

논문 2008-45SC-5-5

# U-헬스케어 시스템을 위한 개선된 PMAF 기반의 PPG 신호의 동잡음 제거

(Motion Artifacts reduction from the PPG based on the Improved  
PMAF for the U-Healthcare System)

이 한 욱\*, 이 주 원\*\*, 정 원 근\*\*\*, 전 재 철\*, 이 건 기\*\*\*\*

(Hanwook Lee, Juwon Lee, Wongeun Jeong, Jaechul Jun, and Gunki Lee)

## 요 약

유비쿼터스 헬스케어 환경의 실현을 위해 실시간의 생체 정보 모니터링은 매우 중요한 요소이다. 이러한 생체 정보 모니터링을 위한 장치는 대부분 PPG 신호를 얻어 피측정자의 상태 모니터링에 활용하고 있다. PPG 신호를 얻기 위해서는 핑거프로브를 손가락에 착용해야 하기 때문에 일상생활을 하기에 불편할 뿐만 아니라, 핑거 프로브 착용자의 움직임에 의한 동잡음으로 인하여 정확한 PPG신호를 얻기가 매우 힘들다. 본 논문에서는 핑거프로브를 없앤 U-헬스케어를 위한 손목형 생체 정보 모니터링 시스템을 개발하고, 생체 정보 모니터링 시스템의 감시 요소 중 하나인 PPG 신호의 동잡음 제거를 위해 새로운 알고리즘을 제안한다. 개발한 시스템은 핑거프로브를 없앤 대신 밴드스트립에 LED와 포토센서를 장착하여 손목의 동맥혈관의 혈류 변화량으로부터 PPG를 얻도록 설계하였다. 그러나 밴드스트립에 위치한 센서는 핑거프로브에 위치한 센서에 비해 많은 동잡음에 노출되어 있으므로, 그 동잡음들을 제거하기 위하여 최근 제기된 PPG 신호의 유사 주기성을 이용한 PMAF(Periodic Moving Average Filter) 방법을 개선한 새로운 동잡음 제거 방법을 제안한다.

## Abstract

The real-time biomedical signal monitoring is a very important factor to realize the ubiquitous healthcare environment. Most of these devices for monitoring the biomedical information get the PPG signal from the user, and these signals are utilized for monitoring their health. It is inconvenient to get the PPG because the user should wear the finger probe with his finger for measuring the PPG signal. Also it is difficult to get the PPG correctly, because of the motion artifacts from the movement of the user. In this paper, we develop the watch type biomedical signal monitoring system without the finger probe, and propose the new algorithm for reducing the motion artifacts from the PPG signal. We designed the system which gets the PPG from the sensor on the wrist band strip. As compared with the finger probe type, this system we proposed is more affected by the motion artifacts. So to filter this motion artifacts, we propose the new method; the improved PMAF(Periodic Moving Average Filter) method.

**Keywords :** PPG, Motion Artifacts, PMAF, Ubiquitous Healthcare

## I. 서 론

지금까지 의료행위나 건강관리를 위해 ECG, EEG,

EMG, 혈압, PPG, 체온 등과 같은 생체 정보들을 측정해 왔다. 이러한 생체 정보들을 측정하기 위해서는 피측정자의 구속은 불가피했다. 하지만, 과학기술의 발전에 따라 환자나 사용자가 언제 어디서나 의료 서비스를 받을 수 있는 유비쿼터스 헬스케어 서비스가 이루어지게 되었다<sup>[1]</sup>. 유비쿼터스 헬스케어 환경에서는 실시간 생체정보의 측정은 매우 중요하다<sup>[2][3]</sup>. 이를 위해서는 측정을 위한 장비들이 작아야 하고, 들고 다닐 수 있거나, 의복 형태로 착용이 가능한 형태로 개발되어야 한

\* 정회원, \*\*\*\* 평생회원-교신저자, 경상대학교  
(Gyeongsang National University)

\*\* 정회원, 안동과학대학  
(Andong Science College)

\*\*\* 정회원, 남해대학  
(Namhae College)

접수일자 : 2008년4월15일, 수정완료일 : 2008년9월8일

다<sup>[4]</sup>. 그래서 요즘 들어 개발되는 많은 생체 정보 측정 장비들은 휴대형과 의복형으로 개발되어지고 있다<sup>[5]</sup>.

