

논문 2001-10-3-01

생체 in-vivo 측정용 실리콘 압저항형 압력센서의 제조와 그 특성

배혜진, 손승현, 최시영

**Fabrication of silicon piezoresistive pressure sensor
for a biomedical in-vivo measurements**

Hae-Jin Bae, Seung-Hyun Son, Sie-Young Choi

요 약

생체 내 압력을 in-situ로 측정하기 위해 삽입하는 카테터의 내부에 탑재될 압력센서를 설계, 제조하여 그 특성을 측정하였다. 카테터의 내경 1mm에 맞도록 150 μm (두께) \times (600, 700, 800, 900, 1000) μm (폭) \times 2 mm(길이)로 제조하였고, SDB 웨이퍼의 두꺼운 쪽을 KOH 수용액을 이용하여 134 μm 로 식각하여 폭이 1 mm이하인 소자의 제조가 가능하도록 하였다. 기존의 휘트스톤 브리지와는 다르게 단일 압저항과 기준 저항을 형성시켜 보다 소형으로 제조하였다. 단일 압저항을 사용하기 때문에 감도가 휘트스톤 브리지형 센서 보다 감소하므로 ANSYS 5.5.1로 시뮬레이션하여 압력 센서의 감도가 최대가 되도록 압저항체의 형태와 위치를 최적화 시켰다. 또한 다이아프램 변에 수직인 저항과 수평인 저항을 넣은 쌍 압저항 센서도 동시에 제조하여 특성을 비교한 결과 다이아프램이 소형일수록 단일 압저항 센서의 감도가 우수함을 알 수 있었다. 센서의 압력에 대한 변화를 측정하기 위해 압저항에 정전류원을 인가하여 증폭회로로 측정한 단일 압저항 센서의 최대 감도는 1.6 $\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$ 였다.

Abstract

A pressure sensor on the tip of a catheter which is utilized to measure the in-vivo pressure in a human body was fabricated and the characteristic of the pressure sensor was measured. To fit into a catheter with 1 mm caliber, samples of 150 μm (thickness) \times (600, 700, 800, 900, 1000) μm (width) \times 2 mm(length) was fabricated. The thicker face with 450 μm thickness of SDB wafer was made thin to 134 μm thickness using KOH etchant and it made possible to fabricate sensor cell with the width shorter than 1 mm. Different to the whitstone bridge sensor, we formed one piezoresistor and one reference resistor in sensor. Therefore there are possibilities of reduction of the sensitivity, then by using the simulation tool ANSYS 5.5.1, the location and the type of the piezoresistor was optimized. Another piezoresistor type of sensor which contain one longitudinal and one transverse piezoresistor was fabricated at the same time, but the sensitivity was not improved very much. To get the output versus the pressure, a constant current source and a implementation amplifier was used. As a result, the maximum sensitivity of the sensor with one piezoresistor was 1.6 $\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$

1. 서 론

압력센서는 외부에서 가해지는 압력의 변화를 감지하여 이를 전기적인 신호로 변환시키는 장치

로서 압력 측정이 요구되는 산업용 로봇트를 비롯하여 자동차, 생체공학용 의료기, 항공, 환경 제어와 산업체의 대규모 시스템 제어 등에 광범위하게 응용되고 있다.^[1] 의학 진단에서도 압력은 중요한 물리적 파라미터이다.^[2] 압력 중에서도 생체 내의 관상동맥에서의 압력이 중요한데, 관상동맥에서의 협착증을 발견하기 위해 카테터를 삽입한다. 관상동맥에서의 혈압측정을 위한 방법에

경북대학교 전자전기공학부(School of Electronic and Electrical Eng., Kyungpook National University)

<접수일자 : 2000년 12월 8일>

는 두 가지가 있는데, 첫 번째는 액체로 채워진 가는 카테터의 외부에 압력센서를 두어 긴 관의 액체를 통해 압력이 몸 외부에 있는 압력센서에 전달되는 방식이다. 이러한 방식은 가늘고 긴 카테터의 영향으로 출력 신호에 대한 주파수가 제한을 받게 된다. 두 번째는 긴 카테터 관의 끝에 압력센서가 탑재되어 있는 방식이다. 이 방식에서 압력센서가 내경 1 mm인 카테터의 내부에 들어가야 하므로 압력센서의 크기 제한 문제를 해결할 수 있는 여러 가지 형태의 소형 압력센서가 연구되어 왔다. 그 중에서도 압저항형 압력센서는 회로 부분이 신체의 외부에 있어도 되기 때문에 더욱 소형화 할 수 있는 장점이 있다.^[3]

