

생명신호 측정용 반사형 광용적맥파 측정기의 움직임에 의한 신호왜곡 제거

Development of a Reflected Type Photoplethysmograph (PPG) Sensor with Motion Artifacts Reduction

한효녕¹, 이연주², 김정식¹, 김정^{1,✉}

Hyonyoung Han¹, Yunjoo Lee², Jungsik Kim¹ and Jung Kim^{1,✉}

¹ 한국과학기술원 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, KAIST)

² LG 전자 (LG electronics Inc.)

✉ Corresponding author: jungkim@kaist.ac.kr, Tel: 042-350-3231

Manuscript received: 2009.2.12 / Revised: 2009.7.16 / Accepted: 2009.9.28

One of the most important issues in the wearable healthcare sensors is to minimize the motion artifacts in the vital signals for continuous monitoring. This paper presents a reflected type photoplethysmograph (PPG) sensor for monitoring heart rates at the artery of the wrist. Active noise cancellation algorithm was applied to compensate the distorted signals by motions with Least Mean Square (LMS) adaptive filter algorithms, using acceleration signals from a MEMS accelerometer. Experiments with a watch type PPG sensor were performed to validate the proposed algorithm during typical daily motions such as walking and running. The developed sensor is suitable for ubiquitous healthcare system and monitoring vital arterial signals during surgery.

Key Words: Photoplethysmograph (광용적맥파), Motion Artifacts (동작음), Healthcare Monitoring (건강측정), Vital Signals (생체신호)

기호설명

$d(n)$ = corrupted signals
 $s(n)$ = pulsation signals
 $n(n)$ = noise signals
 $x(n)$ = accelerometer signals
 $y(n)$ = estimated motion signals
 $e(n)$ = error

1. 서론

광용적맥파측정법(photoplethysmograph, PPG)은

생체조직의 광학적 특성을 이용하여 혈관에 흐르는 혈류량을 측정함으로써 심박활동 상태를 추정하는 맥파 측정방법이다. 맥파는 혈액이 심장에서 파상하며 나타나는 맥동성 파형으로, 심장의 이완 수축 작용에 의한 혈류량의 변화 및 그에 따른 혈관의 용적 변화를 통하여 측정이 가능하다. 광용적맥파는 빛을 이용하여 혈관의 용적 변화시 나타나는 생체조직의 빛 반사율, 흡수율, 투과율 등의 광특성 관찰하며, 이 변화를 통해 맥박을 측정한다.¹⁻³ 이 방법은 비침습적 방법으로 생체신호 측정이 가능하여 널리 사용되고 있으며, 측정장치의 소형화, 사용편의성 등의 장점을 가지고 있어 착

용형(wearable) 생명신호 감지 센서 개발에 용이하다.⁴

광용적맥파 센서는 빛을 방출하는 발광부와 방출된 빛을 감지하는 수광부로 구성되며, 이 두 요소의 위치에 따라 투과형(transmissive type)과 반사형(reflective type)으로 구분한다(Fig. 1). 기존에 개발된 광용적맥파센서는 대부분 신체 말단에 부착되는 투과형이 많이 사용되어 왔으며, 이는 신호가 강하다는 장점이 있지만, 빛의 이동거리가 반사형에 비해 길어 잡음의 영향이 상대적으로 많고, 비투과성 물체인 뼈 등이 존재하지 않는 신체의 말단 부위에만 사용 가능한 단점이 있다. 또한 광용적맥파는 피측정자의 움직임으로 인한 생체신호와 움직임 신호의 중첩 및 물리적 힘에 의하여 신호가 왜곡 되어 정확한 신호의 획득이 어려운 단점이 있어 착용형 센서 개발을 위해서는 잡음성분 제거가 중요하다.⁵

