

# 적응 SFLC(Scaled Fourier Linear Combiner)를 이용한 활동 중의 PPG 신호의 잡음 감소

論 文

55D-3-8

## Noise Reduction of PPG Signal During Free Movements Using Adaptive SFLC(Scaled Fourier Linear Combiner)

金守贊<sup>†</sup> · 金性珉<sup>\*</sup> · 車殷宗<sup>\*\*</sup> · 金德源<sup>\*\*\*</sup> · 柳在河<sup>§</sup> · 金東淵<sup>§</sup>

(Soo-Chan Kim · Sung-Min Kim · Eun-Jong Cha · Deok-Won Kim · Jae-Ha Yoo · Dong-Yon Kim)

**Abstract** - Blood flow is one of vital signals related to human physiological information. Photoplethysmograph (PPG) has been used to measure indirectly heart rate, blood oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>), and so on. Because PPG signal is weak and sensitive to motion artifacts, it is very important to continuously obtain stable PPG signal during free movement. In this study, we applied the scaled Fourier linear combiner (SFLC) using both the adaptive filter and FLC to remove effectively the motion artifacts as well as background noise in the real time without additional signal correlated with motion from an accelerometer. The proposed method would be useful to reduce the movement and background noise which are not synchronized with heart rate.

**Key Words** : Fourier Linear Combiner, Noise Canceller, Photoplethysmograph, Adaptive Filter, Motion Artifact

### 1. 서 론

혈류 변화는 인체의 생리학적 변화를 가장 잘 반영하는 인자 중의 하나로써 이를 이용하여 심박수 (heart rate)를 측정하거나 혈액 속에 녹아있는 산소 포화도 (SpO<sub>2</sub> 또는 SaO<sub>2</sub>) 측정 등에 많이 활용되고 있다. 광혈류측정법(Photoplethysmograph, PPG)은 간편하고 비관혈적으로 심박수 및 산소 포화도 등의 정보를 얻을 수 있는 장점 때문에 널리 이용되고 있다<sup>[1,2]</sup>. 더욱이 이는 컴퓨터(wearable computer)나 재택 진료에 대한 관심의 고조로 생활 속에서 피검자의 신호를 연속적으로 측정 혹은 감시하고자 하는 필요성도 증대되었다<sup>[3]</sup>. 그러나 생체 신호의 특성상 신호원의 세기가 사람의 움직임과 비교해 볼 때 충분한 SNR (Signal to noise ratio)를 가지지 못하는 경우가 많아 활동 중에 안정적인 생체 신호를 얻는 것은 쉽지 않다. 광을 이용한 상대적 혈류 측정에 있어서도 측정 부위인 손가락의 움직임으로 인해 광신호의 크기 변화가 심하여 측정 시 움직임을 제한하거나 움직임으로 인해 측정 오차를 야기하는 경우가 있다.

지난 수십 년간 이러한 문제를 해결하고자 많은 연구가 있었으며, 그중 대표적인 것들로는 가속도계를 이용하여 생체신호와 무관하고 움직임에만 상관관계가 높은 신호를 추가적으로 얻거나, 움직임과 관련된 모델에 근거하거나, 주파수 특

성을 이용하는 방법, 비선형 모델을 이용한 방법, 그리고 ICA (Independent Component Analysis)를 이용한 방법 등이 있다<sup>[4]</sup>.

가속도계와 같은 추가적인 센서의 부착은 센서의 추가 비용을 야기한다. 고정된 아날로그나 디지털 필터를 사용할 경우 움직임에 대한 주파수 특성은 늘 일정하다고 보기 어렵고, PPG 신호의 주파수 특성 또한 피검자가 정적인 상태로 있을 때 보다 동적으로 활동하게 될 경우 주파수 특성이 변화되므로 고정하는 것은 이상적인 방법이 아니다. 따라서 신호의 특성에 따라 필터의 주파수 특성의 변화가 가능한 적응 필터(adaptive filter)를 이용할 수 있다.

본 연구에서는 추가적인 센서없이 PPG 신호는 심박수와 밀접한 상관관계가 있다는 특성을 이용하여 scaled Fourier linear combiner (SFLC)를 실시간 환경에서 적용하여 움직임 중에서도 PPG 신호를 안정적으로 얻을 수 있는 방법을 제안하였다.