이런 생체정보들 중, 피측정자의 상태 모니터링을 위해 PPG는 매우 중요한 정보이다<sup>[6]</sup>. 지금까지 개발된 PPG 모니터링 장치는 대부분 프로브를 손가락에 끼워서 프로브의 센서로부터 PPG를 얻는 핑거프로브형이다. 이 핑거프로브형을 착용한 피측정자들 중 중환자실의 거동이 불가능한 환자를 제외한 나머지는 대부분 활동에 있어 불편함을 느끼고 있다. 뿐만 아니라, 피측정자들의 움직임으로 발생하는 동잡음으로 인해 정확한 PPG 신호의 획득은 매우 어렵다.

본 논문에서는 이 핑거프로브를 사용하지 않고 시계형으로 생체 정보 모니터링 시스템을 개발하였다. 본 논문에서 개발된 시스템은 손목의 밴드스트립에 위치한 센서를 이용하여 손목의 동맥혈관으로부터 PPG를 얻었다. 그래서 이 장치를 착용한 사람은 핑거프로브형 장치의 착용자의 불편함을 해소할 수 있을 것이다. 그러나, 본 논문에서 개발한 모니터링 시스템은 기존의 핑거프로브형에 비해 외부 광원에 쉽게 노출되기 때문에 동잡음에 혼입될 가능성이 높다. 따라서 효과적인 동잡음 제거를 위한 새로운 방법이 필요하다.

지금까지 적응 필터를 포함한 필터기술을 사용하거나<sup>[7~8]</sup>, 웨이브렛<sup>[9]</sup>을 사용한 동잡음 제거 방법들이 논문으로 많이 발표되었다. 그러나 적응 필터나 웨이브렛 변환에 의한 방법들은 위상 변화로 인해 동잡음이 혼입된 PPG 신호를 복원하는데 한계가 있다<sup>[10]</sup>.

본 논문에서는 기존의 PPG 신호의 유사 주기성을 이용한 알고리즘인 PMAF 방법<sup>[7]</sup>의 정확한 주기의 분리점 검출을 위해 새로운 알고리즘을 제안하고, 시뮬레이션을 통하여 그 성능의 우수함을 확인할 수 있었다.

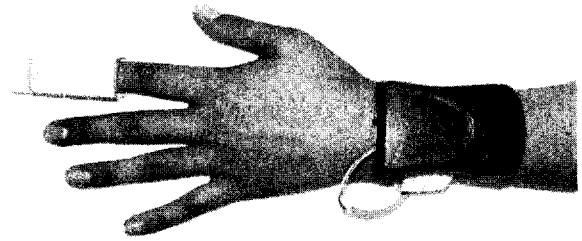
## II. 본 론

### 1. 시스템 구현

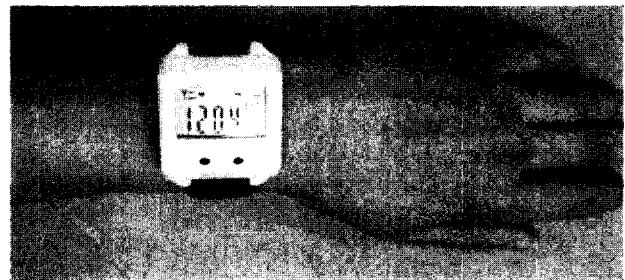
생체 정보 모니터링 시스템의 개발에 있어 고려하여야 할 점은 비침습형이어야 하고, 무구속, 무자각으로 생체 신호를 측정하는 것이다. 유비쿼터스 환경 하에서의 생체 정보 측정시는 특히 무구속 측정이 강조된다.

본 논문에서 개발된 생체 정보 모니터링 시스템은 PPG를 측정하여 심박수를 감시함으로써 피측정인의 몸 상태를 감시할 수 있도록 개발되었다.

그림 1의 (a)는 핑거프로브형의 생체 정보 모니터링



(a) 핑거프로브형의 생체정보 모니터링 시스템  
(a) Finger Probe type Biomedical Information Monitoring System



(b) 핑거프로브가 없는 손목형 생체정보 모니터링 시스템  
(b) Wrist type Biomedical Information Monitoring System

그림 1. 본 논문에서 구현된 디바이스  
Fig. 1. Device implemented in this paper.

