

MAP Estimation을 이용한 QRS Detection

정희교 · 신건수 · 김용만 · 이명호

=Abstract=

QRS Detection based on Maximum A-Posterior Estimation

Hee-Kyo Jeong, Kun-Soo Shin, Yong-Man Kim, Myoung-Ho Lee

In this paper, a mathematical model for the purpose of QRS detection is considered in the case of the occurrence of nonoverlapping pulse-shaped waveforms corrupted with white noise. The number of waveform, the arrival times, amplitudes, and widths of QRS complexes are regarded as random variables. The joint MAP estimation of all the unknown quantities consists of linear filtering followed by an optimization procedure. Because the optimization procedure is time-consuming, this procedure is modified so that a threshold test is obtained.

1. 서 론

휴대용 심전계(ambulatory electrocardiograph)를 이용하여 QRS를 검출하는 데에는 많은 어려운 문제들이 수반된다. 즉 비정상잡음(nonstationary noise)으로 인한 ECG신호의 교란, 전극과 피부의 접촉시 발생하는 시변 임피던스(time-varying impedance)로 인한 진폭의 변화, 심장부위에 접촉시킨 전극의 위치변동으로 인한 QRS형태(morphology)의 변화, 갑작스런 환자의 위치이동으로 인한 QRS complex의 변화 및 이상 심장박동이나 심실성 박동과 같은 아주 다른 형태가 정상적인 QRS complex와 뒤섞일 수 있다. 이와같은 문제를 해결하기 위하여 지난 10년 동안 많은 연구자들에 의해 QRS complex 측정에 관한 많은 연구 결과가 발표되었다. 신뢰할 수 있는 QRS 검출은 보다 정확한 QRS형태의 해석을 위해 시험적인 QRS complex의

일시적인 위치를 찾거나 R-R interval 표를 얻기위해서도 매우 중요하다¹⁾. 최근 QRS검출의 R파 부분은 상대적으로 큰 피크치를 가지기 때문에 파형을 구분하기 쉬워 몇몇 알고리즘들은 단순한 기울기 표준치만으로도 구체화 시킬 수 있다²⁾. 또한 소프트웨어로 QRS를 검출할 경우 비선형 변환과 같은 복잡한 전처리 과정이 필요하여 실시간 처리에 대한 문제점도 있다.

본 논문에서는 위와 같은 문제점을 해결하기 위하여 휴대용 심전계에 필요한 여러가지 파형정형회로(필터)를 생략하고 실시간 처리를 위한 하드웨어가 필요없으며 단순히 비정상(abnormal)파형만을 기억시킴으로서 기억용량의 효율을 높일 수 있도록 하기 위하여 심전도의 모든 값을 랜덤 파라미터(random parameter)로 하는 수학적 모델에 의해 추정하게 하였다. 그러므로 복잡한 전처리 과정이 생략되어 전체적인 회로의 구성도가 단순할 뿐 만 아니라 데이터 베이스적 기법에 의한 것이 아니므로 프로그램의 수행시간이 매우 짧아 실제적인 실시간 처리가 가능하도록 하였다. 따라서 본 논문에서는 QRS complex의 폭(duration), 진폭

<접수 : 1987년 12월 15일>

연세대학교 전기공학과

Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

(amplitude), 도달시간(arrival time) 및 관측구간 내에서 파형의 수를 랜덤파라미터로 하는 신호의 모델을 제안하고자 한다. QRS complex의 폭과 진폭, 도달시간 및 관측구간 내에서 QRS파형의 갯수에 대한 예측확률(priori probability)을 알 수 있기 때문에 MAP(maximum a-posteriori) estimation을 적용할 수 있으므로 이를 이용하여 QRS complex를 검출하고자 한다.

한편 전처리 과정으로 전원잡음과 artifact의 영향을 감소시키기 위하여 중심 주파수가 19.6Hz, 대역폭이 약 10Hz인 디지털필터를 사용하였다. QRS 검출시 문턱치의 설정은 QRS진폭의 변화에 적응하도록 하였기 때문에 추정기는 QRS Complex의 급격한 변화에도 잘 적응할 수 있도록 하였다.

2. ECG 신호의 수학적 모델

MAP estimation을 이용하여 QRS의 특성을 추정하기 위해 다음과 같은 이산시간 모델(discrete-time model)을 고려한다³⁾.

$$r(k) = \begin{cases} \sum_{i=1}^q B_i S(k-\theta_i, Y_i) + W(k) & 1 \leq q \leq n \\ W(k) & q = 0 \end{cases} \quad (2.1)$$

여기서 $r(k)$ 는 유한변수 시퀀스로서 N -차원 벡터이고, q 는 관측구간 내에서 미지 펄스파형의 갯수이며 $W(k)$ 는 $N_0/2$ 의 스펙트럼밀도를 갖는 백색 가우시안 잡음이다.

