

---

# 생체신호처리를 위한 동적 구조 적응필터 설계

이주원\* · 김광열\*\* · 이건기\*

Design of the Adaptive Filter with Dynamic  
Structure for the Biomedical Signal Processing

Ju-Won Lee\* · Gwang-Yull Kim\*\* · Gun-Ki Lee\*

## 요약

생체신호인 심전도(ECG), 근전도(EMG), 뇌파(EEG)는 환자진단에 있어 매우 중요한 신호이다. 이 신호는 많은 잡음이 혼합되어 있고, 시변과 비선형적인 특성을 가지고 있어 잡음제거가 어렵다. 따라서 환자 또는 시스템의 환경에 따라 적응하여 필터링을 하여야 한다. 그러나 현재 적응필터는 고정된 필터 차수를 설정하여 잡음을 제거하기 때문에 과도한 필터 차수는 시스템의 출력인 생체신호의 왜곡을 발생시킨다. 따라서 본 논문에서는 생체신호처리를 위한 적응필터의 구조와 성능을 개선시키기 위한 알고리즘을 제안하고 실험한 결과 최적의 필터 차수를 구하였다.

## ABSTRACT

The biomedical signals such as ECG, EMG, EEG, and etc are very important information to diagnose patients. The signal is hard to filter the noise because that is mixed with a lot of noise and biomedical signal has the properties of nonlinear and time-variance. So, we will filter under the measure environment for system or patient. But the general adaptive filter has brought on the distortion of signal because the adaptive filter adjust the filter coefficient with the fixed order of filter, that filter has the unsuitable order in each other environment. So we propose the dynamic structure adaptive filter that is used for improving that disadvantage. In experiment, we obtain the optimal order of adaptive filter and have good results.

## 1. 서론

의료장비와 환자 진단에 있어서 가장 중요한 정보 신호의 종류는 심장활동에서 발생하는 심전도(ECG) 신호와 근육의 전기적인 활동으로부터 발생하는 근전도(EMG), 뇌로부터 발생하는 뇌전도(EEG) 등이다[1]. 여기서 심전도 신호는 심장의 수축과 이완 작용에 의해 신체 표면상에 발생하는 생체의 전기적 신호로서 의사

가 환자의 심장과 환자의 상태를 진단하는데 있어 매우 중요한 신호이며, 심전계로부터 관측된다. 일반적으로 심전도 신호의 주파수 대역은 약 0.05~100[Hz]인데 심전계에서 획득한 심전도 신호에는 전력선 잡음 60[Hz] 잡음, 호흡에 의한 기저선 변동, 그리고 심전도 신호를 측정하기 위한 전극의 움직임에 의해 발생하는 근잡음 등이 포함되어 있다. 60[Hz] 전력선 잡음은 실제로 심전도 신호의 Q파와 P파에 영향을 주어 부정맥

---

\*경상대학교 전자공학과  
접수일자 : 2001. 7

\*\*마산대학 자동차과

과 심근 경색 진단에 오류를 발생시키기도 하고, 심전도 신호를 왜곡시켜 심전도 진단에 중요한 파라미터인 QRS 콤플렉스 간격이나 QT간격의 측정에 오류를 발생시킨다. 이러한 60[Hz] 전력선 잡음을 제거하기 위해 60[Hz] 대역의 대역제거필터(notch filter) 또는 60[Hz] 성분을 기준신호로 설정하여 60[Hz] 성분이 포함된 입력신호와와의 차이를 최소화 될 때까지 필터계수를 조정하는 적응 필터를 사용하기도 한다<sup>[1]</sup>. 그리고 기저선 변동은 호흡에 의해 발생하는 1[Hz]미만의 저주파 성분의 잡음으로서 심근경색 진단 파라미터로 사용되는 심전도 신호의 ST 세그먼트와 같은 주파수 대역을 갖기 때문에 ST 세그먼트를 정확히 검출하기 위해서는 기저선 변동을 효과적으로 제거하는 것이 좋다. 그리고 근잡음(muscle artifact)은 넓은 주파수 대역에 분포하기 때문에 잡음제거시 심전도 신호의 왜곡을 발생시킨다. 이 잡음을 제거하기 위해 주로 평균 또는 메디안 값을 이용하여 제거하기도 한다<sup>[1][2]</sup>.

