

손목시계 형태의 투과형 PPG 측정 장치의 구현에 관한 연구

김남섭*

A Study on the Implementation of Transmission type PPG Measurement Device in a Wrist Watch

Namsub Kim*

요약 본 논문에서는 효율적인 손목시계형 PPG 측정 장치의 구현에 관하여 연구하였다. PPG는 반사형 또는 투과형으로 측정이 가능하며, 일반적으로 손목시계의 형태의 PPG 측정 장치는 반사형으로 구현되기 때문에 동잡음에 취약하다는 단점이 있다. 또한 반사형의 경우 한쪽 손을 고정된 상태에서 다른 손을 사용하여 측정을 해야 하기 때문에 활동성에도 제약이 따른다. 본 논문에서는 기존에 개발된 장치에 클립형의 투과형 센서를 추가하여 손가락에 고정시킴으로써 측정 시 움직임을 최소화하도록 동잡음에 강건하도록 하였고, 한 손으로 측정이 가능할 뿐만 아니라 탈부착이 가능하도록 구현하여 활동성에 영향이 없도록 하였다. 제안된 장치는 측정된 신호를 실시간으로 전송이 가능하기 때문에 스마트 헬스케어 분야에 적합하며 제안된 장치의 성능을 판단하기 위해 기존의 장치와 같은 조건하에서의 측정된 신호를 비교 실험하였다. 실제 심박수 측정이 가능한 파형을 확인한 결과, 제안된 측정 장치는 기존의 장치에 비해 20%의 성능향상이 있음을 확인하였다.

Abstract This paper presents an effective PPG measurement device in a wrist watch for smart healthcare. PPG can be acquired by measuring absorption of light and PPG measurement device is classified as transmission and reflection type. Reflection type is easy to implement but vulnerable to motion artifact. Moreover, reflection type must use 2 hands at once if the device is implemented in a wrist watch. This paper describes the implementation of robust transmission type PPG measurement device by using previously developed reflection type device. PPG sensor is clip type and can be separated from the device so that the influence of motion artifact can be reduced. The proposed device can transmit the measured signal in real-time and is useful for smart healthcare. For evaluation of the proposed device, PPG signals are compared with reflection type in the same condition. The results show that the proposed device has 20% improvement in performance.

Key Words : Blood Absorption, Healthcare, Heart Rate, Motion artifact, PPG

1. 서론

PPG(photoplethysmogram or photoplethysmography)는 혈액량의 변화를 나타내는 그래프이다. 이러한 PPG를 분석하면 심박수(heart rate)를 알 수 있을 뿐만 아니라 혈관 나이도 알 수 있기 때문에 건강 정보를 확인할 수 있으며 현재 스마트

헬스케어 분야에서도 널리 사용되고 있다. 또한 PPG 신호를 통해 스트레스 정보까지 알 수 있으며 일부 스마트폰에는 PPG 측정이 가능한 센서를 내장하여 심박수 측정이 가능하다. 이러한 PPG를 측정 장치를 구현하기 위해서는 비침습적(non-invasive)인 측정을 위하여 빛을 발산하는 소자와 빛의 양을 측정할 수 있는 센서를 사용하여

The present research has been conducted by the Research Grant of Seoil University in 2017.

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

Received March 31, 2017

Revised April 11, 2017

Accepted April 12, 2017

측정 장치를 구현하게 되고 파장이 다른 두 개의 빛을 사용하여 펄스 옥시미터(pulse oximeter)를 구현하면 산소포화도(oxygen saturation)를 측정할 수 있기 때문에 의료용 기기로서의 사용도 가능하다. 비침습적 PPG 측정 장치는 크게 반사형(reflection type)과 투과형(transmission type)으로 구분할 수 있고 반사형 PPG 측정 장치는 하나의 PCB 내에서 구현이 가능하기 때문에 널리 사용되고 있으며 본 연구의 사전 연구로 반사형 PPG 센서를 사용한 유비쿼터스(ubiquitous) 손목시계형 측정 장치를 구현한바 있다. 그러나 기존의 장치는 PPG 측정이 주 용도가 아니고 낙상 감지 장치에 PPG 측정 기능을 추가한 상태이기 때문에 측정된 신호의 신뢰도가 낮을 뿐만 아니라 손목시계 형태이기 때문에 한쪽 손에 측정 장치를 착용하고 다른 손을 사용하여 측정할 수밖에 없어서 움직임에 큰 제약이 있었고 동잡음(motion artifact)에 취약하다는 단점을 갖고 있었다[1]. 동잡음은 PPG 측정에 가장 큰 제약 사항으로 움직임으로 인한 혈류의 변화와 빛의 흡수율 변화로 인해 정확한 PPG 신호의 획득이 어렵게 된다[2]. 본 논문에서는 의료용 펄스 옥시미터가 손가락 끝에 고정하여 움직임을 최소화 한다는 것에 착안하여 클립형태의 투과형 PPG 센서를 사용한 손목시계형 PPG 측정 장치를 구현하고 기존의 반사형 장치와의 비교 분석을 통해 어느 정도 성능 향상이 있는지를 연구하였다.

