

심전도 신호에서 QRS 군의 왜곡에 기반한 PVC 검출

이 승 민*, 김 진 섭*, 박 길 흠^o

PVC Detection Based on the Distortion of QRS Complex on ECG Signal

SeungMin Lee*, Jin-Sub Kim*, Kil-Houm Park^o

요 약

부정맥 심전도 신호에는 전도장애 및 발생부위에 따라 다양한 비정상 모양을 띠는 특이심박들이 포함되어 있고, 이들 특이심박은 부정맥 등의 심장질환을 진단하는데 있어 매우 중요하다. 본 논문에서는 심실질환에 관련한 PVC 특이심박 검출 알고리즘을 제안한다. PVC 특이심박에서는 심전도 신호의 구성요소 가운데 QRS 군의 왜곡이 발생하는 특징이 있다. 따라서 QRS 군의 왜곡 정도에 따라 PVC 특이심박을 검출할 수 있다. 먼저 R-peak의 전위, 첨도, 주기를 사용하여 QRS 군의 왜곡을 정량화하고, 이들 값들의 평균과 표준편차를 이용하여 정상 심박과의 왜곡의 정도에 따라 PVC 특이심박을 검출한다. 제안한 알고리즘은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 중 심실질환과 관계되는 AAMI-V class 타입의 특이심박을 평균 98% 이상을 검출할 수 있었다.

Key Words : ECG, Abnormal Heartbeat, Abnormal Heartbeat Detection, R-wave

ABSTRACT

In arrhythmia ECG signal, abnormal beat that has various abnormal shape depending on the generation site and conduction disorders is included and it is very important to diagnose heart disease such as arrhythmia. In this paper, we propose a PVC abnormal beat detection algorithm associated with ventricular disease. The PVC abnormal beat is characterized by distortion of the QRS complex occurs among the components of the ECG signal. Therefore it is possible to detect PVC abnormal beat according to the degree of distortion of the QRS complex. First, quantify the distortion of the QRS complex by using the potential of the R-peak, kurtosis and period. By using the mean and standard deviation, PVC abnormal beat is detected depending on the degree of distortion from the normal beat. The proposed algorithm can detect the average over 98% of the AAMI-V class type abnormal beat associated with ventricular disease in MIT-BIH arrhythmia database.

I. 서 론

심장은 혈액을 순환시키는 원동력이 되는 순환계의

중추기관으로, 주기적인 수축과 이완을 되풀이함으로써 혈액을 온 몸에 공급하는 펌프 역할을 하는 중요한 기관이다. 심장이 박동하면서 심근이 수축과 확장을

* 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술연구진흥센터의 정보통신·방송 연구개발사업의 일환으로 수행하였음. [10041145, 자율근집을 지원하는 웹밍형 정보기기 내장 소프트웨어 플랫폼 개발]

• First Author : Kyungpook National University Graduate School of Electronics Engineering, lsm1106@knu.ac.kr, 학생회원

o Corresponding Author : Kyungpook National University Graduate School of Electronics Engineering, khpark@ee.knu.ac.kr, 종신회원

* Kyungpook National University Department of Information Security, jinsub@knu.ac.kr

논문번호 : KICS2014-12-483, Received December 11, 2014; Revised February 10, 2015; Accepted March 18, 2015

반복하기 때문에 발생하는 미약한 전기 신호가 흐르며 신체 표면에 전위를 형성하는데 이를 일정한 방법으로 유도하여 증폭한 후 기록한 것이 심전도 신호이다.

심전도 신호는 그림 1과 같이 심장에서 발생하는 다양한 전기적 신호로 인해 한 심박 내에서 P파, QRS군, T파 등의 파형이 주기적으로 나타난다.

심장질환은 발생부위에 따라 상심실성 부정맥과 심실성 부정맥으로 나뉘며 이러한 부정맥 종류에는 동빈맥, 심방빈맥, 심방조동, 심방세동, 방실접합부 부정맥, 심실조기박동, 심실빈맥, 심실세동 등 20여 가지로 분류할 수 있으며^[1-2], 심장질환의 종류에 따라 다양한 형태의 특이심박이 존재하게 된다. 특이심박은 심장질환으로 인해 파형의 형태나 리듬이 왜곡된 심박으로 이를 기반으로 심장질환을 진단하게 된다.

기존의 특이 심박 검출 방법으로 부정맥 심전도 신호에서 특이 파형 검출^[3]이 제안되었다. 이는 R-peak의 전위와 첨도를 이용하여 특이 파형을 검출하였다. 전위와 첨도의 히스토그램 분포가 정규분포를 가질 경우에만 우수한 결과를 얻을 수 있다. 또한 심전도 신호에서 R파 왜곡에 따른 적응적 특이 심박 검출^[4]이 제안되었다. 이는 R-peak의 전위와 첨도뿐만 아니라 R-peak들의 간격을 이용하여, 그들의 히스토그램 분포가 정규분포를 가지지 않을 경우에도 우수한 결과를 얻을 수 있다. 그러나 이들 방법들은 질환 발생 부위에 따라 특이 파형 검출 결과가 크게 달라진다. 이는 심장질환은 질환 발생 부위에 따라 심전도 파형의 형태나 리듬이 각기 다르게 왜곡되기 때문이다.

