

무선 압력센서를 이용한 실시간 맥박수 측정기 개발

최상동, 조성환, 정연호^a

국립한밭대학교 전자제어공학과

Development of Real-time Heart Rate Measurement Device Using Wireless Pressure Sensor

Sang-Dong Choi, Sung-Hwan Cho, and Yeun-Ho Joung^a

Department of Electronics and Control Engineering, Hanbat National University, Daejeon 34158, Korea

(Received March 14, 2016; Revised April 19, 2016; Accepted April 22, 2016)

Abstract: Among the various physiological information that could be obtained from human body, heartbeat rate is a commonly used vital sign in the clinical milieu. Photoplethysmography (PPG) sensor is incorporated into many wearable healthcare devices because of its advantages such as simplicity of hardware structure and low-cost. However, healthcare device employing PPG sensor has been issued in susceptibility of light and motion artifact. In this paper, to develop the real-time heart rate measurement device that is less sensitive to the external noises, we have fabricated an ultra-small wireless LC resonant pressure sensor by MEMS process. After performance evaluation in linearity and repeatability of the MEMS pressure sensor, heartbeat waveform and rate on radial artery were obtained by using resonant frequency-pressure conversion method. The measured data using the proposed heartbeat rate measurement system was validated by comparing it with the data of an commercialized heart rate measurement device. Result of the proposed device was agreed well to that of the commercialized device. The obtained real time heartbeat wave and rate were displayed on personal mobile system by bluetooth communication.

Keywords: Heartbeat, Wearable, Wireless power transmission, Pressure sensor, LC resonance

1. 서론

최근, 삶의 질 향상 및 건강에 대한 일반인들의 관심 증대로 인해 의료 서비스에 대한 요구가 커지고 있다. 의료산업의 서비스 구조도 개인 스스로 의료 시설을 찾아 서비스를 요청하여 제공받는 수동적인 의료서비스 구조에서, 신체에서 얻을 수 있는 다양한 신체

정보를 능동적으로 대처하는 소비자 중심으로 이동하고 있다 [1,2]. 건강에 대한 패러다임의 변화는 IT 기술의 발전과 함께 자가 관리를 위한 다양한 헬스케어 및 웨어러블 기기에 대한 관심 증가로 나타나고 있다. 웨어러블 헬스케어 기기는 주로 심박수, 체온, 몸의 움직임, 심전도 등의 신호를 검출한다. 다양한 신체 정보 중에, 심박수와 맥박에 주목하는 이유는 심장의 상태를 모니터링하면 다양한 신체 정보를 얻을 수 있기 때문이다. 즉, 심장 박동과 맥박수를 꾸준히 모니터링하면 스트레스나 혈압 등도 추정할 수 있다 [3].

현재 웨어러블 형태의 헬스케어 장치에 사용되고 있는 대부분의 맥박 검출기기는 PPG 방식이다. 이는 다

a. Corresponding author; yeunho@gmail.com

른 측정 기법에 비해 동맥혈의 맥동 성분을 보다 쉽게 측정할 수 있으며, 심박 변이율의 평가를 손쉽게 할 수 있는 장점이 있다. 그러나 PPG와 피부간의 불안정한 밀착으로 인하여 발생하는 동잡음이나 외부 잡음 광 등에 의해 왜곡된 심박 신호가 검출될 수 있다. 따라서 현재 상용화된 PPG가 내장된 웨어러블 장치를 이용하여 맥박을 측정할 경우에는 동잡음 및 외부 잡음 광 등에 의해 민감한 영향을 받는다 [4-6].

상기에서 기술한 맥박측정의 한계를 극복하고자, 초소형 압력센서를 이용한 요골 동맥에서 맥박을 측정하는 방식을 제안한다. 즉, MEMS 기술이 적용된, 무전원 초소형 압력 센서를 제작하고, 이를 이용하여 맥박의 신호 검출을 위한 맥박 측정 장치를 제작하였다. 제작된 맥박측정기를 이용하여 실시간 맥박 및 맥박의 파형을 검출하고, 상용의 제품과 특성을 비교, 평가하였다.

마지막으로 최근 많은 주목을 받고 있는 헬스케어 서비스를 위하여 측정 장치와 모바일 디바이스(단말기) 간의 블루투스 통신을 이용한 어플리케이션을 제작하여 측정 데이터를 단말기에서 직접 확인할 수 있음을 제시하고자 한다.

