

# 가속도계를 이용한 광전용적맥파의 동잡음 제거

강정훈, 조백환, 이종실, 지영준, 김인영, 김선일

한양대학교 의용생체공학과

(Received March 19, 2007. Accepted May 31, 2007)

## A Study on Accelerometer Based Motion Artifact Reduction in Photoplethysmography Signal

Joung Hoon Kang, Baek Hwan Cho, Jongshill Lee, Youngjoon Chee, In Young Kim, Sun I. Kim

Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea

### Abstract

With the convergence of ubiquitous networking and medical technologies, ubiquitous healthcare(U-Healthcare) service has come in our life, which enables a patient to receive medical services at anytime and anywhere. In the u-Healthcare environment, intelligent real-time biosignal aquisition/analysis techniques are inevitable. In this study, we propose a motion artifact cancelation method in portable photoplethysmography(PPG) signal aquisition using an accelerometer and an adaptive filter. A preliminary experiment represented that the component of the pedestrian motion artifact can be found under 5Hz in the spectral analysis. Therefore, we collected PPG signals under both simulated conditions with a motor that generates circular motion with uniform velocity (from 1 to 5Hz) and a real walking condition. We then reduced the motion artifact using a recursive least square adaptive filter which takes the accelerometer output as a noise reference. The results showed that the adaptive filter can remove the motion artifact effectively and recover peak points in PPG signals, which represents our method can be useful to detect heart rate in real walking condition.

**Key words :** ubiquitous healthcare, photoplethysmography, recursive least square, motion artifact, noise cancelation

### I. 서 론

**유**비쿼터스 헬스 케어는 생활공간 곳곳에 의료서비스와 관련된 칩과 센서들을 통하여 언제 어디서나 건강관리가 이루어지는 것을 의미하며, 이를 위해서는 생체신호와 같은 생체정보를 생활환경에서 지속적으로 측정하는 것이 필수적이다[1,2,3]. 생체신호는 임상적 의미를 갖는 파라미터를 제공하며 환자의 진단에 도움을 주는 정보를 담고 있으며 주로 사용되는 신호로는 심전도, 근전도, 뇌전도, 혈압, 맥박, 체온, 체적변동 등이 있다. 그 중 광 혈류량 측정기는 파장대가 다른 두 개의 광원을 신체에 투과 시켜서 나타나는 두 개의 신호를 측정한다. 이 측정된 신호로부터 산소포화도를 구하게 되는데 이 때 나타나는 신호를 광전용적맥파(Photoplethysmography, PPG)라고 한다[4,5]. 광전용적맥파는 사용자가 사용하기 간편하며 비 침습적 방법으로 심박수 및 산소포화도 등의 정보를 얻을 수

있는 장점 때문에 유비쿼터스 헬스 케어 분야에서 널리 이용되고 있다. 또한 안정상태에서 환자의 맥박을 측정할 수 있는데 이 방법의 장점은 심전도(Electrocardiogram, ECG)와는 달리 심장의 수축과 이완 작용을 알 수 있다[6]. 그러나 신호의 특성상 신호원의 세기와 사람의 움직임에 비교해 볼 때 충분한 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)를 가지지 못하는 경우가 많기 때문에 활동 중에 이상적인 신호 성분을 얻기가 어렵다[7,8]. 이러한 이유로 움직임에 의해 생성되는 잡음성분의 제거가 반드시 필요하다.

광전용적맥파의 변형에 영향을 주는 요인은 광원 외에 빛에 의한 주변광 잡음, 광 혈류량측정기 자체의 전기적인 잡음, 센서의 물리적 결합 및 손가락에 가해지는 압력의 크기에 의한 잡음, 그리고 측정 시 환자의 움직임에 의한 동잡음 등이 있다. 주변광 잡음은 각각의 독립적으로 측정된 신호에 대해 멀티 플렉싱 기술을 이용하여 입력신호에 주변광 신호를 감함으로써 감소시킬 수 있으며, 전기적 잡음은 회로 상에서 필터를 구현함으로써 이를 해결할 수 있다. 센서의 물리적 결합 및 압력에 의한 잡음은 인체에 접촉한 프로브의 결합상태를 변경하여 주거나 프로브 제작 시 물리적인 변화를 통해 감소시킬 수 있다[9]. 그러나 동잡음은 위의 모든 경우에 대한 복잡한 조합의 물리적인 힘에 의해 발생한다. 이 경우 측정되

본 연구는 한국과학재단 생체계측 신기술 연구센터의 지원에 의하여 수행되었습니다. (R11-2001-094-01001-0)

Corresponding Author : 이종실

서울 성동구 행당동 17 한양대학교 의용생체공학과

Tel : 02-2220-0698 / Fax : 02-2296-5943

E-mail : netlee@bme.hanyang.ac.kr

는 광전용적맥파의 형태나 혈중산소포화도의 값을 크게 변형 시킨다. 또한 동잡음은 주파수 영역에서 광전용적맥파와 중첩되어 나타나는 특성이 있기 때문에 일반적인 신호처리 과정을 통해서 제거가 어렵다[10,11]. 광전용적맥파의 동잡음 제거는 독립성분해석법(Independent Component Analysis, ICA), 웨이브렛(Wavlet)변환을 통한 대역별 특성분석, 최소평균자승법(Least Mean Square, LMS)등의 연구에 의해서 진행되어 왔다 [12,13,14]. 하지만 본 연구에서는 지금까지 연구되지 않은 방법인 순환 최소 자승(Recursive Least Square, RLS) 방식의 적응필터와 가속도계를 이용하여 보행 중 광전용적맥파에 가해지는 동잡음을 제거하기 위한 방법을 제시하고자 한다.

