

논문 2014-51-9-23

심전도 신호에서 R파 왜곡에 따른 적응적 특이심박 검출 (Adaptive Detection of Unusual Heartbeat According to R-wave Distortion on ECG Signal)

이 승 민*, 류 춘 하*, 박 길 흠**

(SeungMin Lee, ChunHa Ryu, and Kil-Houm Park[Ⓢ])

요 약

부정맥 심전도 신호는 전도장애 및 발생부위에 따라 특정 부위에서 비정상 모양을 띠는 특이심박을 포함하고 있다. 특이심박은 부정맥 등 다양한 질환을 진단 및 분류하는데 있어 유용하기 때문에 부정맥 심전도 신호에서 특이심박의 검출은 매우 중요하다. R-peak점에서의 전위, 첨도 및 R-R 간격은 심전도 신호가 R파에서 가지는 특성이다. 본 논문에서는 이를 바탕으로 특이심박 검출 방법을 제안한다. 제안한 방법은 특이심박이 확실할수록 특성값이 평균에서 크게 벗어난다는 점을 기반으로 평균과 표준편차를 이용하여 순차적으로 특이심박을 검출한다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 중 R파 왜곡을 가지는 15개의 심전도 신호에 대해 기존의 고정된 문턱값을 사용한 검출 방법과 제안한 방법을 적용하여 특이심박을 검출하여 비교하였다. 실험을 통해 민감도를 약 50~70%에서 제안한 방법을 통해 97%로 크게 향상할 수 있었다.

Abstract

Arrhythmia electrocardiogram signal contains a specific unusual heartbeat with abnormal morphology. Because unusual heartbeat is useful for diagnosis and classification of various diseases, such as arrhythmia, detection of unusual heartbeat from the arrhythmic ECG signal is very important. Amplitude and kurtosis at R-peak point and RR interval are characteristics of ECG signal on R-wave. In this paper, we provide a method for detecting unusual heartbeat based on these. Through the value of the attribute deviates more from the average value if unusual heartbeat is more certainly, the proposed method detects unusual heartbeat in order using the mean and standard deviation. From 15 ECG signals of MIT-BIH arrhythmia database which has R-wave distortion, we compare the result of conventional method which uses the fixed threshold value and the result of proposed method. Throughout the experiment, the sensitivity is significantly increased to 97% from 50% using the proposed method

Keywords : ECG, Unusual Heartbeat, Unusual Heartbeat Detection, R-wave

I. 서 론

부정맥, 협심증이나 심근경색 등의 허혈성 심장질환, 심근증, 심막염, 동맥경화증, 고혈압에 수반되는 심장비대 등이 있으면 심전도에 변화가 있으며, 심박동수, 리듬, 곡선 등이 비정상이다. 심장질환 중에서 부정맥은 심장의 리듬이 불규칙하거나 심박동수가 비정상적인 상태를 의미한다. 부정맥의 형태는 정상인에게서 올수 있

* 학생회원, ** 평생회원, 경북대학교 전자공학부
(Graduate School of Electronics Engineering,
Kyungpook National University)

Ⓢ Corresponding Author(E-mail: khpark@ee.knu.ac.kr)

※ 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술연구진흥센터의 정보통신·방송 연구개발사업의 일환으로 수행하였음. [10041145, 자율군집을 지원하는 웰빙형 정보기기 내장 소프트웨어 플랫폼 개발]

접수일자: 2014년6월23일, 수정일자: 2014년8월24일

수정완료: 2014년8월28일

는 가벼운 리듬의 장애에서부터 생명을 위협하는 위험한 장애까지 다양하다.

부정맥은 발생기전에 따라서 자극형성장애와 전도장애로 나뉘며, 발생부위에 따라 상심실성 부정맥과 심실성 부정맥으로 나뉜다. 이러한 부정맥 종류에는 동빈맥, 심방빈맥, 심방조동, 심방세동, 방실접합부 부정맥, 심실조기박동, 심실빈맥, 심실세동 등 20가지 정도로 분류할 수 있다^[1-2]. 그러나 부정맥은 다양한 리듬 변형 및 혼재와 소수의 심박 특징으로 인해 일부의 부정맥을 제외하고는 그 분류에 어려움이 많다. 일반적으로 부정맥 심전도 신호는 전도장애 및 발생부위에 따라 특정 부위에서 비정상 모양을 띠는 특이심박을 포함하고 있다. 여기서 특이심박이란 정상 심전도 신호에서 나타나는 일반적인 형태의 범위를 벗어나는 모양의 파형을 말한다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스는 심방, 방실접합부, 및 심실 내에서 발생하는 주요 부정맥들을 구성하고 있으므로 각 부정맥의 발생 위치 및 전기 자극의 이상에 따라 특이심박의 왜곡 모양이 달라진다. 즉 심방조기수축, 방실접합부조기수축, 및 심실조기수축은 주요 비정상 심박에 해당되며 특이심박으로 분류된다. 예를 들어 심실조기수축과 같은 비정상 심박의 경우는 QRS complex의 왜곡, 심방조기수축과 같은 비정상 심박의 경우는 P파 왜곡 등의 특이심박을 포함한다^[3]. 다음 그림 1은 MIT-BIH 부정맥 101번 레코드에서 발생한 특이심박의 예이다.

