

적응 노치필터와 퍼지추론 시스템을 이용한 광용적 맥파 신호의 동잡음 제거 필터 설계

이주원¹, 이병로^{2*}

¹안동과학대학교 전기자동차과, ²경남과학기술대학교 전자공학과

Design of Filter to Remove Motion Artifacts of Photoplethysmography Signal Using Adaptive Notch Filter and Fuzzy Inference system

Ju-Won Lee¹, Byeong-Ro Lee^{2*}

¹Department of Electric and Automation Engineering, Andong Science College

²Department of Electronics Engineering, Gyeongnam National University of Science and Technology

요 약 모바일 헬스케어 디바이스에서 가장 많이 사용되는 PPG 신호는 디바이스 사용자의 움직임의 영향에 따라 심박수 측정의 정확도가 떨어진다. 그 이유는 사용자의 동잡음의 주파수 대역이 PPG 신호의 주파수 대역과 겹쳐 있기 때문이다. 이러한 동잡음을 제거하기 위해 주파수 분석법, 가속도 센서 적용 등의 다양한 방법들이 연구되어 우수한 성능을 제시하였지만, 저가의 헬스케어 디바이스에 이들 필터법을 적용함에 있어 많은 연산처리 시간과 센서 가격 측면 때문에 적용하기가 어렵다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 연구에서는 실시간으로 보다 정확한 심박수를 추출하기 위해 퍼지추론 시스템과 적응노치 필터를 이용한 PPG 신호처리 기법을 제안하고 그 성능을 평가하였다. 그 결과, 기존의 방법보다 우수한 결과를 보였으며, 이 결과를 토대로 제안된 방법을 모바일 헬스케어 디바이스 설계에 적용한다면 실시간으로 보다 정확한 심박수 측정이 가능할 것이다.

• 주제어 : 모바일 헬스케어 디바이스, PPG 신호, 동잡음, 적응노치필터, 퍼지 추론시스템

Abstract When PPG signal is used in mobile healthcare devices, the accuracy of the measured heartbeat decreases from the influence by the movement of the user. The reason is that the frequency band of the noise overlaps the frequency band of the PPG signal. In order to remove these same noises, the methods using frequency analysis method or application of acceleration sensor have been investigated and showed excellent performance. However, in applying these methods to low-cost healthcare devices, it is difficult to apply these methods because of much processing time and sensor's cost. In order to solve these problems, this study proposed the filter design method using an adaptive notch filter and the fuzzy inference system to extract more accurate heart rate in real time and evaluated its performance. As results, it showed better results than the other methods. Based on the results, when applying the proposed method to design the mobile healthcare device, it is possible to measure the heartbeat more accurately in real time.

• Key Words : Mobile healthcare device, PPG signal, Motion artifacts, Adaptive notch filter, Fuzzy inference system

Received 12 February 2019, Revised 22 February 2019, Accepted 23 February 2019

* Corresponding Author Byeong-ro Lee, Department of Electronics Engineering, Gyeongnam National University of Science and Technology, Dongjin-ro 33, Jinju-si, Korea. E-mail: voyager@gntech.ac.kr

