

마이크로 컴퓨터를 이용한 QRS파형 검출용 디지털필터

신 건 수 · 이 명 호

.-Abstract=

A Digital Filter for the QRS Complex Detection Based-on Microcomputer

Kun-Soo Shin, Myoung-Ho Lee

This paper represents a algorithm which improves the some drawbacks in the past methods for detecting QRS Complex waves. This proposed algorithm is very useful to detect correctly QRS Complex not only in a normal ECG, but in the abnormal ECG such as contaminating the noise with high amplitude, the existence of sharp T wave, and abrupt stepwise fluctuation of the base line.

1. 서 론

마이크로컴퓨터를 이용하여 환자의 심전도를 진단할 때의 가장 중요한 과정은 QRS 파형의 정확한 검출이다. 이 QRS 파형을 검출하기 위해서 과거부터 많은 방법이 사용되어 오고 있으나 다음과 같은 문제점을 내포하고 있다.

(1) 작은 진폭을 갖는 심실의 전위적 박동(ectopic beat)을 검출하기가 곤란하다.

(2) QRS파형에 대한 기저선이 갑자기 교란될 때 QRS파형의 검출이 어렵다.

(3) 서로 다른 진폭을 갖는 여러개의 QRS파형과 QRS파형보다 큰 진폭을 갖는 T파가 동시에 존재할 때 이들을 서로 구별하기 위한 경계값 설정이 어렵다.

(4) 심전도를 3개의 리드에서 동시에 기록한 다음 공간속도(spatial velocity)를 계산하여 QRS파형을 검출해내는 복잡성등을 들 수 있다.

본 연구에서는 위와같은 비정상적인 조건에서도 QRS 파형을 정확히 검출해 낼 수 있는 디지털 필터에 관하여 연구하고자 한다.

2. 알고리즘

본 연구에서는 다음과 같은 5단계의 연산과정을 거쳐 QRS파형을 검출하였다.

(1) 심전도 신호를 초당 1000개로 샘플링하고 근육의 수축으로 인하여 발생하는 잡음을 제거하기 위하여 이들 샘플링한 값들을 실시간으로 네점씩 평균하여 기억장소에 기억시키고 이들 연속점을 $\{y_{01}, y_{02}, \dots, y_{0n}\}$ 이라 하면 이것은 마치 초당 250개로 샘플링한것 같이 $\{y_{0i}\} (i=1, 2, \dots, n)$ 로 표시할 수 있다. 이 $\{y_{0i}\}$ 를 다시 식(2-1)과 같이 3점 평균이동법(three-point moving average)을 적용하여 파형을 완만하게 하고 이것을 $\{y_{1i}\} (i=1, 2, \dots, n)$ 라고 하였다.

$$y_{1i} = \frac{1}{3} \sum_{k=i-2}^i y_{0k} \quad (i=3, 4, \dots, n) \quad (1)$$

(2) 식(2-2)로 $\{y_{2i}\}$ 를 구한다.

$$y_{2i} = (y_{1i} - y'_{1i})^2 \quad (i=m+1, \dots, n-m) \quad (2)$$

여기서 y'_{1i} 는 저역통과 여파기의 연산식으로 다음과 같다.

$$y'_{1j} = \frac{1}{2m+1} \sum_{k=i-m}^{i+m} y_{1k} \quad (3)$$

여기서 m 은 $(2m+1)$ 개의 점을 포함하는 부분이 QRS 파형의 간격에 대응되도록 선택되어야 하는데 본 논문에서는 3으로 하였다. 식(2)에 의해 구한 점 y_{2m+1} ,

<1984.12.1. 접수>

연세대학교 공과대학 전기공학과

Dept. of Electrical Engineering, College of Engineering,
Yonsei University

y_{2m+2} , y_{2n-m} 은 스파이크가 $\{y_{1i}\}$ 내에 존재하는 위치에서만 침투치를 형성하는 대역통과 여파기 연산식의 결과이다. 이와같이 샘플링된 심전도로 부터 다른 파형에 비해 고주파 성분을 갖는 침투치를 분리해 낸다.

(3) 위에서 구한 침투치 $\{y_{2i}\}$ 에는 QRS파형의 미분으로 인하여 발생하는 예리한 T파에 의한 가침두치(fault peak)가 여전히 존재하게 된다. 그러므로 QRS파형의 고주파 성분은 다른 파형의 고주파 성분에 비해 긴 지속기를 갖는 특성을 이용하여 식(2)와 식(3)으로 $\{y_{3i}\}$ 를 구함으로써 $\{y_{2i}\}$ 에서 존재하는 QRS파형의 가침두치를 제거할 수 있다.

$$y_{3i} = \frac{y_{2i}}{16} \cdot \left\{ \sum_{k=i-m}^{i+m} \frac{y_{2k}}{16} \right\}^2 \quad (i=m+1, \dots, n-m) \quad (4)$$

여기서 16은 본 논문에서 사용한 마이크로 프로세서가 8비트 워드 마이크로 프로세서이므로 오버 플로우가 발생하는 것을 방지하기 위한 상수이다. 여기서 구한 $\{y_{3i}\}$ 에는 QRS파형이 존재하는 부분은 부각되고 $\{y_{2i}\}$ 에서 짧은 지속기를 갖는 침투치는 제거된다.

