

조기심실수축 분류를 위한 위상 변이 추적 기반의 QRS 특징점 검출

조익성¹ · 윤정오¹ · 권혁승^{2*}

Detection of QRS Feature Based on Phase Transition Tracking for Premature Ventricular Contraction Classification

Ik-sung Cho¹ · Jeong-oh Yoon¹ · 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

일반적으로 QRS간격은 시작점을 기준으로 끝점까지의 간격을 말하지만 그 기준이 모호하고 Q와 S의 검출이 정확하지 않아 부정맥 분류 성능을 저하시키는 경우가 발생한다. 본 연구에서는 심전도신호 중 가장 큰 피크인 R파를 정확히 검출한 후 이를 기준으로 위상 변이 추적 기법을 적용하여 Q와 S의 시작점과 끝점을 추출하는 방법을 제안한다. 먼저 전처리 과정을 통해 잡음이 제거된 정확한 R파를 검출한다. 이후 심전도신호의 미분값을 통해 QRS패턴을 분류하고, R파를 기준으로 위상이 변화되는 방향과 횡수를 추적함으로써 Q, S의 시작점과 끝점을 추출하는 방법이다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 48개의 레코드를 대상으로 R파 검출율은 99.60%의 성능을 나타내었고, 위상 변이 추적 기법의 경우 조기심실수축(PVC)이 30개 이상 포함된 MIT-BIH 10개의 레코드를 대상으로 조기심실수축 분류율을 각각 비교 분석한 결과 94.12%로 우수하게 나타났다.

ABSTRACT

In general, QRS duration represent a distance of Q start and S end point. However, since criteria of QRS duration are vague and Q, S point is not detected accurately, arrhythmia classification performance can be reduced. In this paper, we propose extraction of Q, S start and end point RS feature based on phase transition tracking method after we detected R wave that is large peak of electrocardiogram(ECG) signal. For this purpose, we detected R wave, from noise-free ECG signal through the preprocessing method. Also, we classified QRS pattern through differentiation value of ECG signal and extracted Q, S start and end point by tracking direction and count of phase based on R wave. The performance of R wave detection is evaluated by using 48 record of MIT-BIH arrhythmia database. The achieved scores indicate the average detection rate of 99.60%. PVC classification is evaluated by using 9 record of MIT-BIH arrhythmia database that included over 30 premature ventricular contraction(PVC). The achieved scores indicate the average detection rate of 94.12% in PVC.

키워드 : 위상 변이 추적, QRS 패턴, QRS 간격, Q, S의 시작점과 끝점, 조기심실수축

Key word : phase transition tracking, QRS pattern, QRS duration, Q, S start and end point, PVC

Received 15 October 2015, Revised 22 October 2015, Accepted 05 November 2015

* 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.2016.20.2.427>

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

심전도(Electrocardiogram:ECG)신호는 심장근육으로부터 발산되는 전기적활동의 연속적인 순환으로 심장 질환에 관련된 많은 정보를 포함하고 있다. 특히 심전도신호 성분 중 QRS간격은 심장 주기를 예측할 수 있기 때문에 RR간격과 더불어 부정맥 분류를 위한 중요한 파라미터로서 사용되어 왔다. 따라서 신뢰성 있는 QRS검출은 매우 중요하다. 지금까지 QRS를 검출하는 연구들이 많이 수행되어왔다[1-3]. Pan and Tompkins와 Hamilton and Tompkins는 대역 통과 필터, 미분, 제곱과정, 임계값 설정 등을 이용하여 QRS를 검출하였다. Matteo Paoletti는 디지털필터와 문턱값을 이용하여 QRS를 검출하였고, 군집 분석에 의해 비트를 분류하였다. Ahn은 RR간격과 QRS간격 정보를 이용한 QRS검출 방법을 제안하였고, 신호에 대한 실시간 검출과 부정맥 신호에 대한 검출율을 증가시켰다[4-6]. 하지만 지금까지의 대부분의 연구를 살펴보면 일반적으로 QRS간격은 시작점을 기준으로 끝점까지의 간격을 말하지만 그 기준이 모호하고 Q와 S의 검출이 정확하지 않아 부정맥 분류 성능을 저하시키는 경우가 발생한다[7-9]. 특히 R파는 심전도신호 중 가장 큰 대표 신호라 할 수 있으며, 특히 이를 기준으로 Q와 S를 검출하기 때문에 R파의 검출은 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서는 조기심실수축 분류를 위한 위상 변이 추적 기법 기반의 QRS특징점 검출 방법을 제안한다. 이를 위해 심전도신호 중 가장 피크치가 두드러진 R파를 검출한 후 QRS패턴과 R파 위상 변이 추적 기법을 이용하여 정확한 Q, S 시작점과 끝점을 추출한다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 48개의 레코드를 대상으로 R파 검출율을 분석 및 비교하였다. 또한 위상 변이 추적 기법의 우수성을 입증하기 위해 조기심실수축이 30개 이상 포함된 MIT-BIH 10개의 레코드를 대상으로 조기심실수축 분류율을 각각 비교 분석하였다.

II. 제안한 기법

제안한 부정맥 패턴 분류를 위한 QRS특징점 검출 방법의 전체 구성도는 그림 1과 같은 단계로 나누어진다.

먼저 심전도신호로부터 전처리 과정을 통해 잡음을 제거한 후 R파를 검출하는 단계, 조기심실수축 검출을 위한 QRS패턴을 분류하는 단계, 위상 변이 추적 기법을 통해 Q, S의 시작점과 끝점을 추출하는 단계, 분류 조건을 통한 정상과 조기심실수축을 분류하는 단계로 나누어진다.

