호의 최소 값과 최대 값을 사용하여 적절한 임계값이 자동으로 추출 되도록 한다. 그런 다음 심전도 신호로부터 R-피크를 검출하기 위해 임계값 아래에서 ‘neighborhood searching’ 기법이 적용된다. 제안된 방법은 R-피크 검출의 정확도를 향상시키고, 계산 량을 줄여 검출 속도가 보다 빨라지도록 하였다. 다음으로 R-피크 값이 검출 되면, R-R interval 등의 값을 이용해 심박 수를 계산할 수 있도록 한다. 실험결과 심박 수 검출 정확도와 감도가 약 100%로 매우 높았음을 확인할 수 있었다.

**Abstract** There have been numerous studies on extracting the R-peak from electrocardiogram (ECG) signals. However, most of the detection methods are complicated to implement in a real-time portable electrocardiograph device and have the disadvantage of requiring a large amount of calculations. R-peak detection requires pre-processing and post-processing related to baseline drift and the removal of noise from the commercial power supply for ECG data. An adaptive filter technique is widely used for R-peak detection, but the R-peak value cannot be detected when the input is lower than a threshold value. Moreover, there is a problem in detecting the P-peak and T-peak values due to the derivation of an erroneous threshold value as a result of noise. We propose a robust R-peak detection algorithm with low complexity and simple computation to solve these problems. The proposed scheme removes the baseline drift in ECG signals using an adaptive filter to solve the problems involved in threshold extraction. We also propose a technique to extract the appropriate threshold value automatically using the minimum and maximum values of the filtered ECG signal. To detect the R-peak from the ECG signal, we propose a threshold neighborhood search technique. Through experiments, we confirmed the improvement of the R-peak detection accuracy of the proposed method and achieved a detection speed that is suitable for a mobile system by reducing the amount of calculation. The experimental results show that the heart rate detection accuracy and sensitivity were very high (about 100%).

**Keywords** : Adaptive filter, Baseline wander, BPM, ECG, HRV, NLMS, R-peak;

이 논문은 2014년 공주대학교 학술연구지원사업의 연구지원에 의하여 연구되었음.

\*Corresponding Author : Si-Kyung Kim(Kongju National Univ.)

Tel: +82-10-4630-5577 email: skim@kongju.ac.kr

Received September 25, 2017

Revised (1st November 16, 2017, 2nd November 28, 2017)

Accepted December 8, 2017

Published December 31, 2017

## 1. 개요

심전도(ECG) 신호는 심혈관 정보 등을 탐지하고 진단하는 데 중요한 역할을 한다. 심전도 신호는 심장의 탈분극 및 재분극시의 전기 신호로, Fig. 1은 심전도 파형의 특성을 나타내며, 대부분 P, Q, R, S, T 파형으로 분류되어 나타내고, 추가적으로 U와 같은 파형을 추가적으로 분류하는 경우도 있다.[1] 그중 R-피크는 다른 파형에 비해 두드러지게 큰 진폭을 갖고 있으므로, 검출이 용이하여 심박 수 측정에 주로 이용된다. 심박 수 측정에는 여러 가지 방법이 제안되고 있으나, R-피크 검출을 통한 R-R 간격 계산 기법이 이용된다.[2-5] 그러나 R-R 간격을 통한 심박 수 측정 시, 심전도의 R-피크 검출은 전력선 간섭 및 베이스 라인 드리프트와 같은 잡음에 의해 검출이 어렵거나, 계산상의 오류가 발생할 수 있다.

심전도 신호의 R-피크 검출에 관해서는 여러 연구가 진행되어 왔다. S. Yazdani는 슬라이딩 윈도우 기법을 사용하여 R-피크를 검출하는 방법을 제안했다[6].

