
PIN type 소자를 이용한 맥박 측정 장치 및 알고리즘에 관한 연구

김신자* · 이영우*

*목원대학교

A study on the pulse measurement system and algorithm using by PIN type devices

Sheen-Ja Kim* · Young-Woo Lee*

*Mokwon University

E-mail : ywlee@mokwon.ac.kr

요 약

PIN type의 LED($\lambda=630\text{nm}$)와 photo TR을 이용하여 PPG 센서를 제작하였다. 이 때, LED의 광출력은 window 통과 후, 약 $240\mu\text{W}$ 이다. 그리고 인체에서 흡수 및 반사가 이루어진 후의 광파워는 더욱 작기 때문에 이를 보완하기 위해 photo TR을 LED 양측으로 배치하여 주변으로 반사하는 광을 측정하였다. 측정된 신호는 filter와 OP amp. 를 이용하여 1차 처리과정을 거치고, 알고리즘을 이용하여 2차 처리 하였다. 또한 알고리즘은 평상시를 포함하여 운동시에도 측정이 가능하도록 설계하였다.

키워드

PPG, chip LED, pulse measurement, PAPS

I. 서 론

급속한 경제발전과 함께 따라온 인구의 고령화 및 핵가족화는 혼자 생활하는 독거노인, 중증 장애인, 만성 질환자의 비율을 증가시키고 있는 추세이다. 또한 현대인들에게 있어서도 과도 업무 스트레스로 인한 돌연사를 비롯한 질병들이 확대되면서 전문 의료기관을 통하지 않고도 개인의 건강을 신속하게 검증할 수 있는 장비에 대한 관심이 증가하고 있다[1]. 그리고 이러한 관심은 건강상의 불편여부를 떠나 평상시의 상태 체크를 통한 자기 관리로 확대되고 있다.

비침습적으로 측정하여 개인의 건강상태를 알려줄 수 있는 생체 신호로는 혈압, 심전도, 동맥혈산소포화도(SpO_2), 맥파(pulse wave)등이 있다 [2]. 그 중에서도 맥파를 측정하는 방법으로는 광전용적맥파(PPG, Photo Plethysmogram), 초음파, 마이크로웨이브 등을 이용한 측정 등이 있다 [3-7].

본 논문에서는 PIN type 소자를 이용하여 PPG 센서부를 만들고, 측정된 신호의 증폭 및 필터 처

리를 위한 회로부, 그리고 신호를 바탕으로 맥파를 산출하기 위한 알고리즘에 대하여 논한다.

II. 본 론

가. 시스템의 구성

다음의 그림 1은 PIN type 소자를 이용한 맥박 측정 장치 및 알고리즘의 시스템 개념도이다.

전체 시스템은 센서부와 회로부, 그리고 신호 처리를 위한 PC부로 이루어져 있다.

PIN type 소자를 이용하여 구성된 센서부에서는 손가락 또는 손목에 위치한 동맥혈에서 혈류량의 변화를 측정한다. 측정된 신호는 매우 미약한 신호이기 때문에 원활한 처리가 가능하도록 필터링 및 증폭 과정을 거친다. 처리 과정을 모두 거친 신호는 최종적으로 PC에서 받아들여 맥박을 산출하기 위해 구성된 알고리즘을 통해서 우리가 알고 있는 맥박으로 수치화하여 보여주게 된다.

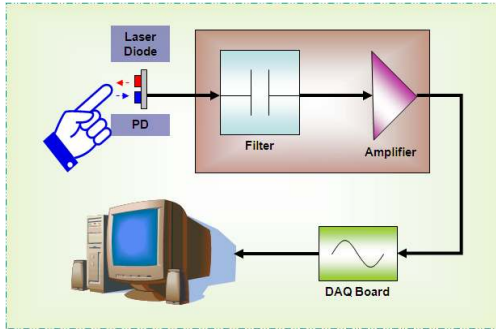


그림 1. PIN type 소자를 이용한 맥박 측정 장치 및 알고리즘의 시스템 개념도

본 실험에서의 데이터 획득은 DAQ board를 이용하여 유선으로 데이터를 획득하였다.