## II. 방 법

### A. 시스템 구성 및 측정

실험을 위한 시스템 구성은 다음과 같이 이루어진다. 실험에 필요한 생체신호 및 가속도계신호를 검출하기 위해서 MP100 (BIOPAC Systems Inc.) 장비를 사용하였다. 검출된 신호는 광전용적맥파, 심전도, 가속도센서에서 측정된 동잡음 레퍼런스 신호이며 3채널을 이용하여 동시에 획득하였다. 이때 광전용적맥파 센서는 투과형 센서를 사용하였고 왼손 두 번째 손가락에서 검출하였다. 심전도로부터 추출한 심박수와 광전용적맥파로부터 추출한 심박수를 비교하기 위하여 심전도와 광전용적맥파의 Peak-Peak interval의 평균제곱오차를 계산하였다. 심전도의 획득방법은 3채널 전극법을 사용하였으며 전극은 움직임에 의한 동잡음의 영향이 적은 부위인 가슴에 부착하였다. 동잡음 레퍼런스 신호는 Freescale사의 MMA7260Q 3축 센서를 이용하여 검출하였다. 이때 3축 성분 중 동잡음에 가장 영향이 큰 Z 축(보행 시 손이 움직이는 전후방향) 성분 값을 이용하였다. 그림 1은 실험에 사용된 광전용적맥파 센서 및 광전용적맥파 센서 뒷면에 부착된 3축 가속도 센서를 보여주고 있다.

MP100에서 획득한 아날로그 신호들의 샘플링 주파수는 500Hz



그림 1. 광전용맥파 센서 및 가속도계  
Fig. 1. Photoplethysmography sensor and accelerometer

이며 30초간 데이터를 획득하였다. 이렇게 획득된 디지털 신호를 MATLAB(Math Works Inc.)를 이용하여 구현한 순환최소자승 적응필터로 동잡음을 제거하였다.

먼저 보행 중 동잡음의 주파수 성분을 분석하기 위해 가속도계를 광전용적맥파 센서에 부착하여 실제 보행 중 팔의 움직임에 대한 특성을 분석하였다. 그 결과를 바탕으로 모터구동회로를 이용하여 등속원운동을 할 수 있는 장비를 제작하였다. 또한 1Hz, 2Hz, 3Hz, 4Hz, 5Hz의 동잡음을 만들 수 있는 실험 환경을 구축하고 각각의 등속원운동을 통한 동잡음 성분이 광전용적맥파에 어떠한 영향을 끼치는지를 알아보았다. 마지막으로 보행 중 광전용적맥파에서의 동잡음을 제거하고 주파수 분석법 및 평균제곱오차 (Mean Square Error, MSE)를 통해 신호의 복원을 나타내었다.

### B. 분석

동잡음이 가해진 광전용적맥파의 잡음을 제거하기 위하여 적응필터와 가속도계를 이용하였으며 시스템 개략도를 그림 2에 나타내었다. 보행중의 왜곡된 광전용적맥파( $y_k$ )는 원래의 신호( $s_k$ )와 움직임에 의한 잡음( $n_k$ )의 합으로 나타낼 수 있으며 이 잡음 성분을 제거하기 위하여 가속도계의 신호와 왜곡된 광전용적맥파에 대한 최적의 적응형 필터를 설계하였다. 이때의 출력은 식 (1)과 같다.

$$e_k = y_k - \hat{n}_k = y_k - W^T X_k \tag{1}$$

여기서  $X_k$ 는 잡음에 관한 기준입력 벡터 값이며  $W$ 는 필터의 가중치 벡터를 나타내며 이를 수식으로 표현하면 각각 식 (2), 식 (3)과 같다.

$$X_k = [x_k \ x_{k-1} \ \dots \ x_{k-M+1}]^T \tag{2}$$

$$W = [w_0 \ w_1 \ \dots \ w_{(M-1)}]^T \tag{3}$$

평균제곱오차(Mean Square Error, MSE)는 식 (4)와 같다.

$$E[e_k^2] = \sigma^2 + W^T R W - 2P W^T \tag{4}$$

$R$  성분은 레퍼런스 입력신호( $X_k$ )로 자신의 통계적 특성을 나타내는 행렬이며(autocorrelation),  $P$ 는 잡음이 섞여있는 입력신호( $y_k$ )와 레퍼런스 입력신호에 어느 정도의 통계적 특성이 관련 있는지를 판단하는 벡터 값(cross-correlation)이다.

또한 평균제곱오차를 최소화 하는  $W$ 를 구함으로써 동잡음이 제거된 광전용적맥파로 복원하게 된다.

동잡음은 생체신호와 주파수 성분의 중첩 및 복잡한 조합의 물리적 힘에 의해 일반적인 신호처리 과정을 통해서 제거가 어렵다. 적응필터를 이용한 동잡음 제거방법은 생체신호 측정 시 생기는 잡음을 제거하기 위해 많이 사용되고 있는 방법 중 하나이다. 적

