

Modified Chain Coding 을 이용한 실시간 부정맥 모니터링 기법에 관한 연구

윤 지 영, 이 정 환, 이 명 호
연세대학교 공과대학 전기공학과

A Study on The Method of Real-Time Arrhythmia monitoring Using Modified Chain Coding

Jiyoung Yun, Jeongwhan Lee, MyoungHo Lee
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

Abstract

This paper presents a real time algorithm for monitoring of the arrhythmia of ECG signal. A real time monitoring, following by detecting a QRS complex, is the most important. Using 2-dimensional time-delay coordinates which are reconstructed by the phase portrait plotting special trajectory, we detect QRS complexes.

In this study, arrhythmias are detected by matching the past standard template with the present pattern when changing abruptly. In order to matching with each other, we propose modified chain coding algorithm which applies vector table consisting of eight orthonormal code(=binary code) to the phase portraits. This algorithm using logical function increases the weight if exceeding to the threshold determined by correlation value and the distance from a straight line($y=x$). Evaluating the performance of the proposed algorithm, we use standard MITBIH database. The results are following,

- 1) Improve the speed of matching template than that of cross-correlation ever has been used.
- 2) Because the proposed algorithm is robust to varying fiducial point, it is possible to monitor the ECG signal with irregular RR interval.
- 3) In spite of baseline wandering owing to the low frequency noise, monitoring performance is not reduced.

1. 서론

심전도는 심장의 전기적 흥분이 발생하는 부위의 이상 및 흥분정도의 이상현상을 알 수 있는 진단변수로서 많이 사용되어 왔다. 특히 생명에 치명적인 영향을 미칠 수 있는 부정맥파형을 검

출해 내는 것은 매우 중요하다.

특히 실시간으로 심전도 신호를 모니터링하기 위해서는 심장리듬의 분석이 기본적으로 요구된다. 심장리듬의 분석이란, 심주기(cardiac cycle)에서 가장 중요한 요소인 QRS-complex의 폭, RR 간격, 형태(morphology)의 분석[1]을 포함한다. 여기에서 가장 중요한 것은 정확한 QRS complex의 검출을 통해 파형의 특성을 분석하여 실시간으로 모니터링할 수 있도록 패턴을 구분하는 것이라 할 수 있다.

지금까지 Dobbs[2]등에 의해서 패턴 구분을 위한 많은 알고리즘들이 제안되어 왔지만, 정확하게 실시간으로 QRS complex를 검출하더라도 부정맥과 같은 비정상파형이 발생했을 경우, 패턴을 구분하기 위해서 처리되어야 하는 연산과정이 매우 복잡하고, 또 잡음이나 기저선 동요 등, 검출되는 패턴의 상태가 변화함에 따라 정확도가 저하되기 때문에 실시간으로 패턴을 구분하는데 난점이 있었다.

본 연구에서는 기존에 제안된 패턴 구분을 위한 알고리즘들의 문제점인 과도한 연산량과 잡음 취약성을 개선하기 위하여 Modified Chain Coding 기법을 이용하였다.

2. 부정맥 모니터링 알고리즘

2.1 심전도 패턴의 부호화

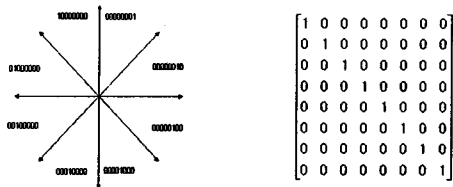
2차원 위상공간상에 그려지는 심전도 신호는 원래의 심전도 신호 $X(t)$ 와 20ms가 지연된 신호인 $X(t+\tau)$ 의 좌표로서 타원 모양의 궤적을 그리게 된다[3]. 심전도 신호에서 QRS complex를 형성하는 부분은 그림 1에서 보는 바와 같이 가장 큰 원지점을 지나는 루프를 형성하는데 양의 크기로 피이크

를 형성할 때는 위상공간상의 1사분면으로, 음의 크기로 피이크를 형성할 때는 3사분면으로 루프를 형성한다. 이러한 특성을 이용하여 방향 성분만으로 패턴이 일치하는 일련의 신호 중 꼭들의 변화량이 가장 큰 지점을 QRS complex 로 검출[4]-[5]하였다.