근전도는 근골격의 수축에 수반해서 생기는 활동전위를 증폭하여 기록한 것이다. 근전도의 진폭은 20μV~30mV이며 주파수 성분은 20~300Hz에 집중되어 있으며, 시변성과 함께 많은 잡음을 포함하고 있기 때문에 신호해석이 어려운 난점이 있다. 이러한 잡음은 환자의 신체적인 조건과 외부환경에 많은 영향이 있으므로 환경에 따라 적용하는 신호처리를 필요로 한다<sup>[1][2]</sup>.

그리고 뇌파는 뇌의 수많은 신경에서 발생된 전기적인 신호의 합성으로 나타난 뇌표면의 미세한 전위(300μV 이하)이며, 유효한 주파수 성분은 대개 100Hz 미만이다. 특히 뇌파 신호는 주파수에 따른 대역별 특성과 시간영역에서의 특성, 그리고 뇌기능과 관련된 공간적인 특성을 함께 가지고 있으며 뇌파신호를 측정함에 있어 잡음으로는 전자시스템의 온도변화, 정전기, 환자의 전위변화, 환자의 움직임, 전력선 잡음(60Hz), 고주파 잡음 등이 있다. 특히 뇌파측정에 있어 성능저하를 가져오는 잡음은 환자의 움직임이며 그 중 눈의 움직임은 Artifact 잡음 발생의 주 원인이 된다<sup>[1][2]</sup>.

이러한 생체신호는 시변과 비선형적인 특성을 가지기 때문에 주로 적응필터(adaptive filter)를 사용하고 있다. 그러나 적응필터는 주어진 필터차수에 따른 필터계수를 조정하여 잡음 제거 또는 원하는 신호의 특성을 얻고 있기 때문에 잡음이 많은 환경에서는 필터

의 출력 오차를 최소화하지는 못하는 경우가 종종 발생한다. 따라서 환경에 따라 잡음의 혼입 정도가 다르기 때문에 필터의 차수도 적용되어야 하고, 과도한 필터 차수는 생체신호의 왜곡을 발생시키는 문제점을 가지고 있다.

따라서 본 연구에서는 생체신호를 처리함에 있어 적응필터의 문제점을 개선하기 위해 동적으로 필터 차수 및 필터계수를 적용시키는 새로운 적응 필터 알고리즘 제안하고 그성능을 검증하기 위해 심전도 신호처리에 적용하여 그 결과를 제시하였다.

## II. 적응필터(adaptive filter)

일반적인 적응필터는 주어진 필터차수에 기반하여 최소평균자승 알고리즘으로 필터의 계수를 조정하여 잡음 제거 또는 원하는 신호의 특성을 얻으며, 적응 필터의 출력은 다음의 식으로 표현된다.<sup>[9]</sup>

$$\hat{S}(n) = S(n) + N(n) - \hat{N}(n) \quad (1)$$

$$\hat{N}(n) = \sum_{i=0}^L W_i N_R(n-i) \quad (2)$$

$$W_i(k+1) = W_i(k) + 2\mu \hat{S}(n) N_R(n-i) \quad (3)$$

여기서  $i=0, 1, 2, \dots, L$ 이고,  $\mu$ 는 수렴상수이다. 한편 적응필터는 원하는 신호를 얻기 위해 필터 계수를 조정하여 필터의 출력 오차를 최소화하는 방향으로 수렴하지만, 오차를 최소화하기 위해 수렴하는 과정 중에 원하는 해의 공간에 근접하지 못하고 지역 최소점(local minimum)에 도달하여 더 이상 수렴이 진행하지 못하는 경우와 적절한 필터 차수를 설정하지 않으면 필터의 출력 오차를 더 이상 최소화 할 수 없어 만족할 수 없는 성능을 나타내기도 한다<sup>[9]</sup>. 이러한 문제점을 해결하기 위해 시행오차 법으로 필터 차수를 증가시키거나, 수렴상수를 조정하여 다시 적용시켜야 하는 문제점을 가지고 있다.

## III. 동적 구조 적응필터 설계

본 연구에서는 적응필터의 성능과 수렴에 관한 문제점을 해결하고자 필터 차수를 증가시키는 방법을 제

안하였다. 일반적으로 수렴과정을 관찰하면 수렴 진행 초기 단계에서는 급격히 감소하나 적응횟수의 증가에 따라 완만하게 감소하는 지수함수의 특성을 나타낸다<sup>[9]</sup>. 이러한 특성을 토대로 필터 차수를 적응시키며, 구조는 그림 1에 나타내었다.