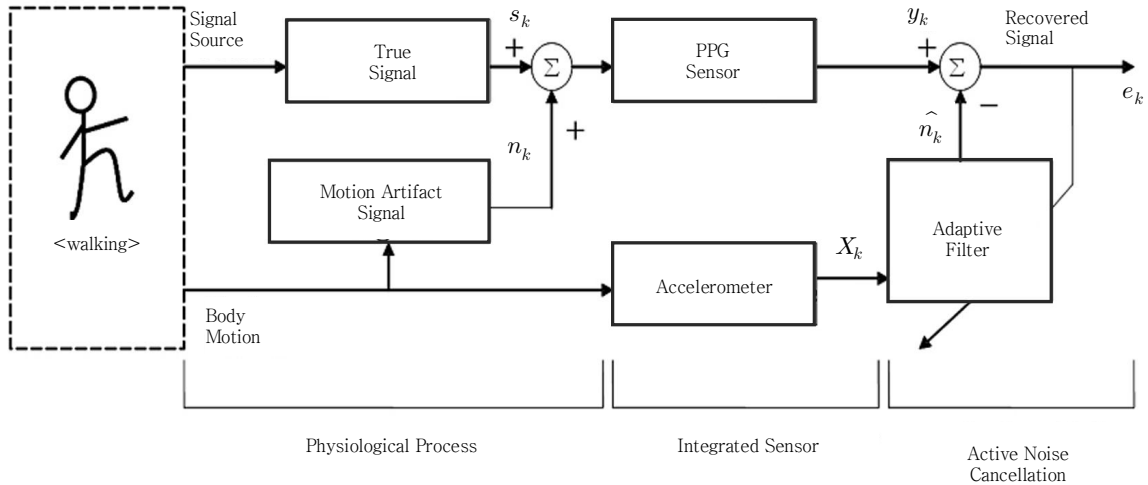


그림 2. 가속도계를 이용한 동잡음 제거에 대한 블록 다이어그램  
 Fig. 2. Block diagram of a motion artifact cancellation using an accelerometer

응 필터의 계수를 갱신하는 적응 알고리즘은 통계적 미분 알고리즘의 대표적 형태인 최소평균자승법(Least Mean Square, LMS)과 정규화 된 최소평균자승법(Normalized Least mean Squares, NLMS)을 많이 사용한다. 이들 알고리즘은 비교적 적은 연산량으로 안정성 확보가 용이하다는 장점을 가지고 있지만, 생체신호와 같이 샘플간의 자기 상관도가 높은 신호에 대해서는 수렴 성능이 저하되는 단점이 있다. 이에 비해 순환최소자승 알고리즘은 자기 상관도가 높은 신호에 대해서도 수렴이 빠르고 안정성이 뛰어나다는 특성이 있다[15,16]. 그림 3은 보행 중 데이터를 이용하여 최소평균자승 알고리즘과 순환최소자승 알고리즘의 수렴성능을 나타내었다. 그림 3에서 보듯이, 순환최소자승 알고리즘이 최소평균자

승 알고리즘 보다 수렴성능이 우수함을 알 수 있다. 또한 수렴속도 및 필터에 의한 신호의 왜곡 측면을 고려하여 필터차수는 32차가 가장 효과적임을 알 수 있다. 이 장점 때문에 최소평균자승법 보다 계산량이 많다는 단점이 있더라도 움직임에 의해 왜곡된 광전용적 맥파의 정확한 복원을 위해서 순환최소자승 알고리즘을 사용하여 동잡음을 제거하였다.

알고리즘 구현은 초기치  $w_0$  와 양의 행렬  $P_0$  에서 시작하여 순차적으로 필요한 변수들을 구해나가서 결국  $w_1$  및  $P_1$  을 구한다. 그런 다음, 식 (7)에서  $R$  과  $P$ 의 통계적 관련성을 찾아내어  $w^*$  에  $w_k$  가 수렴할 때 까지 과정을 반복 한다. MSE 값이 최소화된 최적화된  $w_k$  를 찾음으로서 왜곡된 신호의 복원이 이루어진다.

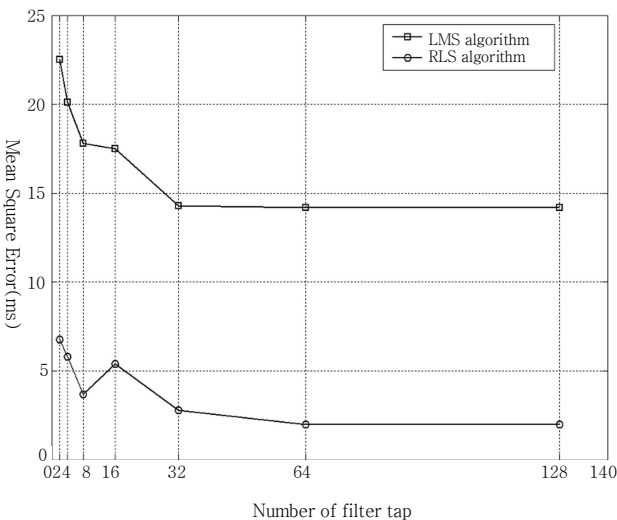


그림 3. 최소평균자승 알고리즘과 순환최소자승 알고리즘 성능 비교  
 Fig. 3. Comparison of LMS algorithm and RLS algorithm

$$R = E [\hat{n}_k^T n_k] \tag{5}$$

$$P = E [\hat{n}_k^T y_k] \tag{6}$$

$$R W^* = P \tag{7}$$

가속도계와 적응필터를 이용하여 복원한 광전용적맥파의 성능을 평가하기 위하여, 광전용적맥파의 PP Interval과 심전도신호의 RR Interval 사이의 평균제곱오차를 식 (9)와 같이 나타내었다.

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (a_i - b_i)^2 \tag{8}$$

이때  $N$ 은 샘플수이고,  $a_i$ 는 기준신호로서 심전도의 RR Interval 값이며  $b_i$ 는 비교 신호로서 제안된 알고리즘으로 복원된 광전용적맥파의 PP Interval 값이다.

