

선형예측법을 이용한 심전도 신호의 부호화와 특징추출

송 철규, 이 병재, 정 기삼, 이 명호

연세대학교 전기공학과

Pulse-Coded Train and QRS Feature Extraction Using Linear Prediction

Chul Gyu Song, Byung Chae Lee, Kee Sam Jeong, Myoung Ho Lee
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

Abstract

This paper proposes a method called linear prediction (a high performant technique in digital speech processing) for analyzing digital ECG signals. There are several significant properties indicating that ECG signals have an important feature in the residual error signal obtained after processing by Durbin's linear prediction algorithm. The ECG signal classification puts an emphasis on the residual error signal. For each ECG's QRS complex, the feature for recognition is obtained from a nonlinear transformation which transforms every residual error signal to set of three states pulse-cord train relative to the original ECG signal. The pulse-cord train has the advantage of easy implementation in digital hardware circuits to achive automated ECG diagnosis. The algorithm performs very well featured extraction in arrythmia detection. Using this method, our studies indicate that the PVC (premature ventricular contraction) detection has a at least 90 percent sensivity for arrythmia data.

1. 서론

심전도 신호의 분석을 위하여 선형예측법(linear prediction)이 많이 이용되고 있는데 이것은 심전도 신호의 각 특성 변수들에 대한 정확한 추정과 연산속도가 빠르다는 장점이 있기 때문이다[1]. Nandagopal등[2]과 Ruttimann[3]등은 각각 심전도 전송을 위한 데이터 압축과 심음의 주파수 해석을 위해 선형 예측법을 적용하였다.

본 논문에서는 심전도 신호의 해석을 위해 선형 예측법을 적용하고, 진단 변수인 조기 심실 수축(PVC) 특징 검출에 대한 고찰과 선형예측계수를 이용한 잔차신호(residual error signal)로서 2진 펄스 코드열(pulse-cord train)로 부호화하여 자동진단을 위한 디지털 하드웨어의 이식(implementation)에 대한 가능성을 제시하였다.

2. 선형예측법

샘플링된 현재의 신호는 그림 1에서와 같이 과거 샘플링된 값과의 선형결합으로서 표현을 할 수 있다.

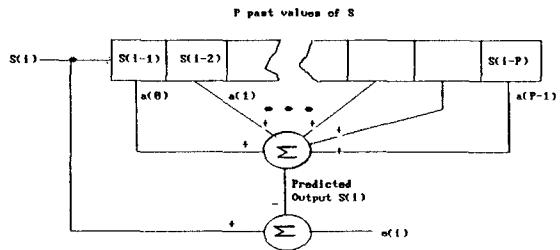


그림 1 P차의 선형예측법

Fig. 1 Pth order linear predictive mechanization

현재의 신호 $s(i)$ 는 식 (1)과 같이 과거 p 샘플 $s(i)$ 와 예측계수의 집합에 의해 결정된다.

$$s(i) = \sum_{k=1}^p a(k) * s(i-k) \quad (1)$$

여기서 $a(k)$ 는 k 차 선형예측계수이고 그림 1에서와 같이 선형결합의 가중인수(weighting factor)로서 사용된다. 실제신호와 예측된 신호와의 오차를 잔차라고 하며 residual error 신호 $e(i)$ 는 식 (2)와 같고 식 (3)과 같이 Z-변환된 전달함수를 갖는 시스템의 출력으로서 나타낼 수 있다[4].

$$e(i) = s(i) - \hat{s}(i) = s(i) - \sum_{k=1}^p a(k) * s(i-k) \quad (2)$$

$$E(z) = S(z) - \sum_{k=1}^p a(k) * Z^{-k} * S(z) \\ = (1 - \sum_{k=1}^p a(k) * Z^{-k}) * S(z) \quad (3)$$

식 (3)에서의 예측계수 $a(k)$ 는 Levinson-Durbin recursive method[5]로 계산되고 구해진 계수로 부터 LPC 스펙트럼과 residual error 신호 $e(i)$ 를 구한다.

