

M 채널 필터 뱅크를 이용한 QRS complex 검출 알고리즘

김동석 · 전대근 · 이경중 · 윤형로

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

(1999년 10월 9일 접수, 2000년 2월 15일 채택)

QRS Complex Detection Algorithm Using M Channel Filter Banks

D.S. Kim, D.K. Jeon, K.J. Lee, H.R. Yoon

Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University

(Received October 9, 1999. Accepted February 15, 2000)

요약 : 본 논문에서는 M 채널 필터 뱅크를 이용하여 심전도 자동 진단 시스템에서 매우 중요한 파라미터로 사용되는 QRS complex 검출을 실시하였다. 제안된 알고리즘에서는 심전도 신호를 M개의 균일한 주파수 대역으로 분할(decomposition)하고, 분할된 서브밴드(subband) 신호들 중에서 QRS complex의 에너지 분포가 가장 많이 존재하는 5~25Hz 영역의 서브밴드 신호들을 선택하여 feature를 계산함으로써 QRS complex 검출을 실시하였다. 제안된 알고리즘의 성능 비교를 위하여 MIT-BIH arrhythmia database를 사용하였으며, sensitivity는 99.82%, positive predictivity는 99.82%, 평균 검출율은 99.67%로 기존의 알고리즘에 비해 높은 검출 성능을 나타내었다. 또한 polyphase representation을 이용하여 M 채널 필터 뱅크를 구현한 결과 연산 시간이 단축되어 실시간 검출이 가능함을 확인하였다.

Abstract : In this paper, we detected QRS complex which is very important parameters in automatic diagnosis ECG system, using M channel filter banks. The proposed algorithm decomposed ECG signal into M signals typically called subband signals which have uniform frequency bandwidth, and detected QRS complex through a feature extraction. For the evaluation of the performance, we compared our algorithm with existing algorithms using MIT-BIH arrhythmia database. The overall sensitivity of the algorithm is 98.82%, the positive predictivity is 99.82% and average detection ratio is 99.67% and these performances are more higher than existing algorithms. Also we have proven that the proposed algorithm can be real time processing, because the polyphase representation permits greate simplification of theoretical results and also leads to computationally efficient implementation M channel filter banks.

Key words : M channel filter banks, QRS complex, MIT-BIH arrhythmia database, Real time process, Polyphase representation.

서 론

심전도는 피검자의 심장 전기 활동을 비관혈적으로 진단하는 방법으로써 널리 사용되고 있으며 컴퓨터를 이용한 심전도

자동 진단은 지난 수 십 년 동안 연구 개발되어 왔다. 심전도 자동 진단 시스템에서 사용하는 진단은 크게 심장 박동의 주기성을 분석하여 진단하는 것과 한 박동의 신호에서 P, Q, R, S, T파의 위치 및 크기에 관한 특징값을 추출한 후 분석하여 진단하는 것으로 나뉜다. 대부분의 정상적인 심장 박동에서는 박동을 유발시키는 주기가 일정하고, 심장을 흥분시키는 전기 신호의 전도 경로가 일정하므로, 심전도 상에 나타나는 모양도 일정하다. 특히 심전도 자동 진단 시스템의 경우에는 추출된 특징값에만 의존하여 진단을 실시하므로 정확한 특징값 추출이 필요하다[1]. 이러한 특징점 추출의 가장 기본이 되는 것이 QRS complex 검출이다. 그러므로 대부분의 심전도 자동 진단

본 연구는 보건복지부에서 주관한 98년도 선도기술·의료공학기술개발사업의 지원(HMP-98-G-1-018)에 의해 이루어진 것임.

통신저자 : 김동석, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과
Tel. (0371)760-2858, Fax. (0371)763-1953
E-mail. dong@milab.yonsei.ac.kr

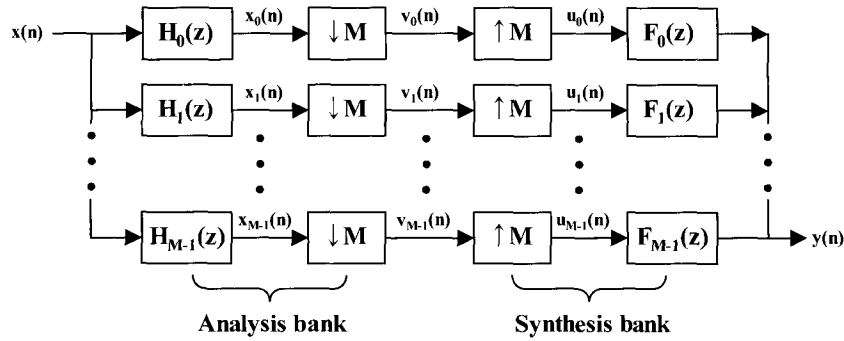


그림 1. M 채널 필터 뱅크의 블록도
 Fig. 1. Block diagram of M channel filter banks

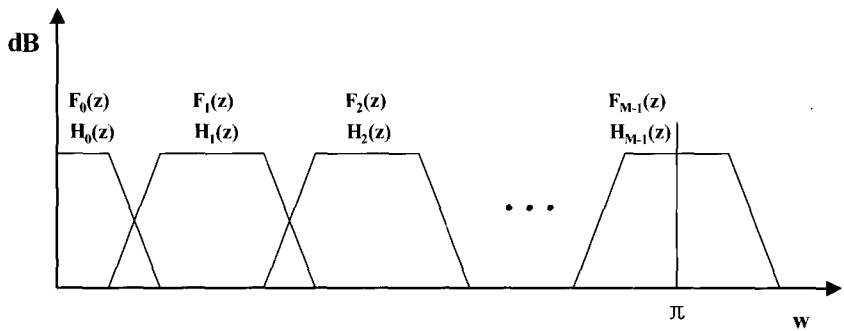


그림 2. M 채널 필터 뱅크의 크기 응답
 Fig. 2. Amplitude response of M channel filter banks

시스템에서는 QRS complex 검출을 먼저 실시한 후 P파, T파의 위치 등을 검출하며, 검출된 각 파형의 시작점(onset)과 끝점(offset)을 검출한다[2]-[4].