부정맥 진단은 측정된 심전도 신호 중 위와 같은 특이심박들을 기반으로 한다. 하지만 일반적으로 특이심박의 경우 그 수가 일반적으로 10% 미만으로 정상심박에 비해 매우 적기 때문에 심전도 신호의 양이 많을수록 전체 데이터를 통하여 전문가가 부정맥 진단을 할 경우 큰 어려움이 있다. 따라서 이러한 부정맥 진단을 용이하게 하기 위해서 특이심박을 신뢰있게 검출 혹은 분류를 하여야 한다.

본 논문에서 제안하는 특이심박 검출은 심전도 신호의 특성 중 R파의 특징을 이용한다. R파의 특징분석을 위해서는 우선적으로 정확한 R파의 검출이 필요하다. 기존의 파형 추출 알고리즘은 이동윈도우 적분, 힐버트 변환, 웨이블릿 변환 등 다양한 방법들이 연구되고 있으며^[4-6], 이들은 검출율에 있어서 우수한 수준의 결과들을 보이지만 연산이 복잡하여 실시간 적용이 어렵다. 본 논문에서는 후보 R-peak의 전위(voltage: V), 심근

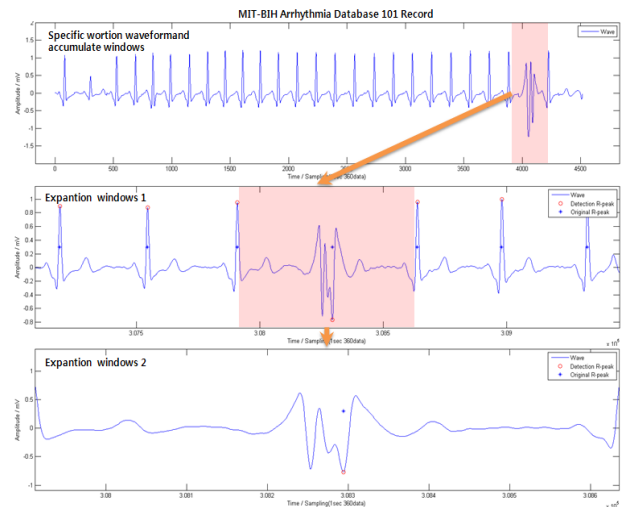


그림 1. MIT-BIH ADB 101번 레코드의 전체 파형과 특이 파형 일부
Fig. 1. Specific portion of entire waveform and unusual waveform of MIT-BIH ADB 101 record.

의 가변 불응기(refractory period: RP), 그리고 이웃한 파형 간의 첨도(kurtosis: K)를 사용하여 정확한 R-peak를 검출하는 방법을 적용한다^[7].

R-peak를 검출한 후, 이를 바탕으로 한 특이심박 검출을 행한다. 특이심박은 다양한 왜곡을 일으키며 그 중 본 논문에서는 R파 왜곡이 발생된 특이심박 검출을 목적으로 한다. 특이심박으로 인해 R파 왜곡이 발생 경우 R-peak 위치에서의 전위, 첨도 및 R-peak 사이의 간격인 R-R간격의 값이 평균에서 크게 벗어나기 때문에 각 특성의 평균과 표준편차를 구한 후 이를 기반으로 특이심박 신호일 가능성이 높은 순으로 순차적으로 검출하는 방법을 제안한다^[8]. 이와 같은 순차적 검출은 정상심박일 때의 평균과 표준편차 값을 참조값으로 하여 이에 근접한 결과가 나올 때까지 반복을 하게 된다.

