

ECG 신호에서 불응기를 이용한 R-파 검출 방법

김진섭*, 김재수*, 김정홍*

An R-wave Detection method in ECG Signal Using Refractory Period

Jin-Sub Kim*, Jea-Soo Kim*, Jeong-Hong Kim*

요 약

심전도 신호에서 R-파는 다른 특징 점을 구하는데 중요한 역할을 할 뿐만 아니라 심장에 대한 많은 의학적인 정보를 가지고 있다. 지금까지의 연구는 심전도 신호 형태에 대한 분석을 통하여 R-파를 검출하였으나, R-파와 비슷한 형태의 P-파가 나타날 경우 정확한 R-파 검출이 어려웠다. 본 논문에서는 세포막이 흥분 후에 탈분극과 재분극 기간인 불응기와 불응기내 파형의 침도 형태를 이용하여 R-파를 검출하는 방식을 제시하였다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 있는 심전도 신호 대한 실험을 통하여 R-파와 유사한 형태의 P-파를 가진 105번과 108번 레코드뿐만 아니라 다른 레코드에서도 기존의 방식보다 비교적 우수한 검출율을 확인하였다.

▶ Keywords : 심전도 신호, R-파 검출, 불응기, 침도

Abstract

The accurate detection of R-wave is important for other feature extraction in ECG, and R-wave has a lot of medical information about heart. Numerous R-wave detection algorithms have been studied on the ECG signal shape analysis, but it was difficult to find accurate R-wave when the shape of R-wave is similar to the shape of P-wave. This paper presents an R-wave detection method based on the refractory period that is the period of depolarization and repolarization of the cell membrane after excitation. And we also use the shape of kurtosis in the refractory period. The proposed method is validated using the ECG records of the MIT-BIH arrhythmia database. Experimental results show that the proposed method significantly outperforms other method in case of 105 and 108 record that have R-wave similar to P-wave, as well as other records.

• 교신 저자 : 김정홍

• 투고일 : 2102. 7. 17, 심사일 : 2012. 11. 9, 게재확정일 : 2012. 12. 12

* 경북대학교 컴퓨터정보학부 (School of Computer and Information, Kyungpook National University)

※ 이 논문은 2010학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음.

▶ Keywords : ECG signal, R-wave detection, Refractory period, Kurtosis

I. 서론

의료 공학에서 사용되는 생체 신호 처리는 인간의 몸에 흐르는 전기적인 신호를 기기로 측정하여 질병의 유무를 판단하는 데 매우 중요한 분야로 분류되고 있다. 대표적인 생체신호인 심전도는 심장에 의해 생성된 전기적 활동을 그래프로 표현한 것으로 다양한 심장 질환의 사전 진단과 예후 관측에 널리 이용되고 있다.[1]

심장 질환은 예측하기 힘들어서 다양한 심장 질환에 따라 24시간 이상 심전도 데이터를 관찰해야 하므로 의료진이 직접 분석하기에는 많은 시간과 비용이 요구된다. 최근에는 자동화된 심전도 진단 기술이 U-헬스 케어 서비스의 핵심 기술로 주목받고 있다. 휴대용 단말 장치를 통해 심전도 신호 처리를 위해서는 가능한 적은 컴퓨터 자원을 사용하여 심전도 신호의 특징점을 추출하고 분석하는 알고리즘이 필요하다[2, 3].

심전도의 특징점 중 RR-interval은 심장박동 및 조기심방수축(Atrial premature contraction) 분류, QRS-군은 부정맥 분류, ST-segment는 심근허혈이나 심근경색 분류에 사용되므로 정확한 특징점을 추출하기 위한 연구가 진행되어 왔다. 심전도 신호의 R-파는 다른 특징점들을 추출하는 기준점이 되므로 정확한 R-파 검출은 심전도 신호 처리에 있어 매우 중요하다.

특징점을 추출하기 위한 기존 연구에는 선형 판별식(Linear discriminant), 역전파 신경회로망(Back propagation neural networks), 자기조직화 지도(Self organizing maps), 고차통계(Higher order statistics), HBF(Hermite basis function), 그리고 다중클래스(multiclass) 분류법, 푸리에 변환과 웨이블릿 변환을 이용하는 방법과 필터를 이용하는 방법, 신경 회로망을 이용하는 방법 등이 있다.[3-7]

R-파신호를 검출하는 대표적인 방식으로는 Pan and tomkins이 제안한 실시간 QRS-군 검출 알고리즘이 있다.[8] 이 알고리즘은 정상 파형에 대해서는 좋은 결과를 나타내지만, R-파 검출하는 데에는 많은 계산량을 필요로 하며, 부정맥이 혼재된 심전도 파형에서는 현저히 낮은 R-파 검출율을 보이고 있다.

