

공간속도 알고리즘을 이용한 QRS 컴플렉스 검출에 관한 연구

권혁제·이명호

= Abstract =

A Study of QRS Complex Detection using the Spatial Velocity

Hyukje-Kweon, Myoung-ho-Lee

The time instants, at which QRS complexes are detected, are used in the electrocardiogram rhythm analysis. Hence, it is necessary that all QRS complexes are detected and that no other waves or artifacts are wrongly labeled as such. These time instants are also used in other tasks as an indication of the location of significant events in the ECG. For example, the QRS typification algorithm uses these points to define the region of interest for complex comparison and alignment. When waveform recognition is done for each complex, these points are used to define search intervals in which the onset and the end of the QRS complex have to be found.

This paper proposes the method for the detection of QRS complexes and decision rule for the classification scheme. The efficiency of the detection is demonstrated with the aid of an internationally validated CSE(Common Standard for Quantitative Electrocardiograph) data set 3 and 4.

서론

QRS 컴플렉스의 정확한 검출은 리듬 분석 뿐만 아니라 자동 진단을 위한 파라미터 추출에 있어서도 상당히 중요하다. QRS 컴플렉스 검출 알고리즘은 크게 다음과 같이 2가지로 나눌 수 있다.

1. 단일 리드 검출 알고리즘(single lead detection algorithm)
2. 멀티 리드 검출 알고리즘(multiple lead detection algorithm)

단일 리드 검출 알고리즘은 부정맥 모니터링 시스템에 널리 사용되는 방법으로서, 대역 통과 필터를 거친 심전도 신호의 문턱 값을 이용한 검출 방법[1][2]과 구문론적 패턴 인식 방법[3]이 널리 사용된다. 문턱 값을 이용한 검출 방법은 대역 통과 필터를 거친 심전도 신호가 미리 정의된 기준치 또는 문턱 값을 넘는 경우, QRS 컴플렉스가 존재한다고 가정하는 방법으로서, 적당한 신호대 잡음비(SNR)를 갖는 오직 한가지 종류의 QRS 컴플렉스

가 발생하는 경우는 잘 동작하지만, QRS 컴플렉스가 다른 형태(morphology)를 갖는 경우나 신호대 잡음비(SNR)가 작은 경우는 정확한 동작을 기대하기 어렵다. 따라서 가변 문턱 값, 구문론적 규칙[3-6], 신경 회로망[7], 위상 지연[8], 및 wavelet[9]등을 이용한 좀더 복잡화 된 문턱값 알고리즘이 제안되었다.

구문론적 패턴 인식 방법은 Horowitz[4]의 기본적 개념을 바탕으로, Degani[5]는 세그먼트 기울기가 일정한 문턱 값을 넘으면 QRS 컴플렉스라 가정하고, 심전도 신호의 구분적 선형 근사화된(piecewise linear approximation) 세그먼트의 기울기를 이용하여 QRS 컴플렉스를 검출하였다. Udupa[6]는 리듬 분석을 위하여 심실(ventricular)과 상위심실(supraventricular) 컴플렉스에 대한 구문론적 서술을 이용하였다. 즉, 각각의 선형 근사화된 세그먼트에 '수평이다', '작다', '중간이다' 등의 기울기 특성과 각각의 기울기에 대한 양, 음의 기호를 사용한 특성 문법(attribute grammar)을 이용하였다.

그러나, 위의 경우는 각각의 한 리드에만 독립적으로

(속보논문)

연세대학교 전기공학과
Electrical Eng., Yonsei Univ

통신저자 : 권혁제, (120-749) 서울시 서대문구 신촌동 134, Tel. (02)361-2770, Fax. (02)392-4677

적용되는 직렬적인 방법인데 반해 심전도 신호는 특성상 각 전극의 위치에 따른 심장의 동적인 변화가 구분되기 때문에 정확한 리듬 분석과 진단을 위해서는 여러 리드를 통해 다채널로 입력되는 신호를 분석해야 한다[4]. 특히, 심전도 자동 진단 장치와 같이 12리드에 대한 정보를 모두 사용하는 시스템에서는 단일 리드 방식으로는 실제적인 실시간 구현이 불가능하다. 따라서 본 논문 공간 속도 (spatial velocity) 알고리즘을 사용한 병렬적인 검출 함수와 새로운 검출 규칙을 제안 함으로서 자동 진단 장치에서 요구되는 두가지 사항-정확성과 실시간 검출-을 모두 만족하는 알고리즘을 제안하고자 한다. 멀티 리드 검출 알고리즘이라고 할 수 있는 이 방법은 동시에 입력되는 12리드 ECG의 정보를 결합하기 위하여, 입력되는 모든 리드를 검출 함수로 변환 시킨 후 적당한 문턱 값을 이용하여 QRS 컴플렉스를 검출한다. 본 논문은 2장에서 공간 속도 알고리즘에 대한 간단한 이론적 설명과 더불어 심전도 신호에 적용 하였을때 사용된 여러 가지 방법에 대하여 설명하고, 3장은 QRS 컴플렉스의 검출 성능 향상을 위하여 일종의 전처리 단계로 생각할 수 있는 스파이크 성분 검출 방법에 대하여 설명한다. 4장에서는 QRS 컴플렉스 검출에 사용된 극값 결정 과정, 문턱치 결정 방법 및 검출 규칙에 대하여 자세히 설명하고, 5장에서는 CSE 데이터 베이스에 대한 실험을 통하여 제안된 검출 방법의 성능을 검증하고, 이의 결과 및 개선 사항에 대한 설명으로 구성되어 있다.

공간 속도 알고리즘

공간 속도 알고리즘이란 세 신호에 대한 기울기의 벡터 합을 표현한 것으로, 입력되는 세 신호 x, y, z의 시간의 변화량 Δt에 대한 진폭의 증분값을 각각 Δx, Δy, Δz라 표현하면 벡터합은 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\sqrt{\left(\frac{\Delta x}{\Delta t}\right)^2 + \left(\frac{\Delta y}{\Delta t}\right)^2 + \left(\frac{\Delta z}{\Delta t}\right)^2} \quad (1)$$

여기서 x, y, z를 입력되는 각 리드의 진폭 집합이라 가정하면 Δt는 일정한 값을 갖기 때문에 세 리드의 기울기 (속도)성분에 대한 벡터합이 되는 것이다. 이와같은 공간 속도 알고리즘은 Pipberger가 VCG(Vectorcardiogram)의 X, Y, Z 세 리드에 대한 공간적인 특성을 이용하여 처음 제안한 것으로[10], VCG 신호에서 QRS 컴플렉스가 가장 큰 기울기 성분을 갖기 때문에 공간속도에서는 P파나 T파와 같이 QRS 컴플렉스에 비해 상대적으로 적은 기울기 성분을 갖는 성분들보다 QRS 컴플렉스 성분을 잘 표현 할 수 있다. VCG에서 3개의 리드는 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$V_i = (X_i, Y_i, Z_i) \quad (2)$$

여기서 i는 i번째 샘플된 데이터를 나타내며, X, Y, Z는 VCG를 이루는 세 리드를 나타낸다. 이때 식 (2)로 표현된 VCG에 대한 공간 속도는 식 (3)와 같이 3차원 공간에서 벡터의 합으로 나타낼 수 있다.

$$SV_i = \sqrt{(X_{i+1} - X_{i-1})^2 + (Y_{i+1} - Y_{i-1})^2 + (Z_{i+1} - Z_{i-1})^2} \quad (3)$$

여기서 SV_i는 세 리드 X, Y, Z로 부터 유도된 공간속도 (spatial velocity)값을 나타낸 것이다. 식 (3)과 같이 정의된 공간 속도에서 신호의 저주파 성분은 크게 억제되지만 고주파 성분은 충분히 감쇄되지 않는다. 최적의 QRS 컴플렉스 검출을 위해서는 잡음 성분을 최대한 억제하여야 한다. 따라서 공간 속도를 계산하기 전에 신호는 저주파 통과 필터를 거침으로서, 결과적으로 대역 통과 필터링된 효과를 얻게되어 심전도 신호 성분 이외의 고, 저주파 잡음 성분을 억제 할 수 있을 것이다. 본 논문은 이와 같은 저주파 통과 필터의 효과를 얻기 위하여 공간속도를 계산하기 전에 입력되는 심전도 신호의 표본화율 감소를 수행하였다. 이와 같은 방법으로 정의된 공간 속도는 신호의 순간 에너지와 같은 것으로 생각할 수 있다.

