

임계값과 변화량 및 웨이브렛 변환을 이용한 심전도 R파 검출 알고리즘의 개발

기선우 · 류점수 · 김영길
아주대학교 전자공학과

Development of an R wave detecting Algorithm Using Threshold, Difference Method and Wavelet Transform

Sun-woo Ki · Joem Su Lew · Young-kil Kim
School of E.E College of Engineering, Ajou University
E-mail : duke@madang.ajou.ac.kr

요 약

본 논문에서는 심전도를 분석함에 있어 임계값과 변화량 및 웨이브렛 변환을 이용하여 R파 검출 알고리즘을 설계하였다. 웨이브렛 함수를 이용하여 입력되는 심전도 데이터를 저주파 대역과 고주파 대역으로 각각 $j=9$ 레벨까지 분할하고, 분할의 $j=9$ 레벨에서의 저주파 신호인 A9를 제거함으로써 기저선 변동을 제거하였다. 기저선 변동이 제거된 신호에서 심전도 신호의 임계값에 의한 방법과 변화량의 임계값에 의한 방법 그리고 웨이브렛 변환 중 $j=1$ 레벨에서의 고주파 신호인 D1의 임계값에 의한 방법을 사용하여 R파를 검출하였다. 알고리즘 검증을 위하여 CSE 데이터베이스와 MIT/BIH 데이터베이스의 일부를 사용하였다.

I. 서 론

본 연구에서는 심장의 리듬, 비대, 경색 등을 판별하여 환자의 심장상태를 확인할 수 있는 중요한 신호이며, QRS 군에 포함되어 있으며, 여러 심전도 분석용 파라미터 검출의 기준이 되는 R파를 검출하는 것을 목적으로 두었다.

심전도는 기저선 변동(baseline drift), 근잡음(muscle noise)이 신호에 포함되므로 이러한 잡음을 제거하기 위한 과정이 필요하며, 이들 잡음이 제거된 신호에서 R파를 검출하였다.

기저선 변동은 심전도 신호에서 저주파 신호의 변동을 가리키는 것으로 보통 호흡에 의해 발생되며 대략 1Hz 미만의 주파수 성분을 갖는다. 기저선 변동 및 DC 성분을 제거할 때 주의할 점은 심전도 진단시 오진(誤診)이 나오지 않도록 심전도 신호의 왜곡을 최소화해야 한다는 점이다. 이를 위해 이번 연구에서는 웨이브렛 변환된 신

호 중에서 분해 단계 9에서의 저주파 신호인 A9 신호를 제거하여 심전도에서의 기저선 변동과 직류성분을 제거하였다.

근잡음은 심전도 신호에서 저주파에서 고주파 대역까지 광범위하게 분포하는 신호로서 QRS 군의 주파수 대역과 겹치기 때문에 제거가 용이하지 않다. 이번 연구에서는 웨이브렛 변환된 신호 중에서 분해단계 1에서의 고주파 신호인 D1 신호의 초기 3초에서의 최대값의 1/10을 임계값으로 설정하여 임계값 이하의 값들을 '0'으로 만든 후 심전도를 재구성하였다.

R파의 검출은 기저선과 근잡음이 제거된 심전도 신호를 대상으로 신호의 크기에 의한 검출인 임계값에 의한 방법과 신호의 고주파 성질을 이용한 웨이브렛의 임계값과 변화량의 임계값에 의한 방법으로 0.2초씩 검색하며 R파를 검출하였다.

II. 본 론

1. 신호의 입력

심전도 측정 데이터가 사람마다 다르며 동일한 일 경우에도 측정 때마다 다른 파형을 나타내기 때문에, 본 연구에서는 CSE 데이터베이스와 MIT/BIH 데이터베이스 각각의 일부 중 일반적인 파형과 기저선 변동이 심한 파형을 대상으로 알고리즘을 적용하였다. CSE 데이터베이스는 표본 주파수가 500Hz이고, MIT/BIH 데이터베이스는 표본주파수 360Hz이며 실제 환자로부터 얻은 데이터베이스로서 심전도의 파라미터를 검출하는데 사용되는 데이터베이스이다.