본 연구에서는 생체 내의 압력을 실시간으로 측정하기 위해 실리콘을 KOH 수용액으로 식각하여 다이아프램을 형성^[4-7]한 단일 압저항형 압력센서^[8]를 제안하고 감도특성을 개선시키기 위해 ANSYS를 이용해 응력분포를 구해서 압저항의 형태와 위치가 응력을 최대로 받을 수 있도록 설계하였다. 센서 칩의 크기는 150 μm (두께) \times (600, 700, 800, 900, 1000) μm (폭) \times 2 mm(길이)으로서 내경 1 mm인 카테터에 맞게 5가지 크기의 센서를 제조하였다. 기존의 휘트스톤 브리지형 압력센서와는 달리 단일 압저항을 사용한 이유를 설명하기 위해, 다이아프램 변에 수직인 압저항과 수평인 압저항을 사용한 half 휘트스톤 브릿지형의 쌍 압저항 압력센서를 동시에 제작하여 특성을 비교하였다. 측정회로로서 정전류원을 사용하였으며 정밀한 입력에 대한 출력을 얻기 위해 계측 증폭기를 이용하여 오프셋을 "0"으로 만들었다. 또한 화학적 식각으로 제작된 다이아프램의 요철에 의한 오프셋을 감소시키기 위해 SDB(silicon direct bonding) 웨이퍼의 산화막을 식각 중지막으로 사용해 웨이퍼 전체에 걸쳐 평탄한 다이아프램을 얻을 수 있었다.

II. 실험 및 측정

1. 압력센서의 설계

내경 1 mm 카테터에 적합한 단일 압저항 소형 압력센서는 낮은 감도특성을 가지게 된다. 따라서 그 압저항의 형태와 위치를 최적화 시켜 보다 큰 감도를 얻고자 하였다. 심장 내의 압력은 대략 0~300 mmHg, 즉 0~20 kPa이다. 실리콘 다이아프

램의 전면에 4 kPa의 압력을 인가했을 경우, 다이아프램의 크기에 대해 다이아프램의 중앙과 가장자리에 발생하는 응력을 유한요소법 프로그램을 이용하여 시뮬레이션 하였다. 유한요소법 프로그램은 ANSYS Ver 5.5.1이고, IBM pentiumIII PC에서 사용하였다. 다이아프램은 정사각형이고 각각의 한 변의 길이는 100, 200, 300, 400, 500 μm 으로서 의료용 압력소자에 알맞은 크기의 다이아프램을 선택하였다. 그림 1은 한 변의 길이가 100 μm 인 다이아프램에 해당하는 시뮬레이션의 결과이다. 그림 1에서 MX는 응력이 최대인 지점이고, 그림 옆에 색의 채도의 값으로 다이아프램의 응력 크기를 나타내었다. 그림에서 알 수 있듯이 압력을 가했을 때 가장 큰 응력이 발생하는 곳은 각 변의 중앙이다. 그리고 대체로 큰 값의 응력은 가장자리에 넓게 분포하고 있다. 그러므로 변에 수평한 저항체가 수직인 저항체 보다 큰 응력을 받을 수 있음을 알 수 있다. 식(1)은 압저항체가 p형이고 n-Si (100)면위에 <110>방향으로 놓일 경우, 변에 수평한 형태의 저항을 가장자리에 위치시켰을 때, 압저항의 저항감도를 구하는 식이다.

$$\begin{aligned} S &= \frac{\Delta R}{P} = \frac{\Delta R}{R} \frac{R}{P} = \frac{1}{2} \pi_{44} (\sigma_l - \sigma_t) \times \frac{R}{P} \\ &= \frac{1}{2} \pi_{44} \times \text{Average Stress} \times \frac{R}{P} \\ &= 1.725E-13 \times \text{Average Stress} \times R \end{aligned} \quad (1)$$

여기서, σ_l 은 다이아프램 변에 수직으로 작용하는 응력이고, σ_t 는 다이아프램 변에 수평으로 작용하는 응력이다. 압저항체가 p형이고 n-Si (100)면위에 <110>방향으로 놓일 경우 압저항계수 $\pi_{11} = -\pi_{12} = \pi_{44}/2$ 의 등식이 성립한다.