기존 연구에서는 주로 사용된 손가락부위에서 측정하였으며, 센서들은 반사형과 투과형의 조합으로 사용된다. 하지만 신체 중 가장 많이 움직이는 부위로 센서장치의 착용감 및 센서로 인한 움직임의 불편함들이 제약 등의 문제가 있다. 이러한 문제점을 개선하도록 손가락에 비하여 움직임이 작고 반사형으로 측정 가능한 손목 부위에서 신호를 측정하고자 한다. 또한 맥파신호를 통한 정확한 맥박수 검출을 위해서는 측정 신호의 노이즈 제거 및 우수한 피크 검출 알고리즘이 필요하며, 본 연구에서는 노이즈 제거 알고리즘의 성능을 향상하고자 한다. 따라서 본 연구는 반사형 광용적맥파를 이용한 손목 착용형 맥박센서 개발을 위하여, 실험을 통해 신호왜곡 및 잡음 원인을 분석하고 이에 따른 잡음제거 알고리즘을 제안한다. 잡음 원인 측정을 위해, 3 축 가속도계를 이용하여 신체의 움직임을 측정하고, 그 때 왜곡된 신호와의 상관관계를 밝혔다. 잡음을 제거하기 위해서는 최소 평균자승법(Least Mean Square, LMS) 적응필터(Adaptive filter)를 적용한 능동잡음제거 방식을 이용하여 움직임에 의한 생체 신호 왜곡 현상을 보상한다.

2. 시스템 구성 및 평가 방법

2.1 시스템 구성

PPG 센서는 수광부와 발광부의 위치에 따라 투과형과 반사형으로 구분한다. 투과형(Fig. 1(a))은

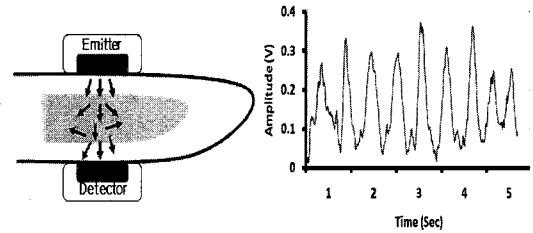


Fig. 1(a) Transmissive type PPG sensor

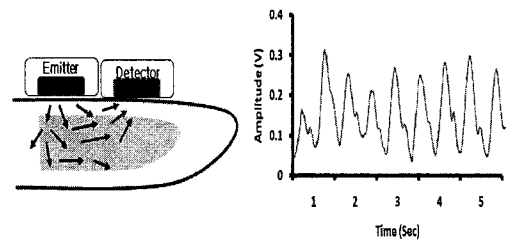


Fig. 1(b) Reflective type PPG sensor

Table 1 Comparison between transmissive and reflective type

	Transmissive type	Reflective type
Measurable site	Only extremity ex) finger, earlobe	No limitation ex) liver, wrist
Maximum Amplitude	0.7mV	0.4mV
Motion artifacts	High	Low
Pulse detection error	14 %	7 %

발광부와 수광부가 피부조직을 사이에 두고 서로 반대편에 위치하여 입사된 빛 중에서 투과된 빛을 감지하므로 비투과성 조직(뼈)이 없는, 신체의 말단 부위에만 제한적으로 사용할 수 있으나,⁶ 반사형(Fig. 1(b))은 발광부와 수광부가 피부 위에 동일하게 위치하여 입사된 빛 중에서 반사된 빛을 감지하므로 비투과성 조직에 영향을 받지 않는다. 따라서 말단 부위뿐만 아니라 팔, 다리, 심장과 같은 혈관이 분포되어 있으면서 비투과성 조직이 위치하고 있는 몸의 중심부 부위에서도 측정이 가능하다. 중심부에서의 측정은 말단부에 비하여 인체의 움직임 가운데서도, 진동이 가장 적어 움직임 노이즈 영향을 적게 받는다. 또한 반사형은 투과형에 비해 빠른 감지속도로 움직임에 의한 잡음의 영향이 적은 장점이 있다.⁷

투과형과 반사형에서 측정된 신호의 특성은 Table 1 과 같다. 측정된 신호의 최대 값을 살펴보

면, 투과형(0.7mV)은 반사형(0.4mV)에 비해 출력신호가 강하지만, 움직임이 있는 경우의 기준신호(reference signal)와의 펄스 측정오차가 투과형(14%)이 반사형(7%)에 비해 두 배 이상 높아, 움직임에 의한 잡음에 취약한 것을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 움직임시 신호왜곡이 상대적으로 작은 반사형 센서를 이용하여 시스템을 구성하여 노이즈를 줄일 것이다.