QRS complex 검출 알고리즘에는 크게 구문론적(syntactic) 접근 방식과 비구문론적(nonsyntactic) 접근 방식으로 나눌 수 있다. 전자의 경우에는 QRS complex의 패턴 정보를 조사하여 이를 문법적 규칙에 적용함으로써 검출을 실시하므로 알고리즘 설계 이전 단계에 모든 QRS complex의 패턴 정보가 필요하다는 단점이 있다[5]. 그러므로 대부분의 심전도 자동 진단기에서는 비구문론적 접근 방식의 QRS complex 검출 알고리즘들을 사용한다[6]-[8]. 비구문론적 접근 방식의 QRS complex 검출 방식은 신호 대 잡음비(signal to noise ratios: SNR)를 높이는 전처리 과정과 QRS complex를 찾는 검출 과정으로 나눌 수 있으며, 이 중 잡음을 제거하는 전처리 과정의 결과에 따라서 QRS complex 검출 알고리즘의 성능이 좌우된다. 대표적인 전처리 과정으로는 신호의 크기, 일차 혹은 이차의 미분을 이용하는 방법과 저역 통과 필터(low pass filter), 대역 저지 필터(notch filter), 대역 통과 필터(band pass filter) 등의 다양한 필터들을 이용한 방법들이 있지만, 존재하는 잡음의 종류에 따라 매번 각기 다른 계수를 갖는 필터들을 적용해야하는 단점이 있다[8].

이러한 단점을 보완하기 위하여 본 논문에서는 M 채널 필터 뱅크를 이용한 QRS complex 검출 알고리즘을 제시하였다. M

채널 필터 뱅크는 공통 입력과 공통 출력을 갖는 필터들의 집합으로서 분석 뱅크(analysis bank)와 합성 뱅크(synthesis bank)로 구성되어 있다. 분석 뱅크에서는 입력된 신호를 π/M 크기의 균일한 주파수 대역을 갖는 M 개의 서브밴드 신호들로 분할하고, 합성 뱅크에서는 분할된 서브밴드 신호들을 원래의 신호로 재구성(reconstruction)한다. 분할과 재구성에 사용되는 필터 계수들은 신호의 왜곡 방지와 완전 재구성(perfect reconstruction) 조건을 충족시키기 위하여 Lapped Orthogonal Transform(LOT)을 사용하여 계산한다. 본 논문에서 제시한 알고리즘의 특징은 기존의 방법과 비교하여 다음 두 가지의 특징을 가지고 있다. 첫째, 분석 뱅크에는 표본 하강(down-sampling) 과정이 포함되어 있어 분할된 서브밴드 신호들의 표본화 주파수(sampling rate)가 입력 신호의 표본화 주파수보다 $1/M$ 배로 작게 된다. 그러므로 기존의 알고리즘보다 빠른 시간 내에 QRS complex 검출을 할 수 있다. 둘째, 잡음의 종류와 잡음 존재 여부에 상관없이 QRS complex의 주파수 특성만을 고려하여 해당 서브밴드 신호들만 선택하여 처리함으로써 QRS complex 검출 단계에서 잡음에 대한 시스템 부하를 최소화 할 수 있으며, 각 서브밴드 신호들은 QRS complex 검출 이외에 QRS complex 형태 분류, 대표 비트 설정 등의 다른 특징값 검출에도 유용하게 사용될 수 있다.

M 채널 필터 뱅크

그림 1과 그림 2는 M 채널 필터 뱅크의 블럭도와 크기 응답을 나타낸 그림이다. 분석 뱅크는 입력 신호 $x(n)$ 을 해당 주파수 대역에 상응하는 M개의 서브밴드 신호로 분할하고, 합성 뱅크는 M개의 서브밴드 신호를 입력받아 출력 신호 $y(n)$ 을 재구성한다. M개의 서브밴드 신호 $v_i(n)$ 의 주파수 대역은 i 에 따라 $[\frac{f_s}{2M} \cdot i - \frac{f_s}{2M}(i+1)]$ Hz로 균일한 주파수 대역폭을 갖는다. $x_i(n)$ 신호는 표본 하강 작업 이전의 신호이고 $v_i(n)$ 는 QRS complex 검출 알고리즘에 사용될 서브밴드 신호, $u_i(n)$ 는 표본 상승 작업 이후의 신호, $y(n)$ 은 입력 신호를 재구성한 신호이며 각각의 Z 변환식은 다음과 같다 [10]-[12].

$$X_k(z) = H_k(z) \cdot X(z), 0 \leq k \leq M-1 \quad (1)$$

$$V_k(z) = \frac{1}{M} \sum_{l=0}^{M-1} H_k(z^{1/M} \cdot W^l) \cdot X(z^{1/M} \cdot W^l)$$

단, $W = W_M = e^{-2\pi i/M}$ (2)

$$U_k(z) = V_k(z^M) = \frac{1}{M} \sum_{l=0}^{M-1} H_k(z \cdot W^l) \cdot X(z \cdot W^l) \quad (3)$$

$$Y(z) = \sum_{k=0}^{M-1} F_k(z) \cdot V_k(z)$$

$$= \frac{1}{M} \sum_{l=0}^{M-1} X(z \cdot W^l) \sum_{k=0}^{M-1} H_k(z \cdot W^l) \cdot F_k(z) \quad (4)$$

$$= \sum_{l=0}^{M-1} A_l(z) \cdot X(z \cdot W^l)$$

단, $A_l(z) = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} H_k(z \cdot W^l) \cdot F_k(z)$

특히 입력 신호를 왜곡 없이 완전 재구성하기 위한 조건은 식 (5)와 같고 이와 같은 조건을 충족시키는 필터 뱅크에서는 입력 신호와 출력 신호 관계는 식 (6)과 같다.

$$A_l(z) = 0 \quad \text{단, } 1 \leq l \leq M-1 \quad (5)$$

$$y(n) = c \cdot x(n - n_0) \quad \text{단, } c \neq 0, n_0: \text{상수} \quad (6)$$