각파형은 기지의 신호계열($s(k, \cdot)$)에 속하지만 미지의 도달시간 θ_i , 진폭 B_i , 및 QRS complex 폭 T_i 로 구성된다. 파형 $s(k, T_i)$ 는 기준시간 D 보다 적은 주기를 갖는 두개의 같은 파형 $v(k)$ 로 이루어진다. 즉

$$S(k, T_i) = \begin{cases} v(k) - v(k - T_i) & 0 \leq k \leq D - 1 \\ 0 & \text{그외의 경우} \end{cases} \quad (2.2)$$

파라미터 $q, \underline{\theta}$ 및 \underline{T} 는 이산형 값이며 \underline{B} 는 연속값을 갖는 랜덤변수인데 이들 값을 이용하여 joint priori probability는 $P(q, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T})$ 로 나타낼 수 있다. q 는 $0 \leq q \leq n$ 으로 제한되기 때문에 이것은 각 벡터 $\underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T}$ 에 대하여 n 개의 성분을 갖으면 충분하다. 여기서 도달시간 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_q$ 는 적어도 D 만큼 떨어져 있기 때문에,

$$|\theta_i - \theta_j| \geq D \quad i \neq j \quad (2.3)$$

그러므로 펄스모양의 파형은 nonoverlapping이

된다. 모든 파형이 관측구간 $1 \leq k \leq N$ 에 포함되기 위하여 다음 조건을 만족하여야 한다.

$$1 \leq \theta \leq N - (D - 1) \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (2.4)$$

여기서 q 는

$$q \leq n \leq \left\lfloor \frac{N - D}{2D - 1} + 1 \right\rfloor \quad (2.5)$$

를 만족해야 한다.

식(2.5)에서 나타나는 제한으로 인하여 q 와 $\underline{\theta}$ 는 서로 독립적이라는 가정을 할 수 있다. 그러므로 $\underline{\theta}$ 성분사이가 상호 종속적인 관계인 것을 제외하고는 모든 랜덤변수는 서로 독립적이므로 이들의 joint probability density를 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$P(q, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T}) = P(q) P_r(\underline{\theta}) \prod_{i=1}^m P(B_i) P_r(T_i)$$

$$(q, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T}) \in \mathcal{Q}^{(n)} \quad q, \theta, B, T \quad (2.6)$$

여기서 $\mathcal{Q}^{(n)}$ q, θ, B, T 는 $P(q, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T})$ 가 바깥공간이 0이 되기 위한 어떤 샘플공간으로 정의된다.

q 파형에 대한 확률은

$$Pr(q) = \begin{cases} P_q & q = 0, 1, 2, \dots, n \\ 0 & \text{그외의 경우} \end{cases} \quad (2.7)$$

이다. 진폭 B_i 에 대한 확률밀도 $P(B_i)$ 는 $B_i \in [\beta_1, \beta_2]$ 또는 $[-\beta_2, -\beta_1]$ 에 대하여 double-sided uniform 이다

$$p(B_i) = \frac{1}{2(\beta_2 - \beta_1)} X_B(|B_i|) \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (2.8)$$

여기서

$$X_B(|B_i|) = \begin{cases} 1 & 0 \leq \beta_1 \leq |B_i| \leq \beta_2 \\ 0 & \text{그외의 경우} \end{cases} \quad (2.9)$$

T_i 의 확률은

$$Pr(T_i) = \frac{1}{\tau_2 - \tau_1} X_T(T_i) \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (2.10)$$

여기서

$$X_T(T_i) = \begin{cases} 1 & \tau_1 \leq T_i \leq \tau_2 \\ 0 & \text{그외의 경우} \end{cases} \quad (2.11)$$

매개변수 τ_1 과 τ_2 는 양의 정수이다.

joint probability $Pr(\underline{\theta})$ 는 다음식을 만족하는 모든 $\underline{\theta}$ 에서 균일하다.

$$Pr(\underline{\theta}) = C_n X_\theta(\underline{\theta}) \quad (2.12)$$

여기서

$$X(\underline{\theta}) = \begin{cases} 1 & \begin{cases} |\theta_i - \theta_j| \geq D & i \neq j \\ 1 \leq \theta_i \leq N - (D - 1) & i = 1, 2, \dots, n \end{cases} \\ 0 & \text{그외의 경우} \end{cases} \quad (2.13)$$

priori knowledge $P(q, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T})$ 와 관측된 신호 벡터 $r(k)$ 를 이용하여, 관측 구간에서 파형의 수 q

와 이들의 도달시간 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n$ 를 추정할 수 있다.

3. MAP Estimation

Priori knowledge $P(q, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T})$ 와 관측된 신호 벡터 $r(k)$ 를 이용하여 관측구간에서 파형의 수 q 와 이들의 도달시간 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n$ 를 추정한다. 모든 미지의 파라미터 $q, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T}$ 를 추정하기 위하여 maximum a-posteriori(MAP) estimation을 사용하고 loglikelihood함수를 최대화하는 $(\hat{q}, \hat{\underline{\theta}}, \hat{\underline{B}}, \hat{\underline{T}})$ 를 구한다³⁾.

$$V(\underline{x}, \underline{q}, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T}) = \frac{2}{N_0} \sum_{k=1}^N r(k) \sum_{i=1}^q B_i s(k - \theta_i, T_i) - \frac{1}{N_0} \sum_{k=1}^N \left[\sum_{i=1}^q B_i s(k - \theta_i, T_i) \right]^2 + \ln p(q, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T}) \quad (3. 1)$$

식(3. 1)에서 관측된 신호 $r(k)$ 는 먼저 다음과 같은 정수 파라미터 K 와 L 로 정의되는 임펄스 응답을 갖는 선형 시불변 필터(정합필터)를 통과한다⁴⁾.

$$h_{KL}(k) = Z^{-1} \{ (1 - z^{-K}) (1 + z^{-1})^L \} \quad (3. 2)$$

여기서 $Z\{\cdot\}$ 는 역 Z변환이다. 잡음이 가우시안이기 때문에 $h_{KL}(k) = v(-k)$ 이다. 이산시간 θ 에서 필터의 출력은 다음과 같은 컨볼루션합으로 주어진다.

