

論 文
35~4~1

마이크로 컴퓨터를 이용한 실시간 QRS 검출 알고리즘

A Real Time QRS Detection Algorithm Based-on Microcomputer

金炯勳*·李景中*·金成煥**·李明鎬**
(Hyung-Hoon Kim·Kyung-Joong Lee·Sung-Hwan Kim·Myung-Ho Lee)

Abstract

This paper represents a real time algorithm which improves the some drawbacks in the past methods for detection of the QRS complexes of ECG signals.

In the conventional method we can't detect QRS complex and QRS duration more correctly in case of

- (1) the contaminated ECG with 60Hz noise, muscle noise.
- (2) the movement of the baseline for a QRS complex.
- (3) being abnormal QRS complex with prolonging QRS.

Therefore, we have proposed a new algorithm which can detect accurate QRS complex detection in case of the contaminated ECG with 60Hz noise, muscle noise, and movement of baseline for QRS complex.

Moreover, in case of prolonging QRS we accomplished to detect not only QRS complex but also a single pulse that has a width proportional to QRS duration.

This algorithm which is proposed in our paper in programmed with 6502 assembly language for real time ECG signal processing.

1. 서 론

심장은 자동율동적 수축성(automatic rhythmic contraction)을 갖는 근육의 하나로서 이 근육의 분극 전압이 일정한 한계치를 넘으면 탈분극(depolarization)이 되어 활동전위를 발생한다¹⁾ 이 활동전위를 기록한 것을 심전도(electrocardiogram : ECG)라고 하는데 그림 1.1에 정상적인 사람의 심전도를 나타냈다.

이 심전도에서 심근경색(myocardial infaction), 심실조기수축(premature ventricular contraction), 심

방 및 심실대비(atrial & ventricular hypertrophy) 등의 부정맥(arrhythmia) 환자를 진단하는데 가장 중요한 판단기준은 QRS 파형과 그것의 지속시간이다.²⁾ 그런데 지금까지 ECG 신호 측정시 발생하는 60Hz 잡음이나 근잡음, 또는 기저선이 변동되거나 QRS 파형이 중첩되거나 지속시간이 길어졌을 때 QRS 파형의 위치와 지속시간을 정확히 검출하는데 많은 문제점이 있었다.

본 논문에서는 이와 같은 단점을 보완하여 ECG 신호가 정상일 때 뿐만 아니라 비정상일 경우에도 QRS 파형의 정확한 검출과 그 지속시간을 해석할 수 있는 디지털 필터 알고리즘을 설계하고자 하며 또한 이 알고리즘이 용량이 작은 마이크로 컴퓨터에 의해서도 실시간 검출이 가능할 것인가를 검토해 보고자 한다.

*正 會 員 : 延世大 大學院 電氣工學科

**正 會 員 : 서울市立大學 電子工學科 教授 · 工博

***正 會 員 : 延世大 工大 電氣工學科 教授 · 工博
接受日字 : 1985年 11月 1日

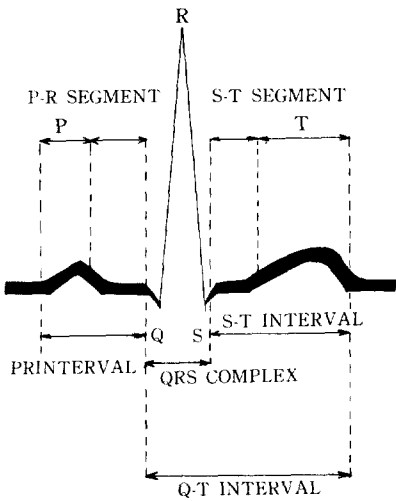


그림 1.1. 정상적인 심전도
 Fig. 1.1. The normal electrocardiogram.

2. 실시간 QRS 검출 알고리즘

2.1 변환점 데이터 감소 알고리즘

마이크로 컴퓨터를 이용하여 실시간 연산을 하기 위해서는 연속적으로 데이터를 받아들여야 하는데 마이크로 컴퓨터의 기억용량을 제한할 경우 많은 양의 데이터를 저장하거나 전송할 수가 없다. 그러므로 임상정보의 내용을 상실하지 않는 범위내에서 입력되는 데이터량을 감소시켜야 한다. 이러한 데이터 감소 알고리즘에는 여러가지 방법이 있으나 본 논문에서는 연속적으로 들어오는 데이터를 실시간으로 처리하기 위해 ECG 파형의 패턴을 보존하는데 필요한 중요한 점은 저장하고 그렇지 않은 다른 점은 없애서 50%의 데이터를 감소시킬 수 있는

변환점 데이터 감소 알고리즘(turning point data reduction algorithm)을 사용하였으며 그 연산과정은 다음과 같다.