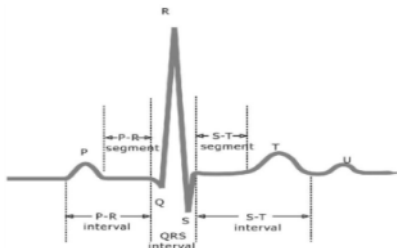


Fig. 1. P, Q, R, S and T wave in ECG signal

그러나 이 기법은 250[Hz]의 최소 샘플 시간과 0.02[mV]보다 큰 진폭의 정규화 된 임계값으로 유연성이 부족하여 일반적인 경우에 적용이 어려운 단점이 있다. 다른 단점으로는 때때로 비선형 베이스라인 드리프트를 제거하지 못하는 고역 통과 필터(HPF)를 사용한 문제점 있다. Ravanshad는 R-피크를 검출하기 위해 레벨 교차 방법을 제안 하였다[7]. 이 기법은 고정 된 수의 해상도 및 샘플링 주파수에 대해서만 정확한 피크 검출 결과를 제공 할 수 있는 문제가 있다. 또한 낮은 진폭의 R-피크에 대해서는 검출이 어려워 검출 시 오류가 발생하는 문제가 있다. Martinez와 Bahoura는 R-피크 검출을 위한 웨이블릿 변환에 기반 한 기법을 제안했다 [8][9]. 이 기법의 단점은 계산 량이 많아, 단순 계산 알고리즘이 요구되는 휴대용 심전도 장치에 적용에 문제점

이 있다. J. Pan는 R-피크 검출을 위해 QRS 복합체 (Complex 또는 Duration)의 기울기, 진폭 및 시간을 분석했다[10]. QRS 복합체 기법에서는 R-피크를 정확하게 검출하기 위해 Reverse 임계값 연산 방법을 사용하였으며 저 전력 프로세서를 갖춘 휴대용 심전도 기기에 적합하도록 구현하였다. 그러나 이 기법은 전력선 간섭 및 베이스 라인 드리프트와 같은 잡음에 대하여 R-피크 검출 시 오류가 발생하는 문제가 있다. S. Yazdani가 제안한 수학적 형태학(Morphology) 사용하여 R 파를 탐지하는 기법은 저 전력 프로세서를 이용한 휴대용 심전도 기기에 적용하기 어려운 문제가 있다 [11-15].

본 논문에서는 심전도 신호로부터 R-피크를 검출하기 위한 효율적이고 잡음에 강인하며 연산의 복잡도를 줄인 알고리즘을 제안 하였다. 제안된 기법은 심전도의 최소-최대 진폭 값 및 neighbor search 기법을 기반으로 동작한다. 이 방법은 모든 유형의 피크 탐지에도 적용될 수 있다.

## 2. 제안된 알고리즘

Fig. 2는 R-피크 검출 및 심박 수 측정을 위한 제안된 알고리즘의 블록도를 도시한다.

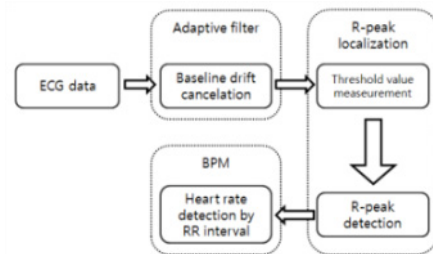


Fig. 2. Block diagram for proposed algorithm

이 알고리즘은 다섯 단계를 기반으로 작동한다.

- 심전도 데이터 측정
- 베이스 라인 드리프트 필터링
- 심전도의 최대-최소값 측정
- 임계 값 계산
- R-피크 검출
- RR 간격에 의한 심박수 측정

베이스 라인 드리프트 및 전력선 신호는 고주파 성분의 공통 노이즈이다. 이러한 잡음은 심전도 신호에서 R-피크를 감지하는 데 방해가 된다. 이러한 이유로 베이스 라인 드리프트 및 전력선 잡음을 제거하려면 신호 필터링이 필요한데, 여기서는 NLMS(정규화 된 최소 자승법) 필터를 사용했다. Fig. 3은 NLMS가 포함된 회로의 블록 다이어그램을 보여주며, 식 (1)은 필터의 계수를 나타낸다.

$$H_{(k+1)} = H_{(k)} + \frac{\mu \epsilon_{(k)} X_{(k)}}{X_{(k)}^H X_{(k)}} \quad (1)$$

여기서, k는 표본의 수이고, X(k)는 잡음에 의해 손상되어 측정된 심전도 신호이다. H(k)는 필터 계수이다.  $X_{(k)}^H$ 는 hermitian transpose이다. 필터 출력 y(k)는 다음과 같이 표현 될 수 있다.

$$y_{(k)} = \sum_{i=0}^{K-1} H_{(k)} * X_{(k-i)} = H_{(k)}^T * X_{(k)} \quad (2)$$

오류 신호  $\epsilon(k)$ 는 원하는 신호 d(k)와 필터 출력 y(k) 사이의 차이를 얻음으로써 계산된다.

