

논문 2012-50-5-28

ECG 신호에서 적응적 불응기를 이용한 R-wave 검출 알고리즘

(R-wave Detection Algorithm in ECG Signal Using Adaptive Refractory Period)

김 정 준*, 김 진 섭**, 박 길 흠*

(Jung-Joon Kim, Jin-Sub Kim, and Kil-Houm Park[©])

요 약

본 논문에서는 심장의 심근세포의 탈분극과 재분극을 반영하는 불응기(Refractory Period)를 이용한 R-파 검출 알고리즘을 제안한다. 제안 알고리즘은 R-파의 특징과 가변 불응기를 이용하여 R-정점을 검출한다. 먼저 상대적으로 높은 전위 점을 R-정점 후보로 추출하고, 그 후보 점에 대해 첨도와 전위를 고려한 불응기를 구한다. 다음으로 불응기내에서 R-파의 형태학적 특징을 이용하여 R-정점을 검출한다. 제안 알고리즘은 적은 연산을 가지므로 실시간 처리가 가능하다. 제안한 알고리즘을 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 모든 레코드에 적용한 결과 99.7% 이상의 매우 우수한 검출율을 보였다.

Abstract

In this paper, R-wave detection algorithm using refractory period to reflect the depolarization and repolarization of the myocardial cells of the heart is proposed. The proposed algorithm detects R-peaks using the features of R-wave and variable refractory period. First, the proposed algorithm extracts candidate R-peaks that have a relatively high potential and calculates the refractory period based on the kurtosis and potential for candidate R-peaks. Next, R-peak is determined by morphological features of the R-wave within the refractory period. In addition, due to less computation in the proposed algorithm, real-time processing is possible. The algorithm is applied to all records of the MIT-BIH arrhythmia database and the obtained results show a competitive detection rate of over 99.7%.

Keywords: 심전도 신호, R-파 검출, 적응적 불응기, 첨도, 전위

I. 서 론

의료 공학에서 사용되는 생체 신호 처리는 인간의 몸
에 흐르는 전기적인 신호를 기기로 측정하여 질병의 유

무를 판단하는데 매우 중요한 분야로 분류되고 있다.
대표적인 생체신호인 심전도는 심장에 의해 생성된 전
기적 활동을 그래프로 표현한 것으로 다양한 심장 질환
의 사전 진단과 예후 관측에 널리 이용되고 있다^[1]. 심
장 질환은 예측하기 어려워 심장 질환에 따라 24시간
이상 심전도 신호를 관찰해야 하므로 의료진이 직접 분
석하기에는 많은 시간과 비용이 요구된다. 따라서 심전
도 신호의 분석에 기반 한 심전도 신호 처리에 관한 연
구가 활발히 되고 있다^[2-9]. 특히 심전도 신호의 구성
요소 중에서 R-파는 다른 구성 요소들의 기준이 되어,
R-파 검출은 매우 중요하다.

R-파 검출의 대표적인 방법인 Pan and Tomkins^[10]

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

※ 본 연구는 지식경제부 및 한국산업기술평가관리원
의 산업융합원천기술개발사업의 일환으로 수행하였
음. [10041145, 자율군집을 지원하는 웰빙형 정보기
기 내장 소프트웨어 플랫폼 개발]

© Corresponding Author(E-mail: khpark@ee.knu.ac.kr)
접수일자: 2013년2월27일, 수정완료일: 2013년4월22일

은 정상 파형에 대해서는 우수한 성능을 나타내지만, 많은 계산량이 필요하다. 또한 부정맥 심전도 신호에서는 현저히 낮은 R-파 검출율을 보인다. 김 등^[11]은 불응기(Refractory Period)와 이웃한 파형 간의 첨도(Kurtosis)를 이용하여 R-파를 검출하였다. 이는 부정맥 심전도 신호에서도 우수한 R-파 검출율을 보이지만, 각결절이 있는 파형에서는 첨도 산출에 오류를 수반할 수 있으며, 불응기 계산과정에서 많은 실험적인 변수로 인해 심전도 신호에 따라 R-파 검출율이 많이 달라진다.

본 논문에서는 심장의 심근세포의 탈분극과 재분극을 반영하는 적응적 불응기에 기반한 R-파 검출 알고리즘을 제안한다. 제안 알고리즘은 R-파의 특징과 가변 불응기를 이용하여 R-정점을 검출한다. 먼저 상대적으로 높은 전위 점을 R-정점 후보 점으로 추출하고, 그 후보 점에 대해 전위와 첨도에 기반한 불응기를 계산한다. 다음으로 불응기내에서 R-파가 갖는 높은 전위의 특징을 이용하여 R-정점을 검출한다. RR 간격 대비 3개의 고정값(25%, 45%, 200%)으로 불응기를 적용함으로써 심전도 신호에 따라 R-파 검출율이 달라지는 김 등^[11]의 방법에 비해 제안 알고리즘은 첨도와 전위에 기반하여 적응적 불응기를 구함으로써 보다 안정된 검출율을 갖는다.

제안한 방식의 성능을 검증하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 대해서 R-파 검출율과 연산처리 속도에 대한 실험을 수행하였다. 특히 R-파 검출 성능이 저하되는 105번, 108번 레코드에서도 우수한 검출율을 보였으며, 후보 R-정점 선택에 적절한 전위 임계치 설정으로 빠른 R-파 검출 연산처리 속도를 보인다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서 기존의 불응기를 이용한 R-파 검출 방식을 기술하고 III장에서는 제안한 적응적 불응기를 이용한 R-파 검출 방법을 기술하였다. IV장에서는 제안한 R-파 검출 방식에 대한 검출율과 연산속도에 대한 실험결과를 기술하고 V장에서 결론을 맺는다.

