

PVDF 압전소자를 이용한 심장박동 및 호흡수 동시 측정 센서 개발

박창용*, 권현규*^{#,}, 이소진*, 롱원만*

*금오공과대학교 기계시스템공학과

Development of New Stacked Element Piezoelectric Polyvinylidene Fluoride Pressure Sensor for Simultaneous Heartbeat and Respiration Measurements

Chang-Yong Park*, Hyun-Kyu Kweon*^{#,}, So-Jin Lee*, Long-Nguyen Manh*

*Department of Mechanical System Engineering, Kumoh National Institute of Technology

(Received 05 March 2019; received in revised form 10 March 2019; accepted 09 April 2019)

ABSTRACT

In this paper, a new stacked element pressure sensor has proposed for heartbeat and respiration measurement. This device can be directly attached to an individual's chest; heartbeat and respiration are detected by the pulsatile vibration and deformation of the chest. A key feature of the device is the simultaneous measurement of heart rate and respiration. The structure of the sensor consists of two stacked elements, in which one element includes one polyvinylidene fluoride (PVDF) thin film bonded on polydimethylsiloxane (PDMS) substrate. In addition, for the measurement and signal processing, the electric circuit and the filter are simply constructed with an OP-amp, resistance, and a capacitor. One element (element1, PDMS) maximizes the respiration signal; the other (element2, PVDF) is used to measure heartbeat. Element1 and element2 had sensitivity of 0.163V/N and 0.209V/N, respectively, and element2 showed improved characteristics compared with element1 in response to force. Thus, element1 and element2 were optimized for measuring respiration heart rate, respectively. Through mechanical and vivo human tests, this sensor shows the great potential to optimize the signals of heartbeat and respiration compared with commercial devices. Moreover, the proposed sensor is flexible, light weight, and low cost. All of these characteristics illustrate an effective piezoelectric pressure sensor for heartbeat and respiration measurements.

Key Words : Piezoelectric(압전기), Pressure Sensor(압력센서), Polyvinylidene Fluoride(불소고분자), Heartbeat(심장박동), Respiration(호흡).

1. 서 론

발명은 사람의 삶의 질을 향상시킨다. 많은 건

강관리 시스템이 새로운 기술과 함께 연구 개발되어 있다. 세계보건기구(WHO)에 따르면 현대인들은 정신적 스트레스로 인하여 심혈관계와 심폐계의 질환이 증가하고 있다. 이러한 질환들은 심장박동, 호흡, 혈압과 같은 인체 상태를 나타내는 신호들을 측정함으로써 진단할 수 있다. 그러므로

Corresponding Author : hkkweon@kumoh.ac.kr

Tel: +82-54-478-7347

가정과 병원에서 이런 인체의 신호를 측정하는 것은 매우 중요하다.

본 논문은 심장박동과 호흡의 측정방법을 주제로 한다. 심장박동의 변화와 호흡의 변화를 통해 환자의 급성 심장마비, 수면 무호흡증과 같은 위험을 예측할 수 있다. 그렇기에 이러한 질병을 찾는 장비에서 호흡과 심장박동 두 가지를 측정하는 기능은 필수적이다. 병원에서 심장박동과 호흡을 측정하기 위한 비삽입적인 방법으로 흉부의 이동, 코와 입의 호흡과 심전도를 사용한다.^{[1],[2]} 이것은 의사의 진단에 도움을 주지만, 몇 가지의 제한사항이 존재한다. 첫 번째, 대부분 장치가 심장박동 혹은 호흡 중 하나만 측정할 수 있다는 것이다. 두 번째, 유용한 데이터를 얻기 위해서는 사용자가 상세한 기술적 배경지식이 필요하다는 점이다. 마지막으로 장비가 복잡하고 고가이며, 병원에서만 사용 가능하다 점이다.

