

심전도 자동 진단 알고리즘 및 장치 구현(III)

- 심방 및 심실활동 검출기

권 혁제, 이 정환, 윤 지영, 최 성균, 이준영, 이 명호

연세대학교 전기공학과

An implementation of automated ECG interpretation algorithm and system(III)

- Detector of atrium and ventricle activity

H.J. Kweon, J.W. Lee, J.Y. Yoon, S.K. Choi, J.Y. Lee, M.H. Lee

Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.

Abstract

This paper describes for the detection of heart event that is, QRS complex and P wave which are result from heart activity. The proposed QRS detection method by using the spatial velocity was identified as having the 99.6% detection accuracy as well as fast processing time. Atrial flutter, coupled P wave, and noncoupled P wave as well as atrial fibrillation could be detected correctly by three different algorithms according to their origination form. About 99.6% correction accuracy coupled P wave could be obtained and we could be found that most detection errors are caused by establishing wrong search interval.

서론

심전도 신호에서 심방 및 심실 활동의 결과로 나오는 파형이 바로 P파와 QRS 컴플렉스이다. 이 두 파형은 심장의 이상 유무를 판단하는 매우 중요한 파라미터로서 정확한 자동 진단 결과는 이 두 파형의 정확한 검출에 크게 의존한다. QRS 컴플렉스의 정확한 검출은 리듬 분석 뿐만 아니라 자동 진단을 위한 파라미터 추출에 있어서도 상당히 중요하다. QRS 컴플렉스 검출 알고리즘은 단일 리드 검출 알고리즘과 멀티 리드 검출 알고리즘으로 나눌 수 있다. 단일 리드 검출 알고리즘은 부정맥 모니터링 시스템에 널리 사용되는 방법으로서, 대역 통과 필터를 거친 심전도 신호의 문턱 값을 이용한 검출 방법과 구문론적 패턴 인식 방법이 널리 사용된다⁽¹⁻⁵⁾. 이와같은 방법들은 각각의 한 리드에만 독립적으로 적용되는 직렬적인 방법이다.

그러나 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. 본 논문은 공간속도(spatial velocity) 알고리즘을 제안하고, 이를 이용한 병렬적인 검출 함수를 구현하였다. 즉, 멀티 리드 알고리즘이라고 할 수 있는 이 방법은 동시에 입력되는 12리드 ECG(또는 3리드 VCG)의 정보를 결합하기 위하여, 입력되는 모든 리드를 검출 함수로 변환 시킨 후 지역 극값의 평균값을 이용하여 QRS 컴플렉스를 검출한다.

심전도 신호 분석에 있어서 심방 활동 즉, P 파의 검출은 매우 어려운 일로 알려져 있다. 심방 활동의 검출 실패는 심전도 신호 리듬 분석에 큰 오류를 발생시킨다. 심전도 신호에서 심방 활동은 P 파로 나타난다. 대부분의 논문에서는 P 파 검출을 P 파의 시작점과 끝점의 평가로 정의 하고있다. 즉, TQ 간격에서 P 파의 시작점을 찾고, 찾은 시작점으로부터 QRS 컴플렉스 시작점 사이에 대하여 다시 끝점을 찾아 나가는 방법이다. 그러나 P 파는 진폭이 작고 잡음 성분이 혼입되는 경우는 P 파의 구분이 쉽지 않기 때문에 오류를 발생시키기 쉽고, P 파의 탐색 구간이 길어지는 단점이 있다. 또한 P 파의 발생에 대한 사전 정보를 거의 이용하지 못하기 때문에 심방 조동(atrial flutter), 심방 세동(atrial fibrillation), 방실 블록(AV block) 등과 같은 심방성 질환에 대한 정확한 분류가 어렵다. 기존의 P 파 검출 알고리즘으로는 파형의 미분에 의한 특