2. 실험 방법

2.1 센서의 원리

본 연구에서는 맥박을 검출하기 위한 방법으로, 기존의 방식과는 다른 MEMS 공정을 이용한 초소형 압력 센서를 설계, 제작하였다. 센서 구조는 2개의 고분자 기판 위에 MEMS 기술을 이용하여 제작된 캐패시터와 나선형 인덕터로 구성된다. 서로 마주보는 캐패시터와 인덕터는 전기적으로 상호 연결되어 LC 공진회로를 형성하며, 외부의 압력에 따른 기계적인 변형은 전기적 공진 주파수로 변환된다 [7-10].

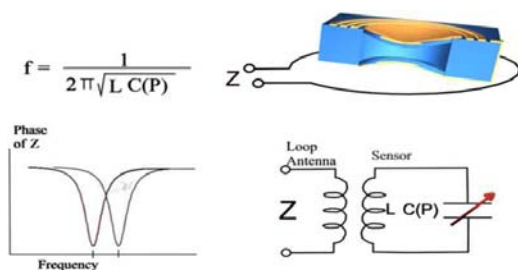


Fig. 1. Resonant frequency changes by applying pressure.

즉 압력센서는 그림 1에서처럼 고유의 공진 주파수를 가지며, 외부 압력에 따라 공진주파수의 변이가 발생한다. 공진주파수의 변이는 수식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$f_0(P) = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{eq}C_{eq}(P)}} \quad (1)$$

2.2 센서의 제작

센서의 제작을 위하여 인덕터 및 캐패시터의 모델링 및 시뮬레이션을 수행한 후, surface micromachining, 식각(etching), 포토리소그래피(photolithography) 등의 반도체 공정에 의해 센서가 제작되었다.

그림 2는 센서 공정도이다. 압력 센서를 요골 동맥 위에 비침습적으로 부착하기 위하여 요골동맥 사이즈 보다 조금 큰 직경 10 mm, 두께 0.45 mm로 제작되었다. 그림 3(b)는 제작된 코일, 전극 및 패키징한 센서의 실제 모습을 나타낸다.

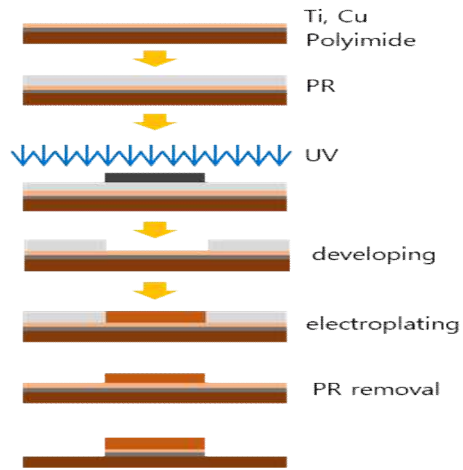


Fig. 2. Fabrication sequence for the sensor.

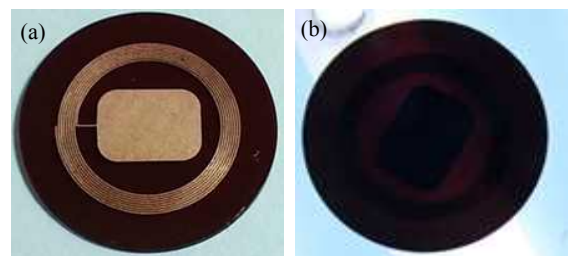


Fig. 3. (a) fabricated coil and electrode and (b) packaged pressure sensor.

2.3 맥박 검출을 위한 reader 제작

제작된 초소형 센서는 비침습적으로 신체정보를 검출하기 위해 패치형으로 요골 동맥 위에 부착한다. 제작된 센서는 수동형으로 신호를 검출하기 위해서는, reader에서 continuous wave(CW) 신호의 발생이 필요하다. Reader에서 발생한 CW 신호는 자계유도 결합(inductive coupling)에 의해 코일 안테나에서 압력 센서로 전달된다. 안테나의 주파수 전달 특성이 평탄하다고 가정할 때, reader의 CW 주파수를 가변하게 되고 reader에서 센서로의 신호 전달특성은 센서의 공진 주파수 특성을 따른다. 이러한 특성을 이용하여 센서의 공진 주파수를 검출할 수 있으며, 또한 압력에 의한 공진주파수의 변이도 검출할 수 있다.