2. 웨이브렛 변환

웨이브렛 변환은 샘플링 주파수를 2분주 방식으로 상승표본 또는 하강표본 함으로써 입력된 신호의 샘플링 주파수를 다른 형태의 샘플링 주파수로 변화시켜 다양한 주파수 대역에서 신호를 처리할 수 있는 다해상도 시스템이다. 웨이브렛 변환은 입력신호를 웨이브렛 함수와 스케일 함수에 각각 곱하여 고주파와 저주파 대역을 나누어 원하는 주파수 대역에서의 변환된 신호를 분석할 수 있기 때문에 시간-주파수 지역화가 매우 우수한 특징을 갖는다. 웨이브렛 변환은 식 (1)과 식 (2)에서 제시한 두 가지 조건을 만족하는 기저함수(웨이브렛 함수)의 선형조합이라고 할 수 있다 [1].

$$\lim_{t \rightarrow \infty} |\phi(x)| = 0 \dots\dots\dots (1)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \phi(x) dt = 0 \dots\dots\dots (2)$$

웨이브렛은 웨이브렛 함수 $\psi(x)$ 로부터 스케

일링 요소 'a'와 천이요소 'd'로 구분하여 식 (3)과 같이 표현할 수 있다.

$$\phi(t)_{a,d} = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-d}{a}\right) \dots\dots\dots (3)$$

웨이브렛 함수의 주파수 분할특성은 모(母) 웨이브렛의 종류에 따라 달라지기 때문에 심전도 신호처리에 적합한 모 웨이브렛을 선택해야 하는 것이 중요하다. 본 논문에서는 웨이브렛 역변환에 의해 완전한 신호복구가 가능한 직교특성을 갖고, 웨이브렛 함수의 계수가 적어 처리속도가 빠른 Haar 웨이브렛을 사용하였다[2]. 여기서 Haar 스케일 함수는

$$\phi(2t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{1}{2} \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \dots\dots\dots (4)$$

이며, 웨이브렛 함수는

$$\psi(t) = \phi(2t) - \phi(2t-1) \dots\dots\dots (5)$$

로 표시한다. 심전도의 이산신호 $x(n)$ 을 이산 웨이브렛 변환시키려면 식(3)에서의 스케일링 요소 'a'와 천이요소 'd'를 이산화시킴으로써 얻을 수 있으며[3], 레벨 $j = -1$ 일 경우 고주파 성분의 신호인 $D_2[x(n)]$ 과 저주파 신호인 $A_2[x(n)]$ 으로 구분하여 표시할 수 있다. 즉, 입력되어진 심전도 이산신호

$x(n) = D_2[x(n)] + A_2[x(n)]$ 으로 나타낼 수 있으며, 이것을 일반화된 수식으로 표현하면 식(6), 식(7)과 같다[4].

$$D_2[x(n)] = \sum_{k=0}^{n-1} d_2[k] \Psi_2(n-2^j k) \dots\dots\dots (6)$$

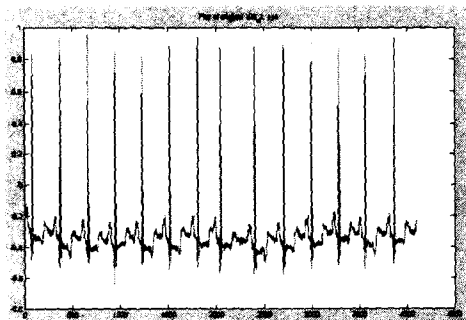


그림 1 (a)

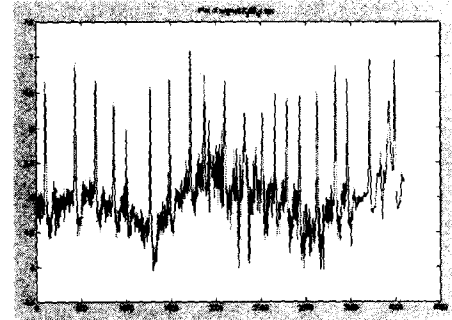


그림 1 (b)

그림 1. MIT/BIH 데이터베이스 중, (a) 정상인의 심전도 데이터 (b) 기저선 변동이 심한 심전도 데이터

$$A_2[x(n)] = \sum_{k=0}^{2^j-1} a_2[k] \Phi_2(n-2^j k) \dots \dots \dots (7)$$

이 때 2^j는 레벨 j가 감소함에 따라 샘플수가 2분주됨을 나타낸다. 식 (6)은 detail 신호로서 식 (5)의 웨이브렛 함수와 천이요소 'd'에 의해서 입력신호의 고주파 성분을 레벨 j에 따라 분할하며, 식 (7)은 approximate 신호로서 식 (4)의 스케일 함수와 스케일 요소인 'a'에 의해서 입력신호의 저주파 성분을 레벨 j에 따라 분할한다. 또한 식 (6)과 식 (7)을 이용하여 웨이브렛 변환을 취할 때, 레벨의 감소(j= -1, -2, ..., -k)에 따라 신호의 샘플링 주파수가 1/2로 감소하게 되며, 나이퀴스트 이론에 따라 그 레벨에서의 신호가 산호의 주파수 스펙트럼이 저주파와 고주파로 분할된다[5].