I. 서론

최근 개인의 자신의 건강을 지키기 위해 헬스케어 디바이스를 구매하여 사용하는 빈도수가 높아지고 있으며, 이러한 소비자의 요구에 맞추어 산업현장에서는 IoT 기반의 모바일 헬스케어 디바이스를 개발하고 상품화하고 있다. 헬스케어 디바이스의 대부분이 심박수를 측정하여 심박 변이도 분석, 스트레스 분석, 피로도 분석, 혈관 탄성도 분석, 감성분석, 혈압 등에 관한 사용자의 건강 상태 및 정보를 제공한다[1]-[3]. 모바일 헬스케어 디바이스에서 심박수 측정을 위해 가장 적용되는 기술은 광용적 맥파(PPG: photoplethysmography) 측정 기술이다. 이 PPG 신호는 적외선 광을 귓볼 또는 손가락, 손목 등에 투사하여 반사되거나 투과되는 광을 수신하여 모세혈관에 있는 혈액 양의 변화를 광으로 측정한 것으로 심박수 측정에서 있어 저가의 비용으로 장치를 구현할 수 있고, 심전도 측정보다 편리하여 모바일 헬스케어 디바이스에 가장 많이 적용되고 있다[2]. 그러나 PPG 신호를 측정함에 있어 사용자의 움직임인 손 떨림, 손가락 구부림, 팔 스윙(swing) 등에 따라 측정이 정확도 현저하게 떨어진다. 이러한 사용자의 움직임을 잡음을 간주하고 이를 동잡음(MA: motion artifacts)이라 한다. 이 동잡음을 제거함에 있어 일반적인 저역통과필터, 고역통과 필터, 이동평균필터 등으로 제거하기가 매우 어렵다. 그 이유는 사용자의 동잡음의 주파수 대역이 PPG 신호의 주파수 대역과 겹쳐 있기 때문이다[4]. 이러한 문제점인 PPG 신호에 포함되어 있는 동잡음을 효과적으로 제거하고 보다 정확한 심박수를 측정하기 위해 가속도 센서를 기반으로 한 적응 필터, 주파수 분석법 등이 연구 되었다[5]. 가속도 센서를 이용한 동잡음 제거법은 가속도 센서의 신호를 적응필터의 레퍼런스 신호로 사용하여 PPG 신호에 포함된 동잡음을 제거하는 방법이며, 신호처리에 있어 가속도 신호를 동잡음 신호와 형상에 맞게 변환시켜야 하는 처리시간이 필요하며, 주파수 분석법은 주파수 변환 연산시간이 많이 소요되어 저가인 저속의 마이크로프로세서에서는 실시간 처리가 어렵다. 따라서 연구에서는 이러한 문제점을 개선하기 적응노치 필터(adaptive notch filter)와 퍼지 추론시스템(fuzzy inference system)을 이용한 동잡음 제거필터 설계를 제안한다. 제안한 방법은 동잡음 크기에 따라 퍼지 추론 시스템으로 적응 노치필터의 주파수 대역을 추정

하여 PPG신호에 포함되어 있는 동잡음 제거하는 방식이다. 그리고 제안된 방식의 성능과 그 효율성을 검증하기 위해 다양한 동잡음이 포함된 PPG신호를 토대로 실험하여 그 결과를 제시 하였다.

II. PPG 신호와 동잡음

PPG 신호는 적외선 또는 적색 광 $T_B(t)$, 녹색 광을 인체에 조사한 후, 반사 또는 투과된 광 $S(t)$ 을 수광 센서(photo-sensor)로 측정할 있으며, 이 수광 신호의 크기는 식(1)과 같이 Beer-Lambert 법칙[4]을 따른다.

$$S(t) = T_B(t)e^{-\Delta d} = T_B(t)e^{-(\Delta d_p + \Delta d_N)} \quad (1)$$

식(1)에서 Δd 는 혈관 속에 흐르는 혈류에 의한 광원 흡수의 변화 Δd_p , 피부 표면과 광원사이의 거리 변화, 및 피부 내부와 광원사이의 거리 변화 Δd_N 등이 모두 포함된 변화분이다. 측정된 PPG 신호를 이용하여 심박수 측정에 있어 혈류에 의한 광원 흡수의 변화(Δd_p)만 필요하고 이 이외의 거리변화는 모두 동잡음(Δd_N)으로 간주할 수 있으며, 이 센서를 적용한 헬스케어 디바이스를 사용하는 사람의 움직임 형태에 따라 동잡음의 변화는 다양하다. 그리고 동잡음은 0.01-10[Hz] 이내의 주파수 대역에 존재하며, PPG 신호의 주파수 대역(0.5-5[Hz])과 겹쳐 있어 일반적 고역/저역 필터로 제거하기가 매우 어렵다. 이러한 동잡음을 제거하기 위해 최근에 주파수 분석기법을 이용한 TROIKA 알고리즘[5], 가속도 센서 기반의 적응필터법 등 다양한 방법들이 개발되었지만, 저가의 헬스케어 디바이스에 적용하기 위해서는 실시간 필터링 및 센서 가격 등이 고려되어야 한다.