실험 방법

본 논문에서는 제안된 알고리즘의 평가를 위해 MIT-BIH arrhythmia database를 사용하였으며, 식 (7)과 식 (8)을 이용하여 sensitivity, positive predictivity를 측정하였다. MIT-BIH arrhythmia database에는 총 48개의 심전도 레코드들이 있으며, 60%가 입원환자에게서 측정된 심전도 신호이다. 23개의 심전도 레코드들은 4000개의 24시간 홀터 기록 중에서 랜덤하게 선택한 신호이며, 25개의 심전도 레코드들은 임상적으로 중

요한 의미를 포함하는 신호이다. 각 레코드들은 360Hz으로 표본화되어 있으며, 2 채널의 심전도 신호를 30분 동안 기록한 신호이다. 본 논문에서는 MLII(Modified Lead II) 리드에 해당되는 1 채널의 심전도 신호만 사용하였으며, 분석 뱅크와 합성 뱅크에 사용된 basis 함수의 계수는 Matlab ver. 5.3을 사용하여 계산하였고, 전체적인 알고리즘은 ANSI C로 구현하였다.

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 (\%) \quad (7)$$

$$PP = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 (\%) \quad (8)$$

단, Se : sensitivity, PP : positive predictivity, TP : true positive, FN : false negative, FP : false positive 이다.

1. LOT.

Discrete Fourier transform(DFT), Discrete cosine transform(DCT)과 같은 block 단위 변환은 입력 신호를 M 개의 samples을 갖는 non-overlapping block들로 구분(segmentation) 한 후 각각의 block에 대하여 변환을 실시하므로, 역변환을 실시하면 각 block의 경계선 부분에 불연속적인 구간 즉, block effect가 발생한다[13][14]. 그러므로 본 논문에서는 block effect를 제거시키면서 동시에 완전 재구성 조건을 충족시키는 LOT를 사용하였다[13]-[15]. 본 논문에서 사용한 LOT에서는 basis 함수 계수의 개수(L)가 $L=2 \times M$ 의 크기가 되도록 하였으며, 식 (9)를 만족하는 LOT 행렬 P_{LOT} 를 계산한 후 완전 재구성 조건을 충족시키기 위하여 식 (10)에 의하여 분석 뱅크와 합성 뱅크의 임펄스 응답을 계산하였다.

$$P_{LOT} = \begin{bmatrix} U_1 & 0 \\ 0 & V_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_e - D_0 & J_{M/2}(D_e - D_0) \\ D_e - D_0 & -J_{M/2}(D_e - D_0) \end{bmatrix} \quad (9)$$

단, D_e 는 $M/2 \times M$ 크기의 DCT even-symmetric basis 함수, D_o 는 $M/2 \times M$ 크기의 DCT odd-symmetric basis 함수이며, U_1 는 $M/2 \times M/2$ 크기의 identity 행렬, V_1 는 U_1 을 $M/2-1$ plane rotation으로 근사화 시킨 행렬이다[7].

$$f_l(n) = h_l(2 \cdot M - 1 - n) = p_l(n)$$

단, $0 \leq l \leq M-1, 0 \leq n \leq 2 \cdot M-1$ (10)

식 (11)은 LOT 방법에 의한 변환 계수를 나타내는 수식이다.

$$\theta = P \cdot x \quad (11)$$

단, x 는 $2M \times 1$ 크기의 데이터 벡터, P 는 $M \times 2M$ 크기의 LOT 행렬, θ 는 $M \times 1$ 크기의 계수 벡터이다.

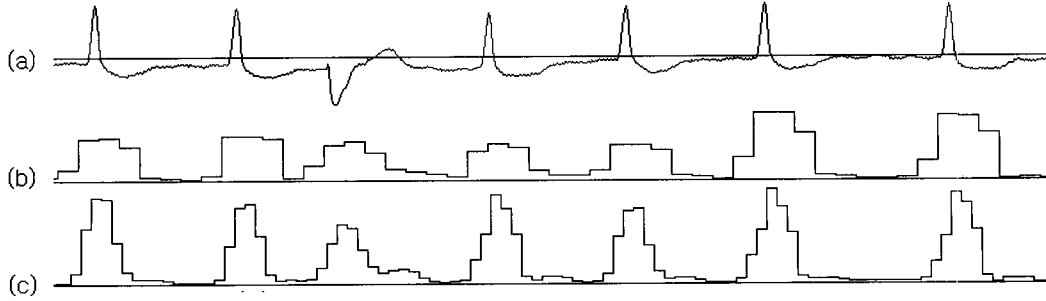


그림 3. 심전도 신호와 $|v_1(n) + v_2(n) + v_3(n)|$ 신호, (a) 심전도 신호, (b) 기존의 방법 (c) 제안된 방법
 Fig. 3. ECG signal and $|v_1(n) + v_2(n) + v_3(n)|$ signal, (a) ECG signal, (b) previous method (c) proposed method

분석 बैं크에서는 식 (11)에 의하여 계수 벡터를 계산한 후 표본 하강 작업을 수행하여 주파수 분해능을 M 배로 향상시킨다. 그러나 이러한 주파수 분해능과 시간 분해능은 서로 반비례 관계이므로 표본 하강 작업 이후에 생성된 서브밴드 신호들의 시간 분해능은 $1/M$ 배로 줄어들게 된다. 따라서 기존의 필터 बैं크 방법으로 QRS complex를 검출할 경우에는 그림 3의 (b)와 같이 QRS complex의 위치가 모호해지므로 검출율이 낮아 지게된다. 본 논문에서는 이러한 필터 बैं크의 단점을 보완하기 위하여 식 (11)에 의한 계수 벡터를 $M/2$ 개의 samples마다 계산하여 주파수 분해능과 시간 분해능을 동시에 향상시켰다. 그 결과 그림 3의 (c)와 같이 주파수 분해능은 기존의 필터 बैं크 방법과 동일하고 시간 분해능은 기존 필터 बैं크 방법 보다 향상된 결과를 얻을 수 있다.