(1) 첫번째 샘플된 점 X_0 를 기준점으로 정하고 저장시킨다.

(2) 그 다음 두개의 연속적인 샘플을 X_1, X_2 라 하면 표 2.1과 같이 3점이 나타낼 수 있는 모든 가능한 배열을 얻는다.

즉 여기서 “⊙”은 파형의 모양이 변하는 것을 나타내는 경우로 “변환점”이라 하고 이 점을 그 다음 반복수행을 위한 새로운 기준점 X_0 로 기억시키고 다른 두 점은 소멸시키게 된다. 이와 같은 방법으로 다음에 연속되는 두점에 대해서도 계속 반복수행한다. 이것을 수식으로 표현하면,

$$\begin{aligned} \text{만일 } (X_2 - X_1) \times (X_1 - X_0) < 0 \text{ 이면,} \\ X_0 = X_1 \text{ 이고} \\ (X_2 - X_1) \times (X_1 - X_0) \geq 0 \text{ 이면,} \\ X_0 = X_2 \text{ 가} \end{aligned}$$

되며, 표 2.2는 3점 사이에서 가능한 9가지 경우를 나타낸다.

이 방법은 최초의 샘플링이 수행되는 짧은 구간에서는 저장되는 기준점이 항상 일정한 시간 간격을 유지하지 않기 때문에 파형의 왜곡을 가져올 수 있으나 샘플링이 거듭 반복되어 긴시간 구간으로 될 때에는 파형의 왜곡이 일어나지 않는다. 또 이 알고리즘은 P 파 같은 저정보는 정확히 데이터를 전송하지 않고 QRS 파 같은 고정정보는 정확히 파형을 재현하므로 QRS 파형을 정확히 검출할 수 있고, 원하지 않는 저정보 잡음을 제거할 수 있는 장점이 있다. 그림 2.1은 피검자로부터 검출한 ECG 신호에 신호변환점 감소법을 적용시킨 것이다.

표 2.1. 변환점 알고리즘
 Table 2.1. Turning point algorithm.

pattern	X_0, X_1, X_2
1	· ⊙ ·
2	· ⊙ ·
3	· ⊙ ·
4	· ⊙ ·
5	· ⊙ ·
6	· ⊙ ·
7	· ⊙ ·
8	· ⊙ ·
9	· ⊙ ·

표 2.2. 미분부호와 적
 Table 2.2. Derivative signs and products.

pattern	sign of $X_1 - X_0$	sign of $X_2 - X_1$	sign of $(X_1 - X_0)(X_2 - X_1)$	point choice
1	+	+	+	X_2
2	+	-	-	X_1
3	+	0	0	X_2
4	-	+	-	X_1
5	-	-	+	X_2
6	-	0	0	X_2
7	0	+	0	X_2
8	0	-	0	X_2
9	0	0	0	X_2

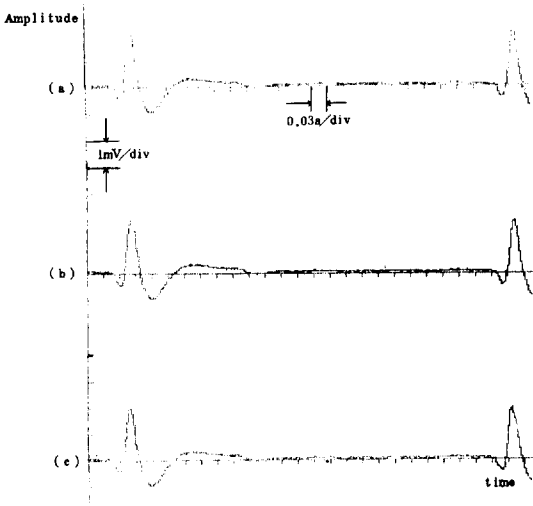


그림 2.1. 변환점 데이터 감소법의 적용

- a) 원래의 ECG 파형
- b) 변환점 데이터 감소법의 1차 적용
- c) 변환점 데이터 감소법의 2차 적용

Fig. 2.1. The application of turning point data reduction.

- a) the original ECG wave
- b) the first application of T.P.R.
- c) the second application of T.P.R.

2.2 적응 필터

60Hz 잡음을 제거하는데 아날로그 회로로 notch 필터가 사용된다. 그러나 이것은 ECG 신호 자체의 60Hz 성분까지 제거시키기 때문에 신호 왜곡의 원인이 되기도 한다. 본 연구에서는 ECG 신호의 60Hz 성분은 제거시키지 않고 60Hz 잡음만 제거시킬 수 있는 적응 필터(adaptive filter)^{3,4)}를 사용하였으며 그 동작되는 과정은 다음과 같다.

