

혈압 측정을 위한 외팔보형 접촉힘 센서 어레이

이병렬^{1,+} · 정진우² · 전국진²

A Cantilever Type Contact Force Sensor Array for Blood Pressure Measurement

Byeung Leul Lee^{1,+}, Jinwoo Jung², and Kukjin Chun²

Abstract

Piezoresistive type contact force sensor array is fabricated by (111) Silicon bulk micromachining for continuous blood pressure monitoring. Length and width of the unit sensor structure is 200 μm and 190 μm , respectively. The gap between sensing elements is only 10 μm . To achieve wafer level packaging, the sensor structure is capped by PDMS soft cap using wafer molding and bonding process with 10 μm alignment precision. The resistance change over contact force was measured to verify the feasibility of the proposed sensor scheme. The maximum measurement range and resolution is 900 mm Hg and 0.57 mm Hg, respectively.

Keywords : Blood Pressure Sensor, Pressure Sensor Array, Piezoresistive Sensor, Bulk Micromachining, Wafer Level Packaging, PDMS Molding

1. 서론

혈관 내부 압력을 비침습적으로 연속 모니터링 하기 위한 수단으로 압력 센서 어레이를 이용한 검출 방법이 시도되어 왔다[1]. 이는 손목 부위 요골 위에 위치한 동맥 혈관이 평평해지도록 외부에서 압력을 가한 상태에서 혈압에 따라 달라지는 압력 변화를 외부 센서 어레이로 검출하는 방식이다. 따라서 압력 센서의 위치에 따라 출력 특성이 달라질 수 있으므로 검출의 정확성을 높이기 위해 센서 어레이의 폭을 줄이는 것이 중요하다[2].

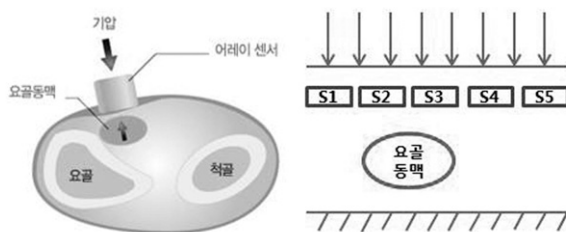


Fig. 1. Blood pressure sensing using pressure sensor array.

이를 위해 통상적으로 사용하는 방법은 (100) 결정면을 갖는 실리콘 웨이퍼의 하부층을 이방성으로 습식 식각하여 얇은 박막층만 남긴 구조로 압력의 변화를 검출하는 것이다[3]. 그러나 이 경우 높은 감도를 유지하면서 센서의 간격을 줄이기 위해선 압력에 반응하는 박막의 두께를 얇게 가져가야 하는데 이는 제조 공정의 균일성 측면에서 매우 어려운 부분이다. 이 문제를 해결하기 위해 본 논문에서는 (111) 결정면 실리콘을 이용한 외팔보형 어레이 구조를 제안하였다. 센서의 크기와 감도를 결정하는 초소형 외팔보 구조는 건식 식각으로 두께를 제어하고 하부 층은 이방성 습식 식각으로 제거함으로써 구현할 수 있다. 따라서 높은 비용이 수반되는 공정을 사용하지 않고도 정확한 치수의 센서 어레이 형성이 가능하다.

또한 혈압 검출용 센서는 피부에 밀착한 상태에서 사용되기 때문에 구조적인 신뢰성이 높아야 한다. 따라서 기계 구조물이 외부 환경으로부터 보호된 상태에서 인체에 압력을 가할 수 있도록 연성을 갖는 물질로 패키징을 해야 한다.

본 연구에서는 PDMS(polydimethylsiloxane) 재질의 구조물로 기관 단위 패키징을 구현함으로써 저가의 공정으로 일괄 제조와 패키징을 동시에 구현하였다.