본 연구에서는 심전도 신호의 의학적 해석을 바탕으로 심근의 불응기(refractory period of heart muscle), 이웃한 파형 간의 침도(kutosis)을 사용하여 개인의 시간마다 달라지는 심전도 내의 정확한 R-파를 검출하는 알고리즘을 제안하였다.

제안한 방식의 성능을 검증하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 대한 실험을 수행하였다. 실험한 결과 99.7%의 검출율을 보여, Pan and tomkins이 제안한 실시간 QRS-군 검출 알고리즘보다도 높은 검출율을 보였다. 특히 R-파와 유사한 형태의 P-파를 가진 105번, 108번 레코드에서도 기존의 방식보다 우수한 검출율을 나타내었다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서 심전도와 불응기에 대하여 기술하고 3장에서는 기존의 R-파 검출 알고리즘을 살펴본다. 4장에서는 불응기를 이용한 R-파 검출 방식을 기술하고 5장에서는 제안한 R-파 검출 방식에 대한 실험 결과를 기술하였다. 그리고 마지막 6장을 통해 본 논문의 결론을 맺는다.

II. 심전도와 불응기

1. 심전도

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 형성된다. 이렇게 생긴 작은 전위 변화를 신체 표면의 적당한 부위에 일정한 방법으로 유도해서 증폭하여 기록한 것이 심전도이다.[9]

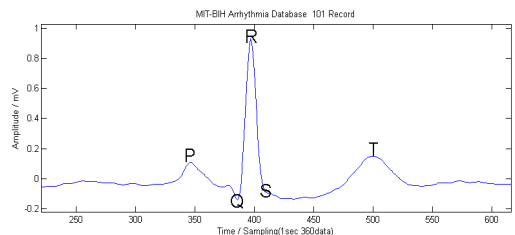


그림 1. P,Q,R,S,T 파
Fig. 1. P,Q,R,S,T wave

심전도 신호의 측정은 심장에 관한 여러 가지 정보를 제공하므로 병원의 수술실, 중환자실 등에서 환자 진단의 보조 수단으로 광범위하게 사용되고 있다. 심장의 전기적 활성화 단계를 반영하는 심전도 파형의 특징점들은 그림 1과 같이 기본적으로 P, Q, R, S, T 파로 구성된다[10].

P-파는 심방 탈분극 시기에 발생하며, QRS-군은 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. 심실의 탈분극은 방실결합부 부근의 심실간 중격의 왼쪽 부분에서 시작되어 심실간 중격을 가로질러 오른쪽으로 진행된다.

정상 R-파는 QRS-군 내에서 가장 높고 예리한 파형을 보이며, Q-파는 심실간 중격의 탈분극을 나타내고, QRS-군의 나머지 부분은 동시적으로 일어나는 좌, 우 심실의 탈분극을 나타낸다. PR 간격은 정상적일 경우 0.2초를 넘지 않으며, QRS-군은 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, QRS-군, T-파의 비정상 여부는 각 파의 기간(duration), 이웃 파와의 간격(interval), 이웃 파와의 연결부(segment), 파의 크기(amplitude), 파의 첨도 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 정확한 R-파의 검출 성능을 높이기 위한 알고리즘 개발에 많은 노력을 기울여 왔다.

2. 불응기

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 다음에 같은 자극이 왔을 때 심실이 불응기에 들어 있어서 수축하지 않고 휴지기가 된다. 불응기는 강한 자극에도 응하지 않는 절대 불응기와 강한 자극에만 응하는 상대 불응기로 나눈다.

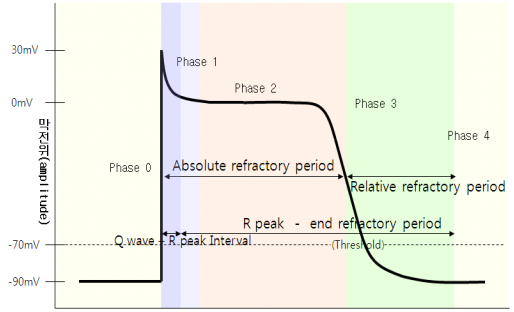


그림 2. 심근세포의 세포막 활동전위
Fig. 2. Membrane action potential of myocardial cells

불응기는 심전도 매 주기마다 달라 질 수 있으므로 고정된 값을 적용하기가 어렵다. 심전도 신호의 표본 주파수를 360Hz로 하며 관측해보면, 그림 3과 같이 정상 심전도 신호인 경우 RR 간격은 875ms 이며, QRS-군의 경우 RR 간격의 10%정도인 88ms이다. Q-파와 R-파 전위까지의 시간은 RR 간격의 5%정도인 44ms 이고, R-파 전위부터 절대 불응기가 종료되는 시간은 RR 간격의 25%정도인 217ms, 상대 불응기는 RR 간격의 20%정도인 175ms 정도가 된다.[11,12]