II. 기존의 불응기 기반 R-파 검출

1. 심전도와 불응기

심장의 순환 작용은 심근이 수축과 확장을 반복하기 때문에 이루어지는데 심장이 박동할 때마다 미약한 전기가 생기며, 그것으로 인하여 신체 내에 전류가 흐르게 되고 이 전류에 의하여 신체 표면에 전위가 형성된

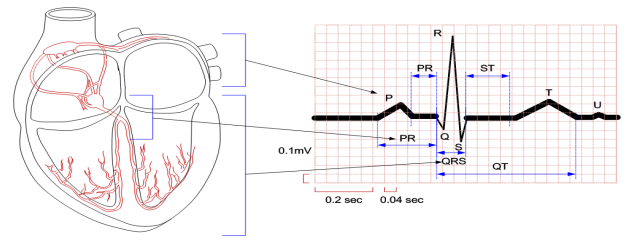


그림 1. P,Q,R,S,T-파
Fig. 1. P,Q,R,S,T-wave.

다. 이렇게 생긴 작은 전위 변화를 신체 표면의 적당한 부위에 일정한 방법으로 유도해서 증폭하여 기록한 것이 심전도이다^[12].

심장의 전기적 활성화 단계를 반영하는 심전도 파형의 특징점 들은 그림 1과 같이 기본적으로 P, Q, R, S, T-파로 구성된다. P-파는 심방 탈분극 시기에 발생하며, QRS군은 심실 탈분극 시기, T-파는 심실 재분극 시기를 나타낸다. 심방의 탈분극은 동방결절 부근에서 시작되며, 심방을 가로질러 오른쪽에서 왼쪽으로 진행된다. 따라서 P-파의 첫 부분은 우심방의 탈분극을 나타내며, P-파의 뒷부분은 좌심방의 탈분극을 나타낸다.

QRS군은 심실의 탈분극 상태를 나타낸다. 심실의 탈분극은 방실접합부 부근의 심실간 중격의 왼쪽 부분에서 시작되어 심실간 중격을 가로질러 왼쪽에서 오른쪽으로 진행된다. 정상 R-파는 QRS군내에서 가장 높고 예리한 파형을 보이며, Q-파는 심실간 중격의 탈분극을 나타내고, QRS군의 나머지 부분은 동시적으로 일어나는 좌, 우 심실의 탈분극을 나타낸다. PR 간격은 정상적인 경우 0.2초를 넘지 않으며, QRS군은 보통 0.12초 이내이고, QT 간격은 0.4초 정도이다. 또한 정상 R-파는 처음 기록된 상향파로 정의되며, Q-파는 R-파 앞에 기록된 하향파로 정의되고, S-파는 R-파 다음에 기록된 하향파로 정의된다.

그림 1에서 P-파, QRS군, T-파의 비정상 여부는 각 파의 기간(duration), 이웃 파와의 간격(interval), 이웃 파와의 연결부(segment), 파의 크기(amplitude), 파의 첨도(kurtosis) 등의 핵심 요소에 의해 파악이 가능하다. 특히 심전도 신호의 R-파는 가장 큰 신호로서 대표점이라 할 수 있으며, 이 점을 기준으로 다양한 특징점을 검출하기 때문에 R-파의 검출 성능을 높이기 위한 알고리즘 개발에 많은 노력을 기울여 왔다.

심근이나 신경은 일단 흥분하면 그 후 일정 시간은 흥분성을 잃고, 자극을 받아도 흥분하지 않는데 이 시간을 불응기라 한다. 그림 2와 같이 심근에도 불응기가 있기 때문에 심실이 수축을 일으키면 다음의 같은 자

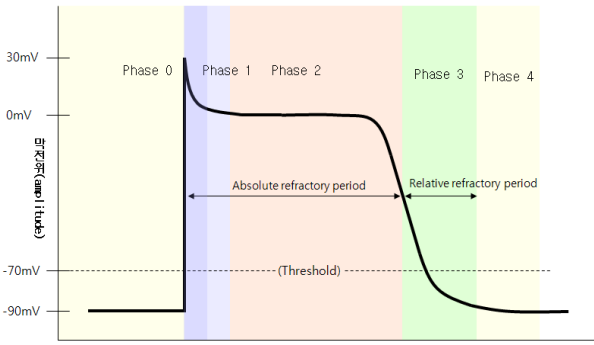


그림 2. 심근세포의 세포막 활동전위
Fig. 2. Membrane action potential of myocardial cells.

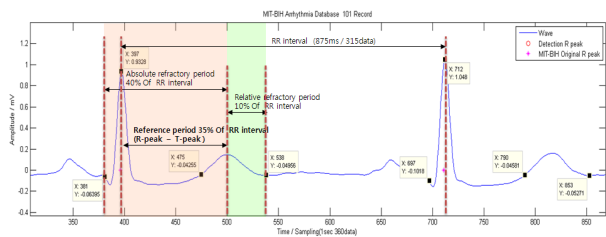


그림 3. MIT-BIH 101번 레코드의 R-파 불응기
Fig. 3. MIT-BIH 101 record's R-wave refractory period.