획득된 신호는 맥파성분만을 검출하기 위하여 잡음에 해당하는 고주파 성분을 제거하였다. 또한 맥박수를 얻기 위하여 피크 검출 및 맥파에 해당하는 펄스 파형의 검출 위한 일련의 알고리즘을 거친다. 획득된 데이터를 모니터링하고 알고리즘 처리를 위하여 LabVIEW를 이용하였다.

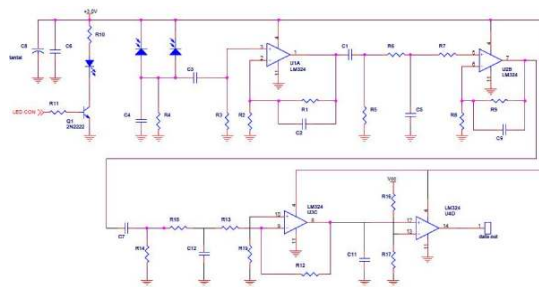


그림 2. 신호처리 회로도

그림 2는 실제 실험을 위해 구성한 회로도이다.

본 실험에서는 PPG를 측정하기 위해서 광원으로는 625nm 대역의 파장을 갖는 1608 size LED와 광검출부로는 동일한 size의 Photo transistor를 사용하였다.

LED와 Photo TR.을 통해서 발생한 신호는 회로 내에서 필터링 과정과 OP Amp.를 이용한 증폭 과정을 거친다. 증폭된 신호를 획득하기 위해서 National Instrument 사의 BNC-2090을 사용하였다.

나. 실험 및 결과

본 실험에서 사용된 LED는 620~630nm 대역의 파장을 갖는 kodenshi 사의 1608 chip LED(KLB-16AR)이며, 수광부 역시 같은 회사의 1608 chip photo TR.(KL-16APT-46)을 사용하였다. 광원인 LED를 중심으로 산란되는 빛을 최

한 수광하기 위하여 양쪽으로 photo TR.을 배치하여 센서부를 제작하였다. 그리고 측정기기 제작시 LED와 photo TR.이 직접적으로 피부에 닿지 않는 점도 고려하여 제작한 센서부와 피부 사이에 투명 아크릴로 window를 제작하였다. 이때, window를 통과하여 나온 광의 세기는 평균 240 μW였다.

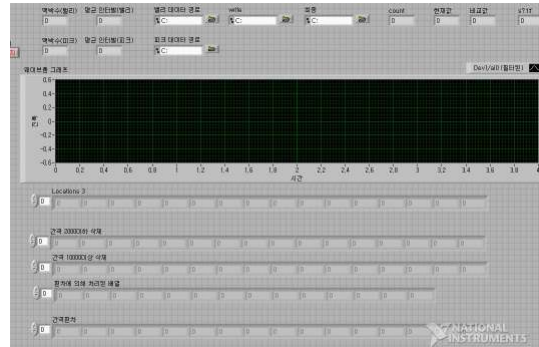


그림 3. 맥파 모니터링 프로그램(LabVIEW)

그림 3은 LabVIEW로 제작한 맥파 모니터링 프로그램의 화면을 보여준다. 사용자가 측정을 시작하면 회로를 통해 처리된 일련의 신호가 LabVIEW로 전송된다. 전송된 신호는 원 신호와 함께 peak와 valley에서 각기 특징점을 추출하는 알고리즘을 거쳐 peak에서 산출된 맥박수와 valley에서 산출된 맥박수로 저장이 된다.

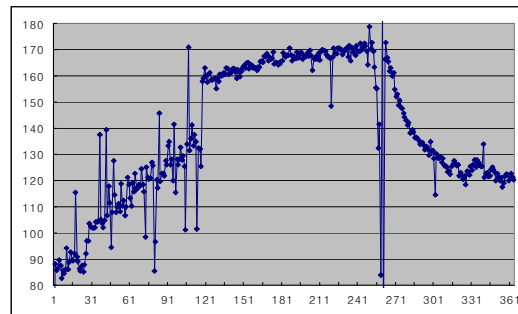


그림 4. valley에서 측정된 맥박 (non-algorithm)

그림 4는 구성된 시스템과 프로그램을 이용하여 valley에서 특징점을 검출한 신호를 기준으로 맥박을 산정한 그래프를 보여준다. 가로축은 시간의 경과를 보여주며, 세로축은 실제 측정자의 맥박수를 나타낸다. 또한 그림 4는 측정을 위한 알고리즘 외에는 아무런 처리도 가하지 않은 상태의 신호이며, 아래의 그림 5는 그림 4의 값을 바탕으로 잡음에 해당하는 영역의 맥박수를 제거하는 등의 처리 과정을 거친 상태를 보여준다.