본 연구에서는 입력데이터를 레벨 9까지 웨이브렛 분해를 하여 cD1 ~ cD9, cA9 신호를 얻었으며 이를 웨이브렛 역변환을 통해 D1 ~ D9, A9 신호를 얻었다. 이 신호 중 입력데이터의 고주파 성분을 갖는 D1 신호는 근잡음 제거 및 R파 검출에 사용되며, 저주파 성분을 갖는 A9 신호는 기저선 변동 제거를 위해 제거되었다.

3. 근잡음 제거

레스트 심전도 측정은 피검자가 누워있는 상태에서 검사가 진행되며, 스트레스 심전도 측정의 경우에는 운동부하상태에서 측정된다. 이때 저주파 대역에서 고주파 대역에 걸쳐 많은 근잡음을 포함하게 되는데, 이 잡음이 QRS 군의 주파수 대역과 겹쳐지기 때문에 제거에 어려움을 겪는다. 심전도 신호의 고주파 왜곡의 발생을 줄이며 근잡음을 줄일 수 있도록 임계율을 0.1로 설정하여

웨이브렛 변환된 신호중 고주파 신호인 D1에 임계율을 곱한 값을 임계값으로 설정하여 임계값 이하의 값에는 '0'을 대입하고, 그 이상의 값에는 원래값을 유지하여 근잡음이 제거된 심전도를 재구성하는 방법을 사용하였다. 이러한 근잡음 제거의 목적은 R파 검출시 임계값 방법에 근거한 검출성능을 높이기 위한 것이다.

4. 기저선 변동 제거

기저선 변동이 있는 심전도 신호를 고역통과필터를 통과할 경우 심전도 신호의 저주파 영역에서 육안으로 확인할 수 있는 왜곡이 발생되며, 심전도 파라미터 측정에 오류를 발생시키는 직접적인 원인이 된다. 이때 심전도 신호를 웨이브렛 변환하여 j=9 레벨까지 고주파대역 신호들(cD1~cD9)과 저주파 대역 신호(cA9)로 분할한 후, 각각을 웨이브렛 역변환 하여 D1~D7의 고주파대역 신호와 저주파대역 신호인 A9를 얻은 후, 기저선 변동이 많이 포함되어 있는 A9 신호를 제거하고, 신호를 합하면, 기저선 변동이 제거된 심전도 신호를 얻을 수 있다.

5. R파 검출

심전도 신호 중에서 R파를 검출할 수 있는 특징으로는 심전도 신호 중에서 크기가 상당히 크며 고주파 성분을 갖는다는 것이다. R파가 나온 후 다음 R파가 나오는 최소기간(R파의 절대불응기)은 0.2초이다. 이런 특징들을 이용하여 R파를 검출하는 방법으로 1)심전도 신호의 임계값에 의한 방법과 2)심전도 신호를 웨이브렛 변환 후 고주파 성분 중 D1 신호를 이용하여 R파의 특징인

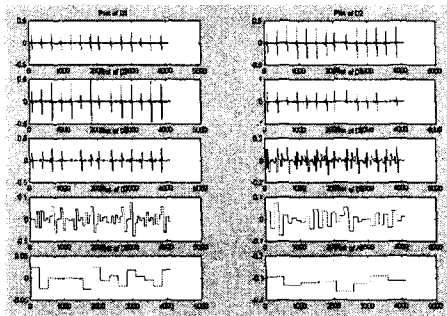


그림 2 (a)

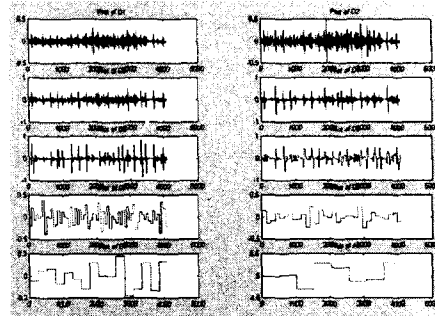


그림 2 (b)

그림 2 (a) 정상인 심전도 데이터의 웨이브렛 분해 결과 (b) 기저선 변동이 심한 심전도 데이터의 웨이브렛 분해 결과

고주파 영역을 찾는 방법과 3) 심전도 신호의 값의 변화량을 계산하여 검출하는 방법 등 3가지 방법으로 R파의 검출을 시도하였다.