2. 접촉힘 센서 어레이 설계

좁은 폭으로 높은 감도를 갖는 접촉힘 센서 어레이를 구현하기

¹한국기술교육대학교 메카트로닉스공학부(School of Mechatronics Engineering, Korea University of Technology and Education)

²서울대학교 전기컴퓨터공학부(School of Electrical Engineering and Computer Science, Seoul National University)

⁺Corresponding author: bllee@kut.ac.kr

(Received : Oct. 27, 2011, Accepted : Jan. 4, 2012)

위해선 기계적 구조물의 두께를 대략 10 μm 미만 수준으로 제작할 수 있어야 한다. 이러한 구조는 (100) 결정면 실리콘의 이방성 습식 식각 특성을 이용하는 몸체 미세가공(bulk micromachining) 기술을 이용하면 제작할 수 있다. 그런데 예를 들어 두께가 500 μm 인 실리콘 웨이퍼를 하부에서 490 μm 는 습식으로 식각하여 제거하고 10 μm 만 남긴다고 할 때 두께 오차를 10 % 수준에서 관리하기 위해선 습식 식각의 균일성이 0.2 % 미만이어야 한다. 그러나 실제 사용하는 웨이퍼의 두께 오차와 습식 식각 공정의 균일성을 감안한다면 이는 매우 비현실적인 방법이라 할 수 있다. 이 문제를 해결하려면 실리콘 층의 두께가 일정한 SOI(Silicon on Insulator) 웨이퍼를 사용하면 되지만 일반적으로 SOI는 단결정 실리콘 웨이퍼에 비해 10배 이상 비싸다는 단점이 있다. 또한 대구경 SOI는 웨이퍼 제조 자체로도 매우 어려운 기술이다.

반면 (111) 실리콘 웨이퍼로 구조물을 형성하는 경우 구조물의 두께는 이방성 건식 식각의 깊이로 결정하고 하부 층은 실리콘의 결정 특성을 이용한 이방성 습식 식각 공정으로 빠르고 깨끗하게 제거할 수 있다[4]. 이 때 구조물의 두께는 웨이퍼 자체 두께와 무관하므로 건식 식각물의 균일도가 10 % 이내라면 두께 10 μm 인 외팔보의 두께 오차를 1 μm 이내로 관리할 수 있다. 또한 (111) 실리콘 웨이퍼의 경우 기계적 특성이 구조물의 정렬 방향과 무관하기 때문에 설계 자유도 측면에서도 훨씬 유리하다고 할 수 있다[5].

외팔보형 실리콘 구조물에 압저항(piezo-resistor)을 배치하면 힘에 의한 기계적인 변형을 전기적인 출력으로 변환할 수 있다. 만일 압저항을 (100) 실리콘 결정면에 형성하는 경우 저항의 배치 방향에 따라 특성이 달라지지만, (111) 실리콘의 경우 압저항 배치와 무관한 특성을 나타내기 때문에 정렬 오차에 의한 특성 편차가 거의 없다는 장점도 동시에 존재한다[6].

본 논문에서는 이러한 장점을 활용할 수 있도록 (111) 결정면을 갖는 단결정 실리콘 웨이퍼를 이용한 어레이형 압저항 센서 구조와 공정 설계, 그리고 패키징 구조와 기판 단위 실장 공정을 설계하였다.

2.1 접촉힘 센서 구조

혈압 측정의 정확도를 높이기 위해선 센서 배열의 간격을 줄여야 하는데 일반적인 압력센서로 배열 간격을 줄이는 데는 공정의 난이도 및 복잡한 배선 그리고 패키지 비용 등의 문제로 한계가 있다. Fig. 2는 본 논문에서 제안하는 혈압 측정용 접촉힘 센서 어레이의 개념도를 보인 것이다. 즉 기존의 방식에서 센서 하나가 한 지점의 압력만 검출하지만, 제안하는 방식에는 반도체 미세가공 기술로 외팔보 어레이를 좁은 간격으로 배치함으로써 작은 영역의 접촉 힘을 여러 센서로 동시에 측정할 수 있다.