$$\epsilon_{(k)} = d_{(k)} - y_{(k)} \quad (3)$$

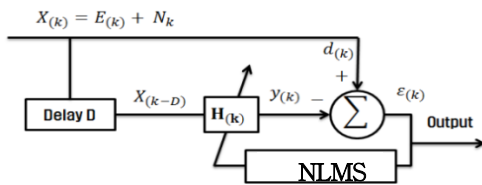


Fig. 3. Block diagram for NLMS circuit

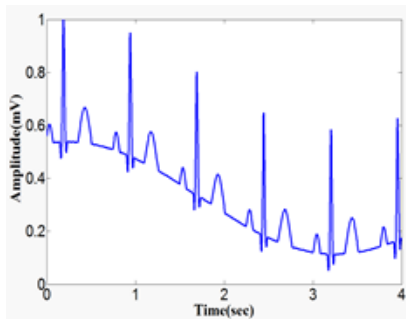


Fig. 4. Measured raw ECG data with baseline noise

Fig. 4는 베이스 라인 드리프트에 의해 손상되어 측정된 심전도 데이터를 나타냈다. 심전도 신호가 저주파 영역의 잡음에 의해 크게 흔들린 형태로 나타난 것을 볼 수 있다.

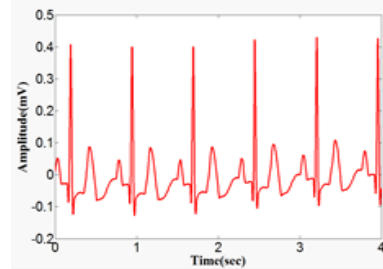


Fig. 5. Baseline wanders reduction from ECG signal using NLMS filter

베이스 라인 드리프트는 Fig. 3에 나타난 NLMS가 포함된 회로를 적용하여 Fig. 5와 같이 제거하였다. 그림에서 나타난 바와 같이 저주파 영역의 파형이 사라지고, 심전도 심벌이 균등하게 배열된 형태로 나타났다. 적응형 필터는 선형 및 비선형 베이스 라인 드리프트 제거에 효과적이다.

R-피크 검출을 위하여 제안한 NLMS 알고리즘에 의해 베이스 라인 드리프트 및 전력선 신호의 잡음을 먼저 제거한다. 그런 다음 심전도 신호의 최대 및 최소 값을 계산하여 R-피크 검출의 임계값을 설정한다. NLMS 알고리즘에 의해 잡음이 제거된 심전도 데이터 ECG는 다음과 같이 표현 될 수 있다.

$$ECG = \{a_1, a_2, a_3, \dots, a_n\}$$

여기서 ‘ECG’는 총 심전도 샘플 데이터를 의미하며,  $a_n$ 은 심전도 샘플 데이터 중 하나를 의미한다. 예를 들어 250[Hz]의 샘플링 주파수를 갖는 장치라면, ECG는 초당 250개의 데이터 샘플을 갖으며,  $a_n$ 은 그 중 하나의 데이터를 의미한다. 즉  $a_n$ 은 심전도 신호(ECG)의 샘플 데이터이고, n은 심전도 데이터의 샘플 번호이다.

심전도 데이터의 최대 심전도 값  $ECG_{max}$ 는 다음과 같이 작성할 수 있다.

$$ECG_{max} = \max\{a_1, a_2, a_3, \dots, a_n\} \quad (4)$$

심전도 데이터의 최소 심전도 값  $ECG_{min}$ 은 다음과 같이 작성할 수 있다.

$$ECG_{\min} = \min\{a_1, a_2, a_3, \dots, a_n\} \quad (5)$$

심전도 신호의 순차 데이터에 대한 R-피크 검출 가변형 임계값은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$T = \left( ECG_{\max} + \left( \frac{ECG_{\max} + ECG_{\min}}{2} \right) \right) / 2 \quad (6)$$