제안 알고리즘의 실제 적용 가능성을 확인하기 위하여 임상 심전도 데이터인 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 기반의 실험을 수행하고, 표준편차의 가중치 값인 k 값을 고정적으로 결정하여 STD 방법을 이용한 특이심박 검출결과와, 이를 적용적으로 결정한 후 순차적으로 특이심박을 검출하는 제안 알고리즘의 검출결과를 비교함으로써 제안 알고리즘의 성능을 확인한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서 R-peak 검출 방법에 대한 소개와 이를 바탕으로 한 적응적 특이심박 검출 방법에 대한 설명을 한 후, III장을 통해 MIT-BIH 심전도 신호 데이터베이스를 기반으로 실험

결과를 살펴본다. 그리고 마지막 IV장을 통해 본 논문의 결론을 맺는다.

II. R파 왜곡의 특징을 이용한 특이심박 검출

1. R-peak 검출

본 논문에서 제안한 부정맥 심전도 신호의 특이심박 검출 알고리즘은 심전도 신호의 가장 중요한 구성 요소 중 하나인 R파에서 발생하는 왜곡을 기반으로 하기 때문에 우선적으로 R-peak점의 검출이 필요하다. 이를 위하여 R-peak 후보를 검출해낸 후 추출된 R-peak 후보에 대해 전위와 첨도에 기반한 불응기를 이용한 R파 검출 방식을 사용한다^[7].

먼저 R-peak 후보는 앞서 검출된 R-peak 전위의 20% 이상인 상대적으로 높은 전위 점으로 한다. 그리고 추출된 후보 R-peak에 대해 첨도와 전위에 기반한 불응기를 계산한다. 후보 R-peak에 대해 불응기는 식 (1)과 같이 계산된다.

$$\begin{aligned}
 RP &= RP_{ref} + S_k \times (0.125) \\
 &\times \frac{(K_{R_peak} - K_{R_peak_prev}) \times 100}{K_{R_peak_prev}} \\
 &+ S_v \times (0.125) \\
 &\times \frac{(V_{R_peak} - V_{R_peak_prev}) \times 100}{V_{R_peak_prev}}
 \end{aligned} \quad (1)$$

여기서 S_k 와 S_v 는 다음과 같다.

$$S_k = \begin{cases} +1 & \text{for } K_{R_peak} \leq K_{R_peak_prev} \\ -1 & \text{for } K_{R_peak} > K_{R_peak_prev} \end{cases}$$

$$S_v = \begin{cases} +1 & \text{for } V_{R_peak} \leq V_{R_peak_prev} \\ -1 & \text{for } V_{R_peak} > V_{R_peak_prev} \end{cases}$$

식 (1)에서 RP_{ref} 는 기준 RP로서 이전 R-R간격의 35%이다. 그리고 K_{R_peak} 는 후보 R-peak의 첨도, $K_{R_peak_prev}$ 는 이전 R-peak의 첨도, V_{R_peak} 는 후보 R-peak의 전위, 그리고 $V_{R_peak_prev}$ 는 이전 R-peak의 전위이다. 또한 첨도는 곡률을 나타내며, 그 값이 클수록 파형의 형태가 뾰족해진다. 즉 첨도는 후보 R-peak

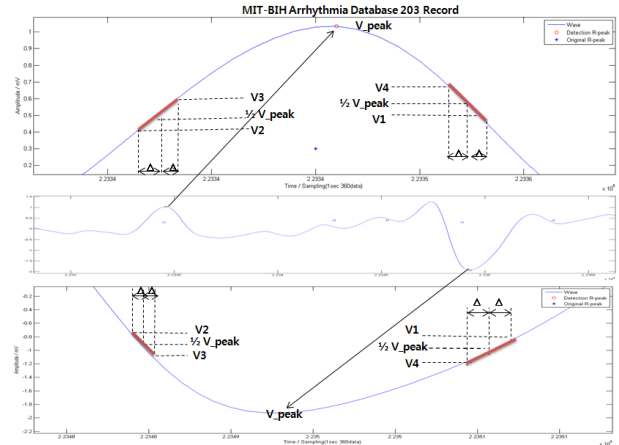


그림 2. R-peak의 첨도

Fig. 2. Kurtosis of R-peak.

의 전위 기울기를 이용하여 구할 수 있다. 만약 상향과 하향 파형에 대하여 샘플 간격 2.778msec(표본주파수 360Hz)인 경우, R-peak 전위의 1/2 전위 부근에서 그림 2와 같이 V_1, V_2, V_3, V_4 의 전위를 바탕으로 후보 peak의 첨도를 식 (2)과 같이 얻을 수 있다.

$$Kurtosis = \frac{|V_3 - V_2|}{2.778} + \frac{|V_1 - V_4|}{2.778} \quad (2)$$

다음으로 불응기 내에서 R파가 갖는 높은 전위의 특징을 이용하여 R-peak를 검출한다. 불응기 내에 R-peak 후보 보다 더 높은 전위가 없으면 현재 후보를 R-peak로 결정하고, 더 높은 전위가 있으면 현재 후보를 버리고 더 높은 전위를 갖는 peak를 새로운 후보 R-peak로 선택한다.