(4) 그러나 $\{y_{3i}\}$ 에는 QRS파형의 기저선이 값자기 계단모양으로 교란되어 $\{y_{3i}\}$ 에 가침두치가 발생하는 경우가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 $\{y_{3i}\}$ 에 weight를 고려하여 $\{y_{4i}\}$ 를 정의함으로써 $\{y_{3i}\}$ 에 존재하는 QRS파형의 가침두치를 제거한다.

$$y_{4i} = k \cdot y_{3i} \quad (i=m+1, m+2, \dots, n-m) \quad (5)$$

$$\text{여기서 } k=1; (y_{1i}-y_{1i-m}) \cdot (y_{1i}-y_{1i+m}) > 0$$

$$k=0; (y_{1i}-y_{1i-m}) \cdot (y_{1i}-y_{1i+m}) < 0$$

또한 y_{1i-m} 과 y_{1i+m} 은 $\{y_{1i}\}$ 내의 점 y_{1i} 의 앞, 뒤점 m 에 위치한 점들이다. 그러므로 m 은 Q, R 및 S파의 폭의 평균치와 일치하는 연속절 $2m+1$ 의 한부분으로 선택되어야 한다. 그런데 $(y_{1i}-y_{1i-m}) (y_{1i}-y_{1i+m})$ 의 부호는 QRS파형에 대해서는 positive이고 계단모양의 교란에

대해서는 negative이다. 왜냐하면 QRS파형의 요소 Q, R 및 S는 시간축에 대해서는 대칭인 반면에 기저선의 교란으로 인한 계단모양의 파형에 대해서는 비대칭이기 때문이다. 식(5)는 QRS파형에 대해서는 $k=1$ 로 놓고 기저선의 교란에 의해 발생된 파형에 대해서는 $k=0$ 로 놓는다.

(5) 식(6)으로 주어진 문턱값 h 를 넘는 점을 $\{y_{4i}\}$ 에서 찾아낸다.

$$h = (\max\{y_{4i} | i=m+1, m+2, \dots, n-m\}) / 8 \quad (6)$$

위와같이 구한 점을 $y_{4i1}, y_{4i2}, \dots, y_{4j}, y_{4i1}$ 이라고 y_{4ij} 가 S의 출발점으로 하여 144[ms]의 지속기를 갖는 부분을 s_1, s_2, \dots, s_i 이라 하자. s_1, s_2, \dots, s_i 을 ON, 나머지 부분을 OFF로 고정하여 $\{y_{4i}\}$ 를 구형파 $\{y_{5i}\}$ 로 변환시킨다. ON 상태의 지속기는 하나의 ON부분에서 단 한 개의 QRS파형이 존재하도록 심근세포의 절대불응기에 비해 충분히 짧게한다. 즉 이것은 한번의 ON상태에서는 QRS파형이 한번 이상 나타나지 않게 하기 위해서이다. 따라서 한개의 기준점은 $\{y_{5i}\}$ 의 ON상태에 일치하는 $\{y_{1i}\}$ 의 각 부분에 대응되어 나타나게 된다. 이들 기준점들은 제 1차 도함수의 최대진폭을 찾아냄으로 검출되어진다. 기준점의 검출 후에 QRS의 시작과 끝 상태는 기존의 방법들에 의하여 일치된다.

위와 같은 5단계의 연산식에 의해 심장에서 검출한 심전도로 부터 QRS파형을 구별해낼 수 있다.

3. 실험

본 연구에서 제안한 디지털 필터알고리즘을 적용하기 위하여 Standard Lead II 방법을 사용하였으며 검

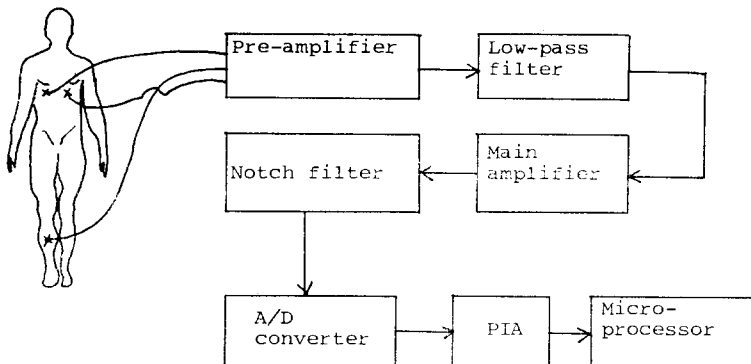


그림 1. 마이크로 컴퓨터를 이용한 QRS파형 검출시스템 블록선도
 Fig. 1. Block diagram of the QRS complexes detection using microcomputer.

