

論文98-35S-5-7

심전도 신호의 위상학적 맵핑을 이용한 실시간 QRS 검출 알고리즘

(A Real-Time QRS Complex Detection Algorithm using Topological Mapping in ECG signals)

李定桓*, 鄭基森**, 李秉采***, 李明鎬*

(Jeong Whan Lee, Kee Sam Jeong, Byung Chae Lee, and Myoung Ho Lee)

요 약

본 논문에서는 심전도 신호를 2차원 위상공간에 재구성하고, 재구성된 위상궤적의 특성을 이용하여 심전도 신호의 QRS 군을 실시간으로 검출할 수 있는 새로운 알고리즘을 제안하였다. 일반적으로 카오스적 특징을 찾아내는데 이용되는 Fill-Factor 알고리즘[7]과 상호정보량법[8]을 사용하여 심전도 신호의 QRS 군을 검출하는데 적합한 지연시간을 이론적으로 추정하였으며, 실험적으로 QRS 검출 알고리즘의 지연시간 변화에 따른 QRS 검출 성능을 이론적 추정치와 비교 고찰하였다. 제안된 알고리즘에 의하면 위상학적 맵핑차원이 2차원일 때의 재구성에 적합한 실험적 지연시간은 20ms이고, 이론적으로 추정한 지연시간은 Fill-Factor 알고리즘과 상호정보량법의 경우 각각 $20 \pm 0.76\text{ms}$, $28 \pm 3.51\text{ms}$ 로 나타났다. 따라서 심전도 신호의 적합한 지연시간을 결정하는 데는 Fill-Factor 알고리즘이 상호정보량법보다 적합한 지표를 나타낸다고 할 수 있다. 본 연구에서 제안한 알고리즘은 전처리 과정을 단순화시킴으로써 실시간으로 QRS 군을 검출할 수 있었으며, 기저선 동요와 같은 저대역 잡음 성분에 강한 특성을 나타내었다. 제안된 알고리즘의 신뢰도를 평가하기 위하여 MIT/BIH 부정맥 데이터 베이스의 총 48명의 환자 데이터를 적용해 본 결과 99.58%의 QRS 검출 신뢰도를 얻을 수 있었다.

Abstract

In this paper, we proposed a new algorithm using characteristics of the reconstructed phase trajectory by topological mapping developed for a real-time detection of the QRS complexes of ECG signals. Using Fill-Factor algorithm and Mutual Information algorithm which are in general used to find out the chaotic characteristics of sampled signals, we inferred the proper mapping parameter, time delay, in ECG signals and investigated QRS detection rates with varying time delay in QRS complex detection. And we compared experimental time delay with the theoretical one. As a result, it shows that the experimental time delay which is proper in topological mapping from ECG signals is 20ms and theoretical time delays of Fill-Factor algorithm and Mutual Information algorithm are $20 \pm 0.76\text{ms}$ and $28 \pm 3.51\text{ms}$, respectively. From these results, we could easily infer that the Fill-Factor algorithm in topological mapping from one-dimensional sampled ECG signals to two-dimensional vectors, is a useful algorithm for the determination of the proper time delay. Also with the proposed algorithm which is very simple and robust to low-frequency noise as like baseline wandering, we could detect QRS complex in real-time by simplifying pre-processing stages. For the evaluation, we implemented the proposed algorithm in C-language and applied the MIT/BIH arrhythmia database of 48 patients. The proposed algorithm provides a good performance, a 99.58 % detection rate.

* 正會員, 延世大學校 電氣工學科
(Dept. of Electrical Eng., Yonsei University)

** 正會員, LG-EDS 시스템
(CAL&CIM Institute, LG-EDS Systems Inc.)

*** 正會員, 龍仁工業專門大學, 醫療情報 시스템科
(Dept. of Medical Information System, Yong-in
Technical College)

接受日字: 1998年3月5日, 수정완료일: 1998年4月20日

I. 서 론

심장에서 발생하는 전기적 활동을 기록한 심전도(Electrocardiogram : ECG) 신호는 심장의 전기적 흥분 및 흥분 전도계의 이상으로 인한 심장질환을 진단하기 위한 수단으로서 널리 사용되고 있다. 오늘날 컴퓨터 및 주변기기의 급속한 진보에 따라 심전도 신호를 이용하여 환자의 심장상태를 모니터링 할 수 있는 장치와 심장질환을 자동 진단하기 위한 심전도 자동해석 시스템이 개발되어 사용되고 있다. 그러나 이러한 장비의 신뢰성은 QRS 군의 정확한 검출에 크게 의존한다.

QRS를 정확하게 검출 할 수 있고 실시간 응용이 가능한 QRS검출기에 관한 연구는 수 십년 동안 많은 연구자들에 의하여 수행되었지만 아직도 완벽한 알고리즘은 없었다^{[1]-[4]}. 가장 우수한 알고리즘으로는 Pan과 Hamilton이 1985년에 제안한 단일 리드를 이용한 실시간 QRS검출 알고리즘이 있다^[2]. 이 방법의 특징은 정수 계수의 필터, 비선형 변환, 이동윈도우 적분(Moving-window integral)과 잡음과 신호를 구별하기 위한 일련의 결정규칙을 갖는 점이다. 전처리단은 저역통과필터, 고역통과필터, 미분기의 순으로 구성되고, 마지막 단의 선형필터의 출력을 제공하여 대역통과 되어진 신호의 진폭을 크게 만든다. 이를 다시 이동윈도우 적분을 통하여 파형의 모양을 원만하게 만든다. 이렇게 만들어진 신호에 잡음과 신호를 구분할 수 있는 문턱치를 설정하여 QRS군을 검출한다. 뒤에 Hamilton과 Tomkins^[3]은 피크를 인식하는 문턱치 값의 변화에 따른 QRS검출율의 변화에 대하여 고찰하였으며, 200ms의 불응기, 후방탐색기법 등에 대하여 언급하였으며 99.46%의 검출율을 얻었다고 보고하였다. 그러나, 이와 같은 알고리즘은 불수의근의 활동, 60Hz잡음 등에 의한 고주파 성분의 잡음과 몸의 움직임, 전극의 이동 등에 의한 저주파 성분의 잡음이 혼재된 경우의 심전도에 대해서는 QRS 군의 인식율이 낮아지는^[4] 단점을 갖고 있다.