(a) 심전도 신호 (b) 심전도신호의 위상궤적
그림 1 심전도 신호와 2차원 위상공간상의 궤적

QRS complex 를 검출한 후, Modified chain coding 방법을 이용하여 2차원 공간을 8개의 방향 벡터 성분으로 구분한다. 그림으로 나타내면 아래와 같다.



(a) modified chain code (b) code 벡터 테이블
그림 2 modified chain code 와 행렬 벡터

Modified chain coding[7]방법은 앞서 QRS complex 를 검출할 때와 마찬가지로 심전도 패턴의 특징을 크기에 상관없이 그 방향성분만으로서 나타낼 뿐만아니라 8개로 구분된 벡터 성분을 각각 orthonormal 한 성질을 갖도록 chain code 값을 할당해 주므로서 template matching 에 요구되는 상관도 계산시에 실시간 모니터링을 위한 연산속도로 향상시킬 수 있었다. 즉 Dobbs 가 제안한 복잡한 연산과정을 거치는 correlation 방법과는 달리 하드웨어에서 연산과정을 더욱 빠르게 처리할 수 있도록 바이너리 코드의 논리연산 과정으로 변환[6]하므로서 매우 빠른 Template matching 을 통한 패턴 분류를 할 수 있다

2.2 패턴 매칭 과정

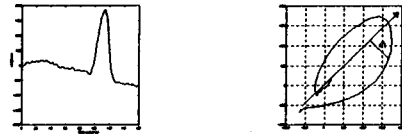
기준이 되는 template 의 코드를 chain[i]라 하고 연속적으로 비교될 심전도 신호의 template 를 chain_buff[i]라 하면, 상관도를 계산하는 방식은

다음과 같다.

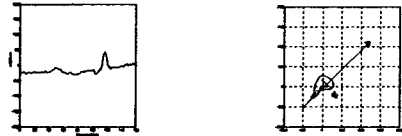
$$(chain[i] \text{ AND } chain_buff[i]) ? corr = corr + weight1 \text{ (or } weight2 \text{ or } weight3)$$

$$i = 1, 2, 3, \dots, 320$$

윗 식에서 사용된 weight1, weight2, weight3 는 2차원 위상공간상에서 기저선 동요에 따른 궤적의 평행이동을 고려하여, 평행이동의 축이되는 직선으로부터의 거리를 고려해 주기위해서 이다. 즉 correlation 을 할 경우 두 신호가 어느 한 지점에서 동일한 chain code 값을 갖고 있다고 하더라도 원래의 심전도 파형에서 갖는 peak 값의 크기가 클수록 직선으로부터의 거리가 더 멀기 때문이다. 이는 아래 그림 4에서 보는 바와 같다.



(a)진폭이 큰 normal 파형 (b) (a)에 대한 2차원 위상궤적



(c)진폭이 작은 normal 파형 (d) (c)에 대한 2차원 위상궤적



(e)기저선 동요가 있는 파형 (f) (e)에 대한 2차원 위상궤적
그림 4 원 심전도 파형의 진폭에 따른 위상공간상의 궤적과 직선으로부터의 거리

그러므로 일정한 threshold 값을 실험을 통해 결정 하므로서 3단계로 가중치를 두어 상관도 값이 일정한 스텝을 갖고 증가하도록 하였다. 즉, 두신호의 chain code 값이 같을 경우에 한에서 다음과 같이 설정하였다.

$$(chain[i] \geq threshold) \text{ AND } (chain_buff[i] \geq threshold) \text{ weight1} = 5$$

$$(chain[i] \geq threshold) \text{ OR } (chain_buff[i] \geq threshold) \text{ weight1} = 1$$

$$(chain[i] < threshold) \text{ AND } (chain_buff[i] < threshold) \text{ weight1} = 0$$

또 직선으로부터의 거리를 계산하는 방식을 간단

Modified Chain Coding을 이용한 실시간 부정맥 모니터링 기법에 관한 연구

한 연산과정으로 정리하기 위해 다음과 같이 유도하였다. 즉, 2 차원 위상공간에 그려지는 심전도 신호의 궤적은 기울기가 1인 직선을 따라 기저선의 동요에 따라 평행이동을 하기 때문에 피이크짐을 만족할 경우 이 직선으로 부터의 거리는 아래 그림 5와 같다.