### 2. 본 론

#### 2.1 Scaled Fourier Linear Combiner (SFLC)

SFLC는 주기 함수는 기본 주파수와 그것의 하모닉들의 조합으로 나타낼 수 있다는 것을 기본 전제로 하여 만들어진 것으로 주기가 변동하는 임의의 주기 함수는 그림 1과 같은 구조의 SFLC를 이용하여 구현할 수 있다<sup>[5,6]</sup>.

그림 1은 적응 필터(adaptive filter)의 구조와 동일하며 광혈류 신호의 매 주기 정보로부터 참조 신호(reference signal)인 X를 식 (1)과 같이 입력 신호의 기본 주기와 그것의 하모닉으로 구성한다. d<sub>k</sub>는 PPG의 원신호로 s<sub>k</sub>와 n<sub>k</sub>로 구성되고, s<sub>k</sub>는 순수한 PPG 신호이고, n<sub>k</sub>는 기저 잡음과 움직임 잡음으로 가정하였다. 가중치 벡터(Weighting

<sup>†</sup> 교신저자, 正會員: 韓京大學校 生物環境·情報通信專門大學院, 專任講師, 電子技術綜合研究所

E-mail : firmware@hknu.ac.kr

<sup>\*</sup> 正會員 : 建國大學校 醫學工學部, 助教授

<sup>\*\*</sup> 學生會員 : 忠北大學校 醫科大學 醫學工學教室, 教授

<sup>\*\*\*</sup> 正會員 : 延世醫大 醫學工學教室, 教授

<sup>§</sup> 正會員 : 韓京大學校 電子工學科, 電子技術綜合研究所

接受日字 : 2005年 12月 28日

最終完了 : 2006年 1月 13日

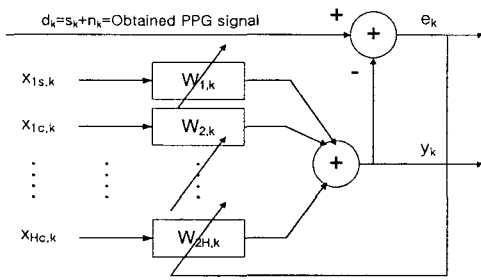


그림 1 SFLC를 이용한 adaptive noise canceller의 구조도  
Fig. 1 Block diagram of the adaptive noise canceller using SFLC

$$x_{1s,k(m,l)} = \frac{1}{\sqrt{H}} \sin(2\pi \frac{il}{L_m}) \quad i = 1, 2, 3, \dots, H \quad (1)$$

$$x_{1c,k(m,l)} = \frac{1}{\sqrt{H}} \cos(2\pi \frac{il}{L_m}) \quad i = 1, 2, 3, \dots, H$$

$$e_k = E[(d_k - y_k)^2] \quad (2)$$

$$W_{k+1} = W_k - 2\mu(d_k - y_k)X_k \quad (3)$$

기준 신호(Reference input vector) :

$$X_k = [x_{1,k}, x_{2,k}, \dots, x_{2H,k}]^T$$

가중치 벡터:  $W_k = [w_{1,k}, w_{2,k}, \dots, w_{2H,k}]^T$

출력 벡터:  $y_k = X_k^T W_k$

H : 신호를 재구성하기 위한 harmonics의 수

$L_m$  : m번째 beat에 해당되는 샘플의 수

$m = 1, 2, 3, \dots, N$ : beat(R-R interval) number index

$l = 1, 2, 3, \dots, L_m$ : beat 내의 샘플의 index

k : iteration number

vector), W는 각 하모닉 X의 크기를 결정하는 것으로서 오차(error),  $e_k$ 를 최소화하는 방향으로 적응하게 변화된다. W를 갱신하는 방법으로는 식 (2)의 오차,  $e_k$ 에 대하여 최소자승평균(least mean square, LMS)을 이용하여 식 (3)과 같이 갱신시키고, 에러가 제거된 결과는  $y_k$ 로 얻어진다.

