

웨이블렛과 적응 가변형 문턱치를 통한 향상된 R파 검출 알고리즘

정회원 조익성*, 종신회원 권혁승**^o

Advanced R Wave Detection Algorithm Using Wavelet and Adaptive Threshold

Ik-Sung Cho* *Regular Member*, Hyeog-Soong Kwon**^o *Lifelong Member*

요 약

홀터 심전계는 휴대용 소형 심전도 기록기로서 신체에 부착한 후 일상생활을 계속하면서 부정맥을 진단하게 해 준다. 하지만 측정할 때 발생하는 여러 종류의 잡음성분들로 인하여 이를 분석하는데 어려움을 준다. 홀터 심전계에서 가장 큰 문제를 야기하는 부분이 기저선 변동 잡음인데 전극을 부착한 부위의 근육수축과 호흡의 리듬에 따라서 발생하게 된다. 본 연구에서는 웨이블렛과 적응 가변형 문턱치를 통한 향상된 R파 검출 방법을 제안한다. 이를 위해 먼저 웨이블렛 필터를 통하여 저주파 대역의 기저선 잡음을 제거하고 QRS 성분이 주로 포함되어 있는 두 고주파 대역의 합산신호를 구성하여 신호크기를 일정하게 조정하였다. 그 후 적응가변형 문턱치와 RR 간격의 변화를 이용하여 적응적으로 R파를 검출하는 알고리즘을 설계하였다. 제안한 알고리즘의 R파 검출 성능을 평가하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 사용하였다. 총 48개의 레코드를 대상으로 한 성능평가 결과, 제안된 R파 검출 알고리즘은 99.76%의 검출성능을 보임으로써 단순히 적응형 문턱치와 웨이블렛 변환을 이용한 검출방법에 비해 우수한 성능을 나타내었다.

Key Words : Holter, Baseline Wandering, Wavelet, Adaptive Threshold, R-R interval, R wave detection

ABSTRACT

The Holter electrocardiogram is used in the diagnosis of a arrhythmia after attaching to body for twenty-four hours or more. But it is difficult to analyze the ECG signal because of various noise types. In Holter electrocardiogram, the most important problem in recording ECG signal is a baseline wandering, which is occurred by rhythm of respiration and muscle contraction attaching to an electrode. Therefore, advanced R wave detection method using wavelet and adaptive threshold is presented in this paper. For this purpose, we removed baseline wandering of low frequency band and made a summed signals that are composed of two high frequency bands including frequency component of QRS complex using the wavelet filter. And then we designed R wave detection algorithm using the adaptive threshold and window through RR interval. For evaluation of the suggested R wave detection Algorithm, we compared our algorithm with existing algorithms using the MIT-BIH database. Our algorithm showed the accuracy of 99.76% and the higher performance of R wave detection than existing algorithms.

※ 이 논문은 부산대학교 자유과제 학술 연구비(2년)에 의하여 연구되었음.

* 부산대학교 바이오정보전자공학과(ischo@pusan.ac.kr), ** 부산대학교 바이오메디컬공학과(° : 교신저자)