2. Polyphase representation.

그림 1에서 나타낸 M 채널 필터 बैं크의 블록도에서는 표본 하강과정이 $H(z)$ 을 통과한 이후에 수행되며, 그 결과 출력 신호 $V(z)$ 은 M 개의 입력 신호 $X_i(z)$ 중에서 한 개의 sample만을 취하고 나머지 $M-1$ 개의 samples를 버리게 된다. 그러므로 이러한 구조에서는 $M-1$ 개의 samples을 만드는 불필요한 과정이 포함되어 있다. 본 논문에서는 Bellanger와 Vary

가 발표한 polyphase representation을 이용하여 그림 4와 같이 최적의 구조를 설계하였다[16][17].

$$H(z) = \sum_{l=0}^{M-1} z^{-l} \cdot E_l(z^M) \text{ (Type 1 polyphase)} \quad (11)$$

$$\text{단, } E_l(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} e_l(n) \cdot z^{-n},$$

$$e_l(n) = h(Mn + l), \quad 0 \leq l \leq M-1$$

$$F(z) = \sum_{l=0}^{M-1} z^{(M-1-l)} R_l(z^M) \text{ (Type 2 polyphase)} \quad (12)$$

$$\text{단, } R_l(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} r_l(n) \cdot z^{-n},$$

$$r_l(n) = f(Mn + l), \quad 0 \leq l \leq M-1$$

3. 서브밴드 신호의 주파수 대역

그림 2에서 알 수 있듯이 M 채널 필터 बैं크의 분석 बैं크를 통과한 신호들은 π/M 크기의 균일한 주파수 대역을 갖는 M 개의 서브밴드 신호들로 나뉘게 된다. 이러한 서브밴드 신호들의 주파수 대역은 M 의 크기와 Nyquist 주파수만에 의존하게 된다. QRS complex의 주파수 대역은 심장 질환의 유·

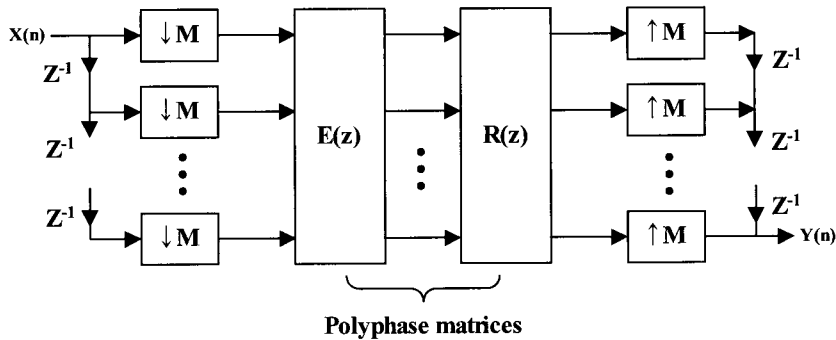


그림 4. Polyphase representation을 이용한 M 채널 필터 बैं크
 Fig. 4. M channel filter banks using polyphase representation

무에 따라 다르지만 대부분이 20Hz 미만에 분포하며, P파와 T파의 경우는 5Hz 미만으로 분석되고 있다. 그러므로, P파와 T파를 구분하여 QRS complex를 검출하기 위해서 분석 뱅크를 통과한 서브밴드 신호들은 약 5Hz 정도의 주파수 대역을 가져야 한다. 또한 본 논문에서 사용한 LOT에서는 basis 함수 계수의 개수가 2ⁿ의 형태를 만족 해야하므로 M=32로 설정하였고 그 결과 각 서브밴드 신호들의 주파수 대역은 약 5.625Hz 이었다.

4. QRS complex 검출 알고리즘.

그림 5는 QRS complex 검출 알고리즘을 나타내는 순서도이다. 심전도 신호는 먼저 분석 뱅크를 통과하여 32개의 서브밴드 신호들로 분할되며, 이 중 QRS complex의 에너지가 가장 많이 분포하는 3 개의 서브밴드 신호만 선택하여 식 (13)과 같이 feature를 계산하였다.

$$P(n) = \sum_{i=1}^3 |v_i(n)| \tag{13}$$

즉, P(n)은 입력 심전도 신호 중에서 [5.625-22.500]Hz 대역의 에너지 크기만을 나타내는 지수로서 QRS complex와 같이 25Hz 미만에 대부분의 에너지가 존재하는 경우에는 P(n)

의 값이 커지게 되고 P파와 T파의 경우에는 상대적으로 작은 P(n) 값을 갖게된다. 또한 60Hz 전원 잡음, 호흡에 의한 기저선 변동, 근전도 잡음들은 [5.625-22.500]Hz에 포함되지 않는 주파수 대역이거나 에너지 크기가 QRS complex의 에너지 크기보다 매우 작으므로 잡음의 P(n) 값은 QRS complex의 P(n) 값보다 작게 된다.

False negative 검출 과정에서는 평균 RR 간격과 현재의 위치를 식 (14)와 같은 관계식을 이용하여 조건을 만족할 경우 이전 문턱값의 70%를 취함으로써 missing beat의 개수를 최소화하였다.

$$\begin{aligned} &IF \{ (avg. RR) \cdot 1.5 \leq (current\ position - \\ & \hspace{10em} before\ QRS\ position) \}, \tag{14} \\ &THEN thr. = thr. \cdot 0.7 \end{aligned}$$

평균 RR 간격(average RR)은 이전 단계에서 검출한 QRS complex의 평균 간격을 이용하여 계산하며, 현재의 위치(current position)와 바로 전 QRS complex의 위치(before QRS position)의 차이를 이용하여 평균 RR 간격 보다 1.5배가 넘으면 missing beat가 발생하였다고 가정하고 검출에 사용된 문턱값의 크기를 70%로 줄이게된다. 따라서 특정 구간동안 QRS complex를 검출하지 못하였을 경우 문턱값의 크기를 낮춤으로써 에너지 크기가 작은 QRS complex도 검출할 수