먼저 ECG 신호를 이 신호의 60Hz 성분에 과도잡음(transient noise)이 중첩된 것으로 생각한다. 샘플된 데이터는 A/D 변환기로 얻어지기 때문에 이전의 두 추정값과 나중에 샘플된 값으로 다음에 샘플된 값을 추정할 수 있다. 따라서 ECG 신호의 60Hz잡음을 정현파 함수로 가정하면 그 값은

$$e(nT) = A \sin \omega nT \tag{2.1}$$

여기서 A는 상수, ω 는 잡음주파수, T는 샘플링 주기를 나타낸다. 또 이전에 샘플된 추정값은

$$e(nT-T) = A \sin \omega(nT-T) = A \sin(\omega nT - \omega T) \tag{2.2}$$

로 나타내며, 다음에 샘플된 추정값은

$$e(nT+T) = A \sin \omega(nT+T) = A \sin(\omega nT + \omega T) \tag{2.3}$$

이 된다.

윗식 (2.1), (2.2), (2.3)과 정현파 함수의 합의 관계로부터

$$e(nT+T) = 2A \sin \omega nT \cos \omega T - A \sin(\omega nT - \omega T) \tag{2.4}$$

를 구할 수 있다. 여기에서 잡음주파수 ω 와 샘플링 주기 T가 정의됨으로

$$N = \cos \omega T = \cos(2\pi f_n / f_s) \tag{2.5}$$

$$T = 1 / f_s$$

여기서 f_n : 잡음 주파수 f_s : 샘플링 주파수

식 (2.1), (2.2), (2.3), (2.4), (2.5)로부터 다음에 샘플링 될 추정값은

$$e(nT+T) = 2N e(nT) - e(nT-T) \tag{2.6}$$

이 된다. 따라서 실제 잡음 샘플 $X(nT-T)$, $X(nT)$ 와 추정값 $e(nT+T)$, $e(nT)$ 사이의 차이에 의하여 잡음함수 $f(nT+T)$ 를 구할 수 있다. 그리고 dc오프셋은 $X(nT)$ 와 $e(nT)$ 사이의 차에 의해 근사화시킬 수 있으므로 잡음함수 $f(nT+T)$ 는

$$f(nT+T) = [X(nT+T) - e(nT+T)] - [X(nT) - e(nT)] \tag{2.7}$$

실제의 잡음과 추정값 사이에는 차이가 있으므로 보정인수(adjustment factor)로 상수 d를 사용하여 만일 $f(nT+T) > 0$ 이면,

$$e(nT+T) = e(nT+T) + d \tag{2.8}$$

$f(nT+T) < 0$ 이면,

$$e(nT+T) = e(nT+T) - d \tag{2.9}$$

로 하면 60Hz 잡음함수 $f(nT+T) \approx 0$ 로 근사화할 수 있다.

따라서 샘플링 점에서 이 필터의 출력은

$$y(nT) = X(nT+T) - e(nT+T) \tag{2.10}$$

가 된다.

위의 알고리즘을 그림 2.2에 나타냈다. 식 (2.5)에서 N은 정수가 아니므로 실시간으로 프로그램하기 위해 N의 근사치인 수열의 합으로 추정했다. 즉

$$N = \cos(2\pi \times 60/500) = 0.7289686 \tag{2.11}$$

$$N = \frac{1}{2} + \frac{1}{8} + \frac{1}{32} + \frac{1}{128} + \frac{1}{512} + \frac{1}{2048} = 0.72900 \quad (2.12)$$

본 연구의 어셈블리 언어에서 N은 2의 누승으로 수행되었다.

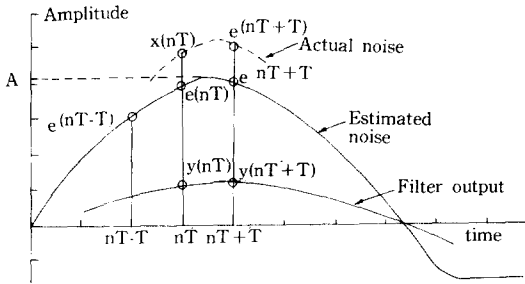


그림 2.2. 60Hz 적응 필터 알고리즘
Fig. 2.2. Adaptive 60Hz filter algorithm.