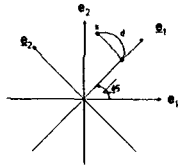


그림 5 선형공간상에서의 basis 변환

즉 orthonormal 한 두개의 벡터(e_1, e_2)로 이루어지는 벡터공간을 원점을 중심으로 45° 회전시킨 orthonormal 한 벡터($\underline{e}_1, \underline{e}_2$)로 변환하여 ($\underline{e}_1, \underline{e}_2$)를 basis로 하는 선형공간상에서 거리(d)는 변환된 선형공간에서 orthonormal 한 벡터 \underline{e}_2 방향만의 성분[8]을 갖게 된다. 그러므로 임의의 점 S까지의 거리는 다음과 같이 계산되어질 수 있다. 즉,

(e_1, e_2)로 이루어지는 공간상에서의 점을 $P(x,y)$ 라 하고 ($\underline{e}_1, \underline{e}_2$) 벡터 공간상의 점을 $S(\alpha, \beta)$ 라고 하면,

$$s(\alpha, \beta) = \begin{bmatrix} \underline{e}_1 & \underline{e}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \end{bmatrix} \quad p(x, y) = \begin{bmatrix} e_1 & e_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

와 같이 정의 될 수 있다. 여기서 $S=P$ 이므로 orthonormal 한 벡터들간의 관계는

$$s(\alpha, \beta) = p(x, y) = \begin{bmatrix} e_1 & e_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1 & e_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{1}{\sqrt{2}} & \frac{1}{\sqrt{2}} \\ -\frac{1}{\sqrt{2}} & \frac{1}{\sqrt{2}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

거리(d)는 $\beta = d \cdot \underline{e}_2$ 이므로 수식을 전개하면

$$d = |y - x|/\sqrt{2}$$

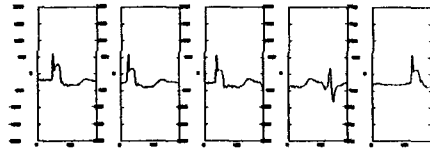
가 된다.

결과적으로 template matching을 하기 위해 변환된 선형공간상의 좌표에서 직선까지의 거리와 modified chain code를 논리연산한 값에 따라 가중치를 두어 상관도를 증가시켰다.

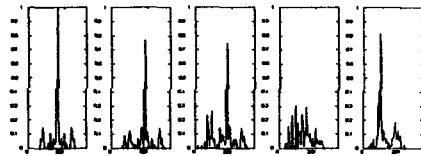
3. 실험

본 연구에서는 제안된 알고리즘을 C언어로 구현하여 MITBIH 데이터베이스[9]를 사용하여

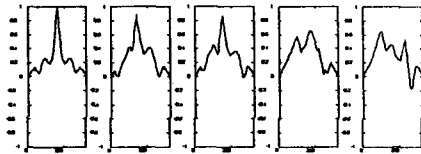
QRS complex를 검출한 후 패턴의 유형을 판별할 수 있도록 하였다. 그러나 MITBIH 데이터베이스는 부정맥이 아닌 정상파형의 경우에도 상이한 패턴[10]들을 갖고 있기 때문에 전체적인 모니터링의 신뢰도를 평가하는 자료로서는 적합하지 않았으나 본 연구에서는 정상인 파형의 패턴이 변화할 경우, 간단히 키입력을 받아서 기준 template를 현재 시간의 파형으로 변환하도록 하므로써 구간별로 모니터링을 테스트해 볼 수 있었다.



(a) 부정맥 파형과 기준점 이동이 있는 심전도 파형



(b) modified chain coding에 의한 상관계수

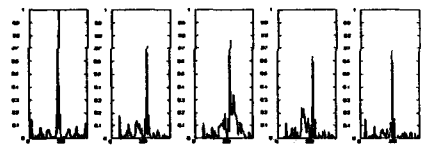


(c) Dobbs가 제안한 상관도 측정법의 결과값

그림 5 Paced rhythm의 신호 중에서 PVC가 발생할 경우(C102)