공간 속도의 개념은 동시에 기록되는 12리드 심전도 신호에도 적용할 수 있다. 이때 식 (2)는 식 (4)와 같이 확장하여 정의할 수 있다.

$$E_i = (E_i^{*1}, E_i^{*2}, E_i^{*3}, \dots, E_i^{*12}) \quad (4)$$

여기서, E_i^{*}는 표본화 감소 과정을 거친 ECG 신호의 k번째 리드에서 i번째 진폭을 나타낸 것이다. 식 (4)와 같이 정의된 심전도 리드 시스템은 다시 발생 위치가 유사한 세 개의 리드씩 묶어, 총 4개의 리드 그룹으로 설정할 수 있다. 이때 각 리드 그룹에 대한 공간 속도는 식 (5)과 같은 형식으로 나타낼 수 있다.

$$SV_i = \sqrt{\frac{(E_{i+1}^{*3p+1} - E_{i-1}^{*3p+1})^2 + (E_{i+1}^{*3p+2} - E_{i-1}^{*3p+2})^2 + (E_{i+1}^{*3p+3} - E_{i-1}^{*3p+3})^2}{(E_{i+1}^{*3p+3} - E_{i-1}^{*3p+3})^2}} \quad (5)$$

여기서, p는 각 리드 그룹에 따라 결정되는 값으로 0, 1, 2, 3중 하나를 취한다. 예로 첫번째 리드 그룹일때 p는 0을 취하고, 두번째 리드 그룹일 때는 1을 취한다. 또한 공간 속도의 처리 시간을 줄이기 위하여 식(5)는 식(6)과 같이 근사화하여 사용할 수 있다.

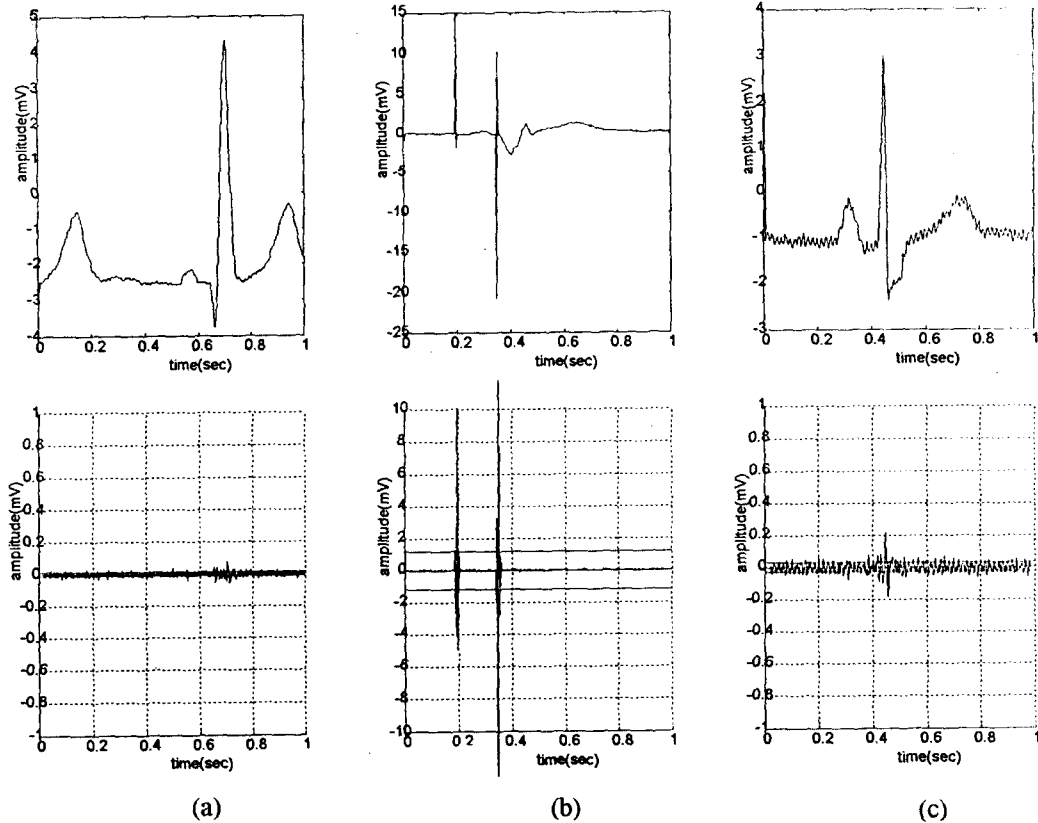


그림 1. 스파이크 성분이 포함된 심전도 신호와 포함되지 않은 심전도 신호에서의 9점 포물선 필터링 후 평가된 잡음 성분. (a)근잡음과 스파이크 성분이 없는 심전도 신호 및 평가된 잡음 성분 (b)스파이크 성분만 포함된 심전도 신호 및 평가된 잡음 성분 (c) 근잡음 성분만 포함된 심전도 신호 및 평가된 잡음 성분

Fig. 1. The ECG signal with/without spike components and noise components estimated by 9 point parabolic filtering (a) The ECG signal free of muscle noise and spike component and estimated noise components. (b) The ECG signal with only spike component and estimated noise components. (c) The ECG signal with only muscle noise and estimated noise component.

$$ASV_i = \left| E_{i+1}^{*3p+1} - E_{i-1}^{*3p+1} \right| + \left| E_{i+1}^{*3p+2} - E_{i-1}^{*3p+2} \right| + \left| E_{i+1}^{*3p+3} - E_{i-1}^{*3p+3} \right| \quad (6)$$

즉, 각 성분들의 제곱의 합에 대한 근호를 절대값의 합으로 대치한 것인데, 이때 근사화 된 식을 이용한 공간 속도값은 식 (5)를 통해 구한 공간 속도값 보다 최대 \sqrt{n} 배를 넘지 않음을 알 수 있다(식 7). 이와 같은 근사화를 통하여 연산 과정을 대폭 줄일 수 있기 때문에 처리속도의 향상을 기대할 수 있다.

$$1 \leq ASV_i / SV_i \leq \sqrt{n} \quad (7)$$

여기서, n은 리드 수를 나타낸다.