1) 우선, 심전도 신호의 임계값에 의한 방법은 관찰에 의한 방법이다. 즉, R파의 특징인 상당히 큰 크기를 갖는 위치를 찾기 위해 일정 구간동안 검출하여 적당한 임계값(본 연구에서는 0.5으로 설정)을 곱하여 임계값을 설정하고 이 값을 검출하고자 하는 R파의 초기 임계값으로 설정한 후, R파의 불응기인 200ms를 지난 후 200ms 구간마다 구간 최대값을 검색하여 설정된 초기 임계값과 비교하여 임계값 이상이면 그 값의 위치에서 좌우로 100ms 범위에서 다시 구간 최대값을 검출하여 R파로 결정하고 위치와 값을 저장하고 카운트를 증가시킨 후, 다음 R파의 임계값을 위하여 현재 검출한 R파의 x좌표로부터 R파 불응기인 200ms 증가하여 그 다음 200ms 까지 현재 찾은 R파의 값에 임계값을 곱한 새로운 임계값 이상의 값이 있는지를 검색한다. 만약 현재 찾은 구간의 최대값이 이전에 설정된 임계값 이하이면 그 다음 200ms 구간을 검색하게 된다. 위의 과정을 데이터의 끝까지 되풀이하여 R파를 검출하게 된다.

이 방법은 3가지 방법 중에서 가장 오랫동안 사용된 검출방법이고 효율적인 방법이지만, 이 방법으로는 크기가 작은 R파를 검출하지 못하거나 거대한 T파를 R파로 검출하게 되는 오류가 발생된다. 올바른 R파를 찾기 위해 R파의 또 다른 특징인 고주파 성질을 이용하는 다음의 2가지 방법을 적용하게 되었다.

2) 심전도 신호를 웨이브렛 변환 후 고주파 성

분 중 D1 신호를 이용하여 R파는 고주파 영역에 존재한다는 특징으로 R파를 검출하는 방법은 위의 심전도의 임계값에 의한 방법과 같은 과정을 거치며, 그 대상이 되는 신호가 심전도 신호가 아닌 D1 신호이고 적용된 임계값은 0.3으로 설정하였다. 웨이브렛 변환은 명확한 주파수 분할이 어렵기 때문에 웨이브렛 변환을 이용한 R파 검출 방법으로 R파의 주된 주파수를 포함하고 있는 D3 신호 또는 D4 신호를 사용하는 방법과 D3 신호와 D4 신호를 더한 신호를 사용하는 방법 등이 있으나, 본 연구에서는 심전도 신호의 R파의 특성인 고주파 성분을 잘 나타내는 D1 신호를 사용한 임계값에 의한 검출을 사용함으로써 심전도의 임계값에 의한 방법에 의한 R파 검출에서 발생할 수 있는 거대 T파의 검출을 막아주는 역할을 한다.

3) 심전도 신호의 값의 변화량을 계산하여 검출하는 방법은 R파 부근의 신호에서 작은 시간간격 동안 그 값들의 변화량이 크다는 특징을 이용한 것이며, 대상이 되는 신호는 심전도 신호이고 임계값은 0.5로 설정하여 심전도의 임계값에 의한 방법과 같은 알고리즘으로 R파 검출을 하였으며 2)의 방법으로 검출되지 않을 수 있는 기저선 변동이 있으며, 심전도 신호의 크기가 양과 음의 방향에 존재하는 R파의 경우 웨이브렛 방법으로 검출하지 못하는 심전도의 R파 검출을 가능하게 하였다.

III. 결과 및 고찰

알고리즘의 검증용으로 사용된 심전도 데이터

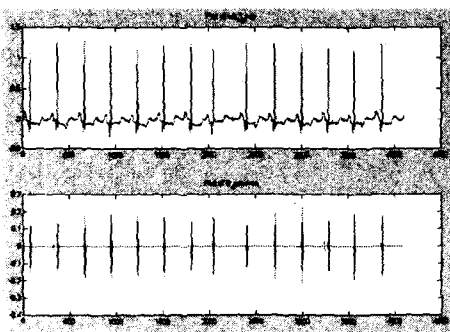


그림 3 (a)

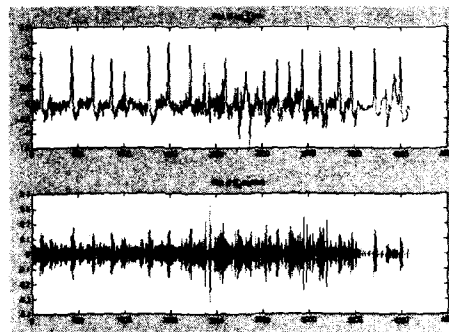


그림 3 (b)