식(6)은 심전도 신호의 최대값과 최소값을 더한 뒤, 2로 나누어 평균을 구한다. 그리고 다시 한 번 최대값과 평균값을 더하여 2로 나누어 구하는 것이다. R-피크는 Fig. 6에 나타낸 순서도와 같이 수행하여 검출할 수 있다. 잡음이 제거된 심전도 데이터가 입력되고, 데이터는 순차적으로 인덱스 번호  $i$ 가 할당된다. 인덱스 번호의 시작은 1로 지정된다. 다음 단계에서, 입력된 심전도 데이터 'ECG [ $i$ ]'는 인덱스 값을 증가시키면서, 식 (6)에서 주어진 R-피크 검출 가변형 임계 값  $T$ 와 순차적으로 비교된다. ECG[ $i$ ]가 임계 값  $T$ 보다 큰 경우의 조건을 만족하였을 때, 다음으로 ECG [ $i+1$ ](다음 값)과 ECG [ $i$ ](현재 값)을 지속적으로 비교하면서 ECG[ $i$ ]가 ECG[ $i+1$ ]보다 작은 지를 확인하고, 동시에 ECG[ $i$ ]가 ECG[ $i-1$ ]보다 큰 지를 확인한다.

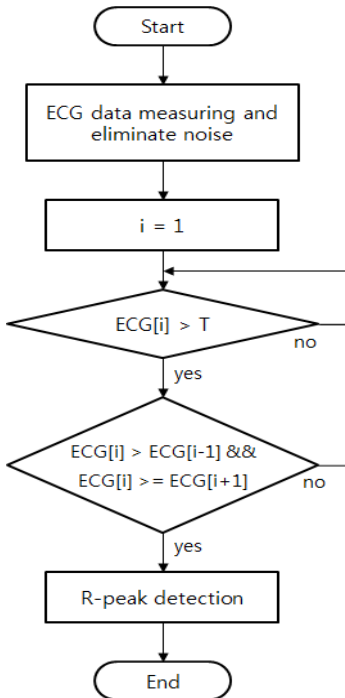


Fig. 6. R-peak detection flowchart

Fig. 7(a),(b)에 보여진 것과 같이 현재 ECG값(ECG[ $i$ ])을 이전 값(ECG[ $i-1$ ]), 그리고 다음 값(ECG[ $i+1$ ])과 비교하여 큰 값을 가지는 경우 현재 점을 피크 점으로 하여 해당 점을 찾는 것이다.

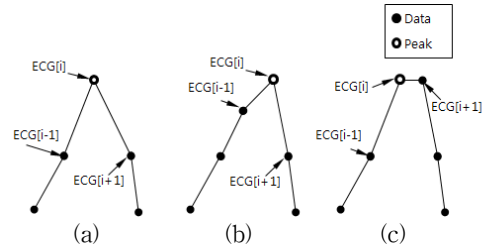


Fig. 7. case of R-peak detection  
(a)normal (b)normal (c)ECG[ $i$ ] and ECG[ $i+1$ ]

Fig.7(c)는 ECG[ $i-1$ ], ECG[ $i$ ] 및 ECG[ $i+1$ ]3개의 연속 데이터를 검출 후 피크 점의 값을 인식하고 두 개 이상의 값이 같을 경우, 다음 값이 작거나 같을 때에도 피크 점으로 인식 후 순차 탐색을 종료 처리한다.

R-피크 검출 결과를 이용하여 R-R 간격(R-R interval)을 구해 심박 수를 계산할 수 있다. 여기서 샘플링 주파수는 심박 수를 구하는 데 중요한 인자로 분당 샘플 수를 구하고, 다음 식 (7)을 이용하여 심박 수를 구해 낼 수 있다.

$$BPM = \frac{f_s \times 60(\text{second})}{RR\text{interval}(\text{number of sample})} \quad (7)$$

여기서, BPM(Beats Per Minute)은 분당 심박 수이고,  $f_s$ 는 샘플링 주파수를 나타내며, R-R interval은 R-R 간격의 샘플 수를 의미한다.

### 3. 가변형 임계값 NLMS 필터 실험결과

제안한 알고리즘을 MIT/BIH 부정맥 ECG 데이터베이스와 MS400 ECG 시뮬레이터를 이용한 심전도 신호를 기반으로 가변형 임계값 NLMS 필터 성능을 실험 평가하였다.

