

PPG 측정 장치에서의 온도 영향에 대한 연구

김남섭*

A Study on the Temperature Dependence of PPG Measurement Devices

Namsub Kim*

요약 본 논문에서는 사전 연구로 제작된 손목시계형태의 반사형과 투과형 PPG 측정 장치의 온도 변화에 대한 특성을 고찰하였다. PPG는 신체의 온도 변화에 따라 그래프의 모양이 영향을 받게 되는데 본 논문에서는 신체의 온도 변화가 아닌 측정 장비의 온도 변화에 따른 영향을 고찰하였다. 실험은 기존에 제작된 장치의 마이크로 컨트롤러의 내부 온도를 측정하면서 내부 온도 변화에 따른 PPG의 변화를 관찰하였다. 실험 결과, 사용된 마이크로 컨트롤러의 동작 시간에 따라 온도는 무리함수의 그래프 형태로 변화하였으며 온도 상승에 따라 투과형 측정 장치는 온도에 영향을 받지 않았으나 반사형 측정 장치는 PPG 측정 결과에 변화가 발생함을 확인하였다.

Abstract This paper presents the temperature dependence of transmission-type and reflection-type PPG measurement devices that have been developed in the previous research. PPG signal can be distorted by external temperature such as skin temperature so that many of research was focused on the skin temperature effect. However, this paper focuses on the temperature of the device itself and we studied on the effect of device internal temperature. Experimental results showed that the temperature was increased like an irrational function graph and the transmission-type was not affected by the internal temperature but the reflection-type was affected by the internal temperature.

Key Words : Heart Rate, Microcontroller, Photoplethysmograph, Pulse Oximeter, Temperature

1. 서론

심장 박동은 인간이 살아가기 위한 필수 동작중 하나이며 심박수의 변화를 측정함으로써 건강 상태를 확인할 수 있다. 이러한 심박수의 변화는 ECG(Electrocardiogram) 또는 PPG(Photoplethysmography)를 통해 확인할 수 있으며 PPG는 저비용(low-cost)의 광학적 기술을 사용할 수 있으며 비침습적(non-invasive) 측정이 가능하기 때문에 널리 사용되고 있다. 본 논문의 사전 연구에서는 이러한 비침습적 측정이 가능한 손목시계 형태의 투과형 PPG 측정 장치를 개발하는

연구를 수행하였고 실제 정상적인 측정이 가능함을 확인하였다[1][2]. 그러나 실제 응용을 위해서는 다양한 변화에 대한 적응성을 테스트해야하기 때문에 본 논문에서는 온도 변화에 대한 측정 장치의 특성을 연구하고자 한다.

기존의 연구는 신체의 온도 변화에 따라 변화하는 PPG를 연구하는데 집중되어 왔다. 그러나 본 연구에서는 PPG를 측정하는 장치가 반도체 IC(Integrated Circuit)와 MCU(Micro Controller Unit) 또는 CPU(Central Processing Unit)를 사용하고 이러한 장치들은 연산의 양이 증가하고 사용되는 클록 주파수가 높아질

The present research has been conducted by the Research Grant of Seoil University in 2019.

*Corresponding Author : Department of Computer Application & Electronics, Seoil University (kns@seoil.ac.kr)

Received June 05, 2019

Revised June 17, 2019

Accepted June 24, 2019

수록 온도가 증가한다는 사실에 착안하여 측정 장치의 온도 변화에 따른 PPG 측정 데이터의 변화를 관찰하고 분석하였다.

