

비침습적 맥파 측정을 위한 압력센서 패키징에 관한 연구

김은근, 남기창, 허현, 허영  
한국전기연구원

Pressure Sensor Packaging for Non-invasive Pulse Wave Measurement

Eun-Geun Kim, Ki Chang Nam, Hyun Heo, Young Huh  
Korea Electrotechnology Research Institute

**Abstract** - In this paper, we have proposed and demonstrated a tonometry sensor array for measuring arterial pulse pressure. A sensor module consists of 7 piezoresistive pressure sensor array. Wire-bonded connection was provided between silicon chip and lead frame. PDMS(poly-dimethylsiloxane) was coated on the sensor array to protect fragile sensor while faithfully transmitting the pressure of radial artery to the sensor. Tonometric pulse pressure can be measured by this packaged sensor array that provides the pressure value versus the output voltage.

1. 서 론

맥파란 심장의 수축 및 이완 운동으로 대동맥을 통하여 전신에 혈액이 공급되는 동안 나타나는 압력 변동에 의한 파동이다. 맥파의 의학적 이용은 이미 그리스, 이집트, 중국, 인도 등에서 오래전부터 전해 오고 있다. 일반적으로 맥파는 의학/한의학에서 진단의 기초자료로 활용되고 있다. 또한 측정된 맥파를 활용하여 피검자의 정확한 건강정보를 분석하기 위해 맥파를 정량적으로 정확히 측정할 수 있는 방법에 대한 많이 개발이 진행되어 왔다 [1].

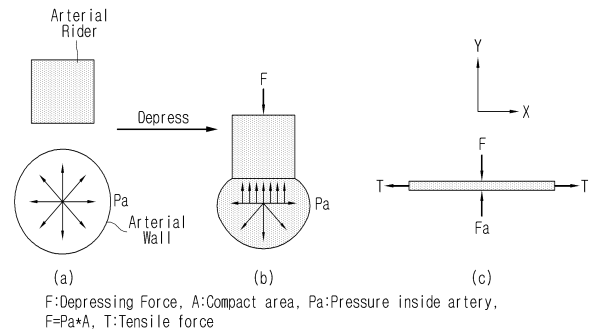
맥파는 압력 센서를 이용하여 말초 동맥의 압력 변화를 측정하는 것이 일반적이다. 맥파를 측정하기 위한 압력 센서의 형태는 다양한 방식으로 개발되고 있다. 일반적으로는 반도체 공정을 통하여 상용화된 단일 압력센서 칩을 탑재하고(chip bonding) 와이어 본딩 등의 과정을 통하여 PCB 배선에 연결한 후 실리콘을 증착함으로써 패키징한다. 이러한 과정 중 혈압 측정에 이용되는 압저항 센서를 연결하는 방식에는 주로 와이어 본딩 방식과 플립칩 본딩 방식이 있다[2]. 와이어 본딩 방식은 가격이 낮으며 소량의 수동 공정이 가능하고 작업시간이 짧은 장점이 있으나, 패키징 된 센서 모듈에 가해지는 압력에 따라서 와이어링이 끊어질 가능성이 많고, 작업자의 숙련도에 따라서 내구성에 큰 차이를 갖는다는 문제점이 있다. 플립 칩 본딩 방식은 와이어링을 통하지 않고 반도체 칩의 패드를 접착제를 이용하여 PCB의 패드에 직접 접속하는 방식으로서, 와이어링에 의한 불량률 최소화할 수 있으나, 와이어링 방식보다 제조 단가가 비싼 단점이 있고 칩의 가장자리에 위치한 패드 부분만이 칩을 지탱하고 있기 때문에 내구성의 문제가 발생할 수 있다. 또한 칩을 패키징하는 물질의 두께에 따라 센서 간의 미세한 높이 차이로 인하여 수직으로 압력이 전달되는데 문제가 발생할 수 있다.

본 연구에서는 와이어 본딩 방식에서 나타날 수 있는 문제점 중 내구성을 향상하고 제조 단가를 절감시킬 수 있는 압력센서 어레이 패키징 방법을 제안하고자 한다.