논문번호 : KICS2010-04-161, 접수일자 : 2010년 4월 16일, 최종논문접수일자 : 2010년 9월 8일

I. 서 론

부정맥은 비간헐적으로 발생하기 때문에 짧은 시간 동안 측정하는 일반 진단 심전계로는 진단할 수 없는 경우가 많다. 이를 극복하기 위한 방법으로 활동중 심전도를 기록하기 위한 홀터 심전계의 개발이 필요하게 되었고, 현재 진단 및 허혈성 심장질환과 심근경색 환자에게 수술 후 상태를 모니터링하는 장비로 유용하게 사용되고 있다¹¹. 심장질환의 진단을 위해서는 심전도 파라미터중 ST 세그먼트를 측정하는데, 이 부분은 심전도 신호중에서 크기가 작고 저주파 대역이기 때문에 여러 종류의 잡음성분들로 인하여 이를 분석하는데 어려움을 준다^{2,31}. 특히 홀터 심전계에서 가장 큰 문제를 야기하는 부분이 기저선 변동 잡음인데 전극을 부착한 부위의 근육수축과 호흡의 리듬에 따라서 발생하게 된다⁴¹. 따라서 이러한 잡음을 제거하기 위한 전처리 과정은 R파의 검출 성능을 향상시키고 질병 진단에 매우 중요하다. 전처리를 위한 방법은 문턱치를 정의하여 심전도 신호가 교차되는 시점을 기준으로 파형을 정의하는 방법과 웨이블렛을 이용하는 방법, 필터를 이용하는 방법, 신경회로망을 이용하는 다양한 방법들이 사용되고 있다^{5,6,71}. 최근에는 시변 불안정 신호를 주파수 대역별로 분할하여 분석하는 웨이블렛 변환을 이용하여 압축, 잡음제거 및 R파를 검출하는 많은 연구가 진행되고 있다. QRS 신호의 주파수 대역은 일반적으로 5~30Hz이기 때문에 웨이블렛 변환을 이용하면 이에 해당하는 주파수 대역만을 추출하여^{8,9,101} 검출성능을 높일 수 있지만, 추출된 주파수 대역에서의 신호크기가 일정하지 않은 단점으로 인해 R 피크 검출시 오차의 원인이 된다. 본 연구에서는 웨이블렛과 적응 가변형 문턱치를 통한 향상된 R파 검출 방법을 제안한다. 먼저 웨이블렛 필터를 통하여 저주파 대역의 기저선 잡음을 제거하고 QRS 성분이 주로 포함되어 있는 두 고주파 대역의 합산신호를 구성하여 신호크기를 일정하게 조정하였다. 그 후 적응가변형 문턱치와 RR 간격의 변화를 이용¹¹¹하여 R파를 검출하는 알고리즘을 설계하였다. 제안한 알고리즘의 R파 검출 성능을 평가하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 사용하였다. 총 48개의 레코드를 대상으로 한 성능평가 결과, 제안된 R파 검출 알고리즘은 99.76%의 검출성능을 보임으로써 단순히 적응형 문턱치와 웨이블렛 변환을 이용한 검출 방법에 비해 우수한 성능을 나타내었다.

II. 제안된 알고리즘

2.1 전체 시스템 구성

본 연구에서 제안한 R파 검출을 위한 전체 시스템 구성은 그림 1과 같다. 그림에서와 같이 ECG 신호로부터 적합한 모함수를 선택하여 웨이블렛 변환을 취한 뒤 기저선 잡음 제거 필터를 설계하고 잡음이 제거된 신호를 이용하여 QRS 성분이 포함되어 있는 고주파 대역의 합산신호를 구성하여 신호크기를 일정하게 조정된 후 적응 가변형 문턱치와 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하는 단계로 구성된다. 일반적으로 잡음제거를 위한 전처리 과정을 수행한 후 잡음이 제거된 신호로부터 R파를 검출하지만 웨이블렛 변환을 이용하면 원하는 주파수 대역을 선택할 수 있기 때문에 QRS 성분을 획득하기 위한 다른 필터링 과정을 필요하지 않다. 하지만 웨이블렛 변환만으로는 신호에 왜곡이 발생할 수 있기 때문에 정확한 R파의 검출을 위해서는 신호의 왜곡을 최소화하면서 기저선 변동을 제거하는 과정이 필요하다.

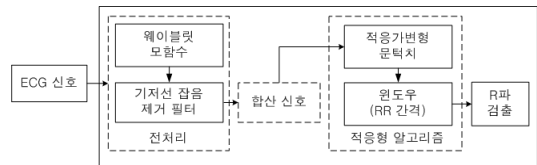


그림 1. 전체 시스템 구성도
Fig. 1 Block diagram of proposed system

2.2 웨이블렛 변환

웨이블렛 변환은 입력된 샘플링 주파수를 다른 형태의 샘플링 주파수로 변환시켜 다양한 주파수 대역에서 신호를 처리할 수 있는 다해상도(multiresolution) 시스템이다¹²¹. 웨이블렛 변환은 입력신호를 웨이블렛 함수와 스케일 함수에 각각 곱하여 고주파와 저주파로 주파수 대역을 나누어 원하는 주파수 대역에서의 변환된 신호를 분석할 수 있기 때문에 시간 주파수 지역화(localization)가 매우 우수한 특징을 갖는다. 웨이블렛은 함수 $\Psi(a,d)(x)$ 로부터 스케일(Scale) 계수(a)와 천이(translation) 요소(d)로 구분하여 식 (1)와 같이 표현할 수 있다¹³¹.

