JKIICE Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering

한국정보통신학회논문지(J. Korea Inst. Inf. Commun. Eng.) Vol. 20, No. 8 : 1431~1437 Aug. 2016

독립성분 분석법과 필터뱅크를 기반한 PPG 신호의 동잡음제거 필터 설계

이주원[1] · 이병로[2*]

Design of Filter to Remove Motionartifacts of Photoplethysmography Based on Indepenent Components Analysis and Filter Banks

Ju-won Lee[1] · Byeong-ro Lee[2*]

[1]Department of Medical Engineering, Andong science college, Andong-si 36616, Korea
[2*]Department of Electronics Engineering, Gyeongnam Nat. Univ. of Science and Technology, Jinju-si 52725, Korea

요 약

모바일 헬스 장치에서 PPG 신호를 이용하여 심박수를 측정함에 있어 사용자의 움직임인 동잡음에 따라 그 성능이 현저하게 떨어진다. 이의 원인은 PPG 신호의 주파수 대역과 동잡음의 주파수 대역이 겹쳐있기 때문이고, 일반적인 대역필터로는 동잡음을 제거하기가 어렵다. 이러한 문제점 해결하기 위해 본 연구에서는 필터뱅크와 ICA를 이용하여 PPG 신호에 포함되어 있는 동잡음 제거 방법을 제안한다. 제안된 방법을 검증하기 위해 인위적으로 다양한 동잡음을 가하여 기존의 이동평균필터법과 ICA법의 심박수 변화를 비교 평가를 하였다. 이 실험의 결과에서 제안된 기법은 동잡음 환경에서도 기존의 이동평균필터와 ICA 보다 심박수 오차가 매우 낮게 나타났다. 이와 같이 제안된 방법을 헬스케어 단말기 설계에 적용한다면, 보다 안정적인 심박수 측정이 가능할 것으로 사료된다.

ABSTRACT

In mobile healthcare device, when to measure the heart rate by using the PPG signal, its performance is reduced according to the motion artifacts that is the movement of user. This is because the frequency range of motion (0.01 – 10 Hz) and that of PPG signals overlap. Also, the motion artifacts cannot be rectified by general filters. To solve the problem, this paper proposes a method using filter banks and independent component analysis (ICA). To evaluate the performance of the proposed method, we were artificially applied various movements and compared heart rate errors of the moving average filter and ICA. In the experimental results, heart rate error of the proposed method showed very low than moving average filter and ICA. In this way, it is possible to measure stable heart rate if the proposed method is applied to the healthcare terminal design.

키워드 : 광용적 맥파, 심박수, 독립성분분석법, 필터뱅크, 동잡음

Key word : Photoplethysmography, Heart Rate, Independent Components Analysis, Filter Bank, Motion Artifacts

Received 09 June 2016, **Revised** 13 June 2016, **Accepted** 29 June 2016

* **Corresponding Author** Byeong-ro Lee (E-mail:voyager@gntech.ac.kr, Tel:+82-55-751-3335)
Department of Electronics Engineering, Gyeongnam National University of Science and Technology, Jinju-si 52725, Korea

Open Access http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2016.20.8.1431 print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

ⓒThis is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(http://creativecommons.org/li-censes/by-nc/3.0/) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
Copyright Ⓒ The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