먼저 앞서 설명한 바와 같이 입력된 심전도 데이터의 베이스 라인 드리프트를 제거하기 위한 적용형 필터 수행과 함께, R-피크 검출을 수행하였다. 베이스 라인 드리

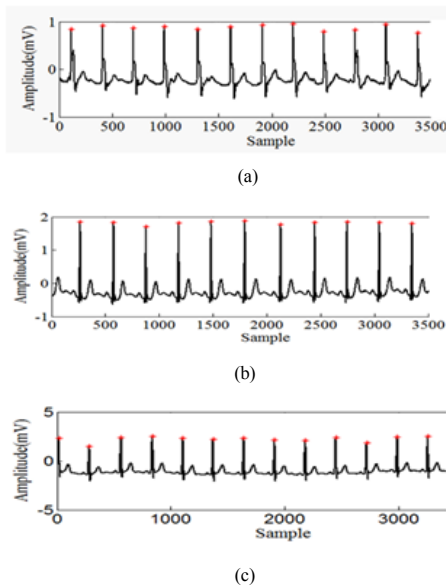


Fig. 8. R-Peak detection result using (a) 102, (b) 103 and (c) 116 MIT/BIH arrhythmia data

프트를 제거한 후, R-피크 검출 결과를 Fig. 8과 같이 나타내었다. 그림에서 붉은 점이 R-피크의 위치를 나타낸다. Fig. 8은 실험한 결과 값 중 대표적으로 MIT/BIH 부정맥 ECG 데이터베이스의 102, 103, 116 번의 샘플 결과를 나타내었다.

Table 1은 MIT/BIH 데이터 중 몇 개의 심전도 데이터 샘플에 대한 R-피크 검출 결과를 보여준다.

Table. 1. R-peak detection from MIT/BIH arrhythmia database using proposed method

sample number of MIT/BIH ECG data	Num. of R peak(actual data)	TP	FN	FP	Sensitivity(%)	accuracy (%)
100	2272	2272	0	0	100	100
101	1869	1869	0	0	100	100
102	2186	2186	0	0	100	100
103	2083	2083	0	0	100	100
104	2228	2228	0	0	100	100
105	2602	2602	0	0	100	100
106	2027	2027	0	0	100	100
111	2124	2124	0	0	100	100
116	2411	2411	0	0	100	100
202	2137	2137	0	0	100	100
205	2656	2656	0	0	100	100
208	2962	2962	0	0	100	100
210	2650	2650	0	0	100	100
214	2266	2266	0	0	100	100
215	3362	3362	0	0	100	100
221	2427	2427	0	0	100	100
228	2077	2077	0	0	100	100
Total	40339	40339	0	0	100	100

위 표에서 감도와 정확도는 아래 식 (8)과 (9)에 의해 계산되어진 알고리즘의 결과 값이다.

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP+FN} \times 100[\%] \quad (8)$$

$$Accuracy = \frac{TP}{TP+FP} \times 100[\%] \quad (9)$$

여기서 TP(True Positive)는 R-피크 검출의 수이고 FN(False Negative)은 검출되지 못한 R-피크의 수이다. FP(False Positive)는 R-피크가 아닌 데도 불구하고 잘못 검출된 R-피크의 수를 나타낸다. MIT/BIH 데이터베이스의 샘플 번호 104, 105, 111, 116, 205, 210, 228은 심각한 베이스라인 드리프트 및 다른 잡음에 의해 손상된 심전도 데이터이다. 기존의 다른 방식으로 R-피크 검출 시, 오검출 발생률이 높았으나, 제안된 알고리즘에서는 R-피크 검출 정확도가 100[%]로 확인 되었다.

Table. 2. Performance comparison with existing algorithm

Method	Total MIT/BIH ECG Data	Avr. Sen(%)	Avr. Acc(%)	Ref. no.	Computation time
Proposed method	40339	100	100	-	Low
Yazdani and Vesin	40339	99.65	99.76	[6]	High
Ravanshad et al.	40339	88.19	99.32	[7]	High
Martinez et al.	40339	99.8	99.86	[8]	High
Bahoura et al.	40339	99.83	99.88	[9]	Moderate
Pan and Tompkins	40339	99.75	99.54	[10]	Moderate
Zhang and Lian	40339	93.86	99.78	[11]	High
Yazdani and Vesin	40339	99.82	99.59	[12]	High
Moody and Mark	40339	99.77	99.34	[13]	High
Lee et al.	40339	92.88	98.2	[14]	Moderate
Li et al	40339	99.97	99.99	[15]	Moderate

기존의 다른 검출 기법과의 비교 결과는 Table 2에 나타내었다. 평균 감도와 정확도가 제안한 알고리즘과 비교하였을 때, 제안한 알고리즘의 결과가 더 우수한 것으로 확인되었다. 제안된 알고리즘의 계산 복잡도도 상대적으로 낮아 계산시간도 빨랐다. 결과적으로 이 알고리즘은 상대적으로 제한된 성능을 가진 휴대용 심전도 측정 장치에 매우 유용할 수 있다.