$$\Psi(a,d)(x) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\Psi\left(\frac{t-d}{a}\right)dt \quad (1)$$

웨이블렛을 적용할 때 모 웨이블렛을 선택해야 하

는 것은 매우 중요하다. 본 연구에서는 웨이블릿 역변환에 의해 완전한 신호복구가 가능한 직교 특성을 갖고, 웨이블릿 함수의 계수가 적어 비교적 처리속도가 빠른 Haar 웨이블릿을 사용하였다¹⁴⁾. 여기서 Haar의 스케일 함수는 식 (2)과 같으며 웨이블릿 함수는 식 (3)와 같이 표현한다.

$$\phi(2t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{1}{2} \\ 0 & elsewhere \end{cases} \quad (2)$$

$$\Psi(t) = \phi(2t) - \phi(2t-1) \quad (3)$$

심전도의 이산신호 $x(n)$ 을 이산 웨이블릿으로 변환시키려면 식 (1)에서의 스케일링 요소(a)와 천이요소(d)를 이산화함으로써 얻을 수 있으며, 레벨 $j=-1$ 일 경우 고주파 성분의 신호인 $D_{2^j}[x(n)]$ 과 저주파 신호인 $A_{2^j}[x(n)]$ 으로 구분하여 표시할 수 있다. 즉, 입력되어진 심전도 이산신호 $x(n) = D_{2^j}[x(n)] + A_{2^j}[x(n)]$ 으로 나타내며, 이것을 일반화된 수식으로 나타내면 수식 (4)와 같다.

$$D_{2^j}[x(n)] = \sum_{k=1} d_{2^j}(K)\Psi_{2^j}(n-2^jk) \quad (4)$$

$$A_{2^j}[x(n)] = \sum_{k=1} a_{2^j}(K)\Psi_{2^j}(n-2^jk) \quad (5)$$

이때 2^j 는 레벨 j 가 감소함에 따라 샘플수가 2분주됨을 나타낸다. 수식 (4)는 고주파 성분인 detail 신호로써 식 (3)의 웨이블릿 함수의 천이요소(d)에 의해서 입력신호의 고주파 성분을 레벨 j 에 따라 분할하며, 식 (5)는 저주파 성분은 approximation 신호로써 식 (2)의 스케일 함수와 스케일 요소(a)에 의해서 입력신호의 저주파 성분을 레벨 j 에 따라 분할한다. 또한 식 (4), (5)를 이용하여 웨이블릿 변환을 취할 때, 레벨의 감소($j=-1, -2, \dots -k$)에 따라 신호의 샘플링 주파수가 1/2로 감소하게 되며, 나이퀴스트 이론에 따라 그 레벨에서의 신호가 포함하고 있는 주파수 성분도 1/2로 감소하게 되므로 신호의 주파수 스펙트럼이 저주파와 고주파로 분할된다.

2.3 웨이블릿 변환을 통한 기저선 잡음 제거

웨이블릿 변환은 시간에 따라 변화하는 불안정

(nonstationary)신호를 주파수 대역별로 분할 할수 있으며, 시간과 주파수에서의 지역화(localization) 특성이 좋은 장점을 가지고 있기 때문에 R파의 주파수 대역을 포함하고 있는 대역과 60Hz 전력선 잡음, 기전선 변동 및 고주파 근잡음의 대역을 분리시킴으로써 신호의 질을 향상시켜 검출 성능을 향상시킬수 있다.

그림 2는 웨이블릿을 이용한 전처리 과정의 구성도를 나타낸다. 적응필터의 주입력을 기저선 변동이 있는 심전도 신호로 입력할 경우 기저선 변동은 잘 제거되지만 심전도 신호의 저주파 대역에서 왜곡이 발생하게 된다. 신호의 왜곡은 진단에 큰 오류를 발생시키기 때문에 적응필터 설계시 신호의 왜곡을 작게 만드는 것은 매우 중요하다. 우선 Haar 모함수를 이용하여 웨이블릿 변환후 $j=-7$ 레벨까지 고주파 대역의 신호들($D_1 \sim D_7$)과 저주파 대역의 신호들($A_1 \sim A_7$)로 분할한 후 기저선 변동이 가장 많이 포함되어 있는 저주파 대역(A_7)을 선택한다. A_7 신호는 적응필터의 주입력으로 사용되며, 필터링된 결과는 고주파 성분의 신호들($D_1 \sim D_7$)을 조합하여 웨이블릿 역변환을 취하여 기저선 변동을 제거한 결과를 얻을 수 있다. 그림에서 저주파 대역의 A_7 번째 신호와 고주파 대역의 신호들과의 조합으로 웨이블릿 역변환을 취함으로써 기저선 변동을 제거하여 얻은 신호 S는 식 (6)과 같이 표현된다.

