

ECG 신호에서의 전력선 간섭 제거에 관한 연구

남 현 도*, 안 동 준*, 이 철 회**

* 단국대학교 전기공학과, ** 강원대학교 전기공학과

Power line interference cancelling in the ECG

H. D. Nam*, D. J. Ahn*, C. H. Lee**

* Dankook University, ** Kangwon University

Abstract

Adaptive noise cancelling using system identification techniques for cancelling power line interference in the electrocardiogram(EGC) is presented.

This method is sensitive and self-adjusting to both slow and abrupt changes in the AC interference amplitude and frequency.

Computer simulations were done to compare this method with the Levkov's method.

1. 서론

생체 신호의 취득에는 불충분한 Shielding 때문에 60Hz 부근의 전력선 잡음이 섞이게 된다. ECG 신호에서도 60Hz 부근의 간섭파의 제거문제가 중요한 문제로 등장하고 있다. 전력선의 간섭은 P, QRS 및 T 파에 영향을 주어 시각에 의한 검사 뿐만 아니라 computer aided measurement에 나쁜 영향을 주어 특히 arrhythmia나 myocardial infarction의 진단에 큰 영향을 주고 있다.

ECG 신호에서의 AC잡음 제거를 위해서는 차단 주파수가 60Hz 이하인 Low Pass Filter (LPF) 를 사용하거나 60Hz 잡음제거를 위한 Band Rejection Filter (BRF) 를 많이 사용해 왔다. 많은 computerized ECG 해석에서 LPF를 사용해 왔으나 최근의 연구에 의하면 ECG의 Power Spectrum은 60Hz 이상의 고 주파수의 신호도 진단에 이용될 수 있음이 밝혀졌으므로 LPF의 사용은 바람직하지 않다. BRF 혹은 notch 필터의 사용은 고주파의 신호에 영향을 주지 않고 전력선의 간섭을 제거할 수 있으나 고정된 center frequency를 갖고 있으므로 전력 주파수의 변화에 적응하지 못하는 약점을 가지고 있다.

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

본 연구에서는 위의 방법들을 computer simulation을

통해 검토하고 system identification기법[4]을 이용한 ANC 기법을 제시하고 이를 ECG 신호처리에 응용하고자 한다.

2. 주파수 영역 필터 (Fast Fourier Transform)

ECG 신호를 FFT를 이용해서 주파수 영역으로 변환한 다음 제거하고자 하는 주파수 영역 (전력 간섭파 제거의 경우에는 60Hz 부근)을 제거한 다음 다시 IFFT(Inverse FFT)를 해서 시간영역의 신호로 변환하는 방법이다[1]. 이 방법은 과거에는 FFT와 IFFT를 계산하는데 시간이 많이 걸려서 실시간 실현이 어렵고 정확성을 기하기 위해서는 많은 data를 block processing 해야 하므로 주목을 받지 못했으나 최근에 DSP chip 등 하드웨어의 발달로 1024 point FFT 및 IFFT의 계산에 3msec 정도이면 충분해서 앞으로는 이 방법도 실시간 실현이 가능해 지리라 생각된다.

우선 ECG 신호를 FFT를 통해 주파수 영역으로 변환한 뒤 local processing을 통해 60Hz 부근의 주파수 성분을 적당한 정도까지 제거한 후 다시 IFFT를 해서 원래의 신호를 재현한다.

이 방법의 장점은 전력 주파수의 변동에 잘 적응하고 원래의 신호에 영향을 주지 않고 전력선 간섭파 제거할 수 있는 등 이상적인 필터의 조건을 가장 잘 만족할 수 있으나 아직까지는 실시간 실현이 어렵고 DSP 칩등이 고가인 관계로 비용이 많이 들어 본 연구에서는 다음 절에 든 두 가지 방법 즉 Levkov 등의 방법과 ANC를 이용하는 방법에 역점을 두었다.

3. Levkov 등의 방법

전력선 간섭파가 정현파에 가까우므로 한 주기를 평균하면 0이 될 것이란 점에 근거한 방법으로 먼저 간섭파의 크기를 계산한 후 이를 빼 주는 방법이다. 이를 위해서는 sampling 주파수가 간섭파 주파수의 정수배가 되어야 한다 [2]. 만약 sampling 주파수가 전력선 주파수의 10배인 600Hz라 하고 전력선 간섭파의 1주기에 해당하는 ECG 신호의 합을 구하면

$$Y = \sum y(k \cdot i) = \sum [\hat{y}(k \cdot i) + \tilde{y}(k \cdot i)] \quad (1)$$

여기서 $\hat{y}(k+i)$ 는 전력선 간섭이 제거된 ECG신호이고 $\tilde{y}(k+1)$ 는 전력선 간섭파이다.