Ⅰ. 서 론

최근 U-헬스케어 단말 장치가 개발되고 상품화가 되고 있다. 이 단말기에서 측정하는 생체 신호들은 심전도, 체온, 산소포화도, 심박수, 호흡 등이며, 이 신호들 중에 광용적 맥파(PPG) 신호는 혈중 산소포화도와 심박수, 말초혈관 탄성도 등을 측정하여 심혈관 질환, 스트레스 분석, 과로, 혈액순환 상태 등을 진단하는데 사용되고 있다[1-3]. 이 PPG 신호는 Beer-Lambert법칙을 기반을 두어 적색 또는 적외선의 광을 인체(손가락, 귀, 팔목, 등)에 투광하고, 인체에 투광되거나 반사되어 오는 광 세기를 측정하는 방식으로 측정되며, 이 신호의 주파수 대역은 0.05-8[Hz]이다. 일반적으로 PPG 신호를 측정함에 있어 사용자의 움직임 많은 경우에 신호의 정확도가 현저하게 떨어지는 현상이 발생한다. 그 이유는 움직임의 주파수 대역(0.01-10Hz)과 PPG 주파수 대역이 겹쳐져 있기 때문이다[4-7]. 이러한 움직임에 의한 잡음을 동잡음(motion artifacts)라고하며, 이 동잡음을 제거를 위해 의료기기 산업 현장에서는 이동평균 필터, 적응 필터 등이 주로 사용되고 있다[4-13]. 최근에는 이러한 동잡음을 제거하기 위해 2차원 이동평균필터를 이용한 잡음 제거법과 3-축 가속도 센서와 적응필터법 등을 이용하여 잡음 제거 방법이 연구되었다[7]. 2차원 이동평균 필터 법은 맥파의 주기성을 이용하여 2차원공간에서 앙상블 이동 평균 처리하는 방법으로 순간적인 동잡음 제거에는 우수한 성능을 보이지만, 수 초 이상의 움직임이 있는 뇌졸중 또는 오환 환자의 경우에는 만족할 만한 성능을 제시하지 못했다. 그리고 3-축 가속도 센서를 이용한 동잡음 제거법은 가속도 센서의 신호를 적응필터의 레퍼런스 신호로 사용하여 PPG 신호에 포함된 동잡음을 제거하는 방법으로[9, 10], 이 방법은 저가의 모바일 용의 마이크프로세서에 적용하면 비용이 증가한다. 따라서 본 연구에서 가속도 센서를 사용하지 않고 필터뱅크와 와 독립성 분석법(ICA: indepenant component analysis) [12]을 기반한 동잡음 필터링 알고리즘을 제안한다. 제안된 방법은 암묵 신호분리(blind source separation)에 있어 우수한 성능을 보이 ICA기법을 기반한 것으로, ICA의 입력 신호의 확장과 수렴 속도향상을 위해 필터뱅크를 사용하였다. 제안된 방식의 성능과 그 효용성을 검증하기 위해 실험에서 손가락 충격, 손목과 손가락 움직임 등 다양한 동잡음을 인위적으로 가하여 심박수 변화를 분석하고, 그 결과로부터 그 효용성을 제시하였다.

Ⅱ. 동잡음 필터 설계

본 연구에서 PPG 신호의 동잡음을 제거하기 위해 필터뱅크와 ICA를 이용한 동잡음 필터링 기법을 그림 1과 같이 제안한다. 제안된 기법은 PPG 센서로 측정된 광용적 맥파(PPG) 신호의 고주파 잡음 제거를 위한 전처리(pre-processing)용의 이동평균 필터, 동잡음이 없을 때 추출된 참조신호, PPG 신호의 확장을 위한 필터뱅크, 확장된 PPG 신호에 포함된 동잡음과 맥파 신호를 분리하기 위한 ICA 및 ICA의 전처리 과정인 whitening, ICA 출력 중에 동잡음이 최소화된 PPG 신호채널을 검출하기 위한 상관관계 처리 및 최적의 PPG 신호 채널 선택기 등의 과정으로 이루진 구조이며, 각 단계별 세부적인 처리과정은 다음과 같다.

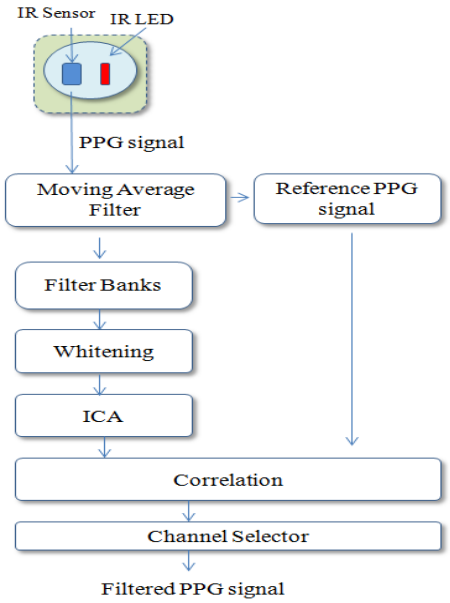


Fig. 1 Proposed signal processing method to remove motion artifacts of PPG signal