식 (1)에서 1.745E-13은 $P = 4 \text{ kPa}$ 일 때 $\frac{1}{2} \frac{\pi_{44}}{P}$ 을 구한 값이다. 그림 2에는 식 (1)에 의해 구한 다이아프램의 크기에 따른 변에 수평인 압저항체와 수직인 압저항체의 압력에 대한 압저항의 저항감도를 함께 나타내었다. 여기서 변에 수평인 압저항체가 수직인 압저항체 보다 큰 응력을 받으므로 감도가 더 높다는 것을 알 수 있다. 본 논문에서는 그림 3의 (a)와 같이 변에 수평한 압저항체와 기준 저항을 가진 압력센서와 그림 3의 (b)와 같이 변에 수직인 압저항과 수평한 압저항을 가진 압력센서를 설계, 제조하여 비교하였다.

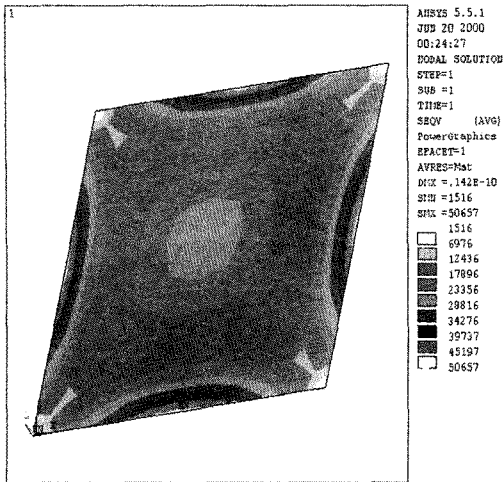


그림 1. ANSYS로 구한 한 변 길이 100 μm 정사각형 다이어프램의 응력 분포
 Fig. 1. Stress distribution on square diaphragm with 100 μm side length obtained by ANSYS.

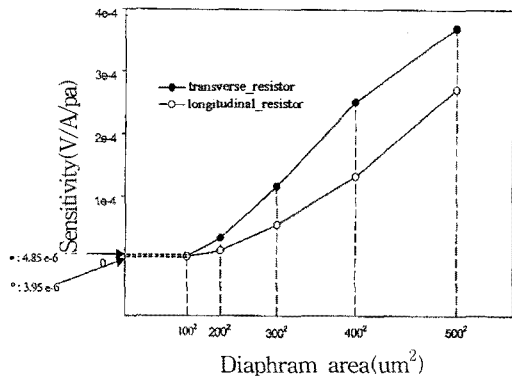
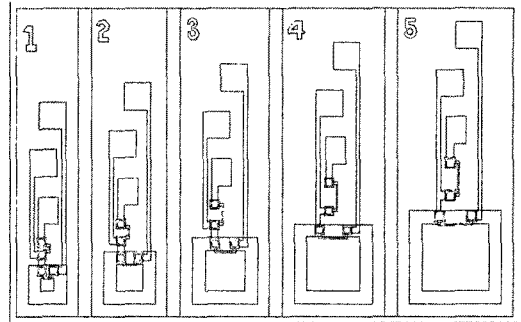


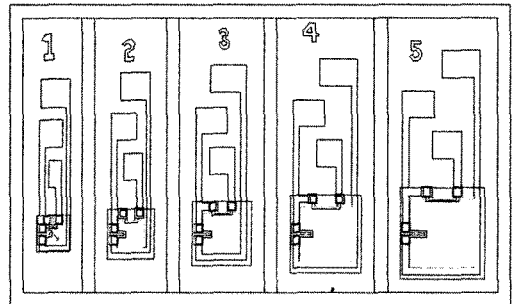
그림 2. 응력 분포를 이용하여 구한 감도
 Fig. 2. Sensitivity obtained using stress distribution.