2.2 생체신호 측정 시스템 구성

생체신호 측정 시스템은 맥파신호 측정을 위한 반사형 PPG 센서와 동잡음 기준 신호로 사용할 움직임 센서로 이루어져있다. PPG 센서는 근적외선(Near Infra-Red) 파장의 발광부와 광센서인 수광부로 이루어져 있으며, 움직임 센서로는 움직임을 측정할 수 있는 센서 중, 가장 작은 크기로 동작에 불편함을 최소화 할 수 있도록 3 축 MEMS 가속도센서를 사용하였다. 두 센서는 피부에서 쉽게 감지할 수 있어 맥을 짚는 위치로 사용되는 손목에 부착하여 요골동맥(aorta radialis)에서의 맥파신호를 측정하였다. 각 센서는 손목 밴드를 이용하여 손목에 센서를 고정하여 압력 변화를 최소화할 수 있도록 하였다 또한 생체신호 측정시 비교기준신호로써 심전도를 3 채널 전극법⁸으로 측정하였으며, 움직임시 동잡음의 영향이 적은 부위인 흉부에 부착하였다. 측정되는 모든 신호는 MP35(Biopac Systems Inc., CA)시스템을 사용하여 검출한다.

일반적인 사람의 맥박은 1Hz 근처로써,⁹ Low pass filter 와 High pass filter 의 차단주파수(cutoff

frequency)를 각각 5Hz, 0.5Hz 로 설정하여 신호를 필터링하였으며, 원활한 데이터 획득을 위하여 200Hz 주파수로 아날로그 센서 신호들을 샘플링하였으며, 동작에 따라 30 에서 60 초간 데이터를 획득하였다.

2.3 신호복원 알고리즘

PPG 신호 측정에 있어서 가장 큰 문제점은 움직임시 발생하는 동잡음에 의한 신호 왜곡 현상이다. 이를 극복하기 위하여 측정 부위의 움직임을 측정하고 이를 왜곡된 PPG 신호로부터 제거하여 실제 맥파 신호를 얻는 방법이 연구되어 왔다.¹⁰⁻¹² 본 연구에서는 가속도계를 통하여 얻은 움직임 신호를 각 시점에서 시스템 및 입력 신호에 따라 필터 특성을 변화시키는 적응필터를 사용하는 능동잡음제거 알고리즘(active noise cancellation algorithm)을 적용하였다.^{13,14} 최적화 알고리즘으로 비교적 적은 연산량으로 안정성을 확보하는데 용이하고 생체신호와 같이 샘플간의 자기 상관도가 높은 신호에 대해서 수렴 성능이 효과적인 최소평균자승법(Least Mean Square, LMS) 알고리즘을 적용한다.¹⁵

PPG 센서를 통하여 측정된 신호 $d(n)$ 는 실제 맥파 신호 $s(n)$ 와 움직임과 관련된 동잡음 $n(n)$ 의 조합으로 구성되며, 움직임과 직접적인 상관관계가 있는 가속도 신호 $x(n)$ 를 사용하여 움직임 정보를 얻는다. 맥파 신호 $s(n)$ 은 PPG 센서 신호 $d(n)$ 에서 동잡음 $n(n)$ 을 제거함으로써 추출할 수 있다. 하지만 동잡음을 직접 측정 할 수 없기 때문에, 동일한 움직임 기반의 신호인 가속도 센서 신호 $x(n)$ 을 활용하여 $n(n)$ 을 대체할 수 있다. 이 과정에서 $x(n)$