2.1. PPG 센서부

PPG 신호를 측정하는 원리는 Beer- Lambert 법칙을 기반 한 것으로 적색 또는 적외선 광을 인체에 투광하

여 반사되거나 투광되어 오는 광을 측정하는 방식이다 [5-7, 10]. 이 수광 신호에는 동맥혈의 혈류 흐름인 맥파 신호(PPG signal) 와 사용자의 움직임인 동잡음이 포함되어 있다. 이 동잡음은 사용자의 움직임에 의해 광센서의 위치변화, 혈액 흐름변화, 체온, 주변 광원 등에 따라 영향을 받는다. 본 연구에서는 PPG 신호를 측정하기 위해 960[nm] 파장의 적외선 LED와 적외선 포토 센서를 사용하여 설계하였다. 설계된 센서의 동작은, 샘플링 주기 간격으로 적외선 LED를 점등 제어하고, 이때 수광 신호의 고주파 잡음과 호흡잡음, 직류성분 등을 제거하기위한 0.5~4Hz의 대역을 갖는 1차 능동 대역통과필터를 거쳐 마이크로컨트롤러의 A/D변환기로 맥파 신호를 획득하였다.

2.2. 전처리용 이동평균 필터 설계

적외선 센서를 통하여 측정된 PPG 신호 $S_{PPG}(n)$ 에 포함되어 있는 회로 잡음, 외부 방사 잡음, 전원 잡음 등의 고주파 성분 제거하기 위해 본 연구에서는 고주파 잡음 제거에 우수한 성능 보이는 N-차 이동평균필터 (MAF : moving average filter)[5,7,9] 사용하였다. 이 이동평균 필터는 식(1)과 같이 맥파 신호를 처리하여 필터뱅크로 입력하였다.

$$\widehat{S_R}(n) = \frac{1}{N}\sum_{k=0}^{N-1} S_R(n) \tag{1}$$

2.3. 필터뱅크-ICA 설계

본 연구에서는 측정된 PPG 신호로부터 동잡음과 맥파 신호를 분리하기 위해 암묵신호 분리에 우수한 성능을 보이는 ICA기법을 적용하였다. 일반적으로 ICA는 K-개의 원 소스(original source)로 개별을 분리하려면 적어도 K-개의 관측이 필요하다[12]. 그러나 PPG 신호의 측정을 하나의 채널로 측정 한다면 다-채널로 확장이 요구된다. 따라서 본 연구에는 ICA의 수렴 성능과 입력 신호의 확장을 위해 다중 샘플링을 기반을 둔 필터뱅크를 이용하였다. 여기서 사용된 필터뱅크는 이동평균 필터의 출력 신호인 PPG 신호 $\hat{S}_R(n)$ 에 포함되어 있는 잡음 신호를 1-차적으로 제거함과 동시에 측정된 PPG 신호를 식(2)와 같이 M-간격으로 신호를 재-샘플링하고 식(3)과 같이 N-차 이동평균필터로 인터폴레이션 처리를 하여 측정된 PPG 신호를 확장시켰다.

$$S_K(n) = \begin{cases} \hat{S}_R(n), n = 0, M, 2M, \ldots \\ 0, \qquad otherwise \end{cases} \tag{2}$$

$$\widehat{S_K}(n) = \frac{1}{N}\sum_{k=0}^{N-1} S_K(n) \tag{3}$$

식(2)와 (3)에서 K는 필터뱅크의 채널 번호, $\hat{S}_K(n)$ 는 PPG 신호를 M-간격으로 재샘플링(re-sampling)하여 K-개로 확장된 PPG 신호이다. 필터뱅크의 출력 신호의 각각에 식(4)와 같이 동잡음 $m(n)$, 맥파 $P(n)$, 기타 잡음$e(n)$ 등이 혼합되어 있다고 가정하면, 식 (5)와 같이 혼합 관계행렬 A, 혼합된 신호 X(n), 원의 고유 신호 벡터 O(n) 등의 관계를 정의할 수 있다.