III. 퍼지 추론 기반의 적응 노치필터 설계

적응 노치필터를 이용하여 PPG신호를 실시간 필터링함에 있어 동잡음 변화에 따라 잡음제거 성능이 떨어지며, 특히 적응노치필터의 주파수 대역에 관련된 파라미터 설정에 따라 필터 성능은 달라진다. 따라서 본 연구에서는 실시간으로 보다 정확한 PPG 신호와 심박수를 추출하기 위한 퍼지추론 기반의 적응 노치필터를 그림 1과 같은 구조와 처리 방법을 제안한다.

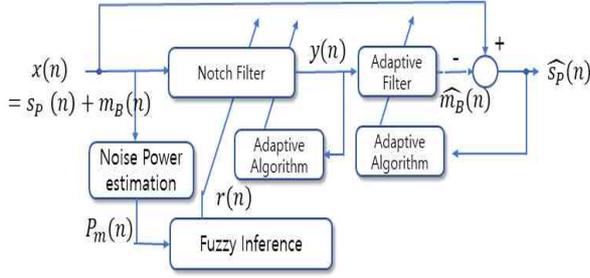


Fig. 1. Proposed an Adaptive notch filter based on the fuzzy inference

그림 1은 노치필터는 포토센서로 측정된 PPG 신호 $x(n)$ 를 입력받아 신호 $x(n)$ 에 포함되어 있는 동잡음 $m_B(n)$ 를 제외한 PPG 신호 $s_p(n)$ 을 추출하는데 사용하기 위한 구조이다. 적응노치 필터(adaptive notch filter)를 사용함에 있어 필터의 중심 주파수 ω_0 는 LMS(least mean square) 적응 알고리즘으로 최적화할 수 있으나, 주파수 대역폭은 고정된 상수로 설정되어 동잡음의 주파수 변화에 따라 적응하지 못하며, 대부분이 여러 실험을 통하여 경험 치로 설정한다. 이로 인하여 잘못된 파라미터 설정은 PPG 신호의 동잡음 변화에 따라 심박수 측정의 성능이 떨어진다. 이러한 문제점을 개선하기 위해 본 연구에서는 입력 PPG신호의 잡음 전력 $P_m(n)$ 을 측정하여 적응 노치 필터의 주파수 대역폭에 관계된 파라미터인 $r(n)$ 을 퍼지 추론 시스템으로 조정하도록 설계하였다.

3.1 적응 노치필터 설계

본 연구에서 사용된 적응 노치필터[6]는 식(2)와 같이 동잡음 $m_B(n)$ 와 진폭 A 와 위상각이 α 인 PPG 신호 $s_p(n)$ 의 합을 식(2)와 같이 입력 신호 $x(n)$ 이라고 가정하고, 실시간으로 PPG 신호 $s_p(n)$ 의 주파수를 추정하도록 하였다.

$$x(n) = s_p(n) + m_B(n) = A \cos(\omega_0 + \alpha) + m_B(n) \quad (2)$$

식(2)에서 f_s 는 샘플링 주파수, ω_0 는 노치필터의 중심 주파수 f 를 토대로 하여 $\omega_0 = 2\pi f / f_s n$ 으로 정의하였다. 동잡음이 없는 PPG 신호를 추정하기 위해 본 연구에서는 IIR 구조의 2차 구조와 식(3)의 전달함수를 가용하였으며, 이 전달함수를 차분 방정식으로 표현하면 식(4)와 같이 된다.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1 - 2\cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r\cos(\omega_0)z^{-1} + r^2z^{-2}} \quad (3)$$

$$y(n) = x(n) - 2\cos[\omega_0(n)]x(n-1) + x(n-2) + 2r\cos[\omega_0(n)]y(n-1) - r^2y(n-2) \quad (4)$$

식(3)과 식(4)에서 r 은 $0 \ll r \ll 1$ 사이의 값으로 주파수 대역을 조정하는 파라미터이며, r 이 1일 때, 주파수 대역(BW)은 $BW \approx 2(1-r)$ 로 근사화 할 수 있다[6]. 이들 파라미터들은 노치필터의 출력과 위 $y^2(n)$ 를 최소화하기 위해 LMS 알고리즘을 적용하여 식(5)-(6)와 같이 조정하도록 하였으며, 식(5)의 μ 는 수렴상수이다.