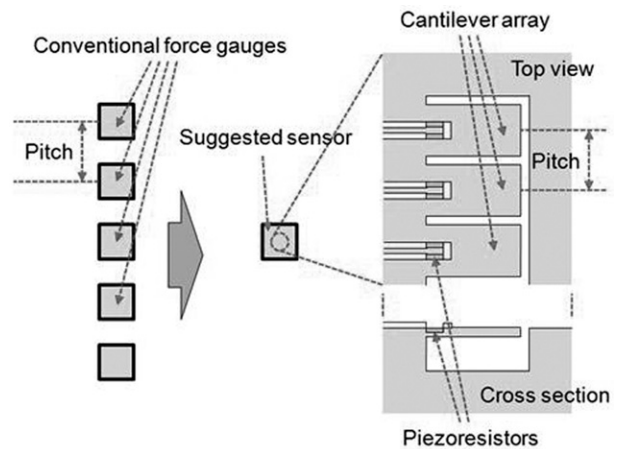


Fig. 2. Concept view of contact force sensor array.

이러한 목적에 부합하는 외팔보 구조의 폭은 기계적 안정성과 외부와의 연결 구조 그리고 패키징 방식 등을 종합적으로 고려하여 결정해야 하는데 대략적으로 100 μm 수준의 폭까지도 가능하다. 반면 기존의 방식으로는 이러한 치수의 배열 구현이 불가능하기 때문에 제안한 방식이 연속 혈압 모니터링에 더 적합하다고 할 수 있다.

Fig. 3은 접촉힘 센서 어레이를 구성하는 하나의 외팔보 구조를 보인 것이다. 설계한 외팔보 구조는 폭 190 μm , 간격 100 μm 로 다수의 센서를 배열해서 혈압 측정의 정확도를 높이고자 하였다. 외팔보 구조의 지지 영역 부근에 압저항을 배치하였고 구조물 하부층의 습식 식각을 용이하게 하기 위해 일정한 주기로 식각 홈(etch hole)을 형성하였다.

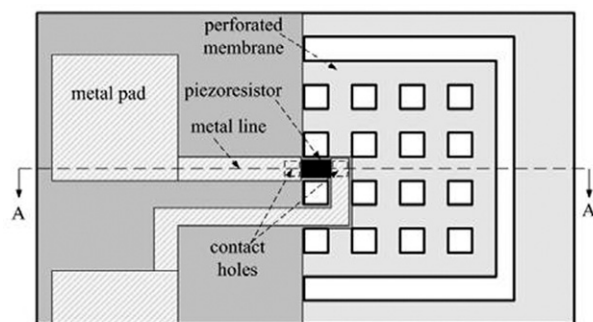


Fig. 3. Schematic drawing of blood pressure sensor.

압력에 의한 외팔보 구조물의 변형은 실리콘 구조물에 형성한 압저항을 통해 저항변화로 나타난다. 일반적으로 압저항은 배치 방향에 따라 달라지지만 (111) 웨이퍼를 센서 구조로 사용하는 경우 기계적 물성 뿐 아니라 저항의 변화도 구조의 정렬 방향에 무관하게 결정된다. 따라서 웨이퍼의 정렬 오차에 따른 특성 변화는 무시할 수 있다.

2.2 센서 웨이퍼 공정

Fig. 4는 앞에서 설계한 센서 구조의 제조 공정 흐름에 따른 혈압 센서의 단면 변화를 보인 것이다. 먼저 압저항 형성을 위해 n형(111) 실리콘 웨이퍼에 저항이 형성될 영역에만 보론(Boron) 불순물을 주입한다. 이어 금속으로 배선을 형성하는데 최종 단계에서 연성 인쇄 기판(Flexible Printed Circuit Board, FPCB)에 접합하여 사용할 것이기 때문에 두꺼운 금속 전극이 필요하다. 금속 전극은 도금 공정을 거쳐야 하므로 도금할 영역과 고단면비 구조물 형성에 필요한 DRIE(Deep Reactive Ion Etching)용 마스크 패턴을 동시에 정의한 다음 도금으로 20 μm 두께의 전극층을 형성한다.