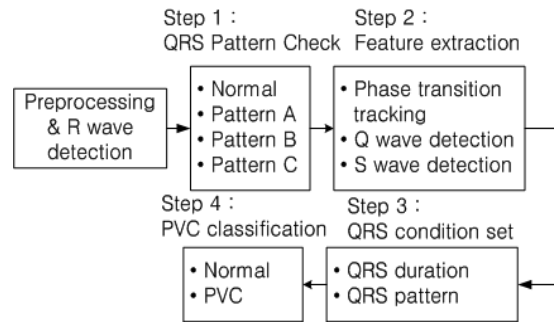


Fig. 1 System configuration

2.1. 전처리 및 R파 검출

심전도의 파형은 최대 크기가 mV 단위인 미세한 생체 신호지만 심전도 측정 시 발생하는 여러 잡음들은 심전도신호보다 큰 경우도 발생한다. 정확한 진단을 위해서는 심전도 신호에 포함되어 있는 전원잡음, 동잡음, 근육 수축 잡음, 기저선 변동 잡음 등과 같은 다양한 잡음을 제거해야 한다. 본 연구에서는 원신호의 변형을 줄이고 계산량의 복잡도를 최소화함으로써 효율적으로 QRS를 검출하기 위해 형태 연산 기반의 전처리 기법을 적용하였다. 형태 연산을 이용한 방법은 덧셈, 뺄셈, 최대, 최소를 찾는 연산으로 구성되어 연산이 비교적 간단하며 우수한 성능을 나타내고 있다.

R파는 우선, 형태 연산을 통해 전처리된 신호의 경험적 문턱 값(empirical threshold)과 진폭의 변화를 이용하여 검출하며, 이 값에 의해 검출되지 않을 경우 다음 단계에서 기술될 RR간격을 이용한 역 탐색 기법을 사용한다. 진폭의 변화를 이용한 방법은 현재 신호의 진폭값을 기준으로 현재와 이전 신호와의 진폭 차이를 계산함으로써 간단한 연산량으로 R파를 검출하는 방법이다[11-16].

R파 검출 과정은 수식 (1)과 같이 현재와 이전 신호의 진폭 차($X_{\Delta}(n)$)를 구하는데, 그 값은 양과 음의 신호로 각각 나누어진다.

$$\begin{aligned} X_{\Delta}(n) &= X_{n+1} - X_n \\ X_n &= n\text{번째 신호의 진폭} \\ X_{\Delta}(n) &= \text{진폭차} \end{aligned} \quad (1)$$

이는 일반적인 심전도 신호 주기 400ms ~ 1200ms 안에서 진폭 차를 구한 샘플값 중 최대값을 R파로 선택한다. 또한 양의 최대값 뿐 만 아니라 음의 최대값을 R파로 선정하는 이유는 조기심실수축의 경우 음의 값을 가지는 R파가 존재하기 때문이다. 결국 대상 신호의 진폭값이 정해진 구간 안에서 최대값을 만족하였을 경우 R파로 선택된다.

2.2. QRS패턴 확인

일반적으로 정상 신호의 파형은 대부분 같은 패턴을 가지고 있지만 조기심실수축 발생 시의 QRS패턴은 3가지 형태를 가진다. 따라서 본 연구에서는 정상신호와 3가지 조기심실수축 QRS패턴을 정의하고 이를 그림 2에 나타내었다. 각 조기심실수축 QRS패턴의 미분값은 그림과 같이 2개의 양의 피크(+)와 하나의 음의 피크(-)를 가지게 된다. 미분된 음의 피크의 경우 정상과 3개의 조기심실수축 패턴과는 구분이 되지만 패턴 A, B, C 간에는 구분이 쉽지 않다.

그러나 미분된 두 개의 양의 피크, 즉 왼쪽 피크(Peak(L))와 오른쪽 피크(Peak(R))는 그 순서와 진폭의 크기에 따라 정상과 3개의 패턴이 명확히 구분되는 것을 확인할 수 있다. 여기서 특정 문턱치를 설정할 경우, 왼쪽과 오른쪽 피크값과 문턱치를 통해 QRS패턴을 구분 할 수 있다. QRS패턴의 판단 기준은 Peak(L), Peak(R), Pattern(th)의 범위를 통해 설정한다. 4가지 형태의 패턴을 분석해보면 정상은 그림 2(a)와 같이 왼쪽 피크값이 문턱치보다 크고, 오른쪽 피크값이 문턱치보다 작은 것을 확인할 수 있다. 패턴 A는 그림 2(b)와 같이 왼쪽과 오른쪽 피크값이 문턱치보다 크고, 왼쪽이 오른쪽보다 큰 것을 확인할 수 있다. 패턴 B는 2(c)와 같이 왼쪽 피크의 값이 문턱치보다 작고, 오른쪽 피크의 값은 문턱치보다 큰 것을 확인할 수 있으며, 정상과 반대의 경우에 해당한다. 패턴 C는 2(d)와 같이 왼쪽과 오른쪽 피크의 값이 문턱치보다 크고, 왼쪽이 오른쪽보다 작은 것을 확인할 수 있으며, 패턴 A와는 상반된 경우에 해당한다. 여기서 특정 문턱값(Pattern(th))은 미분된 최고 피크값의 10%에 해당하는 값으로 경험치를 통해 확인되었다.