Fig. 9 (a)는 제안한 기술의 실시간 성능을 확인하기 위해 자체 개발한 심전도 측정 시스템을 나타낸다. 개발된 심전도 측정 기기에는 Arm-cortex 프로세서가 장착된 nRF51822 BLE 칩과 높은 계산 능력을 보장하는 ADS1292 ADC(아날로그 - 디지털 변환기)칩이 포함된다. Fig. 9 (b)는 개발된 심전도 측정 장치의 내부 블록 다이어그램으로 제어부를 중심으로 배터리관리, 블루투스를 이용한 심전도 기기운용 및 데이터 전달, ADS1292를 이용한 데이터 입력 및 SD 카드의 저장된 심전도 데이터 관리 등의 기능을 나타낸다.

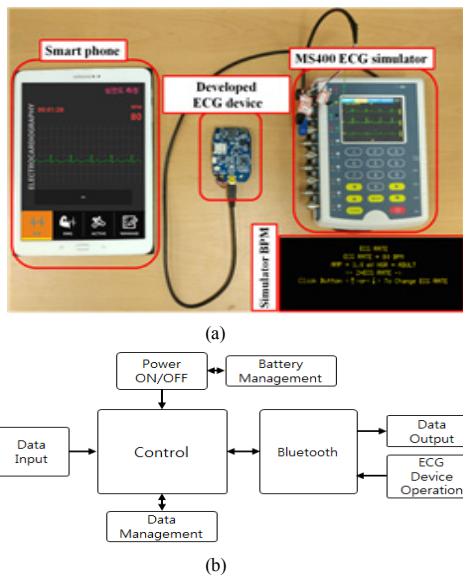


Fig. 9. Developed mobile ECG measurement system  
(a) Android smart device, Developed ECG Measurement system, MS400(ECG Simulator)  
(b) Block diagram for Developed ECG Measurement system

BLE 칩은 심박수 및 심전도 파형을 표시하기 위해 데이터 패킷을 안드로이드 어플리케이션에 전송한다.

Fig. 10의 (a)는 심전도 시뮬레이터의 입력 설정 값으로, 심박수 90[BPM], 최소-최대 진폭을 1[mV]로 설정한 것이다. (b)는 시뮬레이터의 입력 값을 측정하여 스마트 기기에서 출력한 결과로, R-R 간격을 검출하여 계산된 심박수 값(80[BPM])을 오른쪽 상단에 나타내고 있다. 그 아래에는 측정되고 있는 심전도를 그래프로 출력한다. 개발된 장치에는 24시간 심전도 데이터를 저장하는 SD 카드도 장착되었다. SD 카드에서 저장된 데이터는 윈도우 용 뷰어를 통해 확인할 수 있도록 개발되었다.

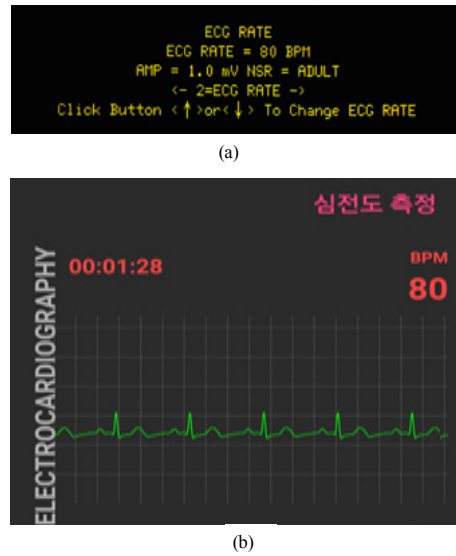


Fig. 10. Heart rate comparison between (a) ECG simulator MS400 and (b) developed Android application

Fig. 11은 개발된 심전도 측정기기를 환자 몸에 부착하는 예를 보여주고 있으며, Fig. 12는 SD 카드에 저장된 심전도 데이터가 윈도우용 뷰어를 사용하여 출력된 것을 나타낸다. 안드로이드 어플리케이션과 마찬가지로 상단에 심박수 그리고 R-피크, R-R 간격 등의 값을 수치화하여 출력하고, 심전도 신호를 그래프 형태로 나타낸다. 실시간 심전도 측정기기의 정확성을 평가하기 위해 추가적으로 MS400 ECG 시뮬레이터를 이용하여 심전도 신호를 입력하여 실험하였다.