### III. 결 과

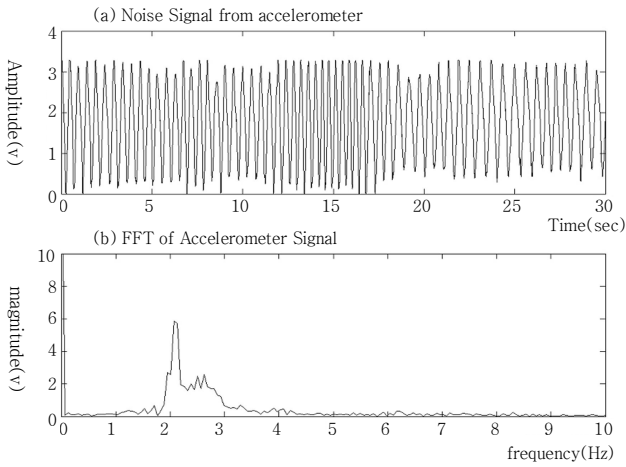


그림 4. 보행 중 및 가속도센서 신호  
(a) 시간 영역 신호  
(b) 주파수 분석 신호

Fig. 4. Accelerometer signal in walking condition  
(a) time-domain signal  
(b) frequency analysis

보행 중 움직임의 주파수 대역을 알아보기 위한 실험 결과를 그림 4에 나타내었다. 보행의 기준은 일반인들의 평균 보폭인 60~70cm 로 두었을 때 30초간 팔을 앞뒤로 흔들며 걸을 때를 기준으로 하였으며 이 때의 시속은 약 4~4.5km이다. 그림 4(a)는 가속도계를 이용하여 측정된 보행 중 움직임의 파형이며, 그림 4(b)는 그림 4(a) 파형을 주파수 변환한 것이다. 그림 4(b)에서 볼 수 있듯이 보행 시 생기는 동잡음 성분은 1Hz 에서 5Hz 사이임을 알아냈으며, 특히 2Hz 대역의 분포가 큼을 볼 수 있다.

위 결과를 바탕으로 2, 3, 4, 5Hz의 동잡음 성분이 광전용적맥파의 왜곡에 영향이 미침을 그림 5와 그림 6에 나타내었다. 그림 5(a)는 2Hz 동잡음 성분에 의해 광전용적맥파가 왜곡됨을 보여 주는 결과이고, 그림 5(b)는 가속도계를 이용하여 검출한 2Hz 동잡음 신호이다. 또한 그림 5(c)는 제안한 알고리즘을 통해 복원된 광전용적맥파이다. 그리고 그림 5(d),(e),(f)를 통해 제안한 알고리즘 적용 후 주파수 분석을 통해 2Hz의 동잡음 성분이 제거되었음을 알 수 있다.

그림 6은 제안한 알고리즘을 통해 5Hz 동잡음 성분에 의해 왜곡된 광전용적맥파가 복원됨을 볼 수 있으며, 3, 4Hz 동잡음 또한 제안한 알고리즘을 통해 제거됨을 확인하였다.

그림 7(a)는 동잡음이 없을 때 측정된 광전용적맥파이고 그림 7(c)는 1Hz 등속 원운동 시 광전용적맥파이다. 1Hz 동잡음이 광전용적맥파에 첨가 되더라도 광전용적맥파의 PP Interval 검출하

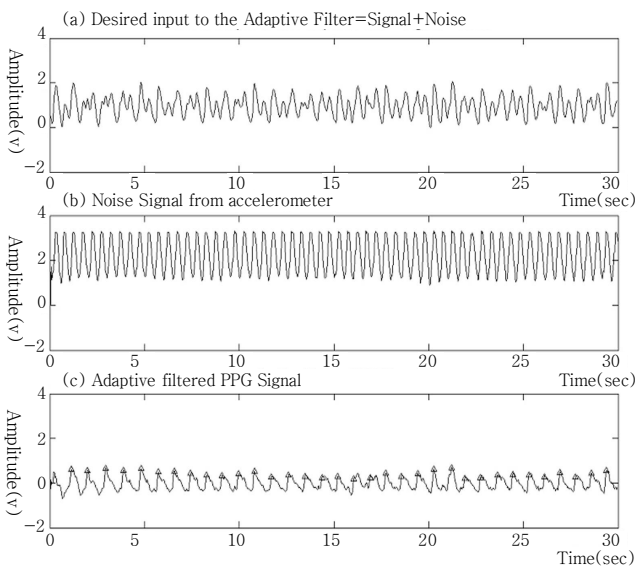


그림 5. 모터를 이용한 2Hz 등속 원운동시의 신호 분석  
(a) 2Hz 동잡음으로 인해 왜곡된 광전용적맥파  
(b) 등속 원운동을 통한 1Hz 동잡음 성분  
(c) 적응 알고리즘을 통한 복원된 파형  
(d) (a)의 주파수 분석 파형  
(e) (b)의 주파수 분석 파형  
(f) (c)의 주파수 분석 파형