적용필터의 적응한계에 도달했을 때, 수렴상태를 다음의 식으로부터 알 수 있다.

$$E(p) = \sum_{n=0}^{PR} \hat{S}(n)^2 \quad (4)$$

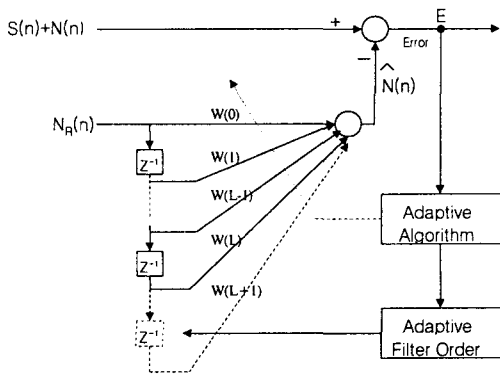


그림 1. 동적 구조 적응필터  
Fig. 1. Adaptive filter with the dynamic structure

$$\Delta E = |(E(p) - E(p-1)) - (E(p-2) - (E(p-3)))| \leq \alpha \quad (5)$$

여기서 p는 심전도 신호의 한 주기이고, ΔE는 이전 수렴에서의 오차와 현재 수렴에서의 오차의 변화량을 나타낸 것이다. 만약 원하는 신호에 근접하지 않고 ΔE=0일 때, 적응필터의 성능은 개선되지 않음을 나타내지만, 적응필터의 계수가 지속적으로 미세하게 변화하면 수렴하고 있음을 나타낸다. 따라서 적응 필터의 수렴 진행 사항을 필터 계수의 변화량 Dw(p)로부터 알 수 있으며, 식(6)에 나타내었다.

$$D_w(p) = \sum_{n=0}^L |W_p(n) - W_{p-1}(n)| \quad (6)$$

여기서 L은 현재 필터의 최대 차수이고, Wp(n), Wp-1(n)은 현재와 심전도 신호의 한 주기 이전의 필터 계수이다.

필터계수의 변화량이 크면 필터 차수를 작은 차수로

수렴 가능하다는 것을 알 수 있고, 작으면 작은 차수로 수렴 성능을 개선 할 수 없음을 나타내므로 필터 차수를 크게 증가하여야 한다. 그러나 적응필터가 만족하는 필터 출력을 나타낼 때, 필터 출력오차의 변화량과 필터계수의 변화량이 0에 근접하므로 현재의 필터출력 신호에 잡음의 포함 여부를 판정하여야 한다. 따라서 잡음의 포함여부를 추정된 잡음과 필터출력과의 상관관계를 구하여 결정하였고, 식(8)에 나타내었다.

$$G = \frac{\sum_{n=0}^{PR} |\hat{S}(n)|}{\sum_{n=0}^{PR} |S(n) + N(n)|} \quad (7)$$

$$R(p) = \max(\text{Crosscorrelation}(\hat{S}, G\hat{N})) \quad (8)$$

따라서 다음과 같은 조건에 따라 증가 할 필터 차수를 결정하였다.

$$\text{if } D_w(p) \leq \beta \text{ and } R \geq R_D \text{ then } L = L + 1 \quad (9)$$

$$\text{if } R(p) - R(p-1) > 0 \text{ and } R(p-2) - R(p-3) > 0 \text{ then } L = L - 1 \quad (10)$$

여기서 β는 0에 근사한 값이고, 식(10)은 잡음에 대한 상관관계 값이 증가하면, 현재 필터차수에 의해 필터출력 신호가 왜곡됨을 나타내기 때문에 필터 차수가 많음을 나타내므로 필터 차수를 감소시키기 위한 것이다.

즉, 종합적으로 제안된 동적 구조 적응 필터의 알고리즘은 측정환경에 따라 필터의 차수와 필터의 계수가 적응하게 한 것이다.

