

# PPG 신호를 이용한 운동 중 맥박수 측정

이근상, 백용현, 박영철

연세대학교 컴퓨터정보통신공학부

## Heart-rate Measurement During Exercise Using PPG Signal

Keun Sang Lee, Young Hyun Baek, Young Chool Park

Computer &amp; Telecomm. Eng. Division, Yonsei University

(Received January 18, 2010. Accepted April 6, 2010)

### Abstract

A method of measuring heart rate using photoplethysmograph(PPG) signal during exercise is proposed. PPG's are composed of strong base tones and their harmonics, and the strong base tones are trackable by the adaptive notch filter (ANF) which adjusts its coefficients to minimize the output power. The proposed heart rate measurement algorithm continuously notches the frequency component with the maximum power in the measured PPG, so that the fundamental frequency corresponding to heart rate is traced. We also presents methods of detecting degeneration and impulsive noise blocks to minimize the coefficient fluctuation. Experiments were conducted using real PPG signals captured during exercise. Results showed that the proposed algorithm is capable of consistently tracking the heart rate embedded in the noisy PPG's.

**Key words :** PPG, Heart Rate, Adaptive Notch Filter, Degeneration, Impulsive Noise

### 1. 서론

Photoplethysmograph(PPG)는 조직에서의 광흡수도의 변화를 측정된 신호이다. 광흡수도는 혈관에 흐르는 혈액의 양에 따라 차이를 보이고 미세한 혈액량의 차이가 PPG의 펄스를 구성하며, 단일 주파수 형태의 주기적인 펄스를 갖는다. 혈액량은 심장의 심박활동과 혈관의 상태에 영향을 받기 때문에 PPG는 심박활동과 혈관의 상태에 대한 정보를 제공한다[1].

PPG는 심혈관계의 상태를 반영함으로써 맥박수를 포함하여 혈압, 호흡수 및 혈중 산소포화도와 같은 정보를 얻는 등의 다양한 분야에 활용되고 있다. 특히, 맥박수는 임상학적으로 매우 중요한 요소이며, 간단한 디지털 필터링과 제로 크로싱 검출(zero crossing detection)등의 방법으로 측정한다[2]. 그러나 운동 중에 수집된 PPG 신호는 큰 동잡음과 기타 다양한 형태의 측정 잡음이 존재할 수 있기 때문에 이러한 방법으로는 신뢰 할 수 있는 맥박수를 측정

하기 어렵다. 이에 본 논문에서는 PPG가 단일 주파수 특성을 갖는 주기적인 신호라는 사실을 바탕으로 단일 주파수 추적에 적합한 적응 notch 필터를 이용하여 맥박수를 추정하는 방법을 제안한다.

제안하는 알고리즘은 운동 중에 측정된 PPG에 포함된 동잡음 신호를 적응 필터링[3][4] 과정을 통해 사전에 제거한 후, 2차 IIR 적응 notch 필터의 입력으로 받는다. 적응 notch 필터의 계수는 출력 파워를 최소화하도록 적응적으로 갱신하며, 이때 추정된 계수로부터 주파수를 얻어 맥박수로 변환하는 과정을 거친다. 한편, 동잡음과 맥박수가 일치하는 경우 순간적으로 PPG가 사라지는 degeneration 상태와 측정자의 음성발성 등으로 발생하는 임펄스 형태의 잡음이 존재하면 적응 notch 필터는 잘못된 주파수를 추정 하게 된다. 제안하는 알고리즘은 위와 같은 잡음 구간을 사전에 검출하고 잡음 구간에서 적응필터의 계수 갱신을 제한함으로써 일관성 있고 잡음에 강인하게 대처 하도록 한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2에서는 PPG로부터 맥박수를 추정 하는 시스템에 대해서 논하며, 3에서는 발생 가능한 잡음 환경에 강인하게 대처하는 방법을 제시한다. 4에서는 실험을 통하여 제안 알고리즘의 성능을 평가하며, 마지막으로 5에서 결론을 맺는다.

Corresponding Author : 이근상

연세대학교 컴퓨터정보통신공학부, 강원도 원주시 흥업면 매지리 234

Tel : +82-33-760-2756 / Fax : +82-33-763-4323

E-mail : ksang2@yonsei.ac.kr

이 연구는 2009학년도 연세대학교 학술연구비 부분적인 지원에 의하여 이루어진 것임.