$$\omega_0(n+1) = \omega_0(n) + 2\mu y(n)\beta(n) \quad (5)$$

$$\beta(n) = 2\sin[\omega_0(n)]x(n-1) - 2r\sin[\omega_0(n)]y(n-1) + 2r\cos[\omega_0(n)]\beta(n-1) - r^2\beta(n-2) \quad (6)$$

3.2 퍼지 추론기반의 주파수 대역 조정

동잡음이 포함된 PPG 신호에서 보다 정확한 PPG 신호 추정과 심박수를 획득하기 위해 노치필터의 주파수 대역폭을 동잡음의 크기와 주파수 변화에 따라 조정할 수 있게 퍼지 추론 시스템을 사용하였으며, 퍼지추론 시스템은 전문가의 지식을 기반으로 하여 추론하는 시스템으로 퍼지화기(fuzzifier), 규칙 베이스(rule base), 퍼지 추론기(fuzzy inference engine), 비퍼지화기(defuzzifier)로 구성되어 있다[7][8]. 본 연구에서 사용된 퍼지 추론시스템의 구조는 그림 2와 같다.

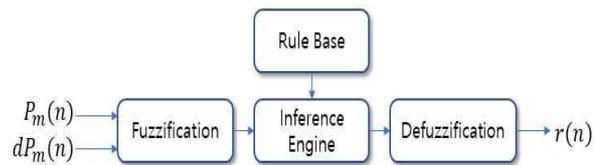


Fig. 2. Fuzzy Inference system

그림 2에서 주파수 대역 파라미터 $r(n)$ 을 퍼지 추론하기 위해 PPG 신호 $x(n)$ 에 포함되어 있는 잡음의 크기를 식(7)과 같이 측정하였으며, 식(7)은 현재 샘플링된 신호 값 $x(n)$ 과 시간 L 만큼 이전 값인 $x(n-L)$ 간의 차의 크기를 측정함으로써 해서 잡음의 크기를 알 수 있다. 즉, 동잡음이 클수록 $P_m(n)$ 값은 증가하며, 동잡음이 작을수록 $P_m(n)$ 값이 작게 나타나는 특징을 이용한 것이다.

$$P_m(n) = P_m(n-1) + \frac{x(n)^2 - x(n-L)^2}{L} \quad (7)$$

측정된 잡음의 크기에 따라 주파수 대역 파라미터를 조정하기 위해 식(7)에서 측정된 $P_m(n)$ 값과 이 값의 변화량 $\Delta P_m(n)$ 을 퍼지 추론 시스템에 입력하였다.

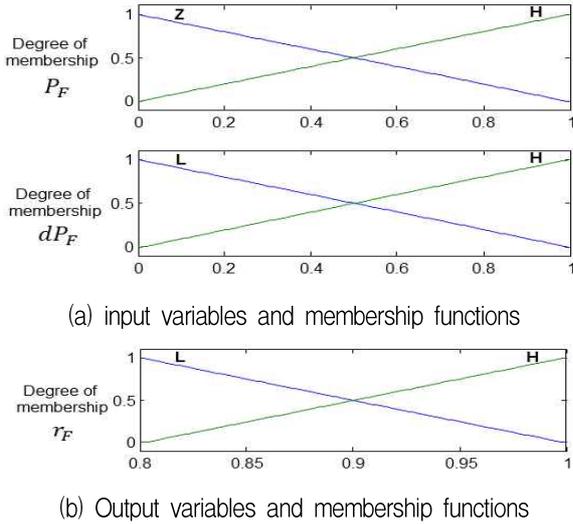


Fig. 3. Input/Output membership functions and variables of fuzzy Inference system