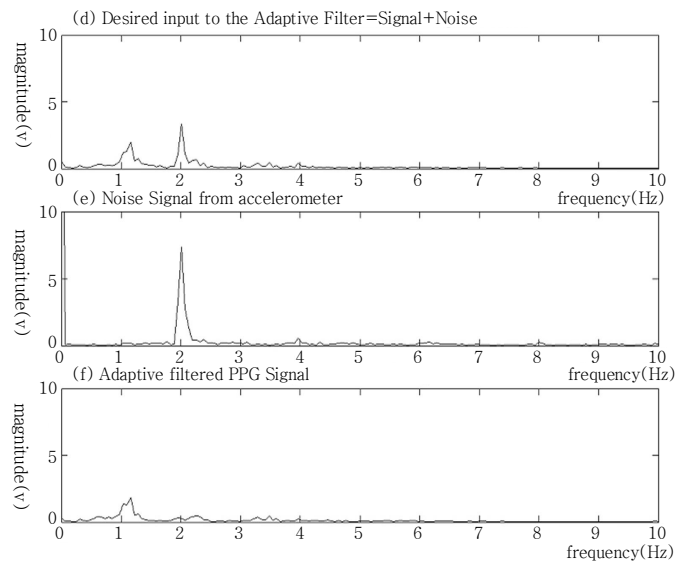
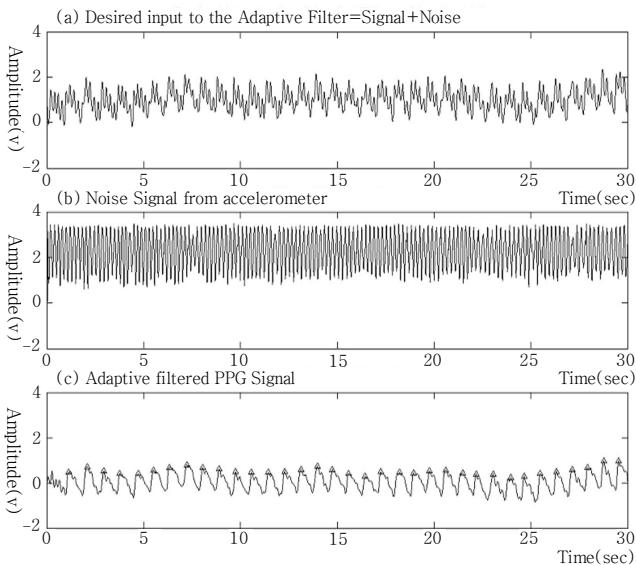
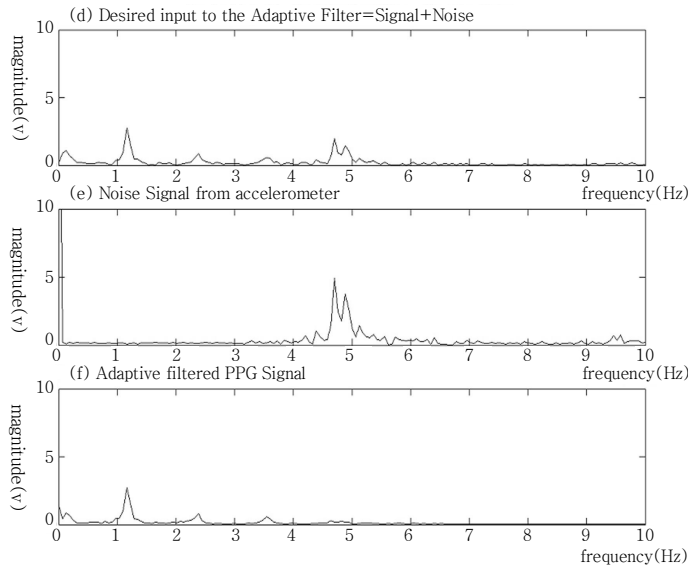


Fig. 5. Signal analysis in motor condition that generates 2Hz uniform circular motion  
(a) distorted PPG Signal  
(b) accelerometer signals  
(c) filtered PPG Signal  
(d) frequency analysis of (a)  
(e) frequency analysis of (b)  
(f) frequency analysis of (c)



**그림 6.** 모터를 이용한 5Hz 등속 원운동시의 신호 분석  
 (a) 5Hz 동잡음으로 인해 왜곡된 광전용적맥파  
 (b) 등속 원운동을 통한 5Hz 동잡음 성분  
 (c) 적응 알고리즘을 통한 복원된 파형  
 (d) (a)의 주파수 분석 파형  
 (e) (b)의 주파수 분석 파형  
 (f) (c)의 주파수 분석 파형

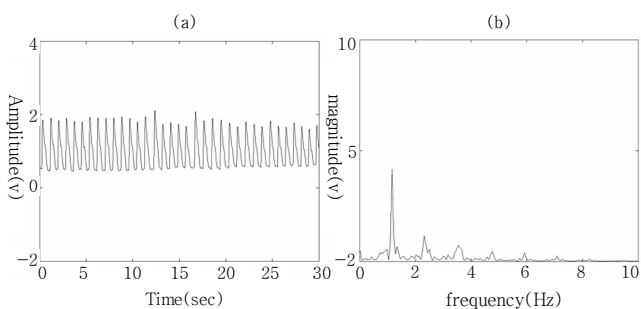


**Fig. 6.** Signal analysis in motor condition that generates 5Hz uniform circular motion  
 (a) distorted PPG Signal  
 (b) accelerometer signals  
 (c) filtered PPG Signal  
 (d) frequency analysis of (a)  
 (e) frequency analysis of (b)  
 (f) frequency analysis of (c)

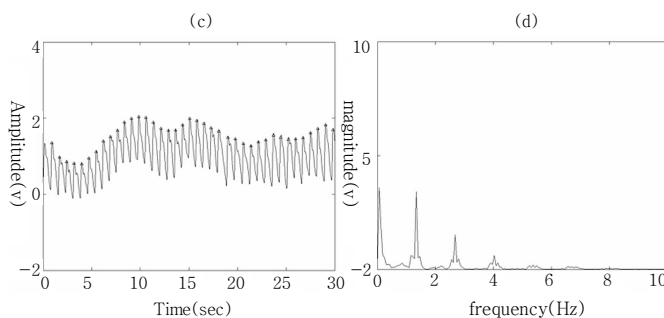
기에 문제가 없음을 나타낸다. 그림 7(b)는 동잡음이 없을 때 측정 한 광전용적맥파 주파수 분석 파형이고 그림 7(d)는 1Hz 등속 원 운동 시 광전용적맥파 주파수 분석 파형이다. 이를 통해 1Hz 성분의 동잡음은 광전용적맥파의 성분에 중첩되어 나타나므로 1Hz 이하의 보행 중에는 적응필터를 사용하는 것이 오히려 신호성분의 변형을 일으키게 될 수도 있음을 확인하였고, 1Hz 이하의 동잡음

은 광전용적맥파 성분을 통해 심박수를 구하는데 영향을 주지 않음을 확인하였다.