이 연구는 2009학년도 삼성전자 주식회사의 부분적인 지원에 의하여 이루어진 것임.

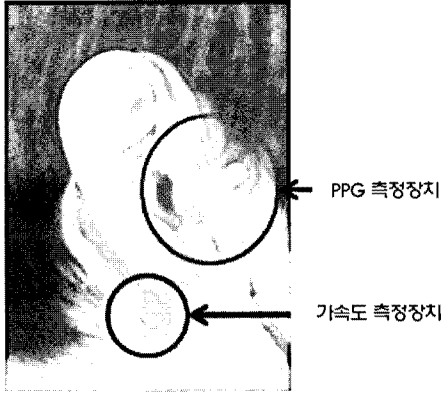


그림 1. PPG 및 가속도 측정 장치  
Fig. 1. PPG and Acceleration Measurement Device

## II. PPG 신호 기반 맥박수 측정 시스템

본 논문에서 제안하는 PPG 기반 맥박수 측정 시스템은 귀에 부착된 센서를 통해 수집된 PPG와 가속도 신호를 입력으로 한다. 먼저 그림 1과 같이 귀의 이주 부분에 부착되는 PPG 센서와 동일한 구조물에 배치된 가속도 측정 센서의 출력을 시스템의 입력신호로 받는다.

전처리 과정은 측정 장치로부터 수집된 PPG에서 동잡음 신호를 제거하는 적응 필터링[3]과 고역 통과 필터 및 입력 파워 추정을 포함한다. 전처리 과정을 거친 신호는 적응 notch 필터의 입력으로 하여 PPG 주파수를 추적하게 되는데, 이 과정에서는 전처리 단계에서 발생 가능한 degeneration과 제거 되지 못한 임펄스 노이즈와 같은 잡음의 상태를 검출하여 적응 notch 필터의 적응속도를 제한함

으로써 맥박수 추정의 일관성을 확보한다. 이와 같은 동작을 하는 제안 알고리즘은 다음 그림 2와 같은 블록선도를 갖는다.

### A. 동잡음 제거

먼저 귀에 부착된 PPG 측정장치를 통하여 측정된 잡음이 섞인 PPG 신호에서 가속도 센서를 통해 측정된 x,y,z축 가속도를 사용하여 동잡음을 제거한다[3][4]. 본 논문에서는 x와 y축 가속도 성분[3]만을 사용하는 NLMS(Normalized Least Mean Square) 알고리즘 기반의 기존 동잡음 제거 방법을 사용한다. 이때 동잡음을 제거 하게 되면 비록 신호의 파형에서 왜곡이 발생하게 되지만 주파수 톤 성분에는 큰 영향을 미치지 않는다. 본 논문에서는 주파수로부터 맥박수를 추정하는 것에 관심을 갖고 있기 때문에 신호의 파형이 변하는 것에 중점을 두지 않는다.

### B. 고역 통과필터 및 입력 파워추정

PPG 신호는 맥박수가 약 50에서 220BPM 사이인 0.8Hz에서 3.7Hz 이내의 저주파 대역에 분포 하는 신호이다. 이보다 낮은 주파수에 신호가 분포하게 되면 notch 필터의 추적이 저주파 대역으로 편향되므로 이를 방지하기 위해 0.2Hz cut-off 주파수를 갖는 1차 고역 통과 필터를 사용한다. 또한, 입력의 파워를 추정하여 PPG 신호가 측정 되는 지를 판단하며 적응 notch 필터의 on/off를 결정한다. 본 논문에서는 16비트 PCM 기준으로 6dB 이상의 신호가 들어 올 때 적응 notch 필터가 동작하도록 설계되었다.