퍼지 추론시스템의 입력에서 $P_m(n)$ 과 $\Delta P_m(n)$ 을 퍼지화(fuzzification)하기 위해 입력 멤버십 함수와 변수, 출력 변수는 그림 3과 같이 설계하였다. 그리고 그림 3과 같이 퍼지추론 시스템의 입력 신호는 샘플링 주파수 2배의 구간 중에 PPG 신호의 최대값을 추출하여 0과 1사이로 스케일링 처리를 한 $P_F(n)$, $\Delta P_F(n)$, $r_F(n)$ 을 입력받아 삼각형 소속함수로 퍼지화하였다. 출력 신호는 노치필터 주파수 대역과 관계된 파라미터 $r(n)$ 의 값을 0.8에서 1사이로 설정하였다. 노치필터의 주파수 대역 파라미터 $r(n)$ 값을 추론하기 위한 규칙은 Mandani의 Min-Max 추론법을 기반으로 하여 규칙을 표 1과 같이 설정하였으며, 이 규칙은 현재 샘플의 PPG 신호의 크기와 신호 변화속도의 절대치를 기반으로 동잡음이 클수록 주파수 대역을 좁히도록 $r(n)$ 값을 증가시키게 한 것이다. 표 1의 규칙의 결과는 퍼지 값으로 비퍼지화 처리가 필요하며, 비퍼지화를 위해 식(8)과 같이 무게중심법을 이용하였다. 식(8)에서 M 은 비퍼지화를 위한 추론 출력을 이산화한 수이며, w_i 는 추론 결과에 따른 소속정도를 나타낸 것이다.

$$r(n) = \frac{\sum_{i=1}^M (r_F^* w_i)}{\sum_{i=1}^M w_i} \quad (8)$$

Table 1. Fuzzy Rules

Rules	$P_m(n)$	
	Z	H
$\Delta P_m(n)$	L	H
	H	H

3.3 적응필터

퍼지추론 시스템으로부터 추정된 주파수 대역 파라미터를 기반의 적응노치필터의 출력은 주기성의 심박 신호가 제거된 신호 $x_{notch}(n)$ 이며, 이 신호를 기반으로 PPG 신호를 추정하기 위하여 본 연구에서는 그림 1에서 제시된 N 차수의 적응필터를 사용하였다. 이 적응필터는 식(9)~식(11)과 같이 $x_{notch}(n)$ 를 입력받아 PPG 신호에 포함된 동잡음을 제거하였다.

$$\hat{s}_P(n) = s_P(n) + m_B(n) - \hat{m}_B(n) \quad (9)$$

$$\hat{m}_B(n) = \sum_{k=0}^{K-1} h(k) * x_{notch}(n-k) \quad (10)$$

$$h(n+1) = h(n) + 2\mu x_{notch}(n) \hat{s}_P(n) \quad (11)$$

식(10)에서 K 는 적응필터의 차수에 해당되며, $h(k)$ 는 적응필터의 계수이다. 이 적응필터의 계수는 식(11)과 같이 LMS 알고리즘과 수렴상수 μ 를 기반으로 필터 계수를 조정하였다.

IV. 실험 및 결과

본 연구에서 제안한 기법의 성능을 평가하기 위해 Matlab으로 알고리즘을 구현하였고, 실험에서는 사용자 보행 중에 125[Hz] 샘플링 주파수로 측정된 Zhang의 PPG 신호 데이터[9]를 이용하여 실험하였다. 그리고 제안된 필터의 파라미터는 표 2와 같이 설정하였으며, 이 실험결과의 일부를 그림 4에 나타내었다. 그림 4를 시각적으로 분석하면 동잡음이 많은 구간에서도 PPG 신호를 양호하게 추정함을 알 수 있었다. 다만 신호의 진폭이 작은 “A” 구간에서는 필터의 출력이 낮게 출력되는 점이 발생했으나, 이 문제점은 PPG 측정을 위한 아날로그 증폭회로의 보완으로 해결 가능할 것으로 판단된다.