2.3 dc 오프셋 및 기저선 변동 제거

ECG 신호로부터 dc 오프셋과 기저선 변동을 제거하기 위해 전통적으로 고주파 통과 아날로그 필터를 이용하고 있으나 본 연구에서는 저주파 통과 필터링 방법을 결합한 디지털 기법을 사용하였다. 실제로 고주파 통과 필터는 본래의 신호 전주파수 통과 필터(all-pass filter)로부터 저주파 통과 대역을 빼냄으로써 수행된다.

이 기법에 사용된 저주파 통과 필터의 전달함수는

$$H(z) = (1 - z^{-256}) / (1 - z^{-1}) \quad (2.13)$$

이다. 이 필터는 256개의 영점과 한개의 극점을 갖는다. 이 식을 차분 방정식(difference equation)으로 바꾸면

$$y(nT) = y(nT - T) + X(nT) - X(nT - 256T) \quad (2.14)$$

이 된다. 저주파 통과 필터의 이득은 256이다. 그러므로 본 연구에서는 본래의 신호로부터 저주파 통과 대역을 빼내기 전에 y(nT)를 256으로 나누어 주었다. 따라서 dc 오프셋 및 기저선 변동 제거를 위한 고주파 통과 필터의 실제 출력은

$$p(nT) = X(nT) - y(nT) / 256 \quad (2.15)$$

이 된다. 여기서 샘플비는 500Hz이고, 3dB점은 약

1/2mT이므로 256개 중 한개의 m을 선택할 때의 차단 주파수는 0.39Hz이다.

이 필터의 동작은 계단함수에 대한 응답을 생각해 봄으로써 설명할 수 있다. 차분 방정식 X(nT) - X(nT - 256T)의 값은 256개의 샘플 시간 각각에 대한 계단의 크기와 동일하다.

여기서 X(nT)와 X(nT - 256T)는 계단을 기준으로 서로 반대편에 위치하게 된다. 그리하여 y(nT) / 256은 256개의 샘플 시간 각각에 대하여 그 값이 계단의 크기와 같아질 때까지 계단크기의 1/256씩 증가된다. 이 시간이 지난 후에는 X(nT) - X(nT - 256T) = 0가 되므로 y(nT)는 상수로 된다. y(nT) / 256의 값이 각 입력 샘플로부터 감하여져서 하나의 계단 입력은 램프 출력을 받게 된다.

식 (2.15)에서 256은 프로그램을 실시간화 하기 위해 사용된 값이다.

2.4 근전도 잡음 및 기타 고주파 잡음 제거

인체에서 검출되는 ECG 신호에는 5-1200Hz의 EMG 신호와 기타 고주파 잡음이 포함된다. ECG 신호는 0.01-250Hz⁵⁾ 범위에 있으므로 저주파 통과 필터로 EMG 잡음과 고주파 잡음을 제거한다.

본 연구에서는 z 평면상 단위원에서 z=1의 영점을 없애고 극점으로 대체 시켜서 주엽(main lobe)에 대한 부엽(side lobe)을 최소화 줄이는 방법⁶⁾인 저주파 통과 필터를 사용하였다.

1차 저역 통과 필터의 전달함수와 차분 방정식은

$$H(z) = (1 - z^{-m}) / (1 - z^{-1}) \quad (2.16)$$

$$y(nT) = y(nT - T) + X(nT) - X(nT - mT) \quad (2.17)$$

이다. 여기서 m은 이득으로 본 연구에서는 4로 정하였다. 공칭대역(nominal bandwidth)은 ±1/mT이다. 이 1차 저역통과 필터는 주엽에 대한 부엽을 4.5% 정도밖에 감소시키지 못하므로, 21%를 감소시킬 수 있는 2차 저역통과 필터를 사용하였다. 그 필터의 전달함수와 차분 방정식은

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-m})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (2.18)$$

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + X(nT) - 2X(nT - mT) + X(nT - 2mT) \quad (2.19)$$

500Hz로 샘플링 했을 경우 이 필터의 공칭 대역은 50Hz이고, 3dB점은 약 20Hz가 되도록 하여 본 연구에서 사용하였다.

2.5 Hanning필터

신호에 미치는 간섭이나 잡음을 억제키 위해 파형을 디지털 적으로 평활하게 할 필요가 있다. 이것을 위해 weighted moving average filter 라고도 불리는 Hanning 필터⁷⁾를 사용하였는데 그 전달함수와 차분 방정식은

$$H(z) = \frac{1}{4}(1 - 2z^{-1} + z^{-2}) \quad (2.20)$$

$$y(nT) = \frac{1}{4}[X(nT) + 2X(nT-2T)] \quad (2.21)$$

그림 2.3은 미분 파형에 Hanning 필터를 적용하여 파형을 평활하게 한 것을 보인 것이다.