## 2.2 SFLC의 문제점

실시간 구현을 위해서는 현재의 R-R 간격(R-R interval)을 알아야 되나 현실적으로는 R 점두치가 나타날 때까지 계산할 수 없는 단점이 있다. 이를 해결하기 위해 이전의 R-R 간격을 활용하는 방법과 이전의 R-R 간격과 현재 R-R 간격 정보를 이용하여 바로 다음의 예측된 R-R 간격의 활용을 제안하고, 두 가지 방법을 비교하였다.

## 2.3 데이터 획득

PPG 획득 보드는 자체 제작하였으며 PCI-6221 (National Instruments Inc., USA) 보드를 사용하여 샘플링 주파수 200 Hz로 양자화 하였다. 그림 2는 실제 구현된 시스템이다.

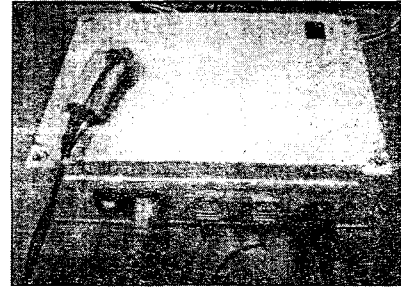


그림 2 PPG 신호 획득 시스템  
Fig. 2. Acquisition system of PPG signal

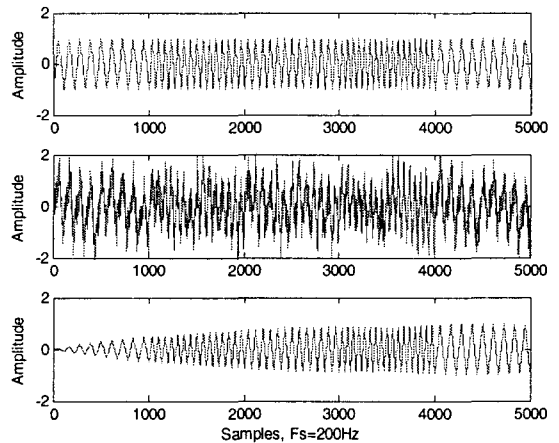


그림 3 삼각 신호를 이용한 SFLC 알고리즘 모의 실험  
Fig. 3 Simulation of SFLC algorithm using triangular waves

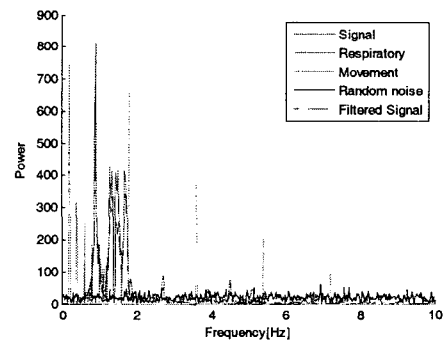


그림 4 모의 실험으로부터 얻은 주파수 스펙트럼  
Fig. 4. Power spectrum obtained from the simulated data

## 3. 실험

SFLC의 알고리즘을 확인하기 위해 생체 신호를 0.9~1.7Hz의 삼각파로 모사하여 변화시키면서, 호흡 신호는 0.2Hz와 그것의 하모닉, 움직임의 의한 잡음은 1.8Hz와 그것의 하모닉, 그리고 주변에 Gaussian 분포를 갖는 백색 잡음을 첨가한 신호를 입력 신호로 하여 관찰하였다. 그림 3은 off-line으로 모의실험 한 예이고, 그림 4는 그림 3의 데이터를 주파수 대역에서 관찰한 것으로 잡음이 생체 신호의 기본 주파수의 하모닉이 아닐 경우 거의 완벽하게 제거됨을 확인할 수 있었다. 이 경우 적응 속도를 결정하는  $\mu$ 는 0.05, 신호의 재구성하기 위한 고주파의 차수(harmonics) H는 30으로

했으며, 샘플링 주파수는 200Hz로 하였다.