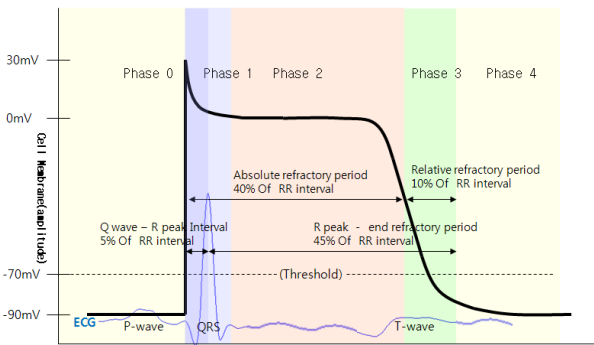


그림 4. 세포막 활동전위와 ECG신호의 파형 비교
Fig. 4. Comparison of membrane action potential and ECG signal waves.

극이 왔을 때, 심실이 불응기에 들어 있어서 수축하지 않고 휴지기가 된다. 강한 자극에도 응하지 않는 절대적 불응기와 강한 자극에만 응하는 상대적 불응기로 나눈다.

심전도 신호의 표본 주파수를 360Hz로 하며 관측해보면, 그림 3과 같이 정상 심전도 신호인 경우 RR 간격은 875ms이며, QRS군의 경우 RR 간격의 10%정도인 88ms이다. Q-파와 R-정점 전위까지의 시간은 RR 간격의 5%정도인 44ms 이고, R-정점 전위부터 절대불응기가 종료되는 시간은 RR 간격 35%정도인 306ms, 상대 불응기는 RR 간격의 10%정도인 88ms정도가 된다.

QRS군이 시작되면서 일정 시간 동안은 절대적 불응기에 접어 들고 그 이후에는 상대적 불응기에 접어들게

된다. 그림 4에서 보면 심근세포의 활동전위를 단계별로 나눌 때 QRS군은 1단계에 속하며 T-파는 3단계에 속하고, 여기서 RR 간격은 경우에 따라 최소 절대 불응기나 또는 상대 불응기까지의 시간을 반드시 가지는 것을 알 수 있다. 그러나 R-파는 심실의 탈분극 시기에 이루어지는데 여러가지 요인(전도, 생성 장애)에 의해서 그 모양이 정상 파형과 차이를 보인다. 이런 장애요인들은 심실이 재분극하거나, 다시 탈분극까지의 주기에 영향을 미치는데, 이는 R-파가 탈분극 후 다른 자극에도 반응을 하지 않는 시간인 불응기가 달라진다. 따라서 가변 불응기의 정확한 계산은 R-파 검출의 성능을 크게 향상시킬 수 있다.

2. 기존 불응기에 기반한 R-파 검출

QRS군내에서 R-파는 절대값 전위가 P-파, T-파, 그리고 잡음 등 다른 구성요소에 비해 높게 나타나고, 가장 빠른 즉 침도가 높은 파형이다. 불응기에 기반한 R-파 검출 알고리즘은 심전도 신호 샘플들의 침도, 전위, 그리고 불응기를 이용한다^[11]. 그림 5는 R-파 검출을 위한 알고리즘의 흐름도이다.

그림 5에서 알 수 있듯이 R-파 검출은 절대값 전위에 따라 R-파 후보를 검출하고, 후보 정점에 대해 그림 6에서와 같이 절대 불응기와 상대 불응기 안에서 파형의 침도 형태와 전위에 따라 R-파를 결정한다. 이는 불

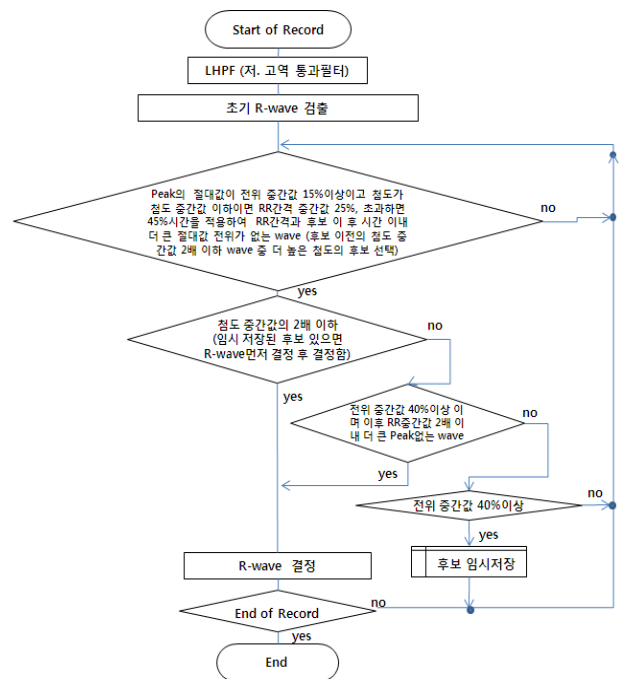


그림 5. 불응기를 이용한 R-파 검출 흐름도
Fig. 5. R-wave detection flow chart using refractory period.

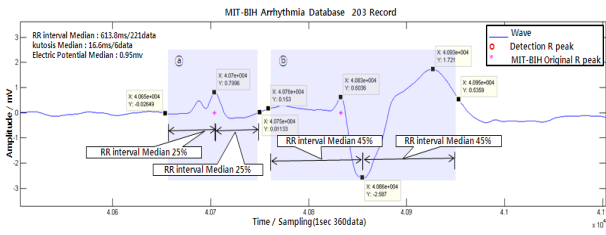


그림 6. R-파 검출 불응기 범위
Fig. 6. Range of refractory period for R-wave detection.