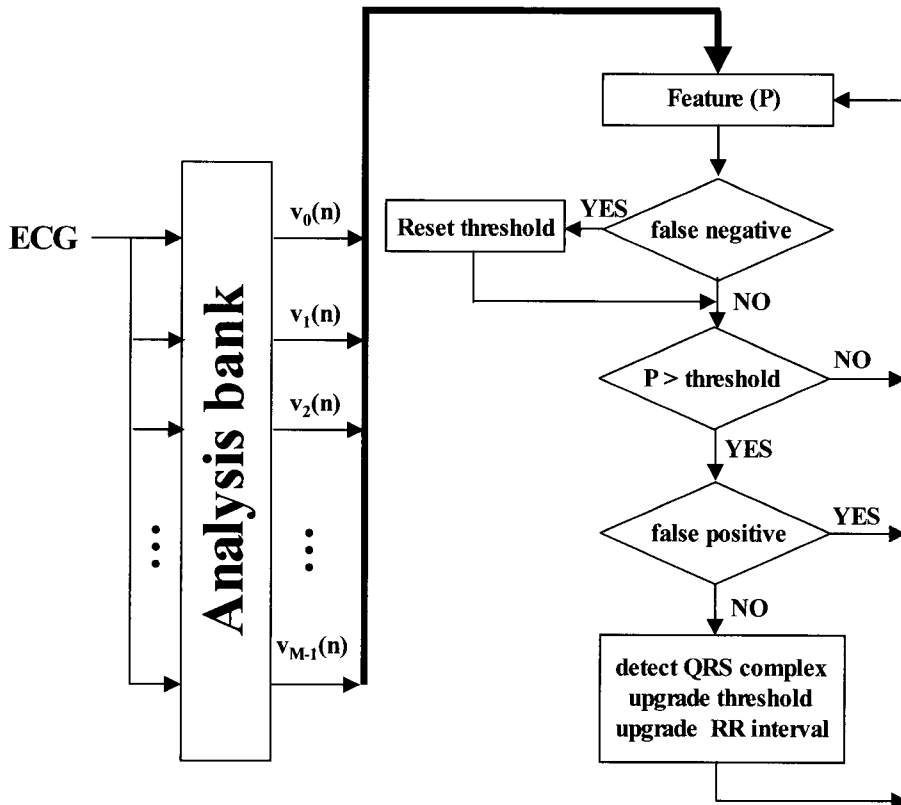


그림 5. QRS complex 검출 순서도
Fig. 5. Flowchart of the QRS complex detection

있도록 하였다.

False positive검출 과정에서는 T파 또는 크기가 큰 피크성 잡음들을 QRS complex로 잘못 검출하는 것을 방지하기 위하여 현재의 RR 간격을 이용하여 식 (15)과 같이 false positive 발생을 최소화하였다.

$$\begin{aligned}
 &IF \{ current\ RR \leq 700ms \} \\
 &AND \{ max.\ feature \leq before\ max.\ feature \}, \quad (15) \\
 &THEN\ Noise
 \end{aligned}$$

현재의 RR 간격(current RR)은 $P(n)$ 의 값이 설정된 문턱값 보다 클 경우 이전 QRS complex 위치와의 거리 차를 이용하여 계산하며, 최대 feature(maximum feature) 값은 처음 문턱값을 넘은 위치부터 120ms 구간까지 검색하여 최대의 $P(n)$ 값을 검색하여 설정한다. 이와 같이 설정된 값들을 이용하여 현재의 RR 간격이 700ms 보다 작고, 최대 feature 값이 이전 단계에서의 최대 feature값보다 작은 경우는 잡음으로 간주하였다.

식(14), 식(15)를 만족하는 경우를 QRS complex라고 판단하며, 다음 QRS complex 검출을 위한 문턱값 설정은 식 (16)과 같이 가변적으로 설정하였다. 이전 QRS complex검출에 사용된 문턱값(threshold)과 QRS complex라고 판단된 최대 feature (maximum feature)값의 비율을 비교하여 문턱값이

최대 feature값의 25% 보다 큰 경우에는 다음 문턱값을 최대 feature값의 60%만 취하고 그 이외인 경우는 최대 feature 값의 30%를 문턱값으로 설정하였다.

$$\begin{aligned}
 &IF \{ (max.\ feature) \cdot 0.25 < thr. \}, \\
 &THEN \{ thr. = (max.\ feature) \cdot 0.6 \} \\
 &ELSE \{ thr. = (max.\ feature) \cdot 0.3 \}
 \end{aligned} \quad (16)$$

식 (14), 식(15), 식(16)에 사용된 상수의 값들은 반복적인 수행 결과 오류를 최소화하도록 설정된 값들이다.

결과 및 분석

그림 6은 식 (9)에서 언급한 LOT를 이용하여 계산한 32개의 basis 함수의 크기 응답이다. 각각의 basis함수들은 서로 orthogonal 하고, 분석 बैं크와 합성 बैं크에 사용된 각각의 필터들은 FIR로 형태로 구성하였으므로 linear phase 특성을 가지고 있다. 각 서브밴드 신호의 주파수 대역은 5.625Hz으로 균일하며, 구성된 basis 함수의 계수를 이용하여 식 (5)와 식 (6)을 충족시키는 완전 재구성 시스템을 확인하였다. 시간 지연 성분 (n_o)은 32 samples 이고, 이득 성분(c)은 1임을 확인하였다.