3. 펄스코드 트레이인의 생성

Le-roux 방법을 이용한 PARCOR(partial correlation) 연산으로 부터 LPC 계수를 구하고, residual error 신호는 식 (4)로 부터 계산된다. 또한 residual error 신호의 에너지는 식 (4)로 표현된다[6-7].

$$Err = \sum_{k=1}^{N-1} |E(i)|^2 \quad (4)$$

pulse-code train은 residual error 신호의 절대값을 설정한 문턱치와의 비교로서 형성된다. 본 연구에서는 residual error 신호의 특징을 추출하기 위하여 식 (5)로 정의 되는 center-clipping 변환을 먼저 하고, 식 (6)에 의하여 펄스 코드 트레인을 형성한다[8].

$$f(i) = 0, \quad e(i) < T_s$$

$$= e(i) \quad e(i) > T_s \quad (5)$$

f(i)는 center-clipping 변환된 파형이고, e(i)는 residual error 신호, 그리고 T_s는 문턱치 설정값이 된다.

$$T(i) = +1 = \text{positive pulse}, \quad f(i) > 0$$

$$= -1 = \text{negative pulse}, \quad f(i) < 0$$

$$= 0, \quad f(i) = 0 \quad (6)$$

식 (6)의 펄스 코드 트레인은 세가지 상태인 코드 [0 1], [1 1], 그리고 [0 0]에 대한 정보를 갖는다.

4. 실험 및 결과고찰

심전도 신호의 부호화 및 특징 추출을 위하여 본 연구에서 적용한 데이터는 PVC, Trigeminy와 PVC, Bigeminy를 포함하고 있는 심장질환 환자의 데이터로서 샘플링 주파수는 240 Hz로 하였다.

표 1은 두명의 환자 데이터에서 예측 차수를 변화시킴에 따라 선형예측계수값들이 변화하는 것을 나타내고 있다. 표 1에서 알 수 있듯이 심전도 신호에서의 선형예측계수는 차수에 대해 덜 민감하다는 것을 알 수가 있다.

표 1 선형예측계수의 결과

Table 1 The results of linear coefficients

Subject	p = 2 coefficients	p = 3 coefficients	p = 4 coefficients
case 1	a(0)= 1.0 a(1)= -1.78792 a(2)= 0.79121	a(0)= 1.0 a(1)= -1.75323 a(2)= 0.74017 a(3)= 0.03277	a(0)= 1.0 a(1)= -1.75421 a(2)= 0.73787 a(3)= 0.03982 a(4)= -0.00311
case 2	a(0)= 1.0 a(1)= -1.77392 a(2)= 0.75862	a(0)= 1.0 a(1)= -1.77456 a(2)= 0.75645 a(3)= 0.01288	a(0)= 1.0 a(1)= -1.77651 a(2)= 0.75870 a(3)= 0.05644 a(4)= -0.02211

또한 그림 2의 (a)와 (b)에서는 피검자 1과 2의 심전도와 그 residual error 신호를 보이고 있다.

그림 3에서는 원래의 심전도에서 FFT에 의한 스펙트럼과 그 예측계수를 이용한 LPC 스펙트럼을 예측 차수를 증가시키면서 비교를 하였다. 그림에서와 같이 차수 p가 2 이상에서는 별 다른 차이가 없음을 알 수 있다. 음성신호 분석시에는 예측차수가 높아짐에 따라 더 좋은 성능을 나타내지만 심전도의 경우에는 다르다는 것을 알 수 있다. 따라서 부정맥

(arrythmia) 검출을 위한 심전도 신호에서 선형예측법을 적용할 경우에 차수는 2 이상일 필요는 없다.