$$y(\theta) = \sum_{k=1}^N r(k) h_{KL}(\theta - k) \quad (3. 3)$$

$V(\underline{x}, \underline{q}, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T})$ 에 관한 간단한 식을 얻기 위하여 신호대잡음비를 다음과 같이 정의한다.

$$d^2(T_i) = \frac{2}{N_0} \sum_{k=1}^N s(k, T_i) = d_0^2 (1 - e^{-T_i}) \quad (3. 4)$$

여기서

$$d_0^2 = 4E_v/N_0 \quad (3. 5)$$

이며 $\rho(T_i)$ 는 $v(k)$ 의 표준화된 상관관계의 합이다.

$$\rho(T_i) = \frac{1}{E_v} \sum_{k=0}^{T_i-1} v(k) v(k - T_i) \quad (3. 6)$$

윗식을 이용하여 식 (3. 1)을 다시쓰면

$$V(\underline{x}, \underline{q}, \underline{\theta}, \underline{B}, \underline{T}) = \sum_{i=1}^q d^2(T_i) \left[B_i \frac{y(\theta_i) - y(\theta_i - T_i)}{1 - \rho(T_i)} - \frac{B_i^2}{2} + \frac{1}{d^2(T_i)} \ln X_B(|B_i|) \right] + \ln P_q + \ln X_\theta(\theta) + \sum_{i=1}^q \ln X_T(T_i) + \sum_{i=1}^q \ln X_B(|B_i|) X_T(T_i) \quad (3. 7)$$

주어진 파라미터에 대한 조건과 식 (3. 7)을 B_i 에 대해 미분하면

$$U(\theta_i, B_i, T_i) = \frac{d^2(T_i)}{2} \left[x^2 - (x - B_i) + \ln X_B(|B_i|) \right] \quad (3. 8)$$

여기서

$$x = x(\theta_i, T_i) = \frac{y(\theta_i) - y(\theta_i - T_i)}{1 - \rho(T_i)} \quad (3. 9)$$

B_i 에 대한 최대치는 다음과 같이 주어진다.

$$U(\theta_i, \hat{B}_i(\theta_i, T_i), T_i) = \frac{d^2(T_i)}{2} \begin{cases} 2|x| \beta_1 - \beta_2^2 & |x| < \beta_1 \\ |x|^2 & \beta_1 \leq |x| \leq \beta_2 \\ 2|x| \beta_2 - \beta_2^2 & |x| > \beta_2 \end{cases} \quad (3. 10)$$

그러므로 식 (3. 7)은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$V(\underline{x}, \underline{q}, \underline{\theta}, \underline{T}) = \sum_{i=1}^q d^2(T_i) \beta_i \left(F \left(\frac{y(\theta_i) - y(\theta_i - T_i)}{1 - \rho(T_i)} \right) - \frac{\beta_i}{2} \right) + \ln p_q + \ln X(\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n) + \sum_{i=1}^q \ln X_T(T_i) \quad (3. 11)$$

여기서

$$F(x) = \begin{cases} |x| & |x| < \beta_1 \\ \frac{|x|^2 + \beta_1^2}{2} & \beta_1 \leq |x| \leq \beta_2 \\ \frac{2|x| \beta_2 + \beta_1^2 - \beta_2^2}{2\beta_1} & |x| > \beta_2 \end{cases} \quad (3. 12)$$

유사한 방법으로 T_i 를 추정하기 위하여 함수 $M(\theta_i)$ 를 다음과 같이 정의 한다.

$$M(\theta_i) = \frac{\max}{T_i} \left[(1 - \rho(T_i)) F \left(\frac{y(\theta_i) - y(\theta_i - T_i)}{1 - \rho(T_i)} \right) + \rho(T_i) \frac{\beta_i}{2} + \frac{1}{d_0^2 \beta_i} \ln X_T(T_i) \right] \quad (3. 13)$$

어떤 주어진 값 θ_i 에 대하여 식(3. 13)의 우변을 최대화하는 complex폭 추정 값 T_i 를 구할 수 있다. 식 (3. 13)을 이용하여 식 (3. 12)를 다시쓰면

$$V(\underline{x}, \underline{q}, \underline{\theta}) = d_0^2 \beta_1 \sum_{i=1}^q \left[M(\theta_i) - \frac{\beta_i}{2} \right] + \ln P_q + \ln X_\theta(\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n) \quad (3. 14)$$

식(3. 14)를 최대화하는 \hat{q} 와 $\hat{\theta}$ 를 구하기 위해 q 를 고정된 값으로 놓고 식(3.14)를 최대화하는 $\hat{\theta}$ 를 구하고 이 $\hat{\theta}$ 값으로 전체를 최대화하는 \hat{q} 의 값을 구한다.

4. 근사적 MAP Estimation

식(3. 14)에서 q, θ 의 추정은 다차원 최적화 문제이기 때문에 n 이 클 경우 많은 시간이 소요된다. 따라서 최적값보다는 $V_q = \max_{0 \leq q \leq n} V_q(0 \leq q \leq n)$ 로 정의되는 $q, \theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n$ 를 구하는 것으로도 만족

할 수 있다.