설계된 소자는 정방형 다이어프램의 한 변 길이 100, 200, 300, 400, 500 μm 를 각각 포함하는 소자폭이 600, 700, 800, 900, 1000 μm 이고 길이는 2 mm인 실리콘 압저항형 센서이다. 여기서 소자 폭은 다이어프램 폭, KOH 식각에 필요한 공간의 폭(200 μm), 다이어프램을 받치는 림의 폭(200 μm), 소자간의 다이싱에 필요한 폭(100 μm)을 합친 것이다. 각 압저항체의 폭은 10 μm 이고, 저항체는 번에 수평으로 위치하므로 다이어프램 제조시 마스크 정렬 문제를 고려하여 번에서 3 μm 떨어져 설계하였다. 접촉창(contact open)용 패턴은 저항체의 접촉창과의 마스크 정렬을 고려하여

저항체의 접촉창 한 번의 길이 70 μm 보다 20 μm 가 적은 50 μm 인 정사각형이다. 그리고 소자의 폭을 최소한으로 줄이기 위해 전극패턴은 그림 3과 같이 한 쪽으로 위치하게 설계하였다. 전극패턴의 선폭은 최소 30 μm 이고 선간의 간격은 20 μm 이다.



(a)



(b)

그림 3. 압력센서의 레이아웃

(a) 단일 압저항 센서 (b) 쌍 압저항 센서

Fig. 3. Layout of pressure sensors.

(a) Sensor with single piezoresistor and (b) Sensor with double piezoresistors

2. 압력센서의 제조

사용한 웨이퍼는 15/1/450 μm 두께의 SDB 웨이퍼를 KOH 수용액으로 15/1/134 μm 두께로 식각 한 뒤, 습식산화 시켜서 양쪽에 1 μm 의 SiO_2 층을 형성한 웨이퍼이다. 그림 4는 압력센서의 제조 공정 순서를 나타낸 것이다. 먼저 웨이퍼의 양면에 음성 PR을 도포하고 양면 마스크 정렬기(double side alignment jig)를 이용하여 앞면의 저항체 및 뒷면의 다이어프램 패턴을 형성한다. 양면의 산화막은 BHF(buffered HF)를 이용하여 식각한다. 앞면에 저항이 형성될 부분에 B_2O_3 를

Spin-on coating한 다음 150 °C에서 3분간 baking을 한 후 950 °C에서 30분간 pre-deposition하였다. Pre-deposition 후에 생긴 BSG(boron silicate glass)와 boron skin을 BHF 용액으로 제거한 뒤, 1100 °C의 wet 산소 분위기에서 60분 동안 drive-in하였다. Drive-in 과정에서 생긴 산화막은 KOH 에칭시 마스크 역할한다. 그 다음 다이아프램 형성을 위해 앞면을 보호한 뒤, 뒷면에 700 ml의 증류수에 KOH 300 g 을 용해시킨 수용액으로 80 °C에서 이방성 식각을 2시간 행하였다. 식각율은 79 μm/hr이었다. 웨이퍼 중앙의 1 μm 산화막이 식각 중지층(etch-stop)으로 사용되어 다이아프램 두께의 정확한 조절이 가능하였다. 뒷면의 실리콘 식각으로 다이아프램이 형성된 후에는 다이아프램 아래의 산화막과 웨이퍼 뒷면의 산화막을 모두 제거해야 한다. 전극 접촉부의 실리콘 산화막을 제거하고 알루미늄 박막을 진공증착하여 전극을 형성하였다.

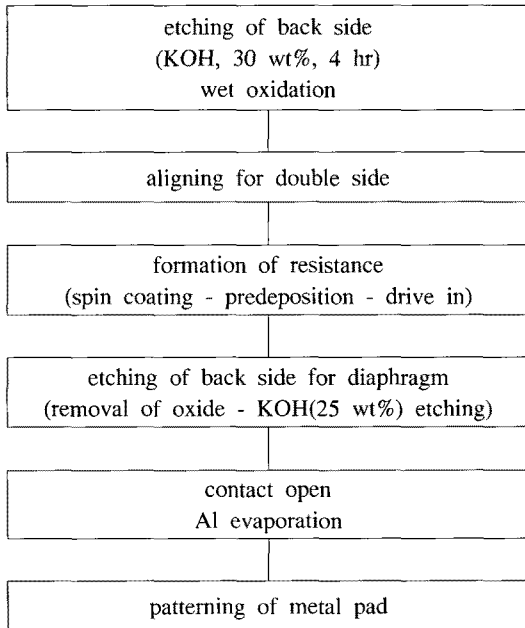


그림 4. 공정 순서도
Fig. 4. Flow-chart of fabrication.