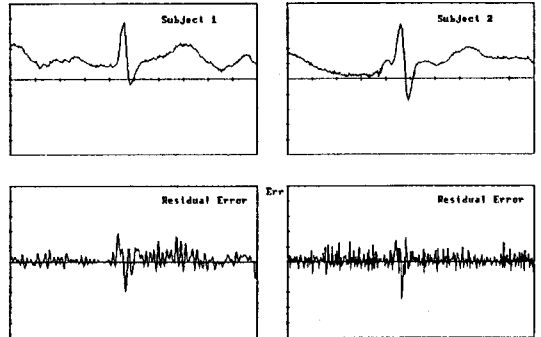


그림 2 피검자 1(a)과 피검자 2(b)의 심전도와 residual error 신호

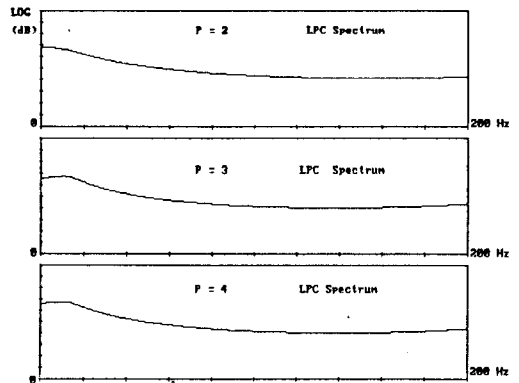


그림 3 예측차수의 증가에 따른 심전도의 LPC 스펙트럼

그림 4는 차수의 증가에 따른 residual error 에너지의 분포를 나타낸 것인데 마찬가지로 차수가 2차 이상에서는 에너지의 크기가 별로 감소가 되지 않는다는 것을 알 수 있다.

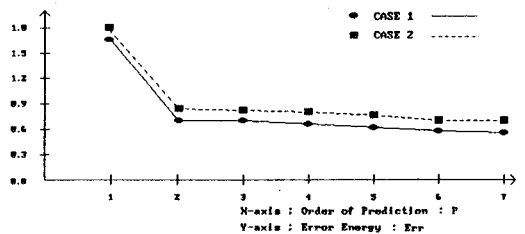


그림 4 예측차수 P의 변화에 따른 residual error 에너지의 변화

그림 5의 (a)와 (b)는 center-clipping 변환을 보이고 있는데, (a)의 문턱치 T_s는 Err/150의 경우이므로 T_s는 3.5이고 (b)의 T_s는 4.2로 했을 때의 파형이다. 그림에서 보이듯이 residual error 신호의 절대값이 T_s를 초과하면 center-clipping 변환의 출력은 원래의 residual error 신호와 같다. 그림 6은 QRS 특징추출과 부호화를 위하여 각각 다른 문턱치에 대한 pulse-code train을 나타내고 있다.

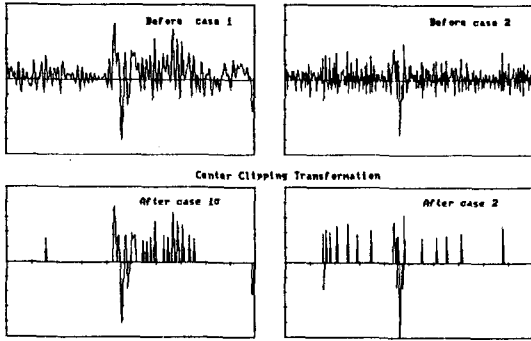


그림 5 센터 크리핑 변환

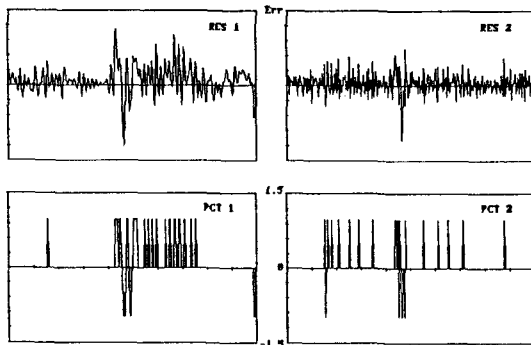


그림 6 센터 크리핑 변환에 의한 펄스코드 트레인
Fig. 6 Pulse-code train generated by center-clipping transformation

본 연구에서 사용된 심전도의 경우는, 문턱치가 residual error 신호인 Err 의 $1/150 - 1/200$ 에서 QRS 특징 분류에 있어서 가장 좋은 결과를 나타냈다.

부정맥 데이터에서 PVC를 검출하기 위하여, 먼저 같은 샘플링 레이트로 A/D 변환 시킨 정상 심전도에 대해 PCT를 만든 후에 정상 심전도에 대해 auto-correlation 값을 기준으로 하였다. 그리고 정상인 템플릿 PCT와 부정맥 PCT와의 cross-correlation 값의 최대치가 정상 심전도의 auto-correlation 값의 60% 이하가 될 때 부정맥 비트로 인식시켰다. 표 2에서는 PVC를 포함하는 환자의 심전도에 대해 PVC 검출에 대한 평가결과를 정리한 것으로 FN은 false negative로, FP는 false positive로 잘못 분류했을 경우를 나타낸 것이다.