$$\boldsymbol{X}(n) = \begin{bmatrix} \widehat{S_1}(n) \\ \vdots \\ \widehat{S_K}(n) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11}P(n) + a_{12}m(n) + \ldots + a_{1K}e(n) \\ \vdots \\ a_{K1}P(n) + a_{P2}m(n) + \ldots + a_{KK}e(n) \end{bmatrix} \tag{4}$$

$$\boldsymbol{X}(n) = \begin{bmatrix} a_{11} \cdots a_{1K} \\ \vdots \ \ddots \ \vdots \\ a_{K1} \cdots a_{KK} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P(n) \\ \vdots \\ m(n) \\ \vdots \\ e(n) \end{bmatrix} = \boldsymbol{AS}(n) \tag{5}$$

즉, 식 (5)와 같이 분할된 신호를 X(n) 라 하면, 식(6)과 같이 A의 역 행렬로부터 원 신호 S(n)를 구하여 동잡음이 없는 PPG 신호를 추출할 수 있다.

$$S(n) = A^{-1}X(n) = WX(n),\ W \approx A^{-1} \tag{6}$$

본 연구에서는 A의 역 행렬인 W를 추정하기 위해 뇌파 신호분리에 적용되어 우수한 성능을 보인 InfoMax 알고리즘[12]을 사용하였으며, ICA를 적용하기 전에 전처리 단계인 Whitening 처리는 식(7)와 같이 가장 널리 이용되는 공분산 행렬을 기초로 한 고유값 분해 (eigenvalue decomposition) 방법을 이용하였다. 식(7)에서 E는 X(n) 공분산의 고유 벡터이고, D는 대각성분의 고유 값이다.

$$\overline{X} = ED^{1/2}E^{T}X \tag{7}$$

$$W(n+1) = W(n) + \lambda[W - \tanh(\frac{W\overline{X}}{2})(W\overline{X})W] \quad (8)$$

식 (8)에서 λ는 학습 상수이며, 이 학습법을 통하여 추정된 최적의 W로부터 동잡음, 호흡, PPG 맥파, 기타 잡음 등이 분류된 신호를 얻을 수 있다. 상기의 과정으로 분리된 신호들로부터 동잡음이 없는 PPG 신호 채널을 선택하기 위해 식(9)과 (10)과 같이 각 채널별 신호 $S_k(i)$와 동잡음이 없는 T_W-구간의 PPG 신호 $S_{ref}(i)$와 상관관계를 구하여 상관계수 R_k가 최대인 채널 k를 동잡음이 없는 PPG 신호 채널로 선택하게 하였다.

$$R_k = \frac{\sum_{i=0}^{T_W-1}[S_k(i)-\overline{S_k}][S_{ref}(i)-\overline{S_{ref}}]}{\sqrt{\sum_{i=0}^{T_W-1}[S_k(i)-\overline{S_k}]^2 \sum_{i=0}^{T_W-1}[S_{ref}(i)-\overline{S_{ref}}]^2}} \quad (9)$$

$$k = index\{\max([R_1\ R_2 \ldots R_K])\} \quad (10)$$

식(9)에서 $\overline{S_k}$는 각 채널별 신호의 평균이며, $\overline{S_{ref}}$는 동잡음이 없는 구간의 PPG 신호의 평균값이다.

Ⅲ. 실험 및 고찰

본 연구에서 제안한 방법의 성능평가를 위하여 10비트 ADC가 내장된 Atmel사의 마이크로프로세서인 ATmega32-16Mhz, Op-Amp로 구성한 1차 능동형 아날로그 대역통과필터, 920[nm] 파장의 적외선 LED와 포토트랜지스터 등으로 구성한 PPG 센서회로를 설계하고 구현하였다. 그리고 구현된 센서를 이용하여 심박수가 70~110[bpm]인 정상인의 손목에 부착하고, 샘플링 주파수 250[Hz]로 적외선 LED를 점등 제어하고 이때 나타나는 적외선 센서의 PPG 신호를 획득하여 19200[bps] 속도의 RS232 시리얼통신으로 PC(personal computer)에 전송하였다. 시리얼 통신으로 수신된 적외선 센서의 신호를 Matlab으로 구현된 제안한 알고리즘에 입력하여 신호처리를 하였다. 이 실험에서 있어 제안한 기법의 각 단계별 필터의 파라미터를 표 1과 같이 설정하고, 다양한 동잡음(손가락 움직임, 손목+손가락 움직임)을 1~2회 정도로 인위적으로 가하여 실험하여 그 결과를 그림 2, 3 및 표 2에 나타내었다. 측정된 각각의 적외선 센서 신호를 100차 이동평균 필터를 거쳐 고주파 잡음을 제거(그림 2(a))하고, 필터뱅크로 여러 주파수 대역별로 분류하고 확장한 결과를 그림 2(b)~(d)에 나타내었으며, 이 확장된 PPG 신호는 샘플링 주파수 250[Hz]를 1/2, 1/4, 1/8로 다운-샘플링과 업-샘플링 처리를 하고, 50차 이동 평균 필터로 인터폴레이션 처리를 한 것이다.

