

실시간 부정맥 자동진단에 관한 연구

신 호용, 신 건수, 이 병채, 이 명호
연세대학교 전기공학과

A Study on Real Time Automatic Diagnosis of Arrhythmias

Hoyong shin, Kunssoo Shin, Byungchae Lee, Myoungcho Lee
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

= Abstract =

Cardiac arrhythmias are associated with electrical instability and, hence, with abnormal mechanical activity of the heart. In many cases, arrhythmias can be treated with drugs or electric shock to control and/or stop them. Hence fast arrhythmia detection is very important.

In this paper RR interval, QRS width, and morphology are used for diagnosis and QRS complex is detected by hardware system, hence diagnosing time is shorten. Moreover doctors or nurses who have little knowledge of computer manipulation can get the information of patient's ECG by showing characteristics of abnormal waveform and by mapping graphs of RR interval .vs. QRS width and RR interval .vs. morphology on screen.

1. 서 론

심장의 전기적 활동을 나타내는 심전도는 심근의 이상이나 심실비대, 그리고 기타 심장의 흥분부위나 흥분전도의 이상을 알아내는데 중요한 수단으로 이용되고 있다. 특히 부정맥(arrhythmia)은 심장의 전기적 불안정성과 연관되어 심장의 비정상적인 기계적 활동과 밀접한 관계를 갖는다. 따라서 이러한 부정맥의 조기 검출은 대단히 중요하다.

ECG 신호의 컴퓨터 분석에 관한 연구는 초기에는 심박수의 모니터를 중심으로 이루어졌으나 점차로 파형의 morphology를 변수로 이용하게 되었으며 Feldman 등은 cross correlation을 이용하여 QRS 형태를 비교하였다(3).

본 연구에서는 진단을 위한 변수로서 심박수, QRS width, 그리고 morphology를 이용하여 보다 정확한 정보를 의도된에게 전달하여 정확한 진단을 내릴 수 있도록 하였으며 컴퓨터의 연산시간을 줄이기 위하여 QRS 파형의 검출은 하드웨어에 의존하였다. 또한 변수로 사용한 심박수, QRS width, morphology 등을 화면에 mapping하고 특이한 파형의 정보를 나타내어 줌으로써 컴퓨터에 관한 지식 없이도 있는 의사나 간호원 일지라도 쉽게 판단할 수 있도록 하였다.

2. 시스템 구성

본 논문에서 구성한 시스템의 개략도는 그림 2-1 과 같다. 입력된 ECG 신호는 아날로그와 디지털 신호처리에 알맞도록 1000배로 증폭되며, 근잡음과 baseline drift 그리고 60 Hz 진원잡음을 제거하기 위하여 대역필터(0.5Hz-100Hz)와 60Hz notch filter를 거친다. 잡음이 제거된 ECG 신호는 A/D converter에 의해 디지털화 된 후 PPI를 통하여 컴퓨터 메모리에 저장되며, QRS detector에 의해 검출된 pulse는 자동진단을 위해 computer의 외부 interrupt로 들어가게 된다.

3. 소프트웨어 알고리즘

본 논문에서 사용한 소프트웨어 알고리즘은 파형의 morphology 비교를 위한 초기 template 형성 알고리즘과 입력된 ECG 신호를 받아서 QRS width, R-R interval, morphology 등을 구한 후 이를 template와 비교, 분석하여 화면에 mapping 하는 monitorization 알고리즘으로 구성된다. 그림 3-1 은 소프트웨어 알고리즘의 흐름도이다.

3.1 초기 template 형성 알고리즘

초기 template 형성 알고리즘의 처음 부분은 시스템의 초기화로서, 사용되는 모든 변수의 초기값 설정, 8255 port 지정, interrupt enable, 그리고 interrupt vector 를 설정한다. 일단 시스템이 초기화된 후에는 데이터를 받아들여 화면에 표시, 5개의 normal QRS 파형을 검출한다. 이렇게하여 검출된 5개의 normal QRS complex는 다음 식에 의하여 초기 template를 형성한다.

$$(Xt)_j = (1/5) \sum_{i=1}^5 (X_{ij} - \bar{X}_i) \quad 1 \leq j \leq 40$$

여기에서 (Xt)_j는 template의 j 번째 sample, X_{ij}는 i 번째 complex의 j 번째 sample이며 \bar{X}_i 는 i 번째 complex의 산술평균이다.