스파이크 검출 알고리즘

스파이크 성분은 상당히 비고정적(nonstationary)인 특

성을 갖기 때문에 심전도 신호에서 스파이크 검출은 다른 잡음 성분 검출과는 다른 접근 방법이 필요하다. 본 논문은 9점의 필터 폭을 갖는 포물선 필터를 이용하여 스파이크 성분을 검출 하였다[13]. 포물선 필터는 최적의 필터 폭 결정에 따라 근잡음 성분 제거 뿐만 아니라 스파이크 검출도 동시에 가능하도록 제안된 방법이다. 그림 1은 포물선 필터를 이용한 스파이크 검출 과정을 예시하기 위하여, 스파이크 성분과 근잡음 성분이 없는 깨끗한 심전도 신호와 스파이크 성분만 포함된 심전도 신호, 그리고 근잡음만 포함된 심전도 신호와 이들 각 신호들에 대한 9점 필터 폭을 갖는 포물선 필터를 거친 후, 평가된 잡음 성분을 나타낸 그림이다. 또한 그림 1에서 상하 수평선은 평가된 잡음 성분들의 \pm RMS값을 나타낸 것이다. 바로 이와같은 RMS값의 배수를 문턱치로 설정하여 평가된 잡음 성분 중에서 설정된 문턱값을 넘는 경우, 이를 스파이크 성분으로 검출하는 것이다. 이는 그림 1의 (b)를 통하여 쉽게 확인할 수 있다. [13]에서 이미 나타냈듯이 CSE

및 MIT/BIH 데이터 베이스에 적용한 결과 QRS 컴플렉스를 스파이크 성분으로 잘못 인식하는 경우는 0%로서 QRS 컴플렉스 검출 과정에서 스파이크 성분을 QRS 컴플렉스로 라벨링하는 경우는 없다.

QRS 컴플렉스 검출 알고리즘

본 논문에서는 전절에서 이미 언급한 바와같이 발생 근원이 유사한 세개의 리드를 하나의 그룹으로 묶어, 이에 대한 공간 속도 알고리즘 적용하여 각 리드 그룹에서 QRS 컴플렉스의 위치를 검출하기 때문에, 단일 리드 검출 방법보다 훨씬 빠른 검출 속도를 기대할 수 있다. 또한 검출된 QRS 컴플렉스의 위치는 자동 진단을 위한 리드 분석과 효율적인 진단 파라미터 추출을 위한 QRS 컴플렉스 특성표시 과정에서 사용되는 기준점을 결정하기 위한 정보를 제공하기도 한다. 일부 논문들에서는 QRS 컴플렉스 과정에 이들 기준점 설정 과정을 포함 시키기도 하나, 본 논문은 효율적인 자동 진단 알고리즘의 구현을 위하여 이 과정은 QRS 컴플렉스 특성 표시 과정[15]중에 포함시켰다.

QRS 컴플렉스 검출 성능을 높이고 또한 실시간 처리가 가능하도록 하기 위하여, 본 논문은 공간 속도를 구하기 전에 원 신호의 표본화율을 감소하여 사용하였다. 현재 대부분의 심전도 자동 진단 장치를 위한 규격은 입력 데이터의 표본화율로 500Hz를 요구하고 있고 실험에 사용된 CSE 데이터 베이스도 500Hz의 표본화 비를 갖고 있다. 본 논문에서 QRS 컴플렉스 검출을 위해 구해지는 공간속도는 100Hz로 감소된 데이터를 사용하여 구해진다. 이때 표본화율 감소 식은 식 (8)과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_i^{*k} = \frac{1}{s} \sum_{l=0}^{s-1} E_{s \times i + l}^k \quad (8)$$

여기서 s는 원 신호의 표본화율을 $s \times 100(\text{Hz})$ 라고 했을 때의 값, 즉 5가 된다. 그리고 $i=1, 2, \dots, n/s$ (n은 원신호의 데이터 개수, i는 표본화 감소된 데이터의 개수), k는 리드, i는 리드 k에서 i번째 샘플 데이터를 나타낸다.

식 (8)과 같은 100Hz로의 표본화 감소 과정을 거칠 경우, 일부 심전도 파형중 QRS 컴플렉스의 주파수 성분이 50Hz가 넘는 파형에서는 에일리어싱 효과(aliasing effect)가 발생할 수 있다. 이와같은 에일리어싱 효과에 의해 QRS 컴플렉스는 형태에만 약간의 왜곡이 발생할 수 있다. 그러나 본 논문은 QRS 컴플렉스의 위치를 검출하기 위한 검출 함수를 결정하는 것이기 때문에 이와같은 에일리어싱 효과는 검출 알고리즘에 영향을 끼치지 않는

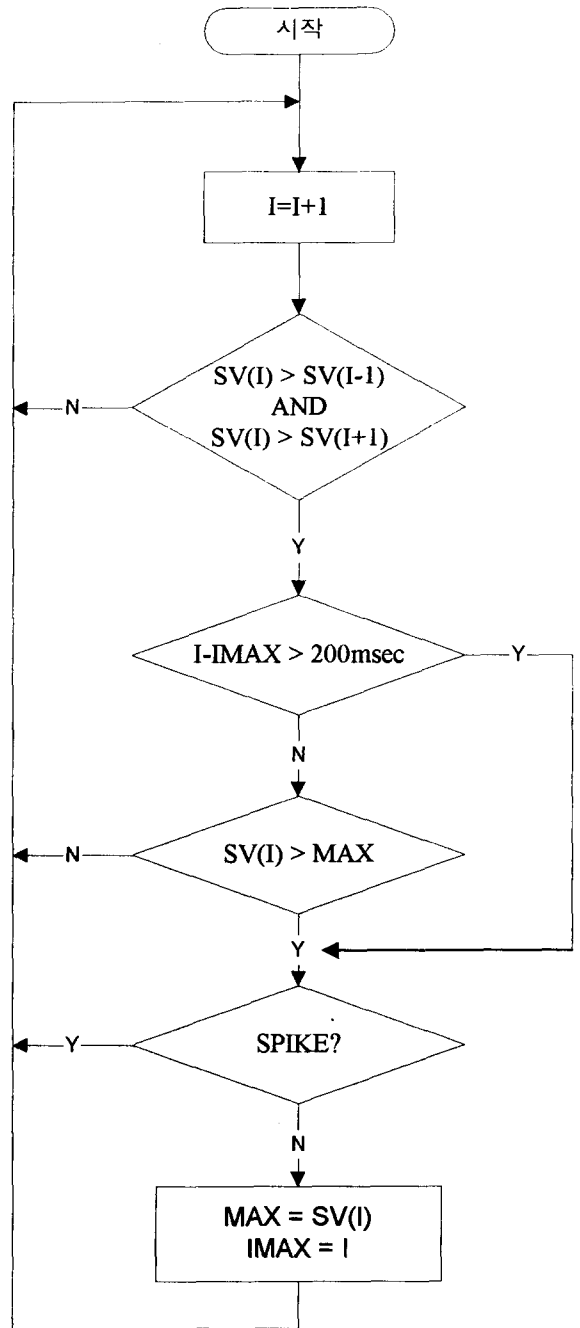


그림 2. 공간 속도에서 지역 극값의 결정 과정에 대한 흐름도
Fig. 2. Flowchart of the procedure for the determination of local extremum in the spatial velocity

는다.