Table. 1 Each parameters of proposed method used in experimentation

Item	Paameters	
MVF (moving average filter)	filter order	100
filter bank	number of banks	3
	interpolation filter, order	MVF, 50
ICA	learning rate	0.001
Correlation	T_W	400

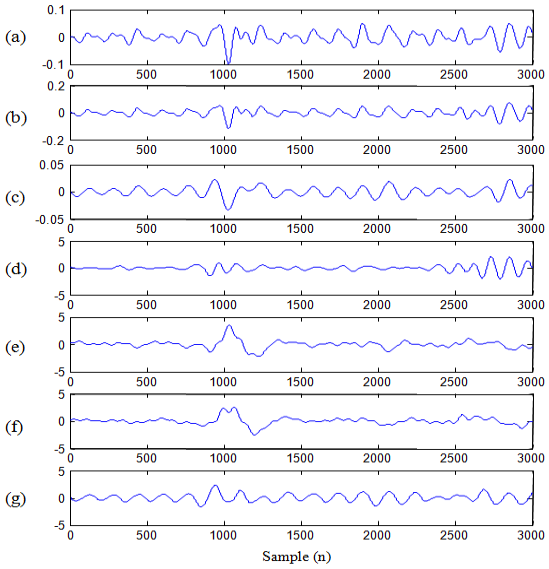
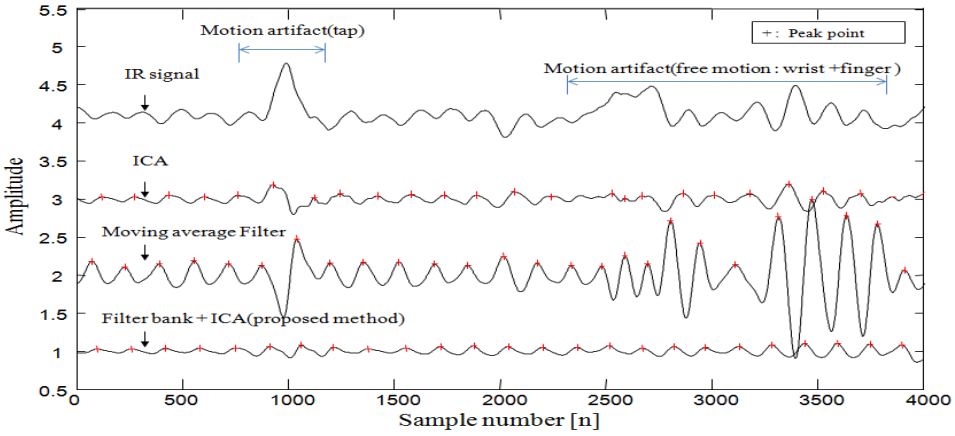
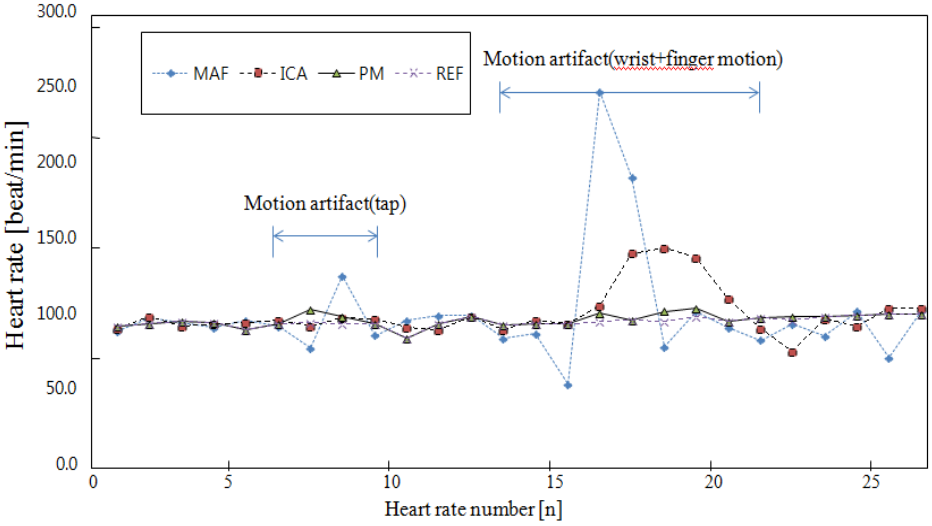