본 논문에서는 심장질환 중 심실에서 발생하는 질환을 진단하는데 필요한 특이심박을 검출하는 방법을 제안하고자 한다. 심실에서 발생하는 전기적 신호는 심전도 신호에서 QRS 군으로 나타나게 되며, 심실질환이 발생하면 QRS 군이 왜곡이 되어 정상 심박의

QRS군의 형태에서 변형이 발생하여 파형의 형태 및 리듬이 정상심박과는 상이하게 나타난다^[5]. 변형된 QRS군은 대부분 조기심실수축(Premature Ventricular Contraction, PVC)에 기인한다. 따라서 QRS 군의 왜곡 정도에 따라 PVC 특이심박을 검출할 수 있다. 먼저 QRS 군의 형태 왜곡은 R-peak의 전위(Voltage, V)와 첨도(Kurtosis, K)를 이용하여 정량화하고, 리듬 왜곡은 전·후 R-peak들과의 간격 비(R - R Ratio, RR)로 정량화한다. 이들 값들이 정상 심박의 값들과의 차가 클수록 특이심박일 확률이 높게 된다. 이를 바탕으로 V , K , RR 값들의 평균과 표준편차를 이용하여 정상 심박과의 왜곡의 정도에 따라 PVC 특이심박을 검출한다.

본 논문의 구성은 2장에서 PVC 심실질환 관련 특이심박의 특징을 살펴보고, 3장에서는 제안한 PVC 특이심박 검출 알고리즘을 설명한다. 4장에서는 제안한 알고리즘의 타당성을 확인하기 위해 실험 결과를 소개하고, 5장에서 결론을 맺는다.

II. 제안한 PVC 특이심박 검출 알고리즘

2.1 PVC 특이심박 분석

심실은 동맥을 통하여 혈액을 내보냄으로써 인체의 혈액순환에 가장 중요한 역할을 하며, 이 때 심실에서 발생하는 전기적 신호는 심전도 신호에서 QRS군의 형태로 표현이 된다. 따라서 심실질환의 발생은 QRS군의 왜곡으로 나타나고 이로 인해 파형의 형태나 리듬에 변화가 생기게 된다. 그림 2는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스(MIT-BIH Arrhythmia Database, MIT-BIH ADB)에 존재하는 조기심실수축(Premature Ventricular Contraction, PVC)의 예이다.

그림 2로부터 PVC 특이심박(V)으로 분류된 심박은 정상심박(N)과 비교하여 QRS 군의 형태나 리듬이 왜곡되어 있음을 확인할 수 있다. 구체적으로 V와 N 심박은 R-peak의 전위와 첨도 값이 차이가 나고, 전·후 R-peak들과의 간격이 차이가 남을 알 수 있다. PVC 특이심박 발생 시에는 이와 같은 R-peak에서의 특징값들의 차이뿐만 아니라, QRS군의 간격의 차이, P파의 유무 등 다양한 문제가 발생하지만, 본 논문에서는 탐색이 가장 쉬운 R-peak를 기반으로 특징값들을 검출해낸 후 이를 통해 PVC 특이심박 검출을 진행하였다. 따라서 본 논문에서는 QRS군에서 R-peak를 기반으로 한 특징값들인 전위, 첨도, 그리고 전·후 R-peak들과의 간격 비를 이용하여 PVC 특이심박을 검출한다.

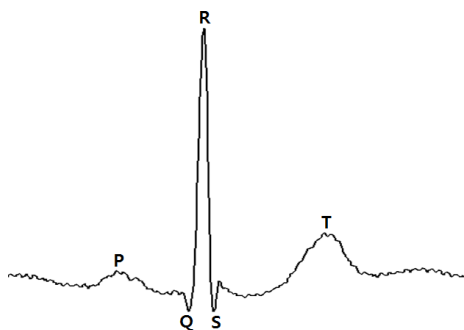


그림 1. P, Q, R, S, T 파
Fig. 1. P, Q, R, S, T wave.

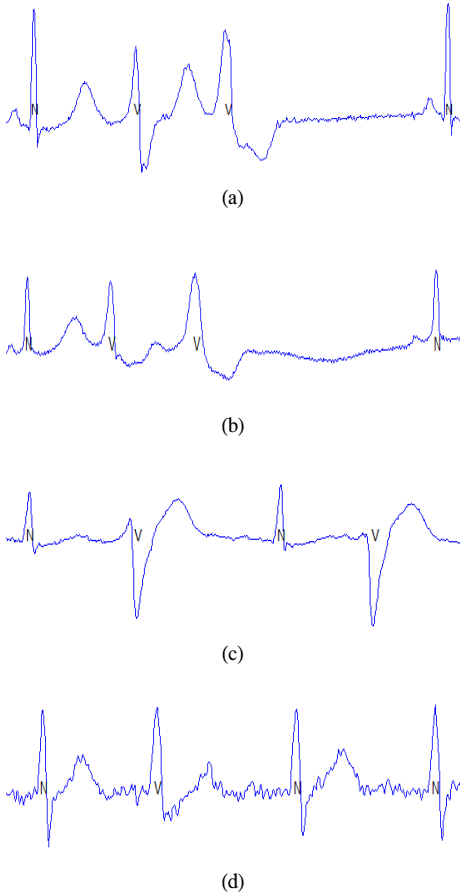


그림 2. PVC를 포함한 다양한 QRS군 (N: Normal beat, V: PVC beat)
 Fig. 2. Various QRS complex including PVC. (N: Normal beat, V: PVC beat)