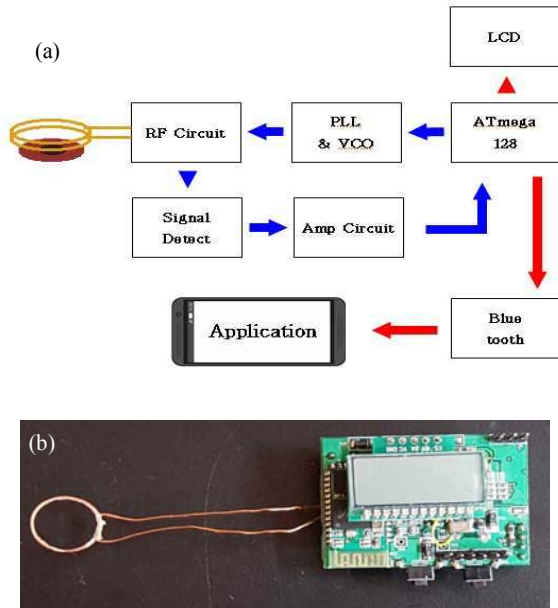


Fig. 4. (a) System block diagram of real-time pulse measuring device and (b) prototype of real-time pulse measuring device.

안테나의 주파수 전달 특성은 센서의 동작 범위 내에서 최대한 평탄한 특성을 갖는 코일의 형태로 제작하였다. Reader의 동작은 먼저 CW 신호를 만들고 안테나를 통하여 초소형 압력센서에 전달되며 압력센서의 공진주파수를 검출한다. 검출된 신호는 필터 및 증폭회로를 통하여 적절한 진폭 크기로 만들어지며 RF 검출기를 통하여 DC 성분으로 변환된다. DC 값은 ADC (analog-digital converter)를 거쳐서 마이크로 컨트롤러 칩에 입력된다. Reader에서 발생하는 CW

신호를 센서의 동작 범위 내에서 가변시킴으로써 압력에 따른 공진주파수 및 공진주파수의 변화를 검출할 수 있게 된다.

제작된 Reader에서 공진 주파수의 변화 범위는 압력에 대한 센서의 공진주파수 변화 범위를 포함한다. 공진주파수의 변위는 90~100 MHz로 설정하였으며, 신호의 발생은 VCO 및 PLL에 의해 구현하였다. 또한 주파수 제어는 마이크로컨트롤러 ATMEGA 128에 의해서 구현하였다. 개략적인 reader의 블록도 및 prototype을 그림 4에서 보여주고 있다.

3. 결과 및 고찰

3.1 센서의 선형성 및 재현성

그림 5에서는 제작된 압력 센서의 hysteresis 특성에 따른 주파수 응답 그래프를 보여준다. Hysteresis 특성은 압력 값을 점차 증가시키면서 측정하는 출력 값과 같은 변화량을 이용하여 점차 감소시킬 경우에 동일한 입력에 동일한 출력이 나타나지 않는 현상으로 특성평가 요소 중 매우 중요한 평가 요인이다.

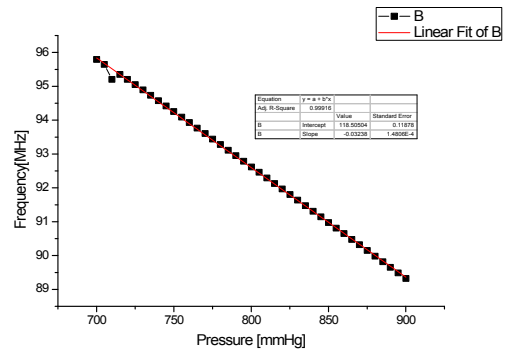


Fig. 5. Hysteresis characterization of sensor.

센서의 평가 구간은 700~900 mmHg에서 10 mmHg의 단계로 압력을 증가시킨 후 동일한 압력 구간에서 같은 크기로 압력을 감소시키며 각 단계마다 주파수 값을 측정하였다. 센서의 성능 분석 방법은 네 크윅크 분석기(RF Network Analyzer, HP8753E)를 이용하여 S-파라미터의 S11 신호를 검출하고 GPIB 컨넥터 및 NI PXIe-1082를 이용하여 PC에서 데이터를 수신한 후에 자체 제작한 랩뷰 프로그램에 의해서 데

이터를 분석하였다. 결과적으로 센서의 주파수와 압력의 상관관계는 음(-)의 기울기를 갖는 1차 방정식의 직선 형태를 가짐을 확인하였다.

3.2 맥박의 검출

맥박은 동맥에서만 느낄 수 있으며, 동맥과 피부가 가까운 부위인 손목이나 목에서 쉽게 측정할 수 있다. 본 연구에서는 요골 동맥에서 맥박을 측정하기 위하여 공진주파수의 변화량을 읽고, 주파수-압력 특성그래프에 의해 압력 값으로 변환하였다.