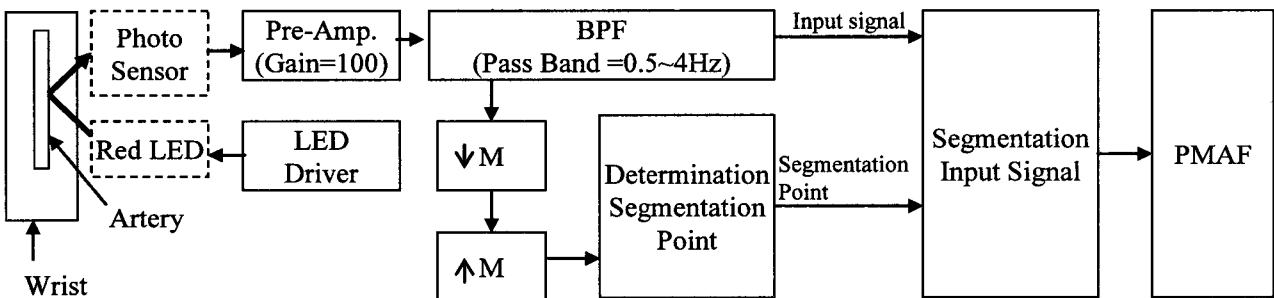


그림 2. PPG 검출을 위한 시스템 블록도  
Fig. 2. System block diagram for acquisition of the PPG signal.

시스템으로 손가락에 프로브를 끼고 생활해야 되기 때문에 일상생활에 많은 불편함이 있다. 따라서 본 논문에서는 일상생활에서 불편을 감소시킬 수 있도록 그림 1의 (b)와 같이 핑거프로브를 없애고, 손목의 혈관에 광원을 입사시켜 반사된 빛으로부터 PPG를 얻었다. 그러기 위해서 그림 1 (b)의 밴드스트립에 센서를 위치시키고, 외부 빛이 들어오는 것을 최소화하기 위해 센서 부위를 고무로 치구하였으며, 본체의 손목 쪽에 온도센서를 장착하여 체온을 측정할 수 있게 하였다. 이렇게 얻은 PPG신호를 이용해 심박수를 계산하고, 시계형 본체의 LCD를 통해 심박수와 체온을 표시하였으며, 홈서버, 홈게이트웨이 등으로의 무선 전송을 위해 지그비 통신 모듈을 설계하여 시스템에 추가하였다.

가. PPG 검출

그림 2는 본 논문에서 개발된 생체정보 모니터링 시스템의 PPG 검출을 위한 블록도이다.

PPG 검출을 위해 적색 LED와 광학센서(TSL250RD)를 사용하였다. 그림 3과 같이 적색 LED와 광학센서를 손목의 밴드스트립에 장착하여 반사형으로 PPG 센서 모듈을 제작하였다. 광학센서는 혈액의 변화량에 따른 빛의 반사량을 전압으로 바꾸어 PPG신호를 만든다. 이렇게 생성된 PPG 신호는 증폭되고, 0.5~4Hz의 대역통과 필터를 거친 후, 본 논문에서 제안된 동잡음 제거 알고리즘을 통해 동잡음이 제거된 후, 심박수 계산에 이용된다. 계산된 심박수는 실시간 모니터링 시스템에서의 디스플레이를 위해 지그비 통신 모듈을 통해 홈서버, 홈 게이트웨이 등으로 보내지게 된다.

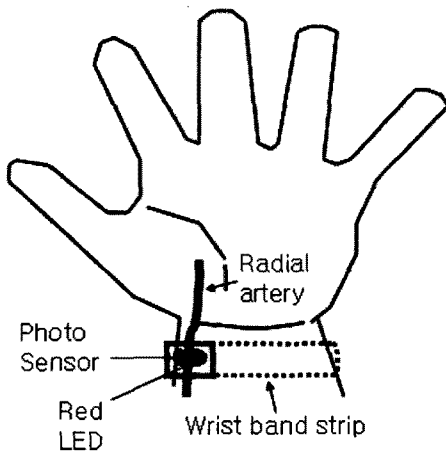


그림 3. PPG 센서 모듈의 위치  
Fig. 3. Position for the PPG Sensor Module.