2. 특이심박 검출 알고리즘

R파의 왜곡을 기반으로 R-peak에서의 전위와 첨도에 의한 특이심박 검출^[9]은 식(3)과 식(4)와 같이 검출된 R-peak들의 전위 및 첨도의 평균과 표준편차를 사용하여 특이심박을 검출한다. 현재의 R-peak 전위 값 (V_{R_peak})과 첨도 값(K_{R_peak})이 식 (3)과 식(4)를 동시에 만족하지 못하면 이것은 특이심박의 R-peak이고, 이를 포함한 심박을 특이심박으로 검출한다.

$$m_V - k_1 \sigma_V < V_{R_peak} < m_V + k_1 \sigma_V \quad (3)$$

$$m_K - k_2 \sigma_K < K_{R_peak} < m_K + k_2 \sigma_K \quad (4)$$

여기서 m_V 와 σ_V 는 R-peak들의 전위의 평균과 표준편차이고, m_K 와 σ_K 는 R-peak들의 첨도의 평균과 표준편차이다. 그리고 k_1 과 k_2 는 각각 전위와 첨도의 문턱 값이며 k_1 과 k_2 가 클수록 검출된 심박이 특이심박일 확률이 높아진다. 한편 장시간 획득된 심전도 신호의 전위와 첨도의 분포가 정규 분포를 따른다면 식 (3)과 식(4)에 의해 검출된 beat 수는 총 beat 수에 대해, k 가 1일 때 32%, k 가 2일 때 5%, k 가 3일 때 0.3%를 차지한다고 할 수 있다.

위의 특이심박 검출 방법은 고정된 k 를 사용하여 특이 심박을 검출하므로 k 에 따라 검출 결과가 크게 달라지고, 또한 심전도 신호에 따라 적합한 k 를 결정하기가 난해하다. 따라서 본 논문에서는 R과의 형태 변화와 함께 특이심박의 분포에 따라 적응적으로 특이심박을 검출하는 방법을 제안한다.

일반적으로 식(3)과 식(4)에서 큰 값의 k 에 의해 검출된 beat들이 작은 값의 k 에 의해 검출된 beat들에 비해 특이심박일 가능성이 높다. 이를 바탕으로 본 연구에서는 다수의 $k = \{k_0, k_1, k_2, \dots\}$ 를 적응적으로 가변하여 가능성이 높은 순으로 특이심박을 순차적으로 검출한다. 그림 3은 제안한 순차적 특이심박 검출 알고리즘의 블록도이다.

R-peak 검출에서는 불응기와 R-peak의 특징에 기반한 R-peak 검출 방법^[7]을 사용하여 검출하고, 다음으로 R-peak들의 전위, 첨도 및 R-R 간격의 평균 m 과 표준편차 σ 를 사용하여 초기치 k 에 의한 특이 파형을 검출한다. R-R 간격(RR)은 현재 R-peak와 다음 R-peak의 차이이며 식 (5)와 같다.

$$RR = R_{i+1} - R_i \quad (5)$$

여기서 R_i 는 현재 R-peak의 위치이고, R_{i+1} 는 다음 R-peak의 위치이다.

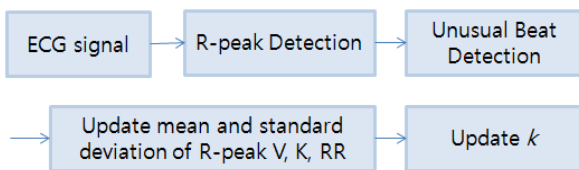


그림 3. 제안한 특이심박 검출 알고리즘의 블록도
Fig. 3. Block diagram of the proposed unusual heartbeat detection algorithm.

그리고 검출된 특이심박을 제외한 후 다시 남아있는 R-peak들의 전위, 첨도 및 R-R 간격들에 대한 평균과 표준편차를 계산한다. 이 때 새롭게 구해진 평균과 표준편차를 이용하여 특이심박을 포함한 전체 심박과 정상심박의 비에 따라 k 를 적응적으로 가변하여 특이심박을 검출한다.

제안한 순차적 특이심박 검출 알고리즘을 구체적으로 제시하면 다음과 같다.