출된 심전도 신호를 마이크로 컴퓨터의 기억장소에 저장하기까지의 블록선도는 그림 1과 같다. 그림 1에서 보는 바와 같이 표면전극을 양쪽 가슴 밑과 오른쪽 다리에 부착시켜 ECG신호를 검출하였다. 검출된 ECG신호는 전치 증폭기에서 증폭된 다음 저역통과 여파에기로 잡음을 제거하고 또한 60[Hz]잡음을 제거하기 위해 나치 여파기(notch filter)를 사용했다. 이렇게 처리된 ECG 신호를 A/D 변환기를 이용하여 초당 1,000개씩 5초당안 샘플링하여 PIA(peripheral interface adapter)를 통해 마이크로프로세서의 기억장소에 저장한 다음 본 논문에서 제안한 알고리즘으로 ECG신호를 처리해 QRS파형을 검출하였다.

3-1. ECG전치 증폭기

그림 2에서와 같이 ECG 증폭기는 차동증폭기, 저역통과여파기, 전압증폭기 및 나치여파기로 구성된다. 수 백 [μV]이하의 아주 작은 신호인 심전도는 이득이 식(7)과 같은 차동증폭기에 의해서 증폭된다.

$$A = \left(\frac{20 \cdot k}{R} + 1 \right) \cdot \left(\frac{10k}{1k} \right) \quad (7)$$

차동 증폭기에 있는 25[K Ω]의 가변저항기는 이득과 레벨을 조정한다. 차동 증폭기 후단의 저역통과 여파

기는 1,200[HZ] 이상의 생체 잡음을 제거하기 위하여 사용하였으며 롤-오프(roll-off)는 -40[dB/decade]이다. 저역통과 여파기 후단의 증폭기는 A/D변환기의 입력신호 레벨조정용이며 나치필터는 직류전원에서 발생하는 60[HZ] 잡음을 제거하기 위해 사용하였다.

3-2. A/D 변환기

전치 증폭기에서 증폭 및 여파된 아날로그 심전도 신호는 A/D변환기에 의해 디지털 신호로 변환된다. A/D변환기는 IC 6809를 사용했고 클럭신호는 함수 발생기로 공급했다.

3-3. PIA와 마이크로컴퓨터

A/D변환기에 의해 디지털화된 신호를 마이크로 컴퓨터 내의 기억장소에 기억시키기 위한 인터페이스로 6821 PIA를 사용했고 CPU가 6502인 Apple II 시스템을 사용하여 신호를 처리하였다.

3-4 프로그램

본 알고리즘으로 심전도 신호를 처리하여 QRS파형을 검출해내는 프로그램의 흐름도는 그림 3과 같다.

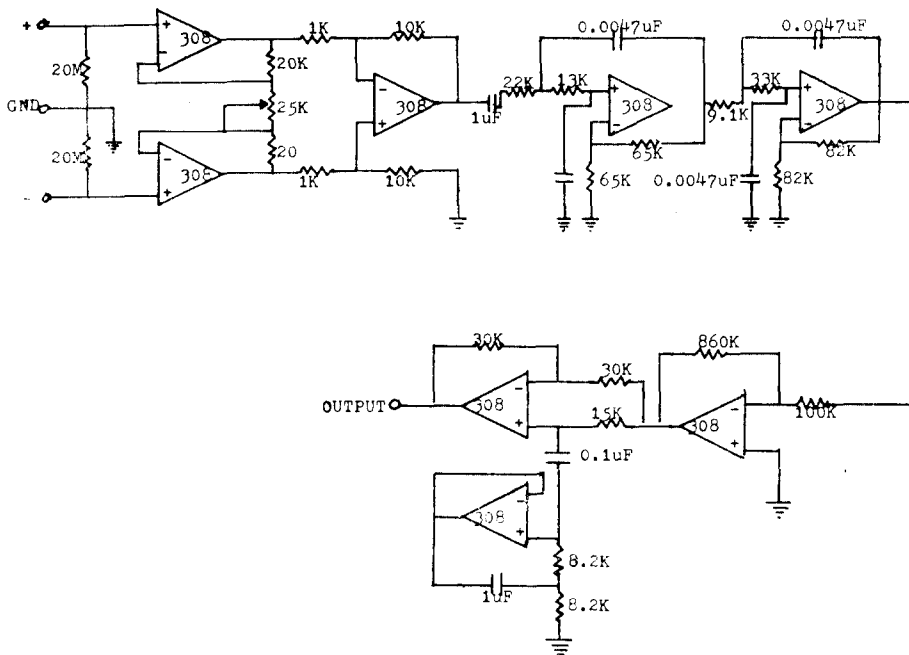


그림 2. ECG 전치증폭기
Fig. 2. ECG preamplifier.