2. 관련 연구

PPG와 관련된 기술은 1876년 Karl von Vierordt 의 빛을 이용한 측정으로부터 시작되었다 [3]. 따라서 많은 연구들이 현재까지 진행되어 왔고 그중에서 동잡음 및 구현에 관한 논문들의 일부를 살펴보면 다음과 같다.

De Haan의 1명은 RGB(RedGreenBlue) 환경에서 영상을 이용한 움직임에 강한 rPPG(Remote photoplethysmography) 기법을 개발하였으나 움직임 자체에 대한 해결책은 보이지 못한 단점이 있었다[4]. Seyedtabai의 1명은 칼만 필터를 사용하

여 동잡음을 최소화하는 방안에 대하여 연구하였으나 원 신호 자체가 왜곡되었을 경우 이를 해결할 수 있는 방법이 없기 때문에 여전히 같은 문제를 안고 있었다[5]. Wijshoff의 6명은 레이저(laser)를 사용하여 성능이 우수한 PPG 측정 장치를 구현하였으나 고가의 장비를 사용하였기 때문에 저비용으로 구현이 가능한 현대의 PPG 측정 장치와는 맞지 않는다는 단점이 있다[6].

3. PPG 측정 장치

3.1 PPG 측정 원리

Beer-Lambert의 법칙에 따르면 특정한 파장의 빛이 흡수는 식 (1)에 따른다.

$$P_t = P_0 \cdot 10^{-acd} \quad (1)$$

여기서, P_t 는 전송된 빛의 전력, P_0 는 입사된 빛의 전력, a 는 특정한 흡수도, c 는 집중도, d 는 빛의 경로 길이를 나타낸다. 이러한 빛의 감쇠에 대한 변화는 피부와, 동맥혈, 정맥혈에 의한 흡수와 심장 박동에 의한 동맥혈의 변화로 인해 그림 1과 같은 형태로 나타난다[7]. 이와 같은 PPG 측정은 귓볼, 손목, 손가락, 팔 등과 같은 부위에서 측정이 가능하며 그 중 손가락에서의 측정이 가장 효율적이다[8].

PPG 측정은 그림 2에 나타낸 바와 같이 반사된 빛을 측정하는 반사형 측정 방법과 투과된 빛의 양을 측정하는 투과형 측정법을 통해 측정이 가능하다.

3.2 구현

제안된 장치의 구조를 그림 3에 나타내었다. 제안된 장치는 시계형태를 갖고 있고 기존의 장치와 같은 형태를 갖고 있지만 투과형 센서를 사용하여 동잡음에 강건하게 동작하도록 구현하였다.

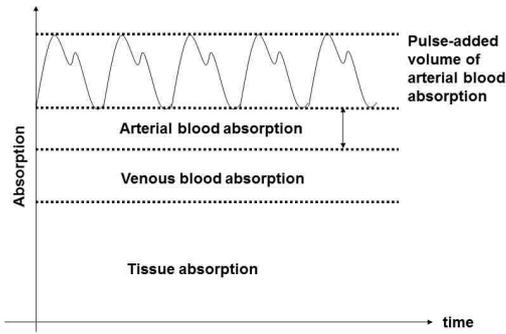


그림 1. 빛 감쇠 변화
Fig. 1. Variations in light attenuation.