R-peak의 전위 (V)는 입력받은 심전도 신호의 전위 데이터에서 R-peak에 해당하는 위치의 전위값으로 나타내어지며 심전도 그래프의 y축 높이를 나타낸다.

R-peak의 첨도(K)와 전·후 R-peak들과의 간격 비(RR)는 다음과 같이 식(1)과 식(2)로 표현한다.

$$K_i = \frac{E[(X_i - E[X_i])^4]}{E[(X_i - E[X_i])^2]^2} \quad (1)$$

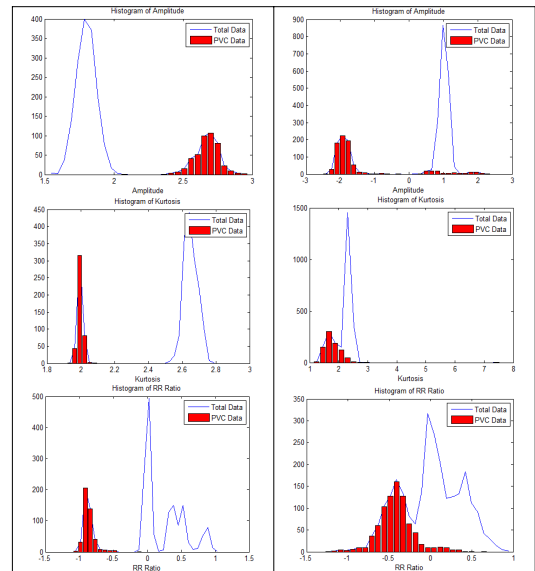
$$RR_i = \log \frac{R_{i+1} - R_i}{R_i - R_{i-1}} \quad (2)$$

K_i 는 i 번 째 R-peak의 첨도를 의미하며 식(1)에서 사용된 X_i 는 i 번째 R-peak를 중심으로 좌우 12 샘플을 포함하여 총 25개의 샘플로 이루어진 전위벡터를

나타낸다. 이는 본 논문에서 사용하는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스가 360Hz로 신호가 획득되는 것을 감안하면, 약 0.07초에 해당하는 구간으로써 정상심박의 QRS군의 평균 길이에 해당된다. 즉, QRS군의 전위값들을 확률변수 X 의 분포로 보고 확률분포에서 첨도를 나타내는 4차 Moment의 값을 i 번 째 R-peak의 첨도로 계산한다. R-peak를 중심으로 한 데이터의 분포가 뾰족할수록 첨도값은 높게 나타나게 된다.

RR_i 는 i 번 째 R-peak의 전·후 R-peak들과의 간격 비를 나타내며, 식(2)에서 R_i 는 i 번 째 R-peak의 샘플 위치를 의미한다. 즉, 식(2)에서 분자는 i 번 째 R-peak와 이전 R-peak 간의 간격이며, 분모는 i 번 째 R-peak와 이후 R-peak 간의 간격을 나타낸다. 여기서 log값은 역수 관계의 간격 비가 원점에서부터 동일한 거리를 가지도록 하여 제안 알고리즘에 적합하도록 하기 위해 사용되었다. 즉, 전·후 RR 간격의 비가 정상에 가까울수록 식(2)의 분자 분모의 비가 1:1에 가깝기 때문에 RR_i 값은 0에 가깝게 나타나게 된다.

그림 3은 MIT-BIH 레코드 중 심실 관련 질환인 119번 레코드와 200번 레코드의 R-peak에서 측정된 전위, 첨도, 그리고 전·후 R-peak들과의 간격 비의 히스토그램들이다. 그림 3에서 알 수 있듯이 정상심박들의 분포는 일반적으로 평균에 밀집된 정규분포를 따르는 형태를 지녔으며, 특이심박의 분포는 정상심박의



(a) MIT-BIH ADB 119m (b) MIT-BIH ADB 200m

그림 3. MIT-BIH 119m 레코드와 200m 레코드의 V , K , RR 의 히스토그램
 Fig. 3. Histogram of V , K , RR of MIT-BIH 119m record and 200m record.

평균에서 크게 벗어난 분포를 가짐을 알 수 있다.

2.2 PVC 특이심박 검출 알고리즘 제안

제안한 PVC 특이심박 검출 알고리즘은 R-peak를 검출하고 R-peak의 전위, 첨도, 그리고 전·후 R-peak들과의 간격 비를 이용하여 PVC 특이심박을 검출한다.