2. 관련 연구

피부 온도의 동요에 따른 PPG 신호의 영향에 대해 많은 연구가 이루어져 왔으며 이를 정리하면 다음과 같다. Sagaidachnyi 외 3명은 혈액 순환에 따른 피부 온도의 상관관계를 연구하였고 지연시간(delay)에 대한 수식을 유도하였다[3]. Sagaidachnyi는 후속 논문 [4][5]에서 주파수 분석 및 온도에 대한 응답 특성을 연구하였으나 피부 온도에만 국한하여 연구하였기 때문에 다른 외부 온도에 대한 변화는 알 수 없었다. Tingting 외 3명은 외부 온도 변화에 대한 PPG 신호의 변이에 대하여 고찰하였고 온도변화가 PPG 신호와 간섭을 일으킨다는 것을 확인하였다[6]. 그러나 온도 변화의 원인에 대하여는 연구를 수행하지 않았다는 단점을 갖고 있었다. Cooke 외 3명은 온도와 혈액 흐름에 대한 원천적인 연구를 수행하였다[7]. 그러나 환자를 대상으로한 의학적인 고찰만 수행하였기 때문에 PPG에 대한 상관관계를 고찰하지 못한 단점이 있었다.

실제 측정 장치를 설계한 논문을 살펴보면 다음과 같다. Salam 외 7명은 심박수 측정 및 온도 측정과 모니터링이 가능한 블루투스 시스템을 개발하였다[8]. 그러나 시스템 개발이외에 온도 변화에 대한 상관관계 및 이에 대한 고찰을 수행하진 않았다. Maeda 외 2명은 green light를 이용한 PPG 시스템을 개발하고 고찰하였으며 온도 변화에 대한 동작을 확인하였다[9]. 그러나 온도 변화가 10도와 45도 두 가지 온도만을 고찰하였고 급격한 변화의 온도만을 고찰하였기 때문에 장치 자체의 온도 변화와 같은 작은 온도 변화에 대한 상태는 알 수 없었다. 그 외에 많은 온도 변화에 대한 PPG 신호의 관계에 대한 논문이 발표 되었으나[10][11][12] 근본적으로 장치 자체의 온도 변화를 고찰하지 않았기 때문에 측정 장치의 온도 변화에 대한 연구가 필요함을 알 수 있다.

3. PPG 측정 장치의 온도 영향

3.1 반사형과 투과형의 온도 영향

비침습적 심박수 측정에 사용되는 PPG 측정 장치는 그림 1과 같이 빛의 투과 형태에 따라 반사형과 투과형으로 구분할 수 있다.

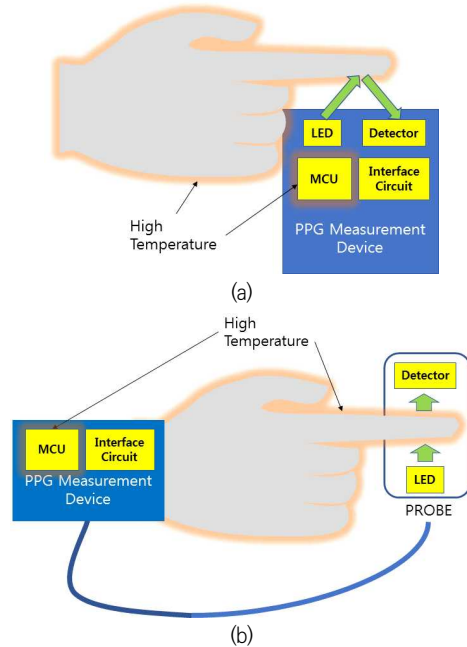


그림 1. 반사형과 투과형의 온도영향 (a) 반사형 (b) 투과형
Fig. 1. Temperature effect (a) Reflection-Type (b) Transmission-Type

물리적인 측면에서 고찰해 보면 반사형의 경우 빛을 발산하는 장치와 빛을 받아들이는 장치가 동일한 피부에 접촉되기 때문에 온도차이로 인한 PPG 데이터의 신뢰도가 투과형에 비해 높다. 투과형의 경우 빛을 발산하는 장치의 피부와 빛을 받아들이는 장치의 피부가 다르기 때문에 피부의 온도가 다르다면 신호의 간섭이 있을 수 있으나 피부의 온도 차이는 크지 않고 센서 자체의 발열이 크지 않기 때문에 장치의 온도로 인한 전체 PPG의 파형의 변화는 거의 없다고 할 수 있다.