Fig. 2 Results of the proposed method: (a) measured PPG signal, (b) output of filter bank (k=1), (c) output of filter bank (k=2), (d) output of filter bank (k=3), (e)~(g) outputs of ICA.

그리고 필터뱅크의 출력 신호들을 ICA에 입력하고, 신호를 분리한 실험 결과의 예를 그림 2의 (e)~(g)에 나타내었다. 그림 2의 (e)~(g) 신호 중에 동잡음이 없는



(a)



(b)

Fig. 3 Results of peak detection and heart rate extraction: (a) Peak detection, (b) Heart rate extraction

PPG 신호의 채널을 구하기 위해 400개 샘플 값을 선택하여 참조신호로 설정하고, ICA의 각 출력과 상관관계를 구한 결과, 상관계수 값들이 채널별로 각각 -0.2048, 0.2509, 0.6282으로 나타났으며, 이때 최대값을 가지는 채널은 3번째였다. 동잡음에 따른 필터 성능을 평가하기 위해 손가락 두드림, 손가락 상하 구부림, 손목 움직임(좌우회전) 등을 1~2회 정도로 인위적으로 가하여 실험하였으며, 이 결과를 그림 3과 표 2에 나타내었다. 그림 3의 (a)의 결과에서 동잡음(손가락 두드림과 손가락+손목 움직임)이 있어도 원활하게 동잡음이 분리됨을 확인하였으며, 심박수 검출을 위해 피크(peak) 값("+") 검출에서는 기존의 방법인 이동평균필터와 ICA[13]보다 양호하게 검출됨을 알 수 있었다. 손가락 두드림에서 다소 위상지연이 발생되었다. 그리고 손가락과 손목의 자유로운 움직임인 동잡음에서는 손목 움직임이 클 때 이동평균필터와 ICA의 출력이 크게 변화되었지만, 제안된 기법에서는 큰 변화를 보이지 않았다. 그림 3의 (b)와 같이 심박수 변화를 평가한 결과, 이동평균필터와 기존의 ICA방법은 동잡음에 대하여 영향을 크게 받았지만, 제안된 방법(PM)은 기존 방법들 보다 동잡음에

의한 영향이 매우 작음을 알 수 있었다. 그리고 동일한 방법으로 PPG신호를 10회 측정하여, 제안된 방법과 이동평균필터, 기존의 ICA 필터법 등과 심박수 변화를 비교 평가하여 표 2에 나타내었으며, 표 2와 같이 손가락 두드림의 동잡음을 인가했을 때, 제안된 방법이 이동평균필터 및 ICA 기법과 유사하게 나타났으며, 심박수 25회 동안 참조신호와 심박수 절대 오차를 비교하였을 때, 기존의 이동평균필터 법과 ICA방법 보다 매우 낮게 1.3[bpm]으로 나타났다. 이러한 실험의 결과로부터 본 연구에서 제안한 기법을 모바일 헬스케어 장치 설계에 적용한다면 보다 안정적으로 심박수 측정이 가능할 것으로 판단된다.