(a) 기저선동요와 잡음이 섞인 심전도 파형

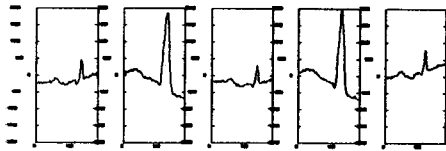


(b) modified chain coding에 의한 상관계수

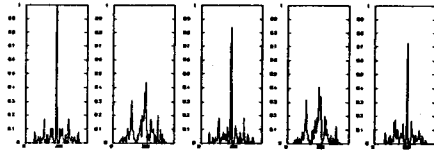


(c) Dobbs가 제안한 상관도 측정법의 결과값

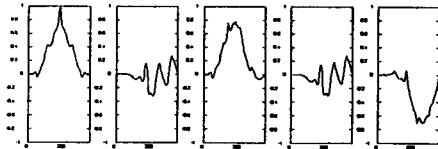
그림 6 저주파 잡음과 기저선 동요에 의한 간섭이 있을 경우(C111)



(a) 진폭의 변화가 있는 심전도 파형



(b) modified chain coding 을 이용한 상관계수



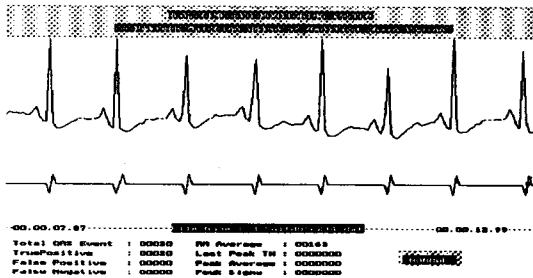
(c) Dobbs 가 제안한 상관계수 측정법의 결과값

그림 7 QRS complex 의 진폭에서 큰 차이를 보일 경우(C228)

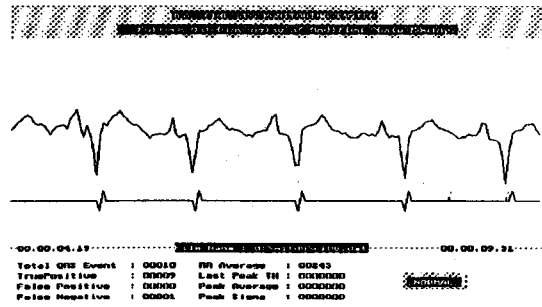
그림 5 은 pvc 가 발생했을 경우, 계속적으로 발생하던 paced rhythm 과 의 상관계수 및 기준점 이동시에 상관계수를 비교하고 있으며, 그림 6 는 기저선 동요와 저주파 잡음으로 인한 간섭이 발생할 경우를 보여주고 있다. Modified chain coding 기법을 응용한 상관계수 측정법의 경우, 기저선 동요나 저주파 잡음에도 강인한 특성을 갖고 있음을 알 수 있다. 마지막 그림 7 은 정상적인 심전도 파형으로 보일 수 있지만 진폭의 크기가 심하게 차이나는 파형이 발생할 경우의 상관도를 보여주고 있다.(맨 앞의 파형이 현재 기준 template 이다)

4. 결과 및 고찰

MITBIH 데이터베이스 중 Lead II 로 입력받은 신호의 정상 파형일 경우와 chest lead 중 V6 에서 입력받은 정상파형일 경우의 패턴매칭과정은 아래 그림 8 과 같다.



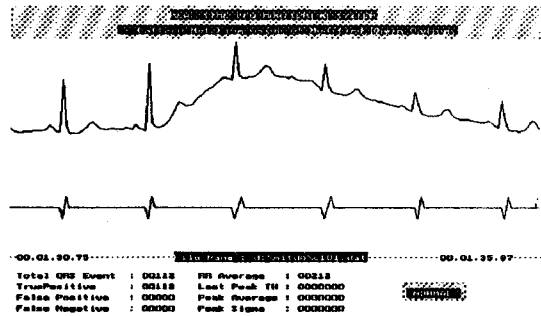
(a) Lead II 신호의 정상파형일 경우



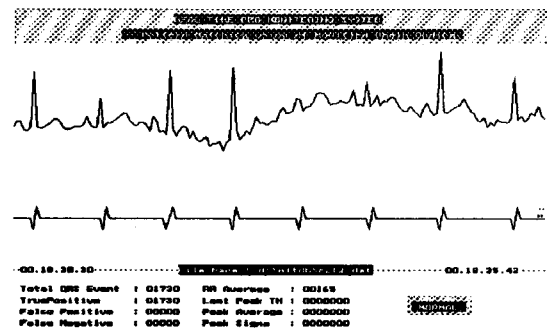
(b) 정상파형의 패턴이 변화할 경우

그림 8 c234, C108

아래 그림 9 는 기저선 동요나 60Hz 전원 노이즈 성분에도 불구하고 심전도 신호의 패턴 변화를 추적하는 경우를 보여주고 있다.