그림 7은 입력 심전도 파형과 분석 बैं크를 통과하여 분할된

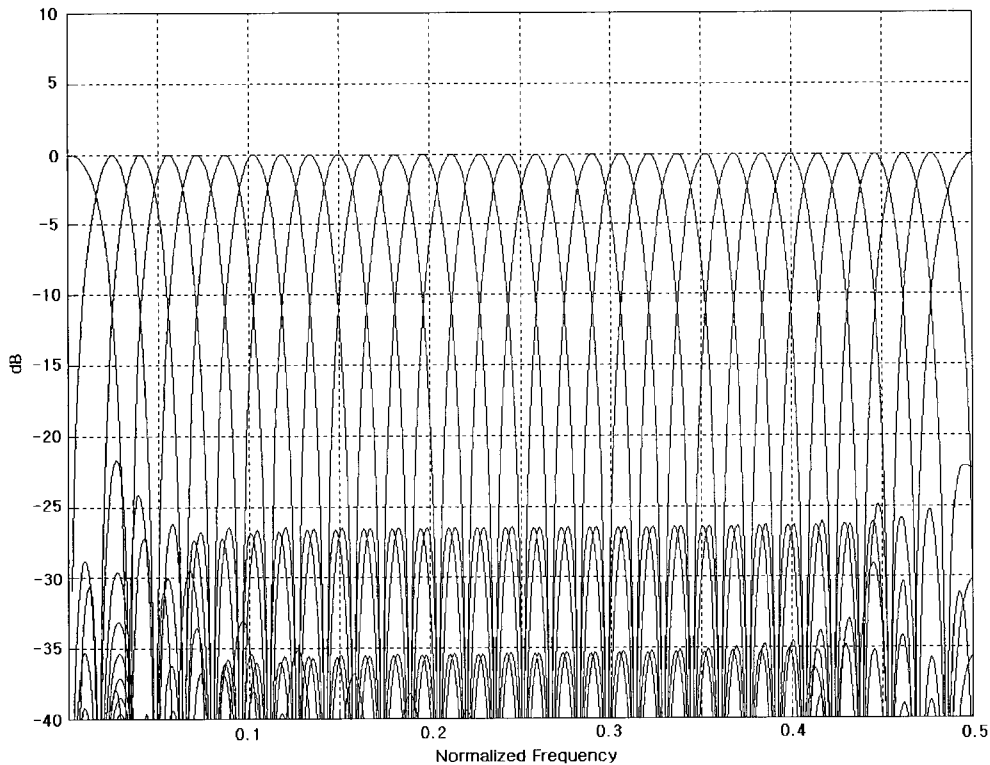


그림 6. Basis 함수의 크기 응답
Fig. 6. Amplitude response of the basis function

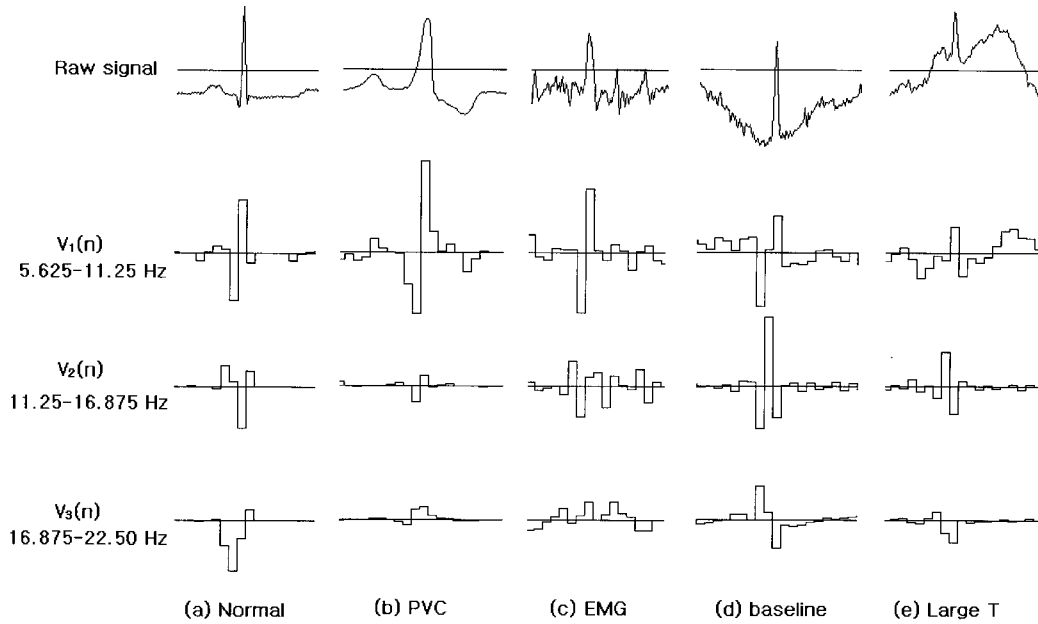


그림 7. 입력 심전도 파형과 서브밴드 신호
Fig. 7. Input ECG signal and subband signals

서브밴드 신호들을 나타내고 있다. 본 논문에서는 심전도 신호를 32개의 서브밴드 신호들로 분할하였으나 그림 7에서는 QRS complex의 에너지가 가장 많이 분포하는 3개의 서브밴드 신호들만 표시하였다. (a)의 경우는 정상 상태의 심전도 신호이다. [5.625-11.250], [11.250-11.875], [16.875-22.500] 주파수 대역 모두에서 QRS complex 에너지가 고르게 분포함을 알 수 있지만, (b)와 (c)의 경우에는 [5.625-11.250] 주파수 대역에서의 QRS complex 에너지 분포와 [11.250-11.875], [16.875-22.500] 주파수 대역에서의 QRS complex 에너지 분포가 큰 차이를 보여주고 있다. 특히 (c)의 경우는 고 주파수 잡음이 유입되어 [11.250-11.875] 주파수 대역과 [16.875-22.500] 주파수 대역에서는 QRS complex와 잡음간의 에너지 분포가 분명하지 않았다. (d), (e)의 경우는 호흡에 의한 기저선 변동 잡음이 유입된 경우이다. 기저선 변동은 QRS complex

보다 낮은 주파수 성분으로 구성되어 있으므로 [5.625-11.250] 주파수 대역보다 [11.250-11.875] 주파수 대역에서 QRS complex의 에너지 분포가 확실히 구별된다.

그림 8은 104번 레코드 중에서 pacemaker 신호와 EMG 신호가 혼합되어 있는 약 6 초간의 연속적인 심전도 파형을 보여주고 있다. 이 경우에는 심전도 신호가 작은 신호 대 잡음비를 가지고 있지만 비교적 일정한 RR 간격과 일정한 크기를 유지하고 있기 때문에 모든 QRS complex를 검출할 수 있었다. 특히 분할된 각각의 서브밴드 신호들에서는 잡음과 QRS complex와의 구별이 힘들었으나 계산된 feature를 통한 결과를 살펴보면 그 구별이 확실하였다.

