

표면 가공형 캐비티 압력센서를 이용하여 비전도성 물질용 패키지 기술에 전기적 제어방식 연구

이선종¹, 우종창² 

¹ 한국폴리텍대학 반도체융합캠퍼스 반도체전기시스템과

² 한국폴리텍대학 반도체융합캠퍼스 반도체공정장비과

The Electric Control Method on the Packaging Technology for Non-Conductive Materials Using the Surface Processing Cavity Pressure Sensor

Sun-Jong Lee¹ and Jong-Chang Woo²

¹ Department of Semiconductor and Electrical System,
Semiconductor Convergence Campus of KOREA PolyTechnic, Anseong 17550, Korea

² Department of Semiconductor Process Equipment,
Semiconductor Convergence Campus of KOREA PolyTechnic, Anseong 17550, Korea

(Received July 5, 2020; Revised July 22, 2020; Accepted July 22, 2020)

Abstract: In this study, a pressure sensor for each displacement was fabricated based on the silicon-based pressure sensor obtained through simulation results. Wires were bonded to the pressure sensor, and a piezoresistive pressure sensor was inserted into the printed circuit board (PCB) base by directly connecting a micro-electro-mechanical system (MEMS) sensor and a readout integrated circuit (ROIC) for signal processing. In addition, to prevent exposure, a non-conductive liquid silicone was injected into the sensor and the entire ROIC using a pipette. The packaging proceeded to block from the outside. Performing such packaging, comparing simple contact with strong contact, and confirming that the measured pulse wavelength appears accurately.

Keywords: Piezoresistive, Pressure, Sensor, Packaging, MEMS

1. 서론

최근 IoT 헬스케어 디바이스 제품은 일반적으로 심박수, 운동량 정보 등을 알려주는 밴드형 제품과 플랫폼과 연계된 서비스를 제공하는 제품 중심으로 개발되어 판매되고 있다. 국내의 경우 맥박(심박수)을 활용한 스마트 워치 형태의 디바이스를 제외하고는 시장 성공

률이 아직 미흡한 단계로써 이는 만성질환자나 노인 등과 자가 관리 서비스 사용자에 기술적 만족도 면에서 기술력의 한계가 있어 사람이 특성을 크게 타는 맥박과 같은 생체 신호 정보에 대한 정확도 및 안정성이 문제로 되고 있다. 전 세계적으로 IoT 시장의 급성장과 헬스케어에 대한 관심이 커지면서 글로벌 IT 기업인 Apple, 구글, 삼성전자 등 ICT의 주류 기업들뿐만 아니라 다양한 기업에서 스포츠 활동 중심의 스마트 워치 형태의 웨어러블 제품들이 차세대 킬러 시장으로 급속히 증가하는 추세이다. 그러한 이유로 국내외에서 젊은 사람들 중심으로 이용되고 있기 때문이다 [1,2].

지금까지 국내에서는 대부분 기존의 센서들(광학식)

✉ Jong-Chang Woo; wjch97@kopo.ac.kr

Copyright ©2020 KIEEME. All rights reserved.
 This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

에 의한 헬스케어 맥박 디바이스를 제작 판매되고 있으며, 여기서 사용되는 센서도 대부분 해외 제품이다. 또한, 국내에서 MEMS 압력센서를 연구 개발하여 제품에 적용하는 경우는 전무한 실정이고 현재 판매되고 있는 MEMS 압력 센서는 대부분 웨이퍼 레벨로 수입하여 패키지 후 생산되고 있다. 또한, 웨어러블 전용 MEMS 압력센서를 개발은 많이들 하고는 있지만, 결과적으로는 부족한 상황이다 [3-5].

이에 본 연구에서는 MEMS 압력센서를 기존의 방식에서 탈피하여 표면을 가공하고 단일기판을 이용하여 만들어진 압저항형 압력 센서로써 웨어러블에 필요한 센서의 특성을 확인하고 난 후 패키지 하였다. 그리고 패키지 후에 필요한 측정용 어플을 제작하고 맥박용 센서를 측정, 분석하여 특성을 고찰하였다.