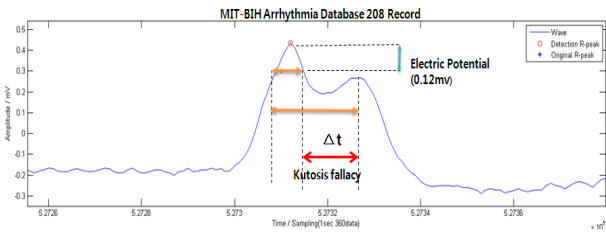


그림 7. 각결절이 있는 파형에서 침도 오류
Fig. 7. Kurtosis fallacy in a wave with bundle branch block.

응기 전조 요인인 전위와 침도의 세부적인 영향은 고려하지 못하고 있다. 또한 QRS-군내의 이웃한 파형을 정점에서 0.12mV 아래점을 기준으로 서로 꼭지점이 높은지를 침도의 척도로 사용하기 때문에 이는 낮은 전위의 파형이나 끝 모양이 그림 7에서와 같이 각결절이 있는 파형에서는 정확한 침도를 반영하지 못한다.

III. 적응적 불응기 기반 R-파 검출

불응기를 이용한 기존 연구들은 200ms~350ms 정도로 불응기 기간을 고정하여 사용하였으며 미분 파형의 성질이나 주파수 성분을 분석하는 방법, 변화량을 조사하는 방법 등을 통한 현재 후보의 파형의 모양과는 상관없는 이미 검출된 일정 부분의 통계치를 가변적으로 적용하는 방식을 사용하였다. 특히 김 등^[11]의 연구에서 알 수 있듯이 불응기 계산에 있어서 RR 중간값의 25%와 45%, RR 간격의 2배로 고정하였기 때문에 유동적인 특성을 갖는 불응기를 가변적으로 적용하지 못하는 단점이 있으며, 낮은 전위의 파형이나 끝 모양이 각결절이 있는 파형에서는 정확한 침도를 반영하지 못한다.

본 논문에서는 불응기의 전조 요인인 파형의 침도 형태와 전위에 따른 세부적인 불응기를 계산하여 적용하며, 낮은 전위의 파형이나 끝 모양이 각결절이 있는 파형 및 기타 변형된 파형에서도 강한 R-정점 검출 알고리즘을 제안하고자 한다.

제안 알고리즘은 R-파의 특징과 가변 불응기를 이

용하여 R-정점을 검출하는 알고리즘으로 다음의 네가지 단계로 이루어진다.

[단계 1] 심전도 신호의 전처리를 수행한다. 기저선 평활화 등의 전처리를 위해 Morphology Pair 방법^[13]을 사용한다.

[단계 2] 상대적으로 높은 전위 점을 R-정점 후보로 추출한다. 심전도 신호의 P-파, T-파, U-파, 잡음 등의 전위는 R-정점 전위의 30%를 넘기지 않는다. 따라서 제안 알고리즘에서는 앞서 검출된 R-정점 전위의 20% 이상인 정점으로 후보 R-정점을 추출한다.

[단계 3] 단계 2에서 추출된 후보 R-정점에 대해 침도와 전위에 기반한 불응기(Refractory Period: RP)를 계산한다. 후보 R-정점에 대해 RP는 식(1)에서 계산된다.

[단계 4] 불응기내에서 R-파가 갖는 높은 전위의 특징을 이용하여 R-정점을 검출한다. 불응기내에 R-정점 후보 보다 더 높은 전위가 없으면 현재 후보 정점을 R-정점으로 결정하고, 더 높은 전위가 있으면 현재 후보 정점은 버리고 더 높은 전위를 갖는 정점이 새로운 후보 정점이 된다. 이후 다시 새로운 후보 정점에 대해 단계 3과 단계 4를 반복한다. 그림 8은 제안 알고리즘의 흐름도이다.

본 제안의 핵심인 단계 3에서의 가변적 불응기 계산

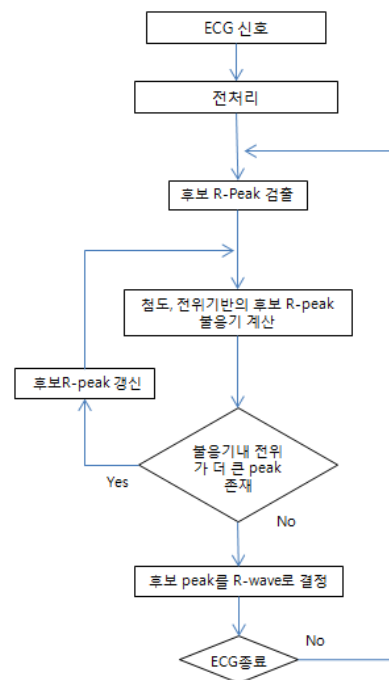


그림 8. 적응적 불응기 기반 R-파 검출 흐름도
Fig. 8. R-wave detection flow chart using adaptive refractory period.

식은 아래와 같다.