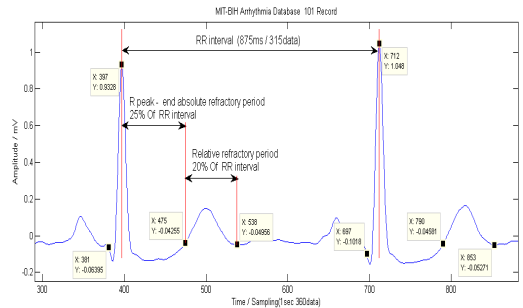


그림 3. MIT-BIH ADB 101번 레코드
Fig. 3. MIT-BIH arrhythmia database 101 record

불응기는 그림 4와 같이 QRS-군이 시작되면서 일정 시간 동안은 절대 불응기에 접어 들고 그 이후에는 상대 불응기에 접어들게 된다. 그림 4에서 보면 심근세포의 활동전위를 단계 별로 나눌 때 QRS-군은 1단계에 속하며 T-파는 3단계에 속하고, 여기서 RR 간격은 경우에 따라 최소 절대불응기나 또는 상대불응기 까지의 시간을 반드시 가지는 것을 알 수 있다.

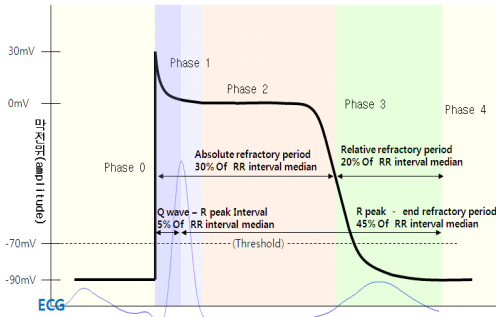


그림 4. 절대 불응기와 상대 불응기
Fig. 4. Absolute refractory period and relative refractory period

III. R-파 검출 알고리즘

R-파 검출의 대표적인 방법으로 pan and tomkins이 제안한 실시간 QRS-군 검출 알고리즘은 원 신호에서 잡음을 제거한 후, R-파의 고주파 성분을 통과시키는 고역통과필터의 일종인 5포인트 미분을 하여 P-파와 T-파 같은 저 주파수 성분을 제거하고 기저선의 안정화를 거친 후, 제곱 함수에 의한 ECG의 R-파를 강조시키고, 출력 파형을 이동평균 하여 ECG의 각 주기에서 QRS-군을 검출 하였다.

이 알고리즘은 정상 파형인 경우 좋은 결과를 나타내지만, 많은 계산량을 필요로 하고 R-파와 유사한 낮은 전위의 파형이나 주기별 전위차가 심한 파형인 경우 정확한 R-파 검출이 어렵다.

푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용한 R-파 검출 방식은 지역적인 특성이 없기 때문에 신호 데이터가 불연속성을 포함하고 있거나, 특별히 날카롭게 도출된 고주파 성분이 있을 경우에 지역적 특징 분석이 어렵고 적용할 수 있는 파형이 한정된다.



그림 5. 푸리에 변환을 이용한 R-파 검출 순서도
Fig. 5. R-wave detection flow chart using Fourier Transform

웨이블렛 변환(Wavelet Transform)은 일정한 시간-주파수 정보를 가지는 기저함수로 표현하며 동시 분석이 가능한 방법으로 최근 신호 처리 및 심전도 신호 분석에 많이 이용되고 있다. 웨이블렛을 이용한 R-wave 검출에서는 먼저 웨이블렛 필터를 통하여 저주파 대역의 기저선 잡음을 제거하고 QRS 성분이 주로 포함되어 있는 두 고주파 대역의 합산 신호를 구성하여 신호 크기를 일정하게 조정된 후 적응 가변형 문턱치와 RR 간격의 변화를 이용하여 적응적으로 R-wave를 검출한다. 웨이블렛 변환은 비정상 신호를 해석하는데 보다 정확한 분석을 해주지만 이러한 알고리즘은 많은 계산 시간이 필요로 하며, R-wave와 유사한 신호의 효과적인 분류나 심전도 내의 주기 중 정확한 R-wave 위치를 검출하기에는 여러 가지 유형의 추가적인 알고리즘이 필요하다.