2. 실험 방법

본 맥박을 측정하기 위해 표면 가공형 MEMS 압력센서를 제작하였다. 그림 1에서 보는 것처럼 실리콘 기판으로 제작한 압력센서의 표면을 SEM을 통해서 나타낸 것이다.

이렇게 제작된 압력센서를 그림 2에서 보는 것처럼 nano-Voltmeter, 6653A DC Power Supply, 등으로 구성된 측정 시스템을 구축하여 측정하였다. 또한, 이렇게 측정된 압저항형 압력센서를 직접 설계하여 제작된 PCB 기판에 MEMS 압력센서와 신호처리를 위한 ROIC 칩을 PCB 기판에 와이어 본딩하고 연결하여 pipet을 이용하여 비전도성 액체인 실리콘을 센서와 ROIC 전체에 주입하여 외부에 노출되지 않게 패키지를 진행하였다. 이러한 과정들은 그림 3에서 보면서 조금 더 설명하도록 하겠다.

그림 3에서 보는 것처럼 압력센서를 직접 설계한 PCB

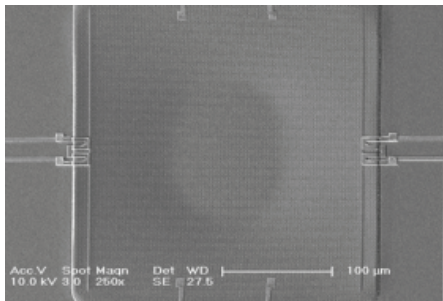


Fig. 1. The SEM image of the surface processing cavity pressure sensor.

기판에 bonding하고 그 크기에 맞게 비전도성 물질을 채우기 위해 패키지를 위한 하우징을 직접 설계하여 3D 프린터를 통해 제작하였다. 3D 프린터를 이용해서 제작된 패키지용 하우징은 미세하고 정밀하게 만들어져야 한다. 이는 PCB 기판에 bonding을 하고 난 후 비전도성 물질을 삽입하여 진행하기 때문이다.

패키지 된 압력센서의 측정을 위해서 그림 4에서 보는 것처럼 측정용 시스템을 블루투스 통신을 기반으로 설계하여 제작하고 이에 필요한 측정용 어플을 만들어 단순한 접촉과 강한 접촉을 비교하여 압력센서의 특성을 고찰하였다.

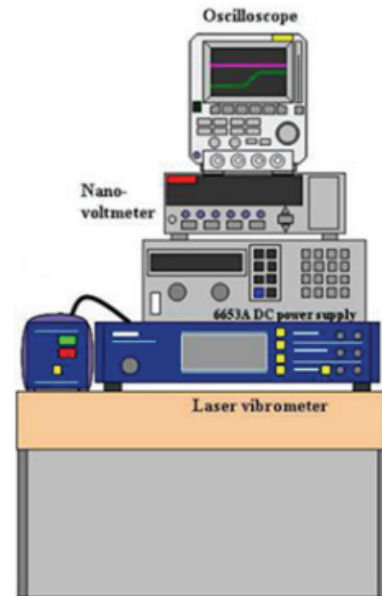


Fig. 2. The measurement system of the surface processing cavity pressure sensor.

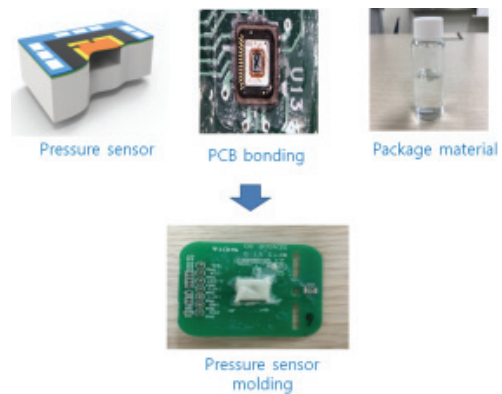


Fig. 3. Processing of the pressure sensor packaging.