3. 압력센서의 특성 측정

그림 5는 제조한 압력센서의 압력 특성을 조사하기 위해 제조한 측정 장치의 블록 다이어그램

을 나타낸 것이다. 압력을 조절하는 장치는 DPI 520 이고, 인가한 압력의 범위는 상대압으로 대기압을 기준으로 0~300 mmHg 이다. 압력을 100 mmHg 씩 변화 시켜 이에 대한 전압 변화를 측정하였다.

그림 6은 압력을 측정하기 위해 설계된 증폭회로를 나타내었다. 센서의 압저항과 기준저항은 LM334라는 전류원을 사용해 가동하여 전압을 나타낼 수 있게 하였다. 증폭회로는 입력 임피던스가 무한대이고, 두 개의 입력에 밸런스를 유지할 수 있으며, 압력센서의 전기적 특성에 영향을 주지 않는 계측 증폭기(instrumentation amplifier)를 사용하였다. 증폭률은 압력센서 스펬(span)에 대한 증폭부 출력의 비로서 그림 6의 회로에서 증폭률을 조절하기 위해 R3, R4, R5의 조합으로 식 (2)와 같이 표현된다.

$$Gain = \frac{(R4 + R5)}{R3} \tag{2}$$

압저항제 제작시 발생하는 오차로 인한 오프셋 전압은 회로에서 R13의 가변저항을 조절하여 “0”으로 조정한다.

그림 7의 (a)는 심장 내 압력측정을 위한 카테터에 압력센서를 탑재하여 패키징한 그림이고, (b)는 실제 측정을 위해 사용된 패키지의 그림이다.

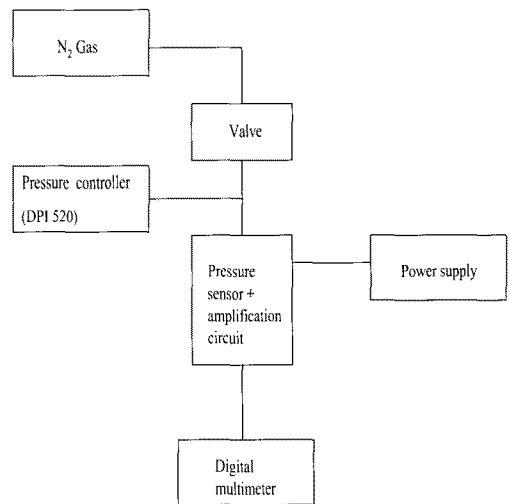


그림 5. 압력 측정 시스템의 개략도
Fig. 5. Schematic diagram of the pressure measurement system.

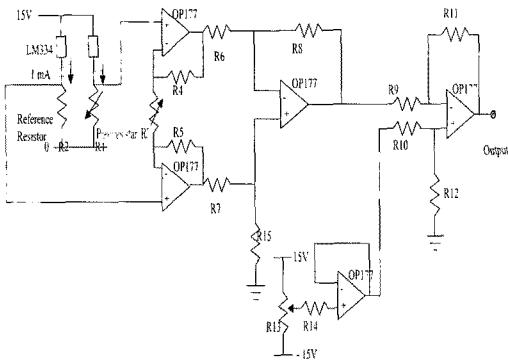


그림 6. 측정을 위한 계측 증폭기 회로
Fig. 6. Implementation amplifier for measurements.

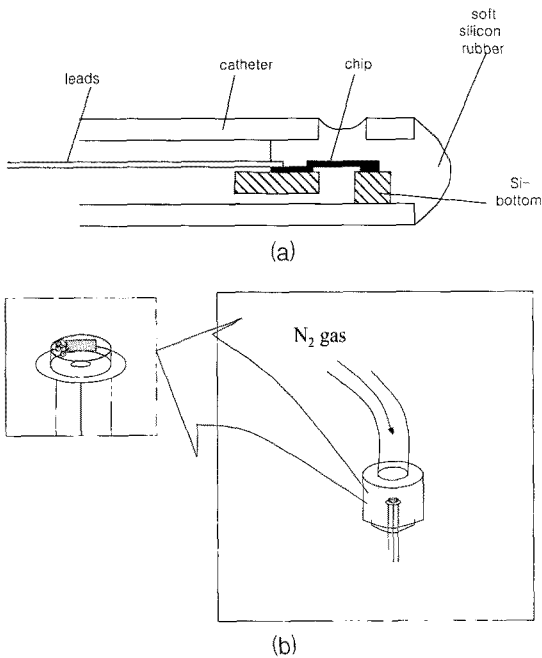


그림 7. 압력센서 패키지
(a) 카테터에 탑재된 압력센서 (b) 실제 측정에 사용된 압력센서 패키지
Fig. 7. Packages of pressure sensors.
(a) pressure sensor in the catheter and (b) package used for real measurements