최근에는 심전도 신호에서 각 정점의 곡률의 크기를 구하여 곡률 값을 이용하여 R-파를 구하는 방식이 연구되고 있다. [13] 곡률이란 곡선 위의 점이 일정한 속도로 움직일 때, 그 진행 방향은 이동한 거리에 따라 변화하는데 그 변화율을 의미하며, 단순화된 곡선($C(t, \sigma)$)으로부터 곡률($k(t, \sigma)$) 계산은 식 (1)과 같다. 이 방식은 곡률을 계산하는데 많은 연산을 요구하고, 특히 부정맥에서 정확한 R-파 검출이 어렵다.

$$k(t, \sigma) = \frac{S''(t, \sigma) V'(t, \sigma) - S'(t, \sigma) V''(t, \sigma)}{\{S'(t, \sigma)^2 + V'(t, \sigma)^2\}^{3/2}} \quad (1)$$

IV. 불응기를 이용한 R-파 검출

제안한 알고리즘은 R-파 검출을 위해 불응기, 첨도, 전위 및 검출된 값들의 중간값을 이용하였다. QRS-군의 특징은 주기 내에서 상향파나 하향파의 절대값 전위가 P-파와 T-파는 물론 전위가 큰 잡음보다도 높게 나타난다. 주기 내의 절대값 전위가 가장 큰 곳이 QRS-군의 주요 특징점이 된다.

QRS-군내에서 보다 정확한 R-파 위치는 심근세포의 이온 활동으로 생긴, 그림 6과 같이 이웃한 파형 중 가장 뾰족한 파형이다. R-파의 이러한 특징을 고려하여 파형에 대한 첨도를 도입하였다.

첨도란 빈도 분포곡선을 자료(data)곡선으로 하고, QRS-군내의 이웃한 파형을 서로 비교해 꼭지점이 높은지 낮은지를 계산하였다. 검출된 R-파의 첨도 수식은 식 (2)와 같다.

$$Kutosis = \Delta t (t_2 (|R_{peak}(n)| - 0.12) - t_1 (|R_{peak}(n)| - 0.12)) \quad (2)$$

식 (2)에서 n 은 R-파 후보이고, t_1 은 후보 전위보다 0.12mv 낮은 이전 전위의 시간이며, t_2 는 후보 전위보다 0.12mv 낮은 이후의 전위 시간이다. 첨도 값이 작을수록 파형의 형태가 뾰족해 진다.

검출된 R-wave에서 첨도 중간 값을 구하는 수식은 아래와 같다. p 는 검출된 R-wave의 첨도를 크기순으로 나열한 집합이다.

$$p = \{Kutosis_1, Kutosis_2, \dots, Kutosis_n\}$$

$$\text{단, } (\{Kutosis_1 \leq Kutosis_2 \leq \dots \leq Kutosis_n\})$$

n 이 홀수 이면 중간값은 식 (3)과 같다.

$$ref_Kutosis_Median = Kutosis_{\left(\frac{n+1}{2}\right)} \quad (3)$$

n 이 짝수 이면 중간값은 식 (4)와 같다.

$$ref_Kutosis_Median = \frac{Kutosis_{\left(\frac{n}{2}\right)} + Kutosis_{\left(\frac{n+1}{2}\right)}}{2} \quad (4)$$

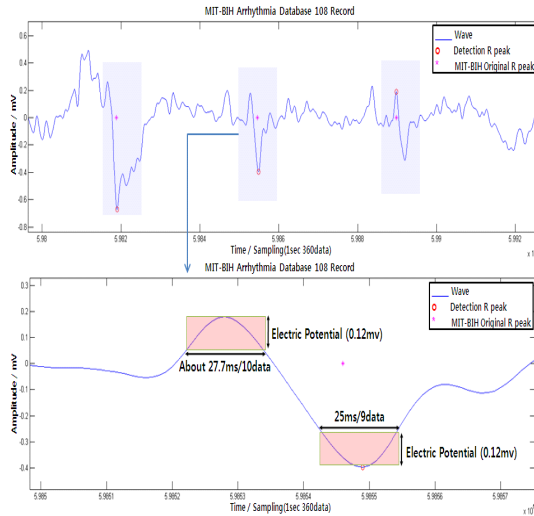


그림 6. ECG 신호에서 첨도
Fig. 6. Kurtosis in ECG signal

R-wave의 RR 간격과 중간값을 구하는 수식은 아래와 같다. 여기서 n 은 검출된 R-wave의 개수 이고, t_1 은 직전 R-peak의 시간이며, t_2 는 현재 검출된 R-peak의 시간이고, R 은 검출된 R-wave의 RR 간격 집합이다.

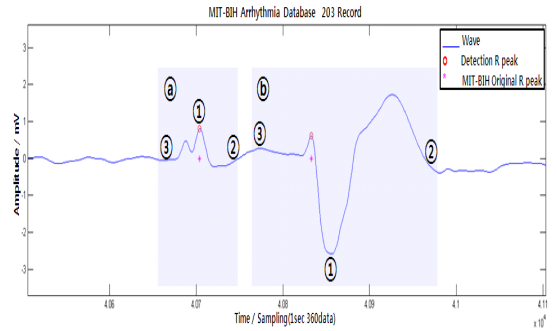
$$R = \{RR_1, RR_2, \dots, RR_n\} \text{ 단, } \{RR_1 \leq RR_2 \leq \dots \leq RR_n\}$$

n 이 홀수 일 때 중간값은 식 (5)와 같다.