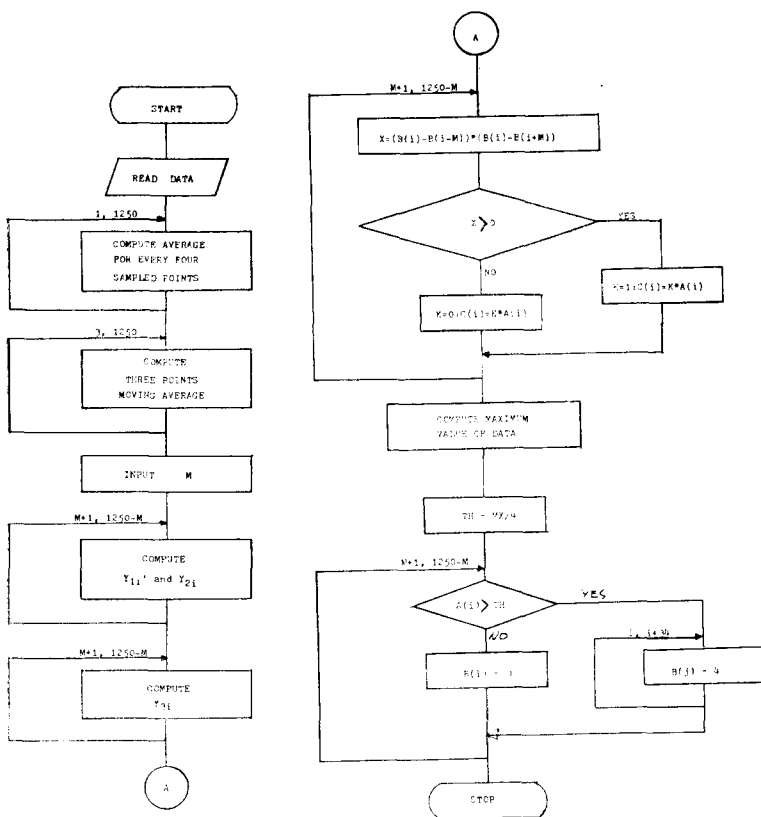


그림 3. QRS파형검출 프로그램의 흐름도
 Fig. 3. Flow chart of QRS detection program.

4. 결과고찰

위에서 소개한 실험방법으로 피검자 3명으로 부터 검출해 낸 신호에 대해 본 연구에서 제안한 알고리즘을 적용하여 본 결과는 그림 4, 5, 6, 7과 같다.

(1) 그림 4의 경우는 정상인의 심전도에 대해서 본 연구에서 제안한 알고리즘을 적용한 결과이다. 그림 4-1에서 (a)는 심전도를 마이크로컴퓨터의 기억장소에 기억시킨 후 데이터를 프린터로 그린 것이다. (b)는 (a)의 데이터를 네개씩 평균을 구한 $\{y_{0i}\}$ 를 그린 것이고, (c)는 3점평균이동법(three-point moving)

적용한 $\{y_{1i}\}$ 를 그린 것이다. (a), (b) 및 (c)는 본 알고리즘에서 소개한 첫번째 단계이다. 이들의 관계에서 볼 수 있는것처럼(a)에 비해 (c)는 잡음이 많이 제거된 것을 알 수 있다. (b)는 본 알고리즘의 두번째 단계를 적용한 결과를 그린 것으로 QRS파형인 고주파 성분이 신호로부터 분리된 것을 볼 수 있다. 그리고 (e)는 세번째 단계로 식(4)의 결과를 그린 것이다. 그리고 (f)와 (g)는 각각 네번째, 다섯번째 단계의 결과를 그린 것으로서 (g)에서 볼 수 있듯이 정상적인 사람의 심전도에 대해서 정확하게 QRS파형을 검출해 낼 수 있었다.