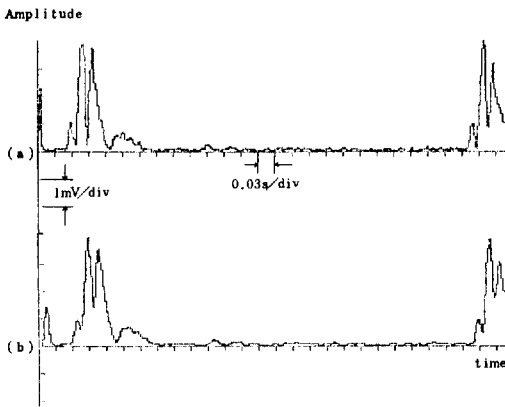


그림 2.3. Hanning 필터의 적용
a) 평활 전의 정류된 미분파형
b) Hanning 필터에 의한 평활후의 출력파형

Fig. 2.3. The application Hanning filter.
a) rectified derivative before smoothing
b) output of Hanning filter smoothing action

2.6 QRS 파형 및 지속시간 검출 알고리즘

QRS 파형을 검출하기 위하여 대역통과 필터를 사용하였으나, 이 방법으로는 실시간에서 QRS 파형의 지속 시간을 검출하기가 용이하지 못했다.⁸⁾ 따라서 앞에서 서술한 디지털 필터를 통과한 QRS 파형과 지속시간의 검출은 ECG 파형의 1차, 2차 미분의 합 방법을 사용하였다. 수치적으로 입력 신호의 미분치를 구하는 방법은 여러 가지가 있으나, 가장 간단한 방법은 두 점 차분 알고리즘(two-point difference algorithm)이며 그 전달 함수는

$$H(z) = 1/T(1 - z^{-1}) \quad (2.22)$$

이다. 그러나 이 방법은 응답 속도는 빠르나 잡음

에 민감하고 이상적인 미분치에 정확히 근사하지 못하므로 본 연구에서는 3점 중간 차분 알고리즘(three-point central difference algorithm)을 사용하였으며, 그 전달 함수는

$$H(z) = 1/2T(1 - z^{-2}) \quad (2.23)$$

이다.

QRS 파형 및 지속시간 검출 알고리즘의 진행과정은 다음과 같다.

- (1) 디지털 필터를 통과한 ECG 신호의 1차 미분 파형을 구한다.
- (2) 1차 미분파형을 전파 정류한다.
- (3) Hanning 필터로 파형을 평활하게 한다.
- (4) 신호를 적당히 증폭한다.
- (5) (1)로부터 ECG 신호의 2차 미분, 파형을 구한다.
- (6) 2차 미분파형의 전파정류 파형을 구한다.
- (7) 파형을 적당히 증폭하여 파형을 평활하게 한다.
- (8) (4)와 (7)의 결과를 합한다.
- (9) 그 합을 Hanning 필터로 평활하게 한다.
- (10) (9)의 최대값의 85%와 30%에서 hysteresis 를 갖는 문턱치(threshold)를 사용하여 QRS 파형을 구형파로 검출한다.

ECG신호가 정상적인 경우의 QRS 파형은 하나의 펄스 구형파를 만들지만 QRS 파형이 비정상적으로 길어지는 경우에는 여러개의 펄스 구형파를 만든다. QRS 파형의 범위가 100ms⁹⁾이므로 펄스 구형파의 사이가 100ms 이내이면 QRS파형을 하나의 구형파로 만들 수 있다. 본 연구에서는 500 Hz로 샘플링했기 때문에 실제의 프로그램에서 데이터 수가 50보다 작은 경우가 100ms 이내가 된다. 그러므로 QRS의 지속시간은 검출된 펄스 구형파의 넓이에 비례한다. 본 알고리즘의 플로우 차트를 부록(B)에 수록하였다.

3. 실험

3.1 실험 장치의 구성

본 연구에서 제안한 QRS 검출 알고리즘을 적용하기 위해 standard lead법을 사용하였으며, ECG 신호의 정상파형은 피검자 2명으로부터 추출하였고, 비정상파는 ECG시뮬레이터를 이용하였다. 그리고 ECG신호에서 디지털 QRS 파형을 검출하는 블록선도는 그림 3.1과 같다.

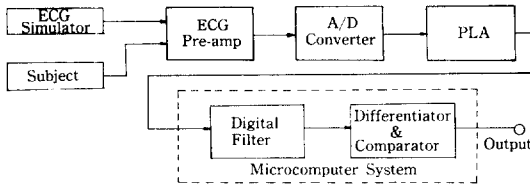


그림 3.1. QRS 검출시스템의 블록선도
Fig. 3.1. System block diagram for detecting QRS complex wave.