III. 결과 및 고찰

그림 8은 제조된 단일 압저항 및 쌍 압저항 센서의 SEM 사진이다. 이 그림은 다이어프램의 한 변의 길이가 100 μm 인 소자의 사진인데, 설계한

형태와 동일한 형태이고, 크기도 설계한 것과 동일하게 나왔음을 알 수 있다. 따라서 이 압력센서는 심장 삽입용 카테터의 내경 1 mm에 합당하게 제조되었다는 것을 알 수 있다. 그림 9는 한 변이 500 μm 인 다이어프램을 갖는 소자의 단면을 나타낸 것이다. 그림에서 다이어프램의 두께가 균일함을 알 수 있다.

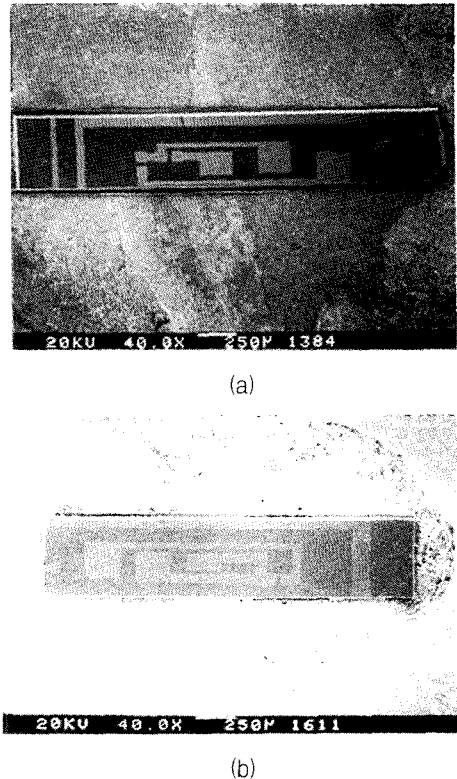


그림 8. 센서의 사진(한 변 길이 100 μm 다이어프램)
(a) 단일 압저항 센서 (b) 쌍 압저항 센서
Fig. 8. A photograph of a sensor(the side length of 100 μm diaphragm).
(a) Sensor with single piezoresistor and (b) Sensor with double piezoresistors

그림 10은 단일 압저항 센서 각각의 압력에 대한 증폭회로의 출력 전압이다. 증폭 회로의 증폭도는 40이다. 압력을 가하지 않았을 때 오프셀 전압을 저항 R13으로 조절하여 "0"으로 조정하였기 때문에 압력이 "0"일 때는 출력전압도 "0"이 된다.

그림 11의 (a)와 (b)는 증폭기를 통해서 구한 출력에 증폭도 40을 나누어 실제 센서의 감도를 구한 그래프이다. (a)는 입력을 2 mA의 전류입력으로 보았을 때의 감도이고, (b)는 입력을 15 V

의 입력전압으로 보았을 때의 감도이다.

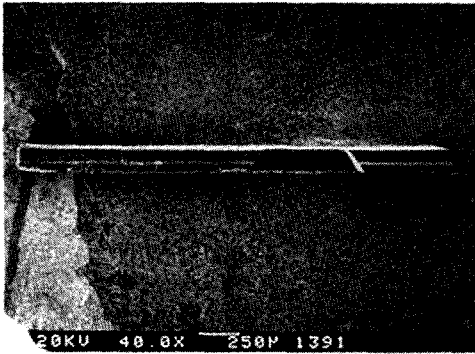


그림 9. 센서의 단면 (한 변 길이 500 μm 다이아프램)
Fig. 9. Cross sectional view of a sensor(diaphragm side length is 500 μm).

