

논문 2016-53-12-10

광용적맥파를 이용한 실시간 맥박 검출 알고리즘

(A Real Time Heartbeat Rate Estimation Algorithm Using PPG Signals)

김치성*, 한동석**

(Dong Seog Han[Ⓒ] and Chisung Kim)

요약

광용적맥파(PPG: photoplethysmogram) 신호는 심전도(ECG: electrocardiogram) 신호와 더불어 가장 많이 측정이 되는 생체 신호 중 하나이다. 광용적맥파 신호를 이용하여 측정할 수 있는 정보들은 혈류의 속도, 혈액 중 산소 포화도 등을 측정할 수 있다. 이들을 측정하기 위한 기반 정보는 맥박 정보이다. 광용적맥파 신호로부터 맥박을 측정하기 위하여 동적 잡음이 필수적으로 제거되어야 한다. 기존 방법은 팔의 움직임을 나타내는 가속도 신호를 이용하여 동적잡음을 제거 하였지만 이는 계산 복잡도를 증가시켜 실시간으로 맥박을 추정하기에 어려움이 있다. 본 논문에서는 광용적맥파 신호만 사용하여 신호를 측정함과 동시에 맥박을 추정해내는 알고리즘을 제안한다.

Abstract

The photoplethysmogram (PPG) signal is one of the mainly considered bio signals along with the electrocardiogram (ECG) signal. PPG signals can be used to estimate the speed of flow of blood in vein, saturation of peripheral oxygen and etc. The heartbeat rate is a common feature in order to evaluate those checkup lists. To estimate the correct heartbeat rate, dynamic noises must be removed in the PPG signal. Conventionally, the acceleration signal is used to remove dynamic noises. This method, however, increases the computational complexity. In this paper, we proposes a solution that uses only PPG signals to calculate the heartbeat rate, and which can be used as a basement in real-time healthcare solution.

Keywords : Photoplethysmograph, Heartbeat rate, FFT peak detection

I. 서론

최근 헬스 케어 산업의 중요성이 커짐에 따라 실시간으로 건강 상태를 측정하는 방법의 개발이 활발히 진행되고 있다^[1]. 그 중 하나로 맥박수를 측정하는 것은 헬스 케어 분야에서의 기반 기술이다. 맥박수는 광용적맥파(PPG: plethysmogram) 신호, 또는 심전도(ECG: electrocardiogram) 신호를 이용하여 측정 할 수 있다. 광용적맥파 신호는 손가락에 빛을 통과시키거나 반사시

* 학생회원, ** 평생회원-교신저자, 경북대학교 전자공학부 (the Graduate School of Electronics Engineering, Kyungpook National University)

Ⓒ Corresponding Author (E-mail: dshan@knu.ac.kr)

※ 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 대학 ICT연구센터육성지원사업의 연구결과로 수행되었음 (IITP-2016-H8601-16-1002)

Received ; September 19, 2016 Revised ; October 1, 2016

Accepted ; November 28, 2016

켜 빛의 세기가 감소한 정도를 측정하여 혈류량의 변화를 측정하는 방식으로 검출한다^[1~2]. 심전도 신호는 심장의 전위 특성을 측정하기 위해 심장 부근에 여러 전극을 사용하여 측정하는데 신호 세기가 약해서 정밀하게 측정되어야 하는 단점이 있다. 이에 비해 광용적맥파 신호는 휴대용 장치를 이용하여 측정 할 수 있을 정도로 측정이 간편하기 때문에 최근에는 광용적맥파 신호를 사용하여 맥박수를 검출하는 연구가 활발히 진행되고 있다^[12~14].

광용적맥파 신호를 측정 할 때 가장 고려되어야 할 부분은 잡음을 제거하는 부분이다^[3]. 광용적맥파 신호는 일반적으로 0.5Hz에서 4Hz 사이의 주파수 특성을 나타낸다^[4]. 잡음은 주로 0Hz에서 60Hz 사이의 주파수 대역 특성을 보이고 동적 잡음, 생체 잡음, 열잡음 등이 주된 잡음들이다^[1]. 동적 잡음은 주기적인 움직임으로 인한 잡음과 순간적인 접촉 불량으로 발생하는 잡음으로 나

눌 수 있고, 생체 잡음은 혈액 이외의 성분인 체액 등의 변화로 인해 발생한다. 광용적맥파 신호에 비해 상대적으로 고주파 영역의 잡음들인 열잡음과 생체 잡음은 대역통과필터(BPF: band pass filter)를 이용하는 방법으로 제거될 수 있다^[4]. 생체 잡음과 열잡음은 효과적으로 제거할 수 있지만, 광용적맥파 신호와 비슷한 주파수 대역에서 발생하는 동적 잡음들을 제거하는 것은 여전히 큰 어려움으로 남아있다^[5-9].

