
손목에서의 맥박 측정을 위한 필름 센서부 최적화에 관한 연구

조성현* · 김신자* · 이영우*

*목원대학교

A study on the optimization of the film sensing part for measuring heart rate
in wrist

Sung-Hyun Jo* · Sheen-Ja Kim* · Young-Woo Lee*

*Mokwon University

E-mail : ywlee@mokwon.ac.kr

요 약

손목에서 맥박을 측정하기 위한 센서부의 최적화에 관하여 연구하였다. 센서부의 최적 구조를 알기위해서 센서패드 구조물의 형태, 크기 및 실리콘의 두께를 변화시켜 맥박 신호를 측정하였다. 본 실험에서 사용된 구조물의 형태는 각기 Empty, Rectangle, Embossing, Length, Width이다. 각 구조물의 형태마다 실리콘의 두께를 0~7 mm 까지 1 mm씩 늘려 가면서 출력 신호의 크기를 비교하였다.

ABSTRACT

We studied the optimization method of sensing part for measuring heart rate in wrist. In order to know optimum structure of sensing part, we measured the heart rate signal by changing the shape and size of sensor pad structure and the thickness of silicon. The shapes of structure using in experiment are Empty, Rectangle, Embossing, Length, Width. We were compared the amplitude of output signal about each shape when thickness of silicon pad is increasing from 0 to 7 mm by 1 mm.

키워드

Film sensor, Pulse wave, Heart rate, Health care, Bio-sensor

1. 서 론

최근 우리나라는 경제가 빠르게 발전함과 동시에 고령화 및 핵가족화로 인해 혼자 생활하는 독거노인, 중증 장애인, 만성 질환자의 인구가 증가하고 있다. 오늘날 환자뿐만 아니라 현대인들도 과도한 업무에 의한 스트레스로 돌연사 비율이 증가하고 있다. 이러한 문제로 인해 병원에 가지 않고도 개인의 건강을 신속하게 검증할 수 있는 장비에 대한 관심이 증가하고 있다[1].

개인의 생체 신호를 비침습적으로 검사할 수 있는 방법은 혈압, 심전도, 동맥혈산소포화도(SpO₂), 맥파(pulse wave)등이 많이 활용되고 있

다[2]. 그 중에서 맥박을 측정하는 방법으로는 혈관의 일정 부위를 압박하여 맥박을 측정하는 압력센서가 많이 사용되고 있다[3]. 그 외에도 광전용적맥파(photo plethysmograph, PPG) 측정방법[4~6], 초음파 측정방법[7], 마이크로웨이브 측정방법[8] 등이 있다.

본 논문에서는 필름 센서를 사용하여 손목에서 맥박을 측정하기 위한 센서부의 최적화에 관한 연구를 하였다. 센서부의 최적 구조를 알기위해서 센서패드 구조물의 형태 및 크기를 변화시켜 실험하였다. 또한, 실리콘 두께를 1mm씩 늘려가면서 두께에 따른 출력 신호의 크기를 비교하였다. 본 실험에서 사용된 구조물은 Empty, Rectangle,

Embossing, Length, Width 형태이다. 각 구조물의 형태마다 실리콘의 두께를 0~7 mm 까지 늘려가면서 출력 신호의 크기를 비교·분석 하였다.

II. 본 론

1. Piezo Film Sensor

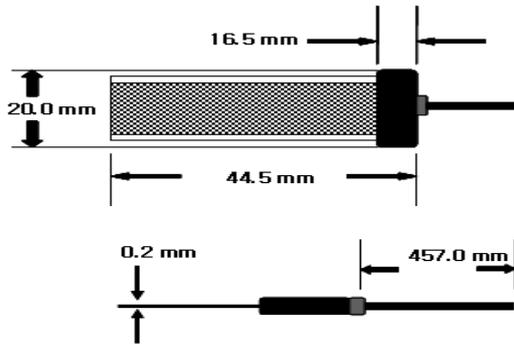


그림 1. 센서의 구조

본 실험에서 사용된 센서는 진동이나 힘을 가할 경우에 가해진 힘의 크기에 비례하여 필름 센서에 전압이 발생하는 압전효과(Piezo electricity)를 지닌 센서이다. 센서의 형태는 얇고 가벼운 필름 타입이며, 크기는 28.0 × 20.0 × 0.2 mm이다. 센서의 Sensitivity는 20 mv/g 이다.

가. 실험에서 필름 센서를 사용한 이유

1. 필요에 따라 넓은 면을 사용할 수 있다.
2. 디자인 및 가공이 쉽다.
3. 센서에 hole을 뚫어도 사용 가능하다.