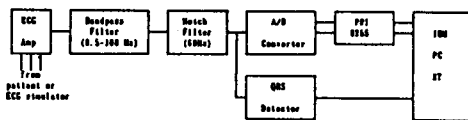


그림 2-1 실험 시스템의 개략도
Fig. 2-1 The schematic diagram of experimental system

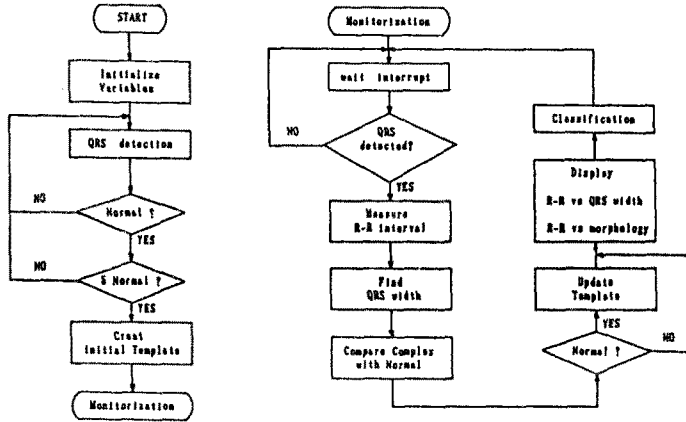


그림 3-1 소프트웨어 알고리즘의 흐름도
Fig. 3-1 The flowchart of software algorithm

3.2 Monitorization 알고리즘

Monitorization 알고리즘은 interrupt service routine, QRS width 검출, morphology 비교, template 재생성으로 나뉘어진다.

Interrupt service routine에서는 A/D converter에 의해 5ms 마다 입력되는 ECG sample을 컴퓨터 메모리에 저장하고, QRS detector에 의해 발생하는 pulse를 저장하여 R-R interval을 계산한다. 또한 2개의 신호가 동시에 발생할 때를 대비하여 보다 중요한 QRS 파형의 검출에 interrupt 우선순위를 두었다.

QRS width 검출은 interrupt service routine에 의해 QRS 파형이 검출된 후, 입력된 데이터를 미분하여 미분치가 5 점 이상 일정치 이하를 유지하는 점을 S 점으로 잡고, threshold를 기준으로 backsearch 하여 다시 5 점 이상 일정치 이하를 유지하는 점을 포착하여 그 시작점을 Q 점으로 잡았다. 이때 사용한 미분식의 차동방정식은 다음과 같다.

$$Y(n-2) = (1/8)[-X(n-4) - 2X(n-3) + 2X(n-1) + X(n)]$$

Morphology 비교는 시간지연이 많은 cross correlation 방법을 지양하고 Wigertz [1] 등이 사용한 방법을 사용하였다. 이 방법은 template sample과 현재 입력된 sample과의 차를 모두 합한 것으로 이에 대한 식은 다음과 같다.

$$Q = \sum_{i=1}^{40} | (Xt)i - (X1 - \bar{X}i) |$$

또한 진단의 기준이 되는 Is 값은

$$Is = \frac{Q}{|max - min|}$$

여기에서 max, min은 각각 비교하는 QRS complex의 최대값과 최소값을 나타낸다.

Is 값이 normal(Is < 5.05)로 결정되면 다음번 QRS complex와의 비교를 위하여 template 재생성을 하게 된다. Template 재생성은 현재의 template와 새로 첨가될 sample과의 비율 4 : 1로 하여 다음 식과 같이 구해진다.

$$[Xt(n)]i = 0.2(X1 - \bar{X}) + 0.8[Xt(n-1)]i \quad 1 \leq i \leq 40$$

여기에서 [Xt(n)]i는 새로 생성될 template의 i 번째 sample이며, [Xt(n-1)]i는 기존 template의 i 번째 sample이다.

또한 심전도 신호의 매핑은 의도전에게 필요한 정보를 알기 쉽게 화면에 나타나도록 하였다. 모니터 화면을 사등분하여 좌측 상단부에는 진단에 필요한 평균 RR interval, 최대 RR interval, 최소 RR interval 등을 수치화하여 표시하였고, 우측 상단부에는 비정상 파형이 있는 경우에 이들이 분포한

위치와 개수를 나타내었으며, 좌측 하단부에는 RR interval과 QRS 폭과의 관계를, 우측 하단부에는 RR interval과 morphology와의 관계를 각각 나타내어 이를 보대로 심전도 신호의 이상 유무를 판단하게 하였다.