2. 본 론

2.1 센서 어레이 구성

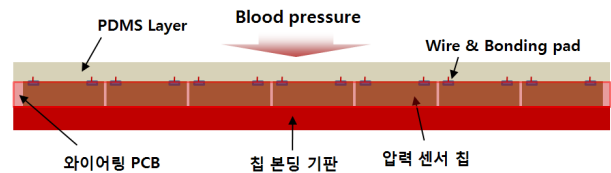
본 연구에서는 토노메트리 방식의 맥파 측정을 위해 압력센서 어레이를 구성하였다. 토노메트리 원리는 다음과 같다. 그림 1과 같이 혈관이 접촉점에서 평평한 면을 가진 Arterial Rider와 만나게 되면 평평하게 눌린 면에서는 혈관의 장력(T)은 수직방향의 힘 평행 방향식에는 영향을 미치지 않게 된다. 따라서 Arterial Rider의 접촉면적을 일정하게 유지하면 혈관내의 압력은 전달되는 힘 Fa를 면적 A로 나눈 값이 된다[3]. 이러한 원리를 이용해서 외부에서 직접 압력을 가함으로써 혈관 내의 압력을 측정할 수 있게 된다.



〈그림 1〉 토노메트리 측정 원리

주로 맥파를 측정하게 되는 부위 중 하나인 요골 동맥의 직경은 사람마다 다르지만 대략 평균적으로 2mm 정도이며, 맥파 측정을 용이하게 하기 위해서는 압력센서 셀의 위치가 동맥 부위에 정확히 위치되어야 하므로 어레이 형태의 압력센서가 배치된다[4].

그림 2는 제안된 압력센서 어레이의 횡단면도이다. 압력센서 패키징은 칩 본딩 기판, 압저항형(piezoelectric) 센서 칩, 와이어링 기판 및 PDMS(poly-dimethylsiloxane) 코팅으로 구성된다. 압저항형 센서 칩은 동일 간격으로 7개가 사용된다. 칩 본딩 층과 와이어링 층을 분리하였으며, 와이어링 층은 칩 본딩 기판에 접착되어 압력센서 칩과 같은 높이로 형성된 PCB이다.

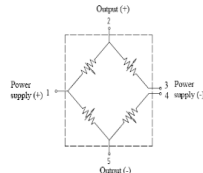
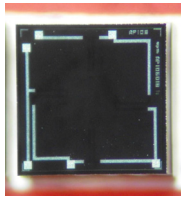


〈그림 2〉 7채널 1D 어레이 센서의 개념도

압력 센서 어레이의 제작 과정은 다음과 같다. 우선 압력센서 칩(ATP 15psi, APM Co., Taiwan)을 일정한 간격으로 장착하기 위하여 칩 본딩 기판의 상면에 PCB를 접착시킨다. 이때, PCB는 상측과 하측이 관통되어 있으며, 7개의 압력센서 칩의 형상과 동일한 모양으로 형성된다. 칩 본딩 기판에 PCB가 접착되면 PCB 홀에 압력센서 칩을 삽입하여 본딩한다. 이때, 압력센서 칩의 상면의 높이는 PCB의 상면의 높이와 일치한다. 칩의 상면에 형성된 패드와 PCB의 상면에 형성된 패드에 와이어를 직선으로 본딩하여 연결시킨다. 또한 압력 센서의 표면과 본딩된 와이어가 피부와 직접 접촉되는 것을 방지하기 위한 층진체로 PDMS를 사용하였다.

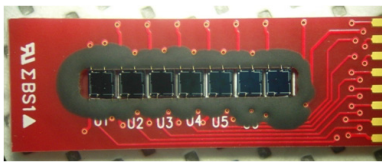
2.2 반도체 압력 센서 본딩

ATP015 압력센서(그림3)는 압저항형 반도체 압력센서로 다이아프램의 가장자리에 4개의 압저항체가 브릿지 구조로 형성되어 있다. 실리콘 표면에 인가되는 응력으로 인하여 휘스톤 브릿지로 구성된 센서에 저항 변화를 일으키며 이는 전압 값의 변화로 출력된다.