2. PPG 신호의 동잡음 제거 방법

최근 제기된 PMAF 방법은 PPG 신호의 유사 주기성을 이용한 알고리즘이다. PMAF 방법의 성능 개선을 위해서는 정확한 주기 분리점의 검출이 필요하다. 본 논문에서는 M차 데시메이션과 M차 인터폴레이션을 이용하여 정확한 주기 검출 방법을 제안한다.

먼저, PPG 신호에 동잡음이 혼입된 입력신호는 다음과 같이 나타내어진다.

$$S_{in}(n) = P(n) + N(n) \tag{2}$$

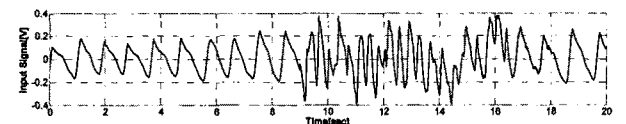
입력신호  $S_{in}(n)$ 은 PPG신호  $P(n)$ 과 동잡음  $N(n)$ 의 합으로 구성된다. 먼저 식(3)과 같이 입력신호  $S_{in}(n)$ 을 인수 M차 데시메이션을 함으로써 샘플수를 줄였다. 데시메이션의 차수 M은 PPG신호의 주기성분(1~2Hz)만 가지게 하기 위해 4Hz 이상의 샘플링 주파수를 갖도록 결정할 수 있다.

$$S_D(n) = S_{in}(nM) \quad n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \tag{3}$$

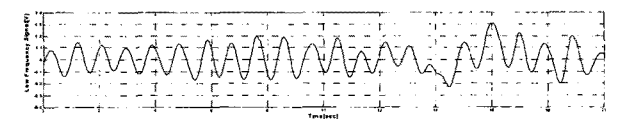
$$S_I(n) = S_D(n/M) \quad n = 0, \pm M, \pm 2M, \dots \tag{4}$$

데시메이션한 신호  $S_D(n)$ 을 다시 M차 인터폴레이션함으로써 식(4)와 같은  $S_I(n)$ 을 얻을 수 있다.  $S_I(n)$ 은 그림 4의 (b)와 같이 원신호  $S_{in}(n)$ 과 같은 샘플수를 갖고 저주파 성분인 PPG신호의 주기성분만 가지는 신호가 된다.

PMAF 방법의 경우 입력 신호에 저역 통과 필터 후, 최대점, 최소점을 찾아 주기를 분리하기 때문에 그림 4(a)의 신호로 주기 분리점을 찾게 된다. 따라서 동잡음



(a) 입력 신호(샘플링주파수 500Hz)  
(a) Input Signal(Sampling Frequency 500Hz)



(b) 1/100배로 데시메이션 한 후, 다시 100배로 인터폴레이션한 출력신호(샘플링주파수 500Hz)  
(b) Output Signal after 100 times Decimations and 100 times Interpolation(Sampling Frequency 500Hz)

그림 4. 데시메이션과 인터폴레이션 한 결과  
Fig. 4. Results after Decimation and Interpolation.

이 혼입된 부분에서는 정확하게 주기를 분리점을 결정할 수 없게 된다. 하지만, 본 논문에서 제안한 방법으로 M차 데시메이션과 M차 인터폴레이션을 거치면 그림 4의 (b)와 같이 주기 성분 신호만을 가지는 신호를 얻을 수 있다. 이를 이용해서 기존의 PMAF 방법보다 정확하게 주기 분리점을 결정할 수 있다. 주기 분리점의 정확한 결정은 신호의 유사 주기성을 이용한 PMAF 방법에 있어서 아주 중요한 부분이다. 현 주기의 최대점과 최소점을 구한 후, 식(5)에 의해서 한주기가 분리되는 위치의 값을 구할 수 있다.

$$V_{S_p} = \text{Max}(S_p) - \frac{1}{2}(\text{Max}(S_p) - \text{Min}(S_p)) \quad (5)$$

$V_{S_p}$ 는 주기 분리점의 값을 나타내고,  $S_p$ 는  $S_f$ 신호의 P번째 주기의 신호를 말한다. 이 때 P번째 주기 분리점  $n_{S_p}$ 는 식 (6)과 같다.

$$n_{S_p} = \text{Index}\{S_{in}(n) = V_{S_p}\} \quad (6)$$

여기에서  $\text{Index}\{ \}$ 는  $S_{in}(n)$ 이  $V_{S_p}$ 가 되는 샘플  $n$ 을 나타낸다.