성점 검출 방법, K-L 확장(Karhunen-Loeve expansion)을 이용한 검출방법, 에너지 상관식(energy correlation)을 이용한 검출방법, 길이 변환(length transform)을 이용하여 P 파와 T 파의 위치를 검출하는 방법, 적응 필터를 이용하여 비 고정적 특성을 갖는 P 파 검출 방법, 및 신경 회로망을 이용하는 방법 등이 있다. 그러나 이런 알고리즘들은 본질적으로 신호 파형의 기울기나 피크 점등에 민감하게 영향을 받기 때문에 심전도 신호의 측정 과정에서 항상 존재하는 고,저주파 잡음 성분에 영향을 받기 쉬고, 제한된 심전도 데이터를 실시간으로 처리하는데 부적합한 점이 있다. 따라서 본 논문은 첫번째 단계로 P 파의 위치 검출을 수행한 후, 이 정보를 이용하여 파형 분할 과정에서 정확한 시작점과 끝점을 결정하는 방법을 사용하였다. 이 방법의 가장 큰 장점은 P 파의 시작점과 끝점 결정을 위한 탐색 구간을 크게 줄일 수 있을 뿐만 아니라, 심방성 질환에 대한 사전 정보를 알고 있기 때문에 처리 속도를 크게 개선 시킬 수 있다는 것이다. 즉, 심방 조동이 있는 심전도 파형에 대해서는 P 파의 시작점, 끝점 및 진폭 결정과정은 무의미하기 때문에 심방 조동이 있는 경우는 파형 분할 과정을 거칠 필요가 없다. 주요한 심방 질환의 종류로는 1도,2도,3도(완전) 방실 블록(AV block), Mobotz 방실 블록, Wenchebach 방실 블록, 심방 조동(atrial flutter), 심방 세동(atrial fibrillation), 심방 빈맥(atrial tachycardia), 심방 조기 수축(premature atrial contraction) 등이 있다. 이와같은 심방성 질환을 PR 간격과 P 파의 존재 유무에 따라 분류할 수 있다. 이 중에서 심방 조기 수축은 P 파 보다는 RR 간격과 QRS 컴플렉스의 형태로 분류하기 때문에, P 파에 대한 정보는 큰 의미가 없다. 본 논문은 위의 분류를 다시 다음과 같은 세 가지의 큰 범주로 나누어서 각각의 경우에 대한 검출 알고리즘을 제안한다.

1. 결합성 P 파 검출: PR 간격이 일정하고 한 개의 P 파만 존재하는 경우.
2. 비결합성 P 파 검출: PR 간격이 일정하지 않고 P 파가 하나 존재하거나, PR 간격이 일정하고 두 개의 P 파가 존재하는 경우.
3. 심방성 조동: 하나의 RR 주기안에서 여러 개의 P 파가 주기적으로 나타나는 경우.

위에서 언급한 세가지 심방 활동에 해당이 안되는 경우 즉, 조동 파형도 없고 P 파가 없는 경우는,

진단 과정에서 어떤 질환이 있는지 조사한다. 이런 경우는 심방 세동과 결절 리듬(nodal rhythm)이 해당된다. 그러나 결절 리듬은 P 파에 대한 정보 뿐만 아니라 QRS 컴플렉스에 대한 정보도 사용하기 때문에 파형 분할 및 파라미터 추출 과정을 거친 후에야 정확한 진단을 수행 할 수 있다. 따라서 본 논문은 심방 세동에 대한 검출 과정은 제외하였다. 위와 같은 세가지 P 파 검출 알고리즘을 이용하여 각 심전도 신호에 대한 P 파의 정보를 파형 분할이나, 진단 과정에서 사용하여 P 파와 관련된 심방성 질환을 정확히 분류해 낼 수 있다. 그림 1은 P 파 검출 흐름도를 나타낸 그림이다.