그림 3 (a) 정상인 심전도 데이터에서 기저선 변동을 제거한 파형(上)과 D1 파형(下), (b) 기저선 변동이 심한 심전도 데이터에서 기저선 변동이 제거된 파형(上)과 D1 파형(下)

는 R파의 특징이 잘 나타나는 심전도 파형을 갖는 데이터와 기저선 변동이 심한 데이터를 선택하여 단순히 심전도의 R파 검출을 임계값을 이용한 방법만으로는 찾을 수 없는 상태의 데이터베이스를 대상으로 임계값, 웨이브렛과 변화량을 이용한 검출방법으로 R파를 검출하였다. 이외에도 다양한 패턴의 기저선 변동 및 거대 T파를 갖는 심전도 데이터를 대상으로 알고리즘을 검증하였다.

그림 1 (a)는 MIT/BIH 데이터베이스 중, 정상인의 심전도 데이터인 "100.DAT" 파일을 입력 데이터로써 사용한 경우의 심전도 파형으로서 P, QRS, T파의 특징이 잘 나타나 있다. 그림 1 (b)는 기저선 변동이 심한 데이터인 "X203.DAT" 파일을 입력 데이터로써 사용한 경우의 심전도 파형이다.

그림 2 (a)는 정상인 심전도 데이터의 웨이브렛 분해한 결과이며, (b)는 기저선 변동이 심한 심전도 데이터를 웨이브렛 분해한 결과이다.

그림 3 (a)는 정상인 심전도 데이터에서 기저선 변동을 제거한 파형과 D1 파형이고 (b)는 기저선 변동이 심한 심전도 데이터에서 기저선 변동이 제거된 파형과 D1 파형이다. 그림 3 (a)의 위의 그림에서 보듯이 정상인 심전도 데이터에서 웨이브렛 변환 후 A9 신호를 제거함으로써 직접 관찰하기에도 신호의 왜곡이 적으면서도 기저선 변동 및 DC 성분의 신호가 제거되었다. 그림 (a)의 아래의 그림을 관찰해보면 웨이브렛 신호 D1이 심전도 상의 R파의 고주파 특징을 잘 나타내고

있음을 보여주고 있다. 그림 3 (b)의 위의 그림에서 보듯이 그림 1 (b)에 비하여 기저선 변동이 상당히 제거된 모습을 관찰할 수 있다. 그림 3 (b)의 아래의 그림을 관찰해 보면 웨이브렛 신호 D1이 심전도 상의 R파의 고주파 특징을 잘 나타내지 못하고 있다. 그래서 그림 4와 같이 변화량을 사용하여 R파 검출을 정교하게 하도록 시도하였다.

그림 3 (a)와 그림 4 (a)의 그림에서 각각 아래쪽 파형은 위쪽 그림의 데이터의 D1과 변화량의 파형을 나타낸 것으로서 두 파형 모두 R파가 존재하는 부분에 R파의 특징적인 고주파이며 큰 크기를 갖는 부분이 존재하며 이 특징을 바탕으로 단순히 심전도의 임계값에 의한 방법만으로도 R파를 검출할 수 있었다. 그러나, 그림 3 (b)와 그림 4 (b)에서와 같이 기저선 변동이 심한 심전도 데이터는 단순히 임계값에 의한 R파 검출이 불가능하며 실제로 1맨 마지막 부분에서의 R파의 검출은 거대한 P파로 인해 검출에 상당한 어려움이 있다.

그림 5 (a)는 정상인 심전도 데이터에서 기저선 변동을 제거한 데이터에서의 R파 검출 결과이며, (b) 기저선 변동이 심한 심전도 데이터에서 기저선 변동이 제거된 데이터에서의 R파 검출결과로서, 각각 R파의 정점에 해당하는 곳에 "x" 표시로 그 위치를 표시하였다. 표시된 좌표 밑부분의 표시는 각각 임계값에 의한 검출, 변화량에 의한 검출, D1 신호에 의한 검출에 대한 임계값을 표시한 것이다.