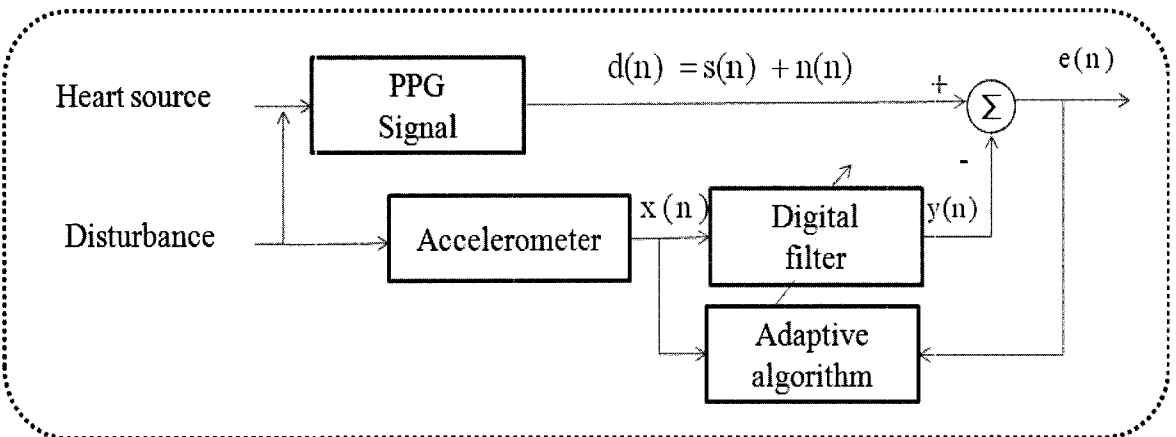


Fig. 2 Active noise cancellation algorithm

과 $n(n)$ 은 같은 움직임 기반의 신호로 상관관계는 높지만, 각각 다른 센서를 통하여 얻어진 값으로 직접 대체 할 수 없기 때문에, $x(n)$ 을 $n(n)$ 으로 직접 대체 할 수 있는 유사신호 $n'(n) = y(n)$ 으로 변형시켜야 한다. 따라서 $x(n)$ 와 디지털 필터 및 적응필터 알고리즘을 사용하여 $y(n)$ 을 구하고 $d(n)$ 에서 $y(n)$ 을 제거함으로써 실제 맥파 신호 $s(n)$ 의 추정값 $s'(n) = e(n)$ 을 구한다.

동잡음 추정값 $y(n)$ 은 수식 (1)과 같이, 가속도 신호 $x(n)$ 와 필터계수 $w(n)$ 의 디지털 필터 연산으로 구하며, 필터계수 $w(n)$ 는 적응필터와 각 입력 신호에 따라 LMS 방법으로 최적화한다. LMS 방법은 수식 (4), (5)에서 나타난 것과 같이 원하고자 하는 신호의 오차 평균 제곱을 최소화하는 방향으로 수렴시키는 방법이다. 이러한 최적화 방법으로 필터계수를 수식 (6)과 같이 갱신하여 오차를 최소화한다.

$$y(n) = \hat{n}(n) = \sum_{l=0}^{l-1} w_l(n)x(n-l) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n) \quad (1)$$

$$e(n) = \mathbf{d}(n) - y(n) = \mathbf{d}(n) - \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n) \quad (2)$$

$$\nabla e(n) = \frac{\partial e}{\partial \mathbf{w}}(n) = -\mathbf{x}(n) \quad (3)$$

$$\xi(n) = e^2(n) \quad (4)$$

$$\nabla \xi(n) = 2[\nabla e(n)]e(n) = -2\mathbf{x}(n)e(n) \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{w}(n+1) &= \mathbf{w}(n) - \mu \nabla \xi(n) e(n) \\ &= \mathbf{w}(n) + \mu \mathbf{x}(n) e(n) \end{aligned} \quad (6)$$

2.4 평가방법

왜곡된 신호가 신호처리 후 회복된 정도를 알기 위해 Cross-correlation 과 Zero-crossing 방법을 사용하여 평가 비교하였다. Cross-correlation 방법은 적용할 두 신호 간의 유사 정도와 통계적 특성이 관련 있는 지를 판단하는 방법으로, 본 실험에서는 움직임 시에 측정된 각 축 방향 가속도 신호와 PPG 신호를 비교하여 각 축 방향의 움직임으로 인한 왜곡률과 방향성을 판단한다. Zero-crossing 방법

은 신호의 pulse 및 peak 개수를 측정하는 방법으로 신호의 주기와 주파수를 찾아 기준신호에 대한 왜곡률과 오차를 평가하는데 사용한다.

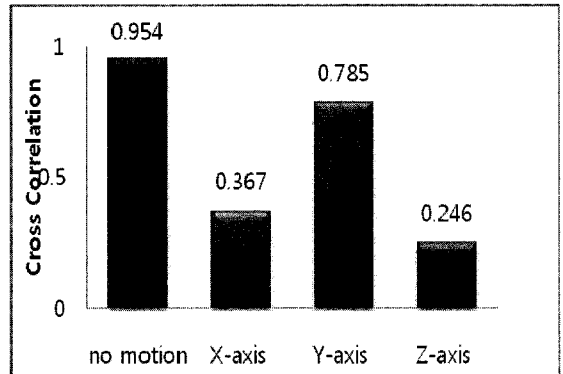


Fig. 3 Correlation values between references PPG and 3-axis accelerometer signals