함수 V_q 를 다음과 같이 정의한다.

$$V_q = 0$$

$$V_q = V(\mathbf{x}, q, \hat{\theta}_1, \hat{\theta}_2, \dots, \hat{\theta}_q) \quad (4. 1)$$

$$= \max_{\theta_q} V(\mathbf{x}, q, \hat{\theta}_1, \hat{\theta}_2, \dots, \hat{\theta}_{q-1}, \theta_q)$$

다음의 차등식을 최대화하는 θ_i 를 구한다.

$$\Delta V(\mathbf{x}, q, \theta_i) = V(\mathbf{x}, q, \hat{\theta}_1, \dots, \theta_i) - V(\mathbf{x}, q, \hat{\theta}_1, \hat{\theta}_2, \dots, \hat{\theta}_{i-1}) \quad (4. 2)$$

최대치를 Δ_i 로 나타내면

$$\Delta_i = V_i - V_{i-1}$$

$$= \max_{\theta_i} \Delta V(\mathbf{x}, q, \theta_i) \quad (4. 3)$$

식(4. 2)에서 식(3.14)를 이용하면

$$\Delta_i = d_0^2 \beta_1 \max_{\theta_i} [M(\theta_i) - \alpha_i(\theta_i)] \quad (4. 4)$$

여기서

$$\alpha_i(\theta_i) = \frac{\beta_1}{2} + \frac{1}{d_0^2 \beta_1} l_n \frac{P_{i-1}}{P_i} - l_n X(\theta_i, \theta_2, \dots, \theta_i) \quad (4. 5)$$

식(4. 4)에서 $M(\theta_i)$ 가 $\alpha_i(\theta_i)$ 보다 크면 V_q 는 양의 값을 갖게 됨을 알 수 있다. 같은 priori probability $q(P_i = 1/(n+1))$ 인 경우 문턱치 시험과 유사한 결과를 나타낸다. 이 경우 가장 큰 값에서 시작하여 차례로 극대점을 선택한다.

선택된 극대점 중에서 거리 D 내에 있는 부분을 제거한다. 이러한 과정을 $\frac{\beta_1}{2}$ 를 초과하는 극대치가 더 이상 존재하지 않을 때까지 계속한다.

5. 성능평가 및 결과고찰

5-1. 성능 평가

추정기의 성능을 평가하기 위하여 식(2. 1)에 의해 만들어진 신호와 KONTRON 994부정맥 시뮬레이터의 데이터를 사용하였으며 부정맥 시뮬레이터로부터 출력될 수 있는 데이터는 Table 1과 같으며 시뮬레이션 파형의 파라미터는 아래 Table 2와 같이 결정하였다.

식(4. 4)에서 p_i 의 값이 $\frac{1}{n}$ 로 균일하기 때문에 문턱치값은 $\frac{\beta_1}{2}$ 로 일정하게 된다. 그러나 진폭이 급격하게 변할 경우 추정기의 적응도를 높이기 위하여 QRS진폭의 최대치를 구하여 최대치의 0.12배 값을 문턱치값으로 하였다. 전처리 필터의 파라미터는 $(K, L) = (1, 2)$ 로 하였으며 이때 가장 좋은 특성을 보였다.

Table 1. The kinds of simulator arrhythmia

Simulator Arrhythmia	
Normal	Low rate
A. Fibrillation	High rate
A. Flutter	Ves Rate
1st Block	Trigeminy
2nd Block	R on T
C_Block	Paired
Dem. Pacer	Ves_Run
PVC rate	Pacer Only
Bigeminy	Asystole

5-2. 결과 고찰

그림에서 FILE NAME1은 시뮬레이터로 부터 입력된 신호를 나타내고 FILE NAME 2는 추정기를 통해 처리된 신호를 나타낸다. 그림 우측 상단의 데이터는 처리된 신호의 결과이다. QRS complex의 파라미터중 휴대용 심전계의 특성에 맞게 부정맥인 경우에만 QRS의 R-R간격 및 파형의 수와 함께 그 부정맥파형을 기억시키도록 한다. 때문에 도달시간 및 파형의 수만으로 시뮬레이션 신호와 정상파형, 정상파형에 근접음 및 60Hz 전원 잡음이 섞인 경우, R ON T, C_BLOCK, PVC, VES_RUN, PAIRED 등의 파형에 대하여 추정기의 성능을 평가하였다. 추정기를 통한 추정값과 측정된 실측치를 비교한 결과를 표 3에 나타내었다.

Fig. 1은 식(2. 1)에 의해 만들어진 시뮬레이터

Table 2. Fixed parameter values used in estimator

샘플링 주파수	진폭 (B)	폭 (T)	파형의 수 (P)	기준시간 (D)
100Hz	$30 \leq B \leq 150$ $-150 \leq B \leq -30$	$2 \leq T \leq 6$	$1/n$ 으로 일정	200 msec