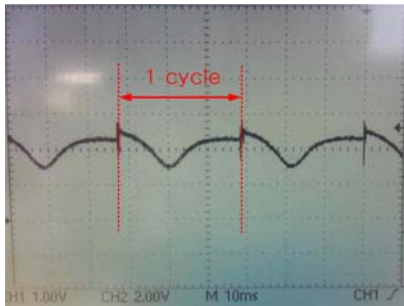


Fig. 6. Waveform of the resonant frequency.

제작된 압력 센서의 공진 주파수는 약 32 ms (1사이클)마다 검출되고 검출된 공진 주파수를 비교함으로써 압력 센서의 변화량을 측정하였다.

그림 6은 오실로스코프에 나타난 시간 축 상에서의 공진 주파수 검출 파형을 보여 주고 있다. 그림 6에서 보여지는 것과 같이 공진주파수의 공진 점(오목하게 파형이 떨어지는 지점)은 1사이클 내에서의 압력 변화에 따라서 좌 또는 우로 이동하게 된다. 공진 점의 이동 간격은 주로 센서의 히스테리시스 특성의 기울기에 의해서 결정된다. 요골 동맥 위에 밀착된 초소형 압력 센서에 의해 맥박 신호를 직접 검출하고, 그림 6에서처럼 주파수 공진 방식에 의해 센서에서의 공진주파수의 변화를 읽음으로서 외부 잡음의 영향을 최소화하였다. 즉, 압력센서-reader 간의 주파수의 변화를 읽음으로써 진폭 변화에 따른 신호의 왜곡에 덜 민감하게 하였다. 또한 제작된 reader와 PC간의 시리얼 통신에 의해 이를 직접 확인하였으며, 블루투스 통신에 의한 단말기에서 파형을 직접 확인하였다.

$$n = \frac{60}{1\text{period}} [\text{count value}] \quad (2)$$

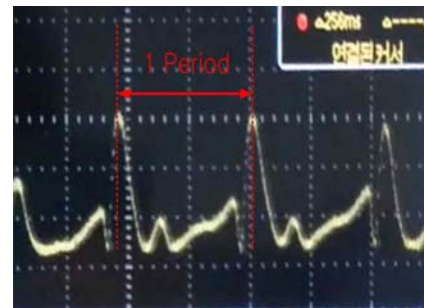


Fig. 7. Heartbeat wave obtained by frequency - pressure conversion.

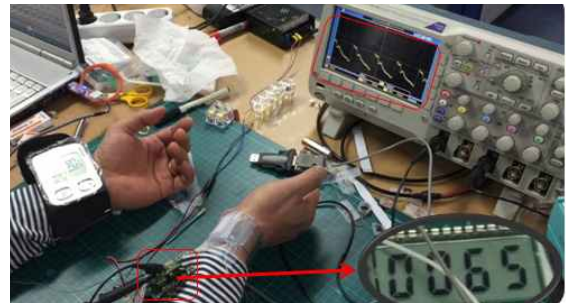


Fig. 8. Comparison of heartbeat measurement between commercial product and developed system.

검출된 공진 주파수의 값들은 마이크로컨트롤러에 의해 계산 처리하였다. 공진 주파수의 변화량은 실시간으로 그리고 연속적인 아날로그 파형으로 나타낼 수 있으며, 이때 파형의 한 주기를 계산하면 분 당 맥박을 계산할 수 있다. 따라서 실시간으로 맥박을 측정할 수 있다. 일반적으로 맥박은 1분간 심장 박동 수로 정의되며, 식 (2)와 같이 계산할 수 있다.

그림 7은 주파수-압력 변환을 통해 얻어진 맥파를 나타내고 있다. 그림 7에 보여주는 맥파 중 1주기만을 검출하여 맥박수를 계산하게 되면 오차 확률이 높아진다. 따라서 본 연구에서는 5~10회 정도의 펄스를 검출하고 평균값을 취하여 최종 맥박 횟수를 구하였다.

최종적으로 제작된 reader의 성능평가를 위해 측정자의 오른 손목 및 왼 손목에 각각 상용 제품의 맥박계(HEM-6221, OMRON)와 제작된 reader 장치를 착용하고 맥박을 측정하였다. 측정된 reader의 맥박 값과 상용의 제품에서 측정값을 비교했을 때 거의 동일한 값을 가짐을 확인하였다 (그림 8).