1) 초기조건을 다음과 같이 결정한다.

$$l = 0, k_V^l = k_K^l = k_{RR}^l = 3, j_V = j_K = j_{RR} = 1$$

여기서 l 은 순차적 검출의 단계를 나타내며 k^l 값들은 각각 l 번째 단계에서 STD를 이용한 특이심박 검출에서 사용되는 표준편차의 가중치를 의미한다. j 는 각 단계를 반복하는 중 표준편차의 변화가 없을 경우(3-a), 표준편차의 가중치인 k 값을 변화시키는데 사용되는 변수이다.

2) ' $\sigma_V^l > \sigma_V^r$ 또는 $\sigma_K^l > \sigma_K^r$ 또는 $\sigma_{RR}^l > \sigma_{RR}^r$ '의 경우 다음의 반복과정을 실행하며, 그렇지 않은 경우는 종료한다. 여기서 $\sigma_V^r, \sigma_K^r, \sigma_{RR}^r$ 는 각각 정상심박에서 R-peak의 전위, 첨도 및 R-R 간격의 표준편차로서 참조값으로 쓰인다. 그리고 $\sigma_V^l, \sigma_K^l, \sigma_{RR}^l$ 는 각각 l 번째 반복과정에서 사용되는 R-peak들의 전위, 첨도 및 R-R 간격의 표준편차이다.

3) 반복과정 : ' $\sigma_V^l > \sigma_V^r$ 또는 $\sigma_K^l > \sigma_K^r$ 또는 $\sigma_{RR}^l > \sigma_{RR}^r$ '의 경우는 특이심박이 포함되어 있다고 가정한다. 따라서 R-peak의 전위, 첨도 그리고 R-R 간격이 식 (6), (7), (8)중에서 하나 이상 만족하면 특이심박 R-peak로 판단하고, 이를 포함한 beat를 특이심박으로 검출한다.

$$m_V^l - k_V^l \sigma_V^l > V \text{ OR } m_V^l + k_V^l \sigma_V^l < V \quad (6)$$

$$m_K^l - k_K^l \sigma_K^l > K \text{ OR } m_K^l + k_K^l \sigma_K^l < K \quad (7)$$

$$m_{RR}^l - k_{RR}^l \sigma_{RR}^l > RR \text{ OR } m_{RR}^l + k_{RR}^l \sigma_{RR}^l < RR \quad (8)$$

여기서 m_V^l 과 σ_V^l 는 각각 l 번째 단계에서 사용되는 R-peak들의 전위 평균과 표준편차이고, m_K^l 과 σ_K^l 는 각각 l 번째 단계에서 사용되는 각각 R-peak들의 침도 평균과 표준편차이다. 그리고 m_{RR}^l 과 σ_{RR}^l 는 각각 l 번째 단계에서 사용되는 R-peak들의 R-R 간격 평균과 표준편차이다.

위와 같이 특이심박들을 검출한 후, 남은 심박들의 표준편차가 참조값보다 클 경우 검출이 되지 않은 특이심박이 있는 것으로 가정하고 다음으로 특이심박일 가능성이 높은 beat를 검출하기 위해 새로운 k_V^{l+1} , k_K^{l+1} , k_{RR}^{l+1} 을 정한다. 이때 특이심박 검출의 신뢰를 높이기 위하여 먼저 검출된 R-peak를 제거한 나머지 R-peak들의 m_V^{l+1} , σ_V^{l+1} , m_K^{l+1} , σ_K^{l+1} , m_{RR}^{l+1} , σ_{RR}^{l+1} 을 이용하여 새로운 k_V^{l+1} , k_K^{l+1} , k_{RR}^{l+1} 을 구한다. 여기서 k_V^{l+1} 은 새롭게 구한 전위의 표준편차가 이전의 표준편차와 같으면, 즉 σ_V^{l+1} 과 σ_V^l 의 비율이 1인 경우 k_V^{l+1} 값은 특이심박을 포함하는 전체 심박과 정상 심박의 편차를 나타내는 σ_V^{l+1} 과 σ_V^l 의 비율에 따라 가변되도록 설정한다. k_V^{l+1} 은 σ_V^{l+1} 과 σ_V^l 의 비율이 1인 경우와 1이 아닌 경우를 나누어 다음과 같이 적응적으로 구한다.

