

System Identification 개념을 이용한 ECG 신호의 적응 잡음 제거

남현도, 안동준
단국대학교 공과대학 전기공학과

Adaptive Noise Cancelling in ECG Signals Using System Identification Concepts

Hyun-do Nam and Dong-jun Ahn

Department of Electrical Engineering, Dankook University

Abstract

Estimation and removal of power line interference in the electrocardiogram using adaptive noise cancelling techniques is presented. The system identification concepts are used to design the noise cancelling filter and the prediction error method is used to adjust filter coefficients.

Computer simulation were performed to compare this method with the Lekov's method.

1. 서론

ECG 신호취득 및 처리과정에서 주로 발생하는 60Hz 부근의 전력선 간섭은 P, QRS 및 T 파에 영향을 주어 시각에 의한 검사뿐만 아니라 Computer aided measurement 에도 나쁜 영향을 주어 특히 arrhythmia나 myocardial infarction의 진단에 큰 영향을 주고 있다. ECG 신호에서의 AC전원의 간섭으로 생기는 전력선 간섭파 제거를 위해서는 차단 주파수가 60Hz 이하인 Low Pass Filter (LPF) 를 사용하거나 60Hz 잡음제거를 위한 Band Rejection Filter (BRF) 를 많이 사용해 왔다.

이상적인 AC 전력선의 간섭을 제거하기 위한 필터는 다음의 조건을 만족시켜야 한다

- * 좁은 선택성을 가져야 하며 전력선의 주위의 신호를 제거해서는 안된다.
- * AC 잡음이 spread된 경우에도 이를 제거할 수 있어야 한다.
- * AC 전력선 주파수 뿐만이 아니라 이의 고조파 성분도 차단할 수 있어야 한다.
- * 여러가지 sampling 주파수에 유용하게 쓸 수 있어야 한다.

- * 기저선 동요에 무관하게 동작해야 한다.
- * QRS Complex 와 같은 전력선 보다 주파수가 작고 크기가 큰 신호에 영향을 주지 않아야 한다.
- * Isolated high order dropout에 insensitive 해야 한다.
- * 전력선 간섭파의 크기 및 주파수 변동에 잘 적응해야 한다.
- * 실시간 실현이 가능해야 한다.
- * Computer memory 를 작게 차지해야 한다.
- * 계산량이 작아야 한다.
- * 알고리즘이 간단해야 한다.

물론 위와 같은 조건을 모두 만족하는 필터는 존재하지 않으며 몇몇 조건은 상호 모순적이기도 하다. 실제 사용되고 있는 필터들은 위의 조건들 중 몇몇에서는 강점을 나머지 몇몇에서는 약점을 가지고 있는 것이므로 용도에 맞게 선택해서 사용해야 할 것이다. 많은 Computerized ECG 해석에서 LPF를 사용해 왔으나 최근의 연구에 의하면 ECG의 Power Spectrum은 60Hz 이상의 고주파수의 신호도 진단에 이용될 수 있음이 밝혀 졌으므로 LPF의 사용은 바람직하지 않다. BRF 혹은 Notch 필터의 사용은 고주파의 신호에 영향을 주지 않고 전력선의 간섭을 제거할 수 있으나 고정된 center frequency 를 갖고 있으므로 전력 주파수의 변화에 적용하지 못하는 약점을 가지고 있다.

지금까지의 연구에서는 FFT를 사용하는 주파수의 영역의 필터[1], 전력선의 간섭파가 정현파이므로 한 주기를 표현하면 0 이 되는 성질을 이용하는 방법 (Levkov 방법)[2], Adaptive Noise Cancelling (ANC) 기법을 이용하는 방법[3, 4]들이 많이 연구되었다.

본 연구에서는 기존의 방법들의 장단점을 검토하고 ANC system을 modelling하여 지금까지 ANC에서 많이 사용되어온 least mean squares method보다 특성이 좋은 parameter estimation 기법들을 이용한 새로운 방법을 제

시키고자 한다. Parameter estimation 기법으로는 recursive prediction error method[5]를 사용하였다.

2. 적응모형과 ANC 기법

그림 1은 적응 모형을 이용하여 미지의 시스템을 추정하는 방법을 나타낸다.