3.2 ECG 시뮬레이터

Kontron Medical Inc.의 부정맥 시뮬레이터 994로부터 심실조기 수축신호, 기저선변동 파형, 60 Hz 잡음신호, 근잡음신호 및 정상신호를 입력 기준 파형으로 사용하였다.

3.3 ECG 전치증폭기

아날로그 ECG 전치 증폭기는 차동 증폭기만 사용하였고 기타 모든 필터는 디지털화 하였다. 사용된 차동증폭기의 이득은

$$A = \left(\frac{20K\Omega}{R} + 1 \right) \left(\frac{10K\Omega}{1K\Omega} \right) \quad (3.1)$$

그림 3.2는 차동증폭기의 회로를 나타낸다.

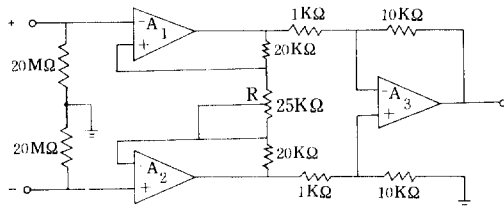


그림 3.2. 차동증폭기
Fig. 3.2. Differential amplifier.

3.4 A/D 변환기

피검자 및 ECG 시뮬레이터에서 나온 신호는 증폭된 후 A/D 변환기에 의해 디지털 신호로 변환된다. A/D 변환기는 Mountain Computer Inc. 제품인 16채널-8 bit 변환기를 사용하였다.

3.5 마이크로 컴퓨터와 사용된 프로그래머

CPU가 6502인 APPLE II 컴퓨터를 사용하였으며 실시간화 하기 위해 6502 어셈블리 언어로 프로그래밍하였다. 그리고 이 프로그램을 수행하는 데 약 3600 byte가 소요되었다.

4. 결과 고찰

피검자와 시뮬레이터에서 얻은 여러가지 ECG 파형을 앞에서 제시한 연산과 실험방법으로 실행해 본 결과는 그림 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6과 같다.

(1) 그림 4.1은 정상적인 ECG 파형을 소유한 피검자에게서 얻은 ECG 신호에 본 연구에서 제안한 알고리즘을 적용한 과정과 결과를 나타낸 것이다. 여기서 (a)는 정상적인 ECG 신호 파형을 마이크로 컴퓨터로 그린 것이며, (b)는 프로그램화된 디지털 필터를 통과한 경우이고, (c)는 필터를 통과한 신호의 1차 미분파형을 구하여 전과정류하고 Hanning 필터로 평활하게 한 것이며, (d)는 신호변환점을 정확히 검출하기 위하여 2차 미분한 파형을 Hanning 필터로 평활하게 한 것이다. (e)는 QRS 파형의 위치와 지속시간을 검출하기 위해 1차 미분과 2차 미분합 측, (c)와 (d)를 합한 것을 Hanning 필터로 평활하게 한 것이다. (f)는 QRS 파형을 최대치의 85%와 30%의 hysteresis를 취하여 구형파로 검출한 것이다.

(2) 그림 4.2는 그림 4.1과 같이 ECG 시뮬레이터에서 얻은 정상적인 ECG 신호에 본 알고리즘을 적용한 결과이며 그림 4.1과 동일한 결과를 얻었음을 보인다.

(3) 그림 4.3은 ECG 신호의 기저선이 변동된 경우이다. (b)를 보면 디지털 필터를 통과한 후 ECG 신호의 기저선이 본래의 위치로 환원되었음을 알 수 있으며, (1)(2)의 경우처럼 QRS 파형을 정확히 검출함을 알 수 있다.

(4) 그림 4.4는 ECG 신호에 근잡음이 섞인 경우이다. (b)는 고주파 잡음제거 필터를 통과한 후의 파형이며 (a)와 비교하여 보면 고주파 잡음이 많이 제거된 것을 알 수 있다. 또 동일한 연산방법으로 고주파 잡음이 있을 때도 QRS 파형을 정확히 검출함을 알 수 있다.

(5) 그림 4.5는 ECG 신호에 60Hz잡음이 섞인 경우인데, 동일한 방법으로 잡음이 제거되고 QRS를 정확히 검출할 수 있었다.

(6) 그림 4.6은 심실 조기수축으로 QRS 파가 비정상적으로 길어진 경우를 보인 것이다. 동일한 연산과정을 거친 (f)의 결과를 보면 구형파의 넓이가 커진 것을 알 수 있다. 따라서 본 알고리즘은 QRS의 지속시간에 따라 구형파의 크기가 비례하며 QRS의 지속시간을 펄스 구형파의 넓이의 비로 검출할 수 있음을 보인다.