광용적맥파 신호와 비슷한 주파수 대역의 잡음을 제거하는 방법들로 팔의 움직임의 가속도 신호를 이용하는 방법, 시간영역 신호의 침두치를 검출하는 방법 등이 있다. 그러나 가속도 센서를 추가하는 방법은 장치의 복잡성을 증가 시키고 그에 따라 측정 시 간편하게 측정 할 수 없다는 단점이 있다^[5-8]. 또한 여러 신호를 사용할 경우 알고리즘의 계산 복잡도가 증가한다는 단점이 있다.

본 논문에서는 가속도 신호의 추가적인 이용 없이 광용적맥파 신호만을 이용하여 맥박수를 검출하는 방법을 고려했다. 기존의 맥박수를 검출하는 방법인 시간영역 신호의 침두치를 이용하는 방법은 동적 잡음에 영향을 받기 쉽다. 따라서 주기적인 동적 잡음이 발생한 상황에서도 효과적으로 맥박수를 검출하는 방법이 필요하다. 본 논문에서는 이러한 단점을 극복하기 위해 주파수영역의 광용적맥파 신호를 이용하여 맥박수를 검출하는 방법을 제안한다.

서론에 이어 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 시간영역의 신호를 사용한 맥박수 검출 방법을 소개하고, 3장에서는 제안한 방법인 주파수 영역 신호에서 맥박 주파수를 검출하는 방법을 설명한다. 4장에서 실험을 통하여 기존 알고리즘과 제안한 알고리즘의 성능을 비교한 후 5장에서 마지막으로 결론을 짓는다.

II. 시간영역 맥박 검출

본 장에서는 기존에 일반적으로 사용되고 있는 시간영역의 광용적맥파 신호를 사용하여 맥박을 검출하는 방법에 대하여 소개한다. 그림 1에 시간영역의 광용적맥파 신호를 이용하여 맥박을 검출하는 알고리즘의 순서도를 나타내었다. 우선 대역통과필터를 사용하여 원하는 대역의 주파수신호를 필터링 한다. 사용된 차단 주파수는 통계적인 사람의 맥박 주파수 범위인 0.4Hz와 3Hz이다. 대역통과필터를 통과한 이후, 특정 시간 간격의 신호에서 침두치들을 검출한다. 시간 간격을 결정하

기 위하여 보통사람의 최대 맥박 주파수를 이용한다. 통계적으로 사람의 최대맥박 주파수는 3Hz를 넘지 않는다^[9]. 이를 이용하여 설정된 시간 간격 안에 적어도 2개의 침두치를 지니지 않을 정도로 시간 간격을 0.3초로 설정한다.

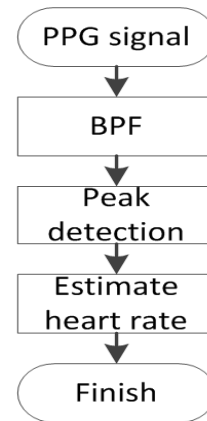


그림 1. 시간영역의 광용적맥파를 사용하여 맥박수를 검출하는 순서도

Fig. 1. A flowchart to detect heart rate using time domain PPG signals.

침두치는 매 샘플 간격으로 0.3초 간격의 윈도우를 이동하여 갱신하고 침두치를 검출하게 되면 맥박수(HR: heart rate)를 검출하게 된다. 추정 분당 맥박수 B 는 다음과 같이 계산된다.

$$B = 60 / (P - P^{prev}) \times f_s \quad (1)$$

여기서 P 는 검출된 침두치의 위치이며 P^{prev} 은 이전에 검출된 침두치의 위치이다. 이때 f_s 는 샘플링 주파수를 의미한다.