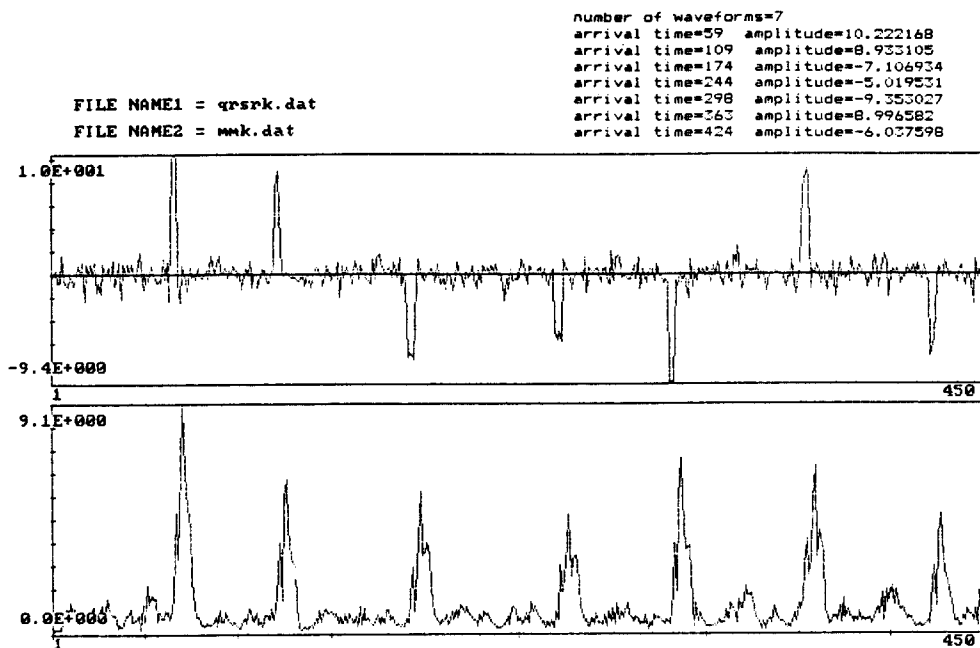


Fig. 1. The Simulation waveform

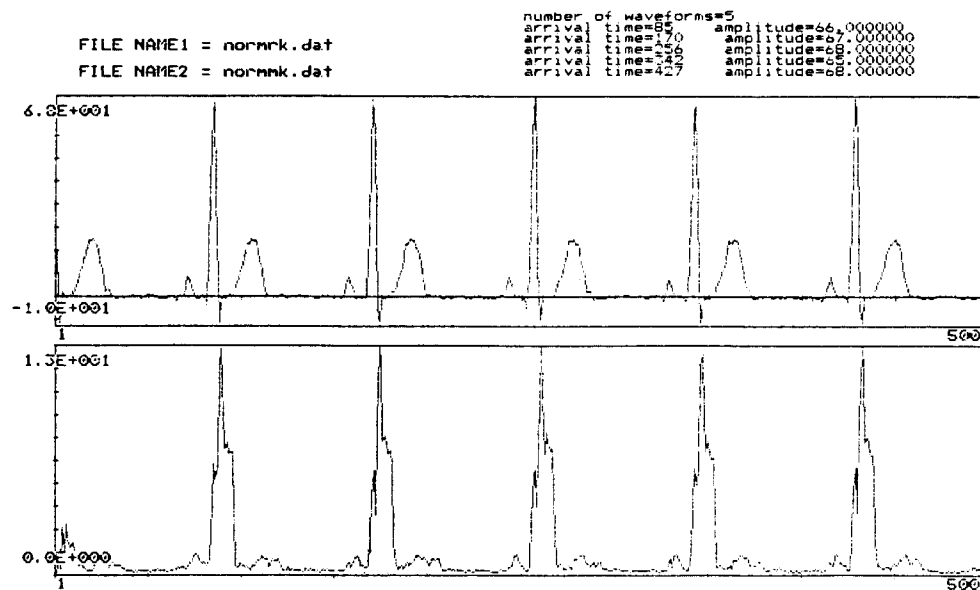
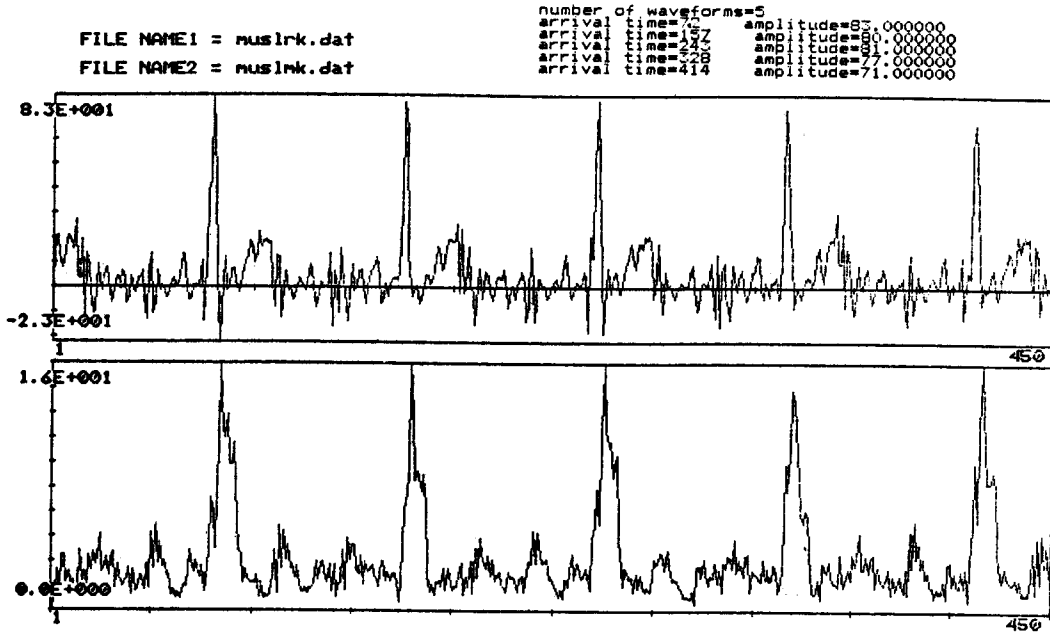
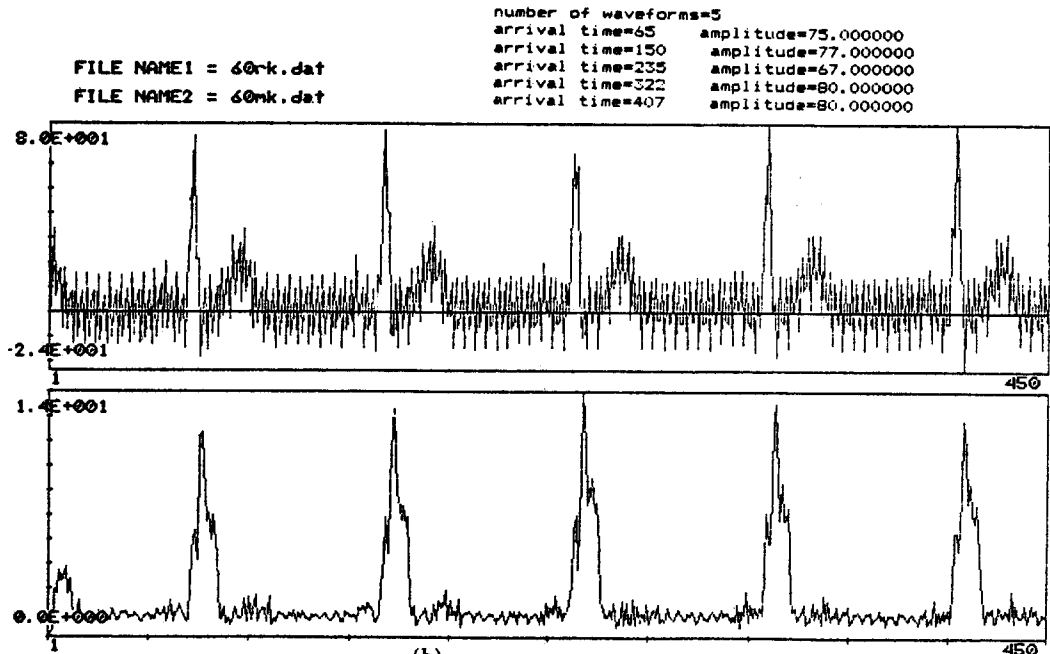