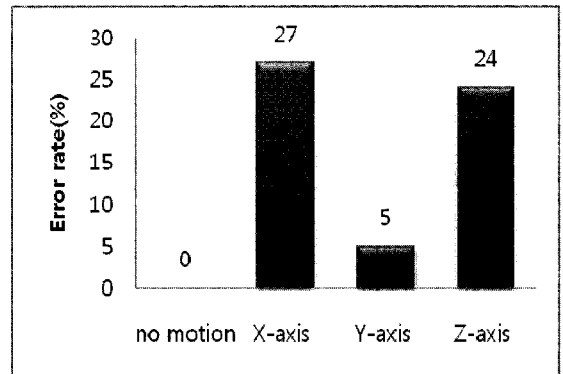


Fig. 4 Error rate of Zero-crossing between references PPG and 3-axis accelerometer signals

3. 실험 결과 및 분석

3.1 신호왜곡 및 잡음 원인 분석

움직임과 동잡음의 상관관계를 알아보기 위하여 측정 위치인 손목에서 측정된 3 축 방향의 움직임(가속도 신호)과 측정 신호 속의 동잡음 관계를 분석하였다. 3 축 가속도 센서의 좌표축방향은 손을 기준으로, 손가락 길이 방향을 x 축, 손바닥과 평행하며 x 축과 수직인 방향을 y 축, 손바닥과 수직인 방향을 z 축으로 설정하였다. 실험은 PPG 및 가속도 센서를 착용하고, 정지상태에서의 측정 신호와 각 x, y, z 축 방향으로 1Hz 속도로 60초 동안 걷기 및 뛰기 동작에서 팔의 움직임을 모사하여 팔을 제자리에서 전후로 움직였을 때의 측정

신호를 비교하였다.

실험을 통해 얻은 각 방향의 움직임과 맥박 센서 신호의 상호상관관계는 Fig. 3 과 같으며, Zero-crossing 방법으로 각 신호의 Pulse 개수를 정지시의 맥박수와 비교한 오차는 Fig. 4 와 같다.

정지상태에서의 측정신호 유사도(0.9)는 다른 잡음소스들에 비해 동잡음의 영향이 크다는 것을 확인할 수 있다. 실험결과로부터 y 축보다 x, z 축이 기준신호에 비해 상대적으로 왜곡이 큰 것을 알 수 있으며, x, z 축 방향의 움직임이 PPG 신호의 왜곡 및 잡음에 대한 주요 원인임을 알 수 있다. 이는 생리학적 문제와 장치의 구조적 문제로 살펴볼 수 있다. x 축 방향은 손목을 지나는 요골동맥 혈관의 진행방향과 일치하며, 이 방향으로의 움직임이 혈관 내 흐르는 혈류량과 속도변화에 영향을

미쳐, 정지 상태의 것과 다른 불규칙한 혈관 용적 변화에 영향을 준다.¹³ z 축 방향의 잡음은 움직임시 발생하는 센서의 장치구조적 문제로, 센서의 질량과 관성이 접촉되어 있는 피부에 가하는 압력에 변형을 주어 그 속에 혈관에도 영향을 미치며 이러한 변형으로 동잡음을 야기시키게 된다.

3.2 능동잡음제거 알고리즘의 성능평가

3.1 절 실험을 통하여 얻은 동잡음의 주요 원인인 x, z 방향의 움직임 잡음을 제거하기 위하여, 각 움직임 신호는 앞서 설명한 능동잡음제거 알고리즘에 2 차 벡터 방식으로 적용되었다. 알고리즘 내의 적응필터 계수 갱신 및 오차를 최소화하는 방법으로 사용된 LMS 방법은 저차의 필터계수로도 높은 안정성을 얻을 수 있는 장점이 있다. 따라서 잡음 제거 알고리즘의 연산량을 줄임으로써 실시간 적용이 가능하다. 하지만 샘플 사이의 자기 상관도가 높은 신호는 수렴 성능이 낮아 수렴속도가 느리다는 단점이 존재한다. 높은 안정성과 빠른 필터 수렴속도를 얻기 위하여 적합한 필터 차수와 갱신 step size 선택이 필요하며, 본 연구에서는 샘플링 주파수 200Hz 인 신호를 보완하기 위해 수렴 속도 및 필터에 의한 신호의 왜곡 정도를 고려하여 필터차수를 8 차로 선택하고 필터 갱신하는 step size 를 0.32 로 선택하였다.