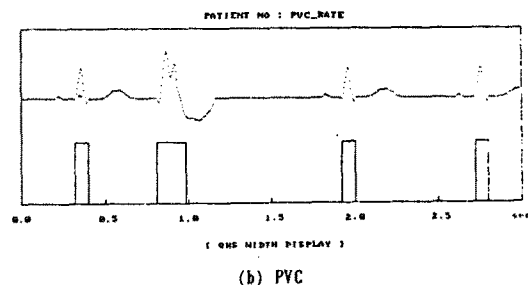
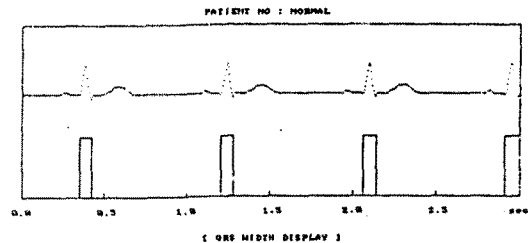
각 변수의 진단기준은, RR interval의 정상범위는 0.6 - 1.0 sec, QRS width의 정상범위는 50 - 100 ms, morphology의 정상범위는 Is < 5.05로 정하였다.

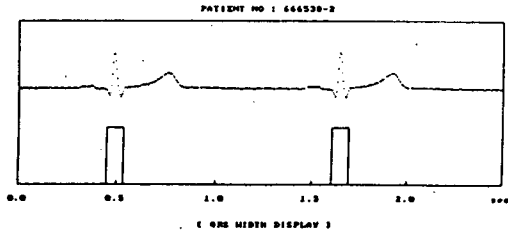
4. 실험 및 결과 고찰

4.1 QRS 폭 검출

본 연구에서는 1차 미분을 사용하여 QRS 파형으로부터 기울기가 일정한 값 이내여 있는 점을 검출, QRS 폭을 계산하였다.

검출실험은 시뮬레이터의 정상파를 포함하여 QRS 형태가 특이한 여러가지 부정맥 파형에 대하여 각각 행하였으며, 이에 대한 결과가 그림 4-1에 나타나있다. 이와같은 QRS 폭의 컴퓨터 판정은 의사마다 이견을 보인 몇가지 경우 외에는 수동 판정 [12]과 일치하였다.

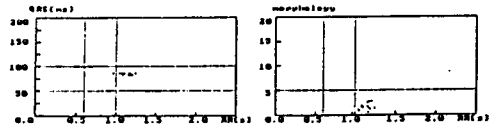




(c) Patient

그림 4-1 QRS 폭의 검출
Fig. 4-1 Detection of QRS width

PATIENT NO : 66638-2		ABNORMAL BEATS	
TOTAL	1.700E+001 (BEATS)	REGION	NUMBERS
AVERAGE	1.122E+000 (sec)	2-B	1.600E+001
MAXIMUM	1.246E+000 (sec)		
MINIMUM	9.425E-001 (sec)		
DECISION	ABNORMAL		
NORMAL	1.000E+000 (BEATS)		



(c) Patient

그림 4-2 심전도 신호의 매핑결과
Fig. 4-2 Mapping results of ECG signals

4.2 심전도 매핑결과 및 부정맥 분류

본 연구에서 행한 시뮬레이터 파형과 환자의 심전도 파형에 대한 심전도 신호의 매핑결과가 그림 4-2에 나타나 있다.

(a)의 Normal인 경우에는 평균 RR interval이 0.853 sec이며, 최대 RR interval, 최소 RR interval도 모두 정상영역에 속하며, QRS width와 Is 값도 모두 정상영역에 있으므로 정상으로 판정되었다.

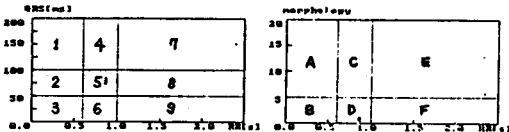
(b)의 PVC인 경우에는 평균 RR interval이 1.095 sec로 정상보다 크며, 최소 RR interval과 최대 RR interval과의 차이가 커 심박의 변화가 심함을 알 수 있고, 비정상파형이 영역 2-B와 7-E에 각각 9개와 8개로 비슷하며 Is 값도 10 이하로 비교적 작으므로 PVC임을 알 수 있다.

(c)는 환자의 심전도 매핑결과로 평균 RR interval이 정상보다 크며 QRS width와 Is는 정상으로, 매핑영역은 Low Rate임을 나타내는 8-F에 거의 모든 파형이 존재함을 알 수 있다. [표 4-1 참조]

표 4-1 부정맥 판정표

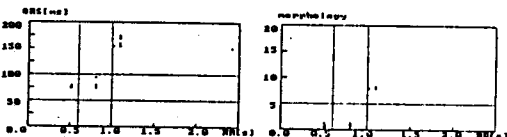
arrhythmia	region	비고
C. Block	7-E	n(2-B)=n(7-E)
Dem. Pacer	4-C	
PVC	2-B, 7-E	
Bigeminy	2-B, 7-E	n(normal)=0
Low Rate	8-F	
High Rate	2-B	Is is very high
R on T	2-B, 7-E	
Paired	1-A, 2-B, 4-C	
Yes Run	1-A, 2-B, 7-E	
V. Tachy	1-A, 2-A	
Asystole	8-F	