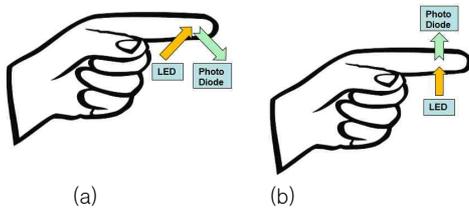


그림 2. PPG 측정 방법 (a) 반사형 (b) 투과형
Fig. 2. PPG Measurement method. (a) Reflection (b) Transmission

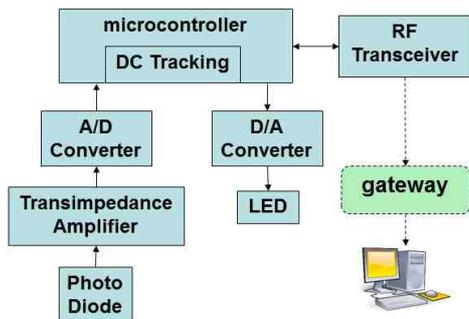


그림 3. 제안된 장치의 구조
Fig. 3. Structure of the proposed device.

그림 3과 같이 전체적인 동작은 마이크로컨트롤러(microcontroller)를 통해 이루어지며 포토다이오드(photo diode)로부터 얻어진 전류신호는 트랜스 임피던스 증폭기(transimpedance amplifier)를 통해 전압신호로 변환된 후 마이크로컨트롤러의 펌웨어에 의해 처리된다. 구현을 위한 소프트웨어는 C언어를 사용하여 펌웨어(firmware) 형태로 구현하였으며 이를 그림 4에 나타내었다.

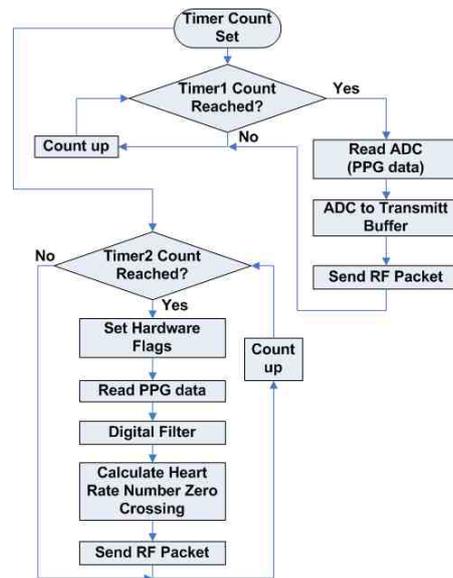


그림 4. 펌웨어 흐름도
Fig. 4. Flowchart of the firmware.



그림 5. 구현된 장치
Fig. 5. Picture of the proposed device.

PPG는 일정하고 정확한 간격으로 데이터를 획득해야하기 때문에 그림 4와 같이 타이머 인터럽트(timer interrupt)를 사용하여 일정한 간격으로 데이터를 획득하고 전송하도록 구현하였다. 타이머 인터럽트는 2개를 사용하였으며 하나는 A/D변환 으로부터 획득한 데이터를 가공하지 않고 실시간 으로 무선으로 전송하며, 다른 하나는 획득한 데이터를 펌웨어 안에서 직접 심박수를 계산하여 실시간으로 보내도록 하였다. 획득된 신호는 트랜시버 (transceiver)를 통해 무선으로 전송되며 외부의 게이트웨이(gateway) 장치를 통해 PC와 연결되어 모니터링(monitoring)을 가능하게 된다. 최종 구현

된 장치를 그림 5에 나타내었으며 게이트웨이는 Zigbee로 전송된 RF 신호를 RS232C로 PC에 연결이 되도록 하였다.

4. 실험

4.1 실험 환경

제안된 장치로부터 무선으로 전송된 PPG 신호는 게이트웨이에서 RS-232C로 변환되어 PC에 전송되어지고 PC에서는 그림 6과 같이 Labview를 사용하여 화면상에서 모니터링이 가능하도록 하였다.

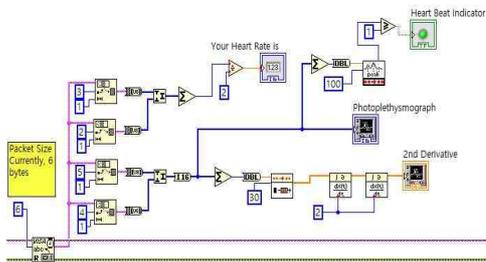


그림 6. 랩뷰를 이용한 모니터링
Fig. 6. Monitoring by using Labview

실험은 PPG 신호 측정 중에 인위적으로 몸을 움직여 동잡음을 발생시킨 후 그 결과를 측정하였고 움직임은 관절가동범위(ROM: Range of Motion)에 따라 다음과 같은 3가지 형태의 움직임을 사용하여 실험하였다.