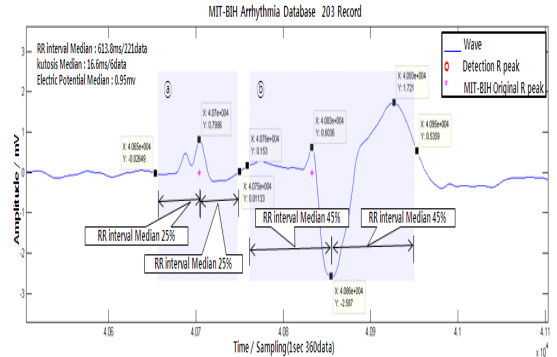
$$ref_RR_Median = RR_{\left(\frac{n+1}{2}\right)} \quad (5)$$

n 이 짝수 이면 중간값은 식 (6)과 같다.

$$ref_RR_Median = \frac{RR_{\left(\frac{n}{2}\right)} + RR_{\left(\frac{n+1}{2}\right)}}{2} \quad (6)$$



(a) R-파 검출 처리 순서
(a) R-wave detection process sequence



(b) R-파 검출처리 범위
(b) Range of R-wave detection process

그림 7. R-파 검출 과정
Fig. 7. R-wave detection process

그림 7(a)의 ③부분은 정상파형을 나타내며, 여기에서 R-파검출의 순서는 절대값 전위가 전위 중간값 15%를 넘으며 첨도가 첨도 중간값 이하인 ①번 파형을 후보로 검색한 후 RR 중간값 25%정도인 절대불응기 만큼의 ②번 구간까지 더 큰 절대값 전위가 나타나지 않으면 ③번 RR 중간값 25%정

도인 절대불응기 만큼의 구간까지 후보 보다 더 큰 침도의 파형을 찾아 R-파로 정한다.

⑥부분인 부정맥 부분에서의 R-파검출의 순서는 절대값 전위가 전위중간값 15%를 넘으며 침도가 침도 중간값 초과인 ①번 파형을 후보로 검색한 후 RR 중간값 45%정도인 절대불응기와 상대불응기를 합한 만큼의 ②번 구간까지 더 큰 절대값 전위가 나타나지 않으면 ③번 RR 중간값 45%정도인 절대불응기와 상대불응기를 합한 만큼의 구간까지 후보 보다 더 큰 침도의 파형을 찾는다. 이 파형이 침도 중간값 2배 이하이면 R-파로 정한다. 더 큰 침도의 파형 검색 시 파형이 침도 중간값 2배 이상 이면 침도가 더 크더라도 후보를 변경하지 않는다. 이유는 심실세동, 심실조동의 경우 파형의 침도가 연속적으로 낮고, 편위전도를 동반한 심방조기수축의 경우 이 윗한 파형의 침도가 대부분 모두 낮기 때문이다.

최종 후보의 침도가 침도 중간값의 2배를 초과하면 후보의 전위가 전위 중간값의 40%이상이며, 이 후 RR 중간값 2배 이내 더 큰 절대값이 없으면 R-파로 정하였고, 더 큰 절대값이 있으면 후보를 임시 저장하였다가 다음에 검출되는 R-파가 침도 중간값의 2배 이하인 R-파이면 임시 저장한 후보도 R-파로 한다. 이는 P-파나 T-파의 경우 R-파 전위의 최대 30%를 초과하지 않아 후보의 전위가 전위 중간값의 40% 이상이면 그 모양이 P-파나 T-파와 비슷하더라도 R-파로 볼 수 있고, RR 중간값 2배 이내 더 큰 절대값이 없어야 하는 것은 대상성 휴지기를 갖는 조기심실수축의 특징을 갖기 때문이다. 그림 8은 R-파를 검출하기 제안한 알고리즘의 처리도이다.

```

WHILE ( END OF ECG ) {
    신호 전처리 (Butterworth 3차 저, 고 대역필터)
    IF ((후보1 전위 절대값 >= 전위 중간값*0.15) AND (후보1 침도 <= 침도 중간값))
    THEN {
        IF ( (후보1 직전 R-wave 간격) = RR간격 중간값*0.25) AND (후보1 전위 절대값 <= 이후 RR간격 중간값*.25 이내 후보2 전위 절대값))
        THEN {
            IF (후보1 침도 < 직전 RR간격 중간값*0.25 이내 후보2 침도)
            THEN 후보1 ← 후보2
        }
    }
    ELSE IF ((후보1 전위 절대값) = 전위 중간값*0.15) AND (후보1 침도 > 침도 중간값))
    THEN {
        IF ((후보1 직전 R-wave 간격) = RR간격 중간값*0.45) AND (후보1 전위 절대값 <= 이후 RR간격 중간값 45% 이내 후보2 전위 절대값))
        THEN {
            IF (후보1 침도 < 직전 RR간격 중간값*0.45 이내 후보2 침도)
            THEN 후보1 ← 후보2
        }
    }
}
    
```

```

}
}
}
IF (후보1 침도 <= 침도 중간값*2)
THEN {
    IF (임시저장 후보가 있음)
    THEN R-wave ← 임시저장 후보
    ELSE R-wave ← 후보1
}
ELSE IF ((후보1 전위 절대값) = 전위 중간값*0.4) AND (후보1 전위 절대값 <= 이후 RR간격 중간값*2 이내 후보2 전위 절대값))
THEN R-wave ← 후보1
ELSE IF ((후보1 전위 절대값) >= 전위 중간값*0.4))
THEN 임시저장 후보 ← 후보1
}
}
    
```