a) $\sigma_V^{l+1}/\sigma_V^l = 1$ 일 경우: 이전의 표준편차가 현재 상태의 표준편차와 같으면 식 (6)에 의해 검출된 특이심박이 없으므로 k_V^{l+1} 값을 줄여야 한다. 그리고 σ_V^{l+1} 과 σ_V^l 의 비율이 클수록 검출되지 않은 특이심박의 수가 많음을 의미하므로 k_V^{l+1} 값의 변화를 크게 하고, 그 비율이 작을수록 k_V^{l+1} 값의 변화를 작게 한다. 이러한 특성을 반영하여 k_V^{l+1} 을 σ_V^{l+1} 과 σ_V^l 의 비율에 따라 구하는 식 (9)를 제안한다.

$$k_V^{l+1} = k_V^0 - \alpha \times j_V \times \frac{\sigma_V^{l+1}}{\sigma_V^l} \quad (9)$$

여기서 α 는 k_V^l 의 가변 정도를 결정하는 상수이다. 그리고 j_V 를 1 증가시켜 위의 반복과정을 계속한다.

b) $\sigma_V^{l+1}/\sigma_V^l \neq 1$ 일 경우: 이전의 표준편차가 현재 상태의 표준편차와 같지 않으면 l 번째 k_V^l 에 의해 특이

심박이 검출되었음을 의미하므로 k_V^{l+1} 을 k_V^0 값으로 초기화하고, j_V 을 1로 초기화한다. 계속해서 l 을 1씩 증가시켜 이전의 표준편차가 현재 상태의 표준편차와 같을 때까지 위의 반복과정을 계속한다.

k_K^{l+1} 와 k_{RR}^{l+1} 을 구하는 과정은 k_V^{l+1} 을 구하는 과정과 동일하다. 그리고 제안한 알고리즘의 순서도는 그림 4와 같다.

III. 실험 및 고찰

특이심박 검출의 성능 평가를 위하여 심전도 관련 연구에서 널리 사용되는 표준 데이터베이스인 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스(MIT-BIH ADB)를 이용한다^[10]. 사용된 데이터베이스는 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. 실험용 PC는 3.00GHz×2 Core2 Quad CPU와 3GByte 메모리의 사양이며, 처리 알고리즘은 MATLAB R2010a를 이용하여 구현하였다.

특이심박의 검출 충실도를 분석하기 위하여 다음의 식 (10)과 식 (11)로 정의되는 민감도(Sensitivity; Se)와 정확도(Accuracy; Ac)를 이용하였다.

$$Se = \frac{TP}{(TP+FN)} \times 100 \quad (10)$$

$$Ac = \frac{TP+TN}{TP+FN+TN+FP} \times 100 \quad (11)$$

여기서 TP(True Positive)는 특이심박을 특이심박으로, TN(True Negative)은 정상심박을 정상심박으로, FP(False Positive)는 특이심박을 정상심박으로, FN(False Negative)은 정상심박이 특이심박으로 분류되는 샘플 수를 의미한다.

특이심박을 검출하기 위한 전처리로서 모폴로지 패어 연산^[11]을 이용하여 기저선 정렬을 하고, 1~25Hz의 BPF를 사용하여 전기적인 잡음 신호를 제거한다. 그리고 본 연구에서 특이심박 검출을 위해 사용하는 알고리즘은 R파의 특징을 기반으로 하기 때문에 R-peak 후보들의 전위와 침도를 사용하여 심근의 가변 불응기를 탐색구간으로 하여 R-peak를 검출한다^[7]. 이를 바탕으로

표 1. $k = 3$ 일 때, STD를 이용한 특이심박 검출

Table 1. Experimental results of unusual heartbeat detection by using STD method with $k = 3$.

Record No.	Total beat	MIT-BIH unusual beat	Detected beat	TP	TN	FP	FN	Se (%)	Ac (%)
103m	2083	2	41	2	2042	39	0	100	98.13
105m	2571	46	135	45	2435	90	1	97.83	96.46
107m	2136	59	115	54	2016	61	5	91.53	96.91
112m	2538	2	37	2	2501	35	0	100	98.62
114m	1878	59	79	54	1794	25	5	91.53	98.40
117m	1534	1	27	1	1507	26	0	100	98.31
119m	1986	444	1	1	1542	0	443	0.23	77.69
121m	1862	2	14	2	1848	12	0	100	99.36
123m	1517	3	12	3	1505	9	0	100	99.41
200m	2600	858	38	38	1742	0	820	4.43	68.46
210m	2649	227	197	176	2401	21	51	77.53	97.28
215m	3362	168	167	137	3164	30	31	81.55	98.19
221m	2426	396	46	24	2009	21	371	6.31	83.84
228m	2052	365	52	52	1687	0	313	14.25	84.75
230m	2255	1	10	1	2245	9	0	100	99.60
Average								71.01	93.03

표 2. $k = 4$ 일 때, STD를 이용한 특이심박 검출

Table 2. Experimental results of unusual heartbeat detection by using STD method with $k = 4$.