그림 5는 PPG 센서(DS-100, Nellcor, USA)를 왼쪽 검지에 부착한 후 약 110초 동안 측정된 예이며, 15초에서 35초 구간과 약 90초 구간에서 센서가 부착된 왼쪽 손을 좌우, 상하 방향, 회전 등 임의로 움직임으로써 움직임에 의한 잡음(motion artifact)을 유도하였다. 상단은 원신호이며, 하단은 제안한 방법으로 필터링한 이후의 결과이다.  $\mu$ 와  $H$ 는 시뮬레이션의 경우와 마찬가지로 각각 0.05와 30으로 하였고, 샘플링 주파수는 200Hz 였다. 시작 부분에 크기가 미약한 것은 시뮬레이션의 경우와 마찬가지로 초기 weight vector를 0으로 하여 진행되기 때문이다. 그림 5의 가운데 그림의 짧은 수직선은 각 R-R 간격을 보여주고 있고, 하단의 그림은 15초에서 30초 구간의 데이터를 확대하여 제안한 방법의 결과를 보다 자세히 관찰한 것으로 DC 음색은 의도적으로 가하여 관찰하였다. 그림 6은 데이터를 주파수 영역에서 관찰한 것으로 심박수와 관련된 주파수 이외의 움직임, 호흡, 그리고 백색 잡음에 의한 신호는 거의 완벽하게 제거됨을 확인할 수 있었다.

실시간 처리를 위해서는 현재의 R-R 간격에 대한 정보가 필요하다. 이를 얻기 위해 먼저 이전의 R-R 값을 그대로 적용하여 활용한 것과 이전의 R-R 간격으로부터 현재의 R-R 간격을 추정하여 계산해 보았으나, 심박수의 변화는 순간적으로 급격하게 변화되지 않으므로 그 결과의 큰 차이를 발견하지 못하였다. 그러나 심한 움직임으로 인해 PPG 신호로부터 R-R 간격을 잘 못 계산되었을 경우 신호의 오차는 그림 7과 같았다. 그러나, 원 신호의 잡음보다는 상대적으로 크지 않으나 주기의 특성이 나쁘게 나오는 것을 확인할 수 있었다.

이러한 문제를 해결하기 위해서는 R-R 간격 검출을 위해 PPG 만을 이용하는 것 보다 심전도를 이용할 경우 보다 정확하게 검출이 가능하나, 추가적인 심전도 측정을 위한 전극이 필요하다는 단점이 발생된다. 또 다른 대안은 한 beat를 늦게 진행하는 방법으로 이상적인 실시간은 아니지만, 1초 미만의 늦은 출력이 문제가 되지 않는 활용 분야라면 활용 가능할 것으로 사료된다.

#### 4. 결 론

무선 기술과 반도체 기술의 발달로 전자 기기들이 소형화되면서 생체 모니터 장비에서도 착용형으로 많이 진보되고 있다. 그러나 생체 신호는 다른 신호들에 비해 미약할 뿐만 아니라 움직임이 직접적으로 원 신호에 잡음원으로 작용되고 있다. 안정적인 생체 신호 획득을 위해서는 이러한 움직임에 대한 잡음 제거 필터가 반드시 요구된다. 이를 위해 본 연구에서는 FLC에 적용 기능을 첨부한 scaled SFLC를 활용하여 PPG 신호에서의 잡음을 제거하였다. On-line으로 구동시 R-R 간격을 예측하여 구하는 것과 이전에 R-R 간격을 이용하는 경우에 있어 차이를 보이지 않았다.

R-R 간격 정보는 PPG에서 심박수나 SpO2 계산을 위해서 필요한 정보로써, 제안한 방법은 R-R 간격 정보를 용하여 필터링을 하는 것으로 추가적인 하드웨어나 복잡한 계산 방법이 이용되지 않으면서 심박동과 상관관계가 없는 나머지 신호를 모두 제거하는 특성을 보였다. 또한, 최적의 결과를 위해  $\mu$ 와  $H$ 를 적절히 선택해야