주기 성분 신호를 이용하여 얻은 주기 분리점  $n_{S_p}$ 로 원 입력신호  $S_{in}(n)$ 을 주기 분리한 후, PMAF 방법을 적용하여 동잡음을 제거할 수 있다<sup>[7]</sup>.

### III. 실험

본 논문에서는 적응필터와 PMAF, 제안된 방법의 성능 비교를 위해 MathWorks사의 Matlab으로 시뮬레이션 하였다. 입력신호는 23세 여성의 PPG를 Yokogawa DL750의 DAQ 기능을 이용해 추출하였으며, 샘플링 주파수는 500Hz, 데이터 추출 구간은 20초 동안으로 하였다. 추출된 신호를 4Hz-8차 Butterworth 저역통과 필터로 고주파 잡음을 제거한 후 시뮬레이션하였다. 총 입력신호 길이 20초 중 10초 동안(5초~15초) 손목 비틀기 반복, 주먹 쥐었다 펴기 반복, 손목 흔들기 반복을 하면서 동잡음 신호를 만든 후, 잡음의 강도 변화에 대한 각 필터의 성능 분석을 위해 만든 동잡음 신호를 ×0.5배, ×1.0배, ×1.5배, ×2.0배하여 크기만 다른 4단계의 동잡음 신호를 만들었다. PPG 신호에 크기가 다른 4단계의 잡음을 추가하여 잡음 혼입된 신호의 분산이 0.0126, 0.134, 0.157, 0.0197이 되는 4단계의 신호를 만들어 입력신호로 사용하였다. 4단계의 입력신호에 대해 적응필터,

표 1. 심박수 변화도

Table 1. Heart Rate Variation.

Variance	Heart Rate Variation(beats/min)		
	Adaptive Filter	PMAF	Proposed Method
0.0197	7.4712	6.9771	5.3381
0.0157	6.7832	4.9032	4.0851
0.0134	4.4999	5.8595	2.9233
0.0126	3.8278	3.4919	2.9994
Average	5.65	5.31	3.84

PMAF, 제안된 방법으로 실험하였다. 제안된 방법의 주기 분리를 위한 데시메이션과 인터폴레이션의 차수는 100차로 하였으며, PMAF 차수는 7차로 하였다. 적응필터는 적응 잡음 제거기(Adaptive Noise Canceller)를 적용하였다<sup>[11]</sup>. 시뮬레이션 후, 각 필터들의 성능 비교를 위해서 심박수 변화도(Heart Rate Variation)를 측정하여 표로 나타내었다.

심박수 변화도의 정의는 식 (7)과 같이 동잡음이 혼입되지 않은 원신호를 이용해 구한 심박수의 평균과 각 주기의 심박수와의 차를 평균함으로써 나타낼 수 있다. 필터링이 완전하지 않을 경우, 진폭이 큰 고주파 잡음을 한 주기로 인식하여 정확한 심박수 추출에 오류를 범할 수 있기 때문에 심박수 추출시 M차 데시메이션과 인터폴레이션을 취해 고주파 잡음을 제거한 뒤, 심박수를 구했다.

$$\text{Var}_{HR} = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} (HR_{Avg} - HR(l)) \quad (7)$$

$\text{Var}_{HR}$ : 심박수 변화도 (단위 : beats/min)

$HR_{Avg}$ : 심박수 평균 (단위 : beats/min)

$HR(l)$ : l 번째 주기의 심박수 (단위 : beats/min)

표 1의 심박수 변화도의 평균이 적응필터는 5.65, PMAF 방법은 5.31, 제안된 방법은 3.84로 본 논문에서 제안된 방법의 성능이 우수함을 알 수 있다. 특히 가장 큰 잡음이 혼입된 경우, 제안된 방법과 적응필터는 2.1331 beats/min, PMAF와는 1.639 beats/min의 차이를 보이는 것을 확인할 수 있다.