단결정 외팔보 구조물의 형상은 DRIE 공정에 의한 두께 결정과(111) 실리콘의 결정방향에 따른 이방성 습식 식각 특성을 이용하면 쉽게 구현할 수 있다. 우선 DRIE 공정으로 구조물의 두께가 될 깊이까지 실리콘을 이방성으로 건식 식각한 다음 전면에 PECVD 산화막을 증착한다. 이어 산화막을 수직 방향으로 이방성 식각하면 실리콘 구조물의 측면은 산화막으로 보호된 상태로 하부의 산화막만 제거된다. 이 상태에서 실리콘을 희생층 깊이만큼 추가적으로 이방성 건식 식각한 다음 식각 용액으로 처리하면 산화막으로 보호되지 않은 노출된 실리콘 영역이 습식 식각된다. 이 과정에서(111) 실리콘 결정구조에 의해 외팔보의 하부면은 평편하게 형성되므로 제조 공정이 단순해지고 공정 정밀도도 높게 유지할 수 있다.

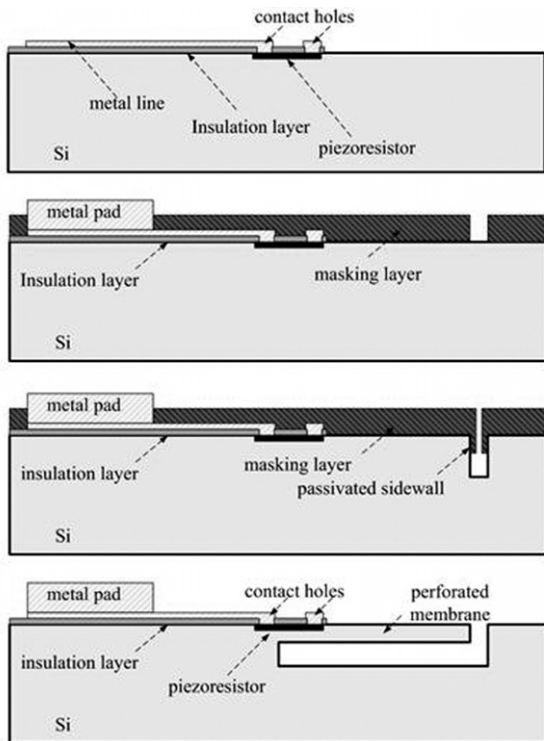


Fig. 4. Fabrication process flow of sensor wafer.

2.3 기판단위 패키징 구조

요골 동맥에 작용하는 압력을 외팔보 구조에 효율적으로 전달하기 위해선 연성이 있는 인터페이스 요소가 필요하다. 또한 제조 과정 혹은 사용 중에 과도한 변형이나 외부 환경에 의한 파손을 방지하기 위해 웨이퍼 전면을 기판 단위로 패키징할 필요가 있다. 이를 위해 본 논문에서는 PDMS(polydimethylsiloxane) 재질의 구조물을 사용하여 접합하는 방식을 사용하였다. Fig. 5와 6은 PDMS를 이용한 기판 단위 패키징의 개념도를 도시한 것이다.

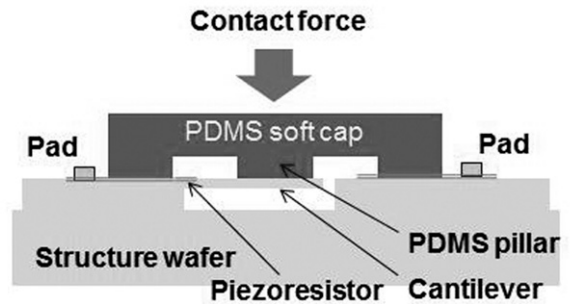


Fig. 5. Cross section view of packaged sensor.

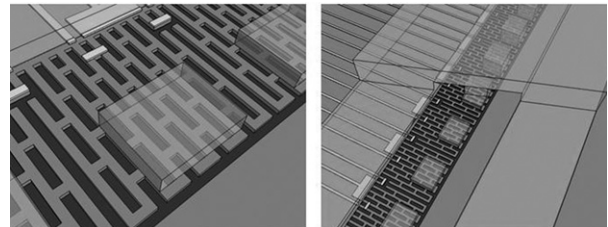


Fig. 6. Concept view of sensor interface using PDMS.