Record No.	Total beat	MIT-BIH unusual beat	Detected beat	TP	TN	FP	FN	Se (%)	Ac (%)
103m	2083	2	13	1	2069	12	1	50	99.38
105m	2571	46	95	35	2465	60	11	76.09	97.24
107m	2136	59	91	53	2039	38	6	89.83	97.94
112m	2538	2	7	2	2531	5	0	100	99.80
114m	1878	59	53	49	1815	4	10	83.05	99.25
117m	1534	1	16	1	1518	15	0	100	99.02
119m	1986	444	0	0	1542	0	444	0	77.64
121m	1862	2	5	1	1856	4	1	50	99.73
123m	1517	3	7	3	1510	4	0	100	99.74
200m	2600	858	6	6	1742	0	852	0.7	67.23
210m	2649	227	52	50	2420	2	177	22.03	93.24
215m	3362	168	113	107	3188	6	61	63.69	98.01
221m	2426	396	18	15	2027	3	381	3.79	84.17
228m	2052	365	2	2	1687	0	363	0.55	82.31
230m	2255	1	1	1	2254	0	0	100	100
Average								55.98	92.98

R과 왜곡을 주로 포함하고 있는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 15개에 대해 실험을 진행하였다.

표 1과 표 2는 식(3)과 식(4)를 바탕으로 평균과 표준

표 3. 제안한 방법을 이용한 특이심박 검출 결과

Table 3. Experimental results of unusual heartbeat detection by using the proposed method.

Record No.	Total beat	MIT-BIH unusual beat	Detected beat	TP	TN	FP	FN	Se (%)	Ac (%)
103m	2083	2	41	2	2042	39	0	100	98.13
105m	2571	46	135	45	2435	90	1	97.83	96.46
107m	2136	59	115	54	2016	61	5	91.53	96.91
112m	2538	2	37	2	2501	35	0	100	98.62
114m	1878	59	79	54	1794	25	5	91.53	98.40
117m	1534	1	37	1	1497	36	0	100	97.65
119m	1986	444	444	444	1542	0	0	100	100
121m	1862	2	14	2	1848	12	0	100	99.36
123m	1517	3	12	3	1505	9	0	100	99.1
200m	2600	858	835	821	1728	14	37	95.69	98.04
210m	2649	227	285	208	2345	77	19	91.63	96.38
215m	3362	168	193	161	3162	32	7	95.83	98.84
221m	2426	396	428	395	1997	33	1	99.75	98.60
228m	2502	365	380	349	1656	31	16	95.62	97.71
230m	2255	1	10	1	2245	9	0	100	99.60
Average								97.29	98.25

편차를 이용한 STD 방법^[9]을 이용하여 특이심박을 검출한 결과들을 나타내었다.

표 1은 k 값이 3일 때의 결과이며 표 2는 k 값이 4일 때의 결과를 나타낸다. R과 왜곡에 따른 평균과 표준편차의 변화가 일정하지 않기 때문에 고정된 k 값을 이용한 특이심박 검출의 민감도와 정확도는 데이터 별로 상이하게 나왔다. 특히 119m, 200m, 210m 등 특이심박의 수가 많은 레코드의 경우 특이심박으로 인한 평균과 표준편차의 변화로 인해 특이심박의 수가 많음에도 불구하고 검출이 거의 되지 않는 문제점을 확인할 수 있다.

이와 같은 문제를 해결하기 위하여 제안한 알고리즘에서는 k 값을 적응적으로 변화시키면서 특이심박의 확률이 높은 심박부터 순차적으로 검출해내었으며, 이에 따른 실험결과는 표 3과 같다. 표 1과 표 2에 비해 전체적으로 TP와 TN값이 크게 증가하여 각각 71%, 56% 근처의 평균 Se값이 97.29%로 크게 향상되었다. 또한 119m, 200m, 221m 및 228m과 같이 특이심박의 수가 많아 왜곡이 심했던 레코드의 경우 검출이 되지 않은 특이심박을 대부분 검출함으로써 해당 데이터의 Se값과 Ac값 또한 크게 향상된 것을 알 수 있다.