ECG 신호가 간섭파가 1주기 동안 선형이라고 가정하면

$$[y(k+10)-y(k)]/2 = [\hat{y}(k+10)+\tilde{y}(k+10)-\hat{y}(k)-\tilde{y}(k)]/2$$

$$= [\hat{y}(k+10) - \tilde{y}(k)] / 2 = 5d \quad (2)$$

여기서 d는 간섭파가 제거된 ECG신호의 각 step간 차이가 된다. 그러므로 우리가 구하고자 하는 ECG 신호는

$$\hat{y}(k+4) = \left[\sum_{i=0}^9 y(k+1+i) - (y(k+10)-y(10)) \right] / 10 \quad (3)$$

이 된다.

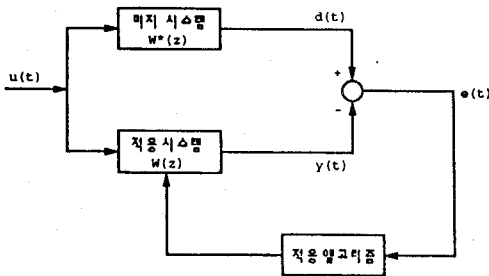


그림 1. 적응 모형

4. ANC 기법을 이용한 방법

4.1. 적응모형과 ANC 기법

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

추정 신호 d(.)는 어떤 시스템에 의해 만들어 졌는지 모르지만 같은 입력 (u(.))에 의한 적용모형의 출력과 오차 d(.)를 없앨 수 있다면 (실제의 경우에는 합리적인 수준까지 작게할 수 있다면) 미지의 시스템 $W^*(z)$ 를 적용 시스템 $W(z)$ 와 동기로 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 보통이며 적응 알고리즘으로는 보통 Least Mean Squares(LMS) 알고리즘이 사용된다.

4.2. 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 2에 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.

$$y(t) = x(t) + z(t) + n(t)$$

$$= x(t) + v(t) + (z(t) - v(t)) + n(t) \quad (4)$$

$$s(t) = (y(t)-v(t)) = x(t)+(z(t)-v(t))+n(t) \quad (5)$$

$v(t)$ 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.

적응필터로는 LMS 알고리즘에 근사한 FIR 구조를 주로 사용해왔으나 FIR 필터는 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 기구변수법 등의 적응 알고리즘들을 적용하면 더 좋은 결과가 기대된다.

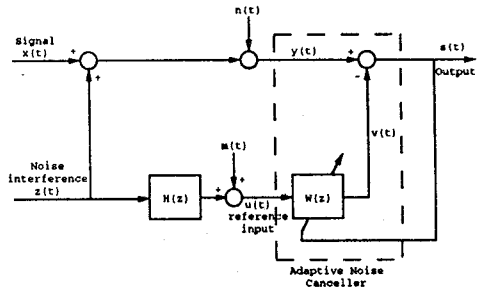


그림 2. ANC의 블록 선도

주어진 신호파는 백색잡음이 입력인 선형 시스템의 출력으로 모델링 할 수 있으므로

$$s(z) = \frac{C(z)}{D(z)} w(t) \quad (6)$$

여기서 $w(t)$ 는 백색 잡음이다.

$$v(t) = W(z) u(t) = \frac{B(z)}{F(z)} u(t) \quad (7)$$

라 두면

$$y(t) = \frac{B(z)}{F(z)} u(t) + \frac{C(z)}{D(z)} w(t) \quad (8)$$

로 모델링 할 수 있으며 기구변수법 등의 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 두가지 경우에 대한 컴퓨터 시뮬레이션을 행했다.

먼저 sampling 주파수를 600Hz로 하고 BPM(beat per minute)가 60인 ECG 신호에 60Hz 전력선 간섭파가 섞인 경우의 Lekov 방법을 이용한 시뮬레이션이 그림 3,4에 나타나있다.