## III. 잡음에 강인한 맥박수 추정 알고리즘

제안하는 알고리즘은 단일 주파수 추적이 용이한 적응 notch 필

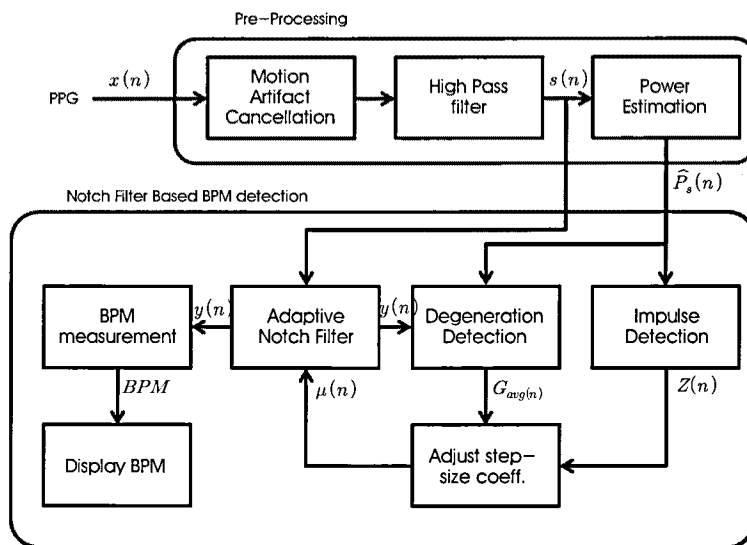


그림 2. 제안하는 알고리즘 블록선도  
Fig. 2. Block Diagram of the Proposed Algorithm

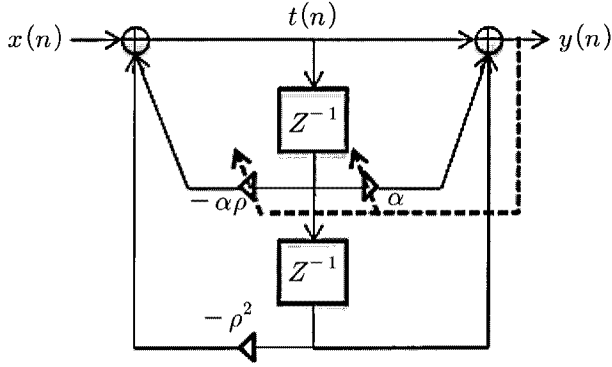


그림 3. TDL 구조의 적응 notch 필터  
Fig. 3. Adaptive Notch Filter with TDL Structure

터를 이용하여 수집된 PPG의 주파수를 추적한 뒤에 맥박수로 변환 하는 과정을 거친다.

**A. 2차 IIR 적응 notch 필터**

적응 IIR notch 필터는 정현파를 복원 하거나 혹은 측정 한 신호에서 정현파 파워 잡음을 제거 하는 등의 다양한 영역에서 유용하게 사용 되고 있다[6]

본 논문에서는 단일 주파수 추적에 적합한 2차 IIR 적응 notch 필터를 사용하며 다음 그림 3과 같은 블록선도를 갖는다.

그림 3의 2차 IIR 적응 notch 필터의 전달 함수는 다음과 같다.

$$H(z) = \frac{1 + \alpha z^{-1} + z^{-2}}{1 + \rho \alpha z^{-1} + \rho^2 z^{-2}} \quad (1)$$

$a$ 는 적응 notch 필터의 계수,  $\rho$ 는 Q-factor로 밴드 조절 인자이다. 적응 notch 필터 계수와 PPG 주파수는  $f = \frac{f_s}{2\pi} \arccos\left(-\frac{\alpha}{2}\right)$ 의 관계를 가지기 때문에[5], 사용자의 분당 맥박수(BPM, Beats Per Minute)는 다음과 같이 구해진다.

$$BPM = 60 \times \frac{f_s}{2\pi} \arccos\left(-\frac{\alpha}{2}\right) \quad (2)$$

본 논문에서는 NLMS 알고리즘으로 계수를 적응하였으며, 이 때 계수 갱신식은 다음과 같다.

$$\alpha(n) = \alpha(n-1) + \frac{\mu}{\widehat{P}_x(n) + \delta} t(n-1)y(n) \quad (3)$$

$$\widehat{P}_x(n) = (1 - \mu)\widehat{P}_x(n-1) + \mu t^2(n-1) \quad (4)$$

위 식에서  $\mu$ 는 수렴상수이고  $\widehat{P}_x(n)$ 은 신호  $t(n-1)$ 의 파워 추정치이며  $\delta$ 는 수치적인 발산을 막기 위한 작은 상수이다.