2. 시스템의 구성

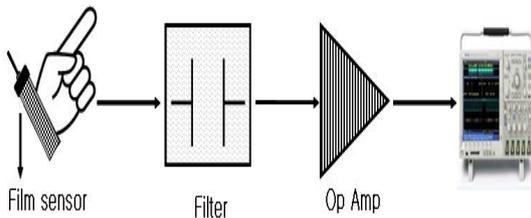


그림 2. 신호처리 시스템 구성도

그림 2는 손목에서 맥박을 측정하기 위한 신호처리 시스템의 구성도이다. 맥박에서 측정된 미세한 신호는 필터를 통해 불필요한 잡음을 제거하는 필터링 과정을 거친 후, Op Amp를 통해 증폭된다. 이렇게 증폭된 신호는 오실로스코프를 통해 확인할 수 있다.

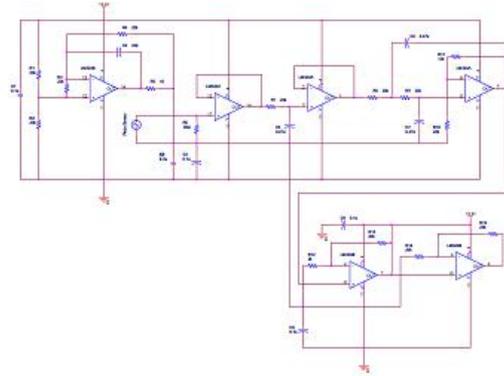


그림 3. 센서부의 측정 회로

그림 3은 맥박 신호를 측정하기 위한 센서부의 회로도이다. 일반적으로 맥박은 1~2Hz의 저주파를 갖는다. 손목에 필름 센서를 부착하여 측정된 맥박 신호는 Low Pass Filter를 통해 10Hz이상의 주파수가 발생했을 때 불필요한 잡음을 제거해 준다. 필터를 통해서 나온 신호는 Op Amp를 통해 증폭 과정이 이루어진다. Op Amp는 LM324를 사용하여 실험하였다.

3. 실험 방법 및 결과

가. 실험 방법

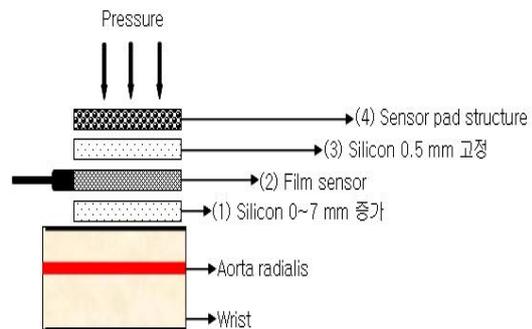


그림 4. 맥박 측정을 위한 센서부의 구조

손목에서 맥박을 측정하기 위한 센서부의 구조를 보여주고 있다. 맥박을 측정하기 위한 센서부의 최적 구조를 알기 위해서 센서패드 구조물의 형태, 크기 및 실리콘의 두께를 변화시켜 출력 신호의 크기를 비교하였다. 그림 4에서 (4) Sensor pad structure의 형태를 (A)~(E) 변화시켜 구조물의 형태의 변화에 따른 실험하였다. (3) Silicon은 구조물에 의한 센서의 손상을 막기 위해서 실리콘 0.5 mm을 사용하였다. (1) Silicon은 실리콘 두께를 0~7 mm 까지 늘려가면서 출력 신호의 크기를 비교하였다. 일정한 압력을 가하여 주기위해서 밴드를 사용하였다.

나. 크기 변화에 따른 실험

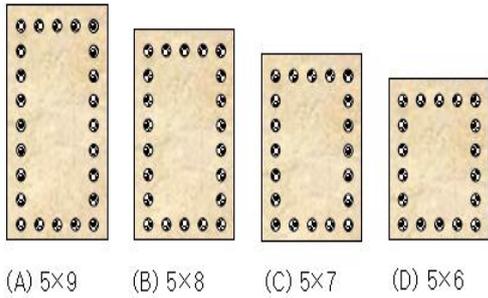


그림 5. 구조물 크기 변화에 따른 실험

그림 5는 삽입 구조물을 Rectangle 형태로 고정하고 크기만 가로 1mm씩 줄여가면서 4번의 실험을 하였다.