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

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

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

여기서 RP_{ref} 는 기준 불응기로서 이전 RR 간격의 35%이고, K_{R_peak} 는 후보 R-정점의 첨도이고, $K_{R_peak_prev}$ 는 이전 R-정점의 첨도이며, V_{R_peak} 는 후보 R-정점의 절대값 전위이고, $V_{R_peak_prev}$ 는 이전 R-정점의 절대값 전위이다. 식(1)은 표준 데이터베이스인 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스^[14]와 유럽 심장학회 ST-T 데이터베이스^[15], 그리고 보스톤 Berth Israel Deaconess 메디컬센터에서 수집한 심전도 데이터베이스로부터 선택된 105개 레코드로 구성된 QT 데이터베이스에서 실험적으로 유도되었다. QT 데이터베이스는 심장전문의가 육안으로 수작업하여 각 파형의 시작, 정점, 끝 등을 표시해 놓은 참조 데이터베이스이다^[16]. 그림 9의 예에서와 같이 식(1)의 가변 불응기의 타당성을 확인 할 수 있었고, 파형 위의 \triangleright , \triangleleft 기호는 가변 불응기 좌우 구간을 나타낸다.

식(1)을 살펴보면, 먼저 R-파 마다 불응기는 가변되므로 기준 불응기를 이전 RR 간격의 35%로 정하였다. 후보 R-정점의 불응기는 첨도와 전위가 이전 R-정점의 첨도와 전위에 비해 1%의 변화가 있으면 기준 불응기로부터 0.125%씩 증감하였다. 첨도의 경우에는 이전 값에 비해 1% 커지면 불응기가 0.125% 작아지고, 1% 작

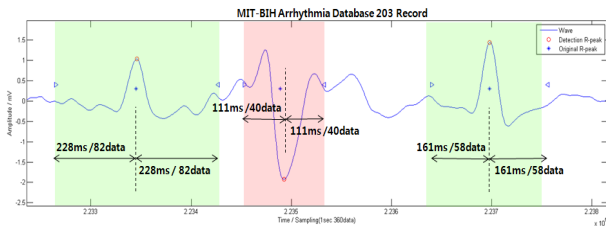


그림 9. MIT-BIH R-파 가변 불응기의 예
Fig. 9. Example of adaptive refractory period of MIT-BIH R-wave.

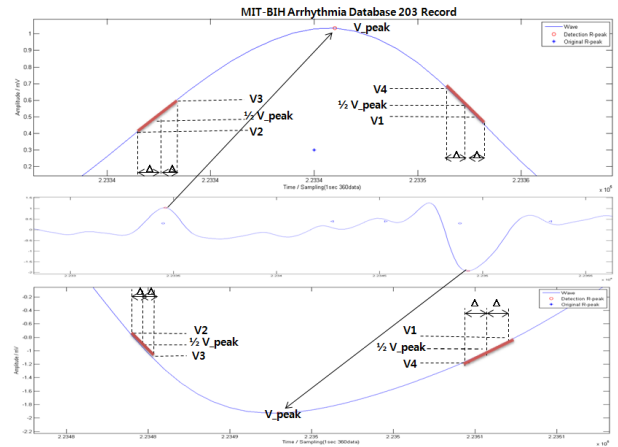


그림 10. R-정점의 첨도
Fig. 10. Kurtosis of R-peak.

아지면 0.125% 커진다. 전위의 경우에는 이전 값에 비해 1% 높으면 불응기가 0.125% 작아지고, 1% 낮으면 0.125% 커진다.

또한 첨도는 곡률을 나타내어 그 값이 클수록 파형의 형태가 뾰족해진다. 즉 첨도는 후보 R-정점의 전위 기울기를 이용하여 구할 수 있다. 그림 10에서 보듯이 상향과 하향 파형에 대하여 샘플 간격 2.778msec(표본 주파수 360Hz)인 경우, R-정점 전위의 1/2 전위부근을 기준으로 하여 후보 정점의 첨도(Kurtosis)는 식(2)와 같다.

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

첨도는 값이 클수록 파형의 형태가 뾰족해진다.

IV. 실험 및 고찰

제안 알고리즘의 성능 평가를 위해서 심전도 신호 처리 연구에 사용되는 표준 데이터베이스인 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 사용하였다. 데이터베이스의 모든 레코드에 포함된 신호들은 표본화 주파수가 360Hz로 30분 동안 획득된 신호들이다. 그리고 102번과 104번 레코드는 리드 5 신호이고, 그 외 모든 레코드는 리드 2 신호이다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 주석 파일은 모든 레코드의 R-파 위치를 제공한다. 실험에서 사용한 컴퓨터 환경은 인텔 i5 760 CPU, 4G DDR3 RAM이고, 운영체제는 윈도우 xp이고, 시뮬레이션은 MATLAB 버전 7.8 32-비트를 사용하였다. 다음 (3)식의 검출율을 사용하여 제안 알고리즘의 검출 성능을 확인하였다.

$$Detection\ Rate = \frac{Total\ beats - (FP + FN)}{Total\ beats} \times 100 \quad (3)$$

여기서 FP(False Positive)는 제안 알고리즘에 의해 검출된 R-파의 위치가 틀린 비트 수이고, FN(False Negative)는 제안 알고리즘이 R-파를 검출하지 못한 비트 수이다.