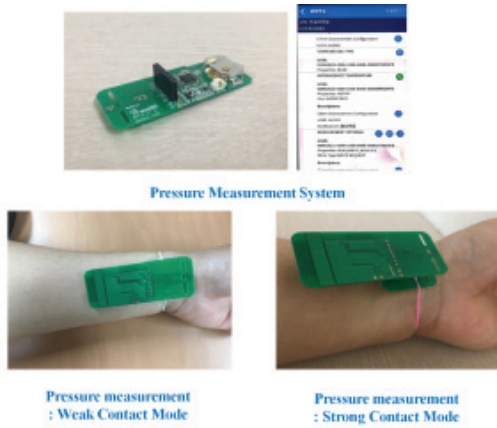


Fig. 4. The configuration measurement system of the surface processing cavity pressure sensor.

3. 결과 및 고찰

그림 5(a)와 (b)에서 보는 것처럼 압저항형 압력센서의 시뮬레이션을 결과를 나타낸 것으로 휘스톤 브리지 회로의 출력 저항값의 변화를 확인할 수 있었다. 그림 5(b)에서 보는 것처럼 가장자리에서 가장 많은 변위가 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 참고되는 저항과 변화가 생기는 저항의 변화도 시뮬레이션 결과를 통해 확인할 수 있었다.

그림 6에서 보는 것처럼 본 연구에 사용하기 위한 센서의 저항값과 시뮬레이션 결과를 확인하고자 나타낸 것으로 사용하기 위한 센서의 저항값이 확연하게 변화되는 것을 알 수 있었다. 이는 참고로 선정한 R1의 저항값과 변위로 선정한 R2의 저항값이 큰 차이를 나타내어 본 연구에 적용하기 위한 센서로 적합하다고 판단할 수 있었다. 변위가 선형적으로 나타나고 있는 것을 보여 역시 변위의 크기가 큰 것이 감도도 좋게 나타난다는 사실을 알 수 있었다. 센서의 변위는 맥박을 측정하기에 앞서서 가장 중요한 요소이기 때문에 변위의 크기가 우선 확인되어야 할 것이다. 이러한 결과를 토대로 변위를 다양하게 가지고 만들어진 압력센서들을 이용하여 우선적으로 선별된 센서들의 출력 전압값을 검증하여 보았다.

그림 7에서 보는 것처럼 연구에 이용하기 위해서 변위를 변화시켜 만들어진 압력센서를 가지고 센서들의 출력 전압값을 확인하여 보았다. 그림 7에서 보는 것처럼 변위가 선형적으로 나타나고 있는 것을 보면 역시 변위의 크기가 큰 것이 감도도 좋게 나타난다는 사실과 맥박을 측정하기에 앞서서 가장 중요한 요소라는 사실

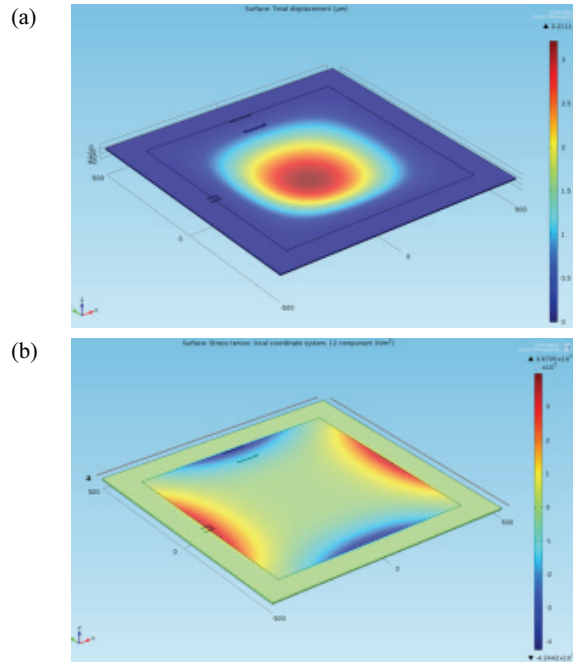


Fig. 5. The output voltage of the various pressure sensor (a) not contact and (b) contact.