본 논문에서 사용된 QRS 컴플렉스의 검출 함수식, 즉 공간 속도는 식 (6)과 같다. 또한 정확한 QRS 컴플렉스를 결정하기 위하여 2가지의 과정을 거친다. 우선 공간 속도에서 QRS 컴플렉스의 검출을 위해 QRS 컴플렉스 위치에 해당되는 지역 극값을 찾는다(그림 2). 그러나 이

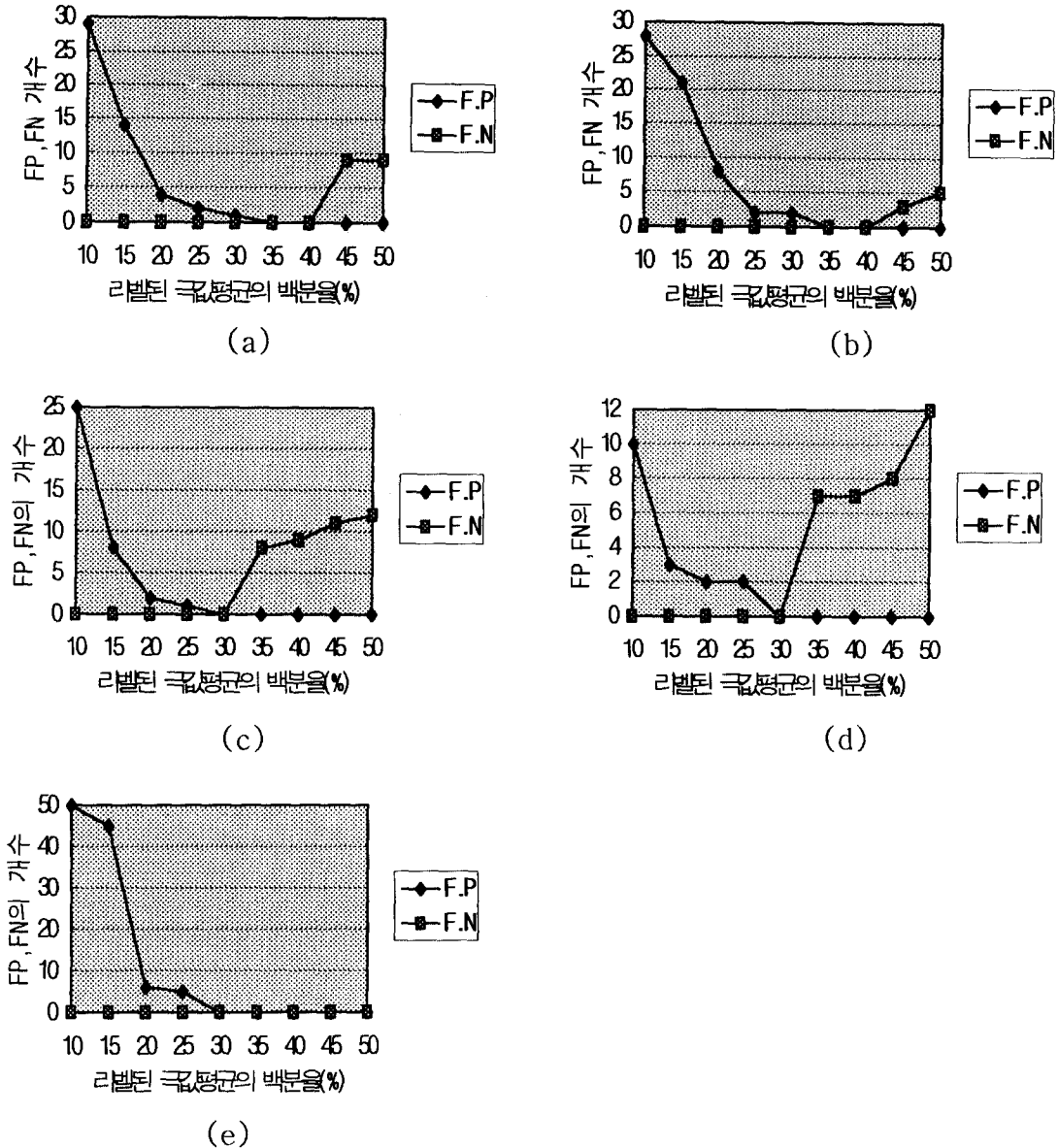


그림 3. QRS 컴플렉스 결정을 위해 지역 극값의 크기에 대한 문턱 값 함수를 각 리드 그룹에 적용하여 구한 QRS 컴플렉스의 FP와 FN 개수

(a) Lead I, II, III의 422개 QRS 컴플렉스들에 적용한 결과 (b) Lead aVr, aVI, aVf의 396개 QRS 컴플렉스들에 적용한 결과 (c) Lead V1, V2, V3의 405개 QRS 컴플렉스들에 적용한 결과 (d) Lead V4, V5, V6의 378개 QRS 컴플렉스들에 적용한 결과 (e) VCG의 Lead X, Y, Z 1721개 QRS 컴플렉스들에 적용한 결과

Fig. 3. The number of FP and FN QRS complexes as a function of the threshold for the magnitude of the local extremum applied to each lead group separately.

(a) The result of 422 QRS complexes in Lead I, II, III. (b) The result of 396 QRS complexes in Lead aVr, aVI, aVf. (c) The result of 405 QRS complexes in Lead V1, V2, V3. (d) The result of 378 QRS complexes in Lead V4, V5, V6. (e) The result of 1721 QRS complexes in VCG Lead X, Y, Z.

와같은 지역 극값중 일부 QRS 컴플렉스 위치가 아닌 지역 극값도 찾아질 수 있기 때문에 다시 한번 이미 찾아진 지역 극값들에 대한 평균값의 백분율을 이용하여(그림 3), 정확한 QRS 컴플렉스만을 결정하기 위한 분류 과정

(그림 4)을 다시 한번 거친다. 이때 QRS 컴플렉스의 위치 검출을 위한 지역 극값 결정과정은 크게 다음과 같은 3가지 과정으로 이루어진다.

I. 식 (6)에서 나타낸 바와같이 세 리드를 이용하여

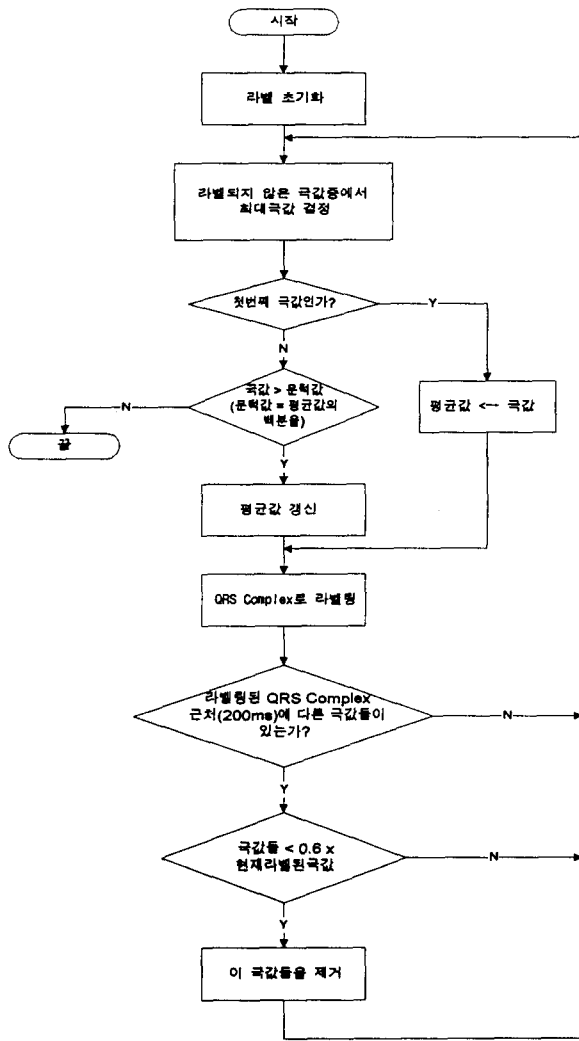


그림 4. 공간 속도에서 지역 극값을 이용한 QRS 컴플렉스 분류 과정

Fig. 4. Flowchart of the classification procedure of QRS complex using local extrema of the spatial velocity

구한 공간 속도(그림 5. (b)의 네번째 그림)에서 지역 극값(local extremum)을 구한다. 공간 속도에서 현재 진폭이 전 진폭값과 후 진폭값보다 클 경우, 즉 $ASV_i > ASV_{i-1}$ & $ASV_i > ASV_{i+1}$ 을 만족할 경우, 이 위치를 지역 극값으로 정의한다. 이와 같은 지역 극값은 하나의 QRS 컴플렉스 안에서 여러 개가 발생될 수 있다.