광용적맥파 신호를 시간영역에서 해석할 경우, 잡음 때문에 잘못 검출된 침두치에 의해서 맥박수를 오검출하기 쉽다. 이러한 잡음은 보통 동적잡음으로 순간적으로 측정 장치와 측정 피부와의 접촉 불량이나 주기적인 호흡, 팔의 움직임으로부터 발생한다.

III. 제안하는 주파수 영역 맥박 검출

본 장에서는 주파수영역의 광용적맥파 신호를 이용하여 맥박수를 검출하는 선택적 맥박 검출 알고리즘을 제안한다. 선택적으로 맥박수를 검출한다는 말은 주파수 영역의 신호의 침두치들 중 가장 맥박 주파수일 가능성이 큰 주파수를 이전의 맥박 주파수 정보를 이용하

여 선택하는 것이다.

시간영역의 광용적맥파 신호에서 침두치 검출 알고리즘의 한계로 잘못된 침두치를 검출 하게 될 경우 검출되는 맥박수의 오차가 심각해진다. 그러나 주파수영역에서의 광용적맥파 신호를 이용하여 맥박 주파수를 검출한다면, 주기적인 동적잡음이 크게 발생하지 않는 이상 맥박 주파수 성분의 값이 크기 때문에 정확한 맥박 주파수를 검출 할 수 있다. 동적 잡음이 없는 상황에서 맥박 주파수는 주파수영역의 신호에서 가장 최댓값을 갖는 주파수이다. 제안하는 알고리즘의 순서도를 그림 2에 나타내었다. 먼저 광용적맥파 신호를 대역통과 필터에 통과 시켜 0.4Hz 이하, 3Hz 이상의 주파수 성분들을 제거한다. 이후, 시간영역 신호 $x(n)$ 을 고속푸리에 변환(FFT: fast Fourier transform)하여 주파수 신호 $X(k)$ 를 다음과 같이 구한다.

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-j(\frac{2\pi}{N})nk},$$

$$k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2)$$

여기서, N 은 변환 하고자 하는 신호내의 샘플 개수를 의미한다. 이후, 이전 맥박 주파수 평균과 가장 가까운 주파수를 찾아 맥박 주파수일 가능성이 가장 높은 주파수를 검출한다. 마지막으로 검출한 맥박 주파수를 이용하여 맥박수를 산출한다.

심한 동적 잡음이 발생하지 않은 상황에는 주파수영역의 신호에서 최댓값을 갖는 주파수를 사용하는 것만

으로 정확한 맥박수를 검출 할 수 있다. 그러나 맥박 주파수와 동일한 주파수 범위의 특성을 갖는 잡음 신호들이 더해지게 될 경우, 특히 주기적인 잡음의 세기가 광용적맥파 신호보다 큰 경우에는 최댓값을 갖는 주파수를 찾는 것만으로 정확한 맥박 주파수를 검출할 수 없다. 즉, 동적 잡음의 주파수에서 최댓값을 가질 경우 잡음의 주파수를 맥박수로 추정하게 된다. 이러한 상황에서도 정확하게 맥박 주파수를 검출하기 위해 주파수 영역에서 발생하는 여러 침두치들 중 가장 맥박 주파수일 가능성이 있는 주파수를 검출하여야한다. 즉, 선택적으로 맥박주파수를 검출하여야 한다.

구체적인 검출 방법은 다음과 같다. 우선, 특정 시간 간격 마다 맥박수를 검출하게 되는데 이때 검출 하고자 하는 시간간격 내의 광용적맥파 신호의 주파수 성분 크기로 M 개의 주파수 \hat{k}_i 을 다음과 같이 검출한다.

$$\hat{k}_i = \operatorname{argmax}_k [X(k)], \quad i = 1, 2, \dots, M \quad (3)$$

이후, 이전 시간간격에서 검출된 맥박 주파수들의 평균 P^{ave} 과 \hat{k}_i 의 차이를 비교하여 차이가 가장 작은 값을 갖는 맥박 주파수 P^j 을 다음과 같이 선택한다.

$$P^j(X(k)) = \begin{cases} \hat{k}_1, & \text{if } |P^{ave} - \hat{k}_1| < 0.3 \text{ or } j < 3 \\ \operatorname{argmin}_{\hat{k}_i} [P^{ave} - \hat{k}_i], & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