- 움직임 1(movement 1) : 측정중인 손가락은 움직이지 않은 상태에서 목 관절의 굴곡과 신전을 수행. 굴곡 10도, 신전 15도, 움직임의 강도는 60회/분.
- 움직임 2(movement 2) : 측정중인 손가락은 움직이지 않은 상태에서 주관절과 슬관절의 신전을 수행. 반사형의 경우 주관절만 신전을 수행. 주관절과 슬관절 45도, 강도는 20회/분.
- 움직임 3(movement 3) : 측정중인 손가락 자체를 움직임. 반사형의 경우 1도, 투과형의 경우 10도, 움직임의 강도는 60회/분.

움직임 3에서는 반사형일 경우 움직임을 크게 하면 측정 자체가 불가능하였기 때문에 1도 정도의 미세한 움직임을 사용하여 실험하였고, 제안된 장치에서는 PPG 센서가 고정되어 있기 때문에 측정하는 손가락을 10도 움직여 실험을 진행하였다.

4.2 실험 결과

그림 7은 기존의 반사형 센서를 사용한 측정 결과이다. 측정은 움직임이 전혀 없는 상태에서의 정상적인 측정 결과와 3가지 형태의 움직임을 사용하여 동잡음을 발생시켰을 때의 결과를 비교하였다.

본 실험 결과로부터 흥미로웠던 점은 반사형에서 측정하는 손가락을 움직이면 전혀 심박수를 알 수 없을 것이라고 예측하였으나 실제 실험 결과 파형의 왜곡은 심하였으나 심박수 측정은 다른 움직임과 다르게 가능하였다는 점이다. 이는 손가락의 움직임이 크지 않았기 때문이라 판단되며, 손가락을 크게 움직였을 경우 반사가 되지 않기 때문에 측정 자체가 불가능함을 알 수 있었다.

그림 8은 제안한 장치를 사용한 측정 결과이다. 육안으로도 제안한 장치가 동잡음에 강건함을 알 수 있고 그림 8 (b)에 나타낸 바와 같이 움직임이 작을 경우 제안한 장치는 움직임이 없을 때와 유사하게 PPG 측정이 가능함을 알 수 있다.

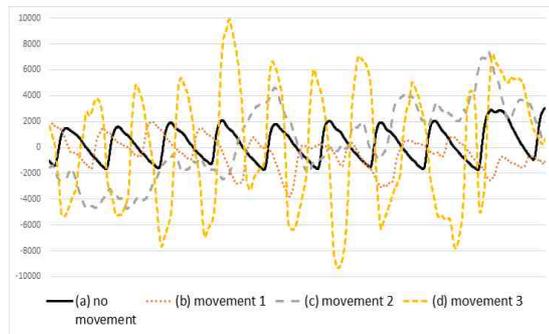


그림 7. 움직임에 따른 반사형의 PPG 변화 (a) 움직임 없음 (b) 움직임 1 (c) 움직임 2 (d) 움직임 3
Fig. 7. Reflection type variations in movement (a) no movement (b) movement 1 (c) movement 2 (d) movement 3

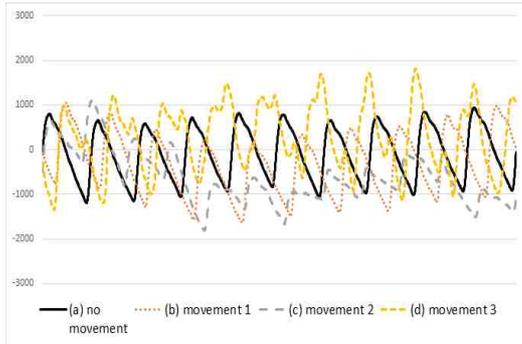


그림 8. 움직임에 따른 투과형의 PPG 변화 (a) 움직임 없음 (b) 움직임 1 (c) 움직임 2 (d) 움직임 3
 Fig. 8. Transmission type variations in movement (a) no movement (b) movement 1 (c) movement 2 (d) movement 3