II. 지역 극값들이 같은 QRS 컴플렉스 안에서 발생되는지를 조사한다.

이와같은 지역 극값으로 QRS 컴플렉스의 위치를 결정하기 때문에 하나의 QRS 컴플렉스 안에서 지역 극값들이 여러개 발생하는 경우, 이들 극값 중에서 하나만을 선택해야 한다. 이를 위하여 본 논문은 발생하는 지역 극값들 사이의 최대 간격을 설정하였다. 즉 하나의 QRS 컴플

렉스 내에서 두개의 극값이 발견되면 이들 극값 사이의 간격이 설정된 최대 간격 내에 있는지를 조사한다. 만약 설정된 최대 간격내에 2개 이상의 극값이 존재하면 가장 큰 극값은 취하고, 나머지 극값들은 버린다. 여기서 최대 간격이란 이와같이 발견된 모든 극값들이 동일한 QRS 컴플렉스 내에서 얻어진 것이라고 가정할 수 있는 최대의 설정 값이다. 본 논문은 일반적인 QRS 컴플렉스 간격(즉 Q와 시작점에서 S와 끝점까지의 간격)의 평균값은 대부분이 약 90에서 100ms사이의 값을 갖기 때문에, 최대 간격을 100ms으로 설정하였다.

III. 2개의 연속적인 QRS 컴플렉스에 대하여 지역 극값들 사이의 최소 거리를 구한다. 이는 과정 II를 통해 하나의 QRS 컴플렉스에 대한 극값이 결정되면, 그 다음 QRS 컴플렉스는 최소거리 이내에는 존재하지 않는다는 것을 의미한다. 이때 최소거리는 RR간격 (하나의 QRS 컴플렉스에서 R파와 다음 QRS 컴플렉스에서의 R파 사이의 간격)의 최소값으로 설정하였다. 본 논문에서는 실험적인 방법 즉, 가장 짧은 RR간격을 갖는 기외수축 및 빈맥을 갖는 파형에 기준을 두어 200ms를 최소 거리로 설정하였다.

그림 2는 위와같이 QRS 컴플렉스 라벨링을 위한 공간 속도에서의 지역 극값 결정과정을 나타낸 흐름도이다. 모든 검출 과정은 입력되는 심전도 신호의 순서대로 순차적으로 이루어진다. 우선 과정 I을 통해 지역 극값을 찾은 후, 어떤 지역 극값이 QRS 컴플렉스에 해당되는지는 결정한다. QRS 컴플렉스에서 심장 사이클이 최대값을 갖기 때문에, 가장 큰 극값을 먼저 QRS 컴플렉스로 결정하고 (과정 II), 과정 III을 이용하여 다음 QRS 컴플렉스에 대한 극값을 과정 I, II를 통해 결정한다. 또한 각 과정마다 결정된 극값 또는 QRS 컴플렉스로 라벨된 극값이 스파이크인지 아닌지 확인 과정을 거쳐, 스파이크 성분이 QRS 컴플렉스로 잘못 결정되는 경우를 방지하였다. 이런 과정은 모든 지역 극값이 QRS 컴플렉스로 결정되거나 제거될 때까지 계속 수행된다. 그러나 두개의 QRS 컴플렉스 사이의 간격이 넓은 경우, 중간에 QRS 컴플렉스가 아닌 지역 극값이 QRS 컴플렉스로 잘못 결정될 수 있다. 따라서 오직 QRS 컴플렉스만 판별하기 위한 또 하나의 분류 기준이 필요하다. 이와같은 분류 과정은 최대 극값의 백분율을 이용하는 방법이 가장 일반적으로 널리 사용된다. 그러나 QRS 컴플렉스의 진폭이 작은 경우에는 QRS 컴플렉스가 아닌데 QRS 컴플렉스로 잘못 검출되는 경우가 많기 때문에 적합치 않다. 따라서 본 논문은 지역 극값을 QRS 컴플렉스로 정확히 라벨링하기 위한 문턱값, 즉 분류 기준으로서, 이미 QRS 컴플렉스로 라벨링된 지역 극값들의 평균에 대한 백분율을 이용하였다. 또한 공간 속도 크기는 각 리드마다 다르다는 특성을 이용하

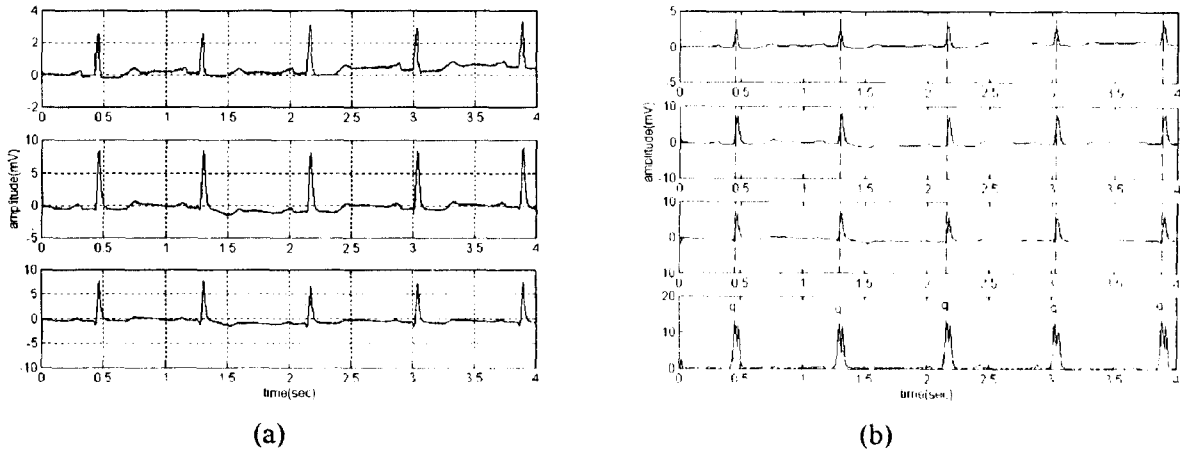


그림 5. 공간 속도를 이용한 QRS 컴플렉스 검출 예. 공간 속도에서 'q'로 라벨된 지역 극값들이 QRS 컴플렉스이다. (a) 원 심전도 신호 (리드 I, II, III 그룹) (b) 위의 세 그림은 100Hz로 다운 샘플링된 심전도 신호이고, 맨 밑그림은 위 세 심전도 신호로 유도된 공간 속도

Fig. 5. Example of the detection of QRS complex using spatial velocity. Local extrema labeled 'q' in the spatial velocity are QRS complex. (a) Original ECG signal (Lead I, II, III group) (b) Top 3 schemes represent the down sampled ECG to 100Hz, bottom scheme shows the spatial velocity derived from above 3 signals.