그림 5와 그림 6은 실험 데이터 중 분산이 가장 낮은 0.0126과 가장 높은 0.0197의 입력신호에 대해 적응필터, PMAF, 그리고 제안된 방법으로 필터링한 결과를 나타내고 있다. 그림 5와 같이 분산이 0.0126인 입력신호에 대해서는 세 가지의 알고리즘이 모두 안정된 결과를 보이고 있다. 그러나 그림 6에서와 같이 분산이

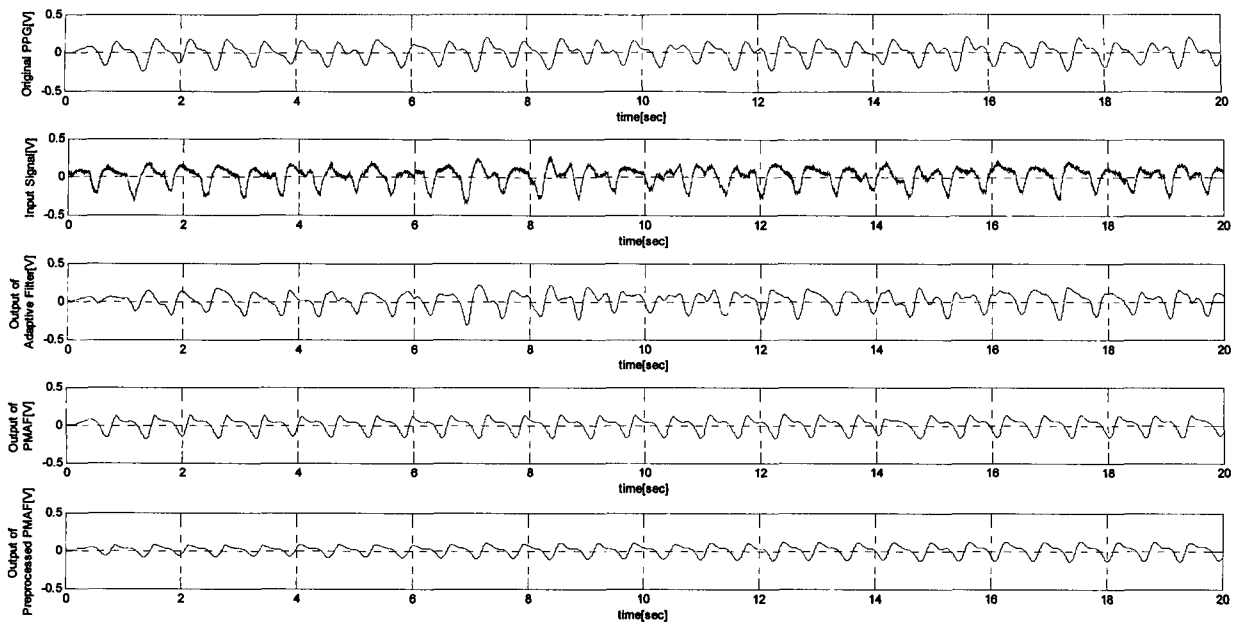


그림 5. 분산 0.0126인 입력 신호에 대한 동잡음 제거 필터 적용 결과(위에서부터 원 PPG 신호, 잡음 혼입된 입력 신호, 적응 필터 출력, PMAF 출력, 제안된 방법의 출력)

Fig. 5. Output signal of each motion artifacts reduction method when the variance of the signal is 0.0126(Original PPG signal, Input signal added motion artifacts, Output of the Adaptive filter, Output of the PMAF, Output of the proposed method).