그림 12는 단일 압저항 센서와 쌍 압저항 센서의 감도 비교 그래프이다. 이 그래프에서와 같이 다이아프램 한변길이가 400 μm이하의 센서에서는 단일 압저항센서의 감도가 높다. 하지만 500 μm 이상의 센서에서는 단일 압저항 센서의 감도는 1.6 μV/mmHg 이지만, 쌍 압저항 센서의 감도는 1.6 μV/mmHg 이상으로 더 높게 나왔다. 일반적으로 다이아프램 변의 중심에서 응력은 최대이고 다이아프램의 중앙으로 갈수록 응력의 방향도 급격히 변한다. 따라서 다이아프램이 소형일수록 변에 수직인 압저항은 가해진 압력에 대해서 더 이상 저항값이 커지지 않고 오히려 저항값이 작아지는 현상이 발생하기 때문에 그림 12와 같은 결과가 나타난다.

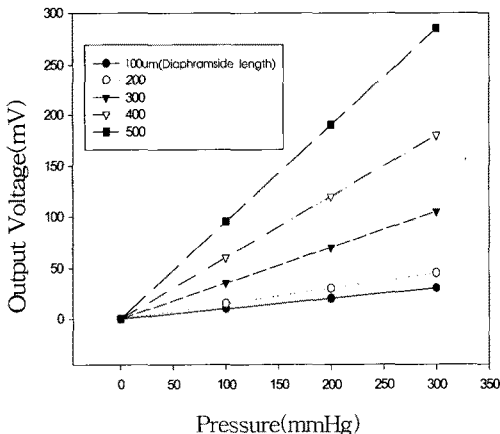


그림 10. 압력에 따른 출력 전압
Fig. 10. Output voltage versus the pressure.

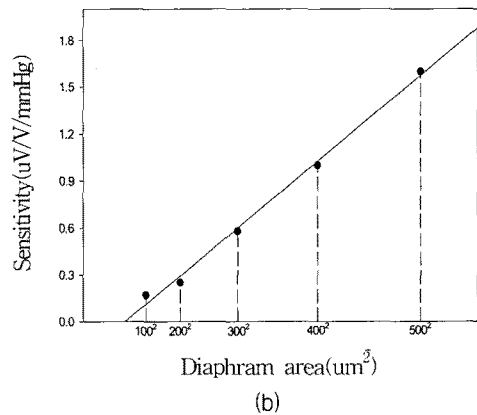
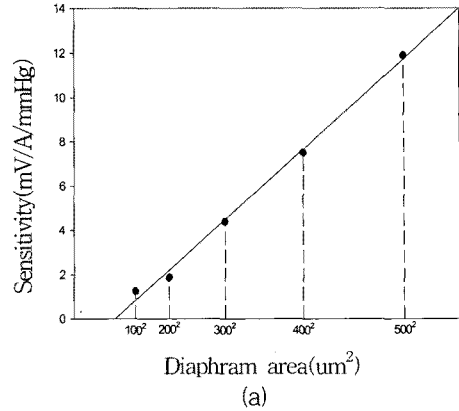


그림 11. 다이아프램 면적에 따른 감도
(a) 전류 입력(mV/A/mmHg) (b) 전압 입력 (μV/V/mmHg)
Fig. 11. Sensitivity versus diaphragm area. (a) current input (mV/A/mmHg) and (b) voltage input (μV/V/mmHg)

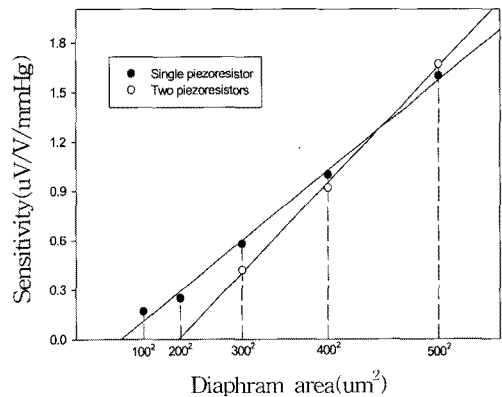


그림 12. 단일 압저항 센서와 쌍 압저항 센서의 감도 비교 그래프
Fig. 12. Comparison between sensor with single piezoresistor and double piezoresistors.