여, 문턱값을 모든 리드에 대하여 통일된 값으로 결정하지 않고, 각 리드 그룹별로 서로 다른 문턱 값을 적용하여 QRS 컴플렉스를 결정하는 가변 문턱 값을 사용하였다. 그림 2을 이용하여 결정된 지역 극값들을 QRS 컴플렉스로 라벨링하기 위한 문턱 값 함수로서 지역 극값의 크기에 대한 각 리드 그룹의 False Positive(FP)와 False Negative(FN)의 개수는 그림 3와 같다. 여기서 FP는 QRS 컴플렉스가 아닌데 이를 QRS 컴플렉스로 잘못 인식한 것을 말하며, FN는 QRS 컴플렉스인데 이를 QRS 컴플렉스로 인식하지 못한 것을 말한다. 문턱값 결정을 위해 실험에 사용된 심전도 데이터는 CSE (Common Standards for Quantitative Electrocardiography) 데이터 베이스중 데이터 Set 3을 사용하였다. 그림 3에서 Lead I, II, III 그룹은 422개 QRS 컴플렉스들에 적용하여 결정된 FP, FN의 개수이며, aVr, aVL, aVF 그룹은 396개 V1, V2, V3 그룹은 405개 V4, V5, V6 그룹은 378개, 그리고 VCG인 X, Y, Z 리드 그룹은 1721개의 QRS 컴플렉스들에 적용하여 결정된 FP, FN의 개수이다.

그림 3에 나타난 바와 같이 FP, FN의 개수가 0 이 되는 점을 문턱 값으로 결정하였다. Lead I, II, III, 그리고 aVr, aVL, aVF에서는 35%를 문턱 값으로 결정하였고, V1, V2, V3, V4, V5, V6, 그리고 X, Y, Z 에서는 30%를 문턱 값으로 각각 결정하였다. 이와같이 결정된 문턱 값을 이용하여 최종적인 QRS 컴플렉스를 결정하기 위한 판정을 수행하게 된다. 그림 3을 이용하여 결정된 문턱 값 함수는 모든 ECG 데이터에 100% 적용되는 것은 아니므로 좀더 세분화된 분류 기준이 마련되어야 한다. 또한 QRS 컴플렉스 시작점에서 입력되는 파형이나 QRS

컴플렉스 끝점으로 끝나는 파형이 있는 경우에는 해당되는 공간 속도에서의 지역 극값을 결정하기 위한 새로운 루틴이 포함되어야 한다. 즉 만약 지역 극값이 심전도 파형의 시작으로부터 100ms 안에 있으면, 이 극값은 제외하고, 또 지역 극값이 심전도 파형의 끝으로부터 100ms 이내에 존재하면 역시 이 극값도 제외시킨다. 본 논문에서 제시한 공간 속도에서의 지역 극값들과 그림 3의 문턱 값을 이용하여 최종적인 QRS 컴플렉스 판정을 위한 분류 흐름도는 그림 4에 나타난 바와 같다. 그림 4는 그림 2의 과정을 통해 구해진 QRS 컴플렉스의 위치에 대한 지역 극값중에서, 최종적으로 이와같은 지역 극값이 진짜 QRS 컴플렉스인지를 결정하기 위한 과정이다. 우선 결정된 지역 극값중에서 최대 크기를 갖는 극값을 결정하고, 이를 먼저 QRS 컴플렉스 라고 라벨링한다. 이때 다시 한번 이미 라벨링된 QRS 컴플렉스 근처에 다른 극값이 있는지 조사한다. 만약 이런 극값이 존재하면 이 극값이 현재 라벨링된 극값의 크기보다 0.6배 미만인지 조사하여 미만이면 이 극값을 제거하고, 이상이면 이 극값도 QRS 컴플렉스라고 생각한다. 이와같은 과정이 포함된 이유는 심방 조기 수축중 일부는 QRS 컴플렉스 사이의 간격이 200ms 이내에 존재하는 경우도 발생되기 때문이다. 그 다음 2번째로 큰 지역 극값을 결정하고, 이를 이미 라벨링된 지역 극값을 이용하여 평균값을 구한다. 이와같은 과정을 통하여 최종적인 QRS 컴플렉스를 수행한다.

그림 5에 공간 속도 알고리즘을 이용한 지역 극값과 QRS 컴플렉스 검출 결과를 나타내었다. 그림 5의 (a)는 500Hz로 표본화된 원 신호들 이며, 그림 (b)는 100Hz로 표본화 감소된 파형(위로 세개의 그림)과 이를 이용하여

표 1. CSE 데이터 베이스에 적용한 QRS 컴플렉스 검출의 FP과 FN개수 및 검출율

Table 1. The number of FP and FN of QRS complexes detection applied to CSE database and their detection ratio.

	환자번호 (set #)	I, III, III	aVr, aVI, aVf	V1, V2, V3	V4, V5, V6	X, Y, Z
FP	#32 (set 3)	11	10	0	0	0
	#84 (set 4)	12	12	0	12	0
FN	#24 (set 4)	7	7	6	0	0
	#65 (set 3)	10	10	0	10	0
FP+FN		50	39	6	22	0
검출율 (%)		99.34	99.48	99.92	99.71	100

결정된 공간 속도 값(4번째 그림) 및 검출된 QRS 컴플렉스를 표시한 그림이다.

실험 및 결과 고찰

본 논문의 실험에는 CSE 데이터 베이스 중 데이터 set 3, 4를 사용하였다. 각 데이터 set은 125명의 환자 데이터로 구성되어 있으며 각 환자 당 12리드의 ECG와 3리드의 VCG, 총 15리드로 구성되어 있다[11]. 일반적인 QRS 컴플렉스 검출 결과에 대한 비교 평가로는 MIT/BIH 데이터 베이스가 널리 사용되고 있다. 그러나 MIT/BIH 데이터 베이스는 리드 II, V1, 또는 V5, 2개의 리드에 대한 데이터만 있기 때문에 동시에 입력되는 12리드 시스템을 기본으로 하는 자동 진단 장치에 대한 검출 알고리즘에는 부적절하다. 따라서 본 논문은 멀티 리드(12리드) 입력 데이터를 처리해야만 하는 심전도 자동 진단에 적합한 멀티 리드 데이터 베이스인 CSE 데이터 베이스의 12리드 ECG와 3리드 VCG 데이터를 실험 데이터로 이용하였다.

Talmon[12]등이 유일하게 CSE 데이터 베이스를 적용하여 QRS 컴플렉스의 검출 결과를 설명하였다. 그러나 이 논문은 데이터 set 1, 2에 적용한 F.P, F.N의 개수에 대한 결과와 검출하지 못한 5개 타입에 대한 간단한 설명만이 언급되어 있다. 따라서 본 논문은 전체 15리드를 5개의 리드 군으로 나누어 각각의 군에 대한 FP(False Positive)와 FN(False Negative)의 개수를 구하고, 위에서 언급한 5개의 타입에 대하여, 본 논문이 제시한 검출 알고리즘을 이용하여 비교,평가하는 방법을 이용하였다. 그러나 사용한 데이터 set이 다르기 때문에 FP와 FN의 비교,평가는 하지 않았다. Talmon등이 언급한 5가지의 QRS 컴플렉스 에러 종류는 다음과 같다.