$$S = T + D_7 + D_6 + D_5 + D_4 + D_3 + D_2 + D_1$$

$T =$ 적응필터를 통과한 신호
 $D_n =$ n번째 고주파 대역 신호

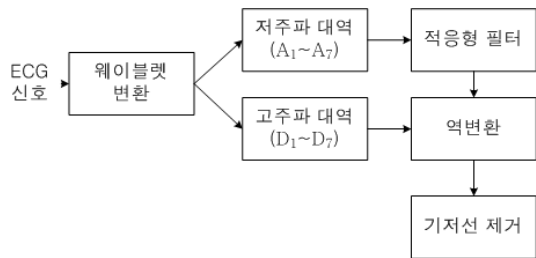


그림 2. 웨이블릿 변환을 통한 기저선 제거
 Fig. 2 Baseline wandering elimination using wavelet transformation

2.4 적응형 문턱치와 윈도우 알고리즘

적응가변형 문턱값과 윈도우를 통한 R파 검출 알고리즘은 그림 3과 같은 과정으로 구성된다. R파는 우선, 웨이블릿 변환에 의해 전처리된 웨이블릿 변환한 고주파 대역의 D_3 신호, D_4 신호 및 합산신호 $D_{3,4}$

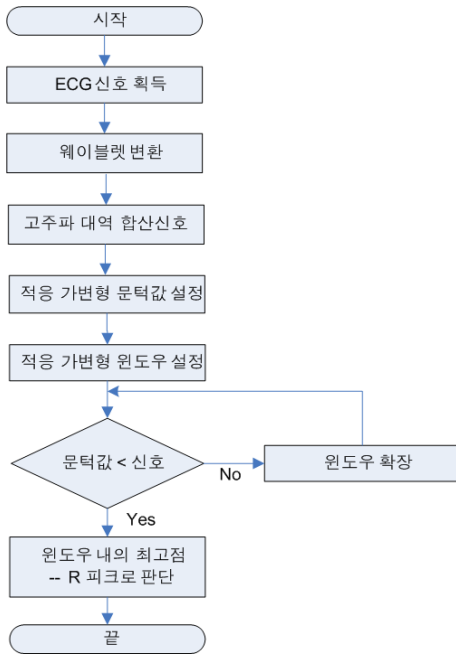


그림 3. 적응가변형 문턱치와 윈도우 알고리즘
Fig. 3 Adaptive threshold and window algorithm

신호의 출력에서 초기 R파를 검출한 후 검출된 R파 진폭의 30%를 문턱값으로 결정하고, 이후 검출된 6개의 R파의 평균값을 통하여 가변문턱치위를 설정한다. 또한 검출된 6개의 R파를 통하여 RR 간격을 계산하고 5개 RR간격 평균의 50%로 윈도우 간격으로 결정한다. 일반적으로 조기심실 수축의 R 피크값은 높은 진폭을 가지므로 문턱값을 30%로 설정하였을 경우 그 후에 발생하는 낮은 진폭을 갖는 신호의 검출에 어려움이 있다. 따라서 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 현재 검출된 신호의 진폭이 이전에 검출된 신호의 진폭보다 2배이상 크면, 현재의 문턱치위를 50%로 낮추어서 작은 진폭을 가진 신호를 R파로 선정하도록 하였다.

