
하모닉 신호와 적응 필터를 이용한 휴대형 심박수 측정 장치 설계

이주원*

Design of A Portable Device for Measuring Heart Rate Using Harmonic Signal and Adaptive Filter

Ju-Won Lee*

요 약

본 연구는 국내의 간호 인력 부족으로 인하여 발생하는 간호 업무 부하를 감소시키기 위해 PPG 신호를 이용한 휴대형 심박수 측정 장치의 설계 방법과 환자의 움직임인 동잡음에서도 신뢰성이 높은 심박수 측정 알고리즘을 제안하였다. 제안된 심박수 측정방법은 생체 신호의 하모닉 특성을 기반한 적응필터로 동잡음을 제거하고 심박수를 측정하는 방법이다. 제안된 기법으로 구현된 심박수 측정기의 성능을 평가하기 위해 손가락 떨림, 손목 움직임 등의 동잡음을 발생시켜 실험하고, 일반적인 방법인 이동평균 필터의 성능과 비교 평가 하였다. 이 실험 결과에서 제안된 기법의 성능이 이동평균 필터의 성능보다 우수한 성능을 보였다. 따라서 본 연구에서 제안한 휴대형 심박수 측정기를 간호 업무에 도입한다면, 간호 업무 개선과 보다 신뢰성이 높은 심박수 측정이 가능할 것으로 사료된다.

ABSTRACT

This study proposed a design of a portable device for measuring heart rate using photoplethysmograph signal to minimize load of a nurse increased from insufficiency of an internal hospital nurse, and algorithm to measure reliable heart rate in PPG signals despite the existence of patient's motion artifacts. The proposed method for measuring heart rate is the method to minimize the motion interference by using the adaptive filter based on harmonic characteristic of PPG signal. To evaluate the performances of the a portable device implemented by the proposed method, we used several motion artifacts including finger and wrist movements; we then compared out results with the performance of the moving average filter. In this results, the proposed method showed a better performance than that of the moving average filter. Therefore, when nurses use the a portable device for measuring heart rate proposed in this study, it will enable to improve nurse work and to measure the reliable heart rate.

키워드

심박수, 광용적맥파, 적응필터, 휴대형, 동잡음

Key word

heart rate, photoplethysmograph, adaptive filter, portable, motion artifacts

I. 서 론

오늘날 의료 진단기술의 발달과 제약 기술의 발달로 질병 조기 진단 및 질병 치료의 효율이 날로 증가하고 있다. 이러한 의학기술의 발달과 더불어 인간의 수명이 증가하고 있으며, 노인 인구 또한 증가하고 있는 실정이다. 노인 인구의 증가와 중대형 종합병원 및 요양시설의 증가로 국내의 간호 인력의 부족 현상이 심각하게 대두되고 있다. 이러한 간호 인력의 공급의 문제를 해결하기 많은 인력 양성도 필요하겠지만 IT와 BT의 융합 기술의 실현이 빠르게 이루어져야 한다[1]~[3].