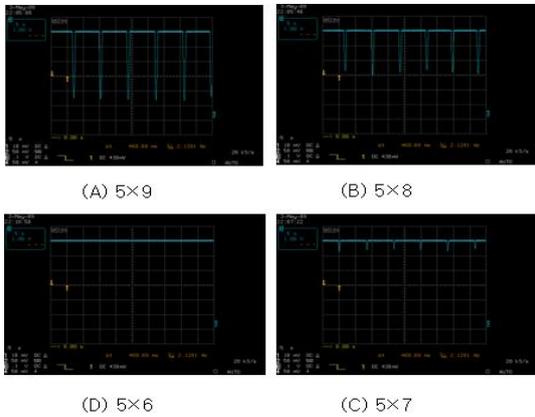


그림 6. 구조물의 크기에 따른 출력파형

그림 6은 측정된 결과를 보여주고 있다. (A) 5x9=4.5V, (B) 5x8=2.8V, (C) 5x7=0.6V, (D) 5x6=0V 출력 신호의 크기가 측정되었다. 삽입 구조물 크기가 작아질수록 출력 신호의 크기도 비례하여 작아지는 것을 확인하였다.

다. 형태 및 실리콘 두께 변화에 따른 실험

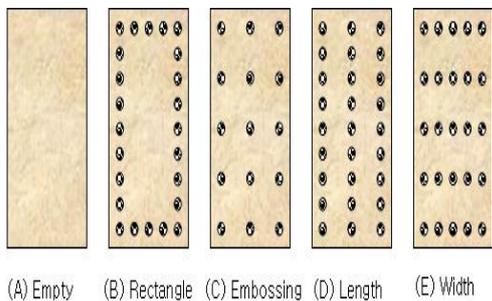


그림 7. 센서패드 구조물의 형태

센서패드 구조물의 형태 및 실리콘 두께 변화에 따른 맥박의 출력 신호를 비교하여 센서부의 최적 구조를 알기 위해서 다음과 같은 실험을 하였다. 그림 7은 센서패드 구조물을 Empty(요철이 없는 형태), Rectangle(요철이 직사각형 모양으로 배열된 형태), Embossing(요철이 엠보싱 모양으로 배열된 형태), Length(요철이 세로로 배열된 형태), Width(요철이 가로로 배열된 형태)로 변화시켜 실험 하였다. 또한 각 구조물의 형태마다 실리콘 두께를 0~7 mm씩 늘려가면서 두께 변화에 따른 출력 신호의 크기를 비교 하였다.



그림 8. 구조물 변화에 따른 출력파형

그림 8은 각 구조물의 형태 및 실리콘의 두께 변화에 따른 손목에서의 맥박을 2회 반복 측정 후 평균값을 보여주고 있다.

측정결과, 각 구조물의 형태는 실리콘 1~3 mm에서 평균 (A) Empty=1.5, (B) Rectangle=2, (C) Embossing=1.8, (D) Length=1.8, (E) Width=1.9의 peak 값이 측정 되었다.

결과적으로 (A) 요철이 없는 형태보다 (B)~(E) 요철이 있는 형태에서 출력 파형이 크게 나타나는 것을 확인하였다. 각 구조물의 형태에서 평균 실리콘의 두께 3mm 까지는 출력 신호가 증가하다가 그 후 점차 줄어드는 것은 맥박이 실리콘에 의해 일정 부분 흡수되어 출력 신호가 감소되는 것으로 판단되어진다.

V. 결 론

본 논문에서는 필름 센서를 사용하여 손목에서 맥박을 측정하기 위한 센서부의 최적 구조에 대한 연구하였다. 센서부의 최적 구조를 알기 위해서 센서패드 구조물의 형태, 크기 및 실리콘 두께를 늘려가면서 실험하였다.

실험 결과, 센서패드 구조물의 크기가 작아질수록 출력 신호의 크기도 작아지는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 측정된 데이터를 종합해 본 결과 손목에서 맥박을 측정할 때 삽입 구조물의 크기는 (A) 5x9가 적합하고 구조물의 형태는

Rectangle에서 실리콘 두께 1~2 mm 가장 적합하다고 판단되어진다. 이러한 데이터를 바탕으로 병원에 가지 않고도 개인의 건강을 관리할 수 있는 생체 신호 측정 센서 분야에 활용될 수 있다.

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 McLaughlin, M McNeill, B Braun and P D McCormack, "Piezoelectric sensor determination of arterial pulse wave velocity" *Physiol. Physiol. Meas.*, vol. 24, pp. 693-702, 2003
- [4] 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
- [5] 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.
- [6] A.B. Barreto, L.M. Vicente, and A. Taberner, "Adaptive pre-processing of photoplethysmographic blood volume pulse measurements," *Southern Biomedical Eng*, 1996.
- [7] 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
- [8] 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