그림 3은 간섭파의 크기가 시간에 따라 변하는 경우를 나타내며 제일 위의 신호가 ECG신호에 60Hz 전력선 간섭파가 섞인 신호이며 두번째가 Lekov의 알고리즘에 의해 간섭파가 제거된 신호이며 세번째가 제거된 간섭파(첫번째 신호에서 두번째 신호를 뺀 것)이며 같은 방법으로 간섭파의 주파수가 60Hz에서

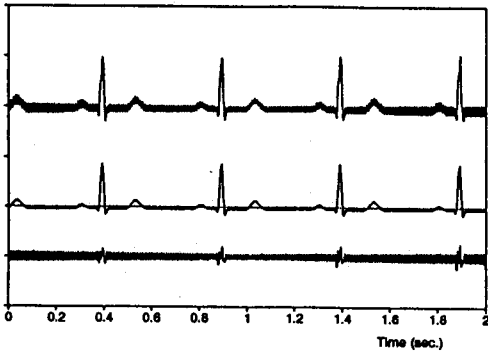


그림 3. Lekov의 방법(크기가 변하는 경우)

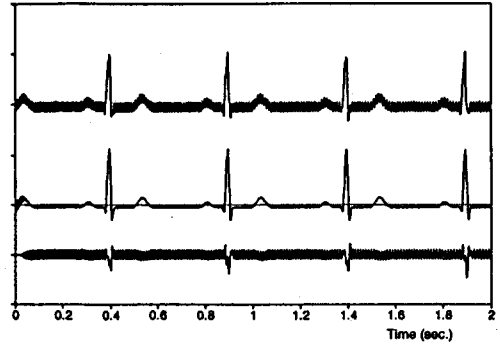


그림 6. ANC 기법(주파수가 변하는 경우)

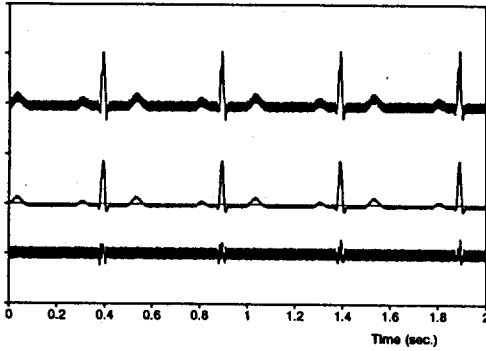


그림 4. Lekov의 방법(주파수가 변하는 경우)

50Hz로 변하는 경우가 그림 4에 나타나 있다.

위의 결과에서 알 수 있듯이 간섭파의 크기가 변하는 경우는 잘 동작하나 주파수가 변하는 경우는 간섭파가 잘 제거되지 않음을 알 수 있다. 이는 sampling frequency가 작아지면 더욱 심하리라 생각된다.

다음 ANC 기법을 사용한 시뮬레이션이 그림 5,6에 나타나 있다. 그림 5는 전력선 간섭파의 크기가 시간에 따라 변하는 경우이고 그림 6은 간섭파의 주파수가 60Hz에서 50Hz로 변하는 경우이다.

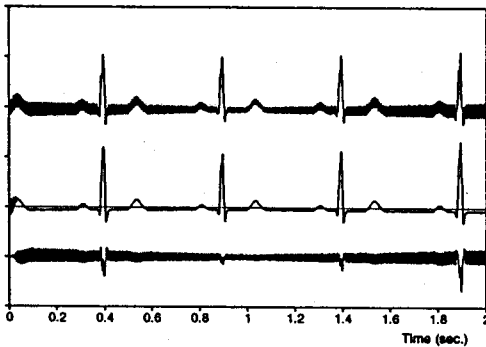


그림 5. ANC 기법(크기가 변하는 경우)

위의 결과에서 보듯이 앞절의 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 제시했다.

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

ANC 기법을 ECG신호에 응용하면 앞의 방법의 약점인 주파수가 변하는 경우나 sampling 주파수가 전력선 주파수의 배수가 아닌 경우에도 잘 작동하며 실시간 실현도 가능한 전력선 간섭파 제거를 할 수 있을 뿐만 아니라 태아의 ECG 신호 등이 섞이는 것을 제거하는 데도 응용할 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.

* 사 의

본 연구는 한국과학재단(92-01-00-04) 지원에 의해 이루어졌다.