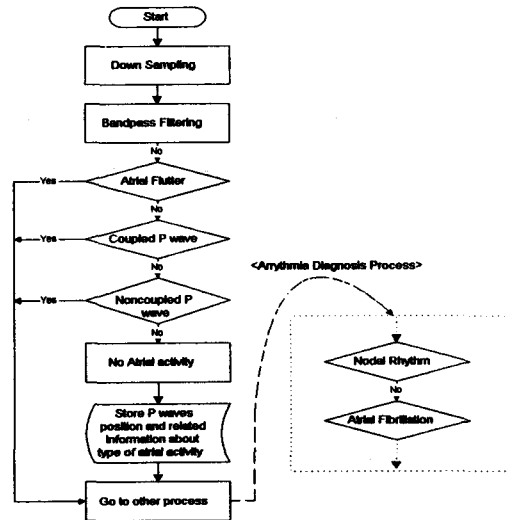


그림 1 P 파 검출 알고리즘 순서도

QRS 컴플렉스 검출

공간속도 알고리즘

공간 속도 알고리즘은 식 (1)과 같이 3차원 공간에서 벡터의 합으로 정의된다.

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

식 (1)과 같이 정의된 공간 속도에서 신호의 저주파 성분은 크게 억제되지만, 고주파 성분은 충분히 감쇄되지 않는다. 따라서 공간 속도를 계산하기 전에 신호는 저주파 통과 필터를 거치게 된다. 이와같은 저주파 통과 필터는 식 (1)과 결합되어 대역 통과 필터링된 효과를 얻게된다. 이때 대역 통과 필터링된 신호를 식 (2)와 같이 정의 할 때, 공간 속도 계산 식은 식 (3)과 같이 다시 정의할 수 있다.

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

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

이와 같은 방법으로 정의된 공간 속도는 신호의 순간 에너지와 같은 것으로 생각할 수 있다. 최적의 검출을 위해서는 필터의 특성은 QRS 컴플렉스와 잡음 성분의 특성을 잘 구분하여야 한다. 그러나 QRS 컴플렉스나 잡음의 특성을 미리 알 수 없기 때문에, 대부분의 QRS 컴플렉스 에너지 성분이 나타나는 8Hz에서 30Hz의 밴드 폭을 갖는 대역 통과 필터가 널리 사용된다. 공간 속도의 개념은 동시에 기록되는 12리드 심전도 신호에도 적용할 수 있다. 이때 식 (2)를 식 (4)와 같이 정의할 수 있다.

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

여기서, E_i^k 는 k번째 ECG 리드에서 i번째 진폭을 나타낸다. 식 (4.1.4)과 같이 정의된 공간속도의 처리 시간을 줄이기 위하여 식(3)은 식(5)와 같이 근사화 하여 사용할 수 있다.

$$SV_i^* = \sum_{k=1}^{12} |E_i^{*k}| \quad (5)$$

QRS 컴플렉스 검출 알고리즘

본 논문에서는 공간 속도 알고리즘을 이용하여 QRS 컴플렉스의 위치를 검출한다. 검출된 QRS 컴플렉스의 위치는 기준점을 찾는 알고리즘을 위한 시작점으로 사용된다. 이와같은 QRS 컴플렉스 검출은 높은 해상도가 필요 없고, 또한 처리속도를 빠르게 하기 위하여, 본 논문은 검출 알고리즘을 이용하기 전에 원 신호의 샘플링 주파수를 $s \times 100$ Hz라고 가정하여, 식 (6)과 같이 다운 샘플링된 식을 이용하였다.

$$ED_j^k = \sum_{l=0}^{s-1} E_{s \times j + l}^k / s \quad (6)$$

여기서 $j=1,2,\dots,n/s$, k는 리드, j는 리드 k에서 j번째 샘플 데이터를 나타낸다. 이때 QRS 컴플렉스의 검출 함수는 식 (7)과 같이 정의할 수 있다.

$$SV_j = \sum_k |ED_{j+1}^k - ED_{j-1}^k| \quad (7)$$

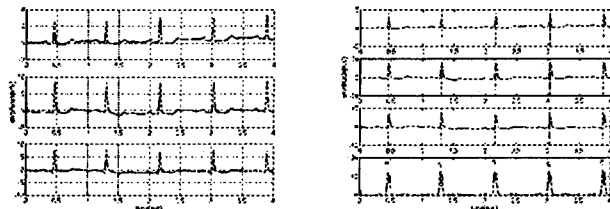
식 (7)과 같은 검출 함수를 이용한 QRS 컴플렉스의 검출은 크게 다음과 같은 3가지 과정으로 이루어진다.