그림 8(a)는 실제보행에 의한 동잡음이 첨가된 광전용적맥파이다. 이를 제안한 알고리즘을 통하여 복원 시켜 주면 그림 8(c)와 같이 심박수를 검출 할 수 있을 정도로 복원이 된다. 그림 8(b)는 가속도계를 이용하여 검출한 보행 성분이다. 그림 8(d),(e)는 동잡음



**그림 7.** 정상상태 광전용적맥파와 1Hz 등속 원운동 시 광전용적맥파 비교  
 (a) 정상상태 광전용적맥파  
 (b) 1Hz 등속 원운동 시 광전용적맥파  
 (c) (a)의 주파수 분석 파형  
 (d) (b)의 주파수 분석 파형



**Fig. 7.** comparison between PPG signal in resting condition and PPG Signal that generates 1Hz uniform circular motion  
 (a) PPG signal in resting condition  
 (b) PPG Signal that generates 1Hz uniform circular motion  
 (c) frequency analysis of (a)  
 (d) frequency analysis of (b)

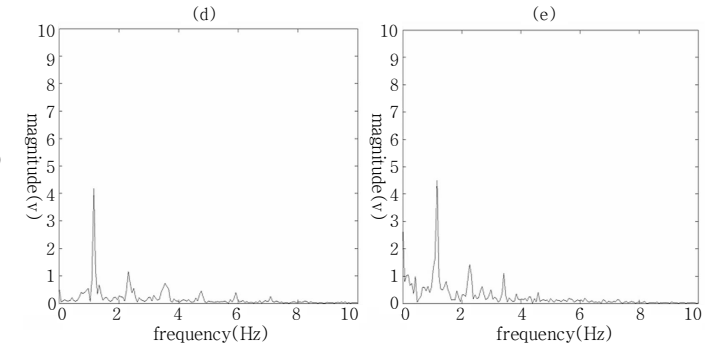
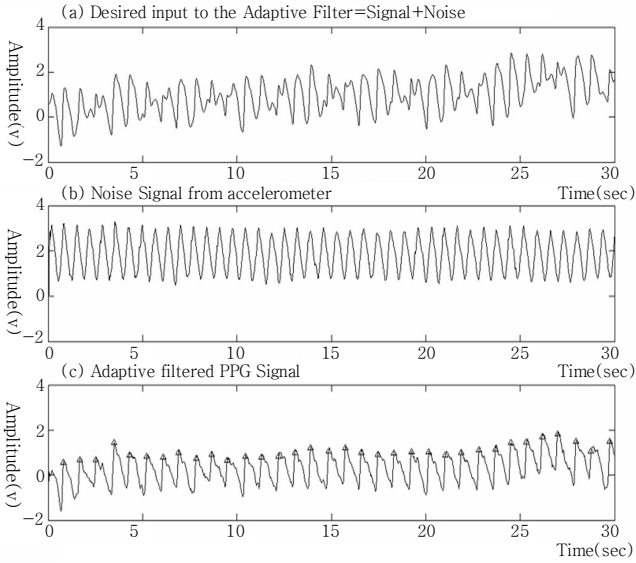


그림 8. 실제 보행 중 광전용적맥파 분석

- (a) 보행 중 동잡음으로 인해 왜곡된 광전용적맥파
- (b) 보행 중 가속도계 성분
- (c) 적응 알고리즘을 통한 복원된 광전용적맥파
- (d) 동잡음이 없는 광전용적맥파의 주파수 분석 파형
- (e) 적응 알고리즘을 통한 복원된 광전용적맥파의 주파수 분석 파형

Fig. 8. PPG signal analysis in real walking condition

- (a) distorted PPG signal
- (b) accelerometer signal
- (c) filtered PPG signal
- (d) frequency analysis of PPG signal in resting condition
- (e) frequency analysis of (c)

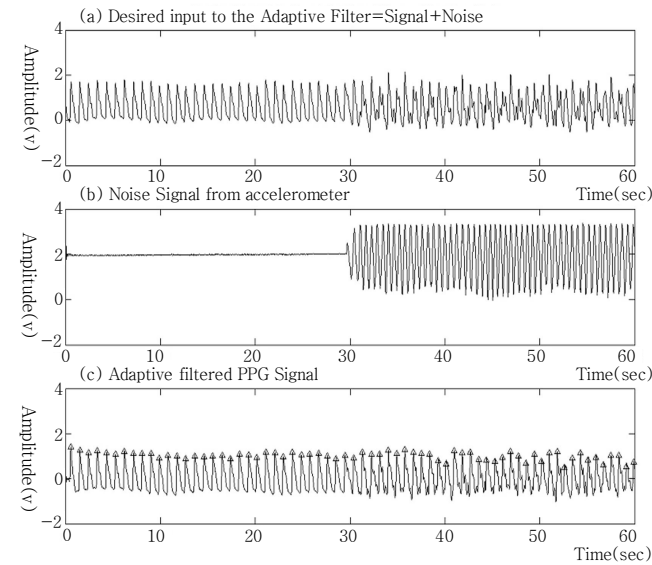


그림 9. 정지상태에 있다가 보행을 하는 경우 광전용적맥파 분석

Fig. 9. PPG signal analysis when a subject start walking after he/she has stood still for 30 seconds

- (a) 보행 중 동잡음으로 인해 왜곡된 광전용적맥파
- (b) 보행 중 가속도계 성분
- (c) 적응 알고리즘을 통한 복원된 파형
- (a) distorted PPG signal
- (b) accelerometer signal
- (c) filtered PPG signal