이때, j 는 현재 시간간격을 나타내고 P^{ave} 는 P^{j-1} , P^{j-2} , P^{j-3} 의 평균값을 나타낸다. 처음 몇 번의 시간 간격 동안은 이전 맥박 주파수가 없기 때문에 j 가 3보다 큰 경우만 이전 맥박 주파수와 비교한다. 검출된 주파수들 중 가장 큰 값인 \hat{k}_1 가 P^{ave} 와 0.3Hz 이하의 차이가 날 경우 \hat{k}_1 을 맥박 주파수라고 추정한다. 그렇지 않을 경우, P^{ave} 와 가장 가까운 주파수를 선택한다. 0.3Hz를 설정하게 된 이유는 경험적인 실험에 근거하여 설정하였다.

맥박수를 검출할 시간 간격은 2주기 이상의 광용적맥파 신호가 포함 될 수 있도록 설정한다. 보통사람의 통계적인 최저 맥박 주파수는 0.4Hz 이기에 이를 기반으로 시간 간격을 5초로 설정하였다^[9]. 즉, 5초 동안 측정된 광용적맥파 신호의 주파수 신호에서 맥박 주파수를 검출 하는 것이다.

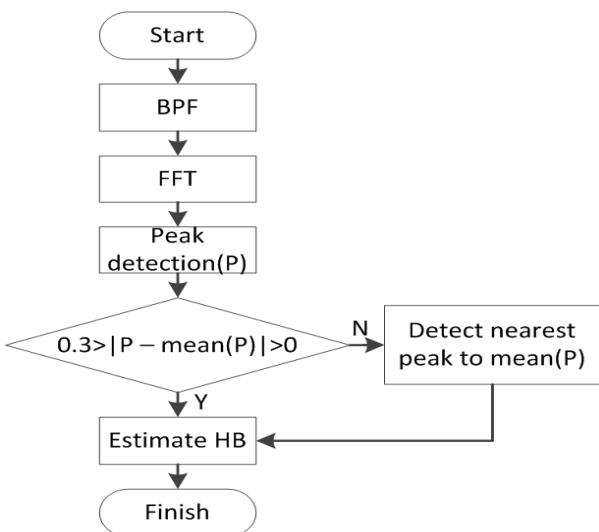


그림 2. 주파수영역의 신호를 이용한 맥박수 검출 알고리즘

Fig. 2. The proposed algorithm to detect heart rate using frequency domain PPG signals.

IV. 실험

본 장에서는 실측한 광용적맥파 신호를 사용하여 기존 알고리즘과, 제안한 알고리즘의 맥박수 검출 성능을 실험을 통하여 비교 하였다. 본 논문에서는 알고리즘 비교를 위한 신호들로 다음과 같은 신호 데이터를 사용 하였다. 잡음이 거의 없는 상태인 정상상태와 접촉 불량으로 잡음이 발생한 상태, 주기적인 동적 잡음이 발생한 상태, 세 가지 상태로 광용적맥파 신호 데이터들을 분류하였다. 정상상태의 신호는 움직임 없이 측정되었고, 측정 중간에 고의적으로 손가락을 순간적으로 움직여서 순간적인 접촉 불량 상태의 잡음을 만들었다. 마지막으로 손가락은 정상적으로 측정 장치에 접촉 시킨 상태로 팔꿈치를 축으로 일정 주기로 움직여서 주기적인 잡음이 섞인 신호를 측정하였다. 기준 맥박수는 광용적맥파 신호를 측정과 동시에 측정하는 팔이 아닌 반대편 팔의 맥박수를 손으로 직접 맥진하여 결정하였다. 그림 3에서 잡음의 종류에 따른 광용적맥파 신호들을 나타내었다.

순간적인 접촉 불량이 발생할 경우 시간영역 알고리즘은 검출 오차가 크고 주파수영역 알고리즘은 검출 오차가 작다는 것을 확인할 수 있다. 또한 주기적인 잡음이 더하여 진 경우에는 시간영역, 주파수영역 모두 검출 오차가 크다는 것을 확인할 수 있다.

그림 4는 기존 방법과 제안 방법의 성능을 비교하기 위한 실험 과정의 예시를 나타내었다. 신호는 20초 동안 측정하였고 3초마다, 지난 5초 동안 측정된 신호에 대하여 맥박수를 검출하여 비교하였다. 신호 하단에 5초 동안 측정된 신호에 대하여 각각 번호를 두어 표 1에서 해당 신호에 대한 각 맥박수 측정 알고리즘들의 결과를 나타내어 비교하였다.