기저선 변동 제거 및 R파 검출 알고리즘을

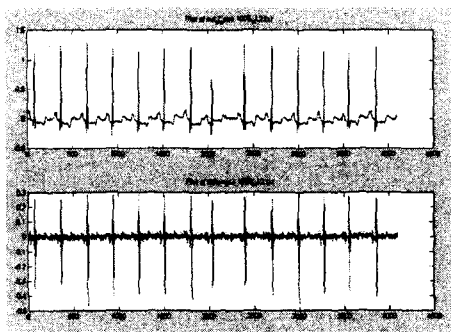


그림 4 (a)

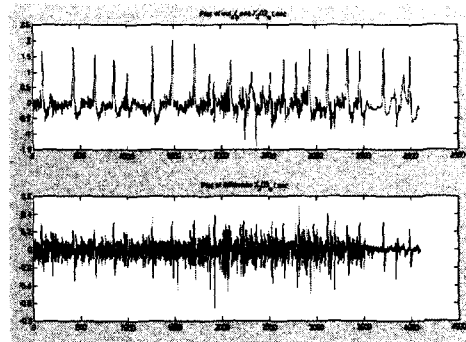


그림 4 (b)

그림 4 (a) 정상인 심전도에서 기저선 변동이 제거된 데이터(上)와 이 데이터에서의 변화량의 파형(下), (b) 기저선 변동이 심한 심전도 데이터에서 기저선 변동이 제거된 데이터(上)와 이 데이터에서의 변화량의 파형(下)

CSE 데이터베이스에 사용한 결과는 다음과 같다. 이때 웨이블릿 변환된 신호 중 D1과 D2와 D3를 더한 신호를 웨이블릿을 사용한 검출 방법의 기준신호로 사용하였다. 그림 6 (a)는 기저선 변동이 없다가 하강 및 상승하는 심전도 신호이고 (b)는 이 신호를 기저선 변동 제거 및 R파 검출을 한 결과이다. (c)는 기저선 변동이 계속 상승하는 심전도 신호이고 (d)는 이 신호를 기저선 변동 제거 및 R파를 검출한 결과이다. (e)는 기저선 변동은 적으나 거대한 T파를 갖는 심전도 신호이고 (f)는 이 신호를 기저선 변동 제거 및 R파를 검출한 결과이다.

그림 7에 심한 기저선 변동이 존재하면서 R파가 양의 방향과 음의 방향으로 존재하는 심전도 데이터에서의 R파 검출 과정을 보였다. 그림 7 (b)에서 보듯이 웨이블릿을 사용한 방법으로는 D1 신호의 5번째와 8번째에서는 R파의 존재 여부를 명확히 나타내지 못했다. 그래서 더 많은 고주파 신호를 더하도록 근접음이 제거된 D1과 D2와 D3를 더한 신호를 갖고 웨이블릿 방법을 적용하였다. 그러나, 그림 7 (c) 아래 그림에서 보는 바와 같이 이들 세 신호를 더한 신호의 크기가 일정하지 않으므로 R파 검출을 실패하였다. 그림 7 (d) 아래 그림에서 보는 바와 같이 변화량을 나타낸 신호를 보면 그 크기가 일정하며 R파의 존재 영역에서 큰 변화가 존재하므로 이 방법을 적용하면 R파의 검출시 웨이블릿을 사용한 방법에서 나타나는 검출 실패를 보완할 수 있었다. 그림 7 (e)는 심전도 신호의 임계값에 의한 방법, 웨이블릿을 사용한 방법, 변화량을 사용한 방법에 의해 R파를 검출한 결과를 나타내고 있다.

IV. 결 론

본 연구에서는 MIT/BIH 데이터베이스와 CSE 데이터베이스의 일부를 분석용 심전도 신호로 이용하여 기저선 변동 제거 및 R파 검출 알고리즘을 설계하였다. 심전도 신호의 중요한 기준점인 R파의 검출시, 거대한 T파나 크기가 작은 R파의 검출은 단순히 심전도 신호의 임계값에 의한 R파의 검출로는 어려웠으나 1)임계값에 의한 방법과 웨이블릿 변환된 신호를 사용한 R파 검출 방법은 R파의 특징을 파악하여 검출하는 것으로서 상당히 효율적이었다. 2)기저선 변동을 갖으며 양과 음의 방향을 갖는 R파 검출은 심전도 신호의 임계값에 의한 방법과 변화량에 의한 방법을 사용하여 검출하였다. 위의 1)과 2)의 R파 검출 알고리즘 적용시 논리적 OR 방법을 적용하여 검출하였다. 이 알고리즘은 레스트 심전도 검사와 스트레스 심전도 검사에 모두 사용될 수 있다.