먼저 R-peak의 검출 방법으로 이동윈도우 적분, 힐버트 변환, 웨이블릿 변환, 윈도우 기반 등 다양한 방법들이 연구되고 있으며^[6-10], 본 논문에서는 가변 탐색 구간을 이용한 R-peak 검출 방법^[11]으로 검출하였다. 이는 R-peak 검출 과정에서 R-peak의 전위와 첨도를 이용한다. 따라서 R-peak의 전위와 첨도를 기반으로 하는 제안한 방법에 적합한 R-peak 검출 방법이다.

다음으로 R-peak의 전위, 첨도, 그리고 전·후 R-peak들과의 간격 비를 이용하여 PVC 특이심박을 검출한다. 그림 3에서와 같이 특이심박의 특징값의 분포는 정상심박의 분포와 벗어나기 때문에 문턱값 ($TH_{V_L}, TH_{V_H}, TH_{K_L}, TH_{K_H}, TH_{RR_L}, TH_{RR_H}$)을 각각 V, K, RR 의 평균과 표준편차를 이용하여 식(3)-식(5)와 같이 결정하고 이를 바탕으로 특이심박을 식(6)을 이용하여 검출한다.

$$\begin{aligned} TH_{V_L} &= m_V - k_V \sigma_V \\ TH_{V_H} &= m_V + k_V \sigma_V \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} TH_{K_L} &= m_K - k_K \sigma_K \\ TH_{K_H} &= m_K + k_K \sigma_K \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} TH_{RR_L} &= m_{RR} - k_{RR} \sigma_{RR} \\ TH_{RR_H} &= m_{RR} + k_{RR} \sigma_{RR} \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} TH_{V_L} \leq V_i \leq TH_{V_H} \\ TH_{K_L} \leq K_i \leq TH_{K_H} \\ TH_{RR_L} \leq RR_i \leq TH_{RR_H} \end{aligned} \quad (6)$$

여기서 m, σ, k 는 각각 평균, 표준편차, 가중치를 나타낸다. TH_{V_L}, TH_{V_H} 는 전위값들의 평균, 표준편차, 가중치에 의해 식(3)과 같이 결정된 전위의 상하단 임계값들을 의미하며, $TH_{K_L}, TH_{K_H}, TH_{RR_L}, TH_{RR_H}$ 은 동일한 방법으로 식(4)와 식(5)와 같이 결정된 첨도와 RR간격 비의 상하단 임계값들을 의미한다.

식(3)-식(5)을 기반으로 만들어진 식(6)을 만족하는 심박은 정상심박으로 판단하며 이를 만족하지 않는 심박들은 평균값에서 크게 벗어난 특이심박으로 판단

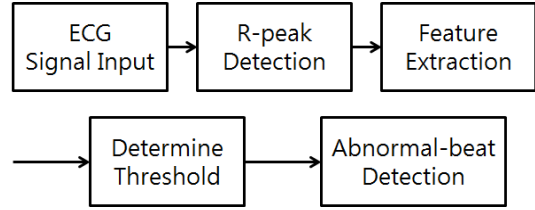


그림 4. 제안한 PVC 특이심박 검출 알고리즘 블록도
Fig. 4. Block diagram of the proposed PVC abnormal heartbeat detection algorithm.

한다. 이러한 특이심박 검출결과가 신뢰성이 있기 위해서는 식(6)을 만족하는 심박들로부터 획득된 표준편차값이 실제 정상심박들의 표준편차값인 참조 표준편차값과 유사하여야 한다. 따라서 식(3)-식(5)의 가중치 k_V, k_K, k_{RR} 들을 충분히 큰 초기값에서부터 조금씩 줄여나가면서 획득된 표준편차값과 참조 표준편차값을 비교하면서 가중치를 결정한다.

그림 4는 제안한 PVC 특이심박 검출 알고리즘의 블록도이다. 먼저 가변 탐색 구간을 이용한 R-peak 검출 방법으로 R-peak를 검출하고 R-peak의 전위, 첨도 그리고 전·후 R-peak들과의 간격 비를 구한 후 평균과 표준편차 및 참조 표준편차값들을 바탕으로 최적 문턱값을 설정한 뒤 이를 적용하여 PVC 특이심박을 검출한다.

III. 실험 및 고찰

제안 알고리즘인 심실질환 관련 특이심박의 검출 성능 평가를 위하여 심전도 관련 연구에서 널리 사용되는 표준 데이터베이스인 MIT-BIH ADB를 이용하였다^[12]. ADB 대부분의 신호는 두 사지가 반영하는 양전극과 음전극 사이의 전위차를 측정하는 표준 사지 유도II(MLII)신호이고, 일부 102번과 104번 레코드는 흉부유도이다. ADB의 모든 레코드에 포함된 신호들은 표본화 주파수가 360Hz로 약 30분 동안 획득된 신호들이다. 또한 0.1~100Hz 대역 필터링과 360Hz 샘플링 및 11비트 해상도의 디지털 신호로 표현되어 있으며, 2명의 심전도 전문가로부터 분류된 심박 및 리듬 유형에 대한 정보가 추가되어 있다.