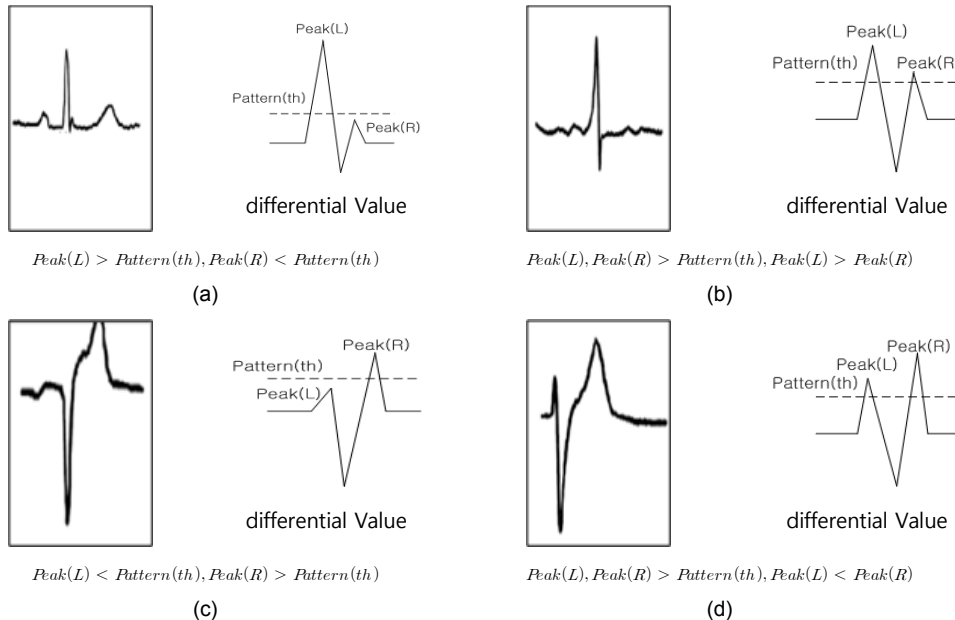


Fig. 2 QRS pattern (a) Normal (b) Pattern A(PVC) (c) Pattern B(PVC) (d) Pattern C(PVC)

2.3. 특징점 추출

QRS간격은 심장 주기를 예측할 수 있기 때문에 부정맥 분류를 위한 필수적인 파라미터로 사용되어왔다. Q 시작점을 기준으로 S끝점까지의 간격을 말하지만 지금까지 대부분의 검출방법은 Q와 S점의 기준이 모호하고 검출이 정확하지 않아 부정맥 분류 성능을 저하시키는 경우가 발생하였다. 본 연구에서는 이러한 문제를 해결하기 위해 R파 위상 변이 추적을 통한 QRS 검출 방법을 제안한다. 위상 변이 추적 기법의 전체 구성도는 그림 3과 같다.

위상 변이 추적 기법은 R파를 기준으로 위상이 변화되는 방향과 횡수를 추적함으로써 4개의 QRS특징점, 즉 Q시작점, Q끝점, S시작점, S끝점을 추출하는 방법이다. Q, S시작점과 끝점을 검출하기 위해서는 먼저 그 패턴을 결정해야 한다. 왜냐하면 각 패턴에 따라서 특징점의 검출 위치가 달라지기 때문이다. 본 연구에서는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 분석한 결과 조기심실수축의 QRS형태는 패턴 A와 같이 양의 R피크와 패턴 B, C와 같이 음의 R피크로 나누어지는 것을 확인할 수 있었다.

2.3.1. Q끝점과 S시작점 검출

Q, S 끝점과 시작점 검출 과정은 시간 영역에서 현재와 이후 신호의 상하 레벨의 방향 전이가 일어났을 때 발생하는데 이는 양에서 음으로 또는 음에서 양으로의 방향의 변화가 발생했을 때 각 변위 포인트를 검출하는 방법이다.

Q의 끝점과 S의 시작점 검출은 R파를 기준으로 위상 변이 추적 기법을 사용한다. Q끝점의 경우에는 그림 3에서와 같이 R파를 기준으로 역 탐색하여 위상의 변위를 추적하다가 음의 최저점에서 양으로 전이되는 첫 번째 영역이다. 이렇게 하강하다가 상승하는 방향의 비트수를 하강 유지횟수(D_c)라고 정의하고, 수식 (2)와 같이 Q끝점을 구할 수 있다.

$$\begin{aligned}
 & [R\text{파} \Rightarrow Q\text{끝점}] \\
 & X_{t+1} - X_t \geq R_{th} \\
 & \text{and } D_c \geq 3 \\
 & X_t = \text{현재 위상 전이점} \\
 & D_c = \text{하강 유지 횟수}
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