그림 8. 불응기를 이용한 R-파 검출 알고리즘

Fig. 8. R-wave detection algorithm using refractory period

V. 실험 및 고찰

제한한 알고리즘을 평가하기 위해서 MIT-BIH ADB를 이용하였다. 레코드의 각 심전도 신호는 360Hz로 표본화 되어 있는 자료이며, 2channel의 심전도 신호를 30분 동안 기록한 신호이며, 102번, 104번 레코드는 리드 V5신호를 사용하였고 그 이외에는 ML II(modified lead II) 신호를 사용하였다.

실험을 위해 사용한 PC환경은 Intel i3 550 CPU, 4G DDR3 RAM 이고, 운영체제는 Windows xp이며, 시뮬레이션은 MATLAB version7.8 32bit 을 이용하였다.

1. 실험 결과

제한한 알고리즘의 검출 성능 비교를 위해서 다음과 같은 식을 사용하였다.

$$DetectionRate = \frac{Total\ beat - (FP + FN)}{Total\ beat} \quad (3)$$

$$Failed = (1 - DetectionRate) \times 100$$

식 (3)에서 FP(False Positive)는 검출 알고리즘이 R-파를 검출하였으나 MIT-BIH ADB의 Annotation 파일에는 존재하지 않는 경우이고, FN(False Negative)는 MIT-BIH ADB의 Annotation 파일에는 있으나 검출 알고리즘이 R-파를 검출하지 못한 경우이다. Failed는 R-파 검출 실패율을 나타내며, 그림 9는 제한한 알고리즘과 Pan and Tompkins 방식을 적용하였을 경우 검출 실패율을 나타낸다. MIT-BIH ADB에 대한 제한한 알고리즘의 시험 결과는 표 1에 나타나 있다.

표 1 MIT-BIH ADB에 대한 시험 성능
Table 1. Performance on MIT-BIH arrhythmia database
* : Pan and Tompkins Method

Tape (No.)	Total (Beats)	FP*	FP	FN*	FN	Failed* (%)	Failed (%)
100	2273	0	0	0	1	0	0.04
101	1865	5	1	3	0	0.43	0.05
102	2187	0	0	0	0	0	0
103	2084	0	0	0	0	0	0
104	2230	1	36	0	3	0.04	1.74
105	2572	67	36	22	18	3.46	2.09
106	2027	5	1	2	8	0.05	0.44
107	2137	0	1	2	1	0.09	0.09
108	1763	199	12	22	12	12.54	1.36
109	2532	0	0	1	2	0.04	0.07
111	2124	1	0	0	1	0.05	0.04
112	2539	0	0	1	0	0.04	0
113	1795	0	0	0	1	0	0.05
114	1879	3	0	17	1	1.06	0.05
115	1953	0	0	0	1	0	0.05
116	2412	3	3	22	21	1.04	0.99
117	1535	1	0	1	1	0.13	0.06
118	2275	1	2	0	0	0.04	0.08
119	1987	1	0	0	0	0.05	0
121	1863	4	1	7	1	0.59	0.10
122	2476	1	1	1	0	0.08	0
123	1518	0	0	0	3	0	0.19
124	1619	0	0	0	0	0	0.00
23개	50,248	292	94	101	75	0.86	0.33

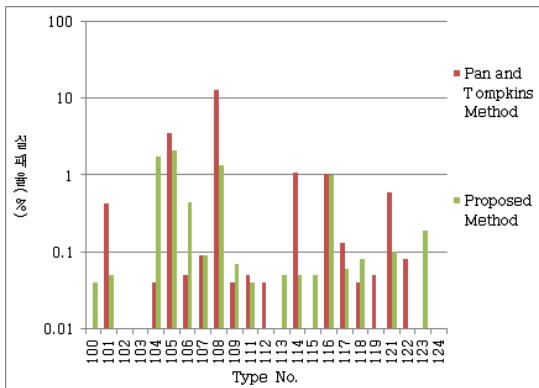


그림 9. 검출 실패율
Fig. 9. Detection failed rate

2. 결과 분석

본 연구는 기본 필터만 통과한 후 R-파후보의 전위, 심근의 불응기, 이웃한 파형 간의 침도를 각각 전위 중간값과 침도 중간값을 이용하여 검출하기 때문에 원 신호와 전위 및 파형이 거의 차이가 없다.