표 1은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 23개 레코드에 대한 제안 알고리즘의 실험 결과이다. 제안 알고리즘의 성능을 비교 평가하기 위해 Pan and Tompkins 알고리즘^[10]과 김 등의 알고리즘^[11]을 사용하였다. 표 1에서 확인 할 수 있듯이 Pan and Tompkins 알고리즘과 김 등의 알고리즘에 비해 상당히 높은 검출율 99.76%를 보인다. 주목할 것은 FP와 FN 이 모두 개선되었지만 FN 개선을 보다 상대적으로 FP의 개선율이 큰 것은 심장질환의 예측진단 관점에서 보다 바람직한

표 1. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 대한 검출율 결과

Table 1. Detection rate results on MIT-BIH ADB.

Record no.	Total Beats	Pan and Tompkins			김의 알고리즘			제안 알고리즘		
		FP	FN	Detection rate(%)	FP	FN	Detection rate(%)	FP	FN	Detection rate(%)
100	2273	0	0	100	0	1	99.96	0	0	100
101	1865	5	3	99.57	1	0	99.95	4	3	99.63
102	2187	0	0	100	0	0	100	0	0	100
103	2084	0	0	100	0	0	100	0	0	100
104	2230	1	0	99.96	36	3	98.25	2	0	99.92
105	2572	67	22	96.54	36	18	97.90	32	17	98.1
106	2027	5	2	99.95	1	8	99.56	1	8	99.56
107	2137	0	2	99.91	1	1	99.91	1	1	99.91
108	1763	199	22	87.46	12	12	98.64	9	11	98.87
109	2532	0	1	99.96	0	2	99.92	0	0	100
111	2124	1	0	99.95	0	1	99.95	1	2	99.86
112	2539	0	1	99.96	0	0	100	0	0	100
113	1795	0	0	100	0	1	99.94	0	0	100
114	1879	3	17	98.94	0	1	99.95	0	0	100
115	1953	0	0	100	0	1	99.95	0	0	100
116	2412	3	22	98.96	3	21	99.0	3	22	98.97
117	1535	1	1	99.87	0	1	99.95	0	0	100
118	2275	1	0	99.96	2	0	99.91	0	0	100
119	1987	1	0	99.95	0	0	100	0	0	100
121	1863	4	7	99.41	1	1	99.89	0	1	99.95
122	2476	1	1	99.92	1	0	99.96	0	0	100
123	1518	0	0	100	0	3	99.80	0	3	99.81
124	1619	0	0	100	0	0	100	0	0	100
23개	50,248	292	101	99.14	94	75	99.67	53	68	99.76

결과를 보여준다. 표 2는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 23개 레코드, 즉 각 레코드 당 표본화 주파수가 360Hz로 30분 동안 획득된 신호들에 대한 R-파 검출 연산속도를 비교한 결과로서 실시간 처리에 가장 적합함을 보여주고 있다.

그림 11, 그림 12, 그림 13, 그림 14, 그림 15는 각각 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 101번, 105번, 108번, 104번, 116번 레코드들에 대한 R-파 검출 결과를 나타낸다. 101번 레코드의 그림 11은 일반적인 R-파 중간에 갑작스러운 기저선변동이 심한 잡음이 섞인 R-파가 존재한 부분이다. 본 연구에서는 가변 불응기를 적용하여 전위와 첨도가 비슷한 이웃한 파형을 제외하고 정확한 위치를 검출할 수 있었다.

그림 12의 105번 레코드는 잡음과 부정맥 및 높은 전위의 P-파가 혼합된 구간이 존재하는 레코드로서 이

표 2. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 대한 실행시간 Table 2. Run-time results on MIT-BIH ADB.

Record no.	Total Beats	Pan and Tompkins	김의 알고리즘	제안 알고리즘
		RunTime(Sec)	RunTime(Sec)	RunTime(Sec)
100	2273	1.353	0.772	0.6762
101	1865	1.655	0.6971	0.4971
102	2187	1.5565	0.722	0.6242
103	2084	1.4442	0.4581	0.581
104	2230	1.3333	0.948	0.6428
105	2572	1.3302	0.9084	0.7984
106	2027	1.63	0.652	0.5529
107	2137	1.3304	0.4076	0.6036
108	1763	1.445	0.4663	0.4613
109	2532	1.535	0.6796	0.7776
111	2124	1.63	0.7993	0.5953
112	2539	1.6223	0.8697	0.7647
113	1795	1.5677	0.5805	0.4885
114	1879	1.6667	0.6043	0.5093
115	1953	1.67	0.6437	0.537
116	2412	1.328	0.8403	0.703
117	1535	1.3498	0.4395	0.395
118	2275	1.3204	0.7599	0.6559
119	1987	1.3441	0.6552	0.5512
121	1863	1.3219	0.6235	0.4935
122	2476	1.3293	0.9472	0.7472
123	1518	1.3413	0.5069	0.4016
124	1619	1.3434	0.5317	0.417
23개	50,248	1.45	0.67	0.59

구간에서는 파형의 형태상으로는 구별이 힘든 R-파들이 존재하였다. 그림 12(a)는 잡음이 심하고 높은 전위의 P-파와 R-파의 방향이 상.하향파를 향하고 있다. R-파와 형태가 유사한 P-파나 잡음은 가변 불응기 구간도 유사하여 검출오류가 발생하는 경우가 생겼다. 주파수나 파형 형태를 기반한 알고리즘의 경우에도 대부분 오류가 발생 하게 되는데 향후 리듬기반의 분석을 시도해 볼 필요가 있다. 그림 12(b)에서는 P-파와 전처