이러한 단점을 보완하기 위하여 본 논문에서는 비선형동역학에서 사용하는 위상공간 재구성법^[5]을 이용한 실시간 QRS검출 알고리즘을 제안하고자 한다. 위상공간 재구성법은 n 개의 상태변수로 구성된 n 차 시스템의 상태를 상태변수를 축으로 갖는 n 차원 위상공간의 한점에 대응시켜 궤적(trajjectory)을 구성함으로써

써 시스템의 동역학적 상태를 시각적으로 묘사하여 분석한다. 심장을 하나의 동역학 시스템으로 간주하면, 심전도 신호는 심장의 동적특성을 반영하는 스칼라 시계열 데이터로서, 이를 위상공간에 맵핑하여 유도한 위상궤적은 심전도 신호의 피크에 대응되는 궤적을 형성한다. 위상학적 맵핑을 통해 심전도 신호를 새로운 2차원의 위상공간에 재구성한 후, 재구성된 위상 궤적의 특성을 이용하여 실시간으로 QRS군을 정확히 검출할 수 있다. 심전도 신호를 위상공간에 맵핑하였을 때, 위상공간상에 투사된 궤적은 심전도 파형의 형태에 의존하는 독특한 벡터궤적을 나타내게 된다. 검출하고자 하는 QRS군이 다른 피크 성분(P파나 T파)에 의해 형성된 궤적에 비해 상대적으로 큰 궤적을 형성한다는 사실을 토대로 수정된 공간속도 알고리즘을 이용하여 궤적의 곡률을 계산하고 QRS 군을 검출하기 때문에 기존의 다른 방법보다 단순하고 실시간 검출이 가능하다. 본 연구에서 제안된 알고리즘의 신뢰도는 MIT/BIH 부정맥 데이터 베이스(MIT/BIH Arrhythmia Database)를 이용하여 평가하였다. 또한 위상 궤적에 큰 영향을 미치는 맵핑파라미터인 지연시간은 Fill-factor 알고리즘과 상호정보량 알고리즘을 MIT/BIH 부정맥 데이터 베이스에 적용하여 결정하였다.

II. 위상학적 맵핑에 의한 위상공간의 재구성

1. 위상학적 맵핑

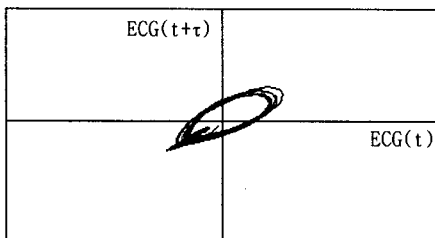
위상공간 재구성을 위해 널리 사용되고 있는 방법은 Takens^[5]에 의해 제안된 위상학적 맵핑방법이다. 이 방법은 시스템의 상태변수를 지연시간만큼 이동하여 얻어진 데이터를 위상학적으로 맵핑하는 시간-지연 좌표계로서, 동역학 변수에는 영향을 주지 않으면서 위상학적으로 등가인 궤적을 제공한다. 그러나 이러한 맵핑이 위상공간에서 연속적이고 역 변환이 가능한 맵핑, 즉 임베딩(Embedding)이 되기 위해서는 임베딩 되어지는 차원(d_M)과 원 정보의 차원(n)은 $d_M \geq 2n + 1$ 이란 관계식을 만족해야 한다 [5]. 그러나 본 연구의 방법은 이 관계를 만족시키지 않을 수도 있기 때문에, 임베딩이란 표현보다는 위상학적 맵핑이라는 표현을 사용한다. 기본적으로 맵핑함수는 2개의 파라미터, 맵핑차원(d_M)과 지연시간(τ)으로 구성된다. 이 두개의 파라미터를 이용하여 양자화되어진 어떤 스칼라신호,

즉, 심전도 신호 $\xi(t_s)$ 는 신호를 지연시간 τ 만큼 이동하여 얻어진 데이터를 토대로 식(1)과 같이 d_M 차원의 연속적인 벡터 $\vec{X}(t_s)$ 로 맵핑된다.

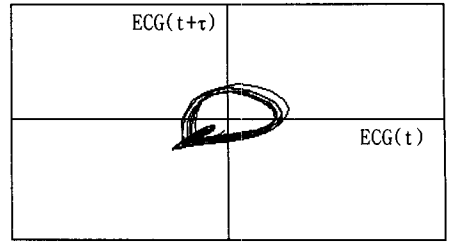
$$\vec{X}(t_s) \begin{bmatrix} \xi(t_s) \\ \xi(t_s + \tau) \\ \vdots \\ \xi(t_s + \tau*(d_M - 1)) \end{bmatrix} \quad (1)$$

이 연속벡터 $\vec{X}(t_s)$ 는 맵핑된 새로운 차원에서 궤적을 형성하게 되는데 이를 위상궤적(phase portrait)이라고 한다. 이와 같은 위상궤적은 맵핑변수인 지연시간과 차원에 따라 다른 형태를 나타내며, 특히 맵핑차원은 위상궤적을 구성하기 위해 소요되는 시간에 큰 영향을 미친다. 따라서, 실용적인 관점에서 최소의 맵핑차원과 적절한 지연시간을 결정하는 것이 필요하다. 본 연구에서는 검출 알고리즘의 실시간 구현을 위해 맵핑차원으로서 2차원을 선택하였다. 2차원을 선택한 이유는 차원을 높여서 3차원 이상의 궤적을 만들어도 QRS 군의 특징은 변화가 없으며, 계산에 필요한 차원만을 증가시키는 역효과를 가져오기 때문이다. 그림 1은 지연시간을 변화시키면서 임의의 심전도 신호를 2차원 위상공간에 맵핑하여 형성된 위상궤적을 나타내고 있다. 그림에서 알 수 있듯이, 지연시간은 위상궤적의 형태에 큰 영향을 미친다.

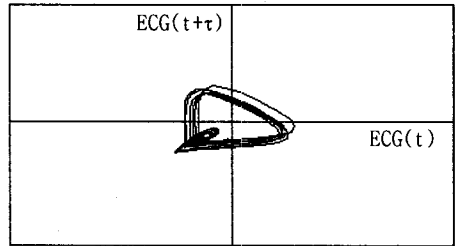
적절한 지연시간을 결정하기 위해 여러 가지 방법^[6]이 제안되어 사용되고 있으나, 이들은 동일한 시계열 데이터에 대해 서로 상이한 값을 나타내고 복잡한 분류나 검색과정이 필요하기 때문에 처리시간이 많이 걸릴 뿐만 아니라 잡음에 대하여 매우 민감한 단점을 갖는다. 그러므로 본 연구에서는 서로 다르게 구성된 위상궤적으로부터 이웃한 점들간의 관계를 비교, 분석하여 지연시간을 결정할 수 있는 Fill-factor 방법^[9]과 상호 정보량 방법^[10]을 도입하여 맵핑 파라미터를 결정하였다.



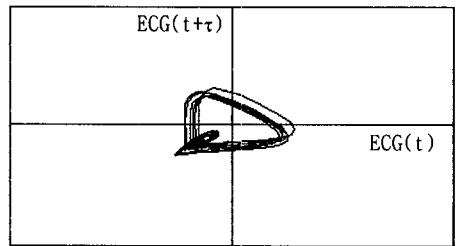
(a) $\tau=8ms$



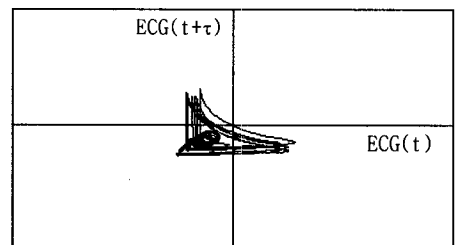
(b) $\tau=16ms$



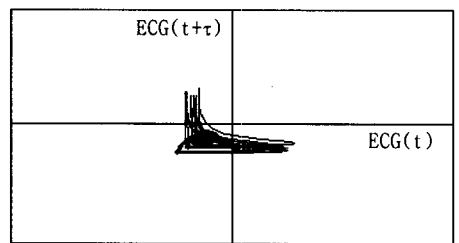
(c) $\tau=24ms$



(d) $\tau=32ms$



(e) $\tau=40ms$



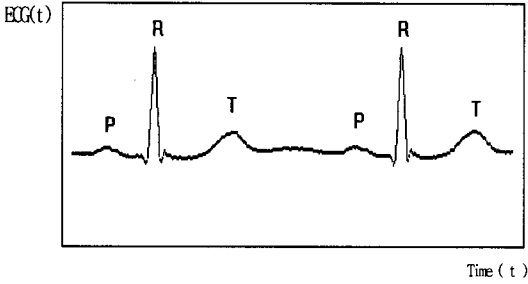
(f) $\tau=48ms$

그림 1. 지연시간 변화에 따른 위상 궤적
Fig. 1. Phase portraits with various time delays.