(2) 그림 5의 경우는 QRS파형의 기저선울 양의 방

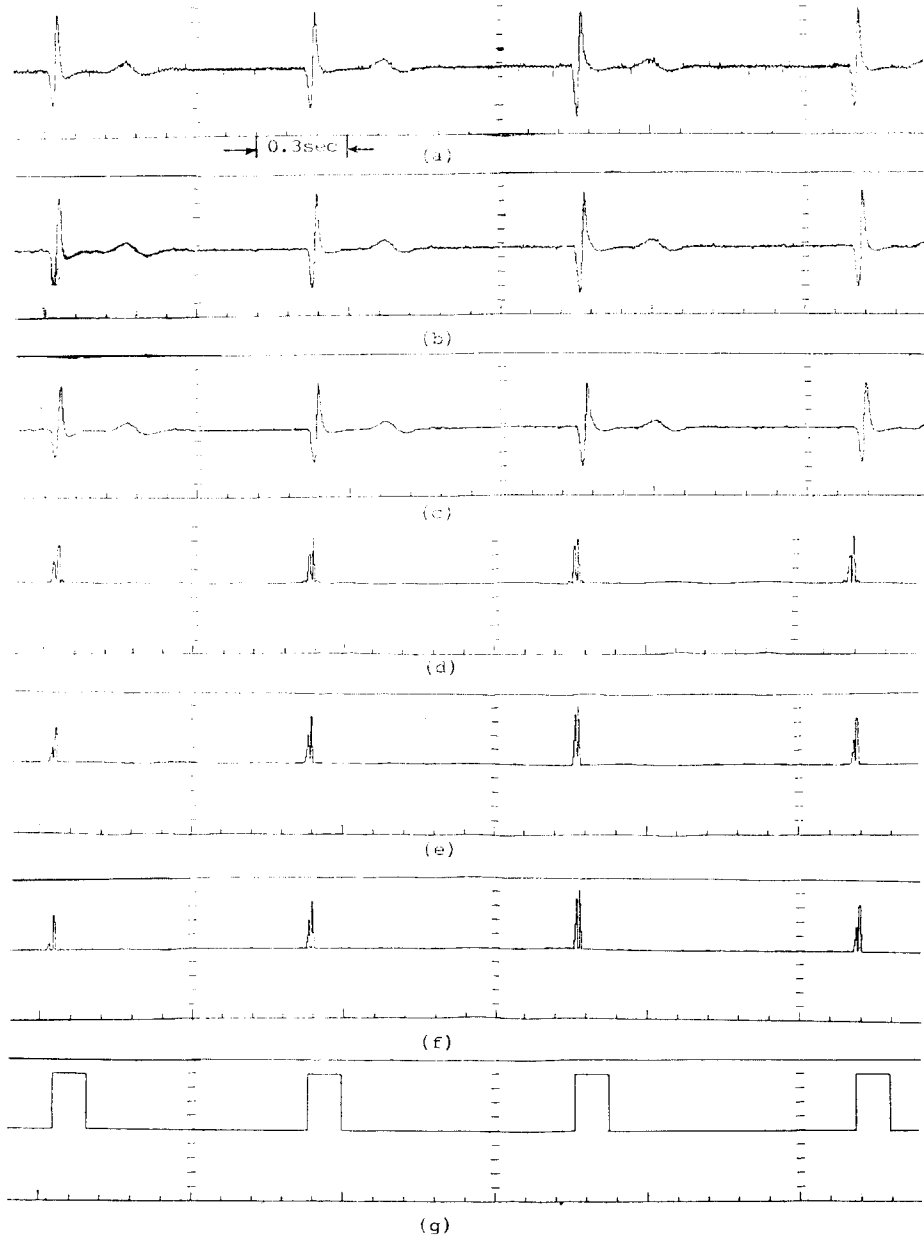


그림 4. 정상 심전도에 본 알고리즘을 적용해 본 결과

Fig. 4. Wave patterns of the normal ECG with application proposed algorithm

향으로 이동한 경우이다. 그림 (a), (b), (c), (b), (e), (f), 및 (g)는 그림 4의 경우와 마찬가지로 두번째 단계인 그림 5(b)부터 기저선이 원래상태로 환

원된 것을 알 수 있어 기저선이 높아진 경우에도 정확하게 QRS파형을 검출해 낼 수 있다는 것을 확인하였다.