**B. 잡음 구간에서 필터 제한**

전처리 단계에서 수행되는 적응 동잡음 제거 필터는 동잡음과 PPG의 주기가 일치할 경우, PPG를 순간적으로 제거하게 된다. 본 논문에서는 이를 degeneration 구간이라 정의한다. 또한 사용자가 운동 중 음성발성을 하는 경우 임펄스 형태의 신호가 유입되는데, 이를 임펄스 잡음 구간으로 정의한다. 이러한 잡음 구간에서 notch 필터는 발산하거나 순간적인 잡음의 특성에 적응하게 된다.

이러한 운동 중 발생 가능한 환경에서도 강인하며 일관성 있는 맥박수 추정을 하기 위해서는 위에서 언급한 2가지 형태의 잡음 구간을 사전에 검출하여 필터의 적절히 제한해야 한다.

Degeneration 구간은 동잡음을 제거하는 과정에서 맥박수와 동잡음의 주기가 순간적으로 일치하여 발생한다. 이때 적응 notch 필터는 PPG 정보가 부족한 대부분 잡음으로 구성된 신호로부터 주파수를 추정하기 때문에 발산하거나 잘못된 주파수 성분을 추적하는 등의 문제를 발생시킨다. 심박수는 운동 상태 및 강도에 따라 맥박수가 지속적으로 변하기 때문에 degeneration 이 종료된 상태의 심박수를 예측하는 것은 거의 불가능하다. 이러한 문제에 대응하기 위해 본 논문에서는 적응 notch 필터의 수렴 계수를 조절하여 필터의 적응 속도를 최소화함으로써 잡음 구간에서 부족한 PPG 정보를 최대한 활용하면서도 notch 필터가 안정적인 상태에서 동작하도록 함으로써 degeneration 환경에 강인하게 대처하는 방법을 사용한다.

이는 순간적인 큰 입력의 형태로 발생하는 임펄스 잡음에 대해서도 마찬가지이다. 발생에 의한 임펄스 잡음은 매우 짧게 반복적으로 나타나기 때문에 잡음구간에서 적응 필터의 수렴속도를 최소화하는 것이 바람직하다.

본 논문에서는 정상 신호 구간과 잡음 구간에서 각각 다음과 같이 수렴계수를 조정한다.

$$\mu(n) = \begin{cases} \mu_{high}, & \text{when } \chi(n) \in Normal \\ \mu_{low}, & \text{when } \chi(n) \in Noise \end{cases} \quad (5)$$

위식에서  $\mu_{low} \ll \mu_{high}$ 이다. 위 방법에 의하면 정상 신호 구간에서는 적응 필터를 비교적 빠르게 수렴 시키고, degeneration 과 잡음 구간에서는 수렴속도를 제한하게 된다. 이 방법이 효과적으로 사용되기 위해서는 정확한 잡음 구간 검출을 필요로 한다.

**C. Degeneration 구간 검출**

Degeneration 구간에서와 같이 입력에 PPG 신호가 포함되지 않을 경우, notch 필터에 의해 제거되는 성분의 에너지는 상대적으로 크지 않다, 한편 PPG 신호가 포함된 입력에 대해서는 PPG에 포함된 주요한 톤 성분이 제거되기 때문에 notch 필터의 입출력 신

호간의 파워비가 커진다. 이러한 사실을 바탕으로 본 논문에서는 다음과 같이 추정된 입력과 출력으로부터 파워 비를 이용하여 degeneration 구간과 정상구간을 판별한다.

$$\begin{aligned} & \text{if } G_{avg}(n) \geq T_{deg} \\ & \text{then } \chi(n) = \text{noise} \\ & \text{else } \chi(n) = \text{normal} \end{aligned} \quad (6)$$

$$G_{avg}(n) = \eta G_{avg}(n-1) + (1-\eta)\hat{G}(n) \quad (7)$$

$$\eta = \begin{cases} \eta_a, & \hat{G}(n) \geq G_{avg}(n-1) \\ \eta_r, & \hat{G}(n) < G_{avg}(n-1) \end{cases} \quad (8)$$

$$\hat{G}(n) = \begin{cases} \frac{\hat{P}_y}{\hat{P}_s}, & BPM \geq T_{BPM} \\ 0.4, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