특히 IT+BT 융합기술은 간호 업무량의 감소에 초점을 두어야 한다. 간호업무의 대표적인 예를 살펴보면, 간호사는 매일 일반 병실에서 입원환자들의 건강 상태를 체크하기 위해 일일이 환자의 체온과 손목의 요골동맥에서 수작업으로 심박수를 측정하고, 의료차트에 기록한다. 이러한 업무는 수십 명의 환자의 심박수를 측정하기엔 많은 시간을 소비한다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 국내외에서는 다양하게 개발되고 있으며, 이들 장치들의 대부분이 심박수를 추출할 때, PPG(Photo-plethysmograph)를 이용하여 측정한다[4]. PPG 신호는 환자에게 고통을 주지 않는 비침습형 방식으로 적색 파장의 LED 또는 적외선 파장의 LED 빛을 손가락의 동맥혈에 조사하여, 심장 박동에 따라 반사 또는 투과된 광인 맥동성분의 신호이다. 이 PPG신호는 혈중산소포화도, 심박수, 혈관 탄성도 등을 추출하는데 많이 이용되고 있으나 손가락 떨림, 환자의 움직임인 동잡음(motion artifacts), 호흡등 여러 가지 사용 환경상의 잡음들로부터 신호의 신뢰성이 현저하게 떨어지며, 특히 손가락 떨림이 많을 경우, 정확한 심박수 추출하기가 어렵다. 그 이유는 이 맥파 신호(PPG 신호)의 주파수 대역과 동잡음의 주파수 대역이 겹쳐져 있기 때문에 일반적인 필터링 기법으로는 그 성능을 보장하기 어렵기 때문이다[4]~[7]. 이러한 PPG 신호의 심박수 또는 산소포화도 및 맥파를 정확하게 추출하기 위해 여러 가지 필터링 기법을 다양하게 연구하고 있으나 위상 변화로 인해 정확한 심박수 추출에 있어 한계를 초래하고 있다[6][7]. 따라서 본 연구에서는 동잡음 환경에서도 보다 정확한 환자 심박수 측정을 위해 최소/최대 심박수(30~300bpm) 측정 범위 이외의 주파수 대역에 존재하는 잡음의 하모닉 신호를 저역통과 필터와 고역통과

필터로 추출하고 추출된 잡음의 하모닉 신호를 토대로 적응필터로 동잡음을 제거하는 알고리즘을 제안하고, 이 알고리즘을 적용한 심박수 측정기의 설계 방법을 제안한다.

II. 휴대형 심박수 측정 단말기 설계

본 연구는 동잡음 환경에서도 신뢰성이 높은 심박수를 측정하기 위해 적응필터를 이용한 심박 주기 추출 알고리즘을 마이크로컨트롤러 Atmega 16L의 펌웨어로 프로그래밍 하였다. 그리고 측정 결과는 1.1인치 칼라 그래픽 LCD(ILLUMINANT Co, I1101-6TRN0906A)에 나타나게 하드웨어를 설계하였으며, 시스템의 구조를 그림 1에 나타내었다.

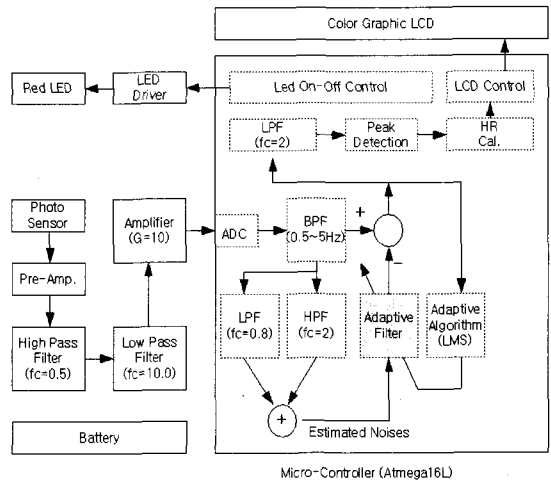


그림 1. 휴대형 심박수 측정기 구조
Fig. 1. Structure of a portable device for measuring heart rate.

2.1 PPG 센싱 회로 설계

본 연구에서는 PPG 신호를 측정하기 위해 적색 파장(660nm) 광량 센서 TSR250R과 660nm의 적색 LED를 사용하였다. PPG 신호 검출 방식은 적색 파장을 발광하고 말초혈관의 혈류량에 의해 반사되어 돌아오는 빛의 양을 수광 센서에서 측정하는 방식으로 구성하였다. 세부적으로 다루면, 적색광 LED와 포토 수광 센서