PVDF(Polyvinylidene Fluoride)는 일반적으로 사용되는 압전소재이다. 최근 이를 이용하여 가정에서 사용가능한 몇 가지의 장비들이 개발되었다. PVDF 케이블 센서와 PVDF 센서 어레이로 구성되어있는 개발품은 수면상태인 사람의 심장박동과 호흡의 측정이 가능하다.^[3] 또한, 웨어러블 벨트 형태의 PVDF와 섬유 소재는 각각 심장박동과 호흡을 측정한다.^[4] PVDF 폴리머 구조체를 기반으로 한 센서 패치는 사람의 가슴에 직접 부착된다. 이는 다른 개발품들에 비해 간단한 구조를 가지고 있으며, 감도를 증가시키기 위하여 한 장의 얇은 PVDF 필름을 사용한다. 이러한 모든 센서는 중요한 신호를 검출하는 것에 있어 그 효과가 입증되었다. 하지만 일부는 인체의 움직임으로 신호의 잡음으로 인해 불안정한 신호를 나타낸다.^[5] 심장박동과 호흡의 신호는 낮은 주파수를 가진다. 심장박동은 수 Kpa의 압력과 분당 60~120회의

1~2Hz의 주파수영역을 가지고, 호흡의 속도는 분당 12~20회의 0.2~0.34Hz의 주파수영역을 가진다.^[6] 따라서 심장박동과 호흡을 동시에 측정할 수 있는 센서는 높은 민감도를 가져야 한다. 이러한 요구 조건을 바탕으로, 본 연구는 새로운 방법으로써 적층형 PVDF 센서를 제시한다. 이 센서는 심장박동과 호흡의 측정이 동시에 가능하며, PDMS(polydimethyl siloxane)와 PVDF 박막을 번갈아 총 4겹으로 쌓아 만든 센서이다. 여기서, PVDF는 호흡수를 측정하고, PDMS 박막은 심장박동신호를 측정한다. 측정 및 신호처리를 위하여 전기회로와 필터를 OP-amp와 저항, 커패시터를 이용하여 간단하게 구성하였다.

2. 센서 설계

본 논문에서 제안하는 센서는 PDMS 기판과 PVDF가 겹쳐진 두 개의 element를 가진다. 이 요소들은 유연하고, 가벼우며 생체 거부반응이 없다. 이 센서의 작동 메커니즘은 심장박동과 호흡으로 인한 맥박과 가슴의 높낮이 변화를 기반으로 한다. 센서에서 발생하는 신호는 전하량으로 나타난다. 이를 전압신호 변환하여, 증폭기로 구성된 필터에 통과시킨 뒤, 데이터 수집보드(Data Acquisition, DAQ)를 이용하여 컴퓨터로 신호를 보낸다. 이러한 모든 처리 과정을 Fig.1에 나타냈다.

2.1 압전 이론

PVDF 박막에 외부에서 힘이 작용하면 박막 표면에 전하가 발생한다. 압전센서를 가슴에 고정시키면, 압전효과로 인해 PVDF상에서 전하가 발생하여 신호가 생성된다. 이 신호의 크기는 PVDF 박막 상에서의 전하를 측정하는 것으로 계산될 수

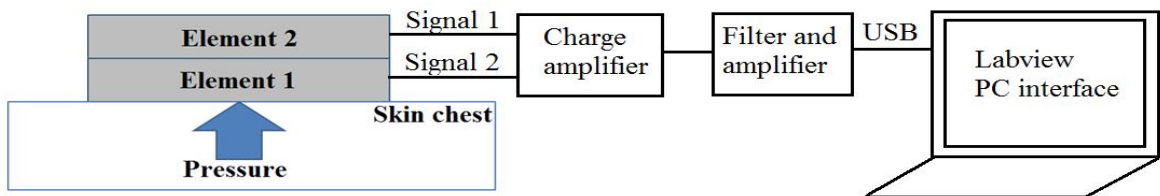


Fig. 1 System configuration of the sensor

있다. Fig. 2를 보면 힘 F_i 가 PVDF 박막 표면에 작용하고 있다. 박막의 압전변위는 행렬식으로 나타낼 수 있다. 이를 식 (1)에 나타내었다. d_{ij} 는 압전계수이고, T_{ij} 는 축에 따른 수직응력이다.

PVDF 박막의 두께는 박막의 너비와 길이에 비하여 매우 작다. 전하는 PVDF박막의 두께방향을 통해 서로 다른 표면으로 이동한다. PVDF의 두께는 오차를 감소시키는 것으로 사용된다.

$$\begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{24} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_{11} \\ T_{22} \\ T_{33} \\ T_{23} \\ T_{13} \\ T_{12} \end{bmatrix} \quad (1)$$

일반적으로 d_{31} 은 d_{32} 보다 10배 크므로 d_{32} 는 무시 가능하다. d_{31} 과 d_{33} 를 이용하여 계산할 때, 힘의 방향은 1과 3번 축의 방향과 같다.