#### IV. 실험 및 고찰

본 연구에서 제안한 알고리즘을 검증하기 위해 생체신호 중에 하나인 심전도 신호를 예로 설정하여 필터링하였으며 그 성능을 검증하였고 성능을 평가하기 위해 여러 가지 평가 방법은 있으나 본 연구에서는 일반적인 적응필터와 제안된 방법에 대하여 신호의 전반적인 오차와 최적의 필터차수를 평가하였다. 사용한 심전도 신호는 Kontron Medical사의 Arrhythmia Simulator 994로부터 얻었고, 사용된 심전도 신호는 정상인의 심전도 신호이다. 시뮬레이터에서 발생되는

신호는 정상인의 심전도 신호 5[Vp-p], 1[Vp-p]의 60[Hz] 잡음, 1[Vp-p]의 랜덤잡음 형태인 근잡음 신호가 혼합하여(그림3) 제안된 구조(그림1)에 입력하였고, 적응필터의 참조신호는 심전도 신호의 P-QRS-T가 존재하지 않는 부분의 신호를 샘플링하여 얻었다. 그리고 입력신호와 참조신호를 샘플링한 주파수는 200[Hz]이고, 분해능은 8[Bit]이다. 그리고 A/D변환기로부터 데이터를 얻어 컴퓨터에서 온라인으로 적응필터링을 시뮬레이션 하였으며, 그 결과를 그림 4, 그림 5, 그림 6, 그림 7에 나타내었다. 그림 4는 적응필터의 필터 차수 5차로 설정하여 적응과 필터링 하였고, 수렴 후, 필터링 한 결과 심전도 신호의 ST 세그먼트 구간에 왜곡을 발생시켰고, 오차는 그림 5에 나타내었다. 그리고 일반적인 적응필터의 출력 성능은 심전도 한 주기에 대한 절대 평균오차를 구한 결과 0.0566[V]로 산출되었다, 특히 ST 세그먼트의 왜곡은 실험된 적응필터 차수가 5차로 설정됨이 잡음제거에 맞지 않다는 것을 알 수 있었다. 그리고 본 논문에서 제안한 현재의 동적 구조의 적응필터는 그림 3의 신호를 필터링한 결과, 출력과 오차신호는 그림6, 그림7에 나타내었으며, 절대 평균오차는 0.0142[V]로 나타나 적응 필터보다 우수한 필터성능을 보였다. 그리고 필터차수는 초기에는 1차로 설정하여 실험한 결과, 수렴하였을 때 필터 차수는 2차로 나타났다. 이때 심전도 신호의 왜곡이 없었다. 따라서 최적의 적응필터 차수는 2차임을 알 수 있었다.

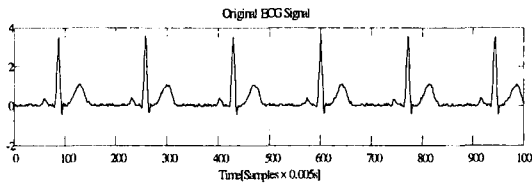


그림 2. 원(Original) 심전도 신호  
Fig. 2. Original electrocardiogram

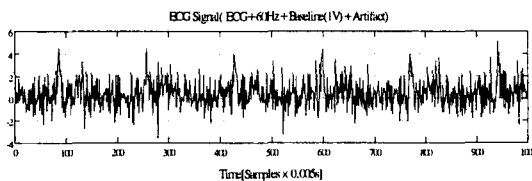


그림 3. 잡음+심전도 신호  
Fig. 3. Electrocardiogram with the muscle noise

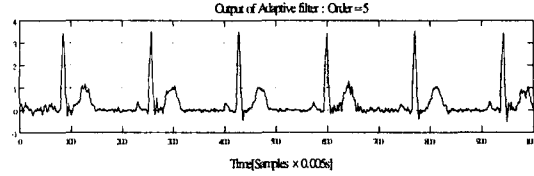


그림 4. 일반적인 적응필터의 출력  
Fig. 4. Output of the general adaptive filter

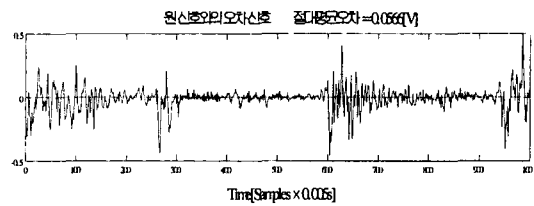


그림 5. 적응필터의 출력오차  
Fig. 4. Output's error of the general adaptive filter

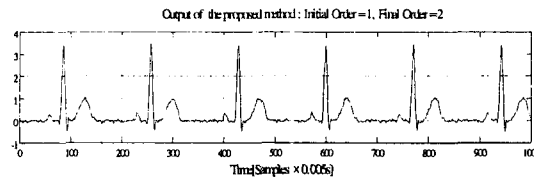


그림 6. 동적 구조 적응필터의 출력  
Fig. 6. Output of the proposed adaptive filter (dynamic structure adaptive filter)