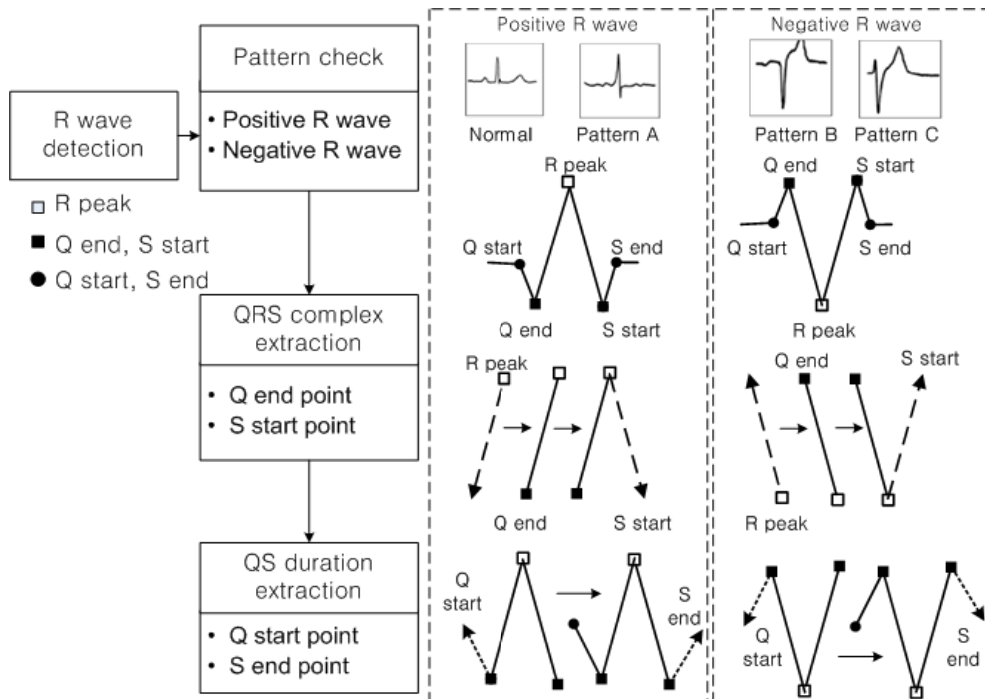


Fig. 3 Phase transition tracking method

수식 (2)는 먼저 R파를 기준으로 위상의 전이 방향이 음에서 양으로 변하는 시점을 Q끝점에 대한 후보라고 판단하고 그 후보들을 대상으로 그 진폭의 차가 R파의 평균 문턱치(R_{th})보다 크거나 하강유지횟수가 3개의 비트를 초과하였을 경우 Q끝점이라고 판단한다. 여기서 R파의 평균 문턱치는 R파의 진폭에 대한 평균값을 나타내며 적응적으로 변화한다. 본 연구에서 하강 유지 횟수를 3이상이라고 판단한 이유는 QRS간격이 최소 120ms안에 존재하기 때문에 샘플링 주파수 200Hz의 경우 최소 비트가 3개 이상에서 발생하기 때문이다. 수식을 만족하는 Q끝점이 검출되면 하강 유지횟수(D_c)는 초기화되며 다음 구간을 선택한다. Q끝점이 검출된 후에는 S시작점을 검출하는 과정을 진행한다. S시작점을 찾는 과정은 수식 (3)과 같다.

$$\begin{aligned} & [R\text{파} \Rightarrow S\text{시작점}] \\ & X_{t+2} - X_{t+1} \geq R_{th} \\ & \text{and } D_c \geq 3 \\ & X_t = \text{현재 전이점} \end{aligned} \quad (3)$$

S시작점을 찾는 과정은 탐색 범위가 역탐색에서 정탐색으로 변화된 것 이외에는 수식 (2)와 동일하다. 먼저 수식 (2)에서 역탐색시 위상의 전이 방향이 음에서 양으로 변하는 시점을 Q끝점이라고 판단하였기 때문에 이와 동일하게 정탐색시 그 방향이 음에서 양으로 변하는 후보들의 대상으로 그 진폭차가 R파 문턱치보다 크거나 하강 유지 횟수가 3개의 비트 이상일 경우 S시작점이라고 판단한다. 하강 유지횟수는 수식 (2)의 조건과 동일하다.

2.3.2. Q시작점과 S끝점 검출

일반적으로 QRS영역(Complex)이 위에서 검출한 Q끝점, R피크, S시작점의 삼각점으로 정의되어 있다. 여기서는 정확한 QRS간격을 구하기 위해 Q시작점과 S끝점을 구한다. Q시작점의 경우 Q끝점의 왼쪽, S끝점의 경우 S시작점의 오른쪽 영역에 각각 위치하기 때문에 미리 검출한 Q끝점과 S시작점을 기준으로 각각 왼쪽과 오른쪽으로 스캔함으로써 검출한다. 먼저 Q시작점을 찾는 과정은 수식(4)와 같다. 수식에서와 같이 현재 비트와 이전비트와의 진폭차가 0.08보다 작은 값을 가진 샘플값을 Q시작점의 후보군으로 판단한다. 이후 추출된 후보군들 중 Q시작점과의 진폭차가 최소 0.002 이상

되는 샘플값을 최종적으로 Q시작점으로 판단한다. 수식 (5)는 S끝점을 찾는 과정을 설명하고 있다. 수식 (4)와 마찬가지로 샘플값의 차이가 0.08보다 작은 값을 후보군으로 판단하고 S시작점과의 진폭차가 0.03 이상 되는 샘플값을 최종적으로 S끝점으로 판단한다. Q와 S의 최소값에 대한 기준을 0.002, 0.03으로 설정한 이유는 의학적 소견에 의하면 Q와 S점의 최대깊이는 각각 2mm, 30mm를 초과하지 못하는 것으로 판단되기 때문이며, 또한 심전도 파형 중에는 Q시작점과 S끝점이 매우 작아 평평하거나 없는 경우가 발생할 경우 이러한 문제를 해결하기 위함이다[12-14].

$$\begin{aligned} & [Q\text{끝점} \Rightarrow Q\text{시작점}] \\ & X_{t+1} - X_t \leq 0.08 \\ & \text{and } (Q\text{시작점} - Q\text{끝점}) > 0.002 \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} & [Q\text{시작점} \Rightarrow S\text{끝점}] \\ & X_{t+1} - X_t \leq 0.08 \\ & \text{and } (S\text{시작점} - S\text{끝점}) > 0.03 \end{aligned} \quad (5)$$