PDMS는 기계적 물성과 화학적 안정성이 우수할 뿐 아니라 몰딩(molding) 공정을 통해 다양한 형상으로 제조가 쉽다는 장점이 있다[7]. 본 논문에서 제안하는 PDMS 패키징 구조가 가져야 할 특성으로는 동맥 혈압을 외팔보 구조에 손실 없이 전달하면서 전체를 보호할 수 있어야 한다. 따라서 PDMS 보호층의 두께와 기둥(pillar)의 치수가 중요한 설계 변수가 된다.

PDMS의 보호층의 형상은 건식 식각으로 형성한 실리콘 기판을 몰딩 틀로 이용해서 제작할 수 있는데 PDMS 층이 얇을수록 제조 공정이 어려워지는 문제가 존재한다. 또한 외팔보에 힘을 전달하는 기둥의 형상에서 단면비를 크게 가져갈수록 기계적인 취약성이 커져서 제작이 어렵게 된다. 따라서 필러의 폭은 외팔보의 구조와 공정이 허용하는 한 키우는 것이 좋는데 본 실험에서는 폭 100 μm인 사각 기둥 구조를 사용하였다.

2.4 기판단위 패키징 공정

패키징은 소자의 신뢰성 측면에서 매우 중요한 부분이다. 특히 외팔보 구조의 소형화에 따른 구조적 취약성을 감안할 때 제조 과정 특히 후공정에서의 파손 가능성을 감안한다면 일괄 공정을 통한 기판단위의 패키징은 절대적으로 필요한 부분이다. 그런데 본 논문에 제시한 PDMS 재료의 기판단위 실장 구조는 웨이퍼 공정이 완료된 후 개별 소자로 분리하는 것이 매우 어렵다는 단점이 있다. 이에 몰딩 기술을 이용하여 각 소자별로 분리된 형태의 보호층을 센서 웨이퍼에 정렬된 상태로 일괄 접합하는 방식으로 전이하는 과정이 필요하다.

Fig. 7은 전체 패키징 공정 흐름을 보인 것이다. 기판단위 실장을 겸하는 PDMS 구조물의 형성을 위한 상하부 몰드 틀은 별도로 제작하는 데, 먼저 상부 틀은 실리콘 웨이퍼에 DRIE 공정을 통해 준비한다. 하부 틀은 센서 웨이퍼와 접합할 면이므로 일정한 두께의 경면을 만드는 것이 중요하므로 SOG(Silicon on Glass) 웨이퍼를 이용한다. SOG 웨이퍼의 경우 실리콘과 유기기판의 식각비 차이가 크기 때문에 미리 정의된 실리콘 두께 만큼 PDMS 기둥의 높이가 결정되고 따라서 균일한 접합면을 보장할 수 있다.

이후 몰드 틀의 표면에 폴리머 보호막을 형성하면 몰딩 과정을 마친 후 PDMS 층만 쉽게 분리해 낼 수 있다. 보호막 형성 후 하부 틀에만 TCS(trichlorosilane)로 표면 처리를 추가하면 PDMS 몰딩 후 상부 틀은 붙어 있는 상태에서 하부 몰드 틀만 먼저 분리할 수 있다. 이 상태에서 상부 틀에 붙어있는 PDMS 접합면을 O₂ 플라즈마로 표면 처리한 직후 센서 웨이퍼와 정렬된 상태에서 기판 단위로 접합한다. 결국 상부 실리콘 기판은 PDMS를 형성하기 위한 몰드 틀의 역할뿐 아니라 센서 웨이퍼와 기판단위 접합을 위한 캐리어 역할을 동시에 수행하게 된다.

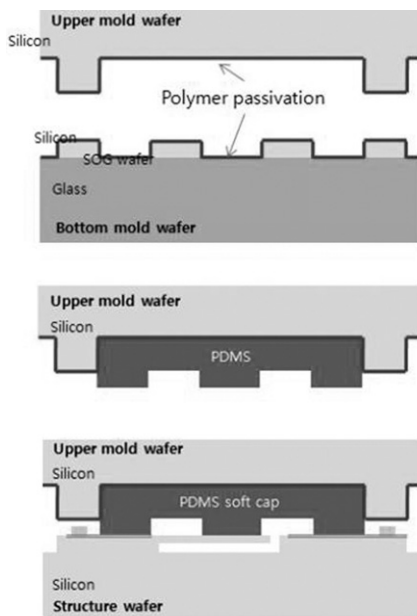


Fig. 7. Wafer level packaging process flow.