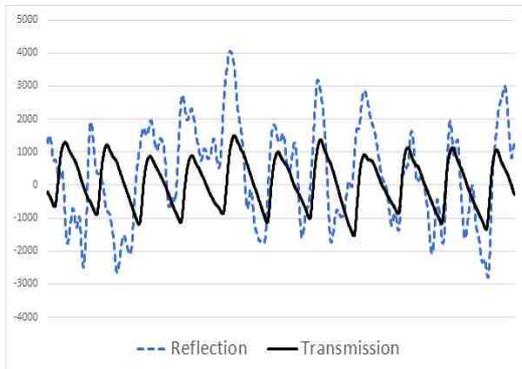


그림 9. 걸음을 걸을 때의 PPG (a) 반사형 (b) 투과형
 Fig. 9. PPG in walking (a) reflection (b) transmission

움직임이 큰 경우에는 제안한 장치의 PPG도 큰 변화를 보였으며, 이는 움직임으로 인한 센서의 흔들림에 기인한 것이라 판단된다.

일상생활에서의 효용성을 판단하기 위해 실제 걸어 다니면서 PPG 측정을 수행하였고 그 결과를 그림 9에 나타내었다. 측정은 좁은 연구실 방안에서 좌우로 이동하며 결과를 관측하였고 이동할 때 측정되는 손가락은 움직이지 않고 이동하였다. 걸음을 걷는 속도는 정상 시 성인의 보행 수준에 맞추어 걸었으며 걸을 때 다른 신체 부위의 움직임은 최소로 하였다. 그림 9에 나타낸 바와 같이 기존의 반사형은 심박수 측정이 불가능할 정도로 왜곡이 심하게 나타났으나 제안된 투과형의 경우 큰

변화를 보이지 않았음을 알 수 있다. 그러나 달리기를 할 경우나 팔을 크게 흔들면서 이동할 경우는 양쪽 다 측정이 불가능할 정도로 왜곡이 심하게 나타남을 확인하였다.

PPG 신호를 시간에 대해 미분하면 그림 10과 같이 PPG 신호의 최대점(maximal point)과 변곡점(inflection point)을 알 수 있고 2차 미분하면 심장 수축과 이완의 시기를 확인할 수 있다[10]. 본 실험에서는 움직임에 따른 왜곡이 가장 적은 움직임 1에 대한 1차 미분을 그림 11에 나타내었다.

그림 11에 나타난 바와 같이 반사형의 경우 불안정한 형태를 나타내었으며 두 번째 변곡점의 경우 실험 대상이 49세의 남자이었던 때문에 나이로 인하여 변곡점이 미약하게 나타난 것으로 확인되었다. 이러한 이유는 변곡점이 혈관의 상태가 양호한 젊은 나이에 가장 크게 나타나며 혈관이 노화됨에 따라 변곡점이 완만해지게 되기 때문이며 Elgendi의 연구결과를 통해 일반적인 60세 나이의 PPG 신호에서는 변곡점을 거의 구별할 수 없음을 알 수 있다[11].

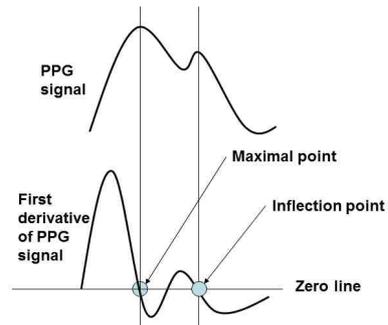


그림 10. PPG 와 1차 미분
 Fig. 10. First derivative of PPG.

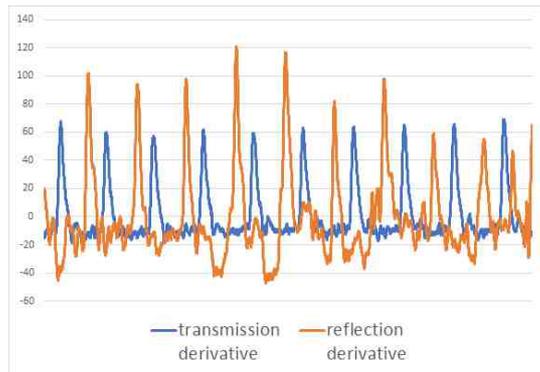


그림 11. 움직임 1 PPG 신호의 1차 미분
Fig. 11. First derivatives of movement 1 PPG.