3.3 어플리케이션 프로그램과 연동

요골 동맥에서의 맥박을 측정하기 위한 맥박 측정 장치는 웨어러블 형태로 설계하였다. 요골 동맥에 부착된 센서로부터 신호를 얻기 위해 지혈대를 사용하여서 코일 안테나를 센서와 밀착하여 신호를 검출하였다. 실시간 그리고 연속적으로 측정되어진 압력 센서의 공진 주파수 값은 프로그램에 의해 계산된 맥파 값으로 변환되어 블루투스 통신에 의해 단말기에 전송하였다. 그림 9는 단말기에 설치된 어플리케이션에 보이는 맥박의 실시간 파형 및 수를 보여준다.



Fig. 9. Heartbeat waveform and rate on personal device.

4. 결론

본 논문은 정확한 실시간 맥박 수 및 파형을 측정하기 위하여 기존의 PPG방식이 아닌 압력 센서의 공진 주파수 변형을 이용하였다. 이를 위해 초소형 압력 센서를 제작하였고 제작된 압력 센서의 선형성, 재현성 및 민감도 등을 분석하였다. 제작된 센서의 주파수와 압력의 상관관계는 음의 기울기를 갖는 1차 방정식의 직선 형태를 보여주었다. 또한 압력센서 성능에 대한 반복 측정시에도 동일한 재현성을 보여주었으며, 센서에 따라 약간의 차이가 발생하지만, 대략 145 kHz/mmHg의 민감도를 보여주었다. 압력에 대한 공진 주파수의 변화를 검출하는 reader를 제작하여 실제 압력에 대해 공진 주파수가 변화함을 확인하였으며, 공진 주파수의 변화량을 연속적으로 측정함으로써 맥파와 같은 파형을 얻을 수 있었다. 또한 요골 동맥 위에 밀착된 초소형 압력 센서로부터 맥박 변화에 따른 공진 주파수 변화량을 검출함으로써 진폭성분의 외부 잡음에 보다 덜 민감함을 확인하였다. 측정된 맥박 값은 상용의 맥박계와 비교하였을 때, 최대 10% 이내의 오차 값들이 얻어졌다. 제작된 reader는 실시간의 측정

이 가능하였으며, 연속적인 측정값들을 이용하여 맥박의 파형을 구하였는데, 이는 실제 혈압 파형과 유사한 형태를 나타내고 있다.

본 연구에서 구해진 맥파의 모습은 혈압의 변화가 센서를 통해 나타남을 보여준다. 앞으로 본 시스템을 이용하여 다양한 실험 환경과 표본을 구축하고 혈압과 센서 공진주파수를 상관관계를 적용, 이를 혈압 측정 장치로 개발하고자 한다.

감사의 글

본 논문은 산업통상자원부 산업 융합원천기술개발사업으로 지원된 연구 결과입니다. [10052668, 심장박동기를 위한 인체삽입형 웨어러블 자가발전 에너지원 및 극소전력 무선통신시스템 개발].

REFERENCES

- [1] J. Heo, J. H. Do, and H. J. Kim, *KEIT PD Issue Report 2015-4-Issue3*, 15-4 (2015).
- [2] Y. J. Kim, *The Journal of the Korea Contents Association*, 12, 369 (2012).
[DOI: <http://dx.doi.org/10.5392/JKCA.2012.12.09.369>]
- [3] NIPA, *ICT Report* 10. 30 (2013).
- [4] Z. Zhang, Z. Pi, and B. Liu, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62, 522 (2015).
[DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2359372>]
- [5] Z. Zhang, *The 2nd IEEE Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP)*, 698-702 (2014).
- [6] C Dumas, J. A. Wahr, and K. K. Tremper, *Anesth Analg.*, 83, 269 (1996).
- [7] M. A. Fonseca, J. M. English, M. von Arx, and M. G. Allen, *IEEE J. MEMS*, 11, 337 (2002).
[DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/JMEMS.2002.800939>]
- [8] *Thesis: M. A. Fonseca, Polymer/Ceamic Wireless MEMS Pressure Sensors for Harsh Environment* (Georgia Institute of Technology, Atlanta, 2007).
- [9] K. H. Shin, C. Y. Moon, T. H. Lee, C. H. Lim, and Y. J. Kim, *Proc. IEEE Sensors*, 844 (2004).
- [10] S. S. Mohan, M. del Mar Hershenson, S. P. Boyd, and T. H. Lee, *IEEE J. Solid-State Circuits*, 34, 1419 (1999).
[DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/4.792620>]