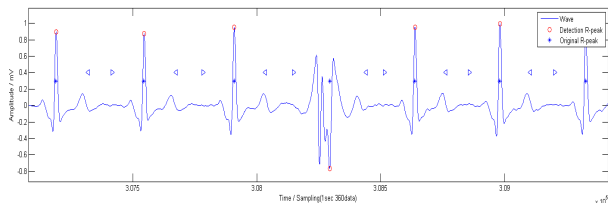
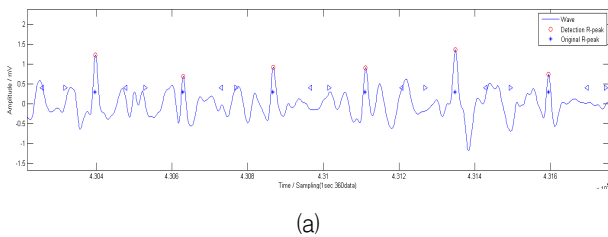
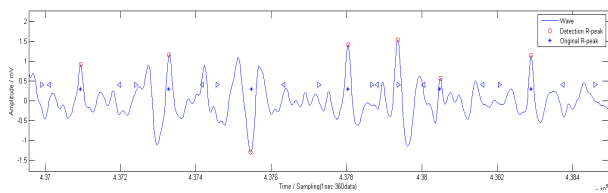


그림 11. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 101번 레코드
Fig. 11. MIT-BIH ADB 101 record.

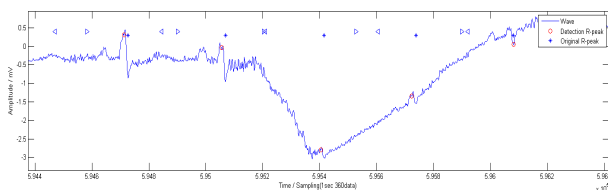


(a)

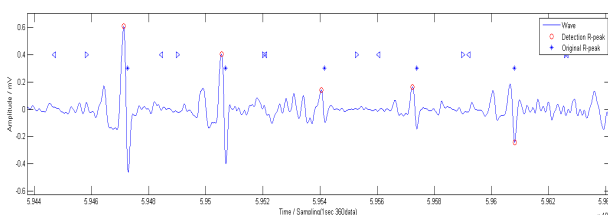


(b)

그림 12. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 105번 레코드
Fig. 12. MIT-BIH ADB 105 record.



(a)



(b)

그림 13. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 108번 레코드
Fig. 13. MIT-BIH ADB 108 record.

리 과정에서 생긴 저주파가 복합되어 있으나 좋은 검출율을 나타낸 것은 저주파 파형의 경우에는 가변 불응기 기간이 길어 후보에서 제외 되어 상대적으로 고주파인 R-파가 잘 검출되었다. 이는 웨이블릿 알고리즘을 이용한 주파수분석을 통한 R-파 검출과 유사한 결과를 보였다.

그림 13의 108번 레코드는 기저선 주위의 잡음과 낮은 전위의 R-파 및 상대적으로 높은 전위의 P-파가 혼합된 구간이 많아 주파수별로 파형을 분류하여 이동평균하는 알고리즘에서는 많은 오류를 나타내지만 본 연구에서는 98.87%의 우수한 검출율을 보여주었다.

그림 13(a)는 원신호이며, 전위가 낮고 기저선 변동이 심하며, R-파의 모양도 변형된 구간이다. 전처리를 거친 (b)그림에서 보면 기저선과 모양이 R-파와 유사하게 되었으나 낮은 전위 때문에 상대적으로 P-파, T-파와의 구별이 쉽지 않다. 주파수 성분만을 가지고 검출하는 알고리즘의 경우 많은 오류를 낼 수 있다.

그림 14는 잡음과 모호한 형태의 R-파가 혼합되어 있고, 부분적으로 R-파는 각결절이 있다. 세 번째 비트는 R-파의 끝 모양이 각결절이 있는 신호로서 제안 알고리즘은 첨도 계산을 정점 전위의 1/2 전위부근을 기준으로 첨도오류를 개선함으로써 상대적으로 높은 검출율을 보였다.

그림 15는 일정시간 빈맥이 발생한 후에 7초 정도의 맥박이 거의 없는 구간으로 대부분의 연구들에서와 마찬가지로 본 제안 알고리즘에서도 검출하지 못하였다. 이 부분을 검출하기 위한 알고리즘의 구현은 Back

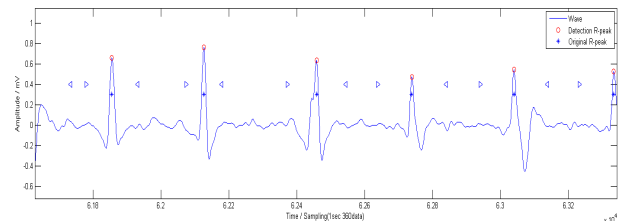


그림 14. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 104번 레코드
Fig. 14. MIT-BIH ADB 104 record.

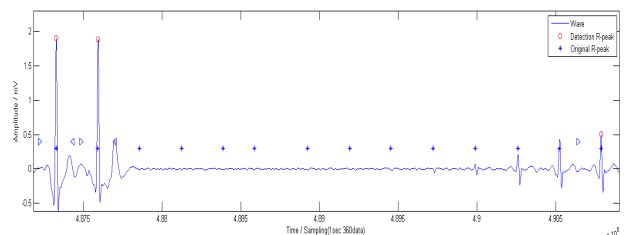


그림 15. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 116번 레코드
Fig. 15. MIT-BIH ADB 116 record.