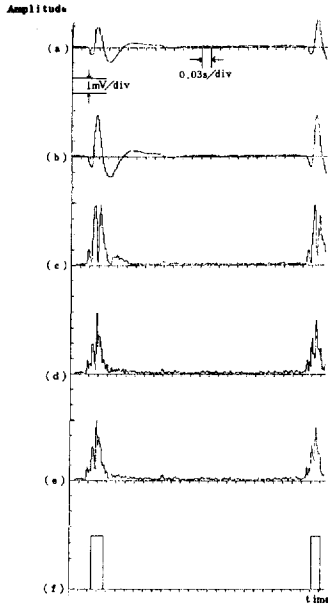


그림 4.1. 정상심전도에 본 알고리즘을 적용한 결과 (피검자)

Fig. 4.1. The result of applying algorithm to the normal ECG (Subject).

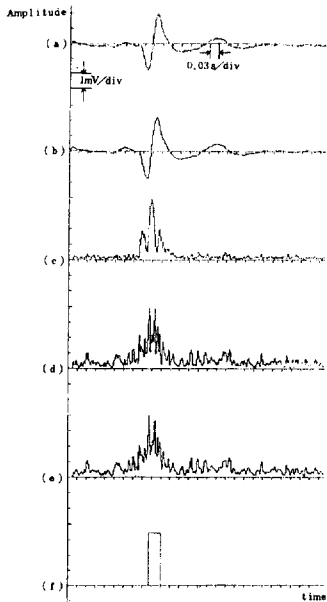


그림 4.2. 정상심전도에 본 알고리즘을 적용한 결과 (시뮬레이터)

Fig. 4.2. The result of applying algorithm to the normal ECG (Simulator).

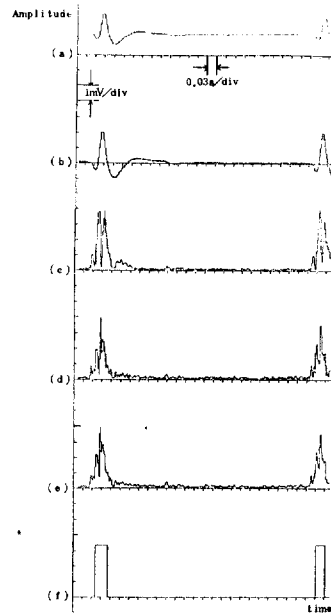


그림 4.3. QRS 파형에 대한 기저선이 변동한 경우

Fig. 4.3. In case of the movement of the base line for a QRS complex.

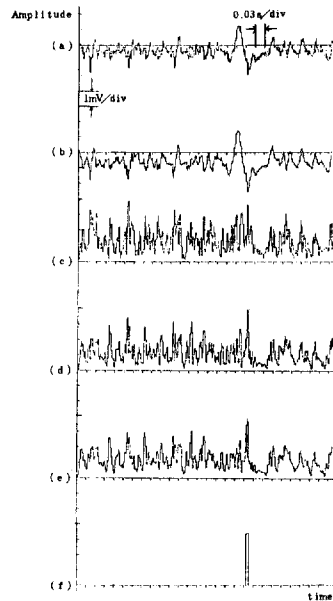


그림 4.4. ECG 신호에 근잡음이 섞인 경우

Fig. 4.4. ECG signal contaminated with muscle noise.

5. 결 론

QRS 파형을 검출하는데 사용되어진 아날로그 회로를 마이크로 컴퓨터를 이용하여 실시간에서 사용할 수 있도록 디지털 필터를 제작하였으며 QRS 파형 및 지속시간을 검출할 수 있는 본 알고리즘을 적용하여 얻어진 결과는 다음과 같다.

(1) ECG에 60Hz 잡음이 섞인 경우 제작된 디지털 필터를 통해 잡음을 제거하여 QRS 파형을 정확히 검출하였다.

(2) ECG에 EMG 잡음 및 고주파 잡음이 섞인 경우에도 제작된 저역통과 필터로 잡음이 제거되었으며 본 알고리즘으로 QRS 파형을 정확히 검출할 수 있었다.

(3) 기저선이 변동된 경우에도 제작된 필터를 통해 기저선이 원위치로 환원되었으며, QRS 파형을 정확히 검출하였다.

(4) QRS 파형이 길어진 경우에는 QRS 파형 뿐만 아니라 검출된 구형파가 정상적인 QRS 파의 펄스 구형파에 비해 QRS가 길어진 만큼 넓어짐으로써 지속시간까지 정확히 검출할 수 있었다.

