심전도 자동 진단을 위한 QRS 파형의 분류

전대근, 염호준, 윤형로
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

QRS classification for automated ECG diagnosis

D. G. Jun, H. J. Yeom, H. R. Yoon
Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University.

ABSTRACT

The most important wave set in ECG is the QRS complex. Automatic classification of the QRS complex is very useful in the diagnosis of cardiac dysfunction. Also, diagnosis is influenced by selection of dominant beat.

In this paper, we propose simple algorithm for QRS detection. And we determine correlation between significan attributes of QRS complexs.

We evaluated the efficiency of proposed method with the CSE database.

서 론

심전도(Electrocardiogram:ECG)는 피검자의 심장 전기활동을 기록하는 것으로 피검자의 심장 상태를 진단하는 방법으로 널리 사용되고 있다. 심전도 진단에는 심장 박동의 주기성을 분석하는 것과 한 박동의 신호에서 특징값을 분석하는 것으로 나눈다. 정상적인 심장 활동은 주기가 일정하고, 전기 신호의 전도 경로가 일정하므로, 심전도 상의 모양도 일정하다. 이런 특성으로 대표되는 박동의 모양을 찾아 특징값을 분석하는 것이 바람직하다.

심전도 자동 진단 시스템에서 특징값 분석에 기본이 되는 QRS 분류는 매우 중요하다. QRS의 분류에는 비구문론적(nonsyntactic) 방법과 구문론적(syntactic) 방법으로 나누어 진다. 비구문론적 방법은 알고 있는 대표값(template)과 상관 관계를 구하는 방법으로 서로 비슷할수록 상관 계수가 높아진다. 또는 변환 함수를 이용하는 방법이 있다[1,2]. 이런 방법은 값을 연산해야 하므로 연산 성능이 요구된다. 이에 반해 구문론적 방법은 모든 경우에 대한 고려가 필요하다[3]. 실질적으로 QRS의 모양이 너무 다양하므로 모든 경우를 고려한 문법을 구상하는 것은 쉽지 않다.

본 연구에서는 QRS 분류에 있어서 연산 능력의 부담을 적게 갖으면서 성능이 우수한 알고리즘으로 심전도에서 가장 큰 특징을 갖고 있는 QRS를 검출하고 검출된 QRS를 단순한 삼각형의 연속적인 배열로 표현하여 삼각형의 면적과 밑변의 길이의 상관관계를 비교하여 QRS의 모양을 분류하고자 한다[4].

본 론

QRS 검출은 QRS를 이루는 주요 주파수 성분만을 얻기 위한 대역 통과 필터를 사용한다. 이 필터는 단순한 마이크로프로세서에서도 연산의 부담을 받지 않도록 계수가 정수인 필터로 설계한다. 필터는 고역통과 필터와 저역통과 필터를 순차적으로 통과시킨다[5].

고역통과 필터로는 저역통과 미분기를 사용하고, 전달함수는 다음과 같다.

$$H_h(z) = 1 - z^{-6} \tag{1}$$

주파수에 대한 진폭 응답은 다음과 같다.

$$|H_h(\omega T)| = 2\ |\sin(3\omega T)| \tag{2}$$

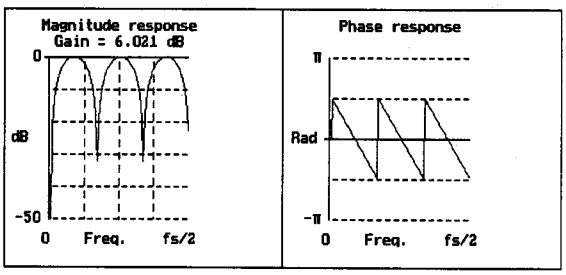

그림 1. 고역통과 필터의 주파수에 대한 진폭 응답과 위상 응답
Fig 1. Frequency response of the highpass filter