위의 가정을 통해 압전 변위는 다음과 같이 식 (2)로 간략하게 표현된다.

$$D_3 = d_{31}T_{11} + d_{33}T_{33} \quad (2)$$

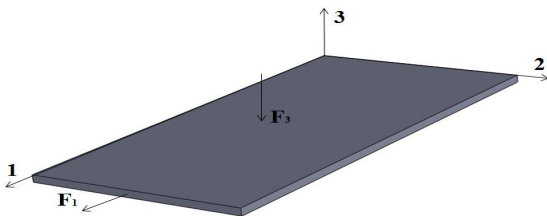


Fig. 2 PVDF thin film

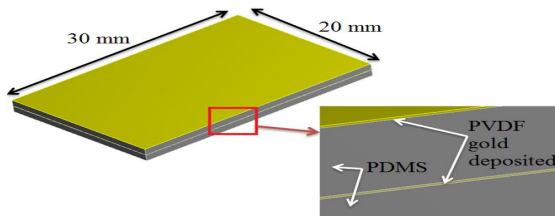


Fig. 3 Stacked element structure

이를 이용해 발생전하량을 구하면 식 (3)과 같다.

$$Q = D_3A = (d_{31}T_{11} + d_{33}T_{33})A \quad (3)$$

2.2 센서구조설계

신체의 신호를 측정하는 방법으로 삽입적 방법과 비삽입적 방법이 있다. 삽입적 방법은 신체에 기기를 삽입하는 방법이다. 본 논문에서는 사용이 쉽고 신체에 해를 끼치지 않는 비삽입적 방법을 사용한다.

Fig. 3에 나타난 본 논문에서 제안하는 센서는 너비 20mm, 길이 30mm로 인체의 가슴에 고정되고, 0.2~0.5mm정도의 심장박동으로 인한 위치변화와 4~12mm정도의 호흡으로 인한 변위를 측정한다.^{[7], [8]}

센서를 설계함에 있어, 심장박동과 호흡을 한번에 측정 가능하고, 사용이 쉽고, 인체공학적이며, 가격 또한 저렴해야함을 염두에 두었다. 센서에 사용된 PVDF는 산업에 많이 사용되고 인체에 적합한 소재이고^{[9]-[11]}, 실리콘 탄성코팅제인 PDMS는 일반 나노 및 마이크로 시스템에서 많이 사용되는 소재이기에 센서 재료로 선정하였다. PDMS는 경화제와의 혼합 비율로 다양한 성질을 갖게 할 수 있다. 본 연구에서는 PDMS는 유연한 기관과 감지물질질을 보호하는 용도로 사용되었다^{[12], [13]}.

PVDF의 두께는 PDMS의 두께에 맞춰 최적화 되어야 하기 때문에 유한요소법을 통하여 센서를 분석하였다. PDMS층의 두께는 1000 μ m으로서 센서의 민감도는 PVDF 층의 두께로 결정되고, 시뮬레이션 하는 두께는 시판되는 30, 60, 100 μ m로 하였다. PVDF와 PDMS의 물성치를 Table 1에 나타내었다.

시뮬레이션 단계에서 센서의 테두리를 고정하고, 심장박동과 호흡과 유사한 1Kpa에서 10Kpa의 범위의 압력을 센서에 작용시켰다. 이를 통해 변위와 압력의 관계를 알 수 있다.

Table 1 Material properties

	PVDF	PDMS
Density (kg/m ³)	1780	965
Young's modulus (Pa)	2x10 ⁹	6x10 ⁵
Poisson's ratio	0.3	0.4999
Shear modulus	7.6923x10 ⁸	2.0001x10 ⁵
<i>d</i> ₃₁	17	-
<i>d</i> ₃₂	5	-
<i>d</i> ₃₃	-21	-

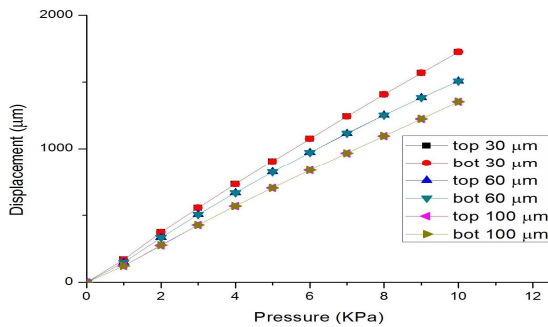


Fig. 4 Simulation of displacement and pressure

Fig. 4에 나타난 것처럼 30 μm의 두께의 PVDF의 경우에 압력에 따른 변위가 가장 컸으며, 발생 전압 또한 가장 컸다. 그러므로 30 μm의 두께의 PVDF를 실험과 제작품에 사용하였다.