한편 PDMS는 열팽창계수(Coefficient of Temperature Expansion, CTE)가 크기 때문에 저온에서 장시간의 경화작업이 필요하다. 만일 온도를 높이면 경화시간은 줄지만 PDMS 층의 열변형으로 센서 웨이퍼와 접합시 정렬 오차가 증가한다. 실험에 사용한 재료는 다우코닝(Dow Corning)사의 Sylgard 184로 CTE 값은 310[ppm/K]인 물질로 경화는 50 °C에서 10시간 동안 진행하였다.

센서 웨이퍼와 PDMS 층의 기판 단위 접합은 플라즈마로 표면 활성화 후 신속히 접합해야 하므로 일반적인 광학식 정렬 과정을 거치기 어렵다. 이를 극복하기 위해 정렬과 가압이 짧은 시간 내에 시작될 수 있도록 기구적인 장치를 구성하였으며, 이 장치로 정렬 오차를 10 μm 이내로 유지할 수 있었다.

센서 웨이퍼와 접합이 이루어진 다음 마지막 단계로 상부 몰드 틀을 분리해야 하는데, 이 때 상부 몰드 틀과의 접합력에 비해 센서 웨이퍼와의 접합력이 충분히 크지 않으면 PDMS 층의 전이가 어렵다. 따라서 접합면을 가능한 크게 가져가는 것이 기판단위 실장의 수율 측면에서 유리하다. 또한 PDMS 몰드 층과 상부 몰드 틀의 접합력은 화학적인 요소뿐 아니라 몰드 틀의 모양에 의해서도 달라지므로 상부 몰드의 요철 부위 형상 설계가 중요하다.

3. 결과 및 고찰

3.1 센서 제작 결과

앞에서 설명한 센서 구조 설계와 공정 설계 그리고 패키징 공정 설계에 따라 접촉힘 검출 방식의 혈압센서를 제작하였다. 실험에 사용한 센서는 4인치 n형 (111) 실리콘 웨이퍼를 사용했으며 개별 소자의 크기는 폭 4 mm, 길이 5 mm 로 내부에 외팔보형 센서가 14개 배치되어 있다. 각각의 외팔보 구조는 폭 190 μm 에 길이 200 μm, 두께 5 μm 그리고 희생층 깊이는 30 μm 이다. 외팔보 사이의 간격은 10 μm 로 좁기 때문에 요골 동맥의 혈압을 거의 손실 없이 측정할 수 있다. 외팔보 구조에 형성된 주기적인 패턴은 하부 실리콘의 이방성 습식 식각을 돕기 위한 식각 홀이다.

Fig. 8은 (111) 결정면을 갖는 실리콘 웨이퍼에 제작한 접촉힘 센서 웨이퍼를 PDMS 층으로 기판 단위 실장한 결과를 보인 것이다. 여기서 개별 소자를 보호하기 위해 접합된 PDMS 영역은 폭 1,340 μm, 길이 3,740 μm 두께는 300 μm 이다. 혈압은 PDMS의 기둥을 통해 외팔보에 전달되므로 이들의 정렬도 중요한데 사진에서 보인 바와 같이 정렬 오차는 10 μm 미만으로 충분한 정밀도를 얻을 수 있었다.

기판단위로 패키징된 센서는 최종 조립 단계에서 개별 소자로 분리한 다음 연성기판(Flexible Printed Circuit Board, FPCB)에 접합하여 사용하게 된다. FPCB에 센서 소자가 위치할 영역을 일정 부분 겹치도록 조립 연결함으로써 측정 위치에 둔감하게 요골 동맥 부위의 압력을 측정할 수 있다. Fig. 9는 제작된 혈압 센서의 최종 조립 사진이다.