위 식에서  $T_{deg}$ 는 검출 문턱 값이며,  $G_{avg}(n)$ 은 식(7),(8)에 의해 어택( $\hat{G}(n)$ 이 증가하는 상황)과 릴리스( $\hat{G}(n)$ 이 감소하는 상황) 조건에 따라 다른 시정수로 평균되는 notch 필터 입력력 신호의 파워( $\hat{P}_s, \hat{P}_y$ ) 비이다. 한편  $\hat{P}_s, \hat{P}_y$ 은 단일극점의 IIR 필터를 이용하여 다음과 같이 추정한다.

$$\hat{P}_s(n) = \beta \hat{P}_s(n-1) + (1-\beta)s^2(n) \quad (10)$$

$$\hat{P}_y(n) = \beta \hat{P}_y(n-1) + (1-\beta)y^2(n) \quad (11)$$

위 식에서  $0 < \beta < 1$ 는 스무딩 인자이다.

정의에 의해  $0 \leq G(n) \leq 1$ 임을 알 수 있고, degeneration 구간에서는  $G(n) \approx 1$ , PPG가 존재하는 상황에서는  $G(n) \ll 1$ 로 가정할 수 있다. 한편 degeneration 구간은 notch 필터의 입력과 출력으로부터 판단되므로 주변 잡음의 영향을 받아 순간적으로 잘못 검출될 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 검출로부터 1초간 degeneration 현상이 유지될 경우에 최종적으로 degeneration 구간이라 판단하며, 검출을 종료( $\chi(n) : \text{noise} \rightarrow \text{normal}$ )할 경우에도 1초 이상 degeneration 현상이 발생하지 않았을 때 종료한다.

#### D. 임펄스 구간 검출

순간적으로 큰 에너지를 갖는 임펄스 잡음을 검출하기 위해 본 논문에서는 다음과 같이 서로 다른 시정수를 갖는 평균 파워 추정기를 사용하여 추정된 파워 비를 관찰하여 순간적인 임펄스 잡음을 판별한다.

$$\begin{aligned} & \text{if } Z(n) = \frac{u_s(n)}{u_f(n)} \geq T_{imp} \\ & \text{then } \chi(n) = \text{normal} \\ & \text{else } \chi(n) = \text{noise} \end{aligned} \quad (12)$$

위 식에서  $T_{imp}$ 은 임펄스 검출 문턱 차이이며,  $u_s(n)$ 과  $u_f(n)$ 은 각각 느린 시정수와 빠른 시정수를 사용하여 추정된 평균 파워이며 다음 식과 같다.

$$\begin{aligned} u_s(n) &= \zeta_s u_s(n-1) + (1-\zeta_s)\hat{P}_s(n) \\ u_f(n) &= \zeta_f u_f(n-1) + (1-\zeta_f)\hat{P}_s(n) \end{aligned} \quad (13)$$

$\hat{P}_s(n)$ 은 식(10)에서 얻어진 입력 파워 추정치이며,  $0 < \zeta_s, \zeta_f < 1$ 는 추정기의 시정수이며  $\zeta_s > \zeta_f$ 의 관계를 갖는다.

식(12)에 의한 검출 방법은 상대적으로 큰 에너지를 갖고 발생하는 순간적인 잡음에 민감하게 반응하는 추정기( $u_f(n)$ )와 이에 다소 둔한 추정기( $u_s(n)$ )의 상대적인 변화를 감시함으로써 순간적으로 유입되는 잡음을 검출할 수 있다. 또한 유입되는 임펄스 잡음을 초기에 검출하기 위해 식(8)에 사용된 어택/릴리스 상태에 따른 시정수의 변화를  $u_f(n)$ 과  $u_s(n)$  각각에 적용하였다.

## IV. 실험 및 결과 고찰

본 절에서는 운동 중에 측정된 실제 PPG신호를 사용하여 제안된 알고리즘의 맥박수 측정 성능을 평가한다. PPG 신호는 32Hz로 샘플링 되었으며, [3]의 방법을 사용하여 동잡음 신호가 제거된 (필터차수 12, 수렴계수 0.009 사용) 신호를 제안 알고리즘에 적용하여 맥박수 추적성능을 알아보았다.