동잡음 제거 성능 평가를 위하여 성인남자 4 명, 여자 1 명(평균나이 26.4 세)으로 구성된 피실험자군을 대상으로 실험을 진행하였다. 실험은 Fig. 5 와 같이 손목 요골동맥 근접 피부에 PPG 센서와 설정된 좌표축 방향에 따른 3 축 가속도계를 부착

하고, 3 채널 전극법의 심전도 기준신호를 측정하기 위하여 센서를 양팔에 부착하고 실험하였다. 움직임 조건은 일상생활에서 가장 많이 반복되는 움직임인 걷기와 뛰기 두 가지 조건에서 실험하였다. 각 동작은 트레드밀(RX9200S, Tobeone, USA)에서 4km/h(걷기)와 8km/h(뛰기)의 속도로 30 초 동안의 신호를 5 번 반복하였다.

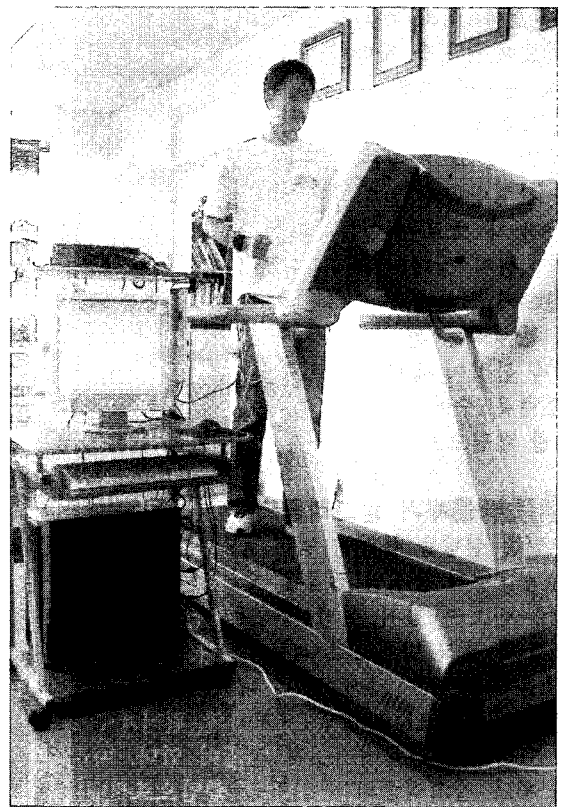


Fig. 5 Experimental setting

Table 2 및 3 은 각 실험에서 얻어진 측정신호와 신호처리된 신호의 펄스 개수와 기준신호로 측정한 ECG 의 펄스 개수로부터 각 신호와 기준신호의 오차율을 보여준다. 각 5 명의 피실험자의 30 초 동안의 평균 맥박을 이용하여 오차 및 평균 bpm(beat per minute) 단위로 나타냈다. 먼저 기준신호의 평균 맥박수를 보면, 걷기 동작에서는 79bpm, 뛰기 동작에서는 94bpm 으로 빠른 움직임으로 인하여 심장 박동도 15bpm 빨라진 상태로, 맥파와 움직임 신호는 각각의 실험에서 다른 주파수 성분을 가지고 있으며, 따라서 적응필터도 각 경우에 따라 다른 주파수 대역을 제거한다.

Table 2 Experimental results of heart rate during walking condition

	Distorted signal		Recovered signal		Ref. ECG
	Pulse	Error (%)	Pulse	Error (%)	
1	87.0	13.9	78.6	2.9	76.4
2	85.6	9.5	80.4	2.8	78.2
3	90.8	14.9	84.6	7.1	79.0
4	85.0	6.3	83.6	4.5	80.0
5	86.6	6.7	81.8	0.7	81.2
Average	87.0	10.2 ± 4.0	81.8	3.6 ± 2.38	79.0

Table 3 Experimental results of heart rate during running condition

3	Distorted signal		Recovered signal		Ref. ECG
	Pulse	Error (%)	Pulse	Error (%)	
1	110.2	21.9	99.0	9.5	90.4
2	107.2	14.3	100.4	7.0	93.8
3	109.6	17.1	98.0	4.7	93.6
4	102.4	8.7	99.6	5.7	94.2
5	104.6	7.6	101.0	3.9	97.2
Average	106.8	13.9 ± 5.94	99.6	6.2	93.8 ± 2.20

걷기 움직임에서 결과를 보면, 왜곡된 신호의 오차 평균은 10.2%, 표준편차는 4.00 으로 큰 오차를 보이거나, 동잡음 제거 신호의 오차 평균은 3.5%, 표준편차는 2.38 로 줄었다. 뛰기에서도 마찬가지로 측정 신호의 오차는 13.92%, 표준편차 5.94, 신호 처리된 신호는 6.16%, 표준편차는 2.20 으로 나타났다. 이를 통하여 제안된 알고리즘은 평균 6% 이하의 오차로 왜곡된 신호를 복구 하며, 이는 평균맥박이 80 일 때, 5bpm 이하의 낮은 오차다. 또한 각 경우의 오차 표준편차를 비교해보면, 측정신호에서의 4 이상에서 2.5 이하로 안정된 신호를 얻을 수 있음을 의미한다.