저역통과 필터로는 LYNN(1977)이 제안한 정수 계수 필터를 사용하고, 전달함수는 다음과 같다.

$$H_l(z) = \frac{1 - z^{-8}}{1 - z^{-1}} \tag{3}$$

주파수에 대한 진폭 응답은 다음과 같다.

$$|H_l(\omega T)| = \left| \frac{\sin(4\omega T)}{\sin(1/2\omega T)} \right| \tag{4}$$

QRS의 검출은 대역통과 필터를 거친 신호의 처음

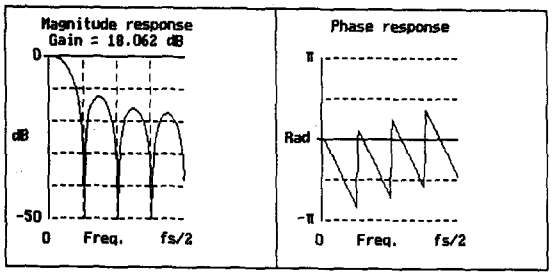

그림 2. 저역통과 필터의 주파수에 대한 진폭 응답과 위상 응답
Fig 2. Frequency response of the lowpass filter

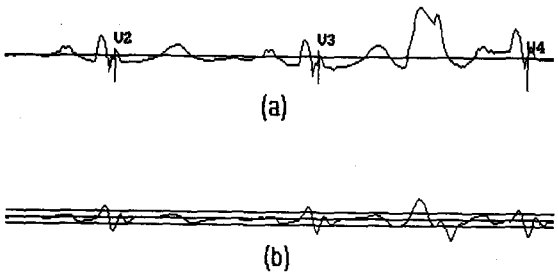

그림 3. 심전도 신호에서 QRS 검출의 예 (a) 신호처리 전의 심전도 파형 (b) 신호처리 후의 심전도 파형과 임계값
Fig 3. Example of QRS detection (a) Orignal ECG (b) Processed ECG

2.5초 동안에서 절대값의 최대치를 H로 하고, $H_1=0.8H$로 임계값 H_1을 정하고, $H_2=4/5H_1$으로 임계값 H_2를 정한다. 임계값 H_1을 넘는 새로운 peak 값이 검출되면 PK_n으로 하고, 그로부터 150ms 이내에 PK_n의 0.5배 이상되는 peak가 존재할 때만 QRS로 인정한다. 이것은 기저선의 갑작스런 변화에서 생기는 경사나 진폭이 큰 T파등 기타 잡음을 QRS로 인식하는 것을 방지한다. 또한 평균 RR_{av} 간격을 구하고, RR_n이 RR_{av}보다 1.8배 이상이 되면, RR_n 구간을 임계값 H_2로 검색하여 임계값 H_2를 넘으면 QRS로 인정한다[5,6].

그림 3의 예에서 V3와 V4 사이에 생긴 잡음은 신호처리 후 임계값을 넘었지만 검출된 peak에 대응되는 peak가 검출되지 않아 제외된 경우이다.

QRS가 검출되면, 검출된 QRS의 모양을 비교하기 위한 특징을 추출해 낸다. 신호처리에서 사용된 고역통과 필터는 저역통과 미분기로 원래 신호의 기울기를 나타내 주고 있다. 그림 4의 (a)를 신호처리한 출력은 그림 4의 (b)와 같고, 그림 4의 (b)에서 각각의 peak는 원신호의 변곡점이고, 영점을 지나는 부분은 원신호의 peak가 된다.

그림 4의 (b)에서 각 peak를 삼각형의 꼭지점으로 생각하고 삼각형으로 단순화 시키면 그림 4의 (c)와 같이 된다. QRS를 이와 같은 삼각형의 순차적인 모임으로 생각하고 삼각형의 면적(T_a)과 밑변(T_d)의 길이를 구하게 되면 QRS의 변화되는 변화량을 알 수 있게 된다.