2.3 신호처리

제안하는 센서는 OP-Amp회로와 연결된다. 이를 통해 발생된 전하는 전압으로 변환된다. 낮은 주파수영역을 cutoff하기 위하여 높은 값의 저항을 사용하는데, 이에 따라 높은 잡음이 발생한다. 그렇기에 커패시터 *C*₁과 *R*₁, *R*₂, *R*₃ 세 개의 저항으로 Fig. 5에 나타낸 T-network 구조를 사용한다. 센서의 출력전압은 다음 식 (4)를 이용하여 계산된다.

$$V = Q/C_1 \quad (4)$$

cutoff주파수는 식 (5)로 계산된다.

$$f_{cutoff1} = 1/2\pi C_1 R_1 (1 + R_2/R_3) \quad (5)$$

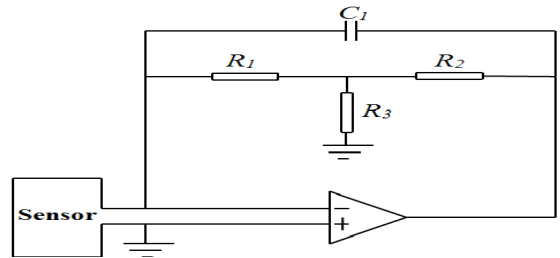
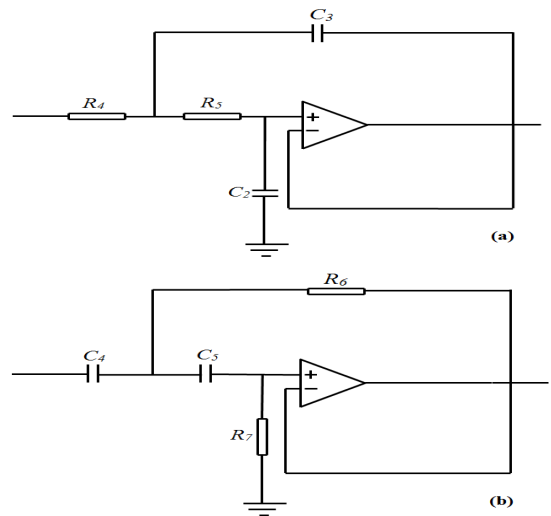


Fig. 5 Charge amplifier



(a) low pass filter, (b) high pass filter

Fig. 6 2nd order pass filter

Table 2 Circuit component

Component	Heartbeat	Respiration
Operation amplifier	CA3140	CA3140
<i>R</i> ₁	1MΩ	1MΩ
<i>R</i> ₂	200KΩ	200KΩ
<i>R</i> ₃	1KΩ	1KΩ
<i>R</i> ₄	1MΩ	1KΩ
<i>R</i> ₅	10MΩ	10MΩ
<i>R</i> ₆	330KΩ	10MΩ
<i>R</i> ₇	680KΩ	-
<i>C</i> ₁	1nF	1nF
<i>C</i> ₂	47nF	47nF
<i>C</i> ₃	10nF	10nF
<i>C</i> ₄	0.47uF	-
<i>C</i> ₅	0.47uF	-

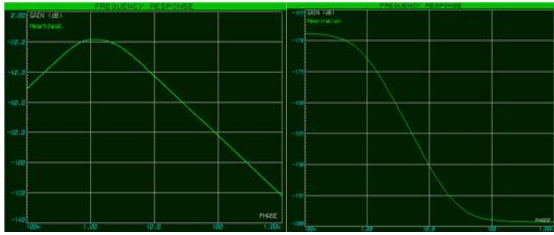


Fig. 7 Frequency response

심장박동과 호흡으로 인한 신호는 작고 많은 잡음을 갖는다. 이를 위해 Fig. 6에 나타낸 2차 저역역-고역 통과 필터를 사용한다. 2차 통과 필터의 cutoff주파수는 식 (6)과 같다.

$$f_{cutoff2} = 1/2\pi \sqrt{C_2 C_3 R_4 R_5} \quad (6)$$

$$f_{cutoff2} = 1/2\pi \sqrt{C_4 C_5 R_6 R_7}$$

심장박동의 경우, 고역 및 저역통과필터를 모두 사용하고, 호흡의 경우 저역통과필터만을 사용한다. 사용된 소자들을 Table 2에 나타내었다.