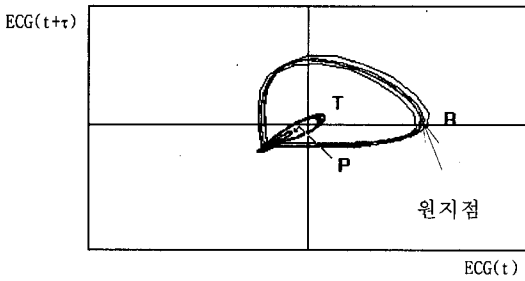
III. QRS군의 검출

1. QRS군 검출을 위한 전처리 과정

원 심전도 신호를 2차원 위상공간상에 맵핑하여 얻어진 위상궤적과의 관계를 살펴보면, 그림 2에서와 같이, 심전도 신호의 피크(P파, QRS군, T파)는 각각 고유한 궤적에 대응되는 루프를 형성한다.



(a) 심전도 신호



(b) 심전도 신호의 위상 궤적

그림 2. 심전도 신호와 위상궤적과의 관계
Fig. 2. Relationship between the ECG signal and its phase portrait.

본 알고리즘은 그림 2(b)와같이 위상공간상에서 형성된 궤적의 변화를 이용하여 QRS군을 검출한다. 그러나, 잡음성분에 의해 원신호에 왜곡이 발생하였을 경우, 위상공간상의 궤적도 영향을 받기 때문에 위상공간상으로의 맵핑에 앞서 이와 같은 잡음은 제거되어야 한다. 특히 고주파 성분의 잡음은 궤적에 왜곡을 초래하여 QRS군 검출에 직접적인 문제를 야기시킨다. 반면에 기저선 동요와 같은 저주파 대역의 잡음 성분은 궤적을 왜곡시키기 보다는 궤적 자체를 원점을 지나는 직선에 따라 이동시키기 때문에 궤적의 패턴에는 별 영향을 미치지 않는다. 따라서 본 연구에서는 위상공간상에서의 후보점 검출에 앞서 전처리 과정으로서 궤적을 왜곡시키는 고주파 성분의 잡음을 제거하

기 위해 저역통과 필터링을 수행하였다. 본 연구에서는 Lynn^[11]에 의하여 제안된 식 (2)의 저역통과필터를 사용하였으며, 그에 대한 주파수 응답은 그림 3와 같다.

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \quad (2)$$

여기서 T는 샘플간격으로 4ms이고 n은 임의의 정수이다.

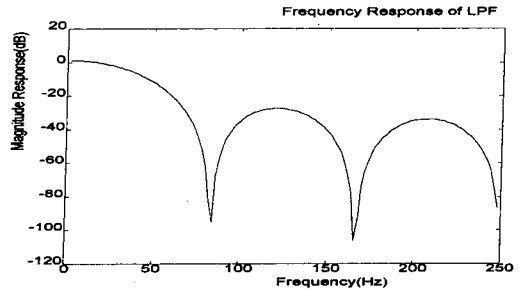


그림 3. 저역통과필터의 주파수 응답
Fig. 3. Frequency response of low-pass filter.

2. 실시간 QRS군의 인식

전처리를 한 후, 심전도 신호를 미리 설정된 지연시간 만큼 이동하여 얻어진 데이터를 토대로 식(1)을 사용하여 2차원의 위상공간에 맵핑하여야 한다. 이와 같이 얻어진 위상궤적과 심전도 신호와의 관계는 앞의 그림 2에 나타내었다. 그림에서 알 수 있듯이, 심전도 신호의 피크(P파, QRS파, T파)는 위상공간궤적상에 하나의 루프를 형성하며, 양의 피크는 위상공간상의 1사분면으로, 음의 피크는 3사분면에 루프를 형성한다.

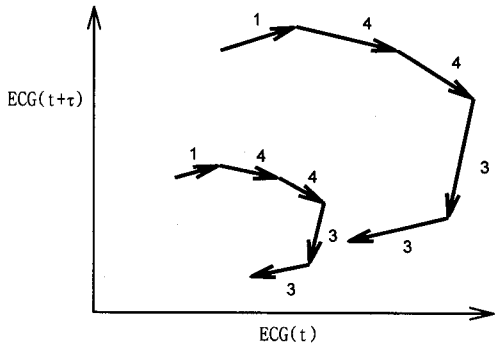


그림 4. 위상 궤적과 방향성분
Fig. 4. Phase portrait and its directional components.

그리고 피크점은 대응되는 루프상에서 기준점으로부터 가장 먼 지점을 통과함을 알 수 있다. 또한 피크가 크면 클 수록 위상공간상의 궤적은 보다 큰 루프를 형성하게 된다. 따라서 다른 피크에 비해 상대적으로 큰 진폭을 갖는 QRS군은 가장 큰 루프를 형성하고, R파는 대응되는 루프상에서 기준점으로부터 가장 멀리 떨어져 있는 원지점(apogee)을 통과하게 된다.

QRS군 피크에 대한 위상궤적을 좀 더 자세히 살펴 보면 그림 4와 같다. 위상공간의 1사분면에서 피크를 형성할 때 요소 벡터의 방향은 4사분면을 향하다가 3사분면으로 방향을 바꾸는 반면, 음의 방향으로 피크를 형성할 때는 2사분면에서 1사분면으로 방향을 전환하는 형태의 특정한 방향성분 벡터를 나타낸다. 이러한 방향성분 벡터를 템플레이트로 정의한 후, 임의의