또한 FN(False Negative) 비트를 방지하기 위해 검출된 R파로부터 현재 RR 간격을 계산하여 이전 RR 간격과 비교함으로써 문턱치 조정후 다시 검출을 시도하도록 하였으며, 식 (7)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{현재 } RR \text{ 간격} > \text{이전 } RR \text{ 간격} \times 1.8 \quad (7)$$

만약 식 (7)의 조건을 만족하지 않는다면 새로운 문턱치는 식 (8)과 같이 초기 문턱치의 20%로 재설정하여 재검출을 시도한다. 또한 FP 비트를 방지하기 위해서 검출된 R점의 위치를 기준으로 D_3 신호와 D_4 신호

에서의 신호크기를 비교하였다. 만일

$$\begin{aligned} D_{3\max} \times 0.1 > D_3(R(i)) \\ \text{AND} \\ D_{4\max} \times 0.1 > D_4(R(i)) \end{aligned} \quad (8)$$

라면 검출된 R점은 잘못 찾은 FP 비트가 되며 R점에서 제외된다. 여기서 $D_{3\max}$ 와 $D_{4\max}$ 는 각각 D_3 신호와 D_4 신호의 최대값이며 $D_3(R(i))$ 와 $D_4(R(i))$ 는 각각 현재 찾은 R점에서의 신호크기이다.

III. 실험 결과 및 고찰

본 논문에서는 알고리즘 평가에 앞서 검출 및 분류 성능에 영향을 끼치지 않는 최적의 샘플수를 선정하는 작업을 수행하였다. 알고리즘 성능의 최적화를 위해서는 그에 맞는 샘플수의 선정이 매우 중요하기 때문이다. 이를 위해 기준 샘플수 200, 250, 300과 분류 샘플수 100, 125, 150에 대해 알고리즘을 적용해본 결과 최적 샘플수는 200 samples/s라는 것을 확인할 수 있었다. 최적 샘플수를 적용하여 구현된 알고리즘은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통하여 R파 검출에 대한 성능 평가가 수행되었다. 또한 그 결과를 기존의 R파 검출 알고리즘인 AT(Adaptive Threshold), DF(Digital Filter), FD(First Derivative), FS(First & Second Derivative), LWT(Legacy Wavelet Transform)와 비교하였다.

3.1 R파 검출 성능평가

본 연구에서 제안한 알고리즘의 성능을 평가하기 위한 파라미터로는 잡음제거 특성과 신호의 왜곡정도를 이용하였다. AHA(American Heart Association)에서는 ST 세크먼트가 왜곡을 일으키지 않도록 차단 주파수 범위를 0.8Hz로 규정하고 있기 때문에 본 연구에서는 0.8Hz 이하의 주파수 대역에서의 잡음제거 특성을 알아보기 위하여 0.8Hz 이하의 주파수 대역에서 전력에 대한 평균을 취하여 각 필터를 비교하였고, R파 검출 알고리즘의 검출 성능을 평가하기 위해 MIT-BIH 데이터베이스를 이용하였다.

그림 4는 MIT-BIH 데이터베이스의 210번 레코드와 웨이블릿 변환에 의해서 얻은 고주파 대역의 D_3 , D_4 신호 및 합산신호($D_{3,4}$) 신호를 나타낸다. D_3 신호의 주파수 대역은 11.4 ~ 22.8 Hz이고, D_4 신호의 주파수 대역은 22.8 ~ 45Hz이기 때문에 5~30Hz의 주파

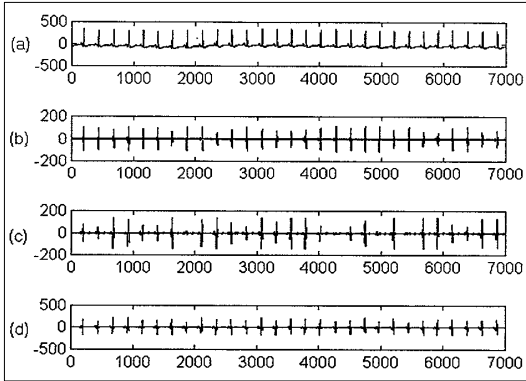


그림 4. (a) 210번 레코드, (b) D₃ 신호, (c) D₄ 신호, (d) D_{3,4} 신호
 Fig. 4 (a) No. 210 record, (b) D₃ signal, (c) D₄ signal, (d) D_{3,4} signal

수 성분을 갖고 있는 R파를 검출하기 위해서는 각각의 신호를 사용해도 상관없지만 웨이블릿 변환시 신호의 크기가 일정하지 않은 단점이 있다. 그림 4(b)에서 볼수 있듯이 R 점에서의 최대치가 일정하지 않으며, 특히 4(c)의 경우, R파 부분에 해당하는 파형이 잘 나타나지 않는 것을 확인할 수 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 4(d)와 같이 고주파 대역의 신호를 합산함으로써 11.4 ~ 45Hz 주파수 대역의 비교적 일정한 크기의 신호를 획득할 수 있었고, R파 신호의 검출 성능을 향상시킬 수 있었다.