는 손가락 지문부분에 위치하게 하고 동맥의 혈류량의 변화에 의한 광량을 센싱하여 PPG 신호를 검출하게 하였다. 특히, PPG 측정 신뢰도를 높이기 위해 측정된 660nm 파장의 전압 값을 연산증폭기(LM324)를 이용하여 전압 증폭(이득 $G=24.5$)하는 회로를 설계하였다. 그리고 직류성분과 0.2Hz 이하의 동잡음을 제거하기 위해 1차 고역 통과 필터(HPF)와 10Hz의 1차 저역 통과 필터(LPF)를 이용하여 설계하였으며, 설계된 회로는 그림 2와 같다. 이 센서회로의 출력 신호는 마이크로컨트롤러 ATme-ga16L의 ADC 변환기로 입력되게 하였다. 외부 광원으로부터의 영향을 최소화하기 위해 광센서의 주변을 백색 재질로 적층하여 주변광을 차단하도록 하였다.

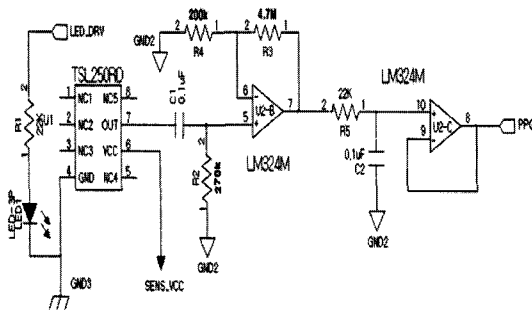


그림 2. PPG 센싱회로
Fig. 2. PPG sensing circuit

2.2 PPG 신호처리 및 심박수 측정 알고리즘

심박수 측정에 있어, 환자의 움직임에 심박수의 측정 오차가 많이 발생하여 정확한 심박수 측정이 어렵다. 따라서 동잡음의 영향에서도 보다 정확한 심박수 측정을 위하여 본 연구에서는 모든 신호는 하모닉스 신호(harmonics signal)가 존재한다[8]는 가정 하에 심박수 주파수 대역(0.5~5[Hz]) 중 심박 주파수 에너지가 최소인 대역에서 동잡음의 하모닉 신호를 추출하고 이 추출된 동잡음 하모닉 신호를 기반으로 적응필터링을 이용하여 동잡음을 제거하는 알고리즘을 제안한다. 제안된 알고리즘의 처리 순서는 먼저 아날로그 회로에서 증폭한 PPG 신호에 포함된 직류성분을 제거하기 위해 식(1)과 같이 10차 버터워스(butterworth) 형태의 IIR 대역통과 필터(0.5Hz~5Hz) 처리를 하였다.

$$y_r(n) = \sum_{q=0}^{Q-1} b(q)S_p(n-q) - \sum_{p=0}^{P-1} a(p)y(n-p) \quad (1)$$

Q, P : 필터차수, b, a : 필터 계수

그리고 동잡음 신호의 하모닉 신호를 추출하기 위해 식(1)과 동일하게 0.8[Hz]의 차단주파수와 2[Hz] 차단주파수를 갖는 10차 버터워스 IIR 필터 구조의 저역 통과 필터와 고역 통과 필터 처리 하였다. 이 필터의 출력 신호($y_L(n), y_H(n)$)들을 합성($y_N(n)$, 식(2))하여 적응 필터의 잡음 기준신호로 사용하였다.

$$y_N(n) = y_L(n) + y_H(n) \quad (2)$$

식(2)의 두 필터들의 차단주파수를 0.8[Hz]와 2[Hz]를 사용한 이유는 주파수 영역에서 심박동 에너지가 50~160[bpm] 가장 많이 존재하기 때문이다. 따라서 이 두 필터의 차단 주파수를 기점으로 동잡음 신호의 하모닉 신호를 추출과 합성으로 적응필터의 참조 신호($y_N(n)$)로 사용하였다. 이 참조 신호를 기반으로 적응필터 처리는 식(3)~식(5)과 같이 처리하였으며, 필터 계수의 최적화는 최소자승법(Least Mean Square Method)을 이용하였다.