측정 신호 $d(.)$ 는 어떤 시스템에 의해 만들어 졌는지 모르지만 같은 입력 $\{u(.)\}$ 에 의한 적응모형의 출력과 오차 $d(.)$ 를 없앨 수 있다면 (실제의 경우에는 합리적인 수준까지 작게할 수 있다면) 미지의 시스템 $W^*(z)$ 를 적응 시스템 $W(z)$ 와 동가로 생각하는 시스템 추정 방법이 적응 모형을 이용한 시스템 추정 방법이다. 이때 적응모형 $W(z)$ 는 알고 있는 정보를 동원하여 추정 대상 시스템 $W^*(z)$ 의 구조를 조사하고 그와 유사한 구조를 갖도록 하는 것이 보통이다.

일반적으로 적응 제어의 문제에서는 미지의 시스템 $W^*(z)$ 는 제어 대상이 되며 입력 $\{u(.)\}$ 는 알고 있다. 그러나 신호 처리 문제에서는 입력 $\{u(.)\}$ 를 모르고 있는 경우에는 백색잡음으로 생각하고 시스템을 모형화한다.

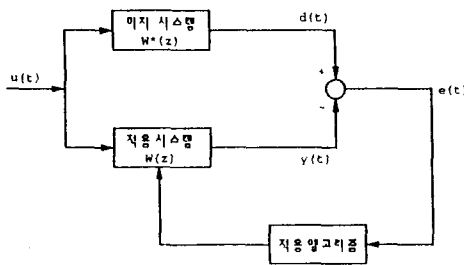


그림 1. 적응모형

그림 1 에서 미지 시스템의 출력 $d(t)$ 와 적응 시스템의 출력 $y(t)$ 를 각각 다음과 같이 쓰자.

$$d(t) = w_0 * u(t) + w_1 * u(t-1) + w_2 * u(t-2) + \dots + w_p * u(t-p) \quad (1)$$

$$y(t) = w_0 u(t) + w_1 u(t-1) + \dots + w_p u(t-p) \quad (2)$$

시스템 입력 $\{u(.)\}$ 는 두 시스템 모두 같으므로 만약 출력 $d(t)$ 와 $y(t)$ 가 통계적으로 동가적이면 $W^*(z)$ 와 $W(z)$ 는 동가적으로 볼 수 있다.

표현의 편리를 위하여 다음과 같이 벡터를 정의하자.

$$X(t) = [u(t), u(t-1), \dots, u(t-p)]^T \quad (3)$$

$$W = [w_0, w_1, \dots, w_p]^T \quad (4)$$

그러면 적응 시스템의 출력 $y(t)$ 와 모형오차 $e(t)$ 는

$$y(t) = X(t)^T W = W^T X(t) \quad (5)$$

$$e(t) = d(t) - y(t) = d(t) - X(t)^T W \quad (6)$$

로 된다.

적응모형 $W(z)$ 는 $e(t)$ 를 최소화하게 결정하게 되며 적응 알고리즘으로는 보통 Least Mean Squares(LMS) 알고리즘이 많이 사용된다.

3. ANC 기법의 ECG 신호에의 적용

ANC 기법을 ECG신호에 응용하면 Lekov 방법의 약점인 주파수가 변하는 경우나 Sampling 주파수가 전력선 주파수의 배수가 아닌 경우에도 잘 작동하며 실시간 실현도 가능한 전력선 간섭과 제거를 할 수 있을 뿐만이 아니라 태아의 ECG 신호 등이 섞이는 것을 제거하는 데도 응용할 수 있다.

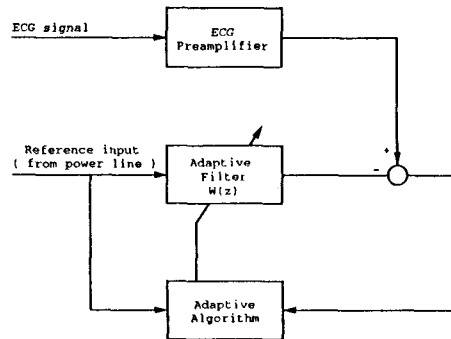


그림 2. 전력선 간섭과 제거를 위한 ANC 기법

ANC 기법의 블록선도는 그림 2 와 같다.

적응 알고리즘으로는 LMS 알고리즘이 가장 많이 사용되며 Fast algorithm 계열의 알고리즘들로 사용되어 질 수 있다. LMS 알고리즘의 tap 수는 전력선 간섭파 (single pure sinusoid) 만 제거할 경우에는 이론적으로는 둘이면 충분하나 전력선에 포함된 고조파 등을 생각하면 다소 크게 해 주는 것이 유리하다.