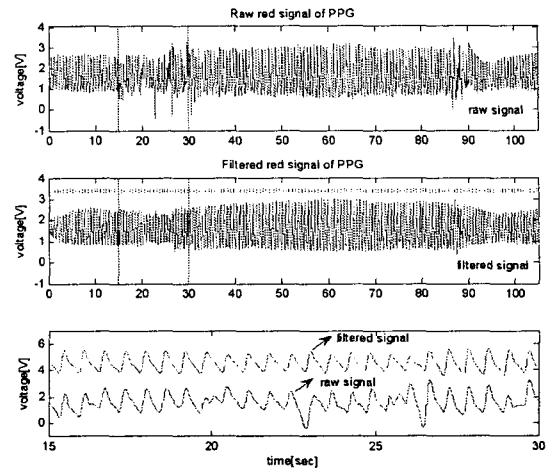


그림 5 실제 데이터로부터 필터링 된 예  
Fig. 5 Example of the filtered data from the real data

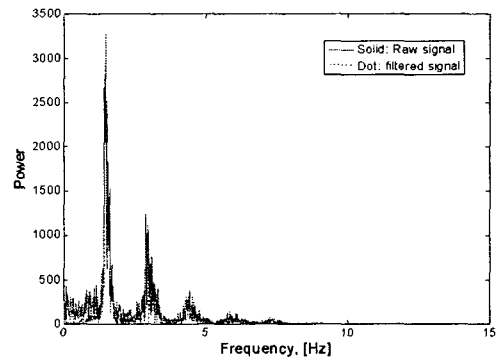


그림 6 실제 데이터로부터 얻은 주파수 스펙트럼  
Fig. 6 Power spectrum obtained from the real data

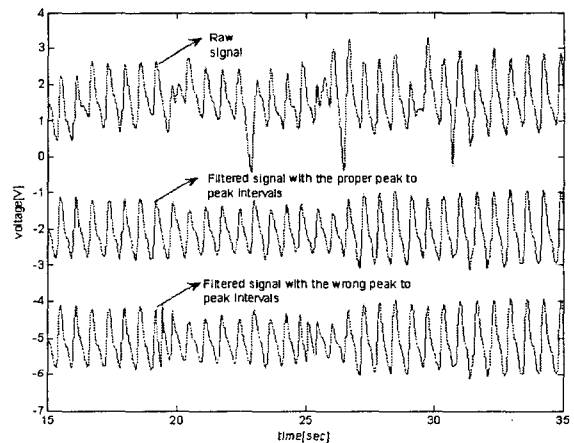


그림 7 잘못된 R-R 간격과 정확하게 얻어진 R-R 간격을 이용한 필터링 결과의 비교  
Fig. 7 Comparison between filtered PPG signal with the wrong R-R intervals and with proper R-R intervals

하나 생체 신호 중에서 심장 활동과 같이 주기적인 신호원에서 발생된 신호에서의 잡음 제거에 있어, 신호원의 주기 성분 특성을 이용한 제안한 방법은 단순한 적응 필터나 기존의 주파수 특성이 고정된 하드웨어 혹은 소프트웨어 필터보다 우수한다.

**감사의 글**

이 논문은 2005년도 교육인적자원부 지방연구중심대학 육성사업의 지원에 의하여 연구되었음

**참 고 문 헌**

- [1] H. H. Asada, P. Shaltis, A. Reisner, S. Rhee, and R. C. Hutchinson, "Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors," *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 22, pp. 28-40, 2003.
- [2] L. R. Bentt, T. A. Santora, B. J. Leverle, M. LoBue, and M. M. Shabot, "Accuracy and utility of pulse oximetry in the surgical intensive care unit," *Curr Surg*, vol. 47, pp. 267-8, 1990.
- [3] M. J. Hayes and P. R. Smith, "A new method for pulse oximetry possessing inherent insensitivity to artifact," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 48, pp. 452-61, 2001
- [4] Y. S. Yan, C. C. Poon, and Y. T. Zhang, "Reduction of motion artifact in pulse oximetry by smoothed pseudo Wigner-Ville distribution," *J Neuroengineering Rehabil*, vol. 2, pp. 3, 2005.
- [5] P. Laguna, R. Jane, O. Meste, P. W. Poon, P. Caminal, H. Rix, and N. V. Thakor, "Adaptive filter for event-related bioelectric signals using an impulse correlated reference input: comparison with signal averaging techniques," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 39, pp. 1032-44, 1992.
- [6] A. K. Barros, M. Yoshizawa, and Y. Yasuda, "Filtering noncorrelated noise in impedance cardiography," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 42, pp. 324-7, 1995.