먼저 의미 있는 peak를 찾기 위해서는 잡음 성분의 peak를 제거해야 한다[7]. peak의 좌표를 $P_i \equiv (Px_i, Py_i)$

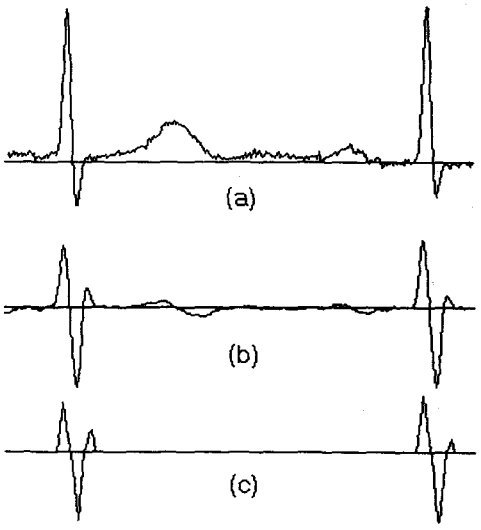

그림 4. (a) 신호처리 전의 심전도 파형 (b) 신호처리 후의 심전도 파형 (c) 단순화된 심전도
Fig 4. (a) Orignal ECG (b) Processed ECG (c) Simplified ECG

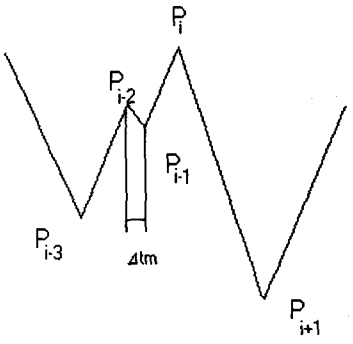

그림 5. 잡음 peak 쌍 (P_{i-2}, P_{i-1})
Fig 5. A noisy peak pair (P_{i-2},P_{i-1})

라고 하면, 그림 5에서 P_{i-2}와 P_{i-1}은 다음과 같은 조건으로 무시되어 진다.

조건 1: $Py_{i-3} \le Py_{i-1} \wedge Py_i \ge Py_{i-2}$
조건 2: $|Py_{i-1} - Py_{i-2}| \le \delta_1$
조건 3: $\Delta t_m \le \delta_2$
단, δ_1는 20μV이고, δ_2는 32ms이다.

면적을 구할때는 peak값의 1/8배 까지의 값으로 정한다.

$$T_a = \sum_{i=T_s}^{T_p} x(i) + \sum_{i=T_p}^{T_e} x(i) \qquad (5)$$

단, T_p는 peak의 위치, T_s는 $x(T_s) \le 1/8x(T_p)$이고 $T_s<T_p$, T_e는 $x(T_e) \le 1/8x(T_p)$이고 $T_s>T_p$

peak에서 멀어 질수록 더해지는 값은 면적에 크게 영향을 미치지는 못하지만 상대적으로 밑변의 길이에는 큰 영향을 주므로, 밑변의 길이는 삼각형의 면

적 구하는 공식을 이용하여 $T_d=2T_a/x(T_p)$로 구한다.
하나의 QRS는 삼각형의 면적과 밑변의 연속으로 표현된다.

$$QRS_k=\{(T_{ak1}, T_{dk1}),(T_{ak2}, T_{dk2}),\ldots\} \quad (6)$$

두 개의 QRS를 비교하는 방법은 두 QRS가 갖는 삼각형의 전체 면적의 비와 감산 방법(subtraction technique)를 이용하여 삼각형의 면적과 밑변의 길이를 비교한다[8].

$$SU_k=\sum_{i=0}|T_{aki}| \quad (7)$$

$$SB_a=\min_j(\sum_{i=0}|T_{aki}-T_{al(i+j)}|) \quad (8)$$

$$SB_d=\min_j(\sum_{i=0}|T_{dki}-T_{dl(i+j)}|) \quad (9)$$

식 (7), (8), (9)에서 구한 값이 다음과 같은 조건을 만족하면 같은 모양으로 인정하게 된다.