심박신호의 유형은 약 19가지 정도가 있고, 부류(class)는 미국의료기구발전협회(Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)의 ANSI-AAMI EC57:1998^[13]에 제시된 5가지 심박 부류(Class)를 이용한다.

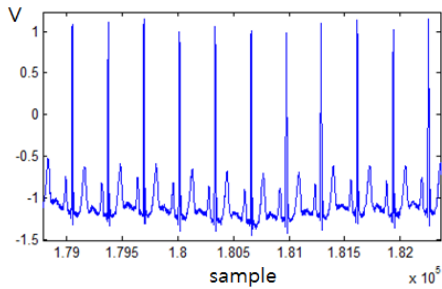
AAMI에서 제시한 부류에는 정상심박(N), 심방관

런 특이심박(S), 심실관련 특이심박(V), 혼합형 특이심박(F), 미분류 특이심박(Q) 등이 있다. 본 논문에서는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 중 심실관련 특이심박인 V-class를 대상으로 하였다.

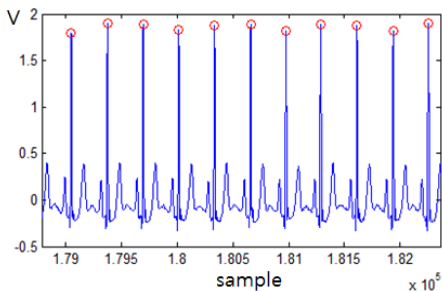
실험을 위해 심전도 신호의 전처리 과정에서는 모폴로지 페어 연산^[14]을 이용하여 기저선 정렬을 하고, BPF(Band-Pass Filter)를 사용하여 전기적인 잡음 신호를 제거한다. 그리고 가변 탐색구간에 기반한 R-peak 검출 알고리즘^[11]을 이용하여 R-peak를 검출한다. 그림 5는 119m 레코드에 대한 전처리와 R-peak 검출 결과를 나타낸다.

그림 6과 그림 7은 각각 119m, 200m 레코드에 대한 히스토그램과 식(3) - 식(5)에 의해 결정된 문턱값을 나타낸다. 붉은 점선들은 각각 식(3) - 식(5)에 의해 결정된 하한문턱값과 상한문턱값들이다. 특이심박의 분포는 평균값에서 크게 떨어져있으며 제안한 방법에서 사용되는 특징값과 문턱값 결정 방법은 효과적임을 알 수 있다.

특이심박의 검출 충실도를 분석하기 위하여 식(7)과 식(8)로 정의되는 민감도(Sensitivity; Se)와 정확

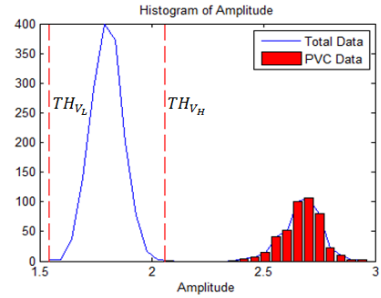


(a)

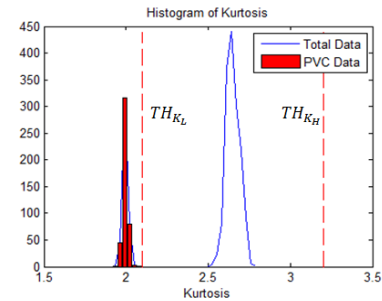


(b)

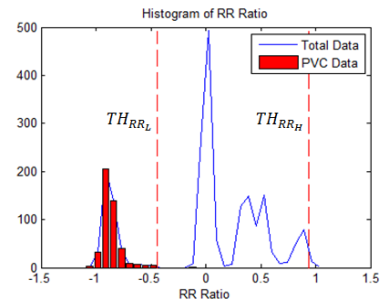
그림 5. 119m 레코드에 대한 전처리와 R-peak 검출 결과. (a) 119m 레코드의 일부 구간, (b) (a)에 대한 전처리 및 R-peak 검출 결과
Fig. 5. Preprocessing and R-peak detection result of 119m record. (a) Part of 119m record, (b) Preprocessing and R-peak detection result of (a).



(a)



(b)



(c)

그림 6. 119m 레코드에 대한 히스토그램 및 문턱값. (a) 전위의 히스토그램 및 문턱값($k_V = 0.7$), (b) 첨도의 히스토그램 및 문턱값($k_K = 2.0$), (c) RR의 히스토그램 및 문턱값($k_{RR} = 1.3$)

Fig. 6. Histogram and threshold of 119m record. (a) Histogram and threshold of amplitude($k_V = 0.7$), (b) Histogram and threshold of kurtosis($k_K = 2.0$), (c) Histogram and threshold of $RR(k_{RR} = 1.3)$.