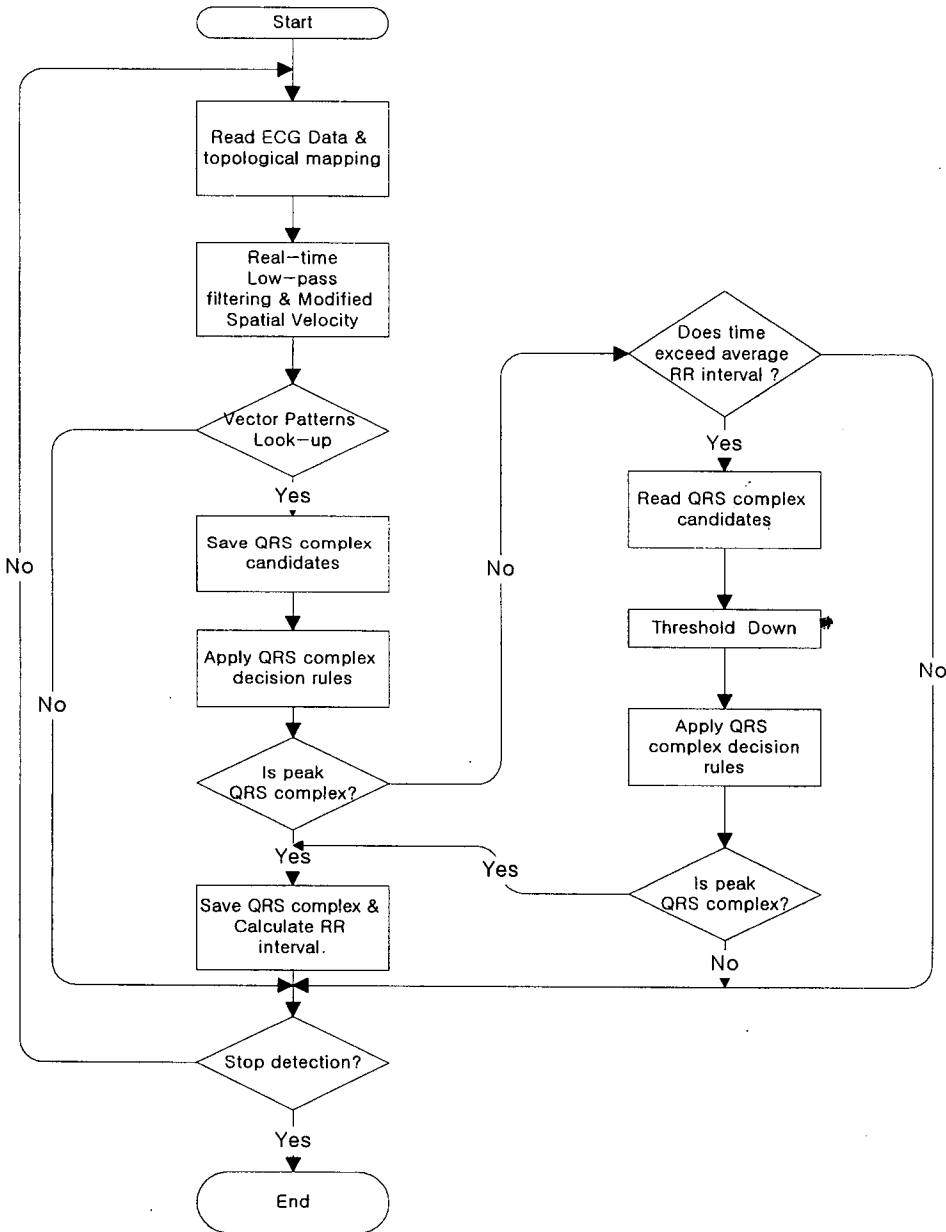


그림 5. 제안된 실시간 QRS 검출 알고리즘의 흐름도
 Fig. 5. Flowchart of the proposed real-time QRS detection algorithm.

입력신호에 대한 위상궤적의 방향성분 벡터가 정의된 템플레이트와 비교하여 일치하는 경우 그 부분은 피크에 대응되며 QRS군의 후보점으로 선택한다.

선택된 후보점으로부터 QRS 군을 결정하여야 한다. QRS 군은 다른 피크에 대응되는 루프에 비해 상대적으로 큰 루프를 형성한다. 이와 같은 사실은 그 지점에서의 곡률이 크다는 것을 의미한다. 본 연구에서는 위상공간상에 형성된 궤적의 곡률을 계산하기 위해 Macfarlane^[12] 등이 제안한 공간속도(spatial velocity) 계산법을 수정하여 사용하였다. 공간속도 S_{sv} 는 3차원에서

$$S_{sv} = \sqrt{\left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dy}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dz}{dt}\right)^2} \quad (3)$$

과 같이 정의되며, 벡터루프의 시간에 따른 곡률의 변화율을 의미한다. 그러나 식 (3)은 실시간처리에는 부적합하며, 또 본 연구에서는 2차원의 위상공간만을 고려하기 때문에 식 (3)을 단순화하여

$$S_{msv} = |dx| + |dy| \quad (4)$$

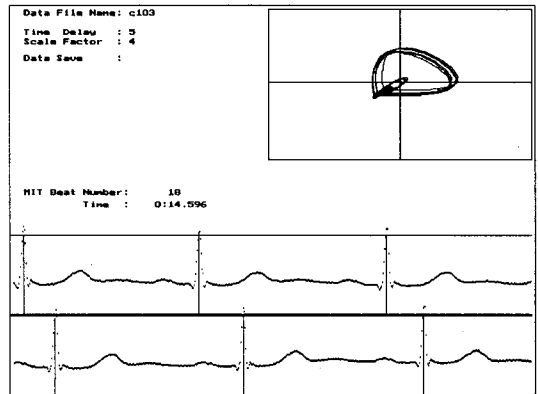
와 같이 정의된 수정공간속도를 사용하여 곡률을 계산하였다. 식 (4)에서 Δt 가 생략된 것은 샘플 간격이 상수로서 일정하기 때문이다.

최종적으로, 식(4)를 사용하여 각 후보점에 대해 계산한 곡률이 미리 설정한 문턱치(threshold)를 넘는 경우 그 후보점을 QRS 군으로 인식한다. 그러나, 심전도 신호는 동일한 피검자에 대해서 조차 시간에 따라 변화하기 때문에, 문턱치가 고정된 경우 비정상적으로 작은 피크를 검출하기 곤란한 경우가 종종 발생한다. 이를 방지하기 위해 본 연구에서는 후방탐색 방법을 사용하였다. 이는 QRS 군이 존재하리라 예상되는 구간내에 QRS 군이 검출되지 않은 경우 검출 알고리즘은 QRS군 검출을 위한 문턱치를 낮춘 후, 마지막 QRS군 구간에서 현재의 시간까지의 뒷부분을 다시 검색하는 방법이다^[12]. 이러한 후방탐색 방법을 적용하기 위해서는 적절한 R-R 간격 예측이 아주 중요한 역할을 하며 어느 정도의 시간이 경과 한 뒤에 후방탐색을 사용할 것인가도 신중히 고려되어야 한다.

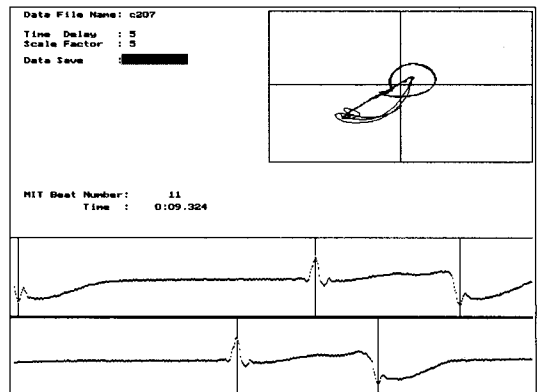
그림 5는 본 연구에서 제안한 방법을 사용하여 QRS군을 검출하기 위한 알고리즘의 흐름도이다.