3.2 프로브 내장형과 외장형의 온도 영향

만약 외부 온도가 변화하거나 내부에서 온도를 변화

시킬 수 있는 요인에 의해 온도 변화가 발생할 경우 PPG신호에 오차가 발생할 수 있다. 그림 1에 나타난 바와 같이 측정 장치 내부의 MCU에 연산에 의한 온도 변화가 발생할 경우 프로브가 내장되어 있는 반사형의 경우 온도의 영향을 직접적으로 받게 되지만 프로브가 온도 발생 원인과 떨어져있는 투과형인 경우 장치의 온도 변화에 영향을 받지 않음을 알 수 있다. 따라서 직관적인 관점에서 보면 반사형의 경우 온도의 영향을 받는다는 것을 알 수 있으나 본 논문에서는 이를 실험적으로 확인하고 고찰하고자 한다.

3.3 온도 영향 분석 방법

온도 영향을 분석하기 위해 측정 장치를 0℃의 낮은 온도로 설정한 후 MCU가 작동함에 따라 변화되는 온도에 대하여 일정한 간격으로 PPG를 측정하여 비교 분석하는 방법을 사용한다.

PPG 신호는 신호 자체만으로 성분 판별이 어렵기 때문에 그림 2와 같이 PPG 신호를 미분하여 온도 변화가 PPG신호에 어떠한 영향을 미치는가를 분석할 수 있다. PPG 신호를 2차 미분할 경우 보다 정확한 분석이 가능하기 때문에 본 논문에서는 2차 미분의 결과를 사용한다.

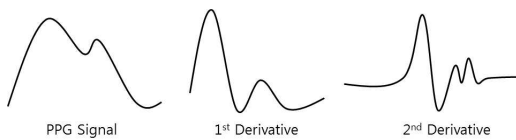


그림 2. PPG 신호와 1,2차 미분
Fig. 2. 1st and 2nd derivative of PPG signal

만약 잡음이 포함되어 있는 PPG 신호를 미분할 경우 신호 왜곡으로 인해 정확한 분석을 알 수 없다. 따라서 필터를 사용하여 잡음을 없애야 하며 본 논문에서는 아래 수식과 같은 미디언 필터(median filter)를 사용하여 잡음 제거를 수행하였다.

$$Y_i = Median(J_i) \text{ for } i = 0, 1, 2, \dots, n-1 \quad (1)$$

$$J_i = \{X_{i-rr}, X_{i-rr+1}, K, X_{i-1}, X_i, X_{i+1}, K, X_{i+rr-1}, X_{i+rr}\} \quad (2)$$

여기서, m 은 요소의 수를 나타내며 l 은 필터의 left rank, rr 은 필터의 right rank를 나타낸다. left rank는 미디언 필터 계산을 위해 필요한 좌측 요소의 수를 나타내며 right rank는 계산을 위한 우측 요소의 수를 나타내고 본 논문에서는 3의 값을 사용하였다.

4. 실험

4.1 실험 환경 및 방법

실험 장치는 그림 3과 같이 논문 [1]과 논문 [2]에서 제안한 두 개의 반사형과 투과형 PPG 측정 장치를 사용하였다.

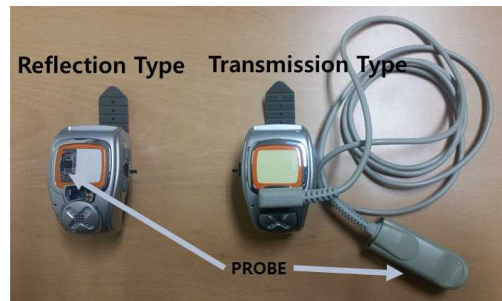


그림 3. 실험용 반사형과 투과형 PPG 측정 장치
Fig. 3. Reflection and Transmission type devices for measurement

MCU 내부의 온도 측정은 실험용 측정 장치를 가정용 냉동고에 1시간 이상 보관한 후 최저온도 상태에서 장치를 구동하여 증가되는 온도 변화에 걸리는 시간을 측정하였다. PPG 신호는 온도가 10도부터 시작해서 5도씩 변화하는 시간을 기록한 후 측정 장치를 다시 냉동고에 넣어 최저 온도 상태로 만든 후 해당되는 온도가 될 때까지의 시간에 따라 PPG신호를 획득하였다. PPG는 53살의 성인 남성으로부터 획득하였으며 외부 온도의 측정은 FLUKE사의 62mini IR THERMOMETER 레이저 온도측정기를 사용하여 측정하였다.