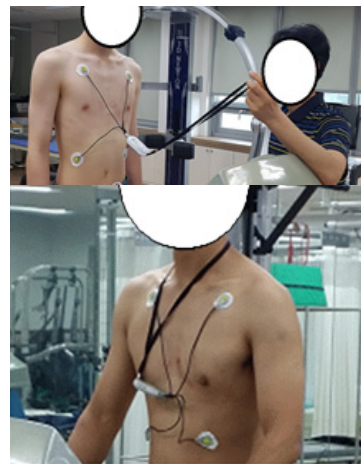


Fig. 11. An example of the developed ECG measuring



또한 사람마다 심박 수의 변화 폭이 다르고, 상황에 따라 심박 수의 변화가 클 수 있으므로, 심박 수가 낮거나 빠른 상황에서도 높은 정확성이 유지될 수 있는지 확인하였다. 실험을 위해 심전도 시뮬레이터를 사용하여 심박 수를 변경하여 입력하였다.

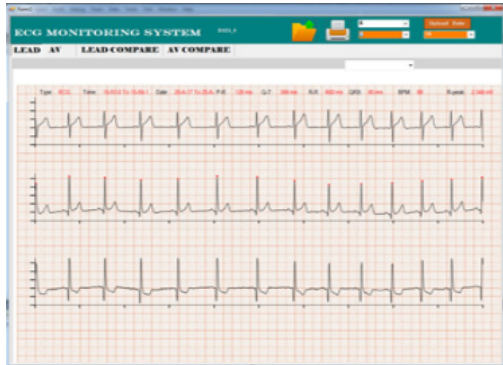


Fig. 12. ECG data output of Windows viewer screen

Table 3은 변화된 심박 수와 제안된 방법의 심박 수 검출 결과를 보여준다. 개발된 심전도 측정기기를 인체에 부착하여 사용될 수 있도록 제작하였으며, 목걸이에 연결하는 타입으로, 전용 전극 단자 케이블을 제작하여 전극 단자를 연결 할 수 있도록 제작하였다. 가벼운 운동 상태에서 제안한 알고리즘을 사용하여 심박 수를 검출한 결과, 큰 오류 없이 심박 수를 추출하였음을 확인할 수 있었다.

Table. 3. Heart Rate accuracy comparison

BPM of Simulator	BPM of Proposed method	Acc(%)
15	15	100
20	20	100
30	30	100
40	40	100
50	50	100
80	80	100
100	100	100
140	140	100
200	200	100
320	320	100

#### 4. 결론

본 논문에서는 심전도 신호로부터 R-피크를 검출하기

위한 간단한 알고리즘을 개발하였다. R-피크는 심장 질환 분석에 도움을 줄 수 있는 값 중에 하나이다. 그리고 R-피크를 이용하여 심박 수를 측정하여 심장 활동을 파악할 수 있게 하였다. 제안된 알고리즘은 실시간 심전도 측정에 있어서 비교적 잡음에 대한 강인성을 갖고 있으며, Table 2의 계산 시간을 기존 알고리즘들과 비교하였을 때, 계산이 복잡하지 않고 구현이 간단한 계산 시간이 짧은 장점이 있다. 제안된 방법의 성능을 증명하기 위해 MIT/BIH 데이터베이스와 심전도 시뮬레이터를 사용하여 심전도 신호를 모사해 입력하고, 자체 개발한 휴대용 심전도 측정기기를 사용하여 성능을 검증하였다. 실험 결과, 제안된 방법은 기존 방법에 비해 높은 정확도를 제공한다. 심박 수 또한 정확한 R-피크 검출과 R-R 간격 측정을 기반으로 높은 검출 정확도를 입증하였다.