I. 식 (7)에서 구한 공간속도를 이용하여 지역 극값(local extremum)을 구한다. 공간 속도 값에서 현재

진폭이 전 진폭값과 후 진폭값보다 클 경우(즉, $SV_j > SV_{j-1} \& SV_j > SV_{j+1}$) 이를 지역 극값으로 정의한다. 이와같은 지역 극값은 하나의 QRS 컴플렉스 안에서 여러개가 발생할 수 있다.

II. 지역 극값들이 같은 QRS 컴플렉스 안에서 발생되는지를 조사한다. 즉, 같은 QRS 컴플렉스 안에서 발생되는 지역 극값들 사이의 최대 간격을 구하여 이 구간 안에서 2개 이상의 극값이 발견되면 가장 큰 극값은 취하고, 나머지 극값들은 버린다. 이때 지역 극값들 사이의 최대 간격은, 일반적인 QRS 컴플렉스 간격(즉 Q와 시작점에서 S와 끝점까지의 간격)인 약 90에서 100ms사이와 유사한 값으로 설정하였다.

III. 2개의 연속적인 QRS 컴플렉스에서 지역 극값들 사이의 최소 거리를 구한다. 이때 최소 거리는 RR 간격(한 컴플렉스에서 R과 다음 컴플렉스에서의 R과 사이의 간격)의 최소값과 유사한 값으로 설정한다. 본 논문은 지역 극값을 QRS 컴플렉스로 정확히 라벨링 하기 위한 문턱 값 즉 분류 기준으로서, 이미 QRS 컴플렉스로 라벨링된 지역 극값들의 평균에 대한 백분율을 이용하였다. 또한 공간속도 크기는 각 리드마다 다르다는 특성을 이용하여, 문턱 값을 모든 리드에 대하여 통일된 값으로 결정하지 않고, 각 리드 그룹별로 다른 문턱 값을 갖는 가변 문턱 값을 사용하였다. 그림 2는 위와같은 과정을 거쳐 검출된 QRS 컴플렉스 검출 예를 나타낸 그림이다.



(a) (b)
그림 2 공간 속도를 이용한 QRS 컴플렉스 검출예. 공간 속도에서 'q'로 라벨된 지역극값들이 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.

P파 검출

본 논문은 그림 1과 같은 순서로 각각의 P파 검출 알고리즘을 수행하여 어떤 종류의 심방 활동이 있는지 조사한다. 이중 하나의 경우에 해당되면 다음 경우에 대한 조사는 수행하지 않고, 해당되는 경우가 없으면 다음 경우에 대하여 조사한다. 가장 빈번히 발생하는 심방 활동 종류가 결합성 P파 이므로, 이를 가장 먼저 검출하는 것이 논리적으로 적합한 것 같지만, 이럴 경우 심방 조동은 결합성 P파 검출 알고리즘에 의해 결합성 P파의 존재로 인식 될 수 있기 때문에 결합성 P파 검출보다 선행되어야 한다. 따라서 가장 먼저 심방 조동에 대한 검출을 수행하고, 그 다음 결합성, 비결합성 순서로 수행하게 된다. 심방 세동은 위 과정을 거쳐 얻어진 P파 검출 정보를 이용하여 부정맥 진단 과정에서 검출하게 된다.

검출을 위한 전처리 과정

심전도 신호의 주파수 분포는 대부분이 50Hz 미만에 존재한다. 따라서 검출에 사용되는 데이터는 최소 100Hz의 표본화율을 가질 수 있다. 이러한 표본화율의 감소는 부수적으로 고주파 대역을 잡음 성분을 제거할 수 있다. 한편, 심전도 신호에서 효과적으로 P파를 검출하기 위해서는 상대적으로 큰 크기의 진폭을 갖는 QRS 컴플렉스 및 여러 가지 잡음 성분을 비롯한 다른 신호 성분들을 억제하고 P파 성분을 강조하기 위한 대역 통과 필터(bandpass filter)가 필요하다.