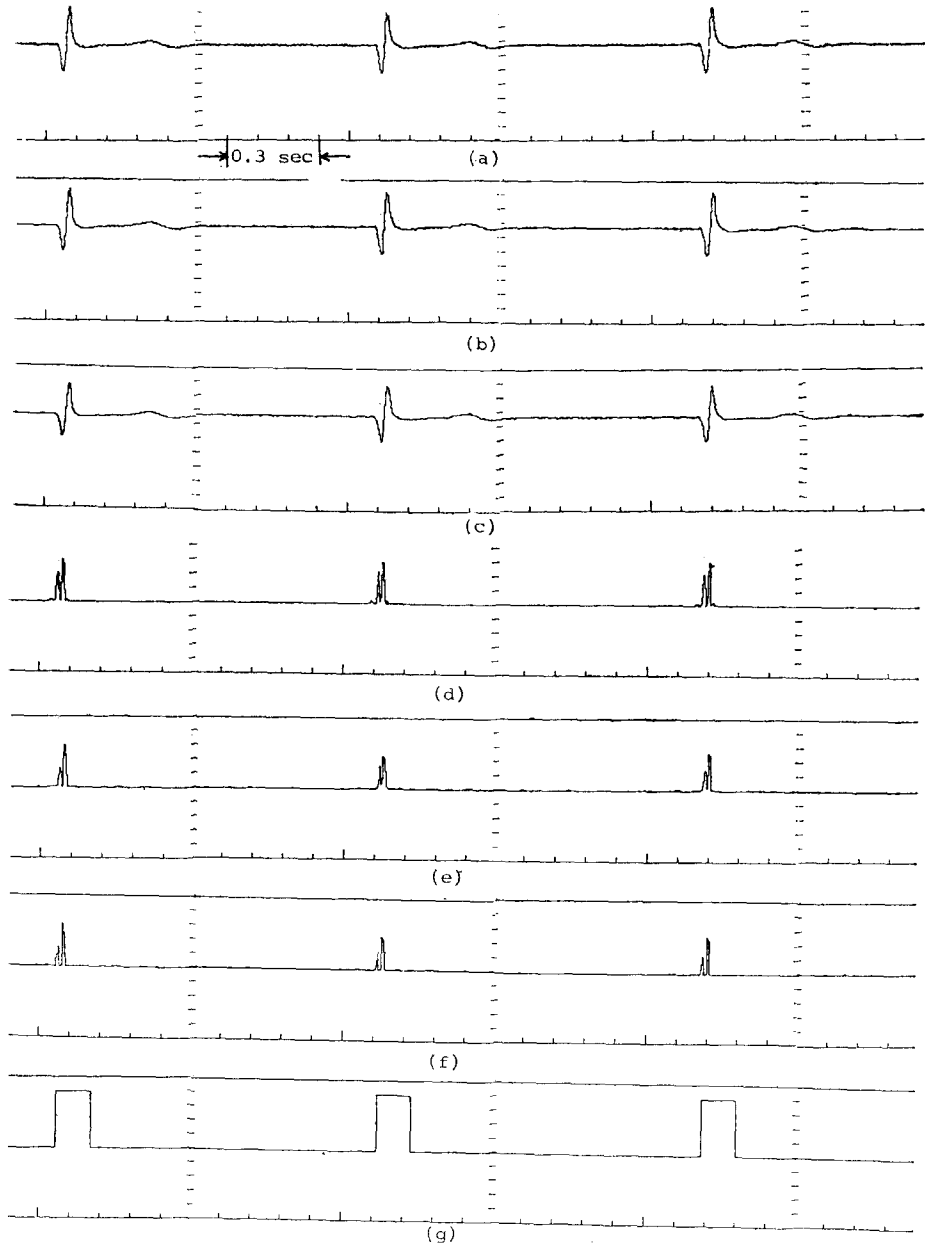


그림 5. QRS파형의 기저선이 이동한 경우

Fig. 5. Wave patterns of the QRS complex with the base line drift.

(3) 그림 6의 경우는 측정장치로부터 많은 잡음이 섞인 경우로서 알고리즘이 각 단계마다 잡음이 제거

되어 (g)에서 볼 수 있듯이 정확하게 QRS파형이 검출된다.