(5) QRS 검출 디지털 필터 및 수행된 알고리즘을 어셈블리 언어로 프로그래밍하여 연산속도를 약 18초 정도로 실시간화 할 수 있었다.

또한 본 연구를 더욱 더 발전시키면 컴퓨터 간의 데이터 전송으로 원거리 송신을 실시간에 할 수 있어 원거리 부정맥 환자의 연속 심전도 검사 및 진단이 가능할 수도 있을 것이다.

사 의

본 논문은 한국과학재단 1985년도 전반기 IBRD 차관연구비의 지원으로 이루어진 연구의 일부로서 귀재단에 깊은 감사사를 드립니다.

참 고 문 헌

- 1) Robert F. Schmidt, "Fundamentals of neurophysiology", vol. 2, pp.38-41, 1978.
- 2) L. Schamroth, "An Introduction to electrocardiography", Blackwell Scientific Pub., pp.213-223, 1976.
- 3) J. G. Webster & W.J. Tompkins, "Design of microcomputer based medical instrumentation", Englewood Cliffs, N.J. Prentice Hall, pp. 433-448, 1981.

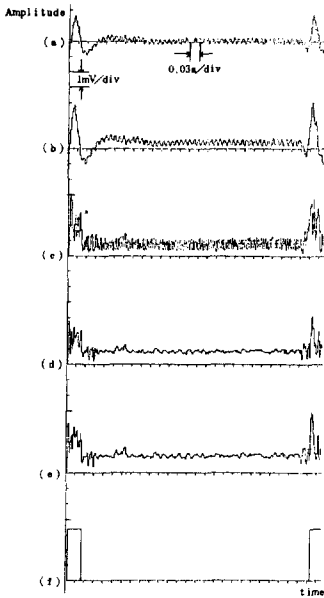


그림 4.5. ECG 신호에 60Hz 잡음이 섞인 경우
Fig. 4.5. ECG signal contaminated with 60Hz noise.

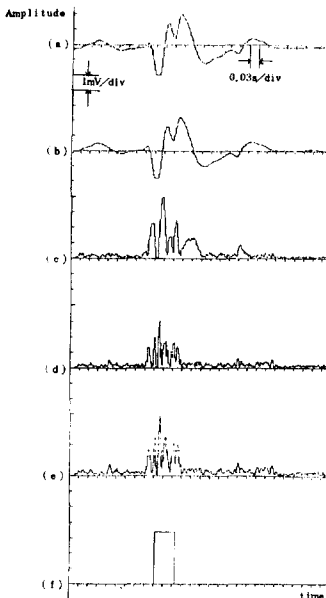
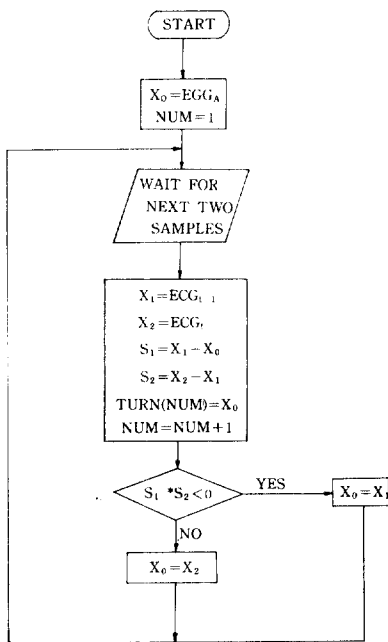


그림 4.6. QRS가 길어진 경우
Fig. 4.6. Prolonged QRS complex.

- 4) J.G. Webster, eds, "Medical instrumentation application and design", Houghten Mifflin Co., pp. 6-8, 1978.
- 5) P.A. Lynn, "On-line digital filters for biological signals: some fast designs for small computer", Med & Biol Eng & Comput, vol. 15, pp. 534-540, 1977.
- 6) W.J. Tompkins & W.J. Webster, eds, "Design of microcomputer based medical instrumentation," Englewood Cliffs, N.J. Prentice Hall, pp. 100-114, 1981.
- 7) M.L. Ahlstrom & W.J. Tompkins, "An inexpensive microprocessor system for high speed QRS width detection," proc. IEEE COMPMED pp.81-83, 1981.
- 8) 강두희, "생리학," 신광출판인, pp. 8-42, 8-53, 1981.
- 9) 이명호, "의용계측개론," 을지문화사, pp. 97-106, 1985.

〈부 록〉

(A) T. P algorithm



(B) Flow chart of the proposed algorithm