PATIENT NO : NORMAL		ABNORMAL BEATS	
TOTAL	2.700E+001 (BEATS)	REGION	NUMBERS
AVERAGE	8.562E-001 (sec)		
MAXIMUM	8.600E-001 (sec)		
MINIMUM	8.550E-001 (sec)		
DECISION	NORMAL		
NORMAL	2.700E+001 (BEATS)		



(a) Normal

PATIENT NO : PVC_RATE		ABNORMAL BEATS	
TOTAL	1.990E+001 (BEATS)	REGION	NUMBERS
AVERAGE	7.876E-001 (sec)	2-B	7.600E+000
MAXIMUM	1.095E+000 (sec)	7-E	8.600E+000
MINIMUM	5.828E-001 (sec)		
DECISION	ABNORMAL		
NORMAL	1.200E+001 (BEATS)		



(b) PVC

5. 결론

심전도 검사는 심근의 이상이나 심실비대, 심장내의 전기적 흥분부위의 이동, 흥분전도의 이상 등 임상적으로 심장의 기능을 검사하는 중요한 수단이다.

본 연구에서는 이러한 심장의 이상으로 인하여 발생하는 부정맥을 검출하기 위하여 RR trend, RR interval, QRS 폭, morphology의 네가지 변수를 사용하였으며, 그 결과 얻어진 결론은 다음과 같다.

- (1) 진단의 가장 중요한 요소인 QRS 파형을 하드웨어에 의해 검출함으로써 소프트웨어의 부담을 줄여 실시간화 할 수 있었다.
- (2) 하드웨어에 의해 검출된 QRS 파형을 1차 미분하여 QRS 폭을 정확히 검출함으로써 진단의 신뢰도를 높일 수 있었다.
- (3) 심박의 변화를 나타내는 RR trend, RR 간격과 QRS 폭, RR 간격과 morphology와의 관계를 한 화면에 매핑함으로써 환자의 심전도 특성을 입목요연하게 정확히 판단할 수 있도록 하였다.

참고 문헌

- 1 Kenneth L. Ripley, Alan Murray, "Introduction to automated arrhythmia detection," IEEE Computer Society, pp.1-4, 1980.
- 2 Cox JR, Nolle FM, Fozzard HA, et al, "Aztec, a preprocessing program for real time ECG rhythm analysis," IEEE Trans. BME-15, pp.128-129, 1968.
- 3 Feldman CL, Amazeen PC, Klein MD, et al, "Computer detection of ventricular ectopic beats," Comput. Biomed. Res. 3, pp.666-674, 1971.

- 4 Willis J. Tompkins and John G. Webster, et al, "Design of microcomputer-based medical instrumentation," Prentice-Hall, 1981.
- 5 Mervin J. Goldman, MD, "Principles of clinical electrocardiography," 1982.
- 6 Leslie Cromwell, Fred J. Weibell, Erich A. Pfeiffer, "Biomedical instrumentation and measurements," pp. 106, 1980.
- 7 Lewis J. Thomas, Kenneth W. Clark, Charles N. Mead, Kenneth L. Ripley, et al, "Automated cardiac dysrhythmia analysis," Proc. of the IEEE Vol. 67, No. 9, pp. 1322-1337, Sep. 1979.
- 8 Coleman J. D. and Bolton M. P., "Microprocessor detection of electro cardiogram R-wave," J. of Med. Eng. & Tech. Vol. 3, No. 5, Sep. 1979.
- 9 Jiapu Pan and Willis J. Tompkins, "A real time QRS detection algorithm," IEEE Trans. BME-32, No. 3, 1985.
- 10 Harry E. Thomas, "Handbook of biomedical instrumentation and measurement," pp. 491, 1974.
- 11 Wigertz, C. Hernandez, J. Mira, "Method for mapping cardiac arrhythmia in real time using microprocessor based system," Med. & Biol. Eng. & Comp. Vol. 22, pp. 160-167, 1984.
- 12 윤 형모, "실시간 부정맥 검출을 위한 컴퓨터 시스템에 관한 연구," 박사학위 논문, 연세대학교 대학원, pp. 54-55, 1986.
- 13 이 명호, 안 재봉, 윤 형모, "ECG 자동진단을 위한 컴퓨터 알고리즘," 대한 의공학회지, Vol. 3, No. 2, pp. 83-88, 1982.