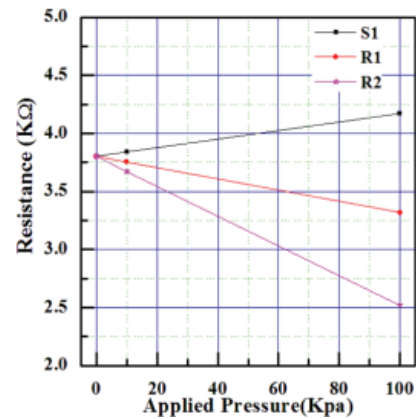


Fig. 6. The output voltage of the various pressure sensor (S1: sensing, R1: reference, and R2: reference).

을 확인할 수 있어서 변위의 크기는 우선시 되어야 할 것이다.

이러한 결과를 기반으로 800 um의 변위를 가진 압력센서를 가지고 본 연구에 이용하기 위해 패키지를 실시하여 압력이 변화되는 것을 다시 한 번 확인하고 출력이 잘 되는 800 um 크기의 압력센서를 선별하여 패키지를 진행하여 본 연구에 활용하였다 [2,5,8,9].

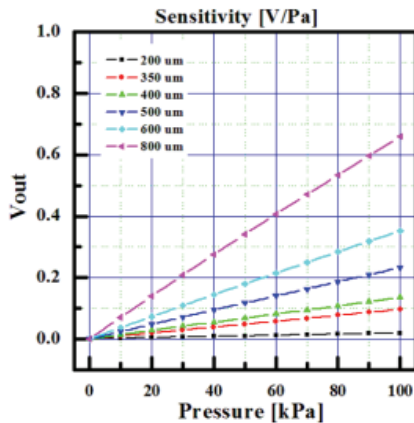


Fig. 7. The output voltage of the various pressure sensor.

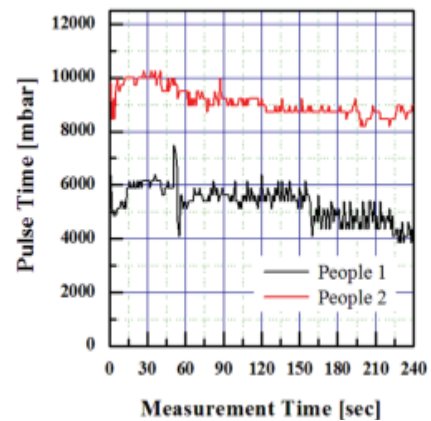


Fig. 9. The pressure measurement of the strong contact mode.

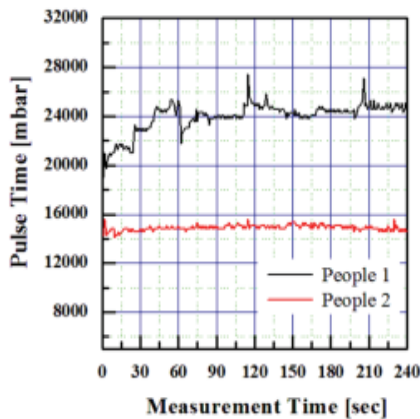


Fig. 8. The pressure measurement of the weak contact mode.