IV. 실험 및 결과 고찰

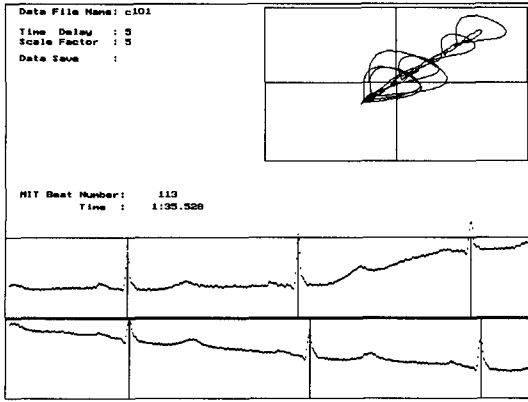
본 논문에서 제안된 QRS군 검출 알고리즘은 C-언어에 의해 구현되었으며, 제안된 알고리즘을 표준 데이터베이스로서 널리 사용하고 있는 미국의 MIT/BIH 부정맥 데이터 베이스^{[13]-[14]}에 적용하여 성능을 평가하였다. MIT/BIH 부정맥 데이터 베이스는 총 48명의 환자로부터 기록한 30분간의 심전도 신호를 수록해 놓은 것으로서, QRS군 검출 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 널리 사용되어 온 데이터 베이스이다. 그림 6은 MIT/BIH데이터베이스로부터 임의로 선택된 심전도 신호에 본 연구에서 제안된 알고리즘을 적용하여 얻어진 결과의 한 예를 나타내고 있다. 각 화면에서 하단은 원 심전도 신호와 본 알고리즘에 의해 검출된 QRS군을 나타내고 있으며, 또한 맵핑되는 위상궤적의 형태를 오른쪽 상단에 나타내도록 설계하였다.



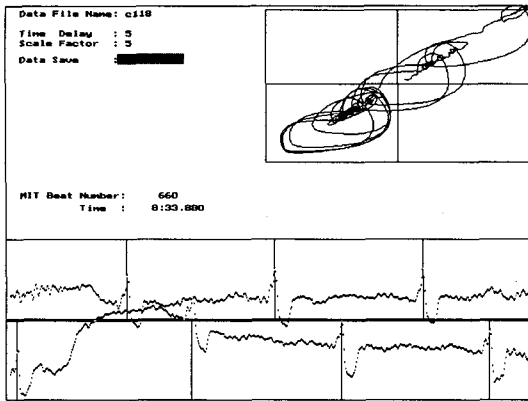
(a) 파일 #103: 정상 심전도 파형



(b) 파일 #207: QRS군의 패턴이 불규칙한 경우



(c) 파일 #101: 기저선 동요가 있는 경우



(d) 파일 #118: 기저선 동요와 잡음이 포함된 경우

그림 6. 본 연구에서 구현된 프로그램에 의해 얻어진 결과의 한 예

Fig. 6. A example result ontained by the proposed algorithm.

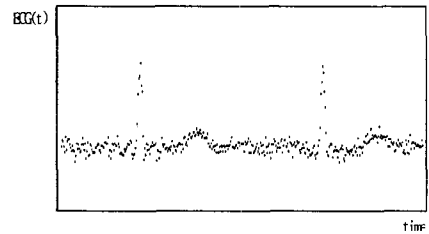
그림 6에서 알 수 있듯이 심전도 신호는 위상공간 상에서 일정한 궤적을 형성하고, 또한 그 궤적은 심전도 신호의 특성에 따라 다양한 형태를 나타낸다. 위상 궤적의 전체적인 특징을 살펴보면, 심전도 신호가 양의 방향으로 피크를 형성할 경우에는 1사분면쪽으로 음의 방향으로 피크를 형성할 경우에는 3사분면쪽으로 위상공간상에 궤적이 형성되었다. 또한 진폭과 기울기가 큰 QRS군은 상대적으로 작은 P파나 T파에 대해 위상공간상에서 아주 뚜렷하게 구분되는 위상궤적을 형성하고 있어 검출이 매우 용이함을 알 수 있다. 또한 기저선 동요와 같은 저주파성분의 잡음이 섞인 경우(그림 6(c))의 위상궤적은 궤적 전체가 원점을 지나는 직선을 따라 이동을 할 뿐 위상궤적의 형태에는 영향을 주지 않기 때문에 본 연구에서 제안된 알고리즘

은 QRS군을 정확히 검출할 수 있었다.

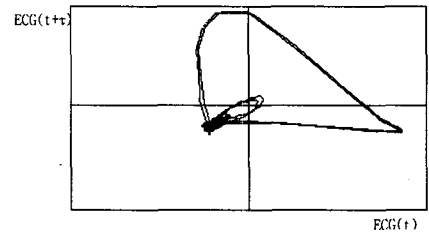
그리고 잡음성분과 본 연구에서 사용된 저역통과필터가 위상궤적에 미치는 영향을 분석하기 위해, 선택된 심전도 신호에 여러 가지 백색잡음(SNR이 각각 5%, 15%, 30%)을 삽입하여 얻어진 각 신호의 위상 궤적과 SNR이 15%와 30%인 신호에 본 연구에서 사용한 필터를 적용한 후의 위상궤적을 그림 7에 나타내었다.



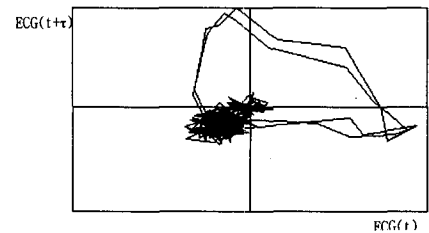
(a) 잡음이 포함되지 않은 원 심전도 신호



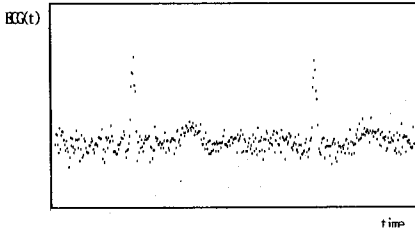
(b) ECG peak-peak값의 5%에 해당하는 잡음이 삽입된 심전도



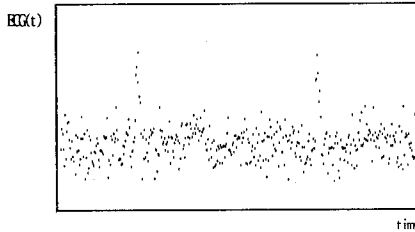
(c) (a)신호를 2차원으로 맵핑하여 형성된 위상궤적



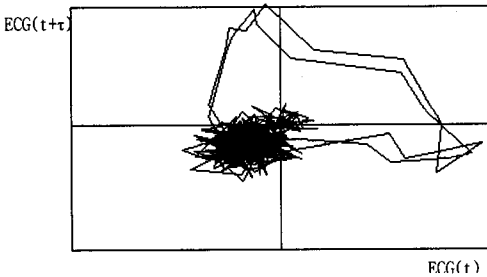
(d) (b)신호를 2차원으로 맵핑하여 형성된 궤적



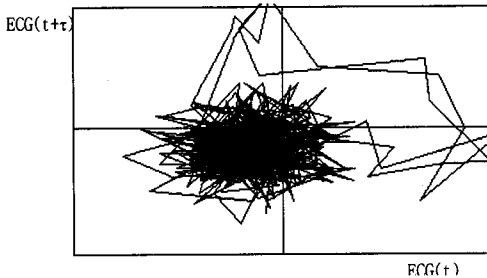
(e) ECG peak-peak값의 15%에 해당하는 잡음이 삽입된 심전도