전체 PVC가 46일때에 42개의 PVC가 검출 되었으므로 정확한 검출에 대한 전체 sensitivity는 91 퍼센트이고, 부정확한 검출은 10 퍼센트이므로 본 연구에서 PVC 검출을 위해 적용한 환자 데이터의 경우 90 퍼센트의 sensitivity를 갖는다. 그리고 각 신호에 대한 PCT는 1, 0, -1의 세가지 상태이므로 PVC 평가에 대한 correlator로서 간단한 up-down counter로 쉽게 설계 할 수 있다. 또한 center-clipping 변환을 위해 비교기를 포함한 TTL 로직 회로를 설계하여 적용시키면 처리시간을 훨씬 절약할 수 있을 것이다.

표 2 각 피검자 데이터의 PVC 검출에 대한 평가
Table 2 An Evaluation of PVC detection in subjects

Subject No.	Total PVC	PVC detection			Total failed detection(FN+FP)
		TP	FN	FP	
1	6	6	0	1	1
2	6	6	0	0	0
3	8	7	1	1	2
4	11	9	0	0	0
5	15	14	1	1	2
Total	46	42 91 %	2	3	5 10 %

5. 결론

본 연구에서는 선형예측법을 이용한 심전도 신호의 분석 알고리즘을 고찰하였다.

1. 심전도 신호의 샘플링 주파수가 1 KHz보다는 작기 때문에 선형 예측계수가 너무 클 필요는 없고 QRS 특징 추출을 위한 최적의 예측계수는 $P=2$ 가 됨을 알 수가 있었다.
2. 각 심전도에 residual error 신호는 QRS-complex에 대해 중요한 특징들을 포함하고 있으므로 LPC 계수에 대한 고찰보다도 더 중요한 의미를 갖는다.
3. residual error 신호는 biphas pulse train을 형성하기 위하여 center-clipping 변환을 하였고, pulse cord train은 효과적인 QRS 분류를 위해 이용할 수가 있음을 확인하였다.
4. PVC 검출을 위해 적용한 환자 데이터의 경우 90 퍼센트의 sensitivity를 나타냈다. 앞으로 진행되어야 할 연구방향은 많은 피검자에의 적용과 용량이 큰 데이터를 처리하기 위하여 본 연구에서의 기법을 적용하기 위한 최적의 기준점을 결정하여야 될 것이다.

참고 문헌

- [1] D. A. Krubsack, and R. J. Niederjohn, " An Autocorrelation pitch detector and voicing decision with confidence measures developed for noise-corrupted speech," IEEE Trans. on Signal Processing, vol. 39, No. 2, pp. 319-329, Feb. 1991.
- [2] K. P. Birman, " Rule-based learning for more accurate ECG analysis," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol. PAMI-4, pp. 268-380, 1982.
- [3] D. Nandagopal, J. Mazumadr, R. E. Bogner, and E. Goldblatt, " Spectral analysis of second heart sound in normal children by selective linear prediction coding," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 22, pp. 229-239, 1984.
- [4] U. E. Ruttimann and H. V. Pipberger, " Compression of the ECG by prediction or interpolation and entropy deciding," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-26, pp. 613-623, 1979.
- [5] K. P. Lin and W. H. Chang, " ECG signal analysis by linear predictive method," presented at IEEE/9th Annual Conf. Eng. Med. Biol. Soc., pp. 557-558, 1987.
- [6] J. Makhoul, "Linear prediction: A tutorial review," Proc. IEEE, vol. 63, pp. 561-580, 1975.
- [7] J. D. Markel and A. G. Gray, Jr., Linear Prediction of speech. New York: Springer-Verlag, 1976.
- [8] W. H. Chang, T. R. Lin, and K. P. Lin, "A real-time feature extraction method for PVC detection in bedside monitor," J. Chinese Inst. Eng., vol. 10, pp. 511-519, 1987.