Search를 통하여 검출이 가능하나 이는 아주 낮은 전위의 심실 세동이나 심실 조동 및 RR 간격이 긴 조기심실수축에서의 오류 검출율이 높아 질 수 있는 상황이 발생한다.

V. 결 론

본 논문에서는 심장의 탈분극과 재분극을 반영하는 불응기에 후보 R-정점의 침도와 전위를 반영하여 가변하는 불응기를 적용한 R-과 검출 알고리즘을 제시하였다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 모든 레코드에 적용한 결과 99.7% 이상의 R-과 검출율을 확인하였다.

그리고 후보 R-정점 선택에 적절한 전위 임계점을 설정한 본 제안은 R-정점 검출 연산속도 측면에서도 실시간 처리를 위한 응용에 적용이 가능하다. 또한 후보 R-정점의 침도, 전위의 중간값 계산시 적정 윈도우를 선택하여 연산속도를 더욱 개선할 수 있으며 그리고 P-과, QRS군, T-과, U-과도 심장의 심근세포 탈분극, 재분극을 반영하기 때문에 본 제안 알고리즘의 적용을 향후 연구로 남겨 두었다.

참 고 문 헌

- [1] B. Schijvennaars, G. Van Herpen and J. Kors, "Intraindividual variability in electrocardiograms," *Journal of Electrocardiology*, Vol. 41, Iss. 3, pp. 190-196, May-June 2008.
- [2] 민철홍, 김태선, "심전도기반 u-Healthcare 시스템을 위한 파형추출 방법," *전자공학회논문지*, 제46권 제6호, pp. 18-26, 2009.11.
- [3] H. Kim, R. Yazicioglu, P. Merken, C. Van Hoof and H. Yoo, "ECG signal compression and classification algorithm with quad level vector for ECG holter system," *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, Vol. 14, Iss. 1, pp. 93-100, Jan. 2010.
- [4] L. Y. Shyu, Y. H. Wu and W. C. Hu, "Using wavelet transform and fuzzy neural network for VPC detection from the holter ECG," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 51, Iss. 7, pp. 1269-1273, 2004.
- [5] S. Kadambe, R. Murray, and G. F. Boudreaux-Bartels "Wavelet transform-based QRS complex detector," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 46, Iss. 7, pp. 838-848, 1999.
- [6] 조익성, 권혁승, "PVC 분류를 위한 적응형 문턱치

- 와 윈도우 기반 R과 검출 알고리즘," *한국통신학회논문지*, 제34권, 11호, pp.1289-1295, 2009.
- [7] M. Benmalek and A. Charef, "Digital fractional order operators for R-wave detection in electrocardiogram signal," *IET Signal Processing*, Vol. 3, Iss. 5, pp. 381-391, May-June 2009.
- [8] Q. Zhang, A. I. Manriquez, C. Medigue, Y. Papelier and M. Soline., "An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiograms," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 53, Iss. 12, pp. 2544-2552, Dec. 2006.
- [9] 윤형로, "ECG 신호 계측 및 해석," *전자공학회논문지*, 제13권 제3호, pp. 224-228, 1986.6.
- [10] J. Pan and W. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 32, Iss. 3, pp. 230-236, March 1985.
- [11] 김진섭, 김재수, 김정홍, "ECG 신호에서 불응기를 이용한 R과 검출 방법," *한국컴퓨터정보학회논문지*, 제18권, 1호, pp.93-101, 2013.
- [12] Abenstein and W. Tompkins, "A new data-reduction algorithm for real-time ECG analysis," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. BME-29, Iss. 1, pp. 43-48, Jan. 1982.
- [13] 김성완, 김세윤, 김태훈, 최병재, 박길흠, "Morphology-pair를 이용한 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 알고리즘," *한국 퍼지 및 지능시스템학회 논문지*, 제20권, 4호, pp. 574-579, 2010.
- [14] G.B. Moody and R.G. Mark, "The MIT-BIH arrhythmia database on CD-ROM and software for use with it," *Computers in Cardiology*, *IEEE Computer Society Press*, pp. 185-188, 1990.
- [15] A. Taddei, A. Biagini, G. Distanto, M. Emdin, M. G. Mazzei, P. Pisani, N. Roggero and M. Varanini, "The European ST-T database: Development, distribution and use," *Computers in Cardiology*, *IEEE Computer Society Press*, pp. 177-180, 1991.
- [16] P. Laguna, R.G. Mark, A. L. Goldberger and G. B. Moody, "A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG," *Computers in Cardiology*, Vol. 24, pp. 673-676, 1997.

저 자 소 개



김 정 준(정회원)
 1981년 경북대학교 전자공학과
 학사 졸업.
 1983년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 석사 졸업.
 1997년 Louisiana State Univ.,
 전기 및 컴퓨터공학과
 박사졸업.

1984년~2011년 (주)케이티.
 2012년~현재 경북대학교 전자공학부 교수.
 <주관심분야 : 신호처리, 유무선통신, 컴퓨터>

박 길 흠(평생회원)-교신저자
 전자공학회논문지 SP편 제44권 제5호
 2007.9 20-27페이지



김 진 섭(학생회원)
 2010년 경북대학교 이학사.
 2012년 경북대학교 공학석사.
 2013년~현재 경북대학교
 정보보호학과 박사과정.
 현 재 (주)아시아컴퓨터네트워크
 대표.

<주관심분야 : 신호처리, 멀티미디어, 무선통신>