4.2 실험 결과

4.2.1 실험 내용

최저 온도부터 시간에 따른 MCU 동작에 의한 내부

온도변화를 그림 4에 나타내었다. 내부 온도는 일정하게 변할 것이라는 예측과 달리 그림 4와 같이 무리함수 형태로 나타났으며 상온상태에서의 측정 장치의 주요 반도체 칩의 외부 온도를 측정된 결과 표1과 같은 결과를 얻었다.

표 1. 장치의 각 부분별 외부 온도
Table 1. Temperature of components

PPG Device	Temperature (°C)
MCU (MSP430FG4618)	29.0
RF Transceiver (CC2420)	30.2
Accelerometer (MMA7260)	28.8
UART (MAX232)	28.6

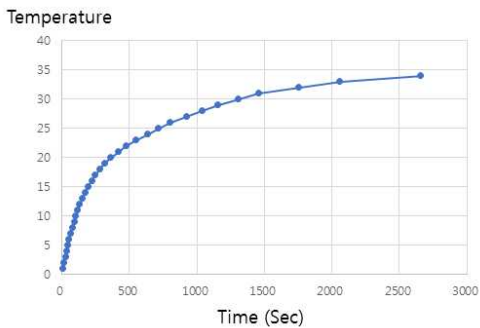


그림 4. 내부 온도 변화
Fig. 4. Internal temperature variation

온도가 변화할 때의 반사형과 투과형 측정 장치의 PPG 측정 결과를 그림 5와 그림 6에 나타내었다. 측정 결과 자체만으로 온도에 대한 영향을 명확히 구분하기 어려움을 알 수 있다. 측정된 신호의 2차 미분 결과를 그림 7과 그림 8에 나타내었다.

4.2.2 실험 고찰

실제 0도 이하의 상태에서 PPG 신호를 측정하였을 때는 신호측정이 불가능하였다. 그 이유는 온도를 낮추기 위해 측정 장치를 냉동고에 보관하였는데 측정을 할 때 주변 온도(26°C)와의 차이로 인해 측정 장치 내부에 습기가 발생하여 동작 오류가 발생하였을 것으로 추정된다. 온도가 5도 이상 증가했을 때부터 정상적인 측정이 가능하였으며 그림 5와 그림 6의 10°C 일 때의 파형의 진폭이 다르게 나타난 것은 습기의 영향으로