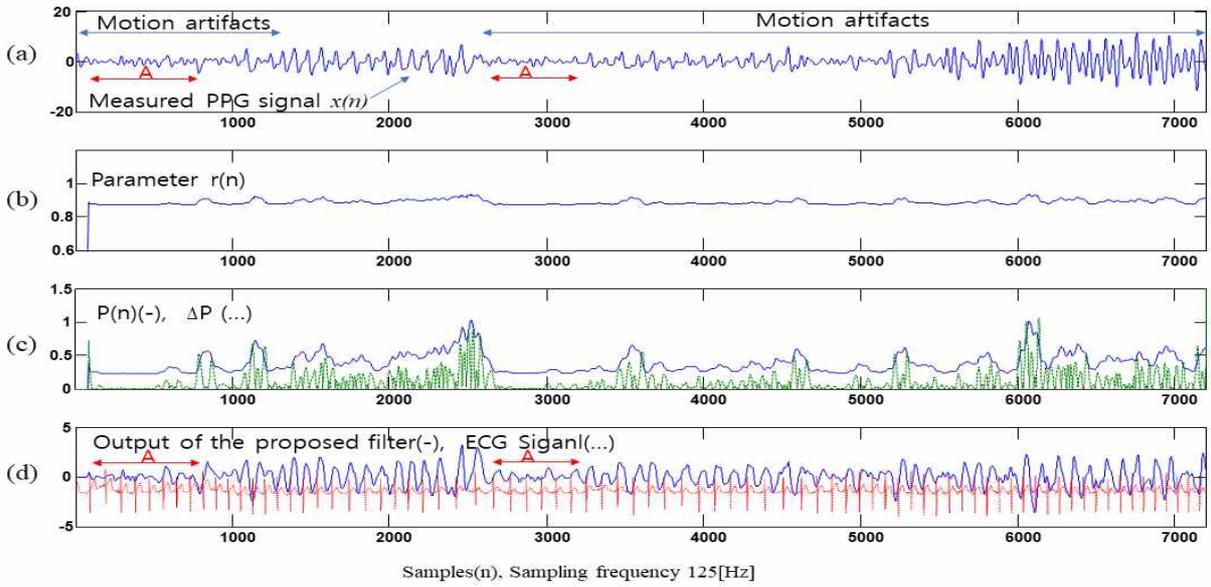


Fig. 4. Results of the proposed method : (a) measured PPG signal, (b) estimated parameter $r(n)$ from fuzzy inference system, (c) power signal $P(n)$ and the difference signal $\Delta P(n)$, (d) ecg signal, output of the proposed method

Table 2. Parameters of filters used in experimentation

Items	parameters	Values
Noise power estimator	Sample no. L	200
Adaptive Notch filter	convergence constant μ	0.001
	filter order	3
Adaptive filter	convergence constant μ	0.001

심박수 측정을 위해 식(12)와 같이 필터 출력 신호의 현재 맥파 신호의 최대치 지점 $T_{peak}(n)$ 을 추출하고 이전 맥파 신호의 최대치 지점 $T_{peak}(n-1)$ 간의 시간 차를 측정하고 식(12)를 이용하여 심박수를 추정 하였으며, 그 결과를 그림 5에 나타내었다. 그림 5와 같이 본 연구에서 제안한 기법의 결과가 사용자의 움직임 속에서도 기준 신호인 ECG 신호의 심박수와 유사함을 알 수 있었다. 보다 정확한 성능평가를 위해 40초 동안 자유로운 보행 중에 측정된 6명의 PPG 신호를 사용하여 심박수 추정 오차 및 정확도를 평가 실시하였다. 이 평가에서 추정오차 평가는 식(13)의 AAE (Average Absolute Error)를 이용하였고, 추정의 정확도는 식(14)의 AEP (Absolute Error Percentage)를 이용하였다. AAE와 AEP 평가에서 일반적으로 많이 사용되는 이동평균 필터법과 최근 연구의 주파수 스펙트럼 추정 기법을 적용한 TROIKA 알고리즘과 비교 분석하

였으며, 그 결과를 표 3에 나타내었다.

$$BPM_{est}(i) = 60f_s / |T_{peak}(n) - T_{peak}(n-1)| \quad (12)$$

$$AAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |BPM_{est}(i) - BPM_{true}(i)| \quad (13)$$

$$AEP[\%] = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{|BPM_{est}(i) - BPM_{true}(i)|}{BPM_{true}(i)} \times 100 \quad (14)$$