통과대역은 심장박동과 호흡의 측정에 적합하도록 설정하였다. 심장박동의 통과대역은 0.7Hz에서 2.3Hz, 호흡 측정회로는 0.7Hz미만을 통과시키도록 설계하였다. Fig. 7에 주파수에 따른 필터 출력을 나타내었다.

3. 센서 제작

센서의 제작은 Fig. 8의 네 가지의 주요한 과정을 거친다. 첫 번째 단계에서는 위의 과정에서 결정한 Sensonic社의 두께 30μm의 PVDF를 사용하였다. 하지만 이 PVDF는 제조과정 중 금속화가 제외되어 있다. 따라서 PVDF의 상부 면과 하부면에 두 개의 전극 층을 증착시킨다. 증착 물질은 가장 전도성이 뛰어난 금을 사용하였다. 증착 방법은 열증기 증착, 아이언 스퍼터링, 마이크로파 스퍼터링과 같은 다양한 방법들을 고려하여 실험하였다. PVDF 박막은 열증기 증착과 아이언 스퍼터링 과정에서 열로 인한 변형이 발생하여 박막의 반응성에 영향을 주었다. 그래서 Cressington 108

스퍼터 코팅기를 이용하여 3분 동안 금을 증착시켰다.

두 번째 단계에서는 PDMS를 금형을 통해 만들었다. Sylgard 184 (Dow Corning Corporation) 탄성 코팅제를 다양한 특성을 가지도록 무게비율을 바꿔가며 경화제와 혼합하였다. 10:1의 비율에서 사람의 가슴에 잘 부착되는 가장 좋은 접착성을 보였다. PDMS용액은 진공용기에서 내부의 공기를 제거하기 위해서 한 시간 동안 탈포되었다. 이것을 금속금형에서 10분동안 100℃의 온도를 유지하고 이를 박리하여 PDMS 층을 만들었다.

세 번째 단계는 PVDF와 금전도막, PDMS 층을 적층하는 단계로 가장 중요한 단계이다. 일반적으로 적층에 플라즈마 본딩을 사용하지만, 플라즈마 본딩은 금전도막과 PDMS의 본딩에 매우 취약했다. 그래서 회전코팅법을 이용하여 PDMS에 두께 약 1μm의 박막을 코팅하여 적층하였다. 이렇게 만들어진 것은 높은 감쇠력과 접착력을 가지게 된다.

마지막 단계로 전선을 은 전도성 접착제로 금전도막에 연결하였다. 이 전선은 센서의 출력을 받는 회로와 연결된다.

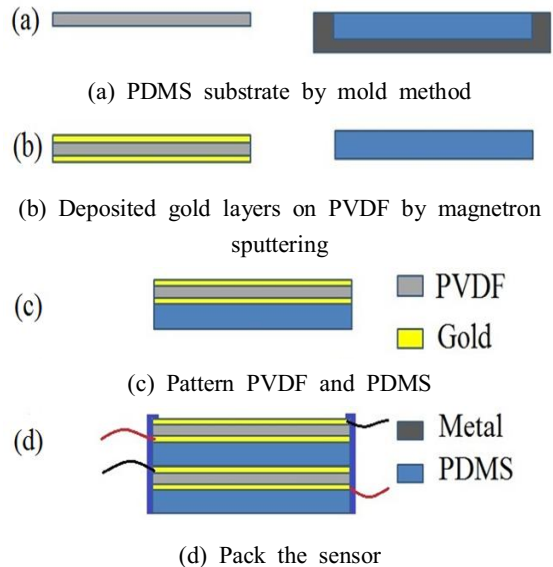


Fig. 8 Fabrication process

4. 실험결과 및 고찰

4.1 기계적 실험

압전 소재인 PVDF는 외력과 변형률의 변화에 민감하다. 실험은 스텝핑 모터(Model C7214-9015 Oriental Motor Co.LTD, Japan)로 외력과 압력을 발생시켰다. 외력은 0N ~ 6N를 가하였다. 이를 압력으로 변환하면 0Kpa ~ 10Kpa이 된다. 이 힘은 로드셀로 측정하였다. 로드셀은 Aduino Uno R3 보드와 연결되었고, 이를 통해 10Bit로 ADC 되었다. 하지만 로드셀의 출력은 매우 작아서 더 높은 Bit ADC가 필요했다.