그림 10은 104번 레코드 중 샘플링 순서 81,200번부터의 Normal beat에서 Paced beat로 바뀌는 부분이다. 82,200번부터의 Paced beat는 양의 방향으로의 전위가 작고 침도가 높으며 음의 방향으로의 깊고 낮은 침도를 보이는 특성을 보인다. 전위를 제공하는 방법으로 검출하는 알고리즘의 경우 음의 Peak를 검출하게 되나, 본 연구에서는 심근의 불응기 이내 높은 침도의 peak를 검출하기 때문에 82,300번째 beat의 경우 절대값 전위는 작지만 정확히 검출할 수 있다.

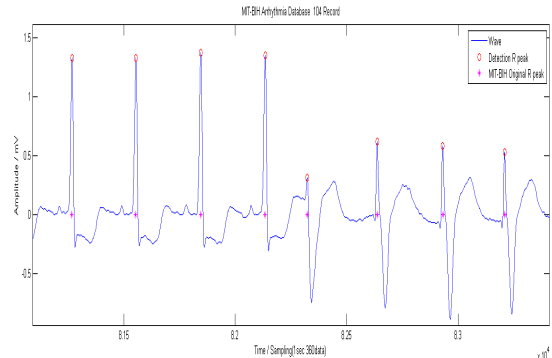


그림 10. MIT-BIH ADB 104번 레코드
Fig. 10. MIT-BIH arrhythmia database 104 record

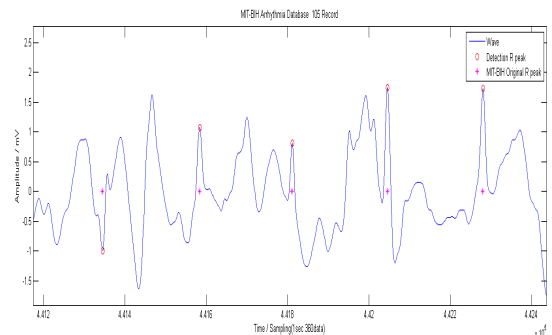


그림 11. MIT-BIH ADB 105번 레코드
Fig. 11. MIT-BIH arrhythmia database 105 record

그림 10은 P-파의 전위가 R-파보다도 큰 경우와 잡음을 포함한 105번 레코드이다. 기존의 QRS-군의 진폭만큼 이동하면서 R-파를 검출하는 알고리즘의 경우 P-파나 잡음을 검

출하게 되나, 본 연구에서는 불응기 이내 높은 첨도의 파형을 R-파로 하며, RR 간격은 불응기 만큼 떨어져야 하기 때문에 정확한 위치를 검출할 수 있었다.

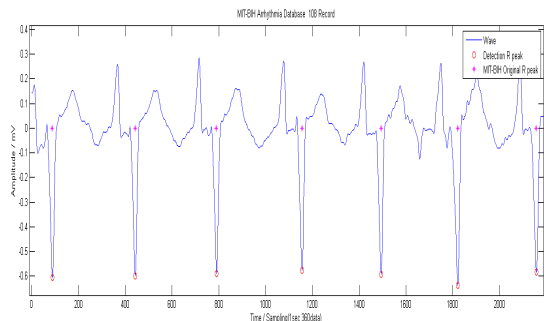


그림 12. MIT-BIH ADB 108번 레코드
Fig. 12. MIT-BIH arrhythmia database 108 record

그림 12에서 P-파는 양의 방향으로 높고, R-파는 음의 방향으로 깊다. P-파의 절대값 전위는 R-파의 절대값 전위에 45% 이상이며, 첨도 또한 조금 낮으며, P-R 간격은 230ms 전후로 R-파와 유사하다. 본 연구에서는 R-파 후보가 이후 불응기 이내에 더 큰 절대값 전위가 없어야 하기 때문에 R-파와 유사한 P-파를 검출하지 않고 정확히 R-파를 검출할 수 있었다.