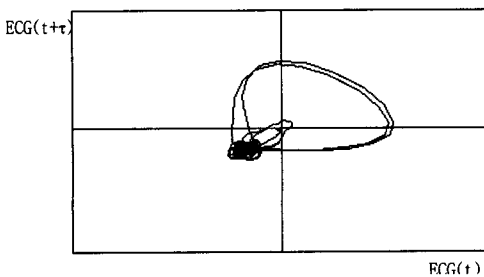
(f) ECG peak-peak값의 30%에 해당하는 잡음이 삽입된 심전도



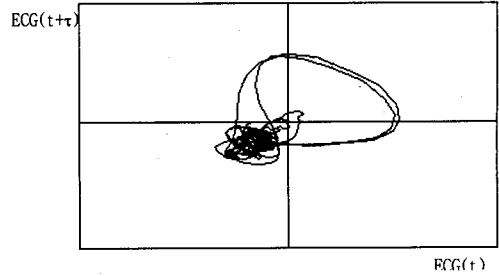
(g) (e)신호를 2차원으로 맵핑하여 형성된 궤적



(h) (f)신호를 2차원으로 맵핑하여 형성된 궤적



(i) (e)신호를 필터링한 후, 2차원으로 맵핑하여 형성된 위상궤적



(j) (f)신호를 필터링한 후, 2차원으로 맵핑하여 형성된 위상궤적

그림 7. 잡음이 섞인 심전도 신호에 대한 위상 궤적
Fig. 7. Phase portraits of noise contaminated ECG signals.

그림 7(b)와 (d)에서 알 수 있듯이, 심전도 신호의 QRS군 크기의 5%의 잡음을 삽입한 경우, 위상궤적은 약간 변형되었지만 궤적의 윤곽은 원 신호의 궤적(그림 7(c))과 유사하기 때문에 QRS군을 인식하는데는 아무런 지장이 없다. 그러나 원 심전도 신호에 각각 QRS군의 크기의 15%와 30%의 잡음성분을 삽입한 경우에는, 그림 7(g)와 (h)에서 알 수 있듯이 대응되는 위상궤적이 상당히 왜곡되어 QRS군의 검출에 상당한 문제점을 야기할 수 있다. 그러나 이와같이 잡음에 오염된 신호에 본 연구에서 도입한 저역통과필터를 적용하여 얻어진 위상궤적(그림 7(i)와 (j))은 원 심전도 신호의 위상궤적과 같이 선명한 위상궤적을 나타내고 있다. 이와같은 결과는 QRS군의 인식에 앞서 저역통과필터의 사용이 필수적임을 의미한다.

앞에서 언급했듯이 위상학적 맵핑에 앞서 맵핑파라미터인 지연시간을 추정하여야 한다. 이를 위해 본 연구에서는 Fill-factor법^[9]과 상호정보량법^[10]을 사용하였다. MIT/BIH 데이터베이스의 48개 파일에 두 방법을 적용하여 얻은 결과를 표 1에 나타내었다. 표 1에서 알 수 있듯이 Fill-factor법에 의해 추정된 지연시간은 20ms(0.76)이었고, 상호정보량법에 의한 지연시간은 28ms(3.51)였다. 이와 같이 두 방법에 의해 추정된 지연시간이 최적으로 선택되었는지를 평가하기 위해 지연시간을 변화시켜가면서 본 연구에서 제안된 알고리즘을 적용하여 오차를 계산하였다. QRS군의 검출오차는 FP(False Positive : 실제로는 QRS군이 아닌 것을 QRS군으로 인식함으로써 발생하는 에러)와 FN(False Negative : 실제의 QRS군을 인식 못하여 발생하는 에러)의 합으로 나타내었다. 그 결과를

표 2와 그림 8에 나타내었다. 표 2와 그림 8에서 알 수 있듯이 본 알고리즘에 의한 QRS군의 검출오차는 지연시간이 20ms일 때 가장 적었고, 40ms이상에서 급속히 증가함을 알 수 있다. 이는 Fill-factor법에 의해 추정된 값과 잘 일치하는 반면, 상호정보량법에 의해 얻어진 지연시간 28ms과는 약간의 차이를 나타내고 있다. 이와 같은 결과는 2차원 시간 지연 좌표계를 이용한 심전도 신호의 재구성을 위한 지연시간의 추정에 있어서 Fill-factor법이 상호정보량법보다 더 우수한 결과를 나타냄을 의미한다. 따라서, 본 연구에서는 Fill-factor법에 의해 추정된 20ms를 지연시간으로 설정하였다.

표 1. MIT/BIH 부정맥 데이터 베이스에 대해 Fill-factor법과 상호정보량법에 의해 추정된 지연시간

Table 1. Time-delay estimated by Fill-factor and mutual information methods for MIT-BIH arrhythmia database in 2-dimensions.

| File No. | Fill-factor (ms) | Mutual Information (ms) | File No. | Fill-factor (ms) | Mutual Information (ms) |
|----------|------------------|-------------------------|----------|------------------|-------------------------|
| 100 | 16 | 12 | 201 | 16 | 44 |
| 101 | 20 | 28 | 202 | 16 | 12 |
| 102 | 20 | 16 | 203 | 24 | 16 |
| 103 | 20 | 40 | 205 | 20 | 28 |
| 104 | 20 | 44 | 207 | 20 | 12 |
| 105 | 20 | 12 | 208 | 24 | 12 |
| 106 | 16 | 28 | 209 | 16 | 48 |
| 107 | 24 | 56 | 210 | 20 | 28 |
| 108 | 24 | 28 | 212 | 16 | 32 |
| 109 | 24 | 44 | 213 | 16 | 28 |
| 111 | 20 | 40 | 214 | 24 | 8 |
| 112 | 16 | 28 | 215 | 16 | 32 |
| 113 | 16 | 12 | 217 | 20 | 28 |
| 114 | 32 | 12 | 219 | 16 | 60 |
| 115 | 20 | 16 | 220 | 16 | 24 |
| 116 | 24 | 52 | 221 | 16 | 12 |
| 117 | 20 | 28 | 222 | 24 | 12 |
| 118 | 20 | 40 | 223 | 20 | 20 |
| 119 | 20 | 28 | 228 | 20 | 40 |
| 121 | 20 | 24 | 230 | 16 | 52 |
| 122 | 20 | 24 | 231 | 24 | 52 |
| 123 | 16 | 20 | 232 | 32 | 12 |
| 124 | 20 | 24 | 233 | 20 | 40 |
| 200 | 20 | 44 | 234 | 20 | 24 |

지연시간을 20ms로 설정한 후, MIT/BIH 부정맥 데이터 베이스를 구성하는 총 48개의 파일에 대하여 본 연구에서 제안한 알고리즘을 적용하여 얻은 최종결과를 표 3에 나타내었다. 그리고 이 결과를 현재까지 가장 인식률이 높은 실시간 알고리즘 이론을 제안한 Hamilton^[3]의 결과와 비교하기 위하여 팔호안의 그의 결과를 기록하였다.