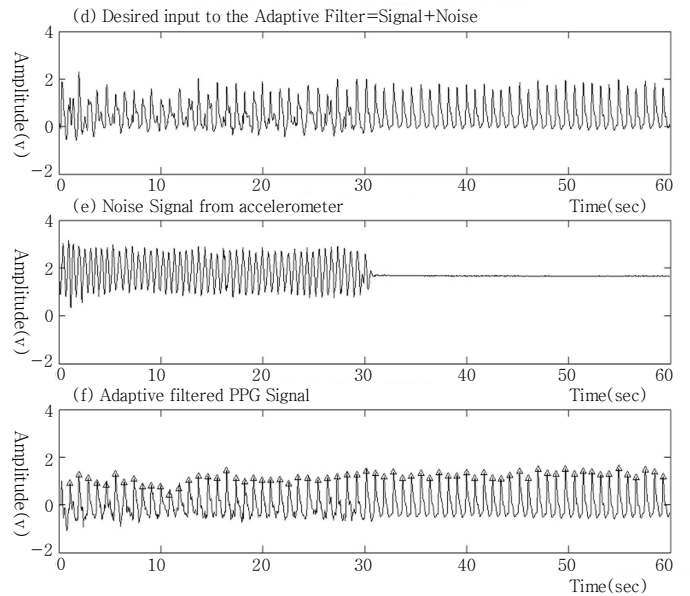


그림 10. 보행을 하다가 정지하는 경우 광전용적맥파 분석

Fig. 10. PPG signal analysis when a subject stop walking after he/she has walked for 30 seconds

- (a) 보행 중 동잡음으로 인해 왜곡된 광전용적맥파
- (b) 보행 중 가속도계 성분
- (c) 적응 알고리즘을 통한 복원된 파형
- (a) distorted PPG signal
- (b) accelerometer signal
- (c) filtered PPG signal

이 없는 광전용적맥파의 주파수 분석 파형과 복원된 광전용적맥파의 주파수 분석파형의 성분 값이 유사함을 보여준다. 이를 통해 보행 중 생성되는 동잡음 또한 제거됨을 알 수 있다.

그림 9(a)는 30초 동안 휴식상태에 있다가 30초 후 실제보행에 의한 동잡음이 첨가된 광전용적맥파이다. 이를 제안한 알고리즘을 통하여 복원 시켜 주면 그림 9(c)와 같이 심박수를 검출 할 수 있을 정도로 복원이 된다. 그림 9(b)는 가속도계를 이용하여 검출한 보행성분이다.

그림 10(a)는 30초 동안 실제보행에 의한 동잡음이 첨가된 광전용적맥파와 30초 후 휴식상태에 광전용적맥파를 보여준다. 이를 제안한 알고리즘을 통하여 복원 시켜 주면 그림 10(c)와 같이 심박수를 검출 할 수 있을 정도로 복원이 된다. 그림 10(b)는 가속도계를 이용하여 검출한 보행성분이다.

그림 11(a)는 편안한 자세로 의자에 앉은 상태에서 광전용적맥파를 측정하여 10초 후 의자에서 일어나고 20초 때 의자에 앉는다. 또한 30초 때 다시 일어나고 40초 때 앉는다. 그리고 50초 때는 일어났다가 바로 앉는다. 그림 11(b)는 가속도계를 이용하여 검출한 앉는 자세, 일어서는 자세 및 앉았다 일어서는 자세 성분이다. 그림 11(c)는 제안한 알고리즘을 통과한 광전용적맥파이다. 이 실험은 앉았다 일어날 때 생기는 동잡음 성분이 광전용적맥파를 이용한 심박수 검출에 영향을 미치는가를 알아보기 위한 실험이다. 필터를 통과하기 전 광전용적맥파의 PP Interval과 심전도 RR Interval 사이의 평균제곱오차는 2.4ms로 필터를 사용하지 않

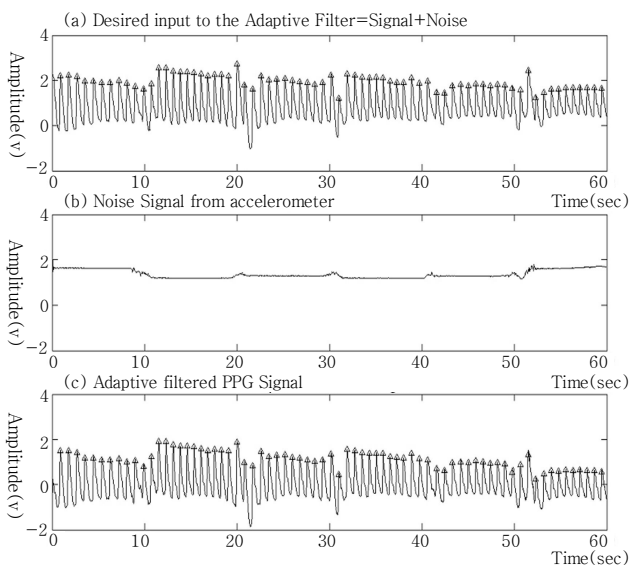


그림 11. 앉았다 일어서는 자세에 따른 광전용적맥파 분석

Fig.11. PPG signal analysis in various postural conditions

- (a) 자세변화에 따른 동잡음으로 인해 왜곡된 광전용적맥파
- (b) 자세변화에 따른 가속도계 성분
- (c) 적응 알고리즘을 통한 복원된 파형
- (a) distorted PPG signal
- (b) accelerometer signal
- (c) filtered PPG signal

표 1. 복원 된 광전용적맥파의 평균제곱오차

Table 1. MSE for filtered PPG

상태	휴식 상태	2Hz 원운동	3Hz 원운동	4Hz 원운동	5Hz 원운동	보행중	정지에서 보행에서	보행에서 정지
MSE (ms)	2.2	1.2	3.6	8.0	3.1	2.8	2.4	3.3

라도 심박수 검출에 유용한 광전용적맥파 성분임을 알 수 있다. 이는 의자에서 일어나거나 앉는 정도의 동잡음은 광전용적맥파를 통한 심박수 검출에는 큰 영향을 주지 않음을 알 수 있다.