도(Accuracy: Ac)를 이용하였다.

$$Se = \frac{TP}{(TP + FN)} \times 100 \quad (7)$$

$$Ac = \frac{TP + TN}{TP + FN + TN + FP} \times 100 \quad (8)$$

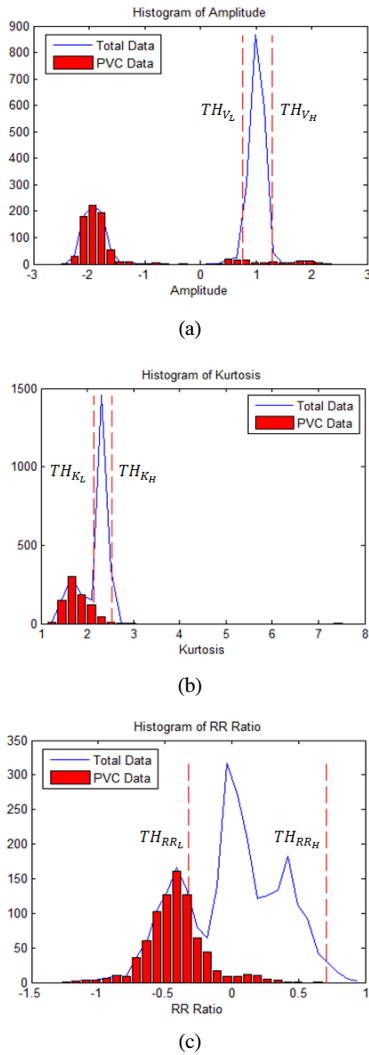


그림 7. 200m 레코드에 대한 히스토그램 및 문턱값. (a) 전위의 히스토그램 및 문턱값($k_V = 0.2$), (b) 첩도의 히스토그램 및 문턱값($k_K = 0.6$), (c) RR 의 히스토그램 및 문턱값($k_{RR} = 1.4$)
 Fig. 7. Histogram and threshold of 200m record. (a) Histogram and threshold of amplitude($k_V = 0.2$), (b) Histogram and threshold of kurtosis($k_K = 0.6$), (c) Histogram and threshold of RR ($k_{RR} = 1.4$).

여기서 TP (True Positive)는 특이심박을 특이심박으로, TN (True Negative)은 정상심박을 정상심박으로, FP (False Positive)는 정상심박을 특이심박으로, FN (False Negative)은 특이심박을 정상심박으로 분류되는 샘플 수를 의미한다. 민감도는 현재 검출해야 하는 실제 특이심박($TP+FN$) 중 실험에 의해 검출된 특이심박(TP)의 비율을 나타낸 것으로 민감도가 100%에 가까울수록 특이심박들의 검출비율이 높아지

게 되므로 가장 중요한 지표가 된다.

표 1과 2는 심실질환관련 11개의 PVC 특이심박 심전도 데이터에 대해 적응적 특이심박 검출 결과와 제안한 특이심박 검출 결과를 각각 나타낸다.

표 1은 MIT-BIH 부정맥 데이터에서 PVC 특이심박 관련 11개의 데이터에 대해 기존의 특이심박 검출 방법인 R과 왜곡에 따른 적응적 특이 심박 검출^[4]을 적용한 결과, 약 12.5%의 과검출에 대해 92.1%에 가까운 민감도를 얻을 수 있었다. 표 2는 동일한 데이터에 대해 제안한 PVC 특이심박 검출 방법을 적용한 결과이며, 약 9.5%의 과검출로 약 98.4%의 민감도를 얻을 수 있었다. 이와 같이 제안한 알고리즘은 기존

표 1. 적응적 PVC 특이심박 검출 결과

Table 1. Result of adaptive PVC abnormal beat detection method.

Record No.	Total beat	MIT-BIH abnormal beat type 'V'	Detected beat	TP	TN	FP	FN	Se (%)	Ac (%)
106	2026	520	454	379	1431	75	141	72.88	89.34
119	1986	444	444	444	1542	0	0	100	100
200	2600	826	835	812	1751	23	14	98.31	98.58
201	1962	198	308	198	1654	110	0	100	94.39
210	2649	195	285	179	2348	106	16	91.79	95.39
213	3250	220	525	218	2723	307	2	99.09	90.49
214	2261	256	258	189	1936	69	67	73.83	93.98
215	3362	164	193	160	3165	33	4	97.56	98.90
221	2426	396	428	395	1997	33	1	99.75	98.60
228	2052	362	380	349	1659	31	13	96.41	97.86
233	3078	831	854	741	2134	113	90	89.17	93.40
Average	2514	401	451	369	2031	82	32	92.11	94.47

표 2. 제안한 PVC 특이심박 검출 결과

Table 2. Result of proposed PVC abnormal beat detection method.