팬티엄 PC상에서 Matlab으로 4096 데이터 샘플을 데이터형을 더블로 입력하여 알고리즘을 검증할 경우 약 10 ~ 15초의 시간이 소요되었으며, 실제 장비에서 DSP 모듈을 사용할 경우 실시간을 이룰 것으로 생각된다.

V. 참고문헌

- [1] Daniel T. Lee and Akino Yamamoto, "Wavelet Analysis : Theory and Application", Hewlett-Packard Journal, pp. 44-54, Dec. 1992.

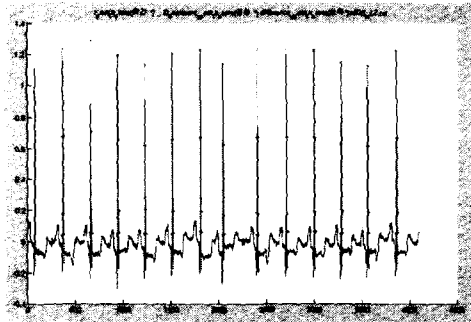


그림 5 (a)

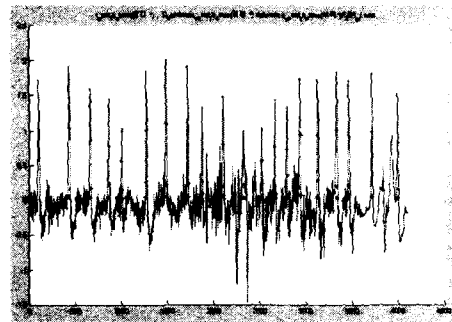


그림 5 (b)

그림 5 (a) 정상인 심전도 데이터에서 기저선 변동을 제거한 데이터에서의 R파 검출 결과, (b) 기저선 변동이 심한 심전도 데이터에서 기저선 변동이 제거된 데이터에서의 R파 검출 결과

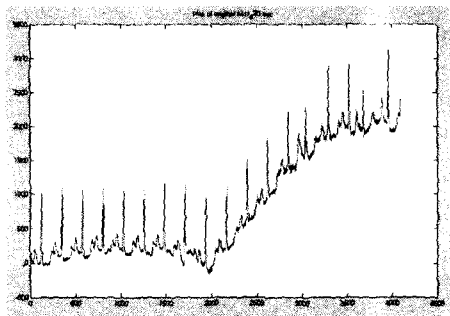


그림 6 (a)

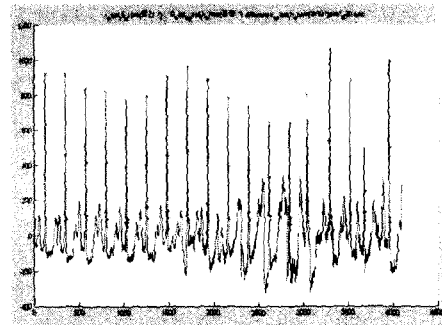


그림 6 (b)

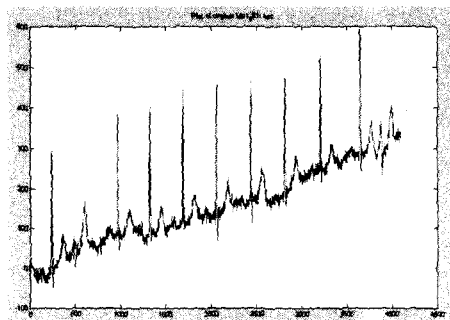


그림 6 (c)

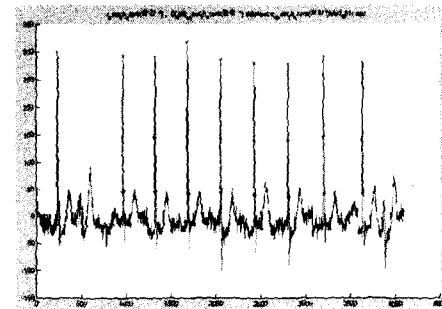


그림 6 (d)

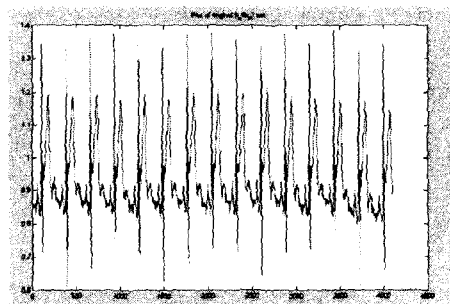


그림 6 (e)