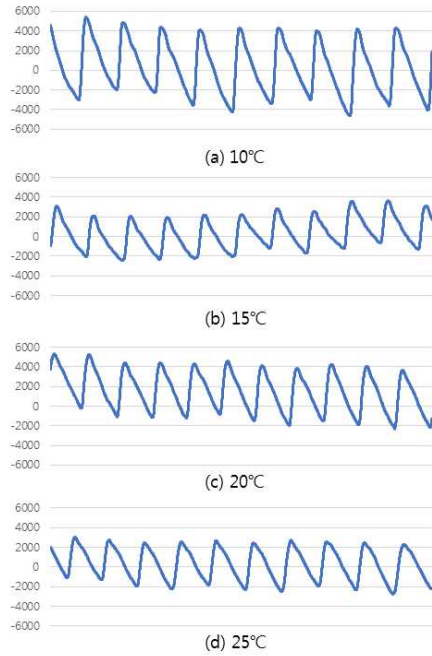


그림 5. 반사형 측정 장치의 PPG 신호
Fig. 5. PPG signal of reflection-type device

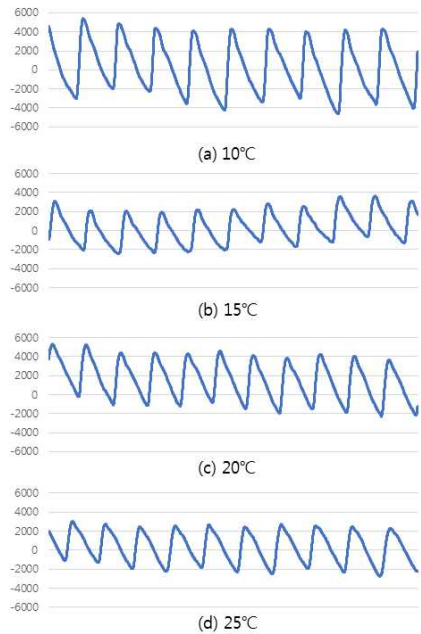


그림 6. 투과형 측정 장치의 PPG 신호
Fig. 6. PPG signal of transmission-type device

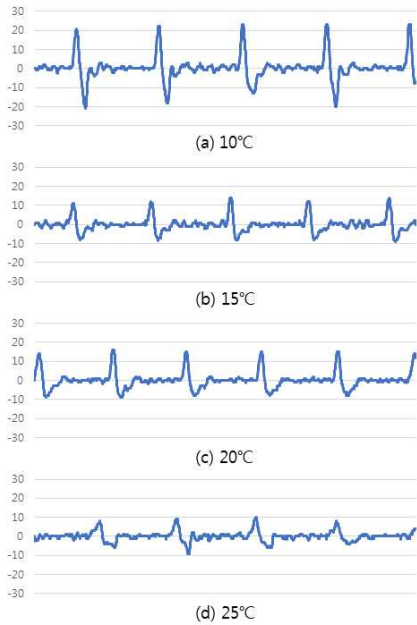


그림 7. 반사형 측정 장치의 2차미분 신호
Fig. 7. 2nd derivative of reflection-type device

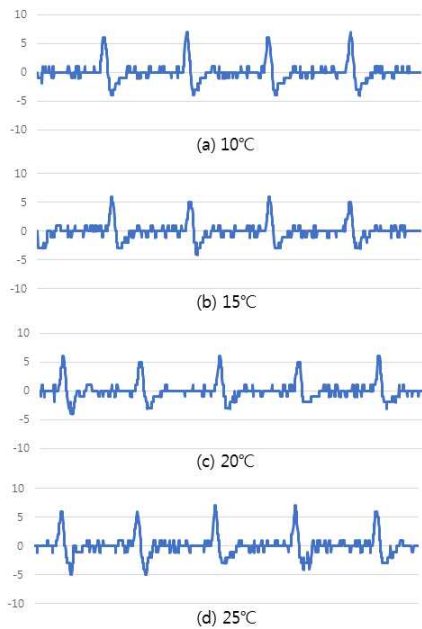


그림 8. 투과형 측정 장치의 2차미분 신호
Fig. 8. 2nd derivative of transmission-type device

추측된다. 또한 MCU 내부의 온도와 외부의 온도차이가 존재함을 확인하였다. 그러나 전체적인 측정 장치가 밀폐된 형태이기 때문에 내부온도의 증가가 시간이 지남에 따라 외부온도와 유사하게 됨을 확인하였다.

2차미분의 결과로부터 우리는 온도가 변화할수록 투과형 측정 장치는 온도의 영향을 적게 받고 반사형 측정 장치는 온도의 영향을 많이 받음을 그림 7과 그림 8의 그래프를 통해 확인할 수 있다. 특히 측정 장치의 제작에 사용된 MCU(MSP430FG4618)는 저전력 모델을 감안할 때 전력을 많이 사용하는 MCU를 사용하여 측정 장치를 설계할 경우 MCU의 온도 변화도 고려해야함을 최종적으로 확인하였다.

5. 결론

본 논문에서는 반사형과 투과형 PPG 측정 장치에서의 내부 온도 변화에 대한 특성을 고찰하였다. 실험은 두 측정 장치를 최저 온도가 되게 한 후 측정 장치가 동작함에 따라 자연적으로 발생하는 온도를 체크한 다음 그 온도에서의 PPG를 측정하였다. 실험 결과, 투과형 측정 장치는 내부온도의 영향을 받지 않았으나 내부 온도가 급격하게 변화하는 시점인 25°C에서 측정 프로브와 측정 기기가 일체형으로 되어있는 반사형 측정 장치에서는 PPG 신호에 영향을 미치게 됨을 확인하였다.