표 1. 각 알고리즘에 적용한 변수 값  
Table 1. Set Parameters in Each Algorithm

2차 IIR 적용 notch 필터			
$\rho = 0.99$	$\delta = 1.e^{-5}$	$\mu_{init} = 0.03$	
필터 제한 스텝 사이즈			
$\mu_{high} = 0.0175$		$\mu_{low} = 0.0025$	
Degeneration 검출			
$\eta_a = 0.99$	$\eta_r = 0.995$	$\beta = 0.995$	$T_{deg} = 0.98$
임펄스 검출			
$\zeta_{s/f} = 0.95/0.994$		$\zeta_r = 0.01$	$T_{imp} = 0.7$

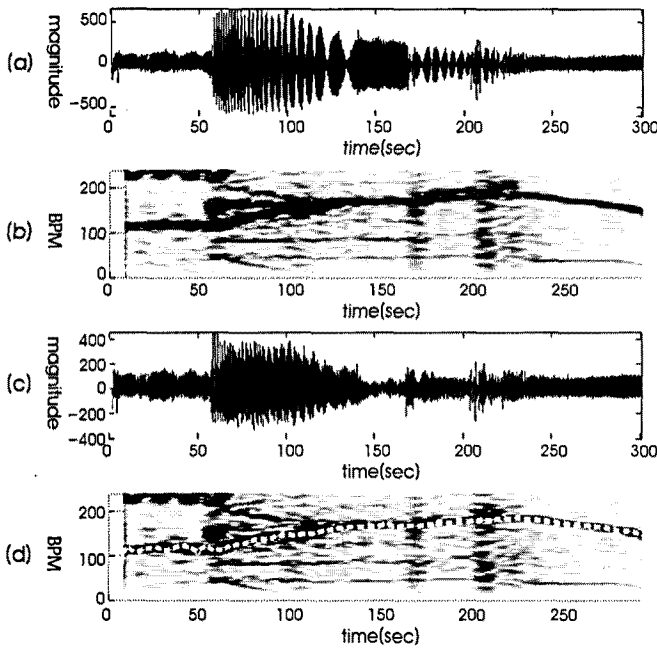
정상적인 운동 상태와 degeneration, 임펄스 잡음이 발생하는 환경에서 수집된 신호를 바탕으로 최적의 변수들을 실험적으로 선정하였다. 각 실험에 사용된 변수 값들은 표 1에 정리되어 있다.

위 표에서  $\mu_{init}$  은 적응 notch 필터가 최초 동작 개시 상태에 사용하는 수렴계수이며, 10초 후 입력 신호의 상태에 따라  $\mu_{high}$  혹은  $\mu_{low}$  로 스위칭 된다.

**A. 맥박수 추적 성능 실험**

PPG 신호를 다양한 운동 환경에서 수집한 후 제안 알고리즘에 적용하여 맥박수 추적성능을 알아보았다.

먼저, 그림 4는 비 잡음 환경에서 운동의 상태 변화에 따른 맥박수 추정을 실험한 것이다. (a)는 최초 측정된 신호로서 처음 60초 동안은 4km로 걷다가 약 100초 동안 15km로 댄 뒤에 다시 걸을 때 신호이며 약 60초에서 운동에 의한 동잡음 신호가 급격하게 증가하였다가 100초 전후에서 작아지는 것을 볼 수 있다. (c)는 동잡음이 제거된 시간영역 신호이다. (b)와 (d)는 각각 (a)와 (c)의 스펙트로그램을 보여주며, (d)에는 제안한 맥박수 추정 알고리즘에 의해 추정된 맥박수를 겹쳐서 보여주고 있다. (b)와 (d)를 비교하면, [3]의 동잡음 제거 방법에 의해 동잡음이 상당 부분 제거되었으나