표 2. 지연시간 변화에 따른 QRS 검출
Table 2. QRS detection in various time delay.

| Time Delay τ (ms) | FP | FN | Total Error Beats(FP+FN) |
|------------------------|-----|-------|--------------------------|
| 8 | 469 | 429 | 898 |
| 16 | 291 | 319 | 610 |
| 20 | 137 | 335 | 472 |
| 24 | 184 | 443 | 627 |
| 32 | 138 | 824 | 962 |
| 40 | 212 | 675 | 887 |
| 48 | 394 | 9548 | 9942 |
| 56 | 244 | 12534 | 12778 |
| 60 | 374 | 2469 | 2843 |
| 72 | 354 | 16968 | 17322 |
| 80 | 346 | 25547 | 25893 |

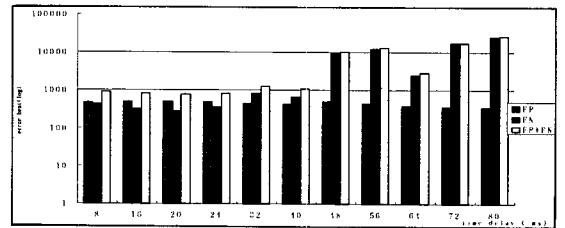


그림 8. 지연시간 변화에 따른 QRS검출
Fig. 8. QRS detection of various time delay.

표 3에서 알 수 있듯이, 본 연구에서 제안한 알고리즘은 137개의 FP와 335개의 FN으로서, 총 472개 (0.42%)의 QRS군을 잘못 인식하였다. 특히, 화일 #105의 경우에는 고주파성분의 잡음이 많이 혼입되어 있어 낮은 인식율을 나타내었다. 화일 #114의 경우는 lead II를 사용하지 않고 V5를 사용하였으므로 검출에 많은 어려움이 있다. 또 화일 #203의 경우는 사람의 눈으로도 식별이 어려울 정도로 QRS군의 외형이 왜곡되어져 있으며 다양한 PVC와 형태의 변화에 검출오차가 기인한다고 볼수 있다. 화일 #222의 경우는 QRS군의 형태가 상당히 비정상적으로 가장 높은 검출오차를 유발하고 있다. 이와 같은 결과로부터 QRS군 검출 오류를 유발하는 요인으로서 크게 두 가지를 들 수 있으며, 첫번째는 심전도 신호에 QRS군과 동등한 수준의 P파나 T파가 존재하는 경우로서 후방탐색 알고리즘이 적용되었을 때 이를 QRS군으로 잘못 인식하여 에러를 초래하게 된다. 두번째로는 고주파성분의 잡음으로 저역통과 필터를 통과한 뒤에도 QRS군의 주파수대역에 남아 레적을 왜곡시킴으로 인해 QRS군을 잘못 인식하는 경우를 들 수 있다.

제안된 알고리즘이 실제 QRS군의 발생후 이를 검출하기까지의 시간은 QRS군이 발생한 후 68ms(17

샘플)로, 실시간 저역통과필터를 위한 지연시간 48ms와 위상학적 맵핑을 하기위한 지연시간 20ms를 합한 시간이다.

표 3. MIT-BIH 데이터 베이스 실험 결과 (지연시간 20ms)

Table 3. The Results of the evaluation.

| FILE NO. | TOTAL BEAT | FP | FN | FP+FN | ERROR(%) |
|----------|----------------|----------|----------|----------|--------------|
| 100 | 2272(2267) | 0(2) | 0(0) | 0(2) | 0.00%(0.09%) |
| 101 | 1865(1859) | 2(3) | 0(1) | 2(4) | 0.11%(0.22%) |
| 102 | 2187(2181) | 0(0) | 3(0) | 3(0) | 0.14%(0.00%) |
| 103 | 2084(2081) | 0(0) | 0(1) | 0(1) | 0.00%(0.05%) |
| 104 | 2228(2224) | 0(3) | 0(7) | 0(10) | 0.00%(0.45%) |
| 105 | 2572(2564) | 41(53) | 4(22) | 45(75) | 1.75%(2.95%) |
| 106 | 2027(2024) | 2(1) | 0(2) | 2(3) | 0.10%(0.15%) |
| 107 | 2137(2131) | 0(0) | 2(3) | 2(3) | 0.09%(0.14%) |
| 108 | 1763(1757) | 9(50) | 11(47) | 20(97) | 1.13%(5.67%) |
| 109 | 2532(2526) | 0(0) | 0(1) | 0(1) | 0.00%(0.04%) |
| 111 | 2124(2120) | 0(3) | 1(2) | 1(5) | 0.05%(0.24%) |
| 112 | 2539(2536) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| 113 | 1794(1791) | 1(2) | 0(1) | 1(3) | 0.06%(0.17%) |
| 114 | 1878(1872) | 0(5) | 40(7) | 40(12) | 2.13%(0.64%) |
| 115 | 1953(1945) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| 116 | 2412(2409) | 1(4) | 19(25) | 20(29) | 0.83%(1.22%) |
| 117 | 1535(1532) | 0(10) | 0(3) | 0(13) | 0.00%(0.85%) |
| 118 | 2278(2273) | 1(2) | 0(2) | 1(4) | 0.04%(0.18%) |
| 119 | 1987(1985) | 2(2) | 0(0) | 2(2) | 0.10%(0.10%) |
| 121 | 1862(1858) | 0(1) | 1(0) | 1(1) | 0.05%(0.05%) |
| 122 | 2476(2471) | 1(0) | 0(0) | 1(0) | 0.04%(0.00%) |
| 123 | 1518(1514) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| 124 | 1619(1613) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| 200 | 2601(2595) | 13(3) | 1(2) | 14(5) | 0.54%(0.19%) |
| 201 | 1963(1946) | 0(3) | 27(19) | 27(22) | 1.38%(1.14%) |
| 202 | 2136(2134) | 0(0) | 1(3) | 1(3) | 0.05%(0.14%) |
| 203 | 2980(2976) | 25(14) | 47(61) | 72(75) | 2.42%(2.57%) |
| 205 | 2656(2650) | 0(1) | 2(4) | 2(5) | 0.08%(0.19%) |
| 207 | 1860(1856) | 0(5) | 17(5) | 17(10) | 0.91%(0.54%) |
| 208 | 2955(2953) | 12(9) | 21(19) | 33(28) | 1.12%(0.95%) |
| 209 | 3004(2999) | 1(2) | 0(2) | 1(4) | 0.03%(0.13%) |
| 210 | 2650(2645) | 3(2) | 23(41) | 26(43) | 0.98%(1.65%) |
| 212 | 2748(2746) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| 213 | 3250(3245) | 1(0) | 1(1) | 2(1) | 0.06%(0.03%) |
| 214 | 2261(2255) | 1(2) | 2(4) | 3(6) | 0.13%(0.27%) |
| 215 | 3363(3357) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| 217 | 2208(2202) | 2(2) | 6(4) | 8(6) | 0.36%(0.27%) |
| 219 | 2154(2150) | 4(1) | 10(1) | 14(2) | 0.65%(0.09%) |
| 220 | 2048(2041) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| 221 | 2427(2422) | 0(1) | 0(1) | 0(2) | 0.00%(0.08%) |
| 222 | 2483(2492) | 5(40) | 91(37) | 96(77) | 3.87%(3.14%) |
| 223 | 2605(2603) | 0(0) | 0(2) | 0(2) | 0.00%(0.08%) |
| 228 | 2053(2048) | 7(19) | 5(6) | 12(25) | 0.58%(1.22%) |
| 230 | 2256(2252) | 2(0) | 0(1) | 2(1) | 0.09%(0.04%) |
| 231 | 1571(1566) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| 232 | 1780(1719) | 1(3) | 0(0) | 1(3) | 0.06%(0.10%) |
| 233 | 3079(3135) | 0(0) | 0(3) | 0(3) | 0.00%(0.10%) |
| 234 | 2753(2747) | 0(0) | 0(0) | 0(0) | 0.00%(0.00%) |
| TOTAL | 109481(109267) | 137(248) | 335(340) | 472(588) | 0.42%(0.54%) |