그림 5는 MIT-BIH 데이터베이스의 212번 레코드와 웨이블릿 변환에 의해서 얻은 고주파 대역의 D₃, D₄, D_{3,4} 신호를 각각 나타낸다. 5(b)에서는 첫 번째 R파가 나타나지 않은 반면에 5(c)에서는 세 번째 R파에 대한 정보가 손실되었다. 하지만 합산에 의해 구성된 5(d)에서는 비교적 일정한 크기의 신호를 획득함으로써 5(b), 5(c)에서 검출하지 못했던 R파를 검출할 수 있었다.

3.2 R파 검출률

검출률의 계산은 식 (9)를 통하여 이루어진다.

$$\text{검출률} = \frac{\text{전체비트수} - (FP + FN)}{\text{전체비트수}} \quad (9)$$

(FP: False Positive, FN: False Negative)

식 (9)에서 FP는 검출알고리즘이 R파를 검출하였으나, MIT-BIH annotation 파일에는 존재하지 않을 경우이고, FN은 MIT-BIH의 annotation에는 있으나 알고리즘이 이를 검출하지 못한 경우이다. 전체 비트

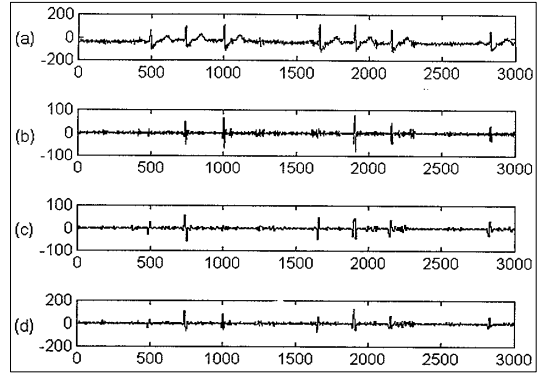


그림 5. (a) 212번 레코드, (b) D₃ 신호, (c) D₄ 신호, (d) D_{3,4} 신호
 Fig. 5 (a) No. 212 record, (b) D₃ signal, (c) D₄ signal, (d) D_{3,4} signal

는 MIT-BIH에 존재하는 R파의 총 개수이다. 표 1은 적응형 문턱치와 웨이블릿을 이용한 R파 검출 알고리즘을 MIT-BIH 데이터베이스에 적용하여 얻은 검출 결과를 나타낸 것으로서 총 48개 레코드를 대상으로 한 R파 검출률은 평균 99.76%의 검출 성능을 얻었다. 표에서 나타난 결과를 보면 다른 신호들에 비해 잡음의 영향을 많이 받은 105번 데이터, 갑작스럽게 나타나는 거대한 P파를 나타내는 108번 데이터, 다양한 형태의 부정맥을 보이는 203번 데이터, 그리고 RR 간격이 급격하게 변하거나 신호의 크기가 갑자기 변하는 데이터에서 많은 검출 오류를 나타내었다. 본 연구에서 제안한 알고리즘은 기존의 QRS 검출 알고리즘들에 비해 좀 더 나은 성능을 나타낼 수 있다. 특히 표 2에서 기존 웨이블릿 변환을 이용한 방법으로 일정하지 않은 신호 크기 때문에 검출오류가 많이 발생됨을 확인할 수 있다.

표 1. MIT-BIH에 대한 R파 검출 결과
 Table 1. R wave detection result of MIT-BIH DB

MIT-BIH	R peak detection				
	비트수	FP	FN	검출오류	에러율(%)
100	2273	0	0	0	0
101	1865	2	0	2	0.11
102	2187	0	1	1	0.05
103	2084	0	0	0	0
104	2230	9	5	14	0.63
105	2572	22	5	27	1.04
106	2027	5	7	12	0.59
107	2137	0	5	5	0.23
108	1763	9	12	21	1.19
109	2532	2	0	2	0.08
111	2124	0	1	1	0.05
112	2539	1	0	1	0.04