$$\hat{y}_F(n) = \sum_{k=0}^{M-1} w_k(n)y_N(n-k) \quad (3)$$

$$y(n) = y_d(n) - \hat{N}(n) \quad (4)$$

$$w_k(n+1) = w_k(n) + \eta y_N(n-k) \quad (5)$$

식(3)~(5)에서, $w_k(n)$ 은 적응필터의 계수, $\hat{y}_F(n)$ 은 적응필터로부터 추정된 동잡음 신호, $y(n)$ 은 적응필터의 출력, M 은 적응필터의 차수, η 는 수렴상수이며 본 연구에서는 수렴상수를 0.0001, 필터 차수를 10차로 설정하여 필터링하게 하였다. 적응 필터의 출력 $y(n)$ 으로부터 심박수를 측정하기 위해 식(6)과 같이 이동 평균 필터($K=20$) 처리를 하였으며, 맥파 신호의 최대값 검출을 위해 필터 차수가 $R=2K$ 인 이동평균 필터를 이용하여 적응역치(식(7))로 이용하였다.

그리고 심박수 측정은 식(7)의 출력으로부터 PPG 신호의 현재 최대점 $m_P(n)$ 과 이전 최대점 $m_P(n-1)$ 차를 구하여 측정하였다.

$$y_P(n) = \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} y(n-k) \quad (6)$$

$$Th(n) = \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} y(n-k) \quad (7)$$

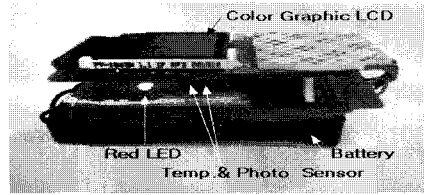
$$m_P(n) = index \{ \max(y_P(n) > Th(n)) \} \quad (8)$$

$$HR = \frac{60}{\{m_P(n) - m_P(n-1)\} T_s} \quad (9)$$

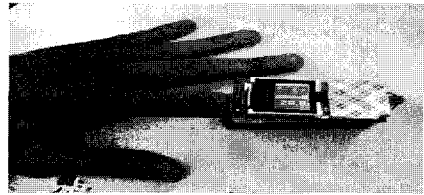
식(8)에서 $index(\cdot)$ 함수는 PPG 신호의 최대값이 있는 샘플번호를 추출하는 함수이고, 식(9)의 T_s 는 샘플링 시간이다. 본 연구에서는 샘플링 주파수를 100[Hz]로 설정하여 시스템을 구현하였다.

III. 시스템 구현 및 성능 분석

본 연구에서 제안하고 설계한 휴대형 심박수 측정기를 그림 3과 같이 하드웨어로 구현하여 그 성능을 분석하였다. PPG 신호 샘플링은 마이크로컨트롤러에 내장된 내부 기준 전압 2.56[V]의 10bit AD변환기를 이용하여 10[ms] 간격으로 타이머 인터럽트를 발생하여 신호처리를 하였다. 구현된 휴대형 심박수 측정기의 성능을 분석하기 위해 왼손 손가락에 PPG 신호 증폭기 부착하여 움직임이 없게 하고, 다른 오른손의 손가락에는 본 연구에서 구현된 심박수 측정기를 착용하여 오른손 손가락을 임의의 주기로 상하로 움직일 때와 손목을 자유롭게 움직이게 하여 심박수 측정기에서 PPG 신호와 심박수 등을 신호 처리한 결과를 비동기 직렬통신의 19200[bps] 통신 속도로 수신하여 그림 4와 그림 5에 나타내었다.