VI. 결 론

심전도 신호에서 R-파는 많은 의학정보를 담고 있으며, 다른 특징적인 P-파, QRS-군, S-파, T-파를 찾기 위한 기준점 역할을 한다. 정확한 R-파 위치를 찾기 위해 심전도 파형의 형태 분석에 대한 연구가 지금까지 수행 되었으나, R-파와 비슷한 형태의 P-파가 나타날 경우 정확한 R-파 검출이 어려웠다. 본 논문에서는 심근이나 신경이 일단 흥분하면 그 후 일정 시간은 흥분성을 잃고 자극을 받아도 흥분하지 않는 불응기와 불응기내 파형의 첨도 형태를 이용하여 R-파를 검출하는 방식을 제시하였다.

MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 있는 심전도 신호 대한 실험을 통하여 99.7%의 R-파 검출율을 확인하였고, 이는 Pan and tomkins이 제안한 실시간 QRS-군 검출 알고리즘보다도 높은 검출율이 높았다. 전위가 높은 P-파, T-파를 포함한 레코드인 105번, 108번 레코드에서는 기존 보다 우수한 99.06%의 검출율을 확인 할 수 있었다.

잡음이 정상 비트와 뚜렷하게 구분되지 않는 맥박 조정기 (paced maker)에 의해 생성된 R-파와 잡음이 서로 혼합되

어 나타나는 경우인 104번 레코드의 경우 98.25%의 검출율을 보였다. 이와 같은 형태의 심전도 파형에서 R-파 검출율을 향상시키기 위한 연구와, 제안한 알고리즘을 활용한 심전도 신호의 다양한 특징점 추출에 대한 연구는 향후 과제로 남겨 둔다.

참고문헌

- [1] B. Schijvennaars et al., "Intraindividual variability in electrocardiograms," *Journal of Electrocardiology*, Vol. 41, Iss. 3, pp. 190-196, May-June 2008.
- [2] H. Kim et al., "ECG signal compression and classification algorithm with quad level vector for ECG holter system," *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, Vol. 14, no. 1, pp. 93-100, Jan. 2010.
- [3] Chae-Young Lim, Kyung-Ho Kim, "A Study on the assessment of stress using Wireless ECG", *Journal of Korea Society of Computer Information*, Vol.6, No.2, pp.17-23, Feb. 2011.
- [4] S.Kadambe, R. Murray, and G. F. B. Bartels "Wavelet Transform based QRS complex detector", *IEEE Trans Biomed Eng.* 46(7):838-848, 1999.
- [5] Ik-Sung Cho, Hyeong-Soong Kwon, "R Wave Detection Algorithm Based Adaptive Variable Threshold and Window for PVC Classification", *Journal of KICS*, Vol.34, No.11, pp.1289-1295, Nov. 2009.
- [6] 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.
- [7] Q. Zhang et al., "An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiograms," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 53, no. 12, pp. 2544-2552, Dec. 2006.
- [8] J. Pan and W. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, Mar.

- 1985.
- [9] J. Abenstein and W. Tompkins, "A new data-reduction algorithm for real-time ECG analysis," IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. BME-29, no. 1, pp. 43-48, Jan. 1982.
- [10] Sung-Oan, "Arrhythmia Detection and Type Classification of ECG Signals by Rule-Base Rhythm Classification", An Engineering Dotorial Thesis of Kyungpook university, Dec. 2012
- [11] M.Sabarimalai Manikandan, K.P. Soman, "A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal", Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 7, Issue 2, pp. 118 - 128, Mar. 2012.
- [12] B. Pfeifer, M. Seger, F. Hanser, C. Hintermuller, G. Fischer, H. Muhlthaler, B. Tilg, "A training whole-heart model for simulating propagation and ECG patterns", Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 2, Issue 4, pp. 323 - 330, Oct. 2007.
- [13] Taehun Kim, Seyun Kim, Jeonghong Kim, Byoung-Ju Yun, and Kilhoum Park, "Curvature Based ECG Signal Compression for Effective Communication on WPAN," JCN Vol. 14 No. 2, pp 21-26, Feb. 2012

저 자 소 개



김 진섭

2010 : 경북대학교 이학사.
 2012 : 경북대학교 공학석사.
 현재 : (주) 아시아컴퓨터네트워크 대표
 관심분야 : 신호처리, 멀티미디어
 Email : kjs07240724@naver.com



김 재수

1985 : 경북대학교 공학사.
 1987 : 중앙대학교 공학석사.
 1987-1996 : 한국전기연구소
 1999 : 경상대학교 공학박사.
 현재 : 경북대학교 컴퓨터정보학부 교수
 관심분야 : 영상처리, 센서네트워크,
 무선통신
 Email : kjs@knu.ac.kr



김 정홍

1986 : 경북대학교 공학사.
 1988 : 경북대학교 공학석사.
 1988-1996 : 한국전자통신연구원
 2001 : 충남대학교 공학박사.
 현재 : 경북대학교 컴퓨터정보학부 교수
 관심분야 : 신호처리, 유비쿼터스
 Email : jhk@knu.ac.kr