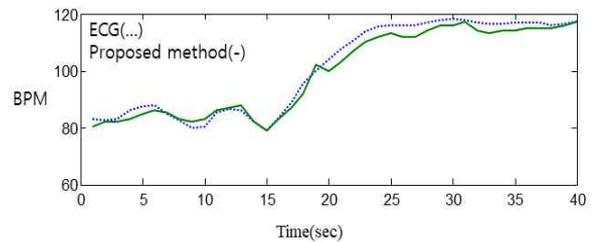


Fig. 5. Heart rates of the proposed method

Table 3. AAE and AEP results compared to other algorithm

Method	AAE	AEP%
Moving Average Filter	22.88	21.10
TROIKA	2.34	1.82
Proposed method	2.03	1.90

표 3에서 결과에서 제안된 기법의 성능이 이동평균 필터 방법 보다 우수한 결과를 보였으며, TROIKA 알

고리즘과는 유사한 성능을 보였다. 이 결과에서 TROIKA 알고리즘은 많은 연산시간이 소요되지만 제안된 방법은 샘플링 주기 동안에 노치필터링과 퍼지추론 처리가 가능하여 모바일 헬스케어 디바이스 설계에 적용한다면 실시간으로 보다 정확한 심박수 측정이 가능할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구에서는 모바일 헬스케어 디바이스를 설계함에 있어 PPG 신호를 가장 많이 이용하고 있으나, PPG 신호를 이용함에 있어 실시간처리와 동잡음의 영향에서도 정확한 심박수 측정이 가능하여야 한다. 이러한 조건하에 본 연구에서는 PPG신호에 포함된 동잡음의 영향에 따라 퍼지 추론 시스템으로 적응 노치필터의 주파수 대역 파라미터를 조정하는 방법을 제안하고 다양한 동잡음이 포함된 PPG신호를 입력하여 성능을 평가하였으며, 그 결과, 이동평균필터와 TROIKA 알고리즘보다 13[%] 이상의 심박수 정확도를 보였다. 따라서 본 연구에서 제안한 알고리즘을 모바일 헬스케어 디바이스 설계에 적용한다면 실시간으로 보다 정확한 심박수 측정이 가능할 것으로 사료된다.

ACKNOWLEDGMENTS

본 논문은 2017년도 경남과학기술대학교의 연구 지원을 받아 수행된 것임

REFERENCES

- [1] M. Alafeef. "Smartphone-based photoplethysmographic imaging for heart rate monitoring," *Journal of Medical Engineering Technology*, vol. 43, pp. 1-9, 2017.
- [2] Do-Un Jeong, Se-Jin Kim, "Implementation of the ECG monitoring system for home healthcare using Wiener filter method," *Journal of the Institute of Convergence Signal Processing*, vol. 9, no. 2, pp. 104-111, 2008.
- [3] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 2, pp. R1-R39, February, 2007.
- [4] Park, Heejung, Jaehyun Nam, and Juwon Lee. "Design

of filter to reject motion artifacts of PPG signal using multiwave optical source," *Journal of the Korea Society of Computer and Information* vol. 19, no. 2, pp. 101-107, 2014.

- [5] 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.
- [6] L. Tan, J. Jiang, L. Wang, "Adaptive Harmonic IIR Notch Filters for Frequency Estimation and Tracking," in *Adaptive Filtering*, InTech, 2011, pp. 313-332.
- [7] S. Bouharati, I. Bouharati, C. Benzidane, F. Alleg, and M. Belmahd, "Processing the Medical Sensors Signals Using Fuzzy Inference System," *World Academy of Science, Engineering and Technology, International Journal of Health and Medical Engineering*, vol. 7, no. 6, pp. 310-313, 2013.
- [8] Zadeh L. "Fuzzy sets," *Information and Control*, vol. 1, no. 8, pp. 338-353, 1965
- [9] <https://sites.google.com/site/researchbyzhang/>

저자 소개

이 주 원 (Ju-Won Lee)



2003년 2월 : 경상대학교
전자공학과(공학박사)
2009년 9월~현재 : 안동과학대학교
전기자동화과 부교수
관심분야 : 시스템 신호처리,
영상처리, 전자응용 시스템

이 병 로 (Byeong-Ro Lee)



1999년 2월 : 경상대학교
전자공학과(공학박사)
2000년 3월~현재 :
경남과학기술대학교 전자공학과
교수
관심분야 : 시스템 신호처리,
영상처리, 전자응용 시스템