그림 5, 6, 8의 (a)에서 볼 수 있듯이 동잡음이 포함된 광전용적맥파는 정확한 Peak 점을 검출 할 수 없었기에 평균제곱오차를 구할 수 없었다. 표 1은 복원 된 광전용적맥파의 PP Interval과 심전도 RR Interval 사이의 평균제곱오차를 나타내며, 제안한 알고리즘을 통해 복원 된 평균제곱오차가 대략 10ms 이하임을 알 수 있었다. 이는 복원된 광전용적맥파를 이용하여 심박수를 얻을 수 있을 정도로 성능향상이 되었음을 나타낸다.

#### IV. 토의 및 결론

최근 많은 사람들에게 요구되어지고 있는 유-헬스 케어 서비스가 이루어지려면 언제 어디서나 건강상태를 진단 할 수 있는 생체계측 기술이 발전해야 한다. 이를 위해 편안한 상태에서의 생체계측뿐만 아니라 보행 중에도 생체계측을 하기 위해서는 보행에 의한 동잡음 제거가 필수적이다. 동잡음은 광전용적맥파의 형태를 변화시키며 혈중산소포화도의 값을 크게 변형 시키므로 동잡음 제거 없는 광전용적맥파에서 얻을 수 있는 정보를 제공받지 못한다. 이러한 동잡음은 생체신호와 주파수 성분의 중첩 및 복잡한 조합의 물리적 힘에 의하여 일반적인 신호처리 과정을 통해서 제거가 어려운 상황이다. 적응필터는 이러한 상황에 최적의 결과를 얻을 수 있는 필터이다. 이는 입력신호의 변화나 환경의 변화 또는 원하는 출력의 특성의 변화에 따라 스스로 필터의 특성을 적응시켜 나가는 특성을 가지고 있어서 비정상적인 특성을 가지는 신호나 잡음의 경우와 같은 통계적 특성이 변화하는 성분의 제거에 적합하다.

이에 본 연구에서는 보행 중 광전용적맥파 계측 시 생기는 동잡음 성분을 제거하기 위해서 많은 연구가 진행 되어진 최소평균자승 적응필터나 독립성분분석 방법이 아닌 가속도계와 순환최소자승 방식 적응필터의 잡음제거 방법을 이용하여 보행 중에도 광전용적맥파를 검출 할 수 있음을 보여 주었다. 동잡음을 제거해주는 실험들을 통하여 보행 중에도 광전용적맥파를 이용하여 심박수 검출을 심전도와 유사하게 할 수 있었다. 이로 인해 사용자의 산소포화도도 측정할 수 있는 기반을 마련하였다고 생각된다. 이 실험 결과가 이용자의 건강 상태를 언제 어디서나 진단 할 수 있도록 하는 생체계측 기술의 진보에 영향을 미칠 것으로 생각되며 이를 통하여 유-헬스 케어 서비스 환경의 밑거름이 되리라 생각한다. 이번 실험을 바탕으로 하여 보행에 의한 동잡음 뿐만 아니라 잡음성분

요소가 보다 큰, 달리는 상황이나 계단 운동 등 여러 가지 상황에 대한 동잡음 제거에 관한 연구가 향후 필요할 것으로 판단된다.

참고문헌

[1] Mark Weiser, "The computer for the twenty- first century," *Scientific American*, vol. 265, no. 3, pp. 94, 1991.

[2] 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.

[3] Kim Woo-Shik, Cho Hyang-Duck, "A study on the seamless monitoring over the wireless LAN and the public cellular network for a portable patient monitoring system," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 22, no. 1, pp. 14-21, 2006.

[4] K.K. Tremper and S.J. Barker, *Pulse Oximetry and Oxygen Transform. Pulse Oximetry*, Springer-Verlag, 1986.

[5] M.J. Hayes, P.R. Smith, "Artifact reduction in photoplethysmography," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 37, no. 31, pp. 7437-7446, 1998.

[6] J.G. Webster, *Medical Instrumentation :Design and Application*, Wiley, 1978.

[7] J.G. Webster, *Design of Pulse Oximeters*, Institute of Physics Publishing, Bristol, UK and Philadelphia, USA, 1997, pp. 124 - 158.

[8] B.A. Shapiro, B.A. Peruzzi, R. Templin, *Clinical Application of Blood Gases*. 5th ed, St.Louis Mosby yearbook, 1994, pp. 64.

[9] G.H. Kim, Extraction of Artifacts and SpO2 Sources of Measured Signal from Pulse Oximeter using Independent Component Analysis, Dept. of Graduate Program in Biomedical Engineering ,Yonsei University, 2004

[10] M.R. Neuman, N. Wang, "Motion artifact in pulse oximetry," in *Proc. IEEE Conf.Medicine and Biology*, vol. 12, pp. 2007-2008, 1990.

[11] T.L. Rusch, R. Sankar, J.E. Schharf, "Signal processing methods for pulse oximetry," *Computers in biology and medicine*, vol. 26, no. 2, pp. 143-159, 1996.

[12] B.S. Kim, S.K. Yoo, "Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 3, pp.566-568, 2006.

[13] C.M. Lee, Y.T Zhang, "Reduction of motion artifacts from photoplethysmographic recordings using a wavelet denoising approach," in *Proc. IEEE EMBS Asian-Pacific Conference*, pp.194-195, 2003.

[14] K.W Chan, Y.T Zhang, "Adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic recordings using a variable step-size LMS filter," *Sensors*, 2002. in *Proc the IEEE*, vol. 2, pp.1343-1346, 2002.

[15] Simon Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Prentice-Hall, Inc, 1996.

[16] B. Widrow et al, "Adaptive noise cancelling : principles and applications," in *Proc. the IEEE*, 1975, vol. 63, no. 1, pp. 1692-1716.