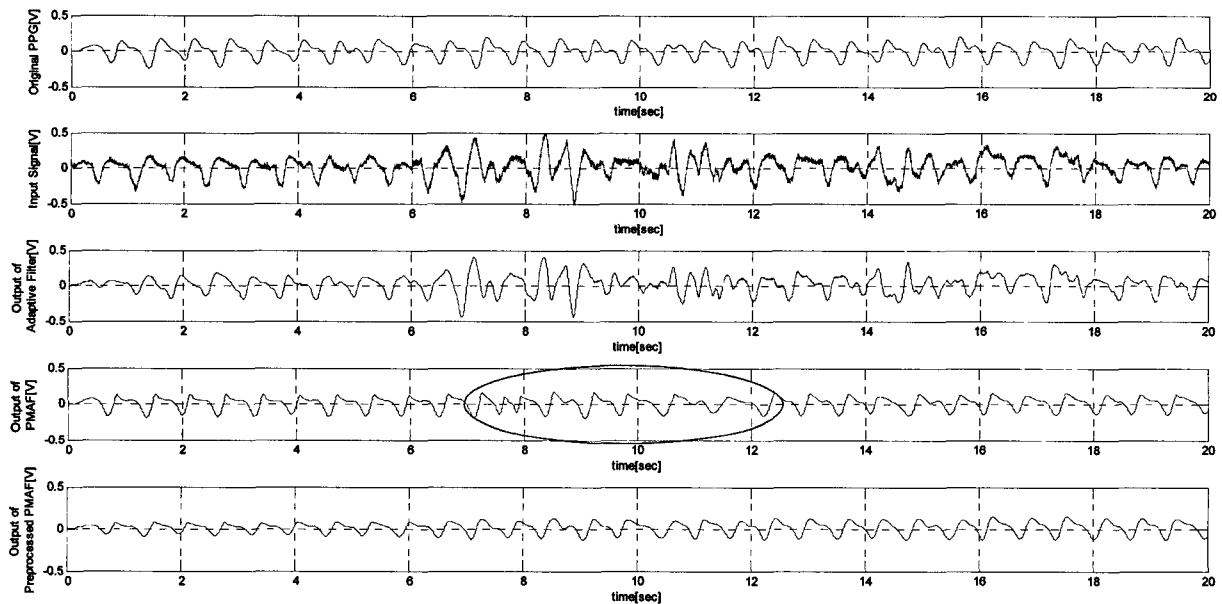


그림 6. 분산 0.0197인 입력 신호에 대한 동잡음 제거 필터 적용 결과(위에서부터 원 PPG 신호, 잡음 혼입된 입력 신호, 적응 필터 출력, PMAF 출력, 제안된 방법의 출력)

Fig. 6. Output signal of each motion artifacts reduction method when the variance of the signal is 0.0197(Original PPG signal, Input signal added motion artifacts, Output of the Adaptive filter, Output of the PMAF, Output of the proposed method).

0.0197인 입력신호의 경우 적응 필터는 동잡음을 제거하지 못하였고, PMAF 방법은  $\circ$  표시한 부분에서 주기 분리점을 정확히 판단하지 못하여 오류를 보였다. 본 논문에서 제안된 방법은 주기 분리점을 정확히 찾을 수 있으므로, PMAF 방법으로 제거하지 못한 동잡음을 정확히 제거하는 것을 볼 수 있다.

#### IV. 결 론

본 논문에서는 유비쿼터스 헬스케어에 적용할 수 있는 생체 정보 모니터링 시스템을 개발하였다. 실생활에서의 불편을 줄이기 위해서 PPG 신호를 얻기 위해 필요했던 손가락 프로브를 없애고 손목 시계형으로 모니터링 시스템을 개발하였으며, 손목 시계형으로 제작함에 따라 증가했던 동잡음의 효과적인 제거를 위해 동잡음 제거 알고리즘을 제안하였다. 성능 비교를 통해 제안된 방법이 기존의 적응필터, PMAF 방법보다 우수한 성능을 가짐을 확인하였다.

본 논문에서 개발된 지그비 송신부를 가진 생체 정보 모니터링 시스템과 지그비 수신부를 가진 홈서버, 홈게이트웨이 등을 응용하면 요양원 등 실생활 중, 실시간으로 환자의 상태를 감시할 필요가 있는 곳에서 유용하게 사용될 수 있을 것이다.