IV. 결 론

장시간 심전도 신호를 관찰 및 분석해야 하는 의료진에게 있어서 특이심박이 10% 미만을 차지하는 전체 파형을 바탕으로 부정맥 등 다양한 질환을 진단 및 분류하는 것은 매우 어려운 일이다. 하지만 본 논문에서 제시한 방법을 통해 특이심박을 검출하였을 때 특이심박의 정상 검출 비율이 평균 97.29%에 달하는 높은 결과를 얻을 수 있었다. 따라서 본 논문에서 제시한 방법을 통하여 전체신호에 비해 약 90% 가량이 축소되었으며 특이심박으로 대부분 구성된 샘플을 제곱함으로써 질환을 진단 및 분류하는데 있어서 큰 시간적 단축 및 피로를 크게 줄일 수 있다. 심전도 신호의 중요한 진단 정보인 P, Q, R, S, T파 중 본 논문에서 사용한 적응적 특이심박 검출 알고리즘은 R파의 형태 및 리듬정보에 의한 특징을 이용한 것이므로 R파 왜곡을 포함하는 레코드에 대해서는 위와 같이 매우 우수한 검출율을 보였다.

본 논문에서 사용한 R파 왜곡을 가지는 특이심박 이외에 P파 또는 T파 등의 왜곡을 가지는 특이심박에 대한 검출 및 오분류를 제거하기 위하여 다양한 파형의 왜곡에 대한 연구가 추가적으로 요구된다. 이러한 추가 연구를 통하여 심전도 신호의 특이심박 검출 성능을 더욱 향상시킬 수 있으며, 이를 토대로 압축 및 데이터 전송 등에 있어서 다양한 응용이 가능할 것이다.

REFERENCES

- [1] M. Llamedo and J. Martinez, "Heartbeat classification using feature selection driven by data-base generalization criteria," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 3, pp. 616-625, 2011.
- [2] S. O. Kim, "Arrhythmia Detection Using Rhythm Features of ECG Signal," *Journal of The Korea Society of Computer and Information*, vol. 18, no. 8, pp. 131-139, 2013.
- [3] R. J. Huszar, "Basic dysrhythmias: interpretation & management," Mosby, 2007.
- [4] J. Pan and W. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, March 1985.
- [5] 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, 2000.
- [6] C. Li, C. Zheng and C. tai, "Detection of ECG Characteristic points using wavelet transforms," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 32, pp. 21-28, 1995.
- [7] J. J. Kim, J. S. Kim and K. H. Park, "R-wave Detection Algorithm in ECG Signal Using Adaptive Refractory Period," *Journal of the Institute of Electronics Engineers of Korea*, Vol. 50, No. 5, pp. 242-250, 2013.
- [8] S. M. Lee, T. H. Kim and K. H. Park, "Sequential Defect Detection According to Defect Possibility in TFT-LCD Panel Image," *Journal of the Institute of Electronics Engineers of Korea*, Vol. 51, No. 4, pp. 123-130, 2014.
- [9] K. H. Park, J. S. Kim, C. H. Ryu, B. J. Choi, and J. J. Kim, "Unusual Waveform Detection Algorithm in Arrhythmia ECG Signal," *Journal of Korean Institute of Intelligent Systems*, Vol. 23, No. 4, pp. 292-297, 2013.
- [10] G. Moody and R. Mark, "The MIT-BIH arrhythmia database on CD-ROM and software for use with it," *Computers in cardiology 1990*, Proceedings, pp. 185-188, Chicago, USA, 1990.
- [11] S. W. Kim, T. H. Kim, B. J. Choi and K. H. Park, "Minimizing Algorithm of Baseline Wander for ECG Signal using Morphology-pair," *Journal of Korean Institute of Intelligent Systems*, Vol. 20, No. 4, pp. 574-579, 2010.

— 저 자 소 개 —



이 승 민(정회원)
2010년 경북대학교 수학과 학사 졸업.
2012년 경북대학교 수학부 석사 졸업.
현 재 경북대학교 IT대학 전자공학부 박사과정.

<주관심분야 : 패턴인식, 신호처리>



류 춘 하(정회원)
1984년 경북대학교 전자공학과 학사 졸업.
2002년 경북대학교 산업공학과 제어 및 계측공학 석사 졸업.
2014년 경북대학교 IT대학 전자공학부 박사 졸업.

현재 경북대학교 교양전산교육부 교수
<주관심분야 : 영상처리, 패턴인식, 생체신호처리>



박 길 흠(정회원)
1982년 경북대학교 전자공학과 학사 졸업.
1984년 한국과학기술원 전기전자공학과 석사 졸업.
1990년 한국과학기술원 전기전자공학과 박사 졸업.

현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수.
<주관심분야 : 영상신호처리, 패턴인식, 영상압축>