2.4. 조기심실수축 분류

조기심실수축을 분류하기 위해 위상 변이 추적 기법을 이용한 RR간격, QRS간격과 QRS패턴을 이용하였다. 여기서는 QRS간격의 정확한 검출이 부정맥 분류 성능 향상에 얼마나 영향을 미치는지 확인하기 위한 것이기 때문에 R파의 진폭 변화율에 대한 조건은 판단하지 않는다. 각 특징점의 문턱치를 결정하기 위해 정상 신호 100번 레코드와 조기심실수축이 다수 포함된 105, 106, 114, 116, 119, 200, 213, 223, 233번 10개의 레코드를 분석하였다. 조기심실수축은 RR간격이 정상 신호에 비해 80%보다 작게 나타나며, 이전과 이후의 신호 변화율이 120% 크게 나타났다. 따라서 1차적으로 조기심실수축을 분류하기 위한 범위는 현재의 RR간격이 RR_{th} 보다 작을 경우이거나 연속하는 변화량인 RR_v 가 1.2보다 클 경우에 해당한다. 즉, 현재의 RR간격(RR_t)이 전체 RR간격의 평균 가중치(RR_{wa})보다 크거나 RR간격의 변화율(RR_v)이 1.2보다 작으면 조기심실수축으로 분류하고, 그렇지 않을 경우 정상이라고 판단한다. 조기심실수축의 QRS간격은 정상신호보다 넓은 특징을 나타내었다. 분석결과 현재의 QRS간격(QRS_t)이 이전 8개 QRS폭의 평균(QRS_s)의 1.32배보다 클 경우로 분석되었다. 하지만 정상과 조기심실수축이 반복적으로 변화하는 특정 조기심실수축의 경우 RR간격과 QRS간격

에 대한 조건을 만족하지 못하는 경우는 QRS패턴을 이용하여 분류한다.

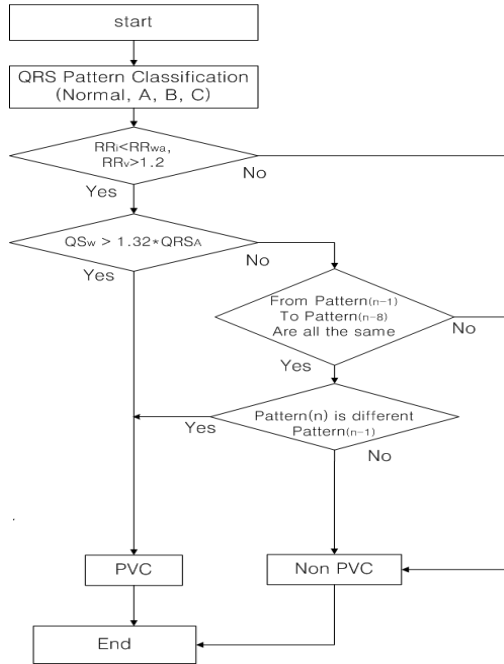


Fig. 4 PVC classification algorithm

III. 실험결과 및 고찰

3.1. R파 검출률

MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통해 R파 검출에 대한 성능 평가가 수행되었다. 그림 5는 MIT-BIH 100, 105, 213, 233번 레코드를 통해 검출 결과를 나타내었다. 4개의 레코드를 대상으로 한 이유는 QRS 4개의 패턴이 명확히 구분되는 대표적인 데이터베이스였기 때문이다. 그림 5(a)와 같이 100번 영역은 대부분의 구간이 정상영역을 나타내며 조기심실수축 B패턴이 나타나는 것을 확인할 수 있다, 그림 5(b)와 같이 105번 레코드는 정상구간이 반복되다 조기심실수축 패턴 A가 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그림 5(c), 5(d)와 같이 200번과 233번 레코드는 다수의 영역이 정상과 패턴 C를 담고 있어, R파 검출 기법의 효율성을 비교하기가 적합한 것을 확인할 수 있다. 결과적으로 그림 6과 같이 일정한 시간 간격을 가지고, 실제로 R파가 존재하는 구간에 양

과 음의 피크 값이 동시에 존재하며, 이를 정확하게 검출하는 결과를 나타내고 있다. R파 검출율의 계산은 식 (6)을 통하여 이루어진다.

아래 식에서 FP(False Positive)는 검출알고리즘이 R파를 검출하였으나, MIT-BIH부정맥 데이터베이스에는 존재하지 않을 경우이고, FN(False Negative)은 MIT-BIH부정맥 데이터베이스에는 있으나 알고리즘이 이를 검출하지 못한 경우이다. 전체 비트는 MIT-BIH에 존재하는 R파의 총 개수이다. 총 48개 레코드를 대상으로 한 평균 R파 검출율은 99.60%의 성능을 나타내었다. 특히 기존 R파 검출 알고리즘과 비교한 결과를 표 1에 나타내었다. 여기서 SEE estimator, WT, EMD, KNN 알고리즘 방법보다는 조금 낮은 검출률을 나타내었지만 이 방법들이 웨이블릿, 모델링, 확률 및 통계를 통한 비선형적 접근방식을 채택함으로써 시스템이 복잡해지고 연산량이 증가하는 단점을 지니고 있다. 본 연구에서 제안한 진폭 차이를 이용한 R파 검출 방법은 복잡도를 줄임과 동시에 적은 연산량으로 우수한 검출율을 나타냄을 확인 할 수 있었다.

$$\text{검출률} = \frac{\text{전체비트수} - (FP + FN)}{\text{전체비트수}} \quad (6)$$

(FP: False Positive, FN: False Negative)

Table. 1 R wave detection rate

MIT-BIH	Total Bit	TP	FP	FN	Detection Rate
Proposed Method	106130	115905	82	352	99.60
SEE estimator	109496	109277	140	79	99.79
WT	116137	115960	65	112	99.85
EMD	110050	109792	84	174	99.77
Christov's method	110050	109541	215	295	99.54
KNN algorithm	109966	109608	151	207	99.67

3.2. QRS특징점 검출

제안한 위상 변이 추적 기법을 통해 QRS특징점을 검출함으로써 정확한 QRS간격 정보를 획득하여 부정맥 분류 성능을 향상시킬 수 있음을 본다. 이를 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통해 Q시작점, Q끝점, S시작점, S끝점에 대한 검출 결과를 확인하였다. R파 검출 성능 결과와 마찬가지로 4개의 레코드를 대상으로 한 이유는 QRS 4개의 패턴에 따른 R파 검출 결과