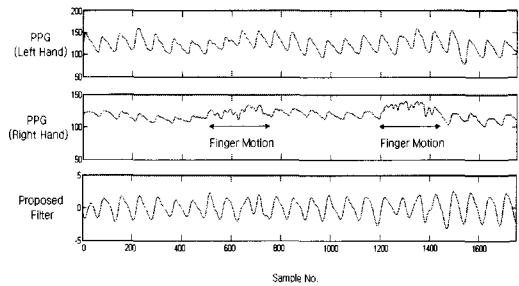


(a)

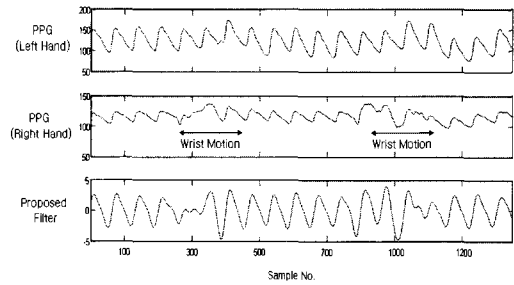


(b)

그림 3. 구현된 휴대형 Vital Sign 측정기
(a) 구조 및 센서위치 (b) 손가락에 착용된 모습
Fig. 3. Implemented hardware
(a) Structure of device, Sensor position (b) Use case



(a)



(b)

그림 4. 제안된 잡음 제거 필터의 출력
(a) Case I : Finger motion (b) Case II : wrist motion
Fig. 4. Outputs of the proposed noise filter
(a) Case I : Finger motion (b) Case II : wrist motion

그림 4(a)의 실험결과에서 손가락의 움직임이 돌발적 일 때에 잡음 제거가 원활하게 이루어짐을 알 수 있었다. 그러나 지속적으로 손가락이 잡음이 존재할 경우에는 잡음 제거 성능이 다소 떨어졌다. 한편 그림 4(b)의 실험 결과에서 손목을 상하로 움직였을 때에는 손가락으로부터 발생하는 동잡음 주파수가 낮아 양호한 잡음 제거 성능을 보였다.

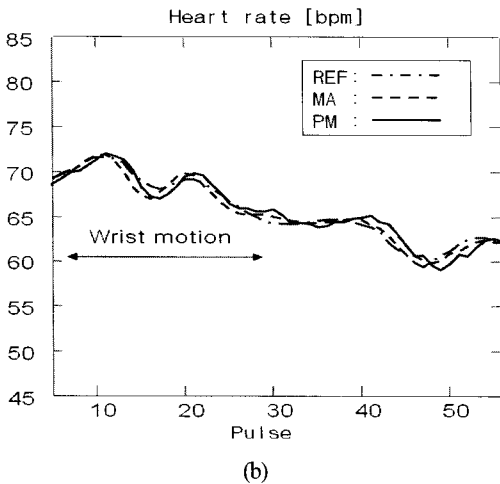
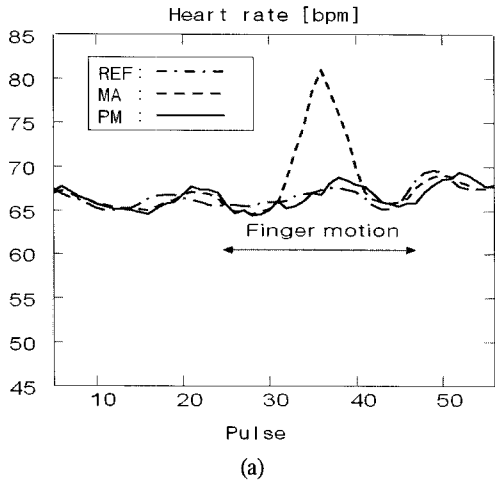


그림 5. 동잡음 영향에 따른 심박수의 변화
 (a) Case I : finger motion (b) Case II : wrist motion
 Fig. 5. Variation of the measured heart rate from motion interference.