그림 8은 압력센서를 패키징하여 그림 4에서 보이는 것처럼 측정시스템을 통해 측정을 실시하였다. 이는 단순한 접촉을 하고 측정한 것을 두 명의 사람에게 직접 실험을 진행하여 데이터를 얻을 수 있었다. 첫 번째 사람은 일반적인 사람보다 맥박의 감도가 좋아서 그림 8에서 보는 것처럼 맥박 펄스가 확실하게 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 두 번째 사람도 역시 미세하게 남아 맥박 펄스가 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 측정된 데이터를 통해서 확인한 결과로 센서와 패키징 방법이 맥박의 변화를 나타낸다는 것을 알 수 있었다 [3,4].

그림 9는 압력센서를 패키징하여 그림 4에서 보는 것처럼 측정시스템을 통해 측정을 실시하였다. 이는 강하게 접촉을 하고 측정한 것을 두 명의 사람에게 직접 실험을 진행하여 데이터를 얻을 수 있었다. 첫 번째

사람은 일반적인 사람보다 맥박의 감도가 좋아서 그림 9에서 보는 것처럼 맥박의 펄스를 역시 강한 접촉을 하여도 확실하게 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 두 번째 사람도 역시 단순하게 접촉할 때보다 강한 접촉을 진행하고 난 후에 맥박 펄스가 나타나는 것을 확인할 수 있었다 [5-7,10].

4. 결론

본 실험에서는 MEMS 압력센서를 기존의 방식에서 탈피하여 표면을 가공하고 단일기판을 이용하여 만들어진 압저항형 압력 센서로서 웨어러블에 필요한 센서의 특성을 확인하고 난 후 패키징하였다. 그리고 패키징 후에 필요한 측정용 어플을 제작하여 측정 및 분석하였다. 이에 맥박용 센서로서의 특성을 고찰한 결과 단순하게 접촉한 경우와 강한 힘을 가하여 접촉한 경우를 확인하고 본 결과 기존 방식을 탈피하여 맥박을 측정하기에 충분한 결과를 얻을 수 있었다.

ORCID

Jong-Chang Woo

<https://orcid.org/0000-0002-9650-4523>

REFERENCES

- [1] Y. T. Lee, *J. Sens. Sci. Technol.*, **26**, 24 (2017). [DOI: <https://doi.org/10.5369/JSSST.2017.26.1.24>]
- [2] Y. T. Lee, H. Takao, and M. Ishida, *J. Sens. Sci. Technol.*, **16**, 126 (2007). [DOI: <https://doi.org/10.5369/jssst.2007.16.2.126>]

- [3] M. Ferguson-Pell and M. D. Cardi, *Assistive Technol.*, **5**, 78 (1993). [DOI: <https://doi.org/10.1080/10400435.1993.10132213>]
- [4] C.M.A. Ashruf, *Sens. Rev.*, **22**, 322 (2002). [DOI: <https://doi.org/10.1108/02602280210444636>]
- [5] M. Hunston, *Sens. Rev.*, **22**, 319 (2002). [DOI: <https://doi.org/10.1108/02602280210697852>]
- [6] J. Wang, R. Chuai, L. Yang, and Q. Dai, *Sens. Actuators, A*, **228**, 75 (2015). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2015.03.008>]
- [7] R. S. Jachowicz and Z. M. Azgin, *Sens. Actuators, A*, **97**, 369 (2002). [DOI: [https://doi.org/10.1016/S0924-4247\(01\)00856-1](https://doi.org/10.1016/S0924-4247(01)00856-1)]
- [8] R. Chuai, J. Wang, M. Wu, X. Liu, X. Jin, and L. Yang, *J. Semicond.*, **33**, 092003 (2012). [DOI: <https://doi.org/10.1088/1674-4926/33/9/092003>]
- [9] X. Zhao, D. Wen, and G. Li, *Sensors*, **12**, 6369 (2012). [DOI: <https://doi.org/10.3390/s120506369>]
- [10] X. Xu, B. Bercu, F. Lime, and L. Montès, *Microelectron. Eng.*, **87**, 406 (2010). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mee.2009.07.018>]