4. System Identification 개념을 이용한 ANC 기법

앞의 방법들은 reference input 에나 ECG 신호에 잡음이 섞여 있는 경우의 확실적인 고려를 하지 않았다. 이 경우에는 system identification 기법을 적용해서 접근하는 것이 적절하리라 생각된다. 이 경우의 전형적인 ANC

기법의 블록선도는 그림 3에 나타나 있다.

$m(t)$ 와 $n(t)$ 가 uncorrelated 되었다고 가정하고 출력 $s(t)$ 의 noise power를 최소화 하기 위한 적응필터 $w(z)$ 를 구하자.

$$y(t) = x(t) + z(t) + n(t) \\ = x(t) + v(t) + (z(t) - v(t)) + n(t) \quad (7)$$

$$s(t) = (y(t) - v(t)) \\ = x(t) + (z(t) - v(t)) + n(t) \quad (8)$$

$v(t)$ 가 $z(t)$ 의 best estimates 가 되기 위해서는 $(z(t) - v(t))$ 의 분산이 최소가 되어야 한다. 즉 $v(t)$ 가 $z(t)$ 의 least squares estimate 가 되어야 한다.

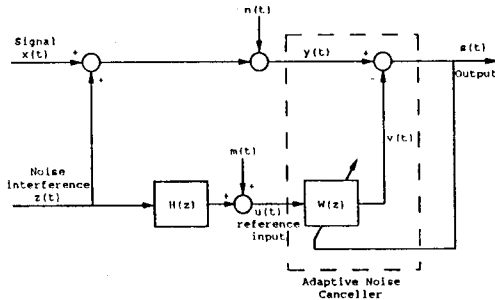


그림 3. System Identification 기법을 이용한 ANC의 블록 선도

$H(z)$ 를 $z(t)$ 와 $u(t)$ 의 전달함수라 하면

$$u(t) = H(z) z(t) + m(t) \quad (9)$$

이 되며 최적 필터 $W(z)$ 는

$$W(z) = \frac{S_{zz}(z) H(z^{-1})}{S_{mm}(z) + S_{zz}(z) H(z) H(z^{-1})} \quad (10)$$

여기서 S_{zz} 와 S_{mm} 은 $z(t)$ 와 $m(t)$ 의 spectra 이다.

적용필터로는 LMS 알고리즘에 근사한 FIR 구조를 주로 사용했으나 FIR 필터는 식(10)에 주어진 최적필터의 근사치이므로 FIR 필터의 차수가 매우 크기 않는 한 최적필터라고 보기는 곤란하고 또 LMS 알고리즘은 stochastic gradient 알고리즘에 근거하고 있으므로 수렴이 매우 늦은 약점이 있어 recursive prediction error algorithm 등의 적응 알고리즘들을 적용하면 더 좋은 결과가 기대된다.

주어진 신호파는 백색잡음이 입력인 선형 시스템의 출력으로 모델링 할 수 있으므로

$$s(t) = y(t) - v(t) \\ = x(t) + (z(t) - v(t)) + n(t) \\ = \frac{C(z)}{D(z)} w(t) \quad (11)$$

여기서 $w(t)$ 는 백색 잡음이다.

$$v(t) = W(z) u(t) = \frac{B(z)}{F(z)} u(t) \quad (12)$$

라 두면

$$y(t) = s(t) + v(t) \\ = \frac{B(z)}{F(z)} u(t) + \frac{C(z)}{D(z)} w(t) \quad (13)$$

와 같이 되어 잘 알려진 Box and Jenkins 모델[6]이 되어 파라미터 추정 알고리즘들을 이용하면 $B(z), F(z), C(z)$ 및 $D(z)$ 를 추정할 수 있다. $B(z)$ 와 $F(z)$ 를 이용해서 ANC 필터를 구성할 수 있으며 $C(z)$ 및 $D(z)$ 를 이용해서 Adaptive Line Enhancer (ALE)를 구성할 수 있다.

5. 컴퓨터 시뮬레이션

위의 알고리즘의 유용성을 알아보기 위하여 Sampling 주파수를 600Hz로 하고 BPM(beat per minute)이 60인 ECG 신호에 60Hz 전력선 간섭파가 섞인 경우(간섭파의 주파수가 60Hz에서 50Hz로 변할때)에 대한 컴퓨터 시뮬레이션을 행했다.