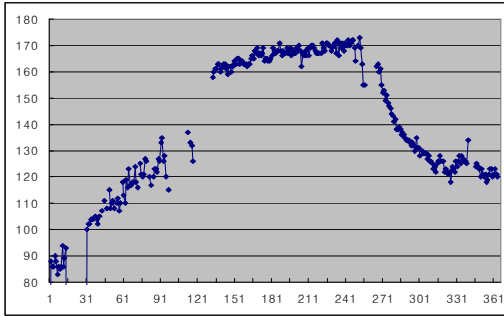


그림 5. valley에서 측정된 맥박
(filtering 처리)

본 실험을 위하여 실험자는 LED와 photo TR로 이루어진 센서부를 가운데 손가락 마디에 위치하도록 하고, 관측자의 신호에 따라 걷기부터 시작하여 running 상태, 마지막에는 휴지기 상태를 유지하였다.

실험 결과, 걷기에서 달리기 상태, 그리고 달리기 상태에서 휴지기로 변화하는 상태 변화 시에 특히 맥박의 변동률이 커 오차율이 증가하는 것을 알 수 있었다. 그러나 운동상태가 지속됨에 따라 신호가 점차 안정되어, 유효값에 해당하는 맥박 산출값을 얻을 수 있었다.

III. 결 론

본 논문에서는 chip size의 LED와 photo TR을 이용하여 맥박을 측정할 수 있는 시스템을 구성하고 측정하였다. 그 결과, 안정화된 상태(움직임이 없는 상태)에서는 최대 16초경과 후부터는 안정된 유효 맥박수를 측정할 수 있었으며, 운동 상태에서는 운동 상태의 변화에 따라 오차율이 증가함을 알 수 있었다. 그러나 일정 시간이 지나감에 따라 오차율은 감소하여 다시 유효값을 얻을 수 있음 또한 알 수 있었다. 따라서 운동 상태 변화에 따른 오차율을 수정할 수 있는 방안이 추가적으로 연구되어야 할 것으로 생각되며, 그에 따라 실제 측정 장비로서의 활용가능성이 매우 높을 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] Tia Gao, Dan Greenspan, Matt Welsh, Radford R. Juang, and Ales Alm, "Vital Signs Monitoring and Patient Tracking Over a Wireless Network," In Proceedings of the 7th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Shanghai, September 2005.
- [2] Gi Ryon Kim, Gwang Nyeon kim,

Byeong Cheol Choi, Gye Rok Jeon, Ki Young Ham, duk Joon Suh, and Kong-Keun Jung, "Implementation and evaluation of the sensor assessing pressure and photoplethysmogram," J. of the Korean Sensors Society, 2006

- [3] J. R. Jago and A. Murray, "Repeatability of peripheral pulse measurements on ears, finger and toes using photoelectric plethysmography", Chin Phys. Physiol Meas., vol. 9, no. 4, pp.319-30, 1988
- [4] S. Rhee, B-H. Yang, and H. Asada, "Artifact-resistant, power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 48, pp. 795-805, July 2001.
- [5] A.B. Barreto, L.M. Vicente, and A. Taberner, "Adaptive pre-processing of photoplethysmographic blood volume pulse measurements," Southern Biomedical Eng, 1996.
- [6] D. E. Hokanson, D. Strandness, and C. W. Miller, "An echo-tracking system for recording arterial wall motion", IEEE Trans. Sonics Ultrason., vol. SU-17, pp.130-132, 1970
- [7] J. Y. Lee and J. C. Lin, "A microprocessor-based noninvasive arterial pulse wave analyzer", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, no.6, 1985