Fig. 2. The normal ECG waveform



(a)



(b)

Fig. 3. (a) The ECG waveform with muscle artifact
(b) The ECG waveform with 60Hz noise

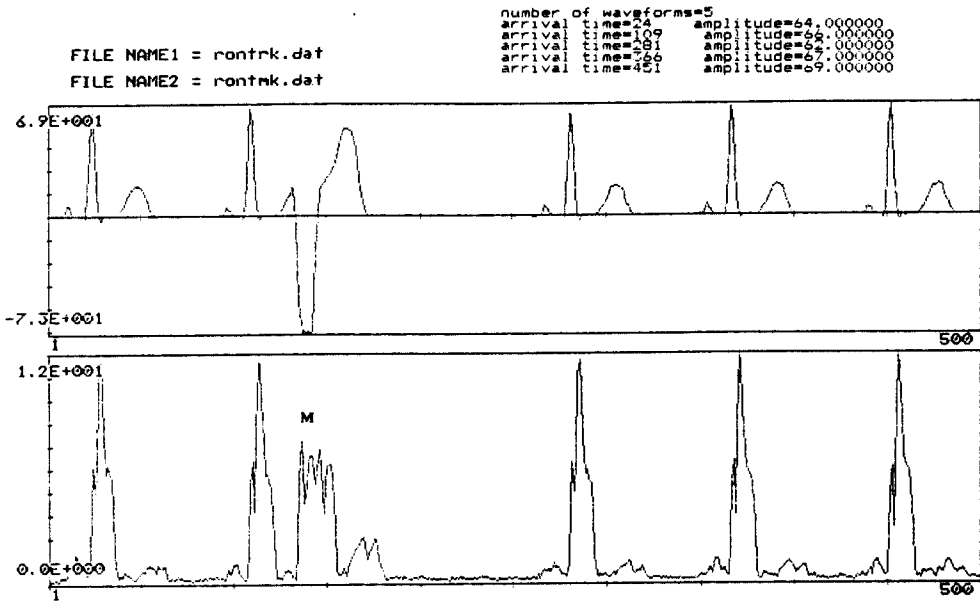


Fig. 4. R ON T

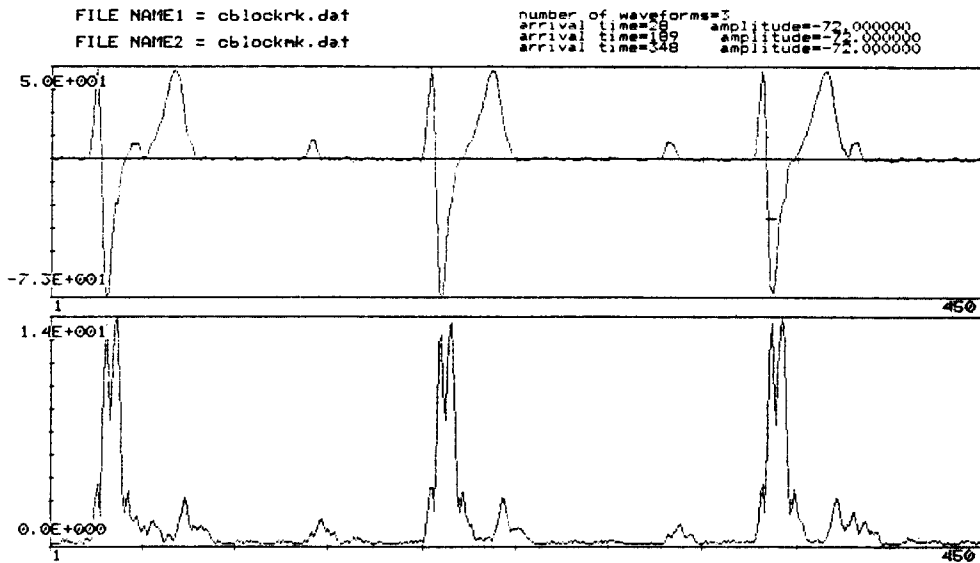


Fig. 5. C_Block

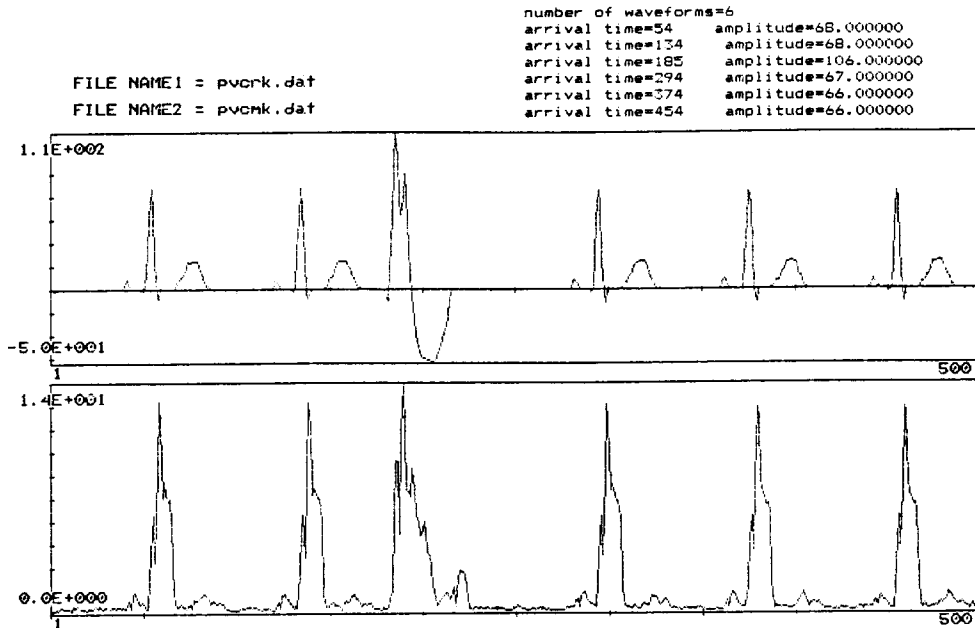


Fig. 6. Premature ventricular contraction

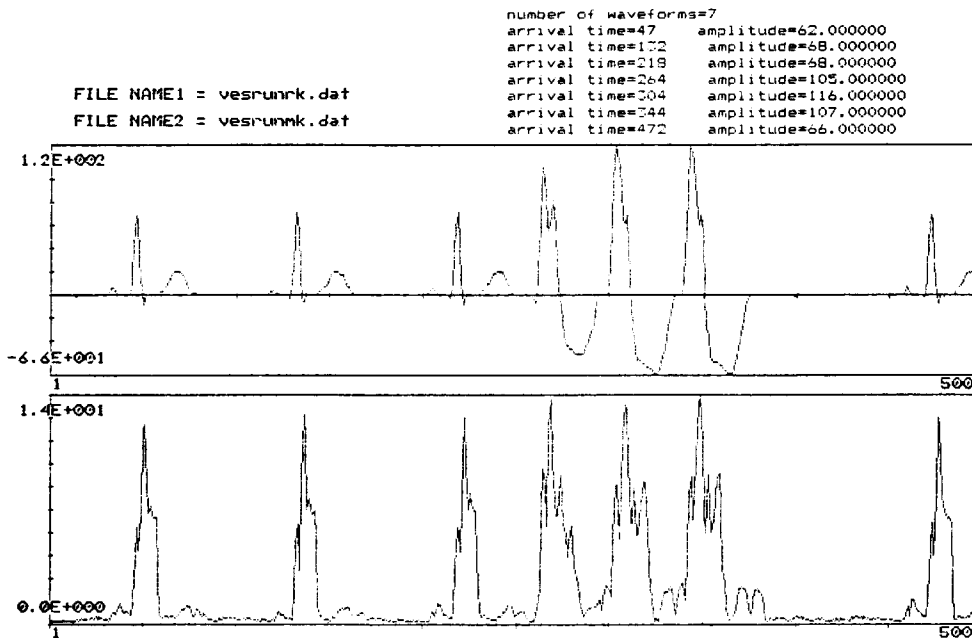


Fig. 7. VES_RUN

Table 3. The evaluation values of estimator performance

	R-R 간격 (m sec)			파형의 수 (개)	
	실측치	추정치	오차	실측치	추정치
정상 파형	855	860	0.58%	5	5
근잡음이 섞인 ECG 파형	855	850	0.58%	5	5
60Hz 잡음이 섞인 ECG 파형	855	860	0.58%	5	5
R ON T	860 306 1404	860 1720	0 * *	6	5
C_Block	1600	1610 1590	0.62% 0.62%	3	3
PVC	805 510 1095	810 510 1090	0.61% 0 0.45%	6	6
VES_RUN	855 400 400 395 1290	850 400 400 400 1280	0.58% 0 0 1.25% 0.78%	7	7
Paired	850 540 395 790	850 540 410 770	0 0 3.6 % 2.5 %	6	6

신호로써 이를 이용하여 먼저 추정기의 성능을 평가하였다. 이때 사용한 파라미터는 $5 \leq B \leq 11$, $-11 \leq B \leq -5$ 를 제외하고는 Table 2와 모두 같다. 추정기는 QRS 진폭이 급격하게 변하는 경우에도 잘 적응하고 있음을 볼 수 있다.