본 논문에서 제안된 방법은 PPG의 주기보다 높은 주파수의 동잡음 제거에는 효과적이지만, 호흡, 팔의 스윙 등 주파수가 낮은 잡음에 대해서는 주기의 검출이 용이하지 않으므로 적용할 수 없음을 확인하였다. 향후, 이러한 부분을 개선할 연구가 진행되어야 할 것이다.

#### 참 고 문 헌

- [1] J.H. Kang, B.H. Cho, J. Lee, Y. Chee, I. Y. Kim, S. I. Kim, "A Study on Accelerometer Based Motion Artifact Reduction in Photoplethysmography Signal", *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 28, no. 3, pp. 369-376, 2007.
- [2] Mark Weiser, "The computer for the twenty-first century", *Scientific American*, vol. 265, no. 3, pp. 94, 1991.
- [3] M. Coen, "The future of human-computer interaction or how I learned to stop worrying and love my Intelligent Room", *IEEE Intelligent Systems*, vol. 14, no. 2, pp. 8-10, 1999.
- [4] V. Rialle, F. Dunchene, N. Noury, L. Bajolle, and J. Demongeot, "Health Smart Home : Information Technology for patients", *Telemedicine and Journal and e-Health*, vol. 8, no. 4, pp. 395-409, 2002.
- [5] J. Lee, W. Jung, I. Kang, Y. Kim, G. Lee, "Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry". *Computer Standards and Interfaces* 26(3), pp. 241 - 249, 2004.
- [6] K. K. Tremper and S. J. Baker, *Pulse Oximetry and Oxygen Transform*, Springer-Verlag, 1996.
- [7] H.W. Lee, J.W. Lee, W.G. Jung, and G.K. Lee, "The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals", *Internal Journal of Control, Automation, and System* vol. 5, no. 6, pp. 701-706, December 2007
- [8] J.G. Webster, *Design of pulse oximeters*, Taylor & Francis Group, New York, 1997.
- [9] C.M. Lee and Y.T. Zhang, "Reduction of motion artifacts from photoplethysmographic recordings using a wavelet denoising approach," in *Proc. IEEE EMBS Asian-Pacific Conf. on Biomed. Engg.*, pp. 194-195, 20-22, Oct. 2003.
- [10] Jong Yong A. Foo, "Comparison of wavelet transformation and adaptive filtering in restoring artifact-induced time-related measurement", *Biomedical signal processing and control*, vol. 1, issue 1, pp. 93-98, 2006.
- [11] MASIMO, "Discrete Saturation Transform", *Signal Extraction Technology of MASIMO Co., Technical Bulletin #1*, 2001.

저 자 소 개



**이 한 욱(정회원)**  
 1999년 경상대학교  
 전자공학과 공학사.  
 2001년 경상대학교  
 전자공학과 공학석사.  
 2008년 경상대학교  
 전자공학과 박사과정 수료

<주관심분야 : 생체신호처리, HCI>



**이 건 기(평생회원)**  
 1978년 연세대학교  
 전기공학과 공학사.  
 1980년 연세대학교  
 전기공학과 공학석사.  
 1990년 연세대학교  
 의용공학과 공학박사.

현재 경상대학교 전자공학과 교수,  
 공학연구원 자동화 컴퓨터 연구센터  
 <주관심분야 : 신호처리, 의용전자>



**이 주 원(정회원)**  
 1997년 진주산업대학교  
 전자공학과 공학사.  
 1999년 한국해양대학교  
 전자통신공학과 공학석사.  
 2003년 경상대학교  
 전자공학과 공학박사.

현재 안동과학대학 의료공학과 교수  
 <주관심분야: 생체신호처리, 영상신호처리, HCI>



**정 원 근(정회원)**  
 1997년 진주산업대학교  
 전자공학과 공학사.  
 2001년 경상대학교  
 전자공학과 공학석사.  
 2004년 경상대학교  
 전자공학과 공학박사.

현재 남해대학 전자통신과 교수  
 <주관심분야 : 신호처리, 시스템>



**전 재 철(정회원)**  
 1973년 한양대학교  
 전자공학과 공학사.  
 2002년 경상대학교  
 전자공학과 공학석사.  
 2006년 경상대학교  
 전자공학과 박사과정수료

현재 한국소니전자(주) 대표이사  
 <주관심분야 : 신호처리, 광전자>