IV. 결 론

생체 내 압력을 in-situ로 측정하기 위해 삽입하는 카테터의 내부에 탑재될 압력센서를 설계, 제조하여 그 특성을 측정하였다. 카테터의 내경 1mm에 맞도록 폭이 1mm이하인 압력센서를 제조하기 위해 SDB 웨이퍼의 뒷면 두꺼운 쪽을 KOH 수용액을 사용하여 134 μm 로 식각했기 때문에 다이아프램을 만들기 위한 KOH 이방성 에칭시 아래쪽 폭의 여유를 충분히 줄 수 있어 폭이 1 mm 이하인 소자의 제조가 가능하도록 하였고, 기존의 휘트스톤 브리지와는 달리 단일 압저항과 기준 저항을 형성시켜 보다 소형으로 제조하였다. 단일 압저항을 사용하기 때문에 감도가 감소할 수 있으므로 ANSYS 5.5.1로 시뮬레이션하여 압력 센서의 감도가 최대가 되도록 압저항체의 형태와 위치를 최적화 시켰다. 또한 다이아프램 변에 수직인 저항과 수평인 저항을 넣은 쌍 압저항 센서도 동시에 제조하여 특성을 비교한 결과 다이아프램이 소형일수록 단일 압저항 센서의 감도가 우수함을 알 수 있었다.

제조한 센서의 압력에 대한 변화를 측정하기 위해 압저항에 정전류원을 인가하여 증폭회로로 측정한 결과 단일 압저항 센서의 최대 감도는 1.6 $\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$ 였다. 또한 쌍 압저항 압력센서와 비교할 때 다이아프램의 한변길이가 400 μm 이하의 센서에서는 단일 압저항 센서의 감도가 더 높지만 500 μm 이상에서는 쌍 압저항 센서의 감도가 약간 높게 나타났다. 따라서 소형으로 제작해야 하는 생체 in-vivo용 압저항형 압력센서에서는 단일 압저항형 압력센서가 더 적합하다고 할 수 있다.

참고 문헌

[1] R. Jhonson and R. E. Higashi, "A highly sensitivity silicon chip microtransducer for air

flow and differential pressure sensing application", *Sensors and Actuators*, vol. 11, pp. 63-72, 1987.

[2] N. Pijls and B. de Bruyne, "Coronary pressure", *Kluwer Academic Publishers*, 1997.

[3] L. Christel and K. Peterson, "A catheter pressure sensor with side vent using multiple silicon fusion bonding", *Proc. Int. Conf. Solid-State Sensors and Actuators (Transducers'93)*, *Yocohama, Japan, June 7-10*, pp. 620-623, 1993.

[4] 손승현, 김우정, 최시영, "가스 누출 감지용 실리콘 압저항형 절대압 센서의 제조 및 온도보상", *센서학회지*, 제 7권, 제 3호, pp. 171-178, 1998.

[5] 손원소, 이재곤, 최시영, "보상용 브릿지를 이용한 압저항형 압력센서의 온도보상 방법", *대한전자공학회 논문지*, 제 35권, 제 5호, pp. 481-486, 1998.

[6] 이창준, 강신원, 최시영, "SDB wafer를 이용한 절대압 실리콘 압력센서의 제조", *센서학회지*, 제 4권, 제 1호, pp. 29-34, 1995.

[7] 김우정, 최시영, "실리콘 저항형 압력센서의 온도특성 및 보상", *대한전자공학회 하계 종합발표대회 논문집*, 제 12권, 제 1호, pp. 121-127, 1989.

[8] E. Kalvesten, L. Smith, L. Tenerz, G. Stemme, "The first surface micromachined pressure sensor for cardiovascular pressure measurements.", *Micro Electro Mechanical Systems, MEMS 98. Proceedings*, pp. 574-579, 1998.

 著 者 紹 介

**배 혜 진 (Hae-Jin Bae)**

1975년생.

1999년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)

2001년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)

2001년 ~ 현재 (주)LG전자 근무

주관심 분야: 압력센서, 가속도센서, 디스플레이

손 승 현 (孫承賢)

1974년생.

1996년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)

1998년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)

1998년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정

주관심 분야: 압력센서, MEMS, PDP

최 시 영 (崔時永)

1949년생.

1972년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)

1974년 경북대학교 대학원 졸업(공학석사)

1986년 일본 동북대 대학원 졸업(공학박사)

1978년 ~ 현재 경북대 전자전기공학부 교수

경북대학교 전자기술연구소 소장

한국센서학회 편집위원장

한국반도체학술대회 분과 위원장

주관심 분야: 실리콘 공정 및 소자제조, 압력센서 및 가속도센서, TFT 공정, Cu CVD 및 전해도금, PDP, 고속 스위칭 다이오드.