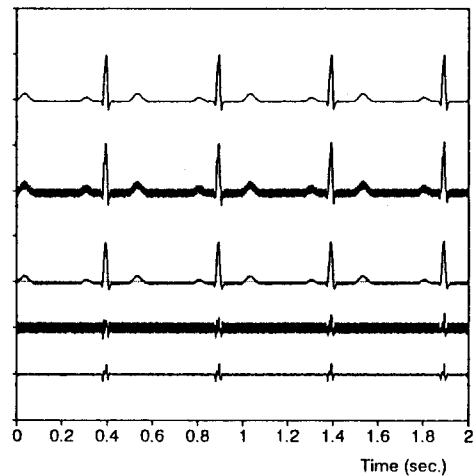


그림 4. Lekov의 방법을 이용한 전력선 간섭 제거

먼저 Lekov의 방법을 사용한 경우가 그림 4에 나타나 있다. 제일 위의 신호가 간섭파가 섞이지 않은 ECG신호이고 두번째 그림이 60Hz 전력선 간섭파가 섞인 신호이며 세번째가 위의 알고리즘에 의해 간섭파가 제거된 신호이며 네번째가 제거된 간섭파(두번째 신호에서 세번째 신호를 뺀 것)이고 마지막으로 맨 밑의 그림은 원래 신호와의 차이(첫번째 그림에서 세번째 그림을 뺀 것)이다.

위의 결과에서 알 수 있듯이 간섭파의 주파수가 변하는 경우는 간섭파가 잘 제거되지 않음을 알 수 있다. 이는 Sampling freq.가 작아지면 더욱 심하리라 생각된다.

이 방법은 알고리즘이 간단하고 비교적 좋은 특성을 보이나 전력선의 주파수가 변하는 경우에 잘 적용하지 못하며 Sampling주파수가 반드시 전력 주파수의 정수 배가 되어야 하고 전력선 주파수 고조파 성분은 제거 하지 못하는 등의 결점을 가지고 있다.

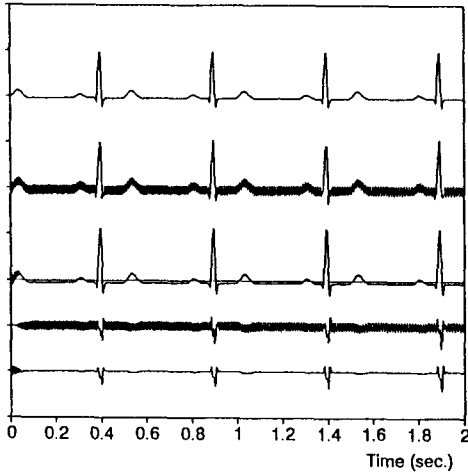


그림 5. ANC 기법을 이용한 전력선 간섭 제거

ANC 기법을 사용한 경우가 그림 5에 나타나 있다

위의 결과에서 보듯이 Lekov의 방법과는 달리 주파수가 변하는 경우에도 잘 동작하고 있음을 알 수 있다. 다만 Adaptation에 시간이 걸리는 문제와 QRS Complex 부분에서 다소 오차가 큰 것을 개선해야 하리라 생각된다.

6. 결론

본 연구에서는 ECG 신호에 섞이는 전력선 간섭파를 제거하기 위해 system identification 기법을 이용한 ANC 방법을 제시했으며 잡음 제거 필터의 파라미터를 adjust 하기 위하여 recursive prediction error method를 사용했다.

기존의 least mean squares algorithm을 이용하는 ANC 기법은 신호에 잡음이 섞이는 경우의 해석이 불충분하나 본 논문에 제시한 방법은 이 경우에도 수렴을 보장할 수 있다.

참고문헌

[1] M. Ferdjallah and R. E. Barr, "Frequency-domain digital filtering techniques for the removal of powerline noise with application to the electrocardiogram," *Comp. and Biomed. Res.*, Vol.23, pp.473-489, 1990.

[2] C. Lekov, G. Michov, R. Ivanov and I.K. Daskalov, "Subtraction of 50 Hz interference from the electrocardiogram," *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, Vol.22, pp.371-373, 1984.

[3] B. Widrow and S.D. Stearns, *Adaptive Signal Processing*, Prentice-Hall, N.J., 1985.

[4] B. Friedlander, "System identification techniques for adaptive noise cancelling," *IEEE Trans. Acous. Speech & Signal Proc.*, Vol.ASSP-30, pp.699-709, 1982.

[5] L. Ljung, *System Identification: Theory for the User*, Prentice-Hall, N.J., 1987.

[6] G.E.P. Box and G.M. Jenkins, *Time Series Analysis: Forecasting and Control*, Holden-Day, CA, 1970.

본 연구는 한국과학재단 목적기초 연구과제 91-01-00-04 의 지원에 의하여 이루어졌음