최종적으로 16명의 사람에게서 측정된 광용적맥파

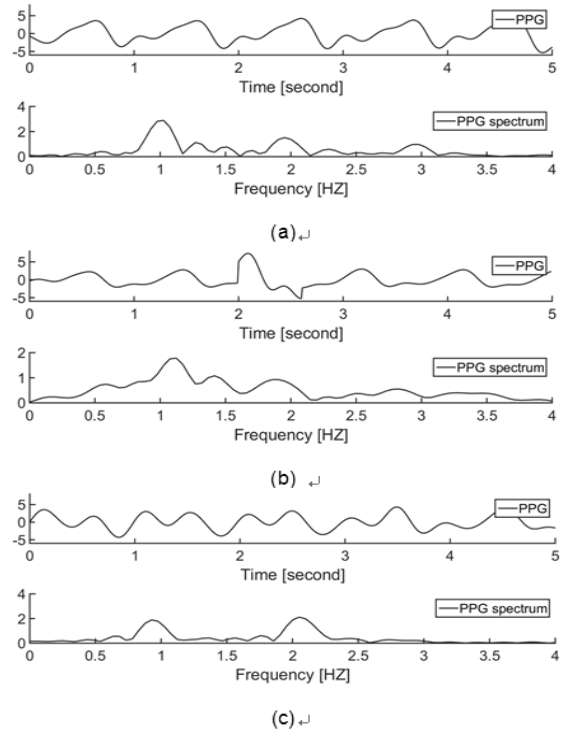


그림 3. 잡음에 따른 광용적맥파 신호 (a) 동적 잡음이 없는 상황의 광용적맥파 신호, (b) 순간적인 접촉 불량이 발생한 광용적맥파 신호, (c) 주기적인 동적 잡음이 발생한 광용적맥파 신호

Fig. 3. PPG signals according to noises (a) A normal PPG signal without motion artifacts, (b) A PPG signal when contact failure occurred, (c) A PPG signal when frequent motion artifacts occurred.

신호들에 대하여 각 검출 방법으로 측정된 평균 맥박수와 평균 맥진결과와의 오차를 비교하여 표 2에 나타내었다. 16명 중 5명에게서 순간적인 잡음이 발생하였고 6명에게 주기적인 팔의 움직임이 있었다. 나머지 5명은 움직임 없이 광용적맥파 신호를 측정하였다.

맥진을 통하여 측정된 맥박은 약간의 측정 오류가 있는데, 이는 사람이 직접 측정해서 처음과 끝 맥박들의

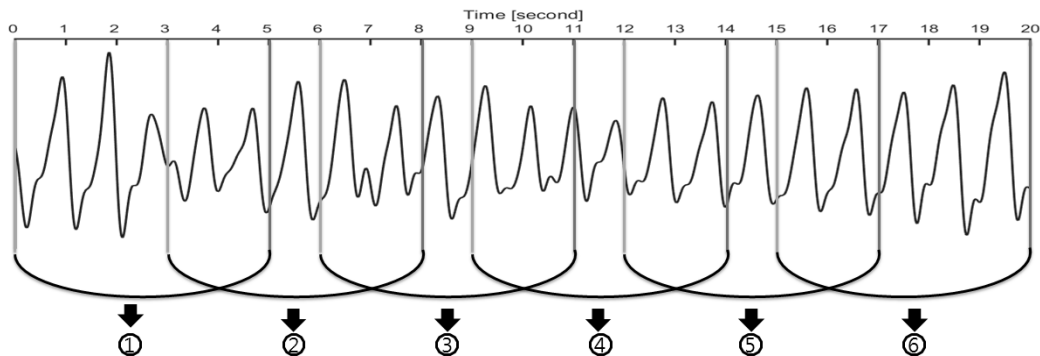


그림 4. 맥박수 측정 방식 예시
Fig. 4. An example for determining heart rate.

표 1. 그림 4에 대한 실험 결과

Table 1. Results for Fig. 4.