(a) Case I : finger motion (b) Case II : wrist motion

동잡음 환경에서도 심박수 측정의 정확성을 분석하기 위해 일반적으로 의료기에 많이 적용되고 있는 이동평균필터 기법과 성능을 비교 분석하였고, 실험은 정상인(10명)을 대상으로 60초씩 10회 측정하였으며, 실험 방법은 왼손 손가락을 움직임이 없게 고정하여 심박수 측정(REF)하고 오른손 손가락에 구현된 측정기를 장착하여 시험하였다. 실험에서 손가락과 손목의 움직임으로부터 동잡음이 발생할 경우, 기준값과 이동평균 방법(MA), 제안된 방법(PM) 간의 심박수 오차를 비교 분석하였으며, 실험에서 나타난 대표적인 결과를 그림 5에 나타내었다. 이 실험에서 그림 5와 같이 손가락과 손목 움직임인 동잡음이 발생하더라도 제안된 방법이 이동평균 필터보다 표준값(REF)에 근접한 것을 알 수 있었다. 그리고 동잡음이 발생시 심박수의 최대 변화량을 분석한 결과(표 1)에서도 제안된 방법이 이동평균 기법과 심박수 측정 오차가 적게 발생됨을 알 수 있었다.

표 1. 휴대형 심박수 측정 장치의 성능분석
 Table 1. Performance analysis of the portable heart rate measurer

항목	심박수 오차 최대값(최소값)		심박수 변화폭	
	MA	PM	MA	PM
finger motion	14(-1)	2(-2)	15	4
wrist motion	1(-2)	3(-2)	3	5

MA : Moving Average Method

PM : Proposed Method

IV. 결 론

본 연구에서는 간호 업무량의 감소를 위해 휴대형의 심박수 측정 장치의 설계 기법과 심박수 측정 알고리즘을 제안하고, 실험으로 그 성능을 평가하였다. 실험의 결과와 같이 심박수 측정에 있어 제안된 기법이 동잡음(손가락 떨림, 환자의 움직임) 환경에서도 보다 정확한 심박수 측정이 가능함을 보였다. 본 연구의 결과인 휴대형 심박수 측정기를 간호업무에 도입된다면, 보다 효율적인 환자관리가 가능할 것이고, 업무 효

울 또한 향상 될 것으로 사료된다. 그리고 본 연구에서 개발된 휴대형 심박수 측정기에 무선 통신 기능을 부가한다면 실시간으로 환자 관리가 이루어 질것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] G. Y. Sung, "Recent Trend in the ubi quitous Life-Care Technology", E-Com munications Trend Analysis, vol. 22, no. 5, pp.24-34, 2007.
- [2] Mark Weiser, "The computer for the twenty-first century", Scientific American, vol. 265, no. 3, pp.94-104, 1991.
- [3] I. Brown and A. A. Adams, "The ethical challenges of ubiquitous healthcare", Int. Review Inf. Ethics, vol. 8, no. 12, pp. 53-60, 2007.
- [4] Nonin Co., "Onyx in the Physician's Office : Patient Care is Enhanced with Addition of Pulse Oximetry to Routine Vital Signs Monitoring", M-2003-Rev. C, 2003.
- [5] K. K. Tremper and S. J. Baker, *Pulse Oximetry and Oxygen Transform*, Springer-Verlag, 1996.
- [6] MASIMo, Discrete Saturation Transform, *Signal Extraction Technology of MASIMo Co.*, Technical Bulletin 1, 2001.
- [7] J. W. Lee, W. G. Jung, and G. K. Lee, "Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry", Computer Standards & Interfaces, vol. 26, no. 3, pp. 241-249, 2004
- [8] Willis J. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice Hall, 1993.

저자소개

이주원(Ju-Won Lee)



1999년 2월 : 한국해양대학교대학원
전자통신과 (공학석사)
2003년 2월 : 경상대학교 대학원
전자공학과 (공학박사)

2008년 9월~현재: 안동과학대학 의료공학과 전임강사
※관심분야: 생체신호처리, 유비쿼터스헬스케어기기, HCI