동잡음 성분 제거는 Fig. 6 의 그래프를 비교함으로써도 확인할 수 있으며, 각 움직임에 대한 왜곡된 측정 신호와, 제안한 잡음제거 알고리즘을 통한 동잡음이 제거된 신호의 파형을 나타낸다.

걷기 동작을 나타낸 Fig. 6(a) 그래프 중 측정 신호는 비교적 주기적이지만 중간에 존재하는 작은 왜곡들로 인하여 펄스 계수 중 오차가 발생하지만, 복구된 신호에서는 왜곡 현상이 거의 존재하지 않음을 볼 수 있다. 이에 반하여 뛰기 동작을 나타낸 Fig. 6(b)에서의 그래프는 잡음에 의한 측정 신호는 신호 전반적으로 왜곡이 심하여 맥파 주기성을 찾기 힘들다. 하지만 제안된 알고리즘을 통해 동잡음을 줄인 신호에서는 잡음을 포함하고 있지만, 그 주기성을 찾을 수 있다. 이를 통하여 동잡음에 의한 신호 왜곡을 효과적으로 줄였음을 볼 수 있다.

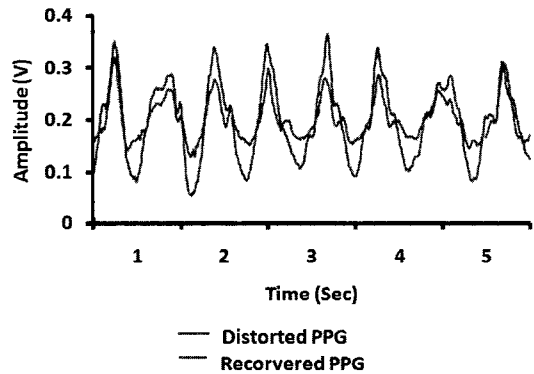


Fig. 6(a) Experimental results of PPG signals during walking condition

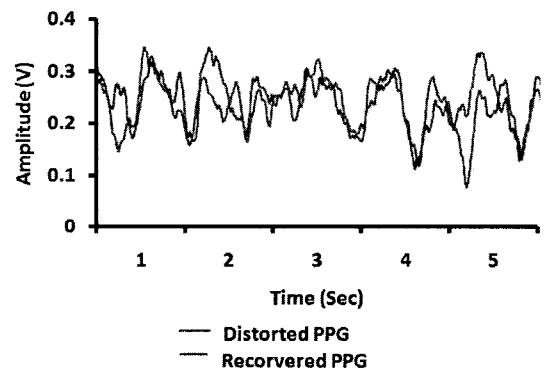


Fig. 6(b) Experimental results of PPG signals during running condition

4. 결론

PPG 는 작은 센서 크기와 편의성으로 휴대용 건강관리 장치로 많이 연구되고 있지만, 측정 위치 및 움직임시 발생하는 동잡음으로 인한 신호

왜곡의 문제점이 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 본 연구에서는 반응 거리 및 속도 등의 이 점으로 동잡음의 영향이 적은 반사형 PPG 센서를 이용하여 움직임에 영향을 적게 받는 손목의 요골 동맥에서 신호를 측정함으로써 실제 맥과 신호 측정의 정확도를 높이고자 하였다. 또한, 3축 가속도계를 사용하여 움직임을 측정하고, 이 움직임 정보와 동잡음으로 왜곡된 신호를 최소평균자승법을 적용한 능동잡음제거방식을 사용함으로써 잡음이 제거된 실제 맥과 신호를 추출하는 방법을 제안하였다. 본 논문에서 수행한 손목의 움직임 방향과 동잡음의 상관관계를 조사한 실험 결과와 참고문헌에 의해, 혈관의 진행방향의 혈류의 흐름 변화와 혈관의 수직한 방향의 움직임으로 혈관에 가해지는 압력변화에 영향을 미쳐 신호왜곡이 발생되는 것으로 추정할 수 있겠다.