1. QRS 컴플렉스를 큰 스파이크로 인식한 경우
2. 잡음 성분(artifact)의 지역 극값이 QRS 컴플렉스의 지역 극값과 유사하여, 이 잡음 성분을 QRS 컴플렉스로 잘못 인식한 경우
3. 2번과 유사한 경우로서, QRS 컴플렉스의 지역 극값

이 잡음 성분(artifact)의 지역 극값보다 작고, QRS 컴플렉스와 잡음 성분이 근접되어 있는 경우

4. 모든 리드에서 심전도 신호의 진폭이 작고 잡음 성분이 상대적으로 큰 경우, 즉 SNR이 작은 경우

5. 기외수축(extrasystole)의 지역 극값이 앞선 QRS 컴플렉스의 극값과 근접하여 무시되는 경우

1번 경우의 예는 QRS 컴플렉스의 간격이 매우 짧고 비교적 큰 진폭을 갖고 양방향위상(biphasic)형태를 갖는 QRS 컴플렉스에서 발생된다고 언급하였다. 그러나 진폭과 간격에 대한 수치적인 내용이 나와있지 않기 때문에, 객관적인 평가 방법은 어렵다. 2번, 3번의 경우는 스파이크 성분을 QRS 컴플렉스로 검출한 결과로서, 본 논문에서는 적절한 스파이크 검출 과정을 QRS 컴플렉스 검출 과정에 삽입함으로써 이와 같은 문제를 해결하였다. 4번의 경우는 QRS 컴플렉스 검출에 사용되는 문턱치의 민감성 때문에 발생된다. 본 논문은 라벨된 극값들의 평균값과 각 리드 그룹마다 서로 다른 문턱 값을 적용 함으로서 이와같은 문제를 해결하였다. 5번의 경우는 기외수축(extrasystole)이 있는 경우에 발생하는 것으로, 본 논문은 QRS 컴플렉스 발생 위치에 대한 최소값을 적용함으로서 이 문제를 해결하였다.

1번, 2번, 그리고 3번 오차는 스파이크 검출 성능과 연관되어 있다. 공간 속도에서 지역 극 값을 라벨링하기 전에 스파이크 검출 알고리즘을 이용함으로써 이 극값이 스파이크인지 아닌지를 검사하여 스파이크인 경우는 QRS 컴플렉스 검출 알고리즘에서 제외시켰다(그림 6). SNR이 낮은 4번과 기외수축이 포함된 5번의 검출 예는 그림 7와 8에 나타내었고, 그림 9는 기저선 동요의 폭이 큰 경우의 검출 예를 나타낸 그림이다. 위의 그림들에서 나타낸 바와 같이 본 논문이 제시한 QRS 컴플렉스 검출 알고리즘을 이용 함으로서 Talmon등이 제시한 문제점을 해결할 수 있었다.

CSE 데이터 베이스 Set 3, Set 4에 대한 FP와 FN의 발생 리드그룹, 개수, 및 전체 검출율은 표 1에 나타낸 바와 같다. 표1은 15리드를 5개의 리드 그룹으로 나누고, 각 리드당 10초 동안 샘플된 약 2500개의 QRS 컴플렉스

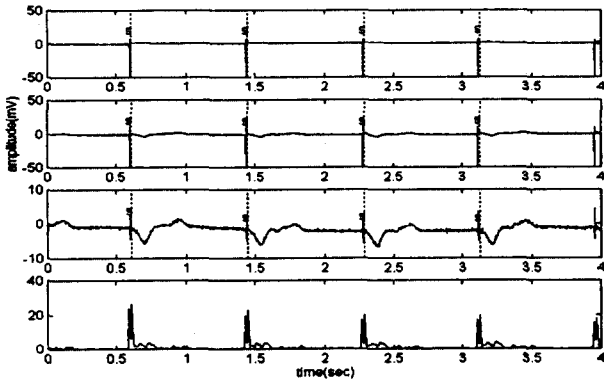


그림 6. 스파이크가 포함된 심전도파형에 대한 검출결과. 스파이크가 포함된 경우의 QRS 컴플렉스는 검출에서 제외된다. (데이터 set 3 #76 Lead I, II, III)
Fig. 6. The result of detection in ECG when spikes are included. The QRS complexes are excluded when spikes are detected.

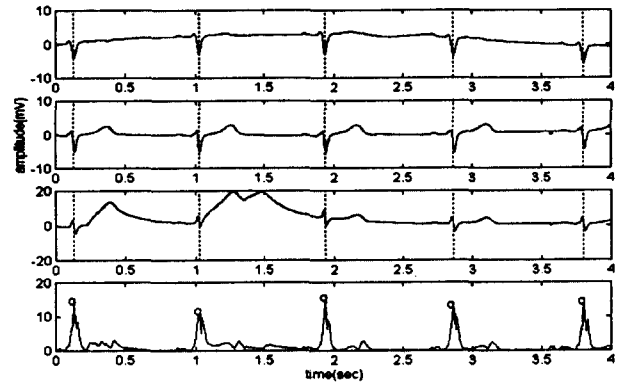


그림 9. 기저선 동요가 크게 발생한 심전도 파형에서 QRS 컴플렉스 검출결과 (데이터 set 3 #77 V1, V2, V3)
Fig. 9. The result of QRS complex detection in large baseline drift ECG(data set 3 #77 V1, V2, V3)

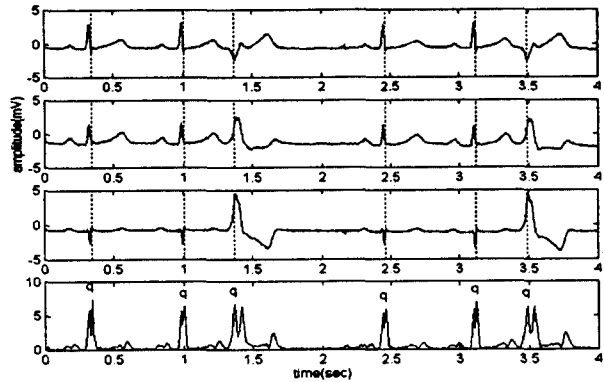


그림 7. 기외수축 심전도 파형에서의 QRS 컴플렉스 검출결과 (데이터 set 4 #22 Lead I, II, III)
Fig. 7. The results of QRS complex detection of extrasystole ECG(data set 4 #22 Lead I, II, III)

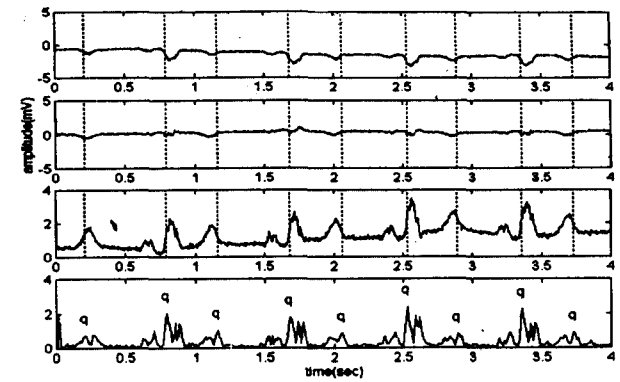


그림 10. CSE 데이터베이스에서 FP이 발생하는 예(데이터 set 4, #84의 aVr, aVL, aVf군)
Fig. 10. An case of FP occur in CSE database set 4, aVr, aVL, aVf group in #84