113	1795	1	0	1	0.06
114	1879	1	0	1	0.05
115	1953	1	0	1	0.05
116	2412	0	16	16	0.66
117	1535	0	0	0	0
118	2275	1	0	1	0.04
119	1987	1	0	1	0.05
121	1863	0	0	0	0
122	2476	0	0	0	0
123	1518	0	1	1	0.07
124	1619	0	1	1	0.06
200	2601	8	1	9	0.34
201	1963	0	18	18	0.92
202	2136	0	4	4	0.19
203	2982	8	32	40	1.34
205	2656	0	5	5	0.19
208	2956	3	11	14	0.47
209	3004	3	0	3	0.09
210	2647	3	8	11	0.41
212	2748	2	0	2	0.07
213	3251	0	0	0	0
214	2261	1	0	1	0.04
215	3363	1	5	6	0.18
217	2208	2	2	4	0.18
219	2154	3	0	3	0.14
220	2048	0	0	0	0
221	2427	3	0	3	0.12
222	2484	1	7	8	0.32
223	2605	0	2	2	0.08
228	2053	4	8	12	0.58
230	2256	0	0	0	0
231	1573	0	2	2	0.13
232	1780	0	1	1	0.06
233	3079	1	0	1	0.03
234	2754	0	0	0	0
total	107634	96	158	254	0.24

표 2. R파 검출결과 비교
Table 2. Comparison of existing algorithms for R wave detection result
(AT:Adaptive Threshold, DF:Digital Filter, LWT:Legacy Wavelet Transform, FD:First Derivative, FS: First & Second Derivative)

종류	AT	DF	LWT	FD	FS
평균 검출률(%)	98.73	98.50	98.84	98.69	98.43

IV. 결 론

본 연구에서는 정상 심전도나 부정맥과 같이 다양한 증상이 발견될 수 있는 환경에서 정확한 R파를 검출할 수 있도록 웨이블렛과 적응형 문턱치를 이용한 R파 검출 방법을 제안하였다. 이를 위해 먼저 QRS

신호가 포함되어 있는 두 고주파 신호를 합산함으로써 기존 웨이블렛 알고리즘의 문제점을 해결하였다. 그 후 적응 가변형 문턱치와 윈도우를 적용하고, 이에 따른 에러 비트의 최소화를 위해 RR 간격을 통해 R파를 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 제안한 알고리즘의 R파 검출 및 부정맥 검출 성능을 평가하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 사용하였다. 총 48개 레코드를 대상으로 한 R파 검출률은 평균 99.76%의 검출성능을 얻었다. 표에서 나타난 결과를 보면 다른 신호들에 비해 잡음의 영향을 많이 받은 105번 데이터, 갑작스럽게 나타나는 거대한 P파를 나타내는 108번 데이터, 다양한 형태의 부정맥을 보이는 203번 데이터, RR 간격이 급격하게 변하거나 신호의 크기가 갑자기 변하는 데이터에서 많은 검출 오류를 나타내었지만, 제안한 알고리즘은 기존의 R파 검출 알고리즘들에 비해 좀 더 나은 성능을 나타낼 수 있었다. 대상자의 증상 유무 및 종류에 따라 정확한 진단을 해야 하는 헬스케어 시스템의 경우 본 연구에서 제안한 웨이블렛과 적응형 문턱치를 이용한 R파 검출 알고리즘이 효율적인 것으로 판단된다. 부정맥 검출을 위한 특징들은 R 점을 기준으로 추출된 것이므로 검출 성능을 향상시키기 위해서는 더욱 정확한 R점 검출이 필요하며, 소형화 및 저전력을 위해서는 더 적은 수의 특징들을 이용한 알고리즘에 대한 연구가 필요하다. 따라서 특정인에 대한 정상적인 생체신호의 속성을 이미 알고 있는 상태에서 최소한의 연산량으로 정확한 R점을 검출하고, 실시간으로 심장질환을 판단하는 기능을 내장하는 알고리즘에 대한 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] John G. Webster, "Encyclopedia of medical devices and instrumentation," Wiley, pp.20-28 1990.
- [2] Y. Suzuki, and K. Ono, "Personal computer system for ECG ST-segment recognition based on neural networks," Medical & Biological Engineering & Computer, Vol.30, No.1, pp.2-8, 1992.
- [3] P. Laguna, N.V. Thacker, P. Caminal, R. Jane, HyungRo Yoon, "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications," Med. & Biol, Enf. & Comput. Vol.28, pp.67-731, 1990.