동잡음 제거 실험에서는 일상보다 빠른 뛰기 움직임은 맥박(ECG)의 상승 효과도 같이 가져오게 되며, 걷기 움직임 보다 맥박 오차율이 높게 나타났다. 고주파의 움직임일수록 오차율이 높아지는 경향을 보이며, 빠른 극복을 위하여 빠른 적응 및 수렴속도를 요구한다. 실험에서는 걷기 동작뿐 아니라 뛰기 동작인 일상 생활에서의 조깅동작의 속도(8 km/h)까지도 본 동잡음 제거 방식을 통하여 6% 이내의 오차로 신호를 복구하였다. 따라서 제안한 방법은 PPG의 주기와 비슷하거나 낮은 동잡음에서 뿐 아니라, 높은 주파수의 동잡음 제거에서도 효과적임을 확인하였다.

본 연구에서 제안된 손목에서 측정 가능한 반사형 맥파측정장치의 동잡음을 제거하는 알고리즘을 이용하여, 손목시계 등의 휴대용 장치와 결합된 유비쿼터스 헬스 케어 서비스나 외과수술시 실시간 생체신호측정 시스템 등에 사용될 수 있는 시스템을 구현할 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 중소기업청에서 시행한 ‘중소기업선도형기술혁신전략과제지원사업’ 과제의 지원을 받아 진행되었음.

참고문헌

1. Hertzman, A. B., “Photoelectric plethysmography of the nasal septum in man,” Proc. Soc. Exp. Biol. Med,

Vol. 37, pp. 290-292, 1937.
 2. Spigulis, J., “Optical noninvasive monitoring of skin blood pulsations,” Appl. Opt., Vol. 44, No. 10, pp. 1850-1857, 2005.
 3. Kyriacou, P. A., “Pulse oximetry in the oesophagus,” Physiol. Meas., Vol. 27, No. 6, pp. R1-R35, 2006.
 4. Asada, H., Shaltis, P., Reisner, A., Rhee, S. and Hutchinson, R. C., “Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors,” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 22, No. 3, pp. 28-40, 2003.
 5. Kelleher, J. F., “Pulse oximetry,” Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol. 5, No. 1, pp. 37-62, 1988.
 6. Grajales, L. and Vicolaeescu, I., “Wearable multisensory heart rate monitor,” International Workshop Implantable Body Sensor Network, pp. 154-157, 2006.
 7. Pujary, C. J., “Investigation of Photodetector Optimization in Reducing Power Consumption by a Noninvasive Pulse Oximeter Sensor,” Biomedical Engineering, Degree of Master of Science, Worcester Polytechnic Institute, 2004.
 8. Einthoven, W., “The different forms of the human electrocardiogram and their signification,” Lancet, Vol. 1, pp. 853-861, 1912.
 9. Allen, J., “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” Physiological Measurement, Vol. 28, No. 3, pp. R1-R39, 2007.
 10. Kang J., Cho, B., Lee, J., Chee, Y., Kim, I. and Kim, S., “A study on accelerometer based motion artifact reduction in photoplethysmography signal,” Journal of Biomedical Engineering, Vol. 28, No. 3, pp. 369-376, 2007.
 11. Wang, L. and Lo, B. F. L. and Yang, G. Z., “Multichannel reflective PPG earpiece sensor with passive motion cancellation,” IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, Vol. 1, No. 4, pp. 235-241, 2007.
 12. Lee, H., Lee, J. and Jung, W., “Motion Artifacts reduction from the PPG based on the Improved PMAF for the U-Healthcare System,” Journal of Electronics Engineers, Vol. 45, No. 5, pp. 28-34, 2008.
 13. Asada, H. H., Jiang, H. H. and Gibbs, P., “Active

- noise cancellation using MEMS accelerometers for motion-tolerant wearable bio-sensors,” IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 1, pp. 2157-2160, 2004.
14. Han, H., Kim, M. J. and Kim, J., “Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography,” Proc. 29th Annual International Conference of the IEEE EMBC, pp. 1538-1541, 2007.
 15. Chan, K. W. and Zhang, Y. T., “Adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic recordings using a variable step-size LMS filter,” Proceedings of IEEE on Sensors, Vol. 2, pp. 1343-1346, 2002.