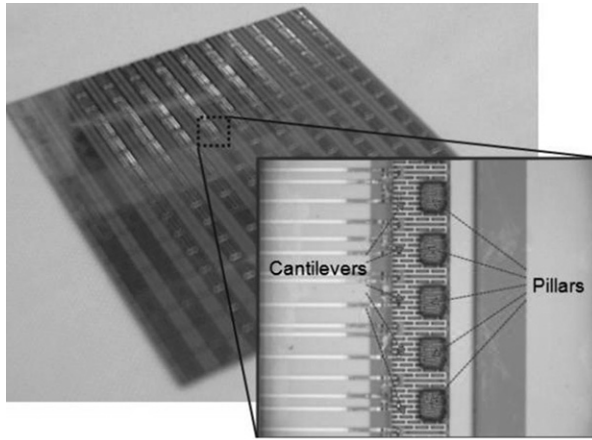


Fig. 8. Picture of wafer level packaged contact force sensor.

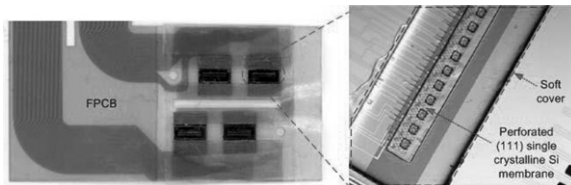


Fig. 9. Picture of assembled blood pressure sensor.

3.2 센서 평가 결과

기관 단위 패키징까지 마친 센서의 특성 평가를 위해 먼저 상용 게이이지로 힘을 가하면서 저항 변화를 측정하였다. 실험은 전동식 스테이지를 이용하여 변형을 가한 상태에서 진행하였으며 Fig. 10에 보인 바와 같은 선형적인 저항 변화 특성을 확인할 수 있었다. 측정을 통해 확인된 저항 변화 감도는 약 4.5 %/N 인데 특히 0.2 N 이하의 작은 입력에 대해선 감도가 낮을 뿐 아니라 감도 자체의 변동도 크게 관측되었다. 이는 PDMS 물질의 특성에 의해 일정 임계치 이하의 힘에 대해선 외팔보에 안정적으로 변형을 전달하지 못하기 때문으로 판단된다. 한편 최대 측정 범위는 약 1.3 N 으로 측정되었는데 이는 외팔보의 하부 희생층 두께에 따라 결정되는 가동 변위와 관련이 있다.

이렇게 형성된 저항 변화는 브릿지(bridge) 회로를 통해 전압 출력으로 변환할 수 있다. FPCB에 조립한 혈압 센서를 디지털 푸시풀 게이이지 장비 Aikoh RX-1으로 압력을 가하면서 측정하면 압력에 대한 출력 전압 변화를 관측할 수 있다. 측정된 출력 감도는 약 6 mV/mmHg 이고, 입력이 없을 때의 바이어스(bias) 변화량은 1.7 mV 로 관측되었는데, 바이어스 변동으로부터 계산한 분해능은 약 0.57 mmHg 에 해당하였다. 한편 최대 입력 범위는 900 mmHg 까지 측정이 가능하였다. 혈압 센서로 사용하기 위한 분해능은 1 mmHg 미만, 최대 측정 범위는 300 mmHg 이상이므로 제작된 접촉힘 센서로 혈

압 측정이 가능함을 알 수 있다. Fig. 11은 요골 동맥 위치에서 혈압을 측정할 파형을 보인 것이다.

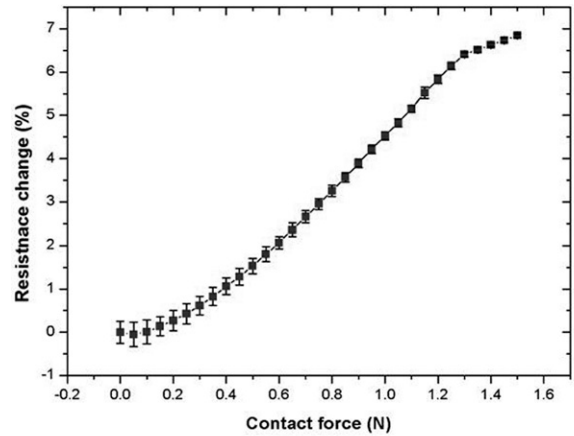


Fig. 10. Resistance change over contact force.