* 괄호의 값은 Hamilton^[12]의 논문의 자료를 비교하기 위하여 인용한 것임

VI. 결 론

본 연구에서는 심전도 신호를 위상학적 맵핑하여 2

차원의 위상공간에 재구성하고 재구성된 위상궤적의 특징을 이용하여 실시간으로 심전도의 QRS군을 검출하는 새로운 알고리즘을 제안하였다. 본 연구에서 제안된 알고리즘을 MIT/BIH데이터베이스에 적용하여 얻어진 결과는 다음과 같다.

1) 위상궤적을 재구성함에 있어 가장 중요한 맵핑 파라미터인 지연시간이 본 알고리즘의 검출성능에 미치는 영향을 평가하기 위해, 지연시간을 변화시키면서 본 알고리즘을 적용한 결과, 본 알고리즘은 지연시간을 20ms로 설정하였을 때 가장 좋은 검출능력을 보였으며, 이는 Fill-factor법에 의해 추정된 지연시간(200.76(ms))과 일치하였다. 따라서, 위상학적 맵핑을 통한 심전도의 재구성을 위한 지연시간의 추정에는 상호정보량법보다 Fill-factor법이 더욱 바람직함을 알 수 있었다.

2) 위에서 결정된 지연시간을 토대로 본 연구에서 제안한 알고리즘을 MIT/BIH데이터베이스에 적용한 결과, 99.58%의 높은 검출율을 얻었으며, 이 검출율은 Hamilton^[3]이 제안한 방법보다 0.12 % 높아진 결과이다.

3) 제안된 실시간 QRS군 검출 알고리즘은 잡음이 심하게 혼재되었을 뿐만아니라 PVC나 기이한 파형의 왜곡에도 불구하고 99.58%의 높은 검출율을 나타내었다. 더욱이 기존의 검출방법보다 단순화된 과정으로 구성된 본 알고리즘은 소형의 심박을 검출기나 홀터 분석 장치와 같이 단시간내에 많은 QRS군을 검출해야만 하는 경우에 더욱 효율적이다. 앞으로의 연구과제는 위상공간에서 형성되는 심전도의 위상궤적이 QRS군의 형태에 따라 변화를 일으키므로 이에 대한 보완적 연구가 수행된다면 단순히 QRS군을 검출하는 수준을 넘어서 QRS군을 그 형태에 따라 실시간으로 분류하는 것도 가능하리라 생각된다.

※ 이 연구는 1996년도 보건복지부 G7의료공학기술 개발사업의 연구지원에 의해 수행되었음(과제번호: HMP-96-G-1-14).

참 고 문 헌

[1] C.M. Anderson, W.J. Sanders, and D.C. Harrison, Comparing the morphologies of ECG waveforms in frequency space, Proc.

Comput. In Cardiology, VA, OCT. 1980.

[2] J. Pan and W. J. Tomkins, A real-time QRS detection algorithm, IEEE Trnas. Biomed. Eng., Vol. BME-32, pp. 230-236, 1985.

[3] P. S. Hamilton and W. J. Tomkins, Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-33, pp. 1157-1187, 1986.

[4] G.M. Friesen and T.C. Jannett, A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms, IEEE Trans. On BME., Vol. 37, No.1, pp. 85-98, 1990.

[5] F. Taken s, Lectures Notes in Math., Vol. 898 ,Spinger-Verlag, pp. 230, 1980.

[6] H. G. Schuster, Deterministic Chaos, (VCH-Verlag, Weinheim), 1988.

[7] H. G. Schuster and W. Liebert, Phys. Lett. A, 142, 107, 1989.

[8] D. S. Broomhead and J. P. King, Physica D, 20, 217, 1986.

[9] Th. Buzug, T. Reimers and G. Pfister, Europhys. Lett., 13(7), pp. 605-610, 1990.

[10] A. M. Fraser and H. L. Swinney, Phys. Rev. A, 33, 1134, 1986.

[11] P. A. Lynn, Online digital filters for biological signals : Some fast designs for a small computer, Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 15, pp. 534-540, 1977.

[12] P. W. Macfarlane and T. D. V. Lawrie, An introduction to Automated Electrocardiogram Interpretation, Butterworth, pp. 25-39, 1974.

[13] MIT/BIH Database Distribution, Massachusetts Inst. Technol., 77 Massachusetts Avenue, Room 20A-113, Cambridge, MA 02139.

[14] George B. Moody, ECG Database Applications Guide, Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, 1992.

저 자 소 개



李 定 桓(正會員)

1992年 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1994). 1994년~현재 동대학원 박사과정 재학중. 관심분야: 의료계측기기설계 및 생체 신호처리, 의료정보시스템



李 明 鎬(正會員)

1972年 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1974) 및 박사(1978). 1980년~현재 연세대학교 전기공학과 교수. 1996년~현재 동대학교 의료기기기술연구소 소장. 1983년~1984年 University of Wisconsin-Madison 객원교수. 관심분야: 생체신호처리, 의료진단자동화, 생체제어계측 및 뉴로시스템



李 秉 采(正會員)

1987年2月 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1989) 및 박사(1995). 1995年9月~1998년 1月 삼성전자, 삼성종합기술원 의료기기연구팀 선임연구원. 1998년2月~현재 용인공업전문대학 의료정보시스템과

전임강사, 학과장. 관심분야: 의료정보시스템, Computers in Medicine, 생체신호처리 및 분석



鄭 基 森(正會員)

1988年2月 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1990) 및 박사(1997). 1997年2月~현재 LG-EDS 시스템 CALS&CIM 연구소, 선임연구원. 관심분야: 병원정보시스템, 생체신호처리