표 1은 M 채널 필터 뱅크를 이용한 QRS complex 검출 알고리즘의 검출 성능을 나타낸 것으로서, sensitivity와 positive predictivity는 모두 99.82%, 평균 검출율은 99.67%로 높은 검

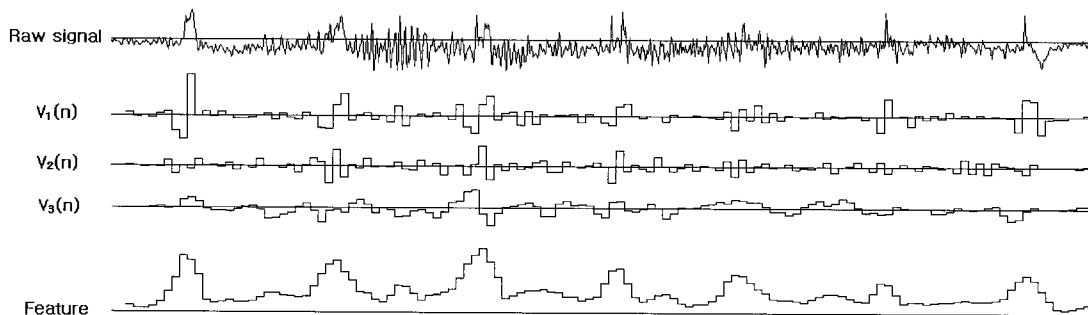


그림 8. 104 번 레코드 심전도, 서브밴드 신호, feature
Fig. 8. ECG signal of the record no. 104, subband signals, feature

표 2. M 채널 필터 뱅크를 이용한 QRS complex 검출 성능

Table 1. QRS complex detection performances using M channel filter banks

Recode No.	Beat 개수	FP	FN	Se(%)	PP(%)	Error(%)
100	2271	0	0	100	100	0
101	1863	3	1	99.95	99.95	0.21
102	2186	0	0	100	100	0
103	2084	0	0	100	100	0
104	2227	1	1	99.96	99.96	0.09
105	2570	44	19	99.26	99.26	2.45
106	2026	0	0	100	100	0
107	2135	0	3	99.86	99.86	0.14
108	1772	18	9	99.49	99.49	1.52
109	2530	0	0	100	100	0
111	2123	1	0	100	100	0.05
112	2538	0	0	100	100	0
113	1794	0	0	100	100	0
114	1877	15	1	99.95	99.95	0.85
115	1951	0	0	100	100	0
116	2409	1	21	99.13	99.13	0.91
117	1534	0	0	100	100	0
118	2287	0	0	100	100	0
119	1986	0	0	100	100	0
121	1862	1	1	99.95	99.95	0.11
122	2474	0	0	100	100	0
123	1516	0	1	99.93	99.93	0.07
124	1618	0	0	100	100	0
200	2600	1	0	100	100	0.04
201	1998	27	2	99.89	99.90	1.45
202	2135	0	6	99.72	99.72	0.28
203	2979	13	43	98.56	98.56	1.88
205	2655	0	2	99.92	99.92	0.08
207	1860	2	3	99.84	99.84	0.27
208	2953	0	9	99.70	99.70	0.30
209	3002	0	0	100	100	0
210	2647	1	29	98.90	98.90	1.13
212	2746	0	0	100	100	0
213	3249	0	0	100	100	0
214	2259	6	0	100	100	0.27
215	3361	0	2	99.94	99.94	0.06
217	2206	2	3	99.86	99.86	0.23
219	2285	2	0	100	100	0.09
220	2046	0	0	100	100	0
221	2425	1	1	99.96	99.96	0.08
222	2481	3	23	99.07	99.07	1.05
223	2604	0	6	99.77	99.77	0.23
228	2052	10	7	99.66	99.66	0.83
230	2254	0	0	100	100	0
231	1571	0	0	100	100	0
232	1179	8	0	100	100	0.68
233	3077	1	2	99.94	99.94	0.10
234	2752	0	0	100	100	0
Total	106257	161	195	99.82	99.82	0.33

평균 검출율 : 99.67%

표 2. 기존의 QRS complex 검출 알고리즘을 MIT-BIH arrhythmia database에 적용한 결과(18)(19)

Table 2. Results of the various existing QRS complex detection algorithms using MIT-BIH arrhythmia database(18)(19)

AT	AF	FD	FS	DF	TM	WT	WAF
98.73%	98.53%	98.69%	98.43%	98.50%	99.58%	98.84%	99.67%

단, AT:Adaptive Threshold, AF:Amplitude & First derivation, FD:First Derivative, FS:First & Second derivative, DF:Digital QRS pass filter, TM:Topological Mapping, WT:simple Wavelet Transform, WAF:Wavelet Adaptive Filter를 이용한 알고리즘.

출을 나타내고 있다. 105번 레코드에서는 44개의 FP와 19개의 FN가 발생함으로써 가장 높은 에러율을 나타내고 있다. 그 이유는 105번 레코드에서 전극 접촉 불량에 의하여 발생하는 급작성 기저선 변동과 같은 잡음들이 연속적으로 분포되어 있어 심전도 신호 자체의 신호 대 잡음비가 매우 낮기 때문이었다. 특히 203번 레코드에서는 다양한 형태의 morphology를 갖는 multifocal PVC가 포함되어 있기 때문에 43개의 FN가 발생하였다. 이와 같은 multifocal PVC는 심실에서 여러 개의 ectopic focus에서 impulse를 방출하므로 PVC의 morphology가 다양하며, RR 간격 변화가 불규칙하고 크기 변화가 심하기 때문에 전문 임상인들도 진단하기가 매우 어렵다.

표 2는 기존의 QRS complex 검출 알고리즘을 MIT-BIH arrhythmia database에 적용하여 얻은 검출 결과이다. 본 논문에서 제안한 알고리즘은 Wavelet Adaptive Filter를 이용한 알고리즘과 같은 성능을 나타내었지만 다른 방법의 알고리즘보다 높은 성능을 나타내었다.