(a) 기저선 동요가 발생한 경우



(b) 잡음이 섞인 경우

그림 9 c101, C212

아래 그림 10 은 PVC 가 기저선 변동신상에 없앨 경우에도 정상 패턴과 매칭되었을 경우 부정맥으로 판단하는 과정을 보여주고 있다. 그러나 전처리 과정에서 저대역통과필터를 거치고 난 후 진폭의 크기가 매우 작아진 정상파형의 경우에는 QRS complex 로서 인식하지 못하게 되며, 따라서 패턴 매칭에서도 기준 template 와 비교대상에서 제외되는 것을 보여 주고 있다.

Modified Chain Coding을 이용한 실시간 부정맥 모니터링 기법에 관한 연구

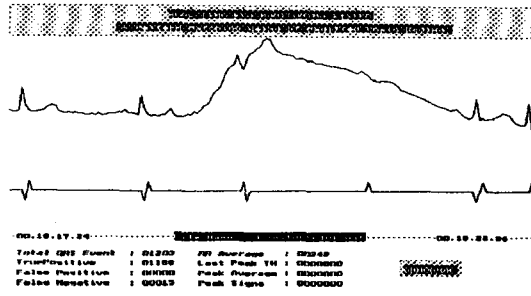
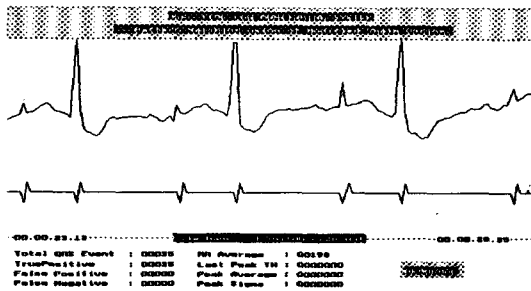
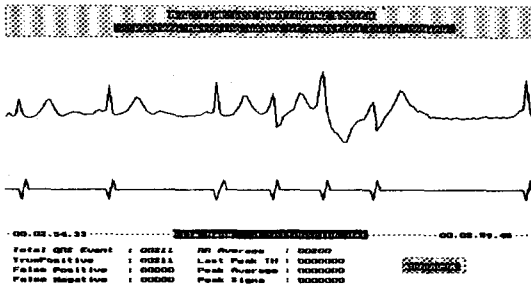


그림 10 기저선 변동상에 PVC가 없혀 있는 경우
C210

다음 그림 11는 정상파형과 파형은 유사하나 진폭의 크기가 급격히 증가하는 PVC가 발생하는 경우와 연속적인 PVC couplet가 발생하는 경우에도 비정상파형으로 검출하는 것을 보여주고 있다.



(a) 급격한 진폭의 증가로 인한 PVC 파형의 경우



(b) PVC couplets

그림 11 C228, C106

참고문헌

- [1] W. J. Tomkins, *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice-Hall, 1992.
- [2] Dobbs, S.E., Schmit, N.M., Ozemek, H.S. 1984. *Qrs detection by template matching using real-time correlation on a microcomputer*. *Journal of Clinical Engineering*, 9:197-212

[3] 2차원 시간지연 좌표계를 이용한 실시간 QRS 검출 알고리즘에 관한 연구, 정석현, 1995, 8. 연세대학교 전기공학과 석사학위 논문

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

[5] M. Okada, *A digital filter for the QRS complex detection*, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-26, pp. 700-703, 1979.

[6] Paul M. Embree and Bruce Kimble, *C Language Algorithms for Digital Signal Processing*, Prentice-Hall, pp. 208-213, 1991.

[7] D.H. Ballard and C.M. Brown, *Computer Vision*, Prentice Hall, 1982.

[8] Chi-Tsong Chen, *Linear System Theory and Design*, Holt, Rinehart and Winston, INC, pp. 17-26, 1984

[9] 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.

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