그래서 로드셀 A/D 24bit를 별도로 구성하였고, 결과적으로 로드셀과 센서의 출력을 동시에 측정하였다. 센서의 element1과 element2에서 스텝핑 모터로 가해지는 힘에 상응하는 하는 값이 Fig. 10의 그래프와 같이 측정되었다. 센서 소자의 민감도는 가해지는 힘의 평균과 센서출력 전압의 평균을 나누어 구하였다. Element2 민감도는 0.209V/N를 가져 element1의 0.163V/N 값과 비교하여 28%의 값을 가졌다. 이러한 민감도를 바탕으로 element1은 심장박동을, element2는 호흡을 측정하도록 설정하였다.

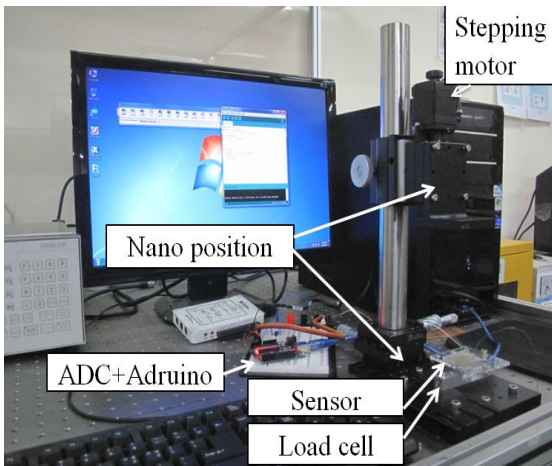


Fig. 9 Mechanical test system

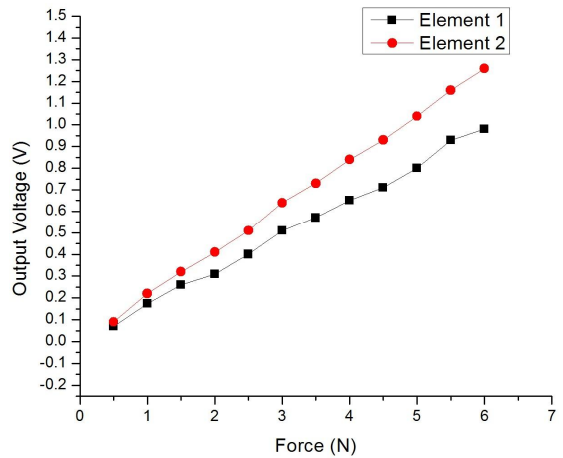


Fig. 10 Output voltage of sensor

4.2 신체 테스트

제안하는 센서를 Fig. 11과 같이 사람의 가슴에 부착하였다. 측정은 10분 간격으로 3회 실험하였다. 심장박동과 호흡은 회로와 LabVIEW를 통하여 분석하였다. 본 논문에서 제안한 센서의 성능은 상용화 되고 있는 심박수 및 호흡을 측정하는 디지털 측정기인 Citizen CH-456와 결과 값을 비교하여 확인하였다.^[14]

각각의 element는 심장박동과 호흡 모두 측정이 가능하며, 호흡으로 발생하는 외력과 압력은 심장박동의 것보다 크다. 결과 값을 얻기 위해서 전기 회로를 이용하여 노이즈를 제거하고 심장박동과 호흡의 신호를 분리하였다. 이 과정은 LabVIEW를 이용하여 수행하였고, 결과를 Fig. 12에 나타내었다.

그래프에서 흰 선은 element1의 신호를 나타내고, 붉은 선은 element2의 신호를 나타낸다. 각각의 피크는 호흡과 심장박동의 한 주기를 나타낸다. Element2의 신호가 element1 신호보다 큰 것을 그래프로부터 알 수 있다. 이는 기계적 실험에서의 결과와 동일하다. Element2의 경우 잡음을 포함하고 있기에 발생한 신호를 간단한 필터와 함께 사용한다.