**그림 4.** (a) 운동 중 수집된 PPG 신호의 시간영역 관찰. (b) 운동 중 수집된 PPG 신호의 주파수영역 관찰 (c) 동잡음이 제거된 PPG 신호. (d) PPG 추적 신호.

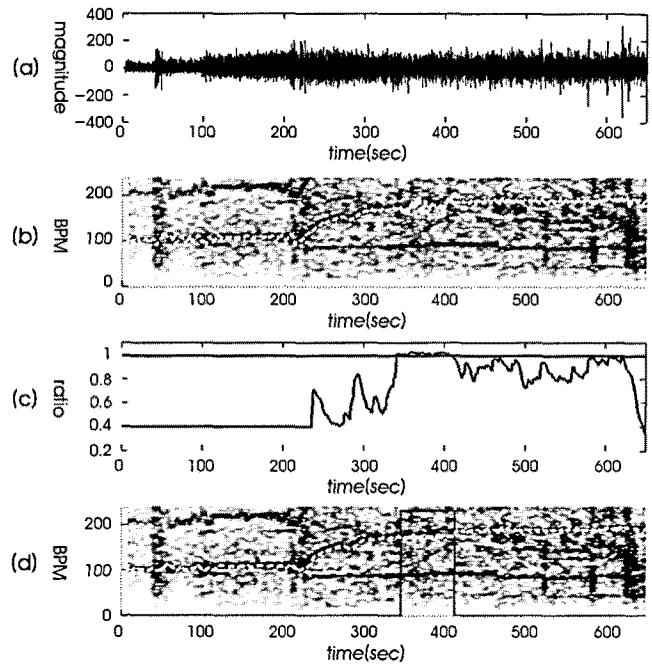
**Fig. 4.** (a) PPG signal in Time Domain during Exercise. (b) PPG signal in Frequency domain during Exercise. (c) PPG signal without Motion Artifact. (d) PPG Tracking signal

구간구간 상당한 크기로 남아 있음을 확인할 수 있다. 한편 (d)에 표시된 맥박수 추정 결과를 보면 제안 알고리즘이 운동 상태에 따라 일관성 있게 맥박수를 추정함을 보여 준다.

**B. Degeneration 검출 실험**

다음은 degeneration이 발생한 상황에서 수집된 PPG 신호를 제안 알고리즘의 입력으로 하여 성능을 평가하였다.

그림 5는 초기 200초 동안 4km로 걷다가 이후에 12km로 댄 때 수집된 PPG 신호로 약 350초에서 400초 구간에서 degeneration이 발생하였을 때 맥박수 추정 결과를 보이고 있다. (a)는 동잡음이 제거된 PPG 신호이며, (b)는 degeneration 구간에서 적응 notch 필터의 수렴속도를 제한하지 않았을 때 (항상  $\mu_{high}$  를 사용)의 결과를 PPG 신호의 스펙트로그램에 겹쳐 그린 것이고, (c)는 식(6)의 degeneration 검출 방법을 적용한 결과를 보여주고 있다. (d)는 식(5)의 수렴계수를 제한하는 방법을 적용한 결과를 보여주며, 또한 (c)에서 검출된 degeneration 구간을 실선으로 표시하였다. 결과로부터 degeneration 구간이 약간의 시간 지연에도 불구하고 비교적 정확하게 검출됨을 알 수 있다. 또한 degeneration 구간에서 notch 필터의 적응속도를 조절함으로써 잡음구간 내에서는 이전에 추



**그림 5.** (a) Degeneration 구간에서 PPG 신호의 시간 영역 관찰. (b) 필터를 제한하지 않았을 때의 추적 신호. (c) notch 필터 입력력 파워비를 스무딩한 것( $G_{avg}(n)$ ) 과 degeneration 검출치( $T_{deg}$ ). (d) 필터를 제한했을 때의 추적 신호

**Fig. 5.** (a) PPG signal in Time Domain with Degeneration. (b) PPG Tracking signal without Limited Filter. (c) Smoothed Ratio of Power between Input and Output signal with threshold of degeneration. (d) PPG Tracking signal with Limited Filter.