차후 연구에서는 많은 실험자를 대상으로 측정을 실시하여 측정 결과의 신뢰도를 높일 수 있는 방법에 대하여 연구할 예정이다.

REFERENCES

[1] Namsub Kim, "A Study on the Implementation of Transmission type PPG Measurement Device in a Wrist Watch", Journal of KIIECT, Vol. 10, No. 2, pp. 161-167, April, 2017.

[2] Namsub Kim, "A Study on the Implementation of Transmission type PPG Measurement Device in a Wrist Watch", Journal of KIIECT, Vol. 10, No. 2, pp.

- 161-167, April, 2010.
- [3] Sagaidachnyi A. A., Usanov D. A., Skripal A. V. and Fomin A. V. "Correlation of skin temperature and blood flow oscillations", In Saratov Fall Meeting 2011: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XIII, Vol. 8337, pp. 83370A, International Society for Optics and Photonics, Feb. 2012.
- [4] Sagaidachnyi A. A., Skripal A. V., Fomin A. V. and Usanov, D. A., "Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography-measured blood flow in fingertips", Physiological measurement, Vol. 35, No. 2, pp. 153, 2014.
- [5] Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Mayskov D. I., Skripal A. V. and Usanov D. A. "Features of the temperature response to a double cuff-occlusion of the upper limbs: remote ischemic preconditioning aspect", In Saratov Fall Meeting 2017: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XIX, Vol. 10716, pp. 107160R, International Society for Optics and Photonics, April 2018.
- [6] Tingting Yan, Song Zhang, Lin Yang, Yimin Yang and Xuwen Li, "Effect of Local Temperature on the Detecting for Pulse Wave of Local Blood Volume", INT. J. BIOAUTOMATION, Volume 17, No. 2, pp. 91-96, July 2013.
- [7] Cooke E. D., Steinberg M. D., Pearson R. M., Fleming C. E., Toms S. L. and Elusade J. A., "Reflex sympathetic dystrophy and repetitive strain injury: temperature and microcirculatory changes following mild cold stress", Journal of the Royal Society of Medicine, Vol. 86, No. 12, pp. 690, 1993.
- [8] Salam N. A. B. A., Saad W. H. B. M., Leong T. K., Baharom S. N. A. B., Salehuddin F. B., Manap N. B. A. and Syafeeza A. R., "The development of wireless heart rate and temperature monitoring system using bluetooth low energy", ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences, Vol. 11, No. 10, pp. 1819-66, 2016.
- [9] Maeda Y., Sekine M. and Tamura T., "The advantages of wearable green reflected photoplethysmography", Journal of medical systems, Vol. 35, No. 5, pp. 829-834, 2011.
- [10] Park B. J., Jang E. H., Chung M. A. and Kim S. H., "Design of Prototype-Based Emotion Recognizer Using Physiological Signals", ETRI Journal, Vol. 35, No. 5, pp. 869-879, 2013.
- [11] Kamshilin A. A. and Mamontov, O. V., "Visualization of microcirculation by green camera-based photoplethysmography", In BIBE 2018: International Conference on Biological Information and Biomedical Engineering, pp. 1-5, VDE, June 2018.
- [12] Wang A., Yang L., Liu C., Cui J., Li Y., Yang X., Zhang S. and Zheng D., "Athletic differences in the characteristics of the photoplethysmographic pulse shape: effect of maximal oxygen uptake and maximal muscular voluntary contraction", BioMed research international, 2015.

저자약력

김 남 섭 (Namsub Kim)

[정회원]



- 1990년 2월 : 경희대학교 전자공학과 (공학사)
- 1992년 2월 : 경희대학교 일반대학원 전자공학과 (공학석사)
- 2006년 8월 : 경희대학교 일반대학원 전자공학과 (공학박사)
- 2009년 3월 ~ 현재 : 서일대학교 컴퓨터전자공학과 조교수

〈관심분야〉 스마트 헬스케어, SoC 설계 및 검증, 저전력 회로설계