$$1.5\min(SU_k, SU_l)>\max(SU_k, SU_l) \quad (10)$$

$$SB_a<\varepsilon_1 \quad (11)$$

$$SB_d<\varepsilon_2 \quad (12)$$

$$\varepsilon_1=\frac{\sum_{i=0}T_{aki}+\sum_{i=0}T_{ali}}{4} \quad (13)$$

$$\varepsilon_2=\frac{\sum_{i=0}T_{dki}+\sum_{i=0}T_{dli}}{8} \quad (14)$$

실험 결과 및 고찰

실험에 사용한 심전도 data는 CSE 데이터 베이스 set 3를 이용하여 수행하였고, 500sample/sec인 data를 다운 샘플링하여 사용하였다. 심전도 신호의 주파수 특성이 50Hz이하에 집중되어 있어서 다운 샘플링 과정에서 생기는 얼라이어싱은 극히 작다고 예상되므로 무시하고 실험에 임하였다. CSE 데이터 베이스는 모두 15개의 리드를 가지고 있으나, 최근 잘 사용하지 않는 3개의 VCG 리드를 제외한 12 리드만을 가지고 실험 하였다.

그림 6은 전체 ECG의 일부분으로 V5에서 VPB가 발생하였다. 이 경우는 12리드에서 V5를 다른 모양으로 검출해 냄을 보여 준다. 그림 7은 ECG에서 두 번의 VPB가 발생하였는데 그 발생 위치가 달라서 심전도 상에 다른 모양으로 나타났다. 이런 경우는 정상 박동까지 세가지 모양의 파형으로 분류되는데 V5,V8,V9를 1번으로 분류하고, V6를 2번, V7을 3번으로 분류하고 있다.

그림 8은 리드 aVR, V1, V2, V3, V4에서는 정확하게 분류하였지만, 리드 I, II, III, aVL, aVF, V5, V6에서는 분류에 실패하였다. 임상적으로 VPB는 발생위치가 심실의 임의의 위치이므로 경우에 따라서는 모든 리드에서 다른 모양을 나타내기도 하지만, 그림 8과 같이 다수의 리드에서 정상파형과 매우 유사한 형태로 나타나게 된다[9]. 그림 9의 예는 그림 6과 같은 ECG 신호로 이 경우도 리드에 따라 같은 모양으