#### References

- [1] Yao Zou, Jun Han, Sizhong Xuan, "An Energy-Efficient Design for ECG Recording and R-Peak Detection Based on Wavelet Transform", IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, vol. 62, pp. 119-123, 2015.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/TCSII.2014.2368619>
- [2] M. Sabarimalai Manikandan, Barathram Ramkuma, "Straightforward and robust QRS detection algorithm for wearable cardiac monitor", IET J. Healthcare Technology Letters, vol. 1, pp. 40-44, 2014.  
DOI: <https://doi.org/10.1049/hitl.2013.0019>
- [3] Misael Lopez Ramirez, Rosalia Vergara Esparza, Roberto Olivera Reyna, "A Novel Methodology for Calculating Heart Rate using Images Processing", IEEE Latin America Transactions, vol. 14, pp. 3522-3527, 2016.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/TLA.2016.7786329>
- [4] Nassim Ravanshad, Hamidreza Rezaee-Dehsorkh, "A Level-Crossing Based QRS-Detection Algorithm for Wearable ECG Sensors", IEEE J. Biomed. Heal. Informatics, vol. 18, pp. 182-192, 2014.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2274809>
- [5] Raquel Gutiérrez-Rivas, Juan Jesús García, "Novel Real-Time Low-Complexity QRS Complex Detector Based on Adaptive Thresholding", IEEE Sensors Journal, vol. 15, pp. 6036-6034, 2015.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2450773>
- [6] S. Yazdani and J. M. Vesin, "A Novel Preprocessing Tool to Enhance ECG R-wave Extraction," in Computing in Cardiology Conference (CinC), 2016, 11-14 Sept. 2016, 2016.
- [7] N. Ravanshad, H. Rezaee-Dehsorkh, R. Lotfi, and Y. Lian, "A level-crossing based QRS-detection algorithm for wearable ECG sensors," IEEE J. Biomed. Heal. Informatics, vol. 18, no. 1, pp. 183-192, 2014.

DOI: <https://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2274809>

- [8] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A Wavelet-Based ECG Delineator Evaluation on Standard Databases," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 4, pp. 570-581, 2004.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.821031>
- [9] M. Bahoura, M. Hassani, and M. Hubin, "DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 52, no. 1, pp. 35-44, 1997.  
DOI: [https://doi.org/10.1016/S0169-2607\(97\)01780-X](https://doi.org/10.1016/S0169-2607(97)01780-X)
- [10] J. Pan and W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236, 1985.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532>
- [11] F. Zhang and Y. Lian, "QRS detection based on multiscale mathematical morphology for wearable ECG devices in body area networks," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 3, no. 4, pp. 220-228, 2009.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2009.2020093>
- [12] S. Yazdani and J. M. Vesin, "Extraction of QRS fiducial points from the ECG using adaptive mathematical morphology," *Digit. Signal Process. A Rev. J.*, vol. 56, pp. 100-109, 2016.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2016.06.010>
- [13] G. B. Moody and R. G. Mark, "Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program," in *Computers in cardiology*, pp. 39-44, 1982.
- [14] J. Lee, K. Jeong, J. Yoon, and M. Lee, "A simple real time QRS detection algorithm," in *18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam 1996*, 1996.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1996.647473>
- [15] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms," *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 42, no. Bmei, pp. 21-28, 1995.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/10.362922>

**세이푸르(MD Saifur Rahman)**

[준회원]



- 2016년 1월 : Ahsanullah University of Science and Technology 컴퓨터 공학과 학사 졸업
- 2016년 8월 ~ 현재 : 공주대학교 일반대학원 전기전자제어공학과 석사과정

<관심분야>  
전기/전자, 정보통신

**최 철 형(Chul-Hyung Choi)**

[정회원]



- 2014년 2월 : 공주대학교 일반대학원 전기전자제어공학과 석사 졸업
- 2016년 8월 : 공주대학교 일반대학원 전기전자제어공학과 박사 수료

<관심분야>  
전기/전자, 정보통신

**김 시 경(Si-Kyung Kim)**

[정회원]



- 1988년 2월 : 고려대학교 석사 졸업
- 1994년 2월 : Texas A&M University 박사 졸업
- 1994년 9월 ~ 현재 : 공주대학교 전기전자제어공학부 교수

<관심분야>  
전기/전자, 정보통신

**박 인 덕(In-Deok Park)**

[정회원]



- 1999년 2월 : 명지대학교 석사 졸업
- 2005년 2월 : 공주대학교 일반대학원 전기전자제어공학과 박사 졸업
- 2008년 3월 ~ 현재 : 대덕대학교 전기과 교수

<관심분야>  
전기/전자, 정보통신



김 영 필(Young-Pil Kim)

[정회원]



- 2014년 2월 : 공주대학교 일반대학원 전기전자제어공학과 학사 졸업
- 2016년 2월 : 공주대학교 일반대학원 전기전자제어공학과 석사 졸업
- 2016년 2월 ~ 현재 : 공주대학교 일반대학원 전기전자제어공학과 박사과정

<관심분야>

전기/전자, 정보통신