심방 조동 검출

심방 조동은 일정한 형태를 갖고 130ms에서 300ms 사이에서 주기적으로 진동하는 형태를 갖는다. 본 논문에서 제안한 심방 조동 검출 알고리즘은 조동 파형이 갖는 주기성과 발생 위치의 지속성을 이용하였다. 즉, 주기 함수의 자기 공분산 함수(autocovariance function)는 역시 주기 함수 이므로, 심방 조동 신호에 자기 공분산 함수를 취하면 그 결과 파형 또한 준 주기 파형이 된다는 성질을 이용하였다. 입력신호 $x(i)$, $i=1,2,\dots,N$ 에 대한 심방 조동 검출에 사용되는 정규화 된 자기 공분산 함수 $ACV(l)$ 는 식 (8), (9) 같이 주어진다.

$$ACV(l) = \frac{R_{xx}(l)}{R_{xx}(0)} \tag{8}$$

$$R_{xx}(l) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-l} \{(x(i) - \bar{x}(i))(x(i+l) - \bar{x}(i+l))\} \tag{9}$$

$$\text{여기서, } \bar{x}(i) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-l} x(i) \quad \bar{x}(i+l) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-l} x(i+l)$$

를 나타낸다. 심방 조동은 한 RR 간격 내에서 P파가 130ms에서 300ms 사이에 주기적으로 반복되므로 이 주기성을 찾기 위하여 먼저, 전처리 과정을 거친 신호에 대하여 QRS 컴플렉스를 제거하고, 제거된 신호에 대해 자기 공분산 함수를 구한다. 이때 지연(lag)이 130에서 300ms 사이에서 첫번째 지역 최대값(local maximum)을 찾고, 두 번째 지역 최대값을 찾아서 이 지역 최대값이 첫 번째 지역 최대값이 발생한 지연 시간의 두 배 이면, 이를 심방성 조동 파형으로 인식한다. 그러나 심전도 데이터에 대한 자기 공분산 함수는 많은 계산 시간을 소요하게 한다. 검출에 필요로 하는 것은 신호의 주기성 여부이기 때문에 원래의 심전도 신호를 식 (10)과 같이 1, 0, -1 세 가지 값을 갖는 세 준위 신호(ternary signal)로 양자화한다.

$$t(i) = \begin{matrix} +1 & \lambda_2 < x(i) \\ 0 & \text{if } \lambda_1 < x(i) < \lambda_2 \\ -1 & x(i) < \lambda_1 \end{matrix} \tag{10}$$

이와 같은 세 준위 신호를 이용할 경우, 모든 자기 공분산 함수 계산은 단순한 가감 연산 만으로 구현 할 수 있기 때문에 빠른 처리속도를 얻을 수 있다. 그러나 세 준위 신호를 만들기 위해서는 적절한 문턱 값 결정 과정이 필요하게 된다.

결합성 P파 검출

대부분의 P파 검출은 바로 결합성 P파 검출을 나타낸다. 본 논문의 결합성 P파 검출 알고리즘은 다음과 같은 순서로 이루어 진다.

1. P파가 존재할 가능성이 있는 탐색 구간을 분리한다. 이와 같은 탐색 구간은 각 심박 주기에서 QT 간격을 제거 함으로서 얻어지므로, QT 간격의 설정에 크게 의존한다. 이때 QT 간격을 너무 크게 설정하게 되면 P파의 일부가 손상될 경우가 있으며, 너무 짧게 설정하면 T파의 끝 부분을 P파로 인식하게 되어 결과적으로 비 결합성 P파로 인식하게 된다.
2. 분리된 탐색 구간에 대하여 100Hz로 표본화율을 줄이고 대역통과 필터링을 수행한다.
3. 대역통과 필터링된 신호에 대하여 지역 극대

값과 극소값을 구한다.

- 지역 극대값과 극소값이 구해지면 그 값들과 다음 QRS 컴플렉스의 기준점 사이의 거리에 대한 분포 히스토그램을 구한다. 이와 같은 히스토그램은 각각의 리드에 대하여 독립적으로 구한다. 이때 모든 히스토그램의 분포가 30ms 이내에 존재하면 결합성 P파가 존재하는 것으로 생각한다.