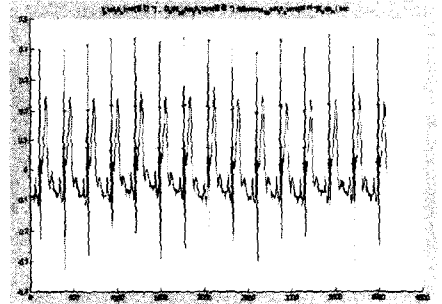


그림 6 (f)

그림 6 (a) ~ (f) CSE 데이터베이스의 다양한 심전도 신호(a),(c),(e)와 기저선 변동 제거 및 R파 검출 결과들(b),(d),(f)

[2] Ali N. Akansu and Richard A. Haddad, "Multiresolution Signal Decomposition", Addison-Wesley, 1992.

[3] P. Laguna, N.V. Thakor, P. Caminal, R. Jane and Hyoung Ro Yoon, "New algorithm for QT

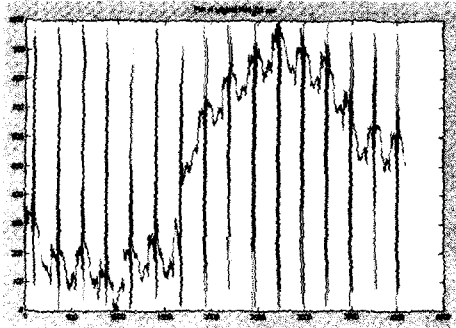


그림 7 (a)

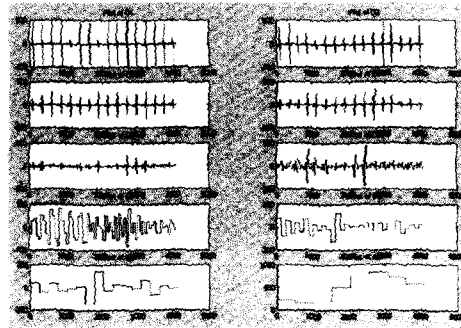


그림 7 (b)

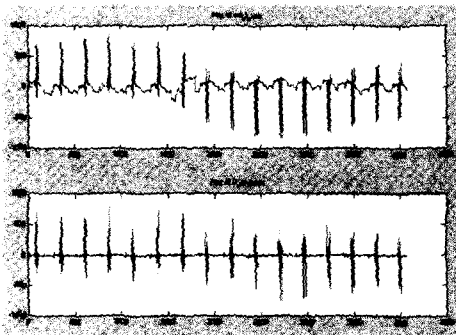


그림 7 (c)

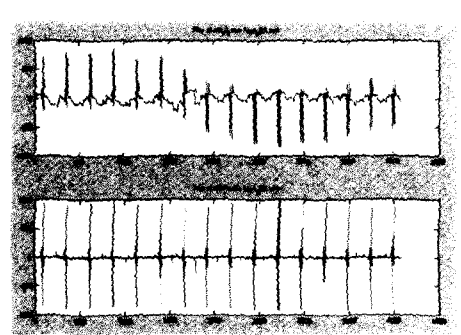


그림 7 (d)

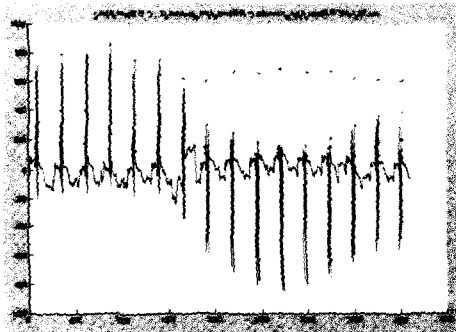


그림 7 (e)

그림 7. 기저선 변동을 갖으며 양과 음의 방향의 R파를 갖는 심전도 데이터의 R파 검출 알고리즘 적용 과정. (a) 입력신호, (b) 웨이블릿 변환 결과, (c) 기저선 변동이 제거된 파형(上)과 $D1+D2+D3$ 신호(下), (d) 기저선 변동이 제거된 파형(上)과 변화량 신호(下), (e) 기저선 변동이 제거된 파형에서의 R파 검출 결과

interval analysis in 24-hour Holter ECG : performance and applications", Med. & Bio. Eng & Compu, pp.67-73, Jan, 1990.

[4] Metin Akay, "Wavelet in Biomedical Engineering," Anals of Biomedical Engineering, Vol. 23, pp. 531-542, 1995.

[5] 이경중·박광리, "웨이브렛 변환을 이용한 스트레스 심전도 분석 알고리즘의 개발", 대한의용생체공학회지 제19권 제3호, pp 269~278, 1998.