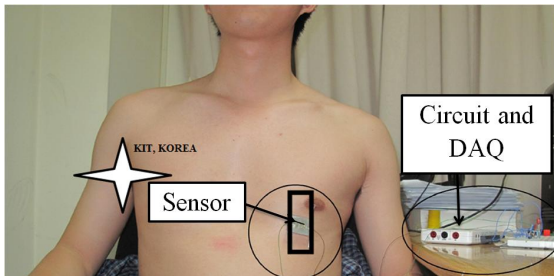
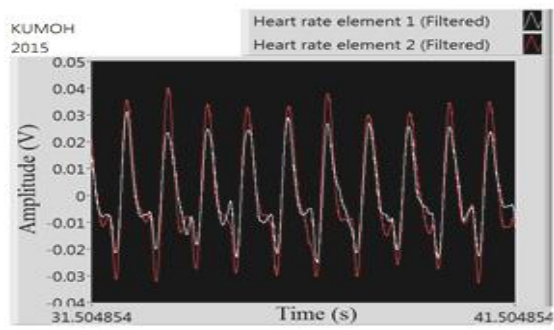
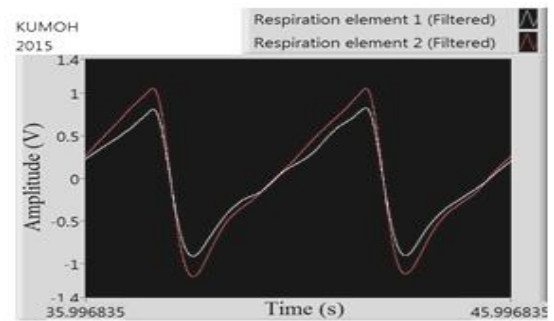


Fig. 11 Vivo human test

정한 심박수와 호흡의 결과 값을 나타내었다. 이것은 분 당 심장박동과 호흡을 측정한 것이며, 센서의 위치와 근육의 움직임으로 인해 제작된 센서의 값이 디지털 측정기의 결과 값과 다르게 나타났다. 하지만 이러한 오차는 매우 작았기에 제작된 센서로 심장박동과 호흡을 측정하는 것에는 영향을 주지 않았다.



(a) heartbeat

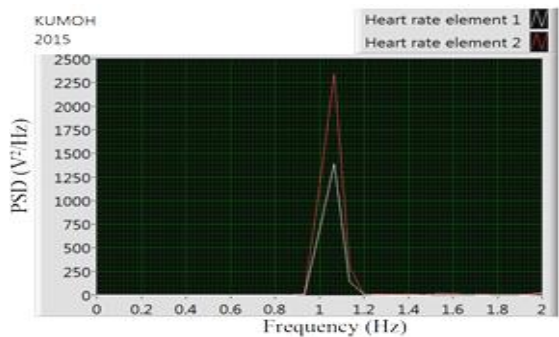


(b) respiration

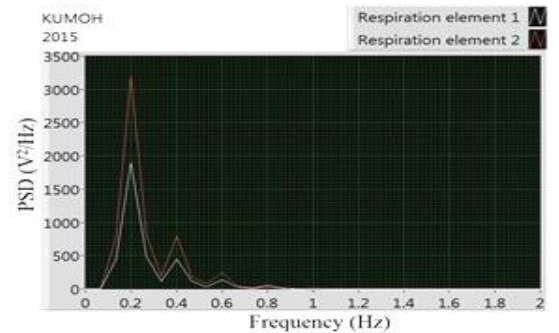
Fig. 12 Filtered signal of heartbeat and respiration

Fig. 13에 심장박동과 호흡의 신호를 파워 스펙트럼밀도 (power spectral density, PSD)로 변환하여 나타내었다. PSD의 피크점은 심장박동과 호흡속도의 주파수를 의미한다. 본 실험에서 심장박동의 피크치는 1.06Hz, 호흡의 피크치는 0.2Hz로 나타났다.

Table 3에 센서와 디지털 측정기를 이용하여 측



(a) heartbeat



(b) respiration

Fig. 13 Power spectrum density(PSD) of heartbeat and respiration signal

Table 3 Comparison of heart, respiration rate(HR,RR) measured by commercial sensor(c.sensor) and proposed sensor(p.sensor)

	HR p.sensor	HR c.sensor	RR p.sensor	RR c.sensor
1	60 times	62 times	12 times	13 times
2	65 times	63 times	14 times	13 times
3	62 times	65 times	14 times	14 times

5. 결 론

본 논문에서 심장박동과 호흡 측정을 위하여 PVDF 압전필름을 이용한 적층형 센서를 제안하였다. PDMS상에 고정된 PVDF를 이용하여 인체에 적합한 구조를 설계하였고, 이를 이용한 센서를 기계적인 방법과 실제 신체에 테스트 하였다.