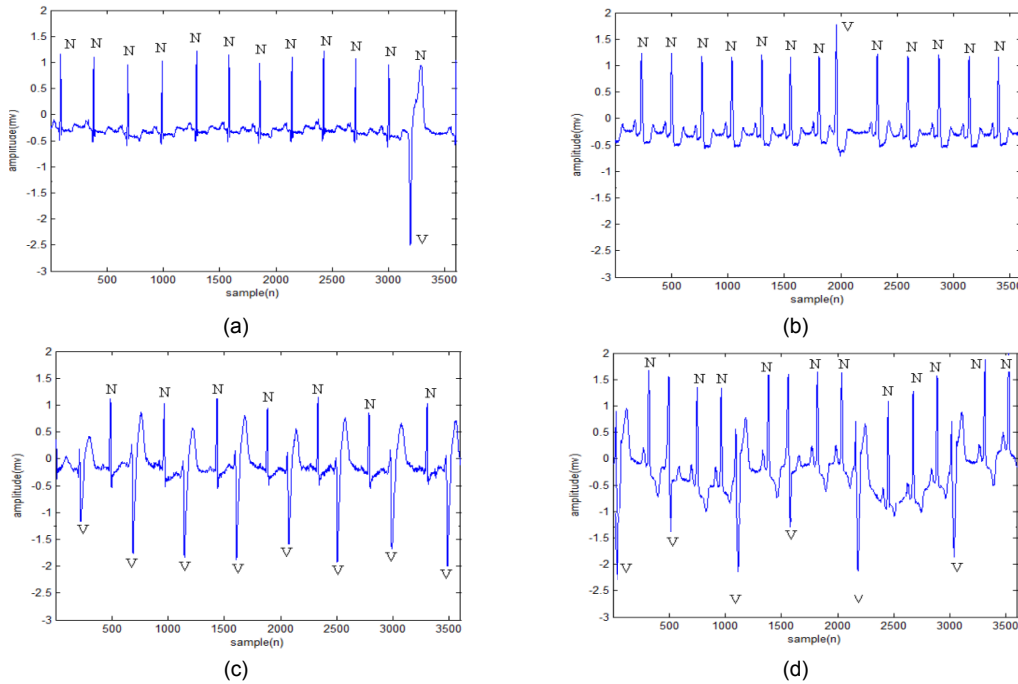


Fig. 5 R wave detection performance (a) record 100 (Normal + Pattern B) (b) record 105 (Normal + Pattern A) (c) record 213 (Normal + Pattern C) (d) record 233(Normal + Pattern C)

와 함께 QRS특징점을 구분하기에 적합하기 때문이다. 그림 6(a)와 같이 100번 영역은 대부분의 정상 영역과 하나의 조기심실수축 패턴 B구간이 나타나는 경우로서 QRS간격정보가 정확히 검출되는 것을 확인할 수 있다. 그림 6(b)와 같이 105번 레코드는 정상구간이 반복되다 조기심실수축 패턴 A가 나타나는 경우로서 그림 6(a)와 마찬가지로 정상과 조기심실수축의 QRS간격 차이가 명확하게 나는 것을 확인할 수 있다. 그림 6(c)와 (d)는 각각 213번 레코드를 대상으로 기존(Pan & Tompkins) 방법[15]과 제안한 방법을 통한 검출 결과를 비교한 것으로 3번째 비트가 조기심실수축을 나타내고 있다. 그림 6(c)와 같이 기존 방법을 적용했을 경우에는 단순히 Q와 S점만을 검출하기 때문에 QRS 간격이 104ms로 부정맥 'V' 비트 입에도 불구하고 이를 정상 'N'비트로 오검출하였다. 하지만 그림 6(d)와 같이 제안한 방법을 적용했을 경우에는 Q시작점과, S끝점을 검출함으로써 QRS간격이 114ms로 정확히 조기심실수축 부정맥 'V' 비트를 검출하는 것을 확인할 수 있다. 그림 6(e)와 (f)는 각각 233번 레코드를 대상으로 검출 결과를 비교한

것으로 2번째와 3번째 비트가 조기심실수축을 나타내고 있다. 그림 6(f)는 그림 6(c)와 마찬가지로 기존 방법을 적용했을 경우에는 단순히 Q와 S점만을 검출하기 때문에 QRS간격이 각각 92ms와 101ms로 부정맥 'V' 비트 입에도 불구하고 이를 정상 'N'비트로 오검출하였다. 여기서도 그림 6(f)와 같이 제안한 방법을 적용했을 경우에는 QRS간격을 각각 118ms와 116ms로 정확히 조기심실수축 부정맥 'V'비트를 검출하는 것을 확인할 수 있다. 특히 음의 비트를 가지고 있는 조기심실수축 패턴 C의 경우 R과 진폭의 범위를 설정하여 이를 분류하는 경우도 있으나 그림 6(f)의 두 번째 비트에서와 같이 정상과 조기심실수축이 교대로 나타나는 경우 진폭이 그 범위를 만족하지 못하는 경우가 있기 때문에 QRS 특징점을 통해 QRS간격을 명확하게 계산함으로써 조기심실수축을 좀 더 정확히 검출할 수 있다. 간혹 233번 레코드의 특정 비트는 조기심실수축임에도 불구하고 각기 다른 조기심실수축 패턴이 번갈아 나타남으로 인해 검출 오류가 발생했다. 이는 이전 패턴이 다음 패턴에 영향을 미쳐 QRS 간격을 좁아지게 함으로써 조기심