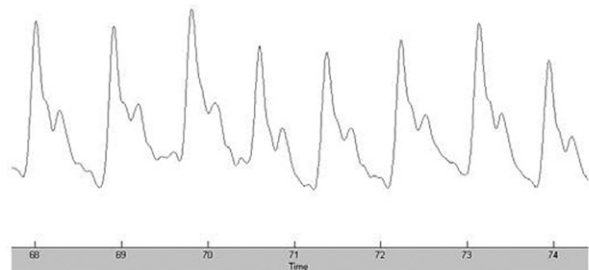


Fig. 11. Blood pressure waveform sensed from artery.

4. 결론

본 논문에서는 연속 혈압 모니터링을 위한 외팔보형 접촉힘 센서 어레이 구조를 제안하였다. 제안된 방식에서 외팔보형 구조로 센서의 간격을 최소화 할 수 있고 PDMS를 이용한 기관 단위 진공 실장 공정이 가능하기 때문에 소형 전자식 혈압계 구현이 가능하다고 판단된다.

제안된 방식의 센서는 압저항 변화를 이용하도록 구성되어 있으며 저항 변화 측정 결과 일정 범위의 압력에 대해 충분한 선형성을 확인할 수 있었다. 브릿지 회로를 이용한 혈압 측정 시험에서 감도는 6 mV/mmHg, 분해능은 0.57 mmHg 수준의 결과를 얻었다.

감사의 글

이 논문은 한국기술교육대학교 교육연구진흥비 지원을 통해 수

행된 연구결과이며 이에 관계자 분들께 감사 드립니다.

REFERENCES

- [1] Jong-Ho Kim, Jeong-Il Lee, Hyo-Jik Lee, Yon-Kyu Park, Min-Seok Kim, and Dae-Im Kang, "Design of flexible tactile sensor based on three-component force and its fabrication", *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona*, Spain, pp. 2578-2581, Apr. 2005.
- [2] K. Matthyss and P. Verdonck, "Development and modeling of arterial applanation tonometry: A review", *Technology and Health Care 10*, pp. 65-76, 2002.
- [3] US Patent 4,987,900, *Apparatus for positioning transducer for blood pressure monitor*.
- [4] S. Lee, S. Park, and D. Cho, "The surface/bulk micromachining(SBM) process: A new method for fabricating released MEMS in single crystal silicon", *J. Microelectromech. Syst.*, vol. 8, no.4, pp. 409-416.
- [5] D. Kwak, J. Kim, S. Park, H. Ko, and D. Cho, "Why is (111) silicon a better mechanical material for MEMS: torsion case", *2003 ASME Int. Mech. Eng. Congress (IMECE 2003)*, Washington D.C., USA, Nov. pp. 15-21, 2003.
- [6] S. D. Senturia, *Microsystem Design*, Springer.
- [7] Byung-Ho Jo, Linda M. Van Lerberghe, Kathleen M. Motsegood, and David J. Beebe, "Three-dimensional micro-channel fabrication in polydimethylsiloxane (PDMS) elastomer", *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 9, no. 1, pp. 76-81, Mar 2000.



이 병 렬 (Byeung Leul Lee)

- 2004년 서울대학교 전기컴퓨터공학부 (공학박사)
- 2008년 ~ 현재 한국기술교육대학교 메카트로닉스공학부 조교수
- 주관심분야 : 반도체, MEMS 센서, 메카트로닉스 제어 계측



정 진 우 (Jinwoo Jeong)

- 2007년 서울대학교 전기컴퓨터공학부 (공학석사)
- 2007년 ~ 현재 서울대학교 전기컴퓨터공학부 박사 과정
- 주관심분야 : MEMS 센서, Bio 센서, Packaging



전 국 진 (Kukjin Chun)

- 1986년 University of Michigan 전기공학과 (공학박사)
- 1989년 ~ 현재 서울대학교 전기컴퓨터공학부 교수
- 주관심분야 : 반도체, MEMS, RF, Energy Harvesting