Time window	1	2	3	4	5	6	Avg.
True HR	60.0	60.0	72.0	72.0	60.0	60.0	64.0
Time domain method (Error[%])	64.1 (6.8)	63.5 (5.8)	66.7 (7.4)	67.1 (6.8)	63.0 (5.0)	61.5 (2.6)	64.3 (0.5)
Proposed method (Error[%])	64.5 (7.4)	64.5 (7.4)	67.4 (6.4)	67.4 (6.4)	64.5 (7.4)	61.5 (2.5)	64.9 (1.0)

표 2. 성능 결과 표

Table 2. Results of performance.

	Normal PPG signal	Instant motion artifacts added PPG signal	Frequent motion artifacts added PPG signal
Pulse measured by human	74.0	69.0	77.0
Time domain method (Error [%])	74.7 (0.9)	85.3 (23.6)	119.6 (55.3)
Proposed method (Error [%])	74.9 (1.2)	72.7 (5.4)	78.7 (2.2)

시간차를 정확하게 측정하기 어렵기 때문이다. 큰 잡음이 없는 정상상태의 광용적맥파를 사용하였을 때는 시간영역 신호의 첨두치를 이용한 방법과 주파수영역의 신호를 이용하는 방법 둘 다 오차가 작다. 순간적인 접촉 불량에 발생한 광용적맥파 신호를 검출한 결과는 각각 오차가 23.6%, 5.4% 이다. 이는 시간영역에서 접촉 불량으로 첨두치가 많아지는 경우 맥박수의 차이가 심각하게 증가하기 때문이다. 마찬가지로 주기적인 잡음이 더해지게 될 경우 시간영역 알고리즘에서는 심각하게는 2배 이상의 맥박수가 검출될 수 있다. 그러나 제안하는 방법으로 검출 할 경우 오차가 2.2%로 개선되었음을 알 수 있다.

모든 실험은 Matlab으로 작성된 프로그램을 통해 측정 되었고 매 5초 마다 맥박수를 추정하기 위한 알고리즘을 처리하는 시간은 평균 2ms 이었다. 실험에 사용된 신호는 50Hz 로 샘플링 되었고, 사용한 컴퓨터 사양은 Intel(R) Core(TM) i7-4770K CPU @ 3.50GHz, 16GB RAM 과 같다. 3초마다 맥박이 갱신된다고 할 때 실시간으로 측정이 가능함을 알 수 있다.

IV. 결 론

본 논문에서는 주파수 영역 광용적맥파 신호를 사용하여 동적 잡음 환경에서도 실시간으로 맥박수를 측정하는 알고리즘을 제안하였다. 기존 방법인 시간영역에서 맥박수를 검출하는 방법은 동적 잡음에 민감하여 맥박수를 오검출하는 문제가 발생한다. 제안하는 방법은 동적잡음에 강건하여 주기적인 동적잡음이 크게 발생하지 않은 경우에는 시간영역의 알고리즘을 사용할 때와 달리 맥박수 검출 오차가 작다. 만약 주기적인 동적잡음의 세기가 클 경우에는 주파수 영역에서 맥박 주파수의 첨두치를 동적잡음의 첨두치와 구별하여 선택적으로 가장 가능성이 높은 맥박 주파수를 선택 할 수 있다. 실험은 동적 잡음이 없는 광용적맥파 신호, 순간적인 접촉 불량이 발생한 광용적맥파 신호, 주기적인 동적 잡음이 발생한 광용적맥파 신호의 맥박수를 두 가지 방법으로 검출하여 그 성능을 비교하였다. 그 결과 제안하는 방법으로 측정하였을 때 동적 잡음이 발생한 경우에도 거의 오차가 없이 맥박수를 측정하였음을 알 수 있었다.

본 실험은 광용적맥파 신호를 기반으로 맥박수를 추정 함에 있어 동적 잡음을 효과적으로 배제하는 방법을 연구하였다. 신호는 고의적으로 동적잡음에 노출된 환경에서 측정 되었을 뿐 피 측정자의 건강 상태나 손가락 피부의 상태 등을 고려하지 않았다. 향후 다양한 신체 조건의 피 측정자들로부터 신호를 측정하여 피부의 상태와 압력, 또는 메니큐어를 칠한 여성의 광용적맥파 신호로부터 추정된 맥박수 결과를 비교할 필요가 있다. 이러한 다양한 환경을 고려할 만한 효과적인 방법으로, 인공 신경망을 사용하여 맥박수를 추정하는 방법이 좋은 방안이 될 수 있다.