결 론

본 논문에서는 M 채널 필터 뱅크를 이용한 QRS complex 검출 알고리즘을 제시하였다. 기존 방법과 달리 입력된 심전도 신호를 분석 뱅크를 이용하여 여러 개의 서브밴드 신호들로 나눈 후 QRS complex 검출 과정을 실시하였다. 분할 과정은 얼라이어링 방지를 위한 항얼라이어링(anti-alising) 필터와 표본 하강 과정을 통과함으로써 이루어지며, 그 결과 서브밴드 신호들의 표본화 주파수는 입력 심전도 신호의 표본화 주파수보다 작게되어 다른 알고리즘들에 비하여 빠른 시간 내에 QRS complex 검출을 실시할 수 있었다. 특히 polyphase representation 방법을 이용하여 분할을 실시함으로써 연산과정을 최소화 시켰다.

심전도 신호에는 다양한 리드 연결 방법이 존재하며, 리드 연결 방법에 따라서 P파, T파 및 QRS complex의 형태가 바뀌게 된다. 그러나 이러한 리드 연결 방법에 의한 심전도 신호의 변화는 심장 특성의 변화를 의미하는 것이 아니라 단순히 심장을 관찰하는 위치의 변화를 의미하는 것이므로 P파, T파 및 QRS complex의 주파수 특성들은 변하지 않는다. 따라서 본 논문에서 제시된 심전도 신호의 주파수 분석을 이용한 QRS complex 검출 알고리즘은 리드 연결 방법에 독립적이므로 MLII 리드 이외에 다른 리드 연결 방법에도 적용 가능하다.

본 논문에서 제시된 알고리즘을 486-66MHz PC에서 수행한 결과 30분 분량의 1 채널 심전도 신호를 분석하는데 평균 8.84

초가 소요되었으며, 586-200MHz PC에서 수행한 결과 평균 1.39초가 소요되어 실시간 처리가 가능함을 알 수 있었다. 이와 같은 연산 속도는 평균적으로 3분 이상의 연산 시간이 필요한 wavelet 변환 방법보다 매우 빠른 연산 속도이며, 홀터 심전계와 같이 장시간의 심전도 신호 분석을 하는 시스템에 매우 적절함을 알 수 있었다. 또한, 본 논문에서 제시한 방법으로 분할된 신호들을 적절히 조합하거나 재구성한다면, QRS complex 검출 이외에 SNR 향상, QRS complex 형태 분류, 대표 비트 설정, 심전도 신호 압축에도 유용하게 사용 될 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. 김동석, 전대근, 윤형로, "심전도 신호에서의 대표 비트 설정에 관한 알고리즘 비교", 대한의용생체공학학회지, Vol. 20, No. 3, pp. 299-305, 1999
2. F. Gritzali, G. Frangakis, G. Papakonstantinou, "Detection of the P and T Waves in an ECG", Computers and Biomedical Research Vol. 22, pp. 83-91, 1989
3. B.R. Shankara Reddy, Paul E. Elko, Dave W. Christenson, G. Ian Rowlandson, "Detection of P Waves in Resting ECG: A Preliminary Study", Proceedings of Computers in Cardiology, pp. 87-90, Durham, NC, 1992
4. B.R.S. Shankara, P.P. Elko, D.W. Christenson, G.I. Rowlandson, "Detection of Complex Atrial Arrhythmias in Resting ECG", Proceedings of Computers in Cardiology, pp. 777-780, Bethesda, Maryland, 1994
5. E. Pietka, "Feature extraction in computerized approach to the ECG analysis", Pattern Recog., Vol. 24, pp. 139-146, 1991
6. J. Pan, W.J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 32, pp. 230-236, 1985
7. P. Laguna, N.V. Thakor, P. Caminal, R. Jane, H.R. Yoon, "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications", Med. & Biol. & Comput., Vol. 28, pp. 67-63, 1990.
8. 이순혁, "QRS Complex 검출을 위한 적응 필터 설계", 연세대학교 학위논문, 1994
9. V.X. Afonso, W.J. Tompkins, T.Q. Nguyen, S. Luo, "ECG Beat Detection Using Filter Banks", IEEE

- Trans. Biomed. Eng., vol. 46, no. 2, pp. 192-202, 1999
10. P.P. Vaidyanathan, Multirate Systems and Filter Banks, Englewood Cliffs, NJ. Prentice-Hall, 1993
 11. Gilbert Strang, Truong Nguyen, Wavelets and Filter Banks, Wellesley, MA, Wellesley Cambridge Press, 1996
 12. Ali N. Akansu, Richard A. Haddad, Multiresolution Signal Decomposition: transforms, subbands, and wavelets, Academic Press, Inc., 1992
 13. Henrique S. Malvar, Signal Processing with Lapped Transforms, Artech House, Norwood, MA, 1992
 14. H. S. Malvar, D. H. Staelin, "The LOT: Transform coding without blocking effects", IEEE Trans. Acoust., Speech. Signal Processing, vol. 37, pp. 553-559, Apr. 1989
 15. Ricardo L. de Queiroz, Truong Q. Nguyen, K. R. Rao, "The GenLOT: Generalized Linear-Phase Lapped Orthogonal Transform", IEEE Tans. on Signal Proc. Vol. 44, pp. 497-507, Mar. 1996
 16. Bellanger, M., Gonnerot, G., and Coudreuse, M. "Digital filtering by polyphase network: application to sample rate alteration and filter banks", IEEE Trans. on Acoust. Speech and Signal Proc., Vol. 24, pp-109-114, April 1976
 17. Vary, P. "On the design of digital filter banks based on a modified principle of polyphase", AEU, vol. 33, pp. 293-300, 1979
 18. 이경중, 박광리, "웨이브렛 변환을 이용한 스트레스 심전도 분석 알고리즘의 개발", 대한의용생체공학회지 Vol. 19, No. 3, pp. 269-278, 1998
 19. 이정환 정기삼, 이병채, 이명호, "심전도 신호의 위상학적 맵핑을 이용한 실시간 QRS 검출 알고리즘", 대한전자공학회, Vol. 35, No. 5, pp. 48-58, 1998