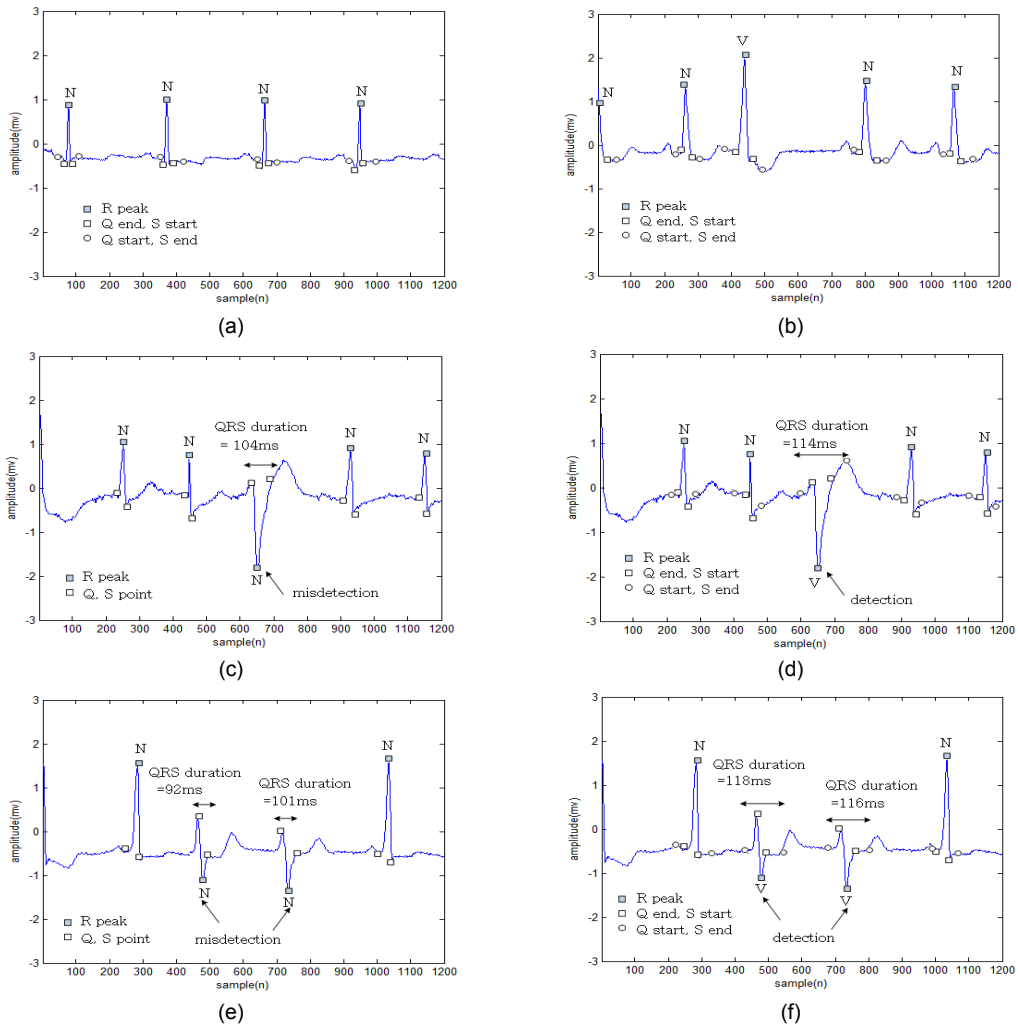


Fig. 6 QRS feature detection performance (a) record 100 (Normal + Pattern B) (b) record 105 (Normal + Pattern A) (c) record 213 (Normal + Pattern C): traditional method (d) record 213 (Normal + Pattern C): proposed method (e) record 233(Normal + Pattern C): traditional method (f) record 233(Normal + Pattern C): proposed method

실수축을 검출하지 못하는 경우에 해당한다.

3.3. 부정맥 분류를

제안된 위상 변이 추적 기법에 따른 QRS 특징점 검출 성능을 평가하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 대상으로 조기심실수축을 분류하였다. 검출율의 계산은 식 (6)과 같으며, 성능평가에 사용된 레코드는 100, 105, 106, 114, 116, 119, 200, 213, 223, 233번 10개의 레코드를 대상으로 실험하였다. 분류의 신뢰성

을 위해서 조기심실수축이 30개 이상 포함된 데이터만을 사용하였다. 기존 방법과 제안한 방법으로 조기심실수축을 분류한 결과를 표 2와 표 3에 각각 나타내었다. 성능평가 결과 평균 분류율은 94.12%의 성능으로 기존 방법보다 0.40%의 향상된 결과를 나타내었다. 제안된 알고리즘을 통한 분류 실험결과 대부분의 레코드에서 조기심실수축이 분류되었다. 특히 213번, 223번 레코드에서 검출율이 향상된 것을 확인할 수 있었다. 이는 패턴 C의 경우 기존 방법에서 사용되었던 QRS 간격을 검

출하는 방식의 오류가 본 연구에서 제안한 수식 (4), (5)를 통하여 Q시작점과 S끝점을 정확히 보정함으로써 좀 더 정확한 QRS간격을 계산한 것으로 판단된다.

IV. 결론

본 연구에서는 최소한의 특징점을 추출함으로써 연산의 복잡도를 줄이고, 실시간으로 정확하게 조기심실수축을 분류하기 위해 정확한 R파를 기준으로 위상 변이 추적 기법을 이용하여 Q와 S의 시작점과 끝점을 추출하는 방법을 제안하였다. 이를 위해 먼저 전처리 과정을 통해 잡음이 제거된 심전도 신호에서 정확한 R파를 검출한 후 심전도신호의 미분값을 통해 QRS패턴을 분류하고 이를 기준으로 위상이 변화되는 방향과 횡수를 추적함으로써 Q, S의 시작점과 끝점을 추출하여 조기심실수축을 분류하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 48개의 레코드를 대상으로 R파 검출률을 분석 및 비교한 결과 99.60%의 성능을 나타내었다. 또한 위상 변이 추적 기법의 우수성을 입증하기 위해 조기심실수축이 30개 이상 포함된 MIT-BIH 10개의 레코드를 대상으로 조기심실수축 분류율을 각각 비교 분석한 결과 위상변이 추적 기법을 통한 조기심실수축 부정맥 분류율은 각각 94.12%의 우수한 평균 분류율을 나타내었다. 특히 기존 알고리즘에서 검출에 어려움이 있는 213번, 233번 레코드를 Q, S시작점과 끝점을 통해 QRS간격을 정확히 계산함으로써 그 정확도를 향상할 수 있었다.