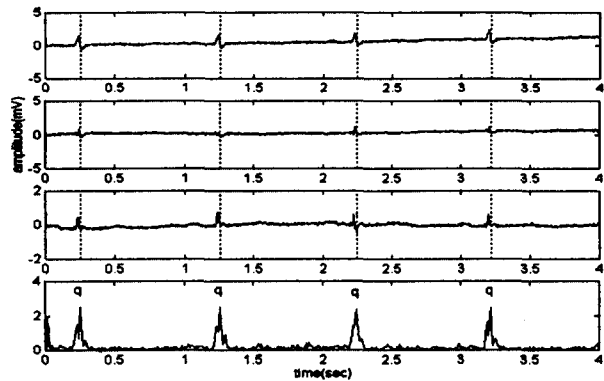


그림 8. 3리드 전부 진폭이 작고 노이즈성분이 큰 심전도 파형에서의 검출결과 (SNR 이 작은 경우,데이터 set 3 #56 V1, V2, V3)
Fig. 8. An result of a low voltage and large noise components ECG in all three leads(small SNR, data set 3 #56 V1, V2, V3)

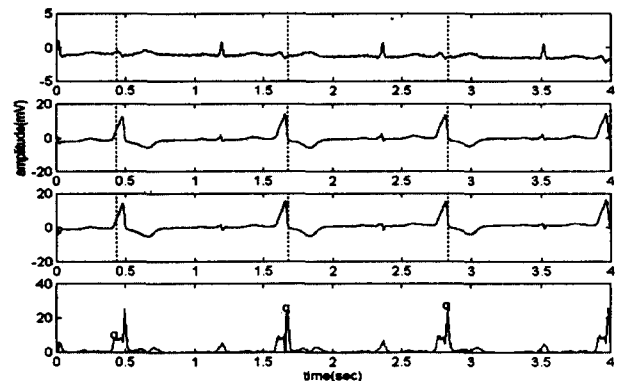


그림 11. CSE 데이터베이스에서 FN이 발생하는 예(데이터 set 4, #24의 Lead I, II, III군)
Fig. 11. An case of FN occur in CSE database set 4, Lead I, II, III group in #24

를 이용하여 군당 약 7500개의 QRS 컴플렉스, 총 37500개의 QRS 컴플렉스에 적용한 결과이다. 여기서 처음과 끝에서 각각 100ms이내에서 발생하는 QRS 컴플렉스들은 실험결과에서 제외시켰다. 표1에 나타난 바와 같이 ECG 리드 그룹에서 검출 오차가 발생되더라도 VCG 리드 그룹에서는 검출 오차가 발생되지 않음을 알 수 있다. 이는 VCG 리드체계가 직각(orthogonal) 리드 시스템이므로, 공간 속도에서 QRS 컴플렉스의 진폭을 가장 잘 나타내기 때문이다. 그리고 실험을 통해 발생된 FP와 FN의 예는 각각 그림 10, 11과 같다. FP는 심전도 데이터의 공간 속도에서 QRS 컴플렉스에 대한 다른 파(P파 또는 T파)의 진폭이 상대적으로 크고(즉, 문턱치를 넘고), 이 파들의 위치가 최소 QRS 컴플렉스 사이의 간격(200ms)을 넘는 경우에 발생되었고, FN은 공간 속도에서 QRS 컴플렉스의 진폭이 문턱 값보다 작은 경우에 발생되었다.

결 론

정확한 QRS 컴플렉스 검출은 리듬 분석을 위한 특성 표시, 특성점 검출등의 성능에 절대적인 영향을 미친다. 따라서 QRS 컴플렉스의 검출 과정은 심전도 신호 처리 과정에 있어서 매우 중요한 부분이다. 본 논문은 공간 속도를 이용하여 QRS 컴플렉스 위치 검출에 대한 알고리즘을 제안하고, 국제적으로 공인된 데이터 베이스를 사용하여 그 성능을 비교,평가하였다. 본 논문에서 제시한 검출 방법은 심전도 자동진단 장치와 같이 멀티리드 데이터를 처리하는 시스템에 매우 적합하다. 자동진단 장치는 심장의 가능한 모든 리드 데이터를 수집하여 진단에 필요한 파라미터를 추출하여, 이들 파라미터를 바탕으로 진단을 수행하기 때문에, 가능한 많은 리드의 데이터가 있으면 좀더 정확한 진단을 수행할 수 있다. 그러나 보편적으로는 12리드 ECG와 3리드의 VCG가 독립적으로 또는 병합되어 사용되고 있다[14]. 또한 본 논문이 제시한 검출 방법은 군 단위로 검출을 수행하기 때문에, 처리속도에 있어서도 상당한 장점이 있다.

그러나 검출 위치에서 약간의 편이가 발생된다는 문제점이 있으나, 이는 기준점(fiducial point) 결정을 위한 조정 과정을 첨가함으로써 충분히 해결할 수 있다. 본 논문에서는 이와 같은 조정 과정을 QRS 컴플렉스 특성표시 과정에서 수행한다.[15].

참 고 문 헌

1. J. Pan, W.J.Tompkins, "A real-time detection algorithm", IEEE Trans. vol.32, no.3, pp.230-236, 1985
2. P.S. Hamilton, W.J.Tompkins, "Quantitative Investigation of QRS complex detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database", IEEE Trans. vol. 33, no.12,pp1157-1165, 1986
3. B.C.Lee, H..J Kweon, and M.H Lee, "QRS recognition using syntactic and nonsyntactic method", Proc. of 13th International Conference on EMBS IEEE, vol.13, No.2, pp.590-591, Orlando, USA, 1991
4. S.L. Horowitz, "A general peak detection algorithm with application in the computer analysis of Electrocardiograms", Proc. of pattern recognition, Denmark, vol.13, pp, 465-470, 1974
5. R. Degani, "Pattern recognition of piecewise linear approximation ECG waveforms", Proc. of EUROCON, vol.2, pp.345-352, 1977
6. J.K. Udupa, I.S.N Murthy, "Syntactic approach to ECG rhythm analysis", IEEE Trans. vol.27, pp. 370-375, 1980
7. Q.Z. Xie, Y.H.Hu, and W.J. Tompkins, "Neural-Network based adaptive matched filtering of QRS detection", IEEE Trans. vol.39, no.3, pp.317-329, 1992
8. S.S Khan, T.A. Denton,and G.A. Diamond, "Effect of noise and filtering on phase plane plots and dimension for simple periodic signals", IEEE EMB ann. Conf, vol.13, no.5, pp2232-2233, 1991
9. C. Li, C.Zheng, and C.Tai, "Detection of ECG characteristic points using Wavelet transforms",IEEE Trans. vol.42, no.1, pp21-28, 1995
10. H.V. Pipberger, "Clinical application of a second generation electrocardiographic computer program", American Journal of Cardiology 35, 597-608, 1975
11. J.L. Willems, etc., "Common Standards for Quantitative Electrocardiography Project", CSE Multilead Atlas : Referee Results, Measurement Results-Data Set 3", Louvain, 1988
12. J.L. Talmon, J.A Kors, and J.H Bommel "Algorithms for the detection of events in electrocardiograms", Comp. Meth. Prog. Biomed., vol. 22, pp. 149-161, 1986
13. H.J. Kweon, M.H. Lee, "A Study of elimination of muscle artifacts and spike detection for automated Electrocardiogram analyzer", Journal of KITE , vol. 7, No.2, 1996 (to be published)
14. H.J Kweon, B.C Lee, and M.H Lee, "Design of Portable 12 Leads automated ECG analyzer Using 68000MPU", Proc. of 14th International Conference on EMBS, IEEE, pp.1263-1264, Paris, France,

1992

15. H.J Kweon, J.W.Suk, and M.H Lee, "*Intelligent QRS typification using Fuzzy clustering algorithm*",

Proc. of 16th International Conference on EMBS, IEEE, pp760-761, Montreal, Canada, 1995