Table. 2 Effectiveness of the proposed method in analyzing heart rate variation

Filters	Heart rate[bpm]				
	finger tap		free motion (wrist+finger)		Absolute Error Means
	max	min	max	min	
Reference PPG	93.8	90.9	96.8	91.5	-
MAF	124.0	82.9	245.9	52.4	17.6
ICA	96.2	82.9	142.9	73.9	9.8
Proposed method	96.2	82.9	102.7	92.0	2.1

Ⅳ. 결 론

본 논문에서는 모바일 헬스케어 단말기에 사용되는 생체 신호들 중에 하나인 PPG 신호 처리에 관한 연구로서 PPG 신호 처리의 문제점인 동잡음을 제거하기 위해 필터뱅크, ICA를 이용한 동잡음 필터 설계법을 제안하였고, 제안된 기법의 성능 분석하기 위해 인위적으로 다수의 동잡음(손가락 두드림, 손목과 손가락 움직임)을 가하여 성능을 분석하였다. 이 결과, 본 논문에서 제안된 기법은 심박수 측정 성능 평가에 있어 기존의 이동평균필터 (error 17.6bpm)와 ICA(error 9.8bpm)보다 심박수 측정의 안정성(error 2.1bpm)이 매우 높음을 확인하였다. 이 결과와 같이 제안된 기법의 신호처리를 헬스케어 단말기에 적용한다면 사용자의 움직임에서도 신뢰성이 높은 심박수 측정이 가능할 것으로 사료된다.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by Gyeongnam National University of Science and Technology Grant 2015.

REFERENCES

[1] K. Pilt, R. Ferenets, K. Meigas, L.-G. Lindberg, K. Temitski and M. Viigimaa, “New photoplethysmographic signal analysis algorithm for arterial stiffness estimation,” *The Scientific World J.*, vol. 2013, pp. 1-9, Aug. 2013.

[2] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 2, pp. R1-R39, February 2007.

[3] C. K. Lao, et al, “Portable heart rate detector based on photoplethysmography with android programmable devices,” *Telecommunications and Signal Processing (TSP), 35th International Conference, IEEE,* pp. 605-609, July 2012.

[4] Z. Zhang, Z. Pi, B. Liu, ‘‘TROIKA: A General Framework for Heart Rate Monitoring Using Wrist-Type Photoplethysmographic Signals During Intensive Physical Exercise,’’ *IEEE Trans. on Biomedical Engineering,* vol. 62, no. 2, pp. 522-531, September 2015.

[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* vol. 26, no. 3, pp. 241-249, May 2004.

[6] S. Zhu, K. Tan, X. Zhang, Z. Liu, B. Liu, “MICROST: A mixed approach for heart rate monitoring during intensive physical exercise using wrist-type PPG Signals,” *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*. pp. 2347-2350, Aug. 2015.

[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,” *International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 5, no. 6, pp. 701-706, Dec. 2007.

[8] H. S. Shin, C. Lee, M. Lee, “Adaptive threshold method for the peak detection of photoplethysmographic waveform,”

Computers in Biology and Medicine, vol. 39, no. 12, pp. 1145-1152, Dec. 2009.

[9] S. Bagha, L. Shaw. "A real time analysis of PPG signal for measurement of SpO2 and pulse rate." *International journal of computer applications* vol. 36, no.11, pp. 45-50, Dec. 2011.

[10] M. B. Mashhadi, et al. "Heart Rate Tracking using Wrist-Type Photoplethysmographic (PPG) Signals during Physical Exercise with Simultaneous Accelerometry." *Signal Processing Letters, IEEE* vol. 23, no. 2, pp. 227-231, Dec. 2016.

[11] B. Lee, et al, "Improved elimination of motion artifacts from a photoplethysmographic signal using a kalman smoother with simultaneous accelerometry," *Physiol. Meas.* vol. 31, no. 12, pp. 1585-1603, Oct. 2010.

[12] A. Hyvärinen, J. Karhunen, E. Oja, *Independent Component Analysis*. 605, Third Avenue: John Wiley and Sons, New York, 2001.

[13] M. Pfiugradt, M. Rose, R. Orglmeister, "A novel method for motion artifact removal in wearable ppg sensors based on blind source separation," *Biomed Tech*, vol. 58, pp. 1, Sep. 2013.

이주원(Ju-Won Lee)

2003. 2 : 경상대학교 전자공학과 공학박사
2008. 9 ~ 현재 : 안동과학대학교 의료공학과 부교수
※관심분야 : 유비쿼터스 헬스케어, 의용영상처리, 생체신호처리, 휴먼컴퓨터 인터페이스

이병로(Byeong-Ro Lee)

1999. 2 : 경상대학교 전자공학과 공학박사
2000. 3 ~ 현재 : 경남과학기술대학교 전자공학과 교수
※관심분야 : 신호처리, 전자응용시스템.