표 1. 심박수 확인 가능한 파형의 비율
Table 1. Rate of waveform suitable for heart rate.

	Reflection	Transmission
No movement	100%	100%
Movement 1	40%	100%
Movement 2	10%	20%
Movement 3	80%	90%
Average	57.5%	77.5%

표 1에는 실험을 통해 획득한 PPG 신호를 사용하여 심박수를 확인할 수 있는 파형의 비율을 나타내었다. 표 1에서는 단일 주제에 대한 실험 결과이며, 제안된 장치는 움직임 1과 같은 실제 측정되는 부위에 영향을 덜 미치는 부분의 움직임에서는 큰 성능향상이 있음을 확인하였고 전체적으로 20%의 포인트 성능 향상이 있음을 확인하였다.

5. 결론

본 논문에서는 스마트 헬스케어에 적합한 효율적인 손목시계형 PPG 측정 장치를 구현하였다.

구현된 장치는 클립형의 투과형 PPG 센서를 사용하여 손목에 장착할 수 있는 형태이기 때문에 움직임으로 인한 동잡음의 영향을 물리적으로 최소화할 수 있다는 장점이 있다. 구현된 장치의 성능을 평가하기 위해 4가지 형태의 움직임을 인위적으로 수행한 후 PPG 파형을 획득하였고 실험

결과 구현된 장치는 기존의 반사형 장치에 비해 전체적으로 20%포인트의 성능향상이 있음을 확인하였다.

본 연구에서는 실험을 한 명을 대상으로 하였기 때문에 다양한 연령과 많은 사람에 대한 실험이 필요하며, 차후 연구 과제에서는 많은 수의 인원들에 대한 실험과 오차를 최소화하기 위한 효율적인 필터 설계 방법에 관하여 연구할 예정이다.

REFERENCES

- [1] Namsub Kim, "An Efficient Methodology of Fall Detection for Ubiquitous Healthcare", Journal of KIIT, Vol. 8, No. 8, pp. 133-140, Jul. 2010.
- [2] Nitzan, Meir, Ayal Romem, and Robert Koppel. "Pulse oximetry: fundamentals and technology update." Medical Devices, Vol. 7, pp. 231-239, 2014.
- [3] Severinghaus, John W. "Takuo Aoyagi: discovery of pulse oximetry." Anesthesia & Analgesia 105.6 (2007), Vol. 105, No. 6, pp. s1-s4, 2007.
- [4] Gerard De Haan, and Arno Van Leest. "Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature." Physiological measurement, Vol. 35, No. 9, pp. 1913-1926, Aug. 2014.
- [5] S. Seyedtabaii, and L. Seyedtabaii. "Kalman filter based adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic signal." World Academy of Science, Engineering and Technology, Vol. 37, pp. 173-176, 2008.
- [6] Wijshoff, R. W. C. G. R., Veen, J., Van der Lee, A. M., Mulder, L., Stijnen, J. M. A., Van Tuijl, S., and Aarts, R. M. "PPG motion artifact handling using a self-mixing interferometric sensor." SPIE

Photonics West 2011, pp. 22-27, Jan. 2011.

[7] Mendelson, Yitzhak. "Pulse oximetry: theory and applications for noninvasive monitoring." *Clinical chemistry*, Vol. 38, No. 9, pp. 1601-1607, 1992.

[8] Maeda, Yuka, Masaki Sekine, and Toshiyo Tamura. "Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected photoplethysmography." *Journal of medical systems*, Vol. 35, No. 5, pp. 969-976, 2011.

[9] Vizbara, Vytautas, Daivaras Sokas, and Vaidotas Marozas. "Motion artifacts in photoplethysmographic signals modeling based on optical and topological properties of skin." *Biomedical engineering*. Vol. 20, No. 1, 2017.

[10] Gonzalez, R., Manzo, A., Delgado, J., Padilla, J. M., Trenor, B., and Saiz, J. "A computer based photoplethysmographic vascular analyzer through derivatives." *IEEE Computers in Cardiology*, pp. 177-180, Sep. 2008.

[11] Elgendi, Mohamed. "On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals." *Current cardiology reviews*, Vol. 8, No. 1, pp. 14-25, 2012.

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 컴퓨터응용전자과 조교수

<관심분야>

스마트 헬스케어, SoC 설계 및 검증, 저전력 회로설계