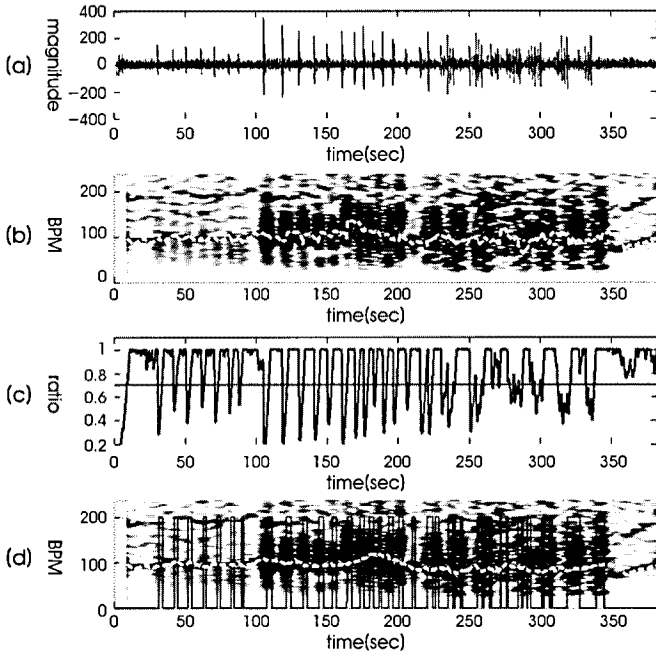


그림 6. (a) 임펄스 노이즈 구간에서 PPG 신호의 시간 영역 관찰. (b) 필터를 제한하지 않았을 때의 추적 신호. (c) 추정된 포락선 신호비( $Z(n)$ )와 임펄스 검출치( $T_{imp}$ ). (d) 필터를 제한했을 때의 추적 신호

Fig. 6. (a) PPG signal in time domain with Impulsive Noise. (b) PPG Tracking signal without Limited Filter. (c) Ratio of Envelope Estimation with Threshold of Impulse. (d) PPG Tracking signal with Limited Filter

적한 PPG 주파수를 유지하며, 잠음구간 종료 후 빠르게 PPG 주파수를 추적함을 알 수 있다.

C. 임펄스 검출 실험

다음은 운동 중 큰 소리로 발생하는 상태에서 PPG 신호를 측정하여 제안 알고리즘으로 맥박수를 측정을 하는 실험을 실시하였다.

그림 6은 걷는 상태에서 약 10초 간격을 두고 큰 소리를 내었을 때 수집된 PPG 신호로부터 맥박수 추정을 한 것이다. (a)는 임펄스 잡음이 발생한 PPG 신호를 보여주며, (b)는 잠음구간에서 수렴 속도를 제한하지 않은(항상  $\mu_{high}$  를 사용한) 결과이다. (c)는 식 (12)의 임펄스 검출 방법을 적용한 결과이며, (d)는 잠음구간에서

수렴속도를 제한하여 얻은 결과이다. 또한, (d)에는 (c)에서 검출된 임펄스 구간을 실선으로 표시되어 있다. 그림으로부터 임펄스 구간의 검출이 비교적 정확히 이뤄졌으며, notch 필터의 적응 속도를 조절함으로써 연속적으로 발생하는 임펄스 노이즈에 편향되지 않고 일관성 있게 PPG 주파수를 추적하는 것을 보여주고 있다.

V. 결론

본 논문에서는 운동 중에 수집된 PPG 신호로부터 일관성 있게 맥박수를 측정하며 전처리 과정에서 발생하는 degeneration 문제를 해결하고 임펄스 노이즈와 같은 잡음 환경에 강인하게 대처하는 방법을 제시하였다. 효과적인 맥박수 추정을 위해 2차 IIR 적응 notch 필터를 이용하였으며, degeneration과 임펄스 구간을 사전에 검출 하여 스텝 사이즈를 조절함으로써 잡음 구간에서도 적응 필터를 안정적으로 유지시킴으로써 일관성 있는 맥박수 추정 결과를 얻을 수 있었다.

참고문헌

- [1] A. B. Hertzman, "The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmography", *Amer. J. physiol.*, vol. 124, no. 2, pp. 329-340, Oct. 1938.
- [2] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement", *IOP, Physiological*, Feb. 2007.
- [3] S.H. Kim, D.W. Ryoo and C.S. Bae, "Adaptive Noise Cancellation Using Accelerometers for the PPG signal from Forehead", *EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, Aug. 2007, pp. 2567-2567.
- [4] K.W Chan and Y.T Zhang, "Adaptive Reduction of Motion Artifact from Photoplethysmographic Recordings Using a Variable Step-Size LMS Filter", *Sensors, 2002. Proceedings of IEEE*, vol. 2, pp. 1343-1346, 2002.
- [5] S. C. Pei and C. C. Tseng, "Adaptive IIR notch filter based on least mean p-Power error criterion", *IEEE Trans. Circuits & Sys.*, vol. 40, no. 8, pp. 525-529, Aug. 1993.
- [6] D. Hush, A. Ahmed, R. David and S.D. Stearns, "An adaptive IIR structure for sinusoidal enhancement frequency estimation and detection", *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. 34, no. 4, pp. 1380-1390, Dec. 1986.