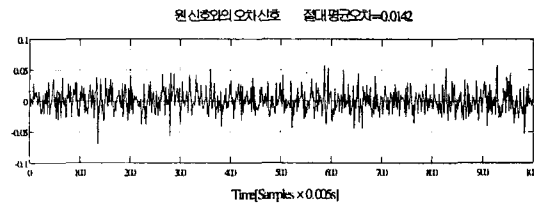


그림 7. 동적 구조 적응필터의 출력오차  
Fig. 7. Output's error of the proposed adaptive filter(dynamic structure adaptive filter)

## V. 결론

환자의 상태를 진단에 있어 생체 신호는 매우 중요하며, 그 신호의 특성이 시변성을 가지며 환경과 환자의 상태에 따라 잡음의 혼입이 매우 다양하며, 과도한 필터링은 신호의 왜곡을 가져오기 때문에 새로운 동적 구조 적응 필터의 구조와 알고리즘을 제안하였다. 이를 검증하기 위해 생체신호 중의 하나인 가장 많이 사용되는 심전도 신호를 선택하여 실험하였다. 실험한 심전도 신호는 측정하는 환경과 환자에 따라 잡음의 혼입 정도가 다르고, 시변과 비선형적인 특성을 가지고 있으며, 이러한 심전도 신호를 필터링하기 위해 적응필터를 주로 사용하지만 기존의 적응필터는 주어진 차수에 한정되어 적응하기 때문에 필터의 수렴성과 필터의 성능이 신호의 왜곡과 환경과 환자에 따라 성능 저하를 가져왔다. 그러나 제안된 구조로 실험한 결과 기존 적응 필터보다 우수한 성능을 얻었으며, 특히 신호의 왜곡을 최소화하는 최적의 필터 차수를 구할 수 있었다. 따라서 본 연구에서 제안한 방법이 생체 신호 처리에 적용할 경우 우수한 성능을 나타낼 것으로 사료된다.

## 참고문헌

- [1] 안창범, 우용제, 윤영로, 이경중, 생체신호처리연구의 현황과 전망, J. Biomed. Eng. Re-s. Vol. 20, No. 2, 119-138, 1999.
- [2] Webster, "Medical Instrumentation Application Design", Houghton Mifflin Co., 1992, 150-164.
- [3] Yu-Min Cheng, Bor-Sen Chen, Nonuniform Filter Bank Design with Noises, IEEE Transactions on signal Processing, Vol. 46, No. 9, September 1998
- [4] Metin Akay, "Biomedical Signal Procassing", Academic Press. 1994
- [5] Ajitkumar P. Mulavara, William D. Timmons, Electrical Impedance Cardiography Using Artificial Neural Networks, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 26, pp. 577-583, 1998
- [6] D. Bhattacharya, A, Antoniou, Design of Equiripple FIR Filters Using a Feedback Neural Network, IEEE Transactions on Circuits and

Systems-II : Analog and Digital Signal Processing, Vol. 45, No. 4, April 1998

- [7] Yu-Min Cheng, Bor-Sen Chen, Nonuniform Filter Bank Design with Noises, IEEE Transactions on signal Processing, Vol. 46, No. 9, September 1998
- [8] Elsayed A. Soleit, A fast adaptive recursive filter, INT. J. Electronics, 1997, Vol. 82, No. 4, pp. 327-333
- [9] Simon Haykin, Adaptive Filter Theory, Prentice Hall, 1996.

이주원(Ju-Won Lee)

1997. 2 진주산업대학교 전자공학과 졸업(공학사)  
 1999. 2 한국해양대학교 대학원 전자통신공학과 졸업(공학석사)  
 1999. 3~현재 경상대 대학원 전자공학과 박사과정  
 관심분야 : 생체신호처리, 지능형신호처리

김광열(Gwang-Yull Kim)

1990. 2 경남대학교 전자공학과 졸업(공학사)  
 1995. 8 경상대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)  
 1999. 3~현재 경상대 대학원 전자공학과 박사과정,  
 마산대학 자동차과 교수  
 관심분야: 자동차 엔진소음분석/신호처리/자동차용 ECU설계

이건기(Gun-Ki Lee)

1990. 2 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학박사)  
 1985~현재 경상대학교 전자공학과 교수/공학 연구원,  
 자동차 컴퓨터연구센터 연구원  
 관심분야: 생체신호처리, 의용전자