Element1과 element2는 각각 0.163V/N, 0.209V/N의 민감도를 가지고, 힘에 대한 반응으로는 element2가 element1과 비교하여 28% 향상된 특성을 나타냈다. 따라서, Element2는 호흡을, element1은 심장박동을 측정하는 데에 최적화하였다. 마지막으로, 성능 확인을 위하여 시중에서 사용되고 있는 디지털 측정기를 이용하여 비교 및 검증하였으며 결과적으로, 심장박동과 호흡의 측정에 뛰어난 성능을 갖는 센서를 본 논문에서 제안하였다.

후 기

본 연구는 국립금오공과대학교의 학술연구비에 의해 수행됨.(2018-104-032)

REFERENCES

1. Folke, M., Cernerud, L., Ekstrom, M., and Hok, B., Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care, *Medical and Biological Engineering and Computing* 41, pp. 377-383, 2003.
2. Moise, R., Christian, C. and Joseph, V., "Einthoven's string galvanometer", *Texas Heart Institute Journal*, Vol. 35 No. 2, pp. 174-178, 2008.
3. Jacobs, J. L., Embree, P., Gleib, M., Christensen, S. and Sullivan, P. K., "Characterization of a novel heart and respiratory rate sensor", *Conference Proceeding-IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 3, pp.2223-2226, 2004.
4. Choi, S. and Jiang, Z., "A novel wearable sensor device for conductive fabric and PVDF film for monitoring cardiorespiratory signals", *Sensors and Actuators A: Physics*, Vol. 128, Issue 2, pp.317-326, 2006.
5. Chiu, Y. Y., Lin, W. Y., Wang, H. Y., Huang, S. B. and Wu, M. H., "Development of a piezoelectric polyvinylidene fluoride (PVDF) polymer-based sensor patch for simultaneous heartbeat and respiration monitor", *Sensors and Actuators A*, Vol. 189, pp.328-334, 2013.
6. Lindh, W. Q., Pooler, M., Tamparo, C. D., Dahl, B. M. and Moris, J., *Delmar's, Comprehensive Medical Assisting: Administrative and Clinical Competencies*, 5th Edition Delmar Cengage Learning, Stamford, 2013.
7. Ramachandram, G. and Singh, M., "Three dimensional reconstruction of cardiac displacement patterns on the chest wall during the P, QRS and T-segments of the ECG by laser speckle interferometry", *Medicine & Biological Engineering & Computing*, Vol. 27, Issue. 5, pp.525-530, 1989.
8. Groote, A. D. E., Wantier, M., Cheron, G., Estenne, M. and Paiva, M., "Chest wall motion during tidal breathing", *Journal applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, Vol. 83, Issue. 5, pp.1531-1537, 1997.
9. Sajala, S. and Lekkala, J., "Film-type sensor Materials PVDF and EMFi in measurement of cardiorespiratory signals-a Review", *IEEE Sensors Journal*, Vol. 12, Issue. 3, pp.439-446, 2012.
10. Tresler, J. F., Alkoy, S. and Newham, R. E., "Piezoelectric Sensors and Sensor Materials", *Journal of Electroceramics*, Vol. 2, Issue. 4, pp.252-257, 1998.
11. Safari, A. and Akdogan, E. K., *Piezoelectric and Acoustic Materials for Transducer Applications*, Springer, 2008.
12. Lotters, J. C., Olthuis, W., Veltink, P. H. and

- Bergveld, P., "The mechanical properties of the rubber elastic polymer polydimethylsiloxane for sensor applications", *Journal Micromechanics and Microengineering*, Vol. 7, Issue. 3, pp.145-147, 1997.
13. McDonald, J. C., Duffy, D. C., Anderson, J. R., Chiu, D. T., Wu, H., Schueller, O. J. A. and Whitesides, G. M., "Fabrication of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane)", *Electrophoresis*, Vol. 21, Issue. 1, pp.27-40, 2000.
14. "CH-456:HEALTH CARE PRODUCTS:CITIZEN SYSTEMS JAPAN CO.,LTD."(2019), http://www.citizen-systems.co.jp/english/electronic/health/ch_456.html(accessed 22, Feb., 2019)