Record No.	Total beat	MIT-BIH abnormal beat type 'V'	Detected beat	TP	TN	FP	FN	Se (%)	Ac (%)
106	2025	520	557	514	1462	43	6	98.85	97.58
119	1985	444	454	444	1531	10	0	100	99.50
200	2599	825	915	823	1682	92	2	99.76	96.38
201	1961	198	229	192	1726	37	6	96.97	97.81
210	2648	195	199	162	2416	37	33	83.08	97.36
213	3249	220	271	202	2960	69	18	91.82	97.32
214	2260	256	305	256	1955	49	0	100	97.83
215	3361	164	178	158	3177	20	6	96.34	99.23
221	2425	396	448	396	1977	52	0	100	97.86
228	2051	362	389	362	1662	27	0	100	98.68
233	3077	830	883	829	2193	54	1	99.88	98.21
Average	2536	401	439	394	2067	45	7	98.37	95.27

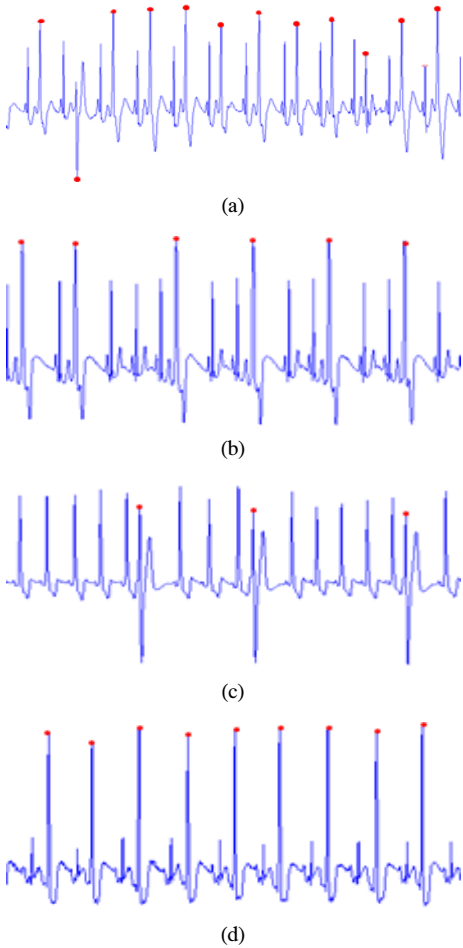


그림 8. 검출된 PVC 특이 심박. (a) 106m, (b) 119m, (c) 214m, (d) 228m
 Fig. 8. Detected PVC abnormal beat. (a) 106m, (b) 119m, (c) 214m, (d)228m.

방법에 비해 과검출을 3% 가량 줄이면서 민감도를 약 6.3%를 상승시킬 수 있었다.

표에 대한 구체적인 설명으로 200번 레코드의 경우에는 V형의 특이 심박이 825개가 포함되어 있고, 제안한 방법에 의해 V형 특이 심박은 823개가 검출되었으며, 검출되지 않은 심박이 2개 이므로 식(7)에 의해 민감도는 99.76%이다.

그림 8에서는 106m, 119m, 214m, 228m 레코드에서 제안 알고리즘을 사용하여 검출된 PVC 특이 심박의 일부를 보여준다.

그림 9에서는 215m 레코드에 대해 제안 알고리즘을 사용하여 검출된 PVC 특이 심박과 검출되지 않은 PVC 특이 심박의 일부를 비교하여 보여준다.

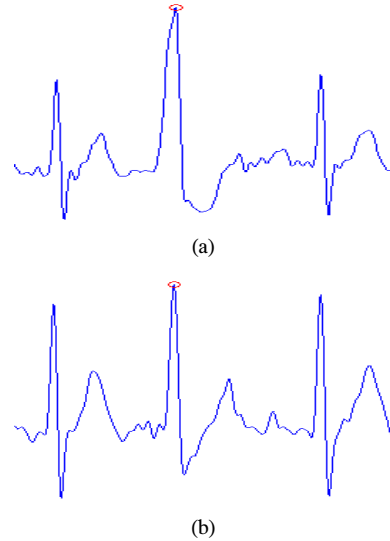


그림 9. 215번 레코드에서 검출된 PVC 특이 심박과 검출되지 않은 특이심박. (a) 검출된 특이심박, (b) 검출되지 않은 특이심박
 Fig. 9. Detected and not detected PVC abnormal beat. (a) Detected PVC abnormal beat, (b) Not detected abnormal beat.

그림 9(b)의 경우와 같이, 특이심박들 중에는 V, K, RR 값들이 정상 심박의 V, K, RR 값들과 차이가 미약하기 때문에 제안한 알고리즘에 의해 검출이 되지 않는 특이심박이 존재한다.

그림 10은 제안한 알고리즘에 기반한 심전도 모니터링 시스템의 UI를 나타낸다. ①에서는 획득된 심전도 신호를 나타내고, ②에서는 전처리를 수행한 심전도 신호를 나타내고, ③에서는 검출된 R-peak를 나타내고, ④에서는 검출된 특이 파형을 나타낸다.

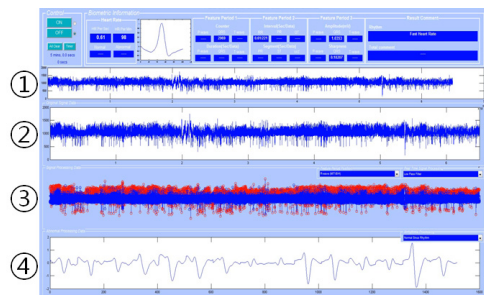


그림 10. 심전도 모니터링 시스템 UI
 Fig. 10. ECG monitoring system UI.