Table 3과 Fig. 3(a)와 (b)에서 보는 것처럼 간단한 전처리용 필터만으로도 근잡음과 60Hz 전원 잡음에 영향을 받지않고 파라미터를 정확히 추정하고 있음을 알 수 있다.

Fig. 4는 R ON T의 경우로써 하나의 R파를 추정하지 못한 것을 볼 수 있다. 이것은 기준시간 D를 적게하면 추정할 수도 있지만 D를 적게할 경우 하나의 QRS파를 2번 추정할 수 있고 또 D가 너무 크다면 두개의 매우 가까운 QRS중 어느 하나를 잃을 가능성이 있기 때문에 D의 선택은 제한된다. D에 대한 가장 적절한 선정은 180-200mSEC정도이며

본 논문에서는 기준시간 D를 200mSEC로 하였다. Fig. 5, Fig. 6, Fig. 7 및 Fig. 8은 각각 C_BLOCK, PVC, VES_RUN, PAIRED인 경우로 R-R 구간의 실측치와 추정치의 오차는 Table 3에서 알 수 있듯이 거의 1%미만으로 이상 심장박동의 경우에도 정확히 추정하고 있음을 볼 수 있다.

6. 결 론

본 논문은 신호의 모델로부터 QRS의 진폭과 도달시간, QRS complex 폭 및 주어진 관측구간에서의 파형의 갯수를 MAP Estimation 방법을 이용하여 추정하여 본 것으로 그 얻어진 결과는 아래와 같다.

1. 문턱치 값을 결정할 때 QRS 진폭의 변화 특성을 이용함으로써 추정기의 적응도를 향상 시켰다.

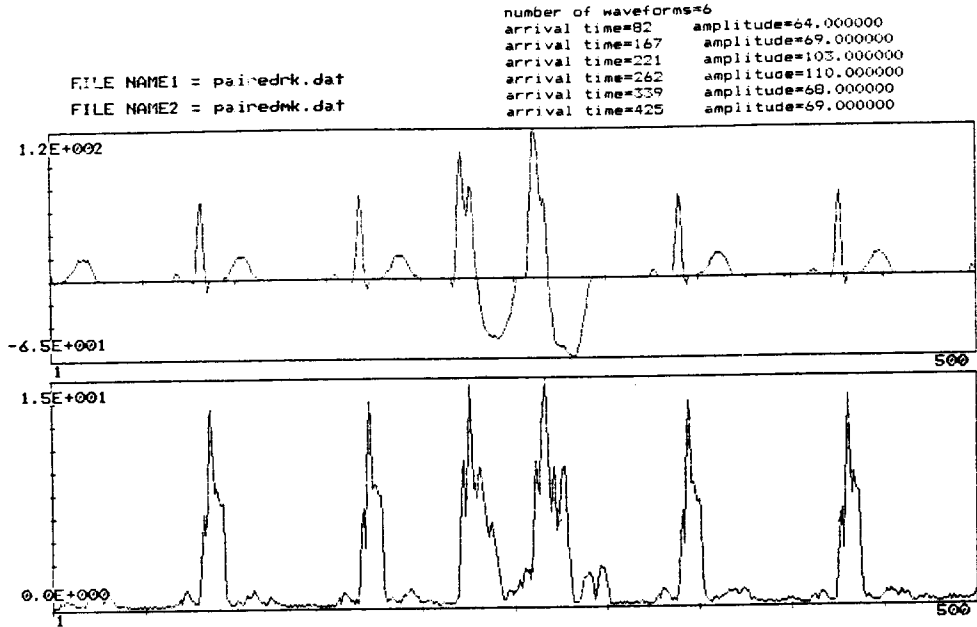


Fig. 8. Paired

2. 간단한 전처리용 필터만으로도 근잡음과 60Hz 잡음에 영향을 받지 않고 파라미터를 정확히 추정할 수 있음을 보였다.
3. 추정된 R-R 간격은 실측치와 비교하여 1%미만의 오차를 보여 추정기의 정확성을 확인하였다.
4. R ON T의 경우를 제외하고 여러 비정상적인 부정맥에 대해서도 QRS 특성을 정확하게 측정함을 볼 수 있었다.

이상의 결과로부터 신호의 모델을 이용한 MAP Estimation 방법이 심전도의 QRS 검출에 임상적으로 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

- 1) M. E. Nygard and J. Hulting, "An automated system for ECG monitoring", *Comput. Biomed. Res.*, Vol. 12, pp. 181~202, 1979.
- 2) E. D. Gerlings, D. L. Bower and G. A. Pl, "Detection of abnormal ventricular activation in a coronary care unit", *Comput. Biomed. Res.*, Vol. 5, pp. 14~24, 1
- 3) H. L. Van Trees, "Detection, estimation and modulation theory: Part 1.", New York: Wiley, 1968.
- 4) N. V. Thakor and J. G. Webster, "Optimal QRS filter", in *Proc. IEEE Frontiers Eng. Health Care*, 1980.
- 5) Papulis, "Probability, random variables, and stochastic process", MacGraw Hill Inc. 1984.
- 6) M. Okada, "A digital filter for the QRS complex detection", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-26, pp. 700~703, Dec. 1979.
- 7) L. Sornmo, P. O. Borjesson, M. E. Nygard, and O. Pahlm, "A method for evaluation of QRS shape features using a mathematical model for the ECG", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-28, pp. 713~717, Oct. 1981.
- 8) 이명호, 윤형로, 민혜정, 정혁구, 신호용, "ECG 파형 성분의 위치와 time interval 측정 알고리즘", *의공학회지*, Vol 6. No2, pp. 53~62, 1985.