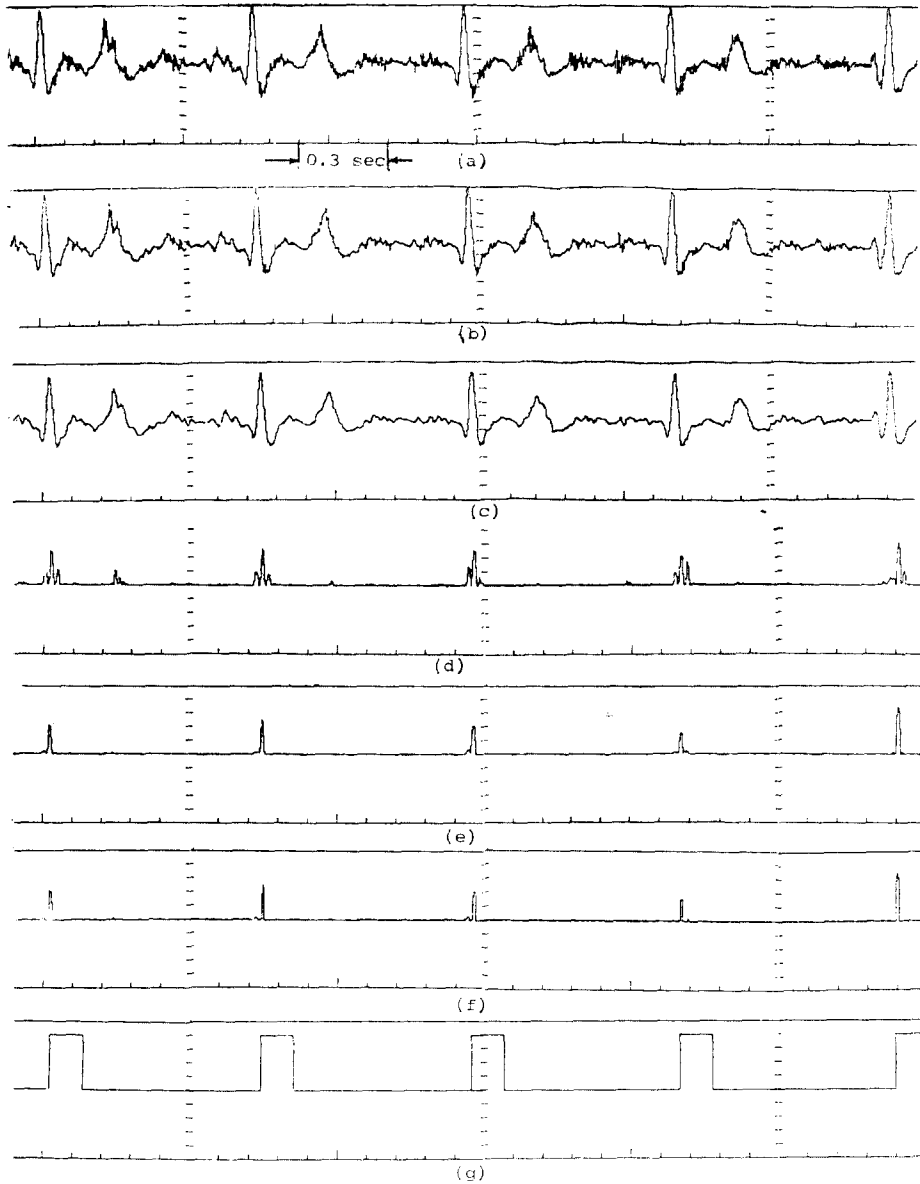


그림 6. QRS파형에 잡음이 많이 포함된 경우
 Fig. 6. Wave patterns of the QRS complex with noise.

(4) 그림 7의 경우는 QRS파형의 기저선이 갑자기 교란된 경우이다. 본 알고리즘을 적용함으로써 둘째 번 단계부터 기저선이 안정 되어 마지막 단계에서 정확하게 QRS파형이 검출된다.

본 알고리즘의 목적은 정상적인 파형보다는 그림 6

이나 그림 7와 같이 잡음이 많이 섞였거나 기저선이 심하게 교란된 경우의 심전도로 부터 QRS파형을 검출하기 위한 것으로서 그림에서 볼 수 있는 바와 같이 QRS파형을 아주 정확하게 검출할 수 있었다.