IV. 결 론

본 논문에서는 QRS 군의 왜곡 정도에 따라 PVC

특이심박을 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 제안 알고리즘은 R-peak의 전위, 첨도, 전·후 R-peak들과의 간격 비를 사용하여 QRS 군의 왜곡을 정량화하고, 이들 값들의 평균과 표준편차를 이용하여 정상 심박과의 왜곡의 정도에 따라 PVC 특이심박을 검출한다. 실험 결과 제안한 알고리즘은 9.5%의 과검출로 약 98.4%의 민감도를 얻을 수 있었다. 이는 기존의 적응적 특이심박 검출에서 12.5%의 과검출에 대해 92.1%에 가까운 민감도를 얻은 것과 비교하면, 과검출을 3% 정도 줄이면서 민감도를 6.3% 가량 높임으로써 검출 성능과 신뢰성이 높아졌음을 나타낸다.

하지만 특이심박내의 R-peak에서의 전위, 첨도, 전·후 R-peak들과의 간격 비의 값들이 정상심박에서의 값들과 비슷한 경우는 검출하기 어려움을 확인할 수 있었다. 이에 대한 지속적인 연구를 통해 제안한 특징들의 상관관계 및 다른 신뢰성 있는 특징값에 대한 분석을 통해 특이심박의 검출 성능을 보다 향상시키고자 한다.

References

[1] M. Llamedo and J. Martinez, "Heartbeat classification using feature selection driven by database generalization criteria," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 3, pp. 616-625, Mar. 2011.

[2] S. O. Kim, "Arrhythmia detection using rhythm features of ECG Signal," *J. The Korea Soc. Comput. Inf.*, vol. 18, no. 8, pp. 131-139, Aug. 2013.

[3] K. H. Park, J. S. Kim, C. H. Ryu, B. J. Choi, and J. J. Kim, "Unusual waveform detection algorithm in arrhythmia ECG signal," *J. Korean Inst. Intell. Syst.*, vol. 23, no. 4, pp. 292-297, Aug. 2013.

[4] S. M. Lee, T. H. Kim, and K. H. Park, "Sequential defect detection according to defect possibility in TFT-LCD panel image," *J. Inst. Electron. Eng. Korea*, vol. 51, no. 4, pp. 123-130, Apr. 2014.

[5] R. J. Huszar, *Basic dysrhythmias: interpretation & management*, Mosby, 2007.

[6] J. Pan and W. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, Mar. 1985.

[7] D. S. Benitez, et al., "A new QRS detection algorithm base on the Hilbert transform," *Computers in Cardiology of IEEE*, vol. 27 pp. 379-382, Cambridge, MA, Sept. 2000.

[8] C. Li, C. Zheng, and C. tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, pp. 21-28, Jan. 1995.

[9] I. S. Cho and H. S. Kwon, "Advanced R wave detection algorithm using wavelet and adaptive threshold," *J. KICS*, vol. 35, no. 10, pp. 840-846, Oct. 2010.

[10] I. S. Cho and H. S. Kwon, "R wave detection algorithm based adaptive variable threshold and window for PVC classification," *J. KICS*, vol. 34, no. 11, pp. 1289-1295, Nov. 2009.

[11] J. J. Kim, J. S. Kim, and K. H. Park, "R-wave detection algorithm in ECG Signal using adaptive refractory period," *J. IEEK*, vol. 50, no. 5, pp. 242-250, May 2013.

[12] G. Moody and R. Mark, "The impact of the MIT-BIH arrhythmia database," *IEEE Eng. Med. and Biol.*, vol. 20, no. 3, pp. 45-50, May-Jun. 2001.

[13] *Testing and Reporting Performance Results of Cardiac Rhythm and ST Segment Measurement Algorithms*, Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Arlington, VA, 1998.

[14] S. W. Kim, S. Y. Kim, T. H. Kim, B. J. Choi, and K. H. Park, "Minimizing algorithm of baseline wander for ECG signal using morphology-pair," *J. Korean Inst. Intell. Syst.*, vol. 20, no. 4, pp. 574-579, Aug. 2010.

이 승 민 (SeungMin Lee)



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

김 진 섭 (Jin-Sub Kim)



2010년 : 경북대학교 이학사.
2012년 : 경북대학교 공학석사.
2013년 3월~현재 : 경북대학교 정보보호학과 박사과정
<관심분야> 신호처리, 멀티미디어, 무선통신

박 길 흠 (Kil-Houm Park)



1982년 : 경북대학교 전자공학과 학사
1984년 : 한국과학기술원 전기전자공학과 석사 졸업
1990년 : 한국과학기술원 전기전자공학과 박사 졸업
현재 : 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

<관심분야> 영상신호처리, 패턴인식, 영상압축