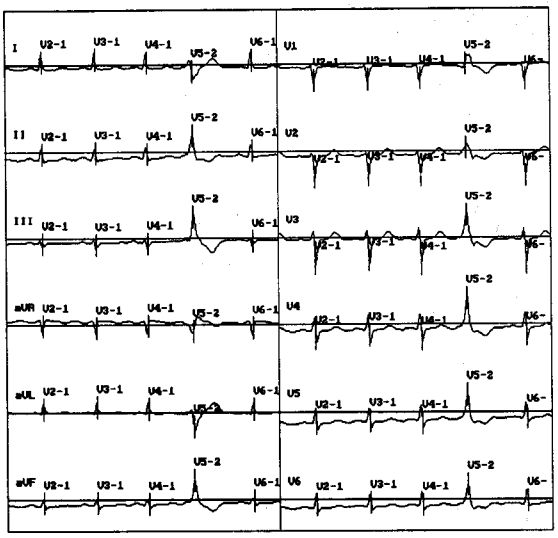

그림 6. 파일 mo1_115.dcd의 결과
Fig 6. Result of filename mo1_115.dcd

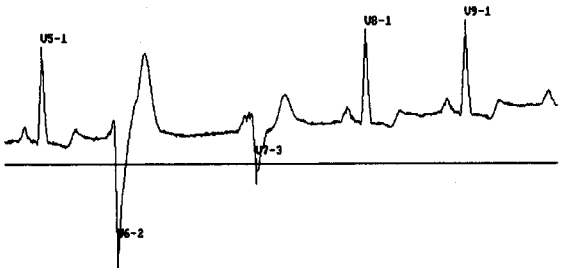

그림 7. 파일 mo1_028.dcd의 리드 II의 결과
Fig 7. Result of lead II in mo1_028.dcd

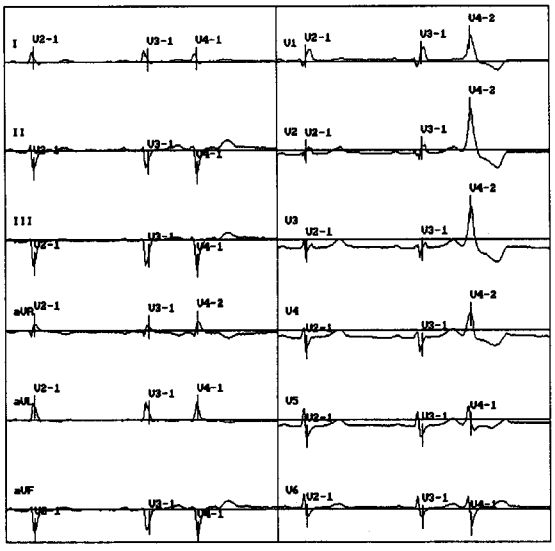

그림 8. 파일 mo1_074.dcd의 결과
Fig 8. Result of filename mo1_074.dcd

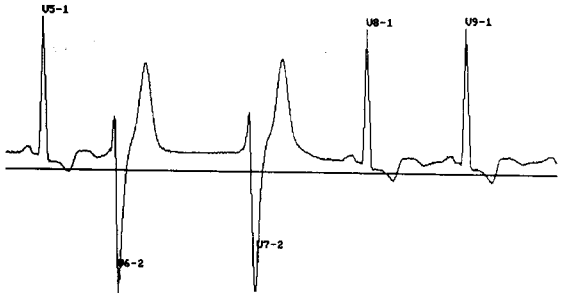

그림 9. 파일 mo1_028.dcd의 리드 V6의 결과
Fig 9. Result of lead V6 in mo1_028.dcd

로 나타나는 예이다.

결론적으로 QRS의 분류는 하나의 리드를 이용하여 검출하는 것은 매우 어려우므로 검출률이 높은 리드의 선택이나 다중 리드의 검출을 종합하여 결론을 내리는 방법들이 계속 연구되어져야 할 것이다.

참고 문헌

[1]S. E. Dobbs, N. M. Schmitt, H. S. Ozemek, QRS detection by template matching using real-time correlatin on a microcomputer, Journal of Clinical Engineering, vol. 9, pp. 197-212.

[2]R. Jane, S. Olmos, P. Laguna, P. Caminal, Adaptive Hermite models for ECG data compression: performance and evaluation with automatic wave detection, In Computers in Cardiology, pp. 389-392, 1993.

[3]E. Skordalakis, Syntactic ECG processing: a review, Pattern Recognition, vol. 19, no. 4, pp. 305-313, 1986.

[4]K. P. Birman, Using SEEK for Multichannel Pattern Recognition, Computers and Biomedical Research, vol. 16, pp. 311-333, 1983.

[5]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. Eng. & Comput., vol. 28, pp. 67-73, 1990.

[6]J. Pan, W. J. Tompkins, A real-time QRS detection algorithm, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236, 1985.

[7]E. Skordalakis, Recognition of noisy peaks in ECG waveforms, Computers and Biomedical Research, vol. 17, pp. 208-221, 1984.

[8]W. J. Tompkins, Biomedical digital signal processing, Prentice Hall, pp. 243, 1993.

[9]G, S. Wagner, Practical electrocardiography, Williams & Wilkins, pp. 228-249.