비 결합성 P파 검출

본 논문은 비 결합성 P파의 검출을 위하여 결합성 P파 검출과 같이 탐색 구간을 설정하고 그 구간 내에서 극값의 위치, 개수 및 진폭의 크기를 이용하여 비 결합성 P파를 검출하는 방법을 사용하였다. 그러나 비 결합성 P파는 P파의 위치를 예측할 수 없기 때문에, 결합성 P파 검출과는 달리 모든 탐색 구간을 사용한다. 극값의 개수를 검출 파라미터로 사용한 이유는 심방 세동과 비 결합성 P파의 구분을 위한 것이며, 크기는 잡음 성분을 P파로 인식되는 것을 방지하기 위한 것이다.

비 결합성 P파 검출 방법은 다음과 같다.

- 탐색구간 설정, 표본화 감소 및 대역 통과 필터링은 위의 결합성 P파 검출 과정과 같다.
- 대역 통과 필터링된 신호를 정류화하고 지역 최대값을 구한다. 이와 같이 정류 시키는 이유는 비 결합성 P파 검출은 결합성 P파 검출처럼 가장 큰 탐색 구간을 구하여 내림차순으로 6개 탐색 구간 만을 이용하지 않고, 모든 탐색 구간에 대하여 P파의 위치를 검출하기 때문에 지역 극대값과 극소값중 일부를 검출하지 못하는 경우가 발생된다. 따라서 정류화된 신호를 이용하여 지역 최대값만을 검출 함으로서 위와 같이 지역 최대값과 최소값의 일부를 검출하지 못하는 경우에도 P파의 위치를 검출할 수 있다.
- 지역 최대값이 탐색 구간 내에서 2개 이하로 존재하고, 최대값의 크기가 0.2mV 이상이면 이를 P파로 인식한다.

결론

본 논문은 YECGA를 위한 심장 활동 검출기에 대한 연구로서 다음과 같은 결론을 얻을 수 있다.

- 효율적인 QRS 컴플렉스 검출을 위해 제안된, 멀티 리드 알고리즘인 공간 속도 알고리즘을

이용하여 99.6%의 검출율을 얻을 수 있었으며, 군 단위 검출 및 표본화를 감소를 통하여 실시간 검출이 가능하도록 하였다.

- P파의 발생 형태에 따라 세 가지의 서로 다른 검출 알고리즘을 이용하여 심방 조동, 결합성 P파 및 비 결합성 P파를 정확히 검출할 수 있었다. 또한 위의 과정을 이용하여 효율적인 심실 세동 검출이 가능하였다. 결합성 P파의 경우 99.6%의 검출율을 얻었으며, 대부분의 검출 오류가 탐색 구간 설정 문제점에서 발생됨을 확인할 수 있었다.

참고문헌

- [1]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
- [2]R. Degani, "Pattern recognition of piecewise linear approximation ECG waveforms", Proc. of EUROCON, vol.2, pp.345-352, 1977
- [3]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
- [4] 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
- [5]C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detection of ECG characteristic points using Wavelet transforms", IEEE Trans. vol.42, no.1, pp21-28, 1995
- [6]J.L Talmon, J.A Kors, and J.H Bommel "Algorithms for the detection of events in electrocardiograms", Comp. Meth. Prog. Biomed., vol. 22, pp149-161, 1986
- [7]N.V. Thakor, Q.L. Chen, H.S. Lee, "ECG waveform analysis by significant point extraction", Comp. Biomed. Res. vol. 20, pp410-427, 1987
- [8]H.C. Schnyder, M. Jordan, "Energy correlation technique for small P wave detection in the presence of noise", proc. Computer in Cardiology, pp22-24, 1980
- [9]F. Gritzali, G. Grangakis, Pabokostantinou, "Detection of the P and T waves in an ECG", Comp. Biomed. Res. vol 22, pp83-91, 1989
- [10]N.V. Thaker, Yi Shen Zhu, "Application of Adaptive filtering to ECG analysis: Noise cancellation and arrhythmia detection", IEEE. Trans. Biomed. Eng., vol. 38, 1991