Table. 2 Traditional method PVC classification rate

Record	MIT-BIH PVC Beat	PVC Classification Rate(%)
100	1	100
105	39	90.27
106	520	96.18
114	43	95.66
116	109	95.40
119	435	100
200	809	98.56
213	220	81.36
223	472	87.16
233	813	98.90
sum	1,147	avg 93.72

Table. 3 Proposed method PVC classification rate

Record	MIT-BIH PVC Beat	PVC Classification Rate(%)
100	1	100
105	39	90.29
106	520	96.18
114	43	95.64
116	109	95.42
119	435	100
200	809	98.60
213	220	83.27
223	472	88.78
233	813	98.92
sum	1,147	avg 94.12

음의 비트를 가지고 있는 조기심실수축 패턴 C의 경우 R파 진폭의 범위를 설정하여 이를 분류하는 경우도 있으나 정상과 조기심실수축이 교대로 나타나는 경우 진폭이 그 범위를 만족하지 못하는 경우가 있기 때문에 QRS특징점을 통해 QRS간격을 명확하게 계산함으로써 조기심실수축을 좀 더 정확히 검출할 수 있었다. 따라서 본 연구에서 제안한 방법은 연산의 복잡도를 줄임과 동시에 실시간으로 정확한 부정맥을 진단해야 하는 사물인터넷 기반의 스마트 헬스케어 시스템에 적용될 수 있을 것으로 판단된다.

REFERENCES

[1] A. D. C. Chan, M. M. Hamdy, A. Badre, and V. Badee, "Wavelet distance measure for person identification using electrocardiograms," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 57, no. 2, pp. 248 - 253, Feb. 2008.

[2] S. Sangwatanaroj, S. Prechawat, B. Sunsaneewitayakul, S. Sitthisook, P. Tosukhowong, and K. Tungsanga, "New electrocardiographic leads and the procainamide test for the detection of the Brugada sign in sudden unexplained death syndrome survivors and their relatives," *Eur. Heart J.*, vol. 22, no. 24, pp. 2290-2296, Dec. 2001.

[3] J. W. Schleifer and K. Srivathsan, "Ventricular arrhythmias: State of the art," *Cardiol. Clin.*, vol. 31, no. 4, pp. 595-605, November. 2013.

[4] Ince, T., Kiranyaz, S., Gabbouj, M, "Automated patient-specific classification of premature ventricular contractions," *Proc. 30th Int. Conf. IEEE EMBS*, 2008, pp.

- 5474 - 5477.
- [5] S. Chauhan, A. S. Arora, and A. Kaul, "A survey of emerging biometric modalities," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 2, pp. 213 - 218, 2010.
- [6] O. Sayadi, M. B. Shamsollahi, and G. D. Clifford, "Robust detection of premature ventricular contractions using a wave-based Bayesian framework," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, no. 2, pp. 353 - 362, Feb. 2010.
- [7] Q. Li, C. Rajagopalan, and G. D. Clifford, "Ventricular fibrillation and tachycardia classification using a machine learning approach," vol. 61, no. 3, pp. 1607 - 1613, Jun. 2013.
- [8] S. A. Israel, J. M. Irvine, A. Cheng, M. D. Wiederhold, and B. K. Wiederhold, "ECG to identify individuals," *Pattern Recognit.*, vol. 38, no. 1, pp. 133 - 142, January. 2005.
- [9] Erik Zellmer, Fei Shang, Hao Zhang "Highly Accurate ECG Beat Classification based on Continuous Wavelet Transformation and Multiple Support Vector Machine Classifiers," *Biomedical Engineering and Informatics Conference MMEI, 2009*, pp. 1-5, 2009.
- [10] Ik-Sung Cho, Hyeog-Soong Kwon, "Efficient QRS Detection and PVC Classification based on Profiling Method," *Journal of KIICE*, vol. 17, no. 4, 2013, pp.705-711.
- [11] Ik-sung Cho et al., "Baseline Wander Removing Method Based on Morphological Filter for Efficient QRS Detection," *Journal of KIICE*, vol. 17, no. 1, 2013, pp.166-174.
- [12] Faezipour. M. Saeed. A, Nourani. M, "Automated ECG profiling and beat classification," *Acoustics Speech and Signal Processing (ICASSP), 2010 IEEE International Conference on*, pp. 2198 - 2201, 2010.
- [13] A. Gacek, *ECG Signal processing, classification and interpretation: A comprehensive framework of computational intelligence*: Springer, 2012.
- [14] T. Azeem, M. Vassallo, and N. J. Samani, *Rapid Review of ECG Interpretation*: Manson Publishing, 2005.
- [15] F. Morris, W. J. Brady, and J. Camm, *ABC of clinical electrocardiography* vol. 93: BMJ Books, 2009.
- [16] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230 - 236, Mar. 1985.



조익성(Ik-Sung Cho)

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



윤정오(Jeong-oh Yoon)

2002.02: 경북대학교 전자공학과 공학박사
 1997.03- 현재: 경운대학교 항공정보통신공학과 교수
 ※ 관심분야 : DSP, 영상신호처리



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