REFERENCES

- [1] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, "Wearable photoplethysmographic sensors - Past and Present," *Electronics*, vol. 3, pp. 282-302, Apr. 2014.
- [2] Global.epson.com. (2016). Wearable Technology - Epson. [online] Available at: http://global.epson.com/innovation/engineer/pulse_sensing.html [Accessed 11 Jul. 2016].
- [3] Z. Zhang, Z. Pi, and B. Liu, "TROIKA: A general framework for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmographic signals

- during Intensive Physical Exercise," *IEEE Tran. on Biomedical Engineering*, vol. 62, no. 2, pp. 522-531, Feb. 2015.
- [4] B. Sangeeta and 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, 2011
- [5] D. Ban, and S. Kwon, "Movement Noise Cancellation in PPG Signals," in *Proc. 2016 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE)*, Las Vegas, U.S. state of Nevada, 2016, pp. 47-48.
- [6] C. C Wu, S. H. Fan, S. Chuang, J. J. Liao, C. C. Chou, and W. C. Fang, "A Wireless Photoplethysmography Signal Processing System for Long-Term Monitoring," in *Proc. 2016 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE)*, Las Vegas, U.S. state of Nevada, 2016, pp. 480-483.
- [7] D. H. Lee, Y. S. Hong, and S. S. Lee, "Development of Oriental-Western Fusion Patient Monitor by Using the Clip-type Pulsimeter Equipped with a Hall Sensor, the Electrocardiograph, and the Photoplethysmograph," *Journal of Korean Magnetics Society*, vol. 23, no. 4, pp. 135-143, Mar. 2013.
- [8] M. Kim, T. Kim, S. Jang, D. Ban, B. Min, and S. Kwon, "Noise-Robust Algorithm for PPG Signal Measurement," *J. Korea Inform. Commun. Soc. (KICS)*, vol. 38, no. 12, pp. 1085-1094, Dec. 2013.
- [9] K. S. Lee, "Tracking Heart Rate Based on PPG," Master Thesis, Dept. of Computer Science, Yonsei University, 2009.
- [10] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. 1-39, Feb. 2007.
- [11] J. Hashimoto, D. Watabe, A. Kimura, H. Takahashi, T. Ohkubo, K. Totsune, and Y. Imai, "Determinants of the second derivative of the finger photoplethysmogram and brachial-ankle pulse-Wave velocity: the Ohasama study," *Amer. J. Hypertension*, vol. 18, no. 4, Part 1, pp. 477-485, Apr. 2005.
- [12] H. Lee, J. Lee, W. Jeong, J. Jun, and G. Lee, "Motion Artifacts reduction from the PPG based on the Improved PMAF for the U-Health care System," *The Institute of Electronics Engineers of Korea - System and Control*, vol. 45, no. 5, pp. 28-34, Sep. 2008.
- [13] H. W. Lee, J. W. Lee, W. G. Jung, J. Y. Jang, Y. I. Kim, and G. K. Lee, "Design of the Two

Dimension Moving Average Filter to Remove the Motion Artifact of the PPG," in *Proc. Conference of The Institute of Electronics Engineers of Korea*, 2007, pp. 1019-1020.

- [14] U. Lee, H. Park, and H. Shin, "Implementation of a Bluetooth-LE Based Wireless ECG/EMG/PPG Monitoring Circuit and System," *Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers*, vol. 51, no. 6, pp. 261-269, Jun, 2014

저자 소개



김치성(학생회원)
2015년 경북대학교 전자공학부
공학사
2015년~현재 경북대학교
전자공학과 석사과정

<주관심분야 : 헬스 케어, 머신 비전, 영상처리, 기계 학습>



한동석(평생회원)
1987년 경북대학교 전자공학과
공학사
1989년 KAIST 전기 및 전자공학과
공학석사
1993년 KAIST 전기 및 전자공학과
공학박사

1987년 10월~1996년 8월 삼성전자 기술총괄
신호처리 연구소 선임연구원

1996년 8월~현재 경북대학교 전자공학부 교수

2006년 7월~2008년 7월 정보통신연구진흥원

디지털 TV/방송사업단 단장

2011년~현재 경북대학교 IT·자동차 융합연구
센터장

<주관심분야 : 통신신호처리, 지능형 교통시스템>