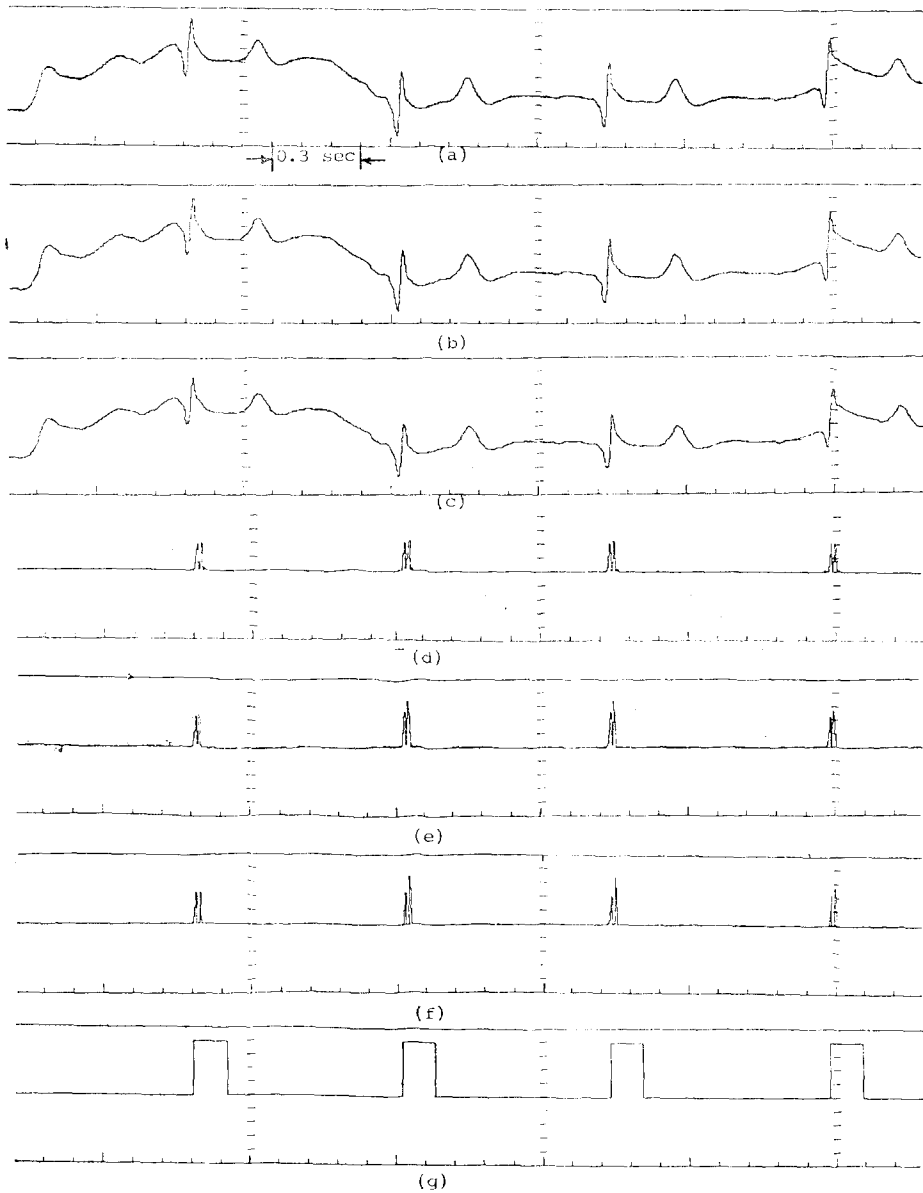


그림 7. QRS파형에 대한 기저선이 갑자기 교란된 경우

Fig. 7. Wave patterns of an abrupt disturbance of base line for the QRS complex

5. 결 론

이상의 연구로부터 개발한 알고리즘을 적용하여 본 결과 얻어진 결론은 다음과 같다.

(1) 단지 한개의 리드만을 사용하여 정상적인 심전도의 QRS파형을 과거의 방법과 마찬가지로 정확하게 검출할 수 있었다.

(2) QRS파형보다 더 큰 크기의 잡음이 섞인 경우에도 QRS파형을 정확하게 검출할 수 있었다.

(3) QRS파형과 눈으로는 식별하기 어려운 비슷한 형태의 T파가 존재할 때도 QRS파형을 정확하게 검출할 수 있었다.

(4) 심전도의 기저선이 심하게 교란되었을 경우에도 본 알고리즘에 의해 QRS파형을 정확하게 검출할 수 있었다.

이와같이 한개의 리드만을 사용해서 어떠한 비정상적인 경우에도 QRS파형을 정확하게 검출할 수 있다는 것은 심전도 모니터링시스템으로 환자를 진단하는데 있어서 중요한 의미를 가지며, 쉽게 적용될 수 있을 것이다.

參 考 文 獻

- 1) T.A. Pryor, R. Russell, A. Bubkin, and W.g. Price: "Electrocardiographic interpretation by computer", *Comput Biomed Res.*, Vol. 2, pp.537~548, 1969.
- 2) M.L. Simoons, H.B.K. Boom, and E. Smallemburg: "On-line processing of orthogonal exercise electrocardiograms", *Comput. Biomed. Res.*, Vol 6, pp.327~335, 1973.
- 3) M.J. Golbma: "Principles of clinical electrocardiography", *LANGE.*, pp. 25~28, 1976.
- 4) Spuros Makribakis & Steven C. Wheelwright: "Forecasting methods & applications", *Wiley*, pp. 45~48, 1978.
- 5) D.A. Frost, F.G. Yanowitz, and T.A. Pryor: "Evaluation of a computerized arrhythmia alarm system," *Amer. J. Cardiol.*, Vol. 39, pp.583~587, 1977.
- 6) C.A. Caceres.: "Electrocardiographic analysis by a computer system," *Arch. Intern. Med.*, Vol. 111, pp.196~202, 1963.
- 7) C.C. Wilton-Davies: "Computer-assisted monitoring of ECG's and heart sounds," *Med. Biol. Eng.*, Vol 10, pp. 153~162, 1972..