〈그림 3〉 ATP015 압력센서(APM, 대만)

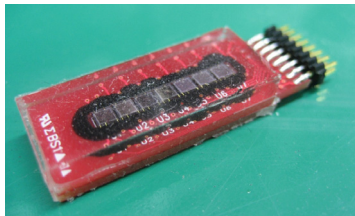
ATP015 압력 센서 칩을 칩 본딩 기판에 에폭시를 도포하여 부착한 후에, 전원 공급 및 신호 출력을 위한 공정으로 Au 제질의 와이어(25um)를 이용하여 압력센서 칩과 인쇄회로 기판의 패드 사이에 와이어 본딩을 한다. 압력센서 칩과 PCB 사이의 와이어는 떼이지 않고 압력센서 칩의 높이와 같은 PCB를 따라서 직선으로 본딩되기 때문에, 와이어의 길이를 짧게 할 수 있으며, 누르는 압력에 따른 와이어의 굽김 현상을 방지할 수 있게 된다. 일반적으로 PCB에 본딩되는 와이어의 끝부분에서 굽김 현상이 잘 나타나기 때문에 PCB 부분에 그림 4와 같이 에폭시 코팅 처리하여 내구성을 강화하였다.



〈그림 4〉 PCB 본딩 패드에 에폭시 코팅

### 2.3 PDMS 코팅

센서 표면과 와이어를 보호하기 위하여 2.5mm 높이의 PDMS layer를 형성하였다. 센서 PCB의 사이즈와 같은 틀에 PDMS(Sylgard 184, Dow Corning)을 주입한다. 센서와 PDMS 액체 사이의 기포를 배출해내기 위해 1시간동안 진공 처리하였다. 그리고 동일한 높이를 유지하도록 500rpm으로 1분간 스팀코팅 처리하고 60℃로 2시간 동안 경화하였다. 그림 5는 패키징된 압력센서 어레이의 모습이다. 제작된 센서 어레이는 요골동맥에서의 맥파 측정시 혈관의 방향과 수직방향으로 위치하게 된다.



〈그림 5〉 패키징된 7 채널 1-D 센서 어레이

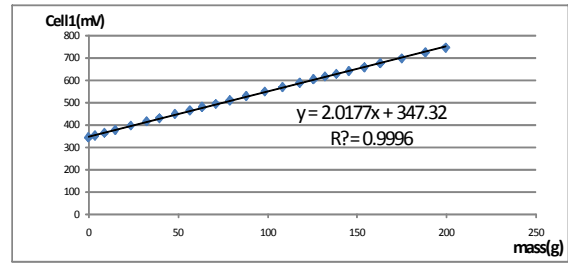
## 3. 결 과

센서 패키징에 있어서 불량률의 원인은 대부분 와이어와 본딩 패드 사이의 접착 불량이기 때문에 와이어의 접착 내구성을 확인 할 필요가 있다. 일반적으로 그램 계지를 이용하여 본딩된 와이어를 당겼을 때 4-5g 이상이면 접착력에 문제가 없다고 판단한다. 와이어 본딩 된 압력 센서 칩 12개에 대하여 테스트를 실시하였다. 표 1과 같이 테스트한 샘플들 모두 와이어 본딩의 내구성이 검증되었다.

〈표 1〉 12개의 샘플에 대한 와이어 본딩 내구성 테스트 결과

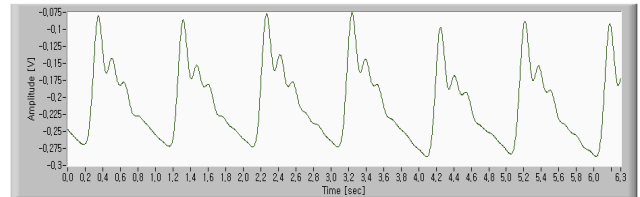
Sample	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
gram(g)	6	6	7	8	7	6	8	7	6	7	8	7

그리고 제작된 압력 센서의 출력 특성을 확인하기 위하여 가압 기구물을 구성하였으며 일정한 면적에 정적인 압력을 가할 수 있도록 하였다. 그리고 0g에서 200g까지 압력을 가했을 때 347.32mV에서 750.86mV범위까지 센서로부터 출력되었다. 최대 전압과 최소전압의 차이는 403.54mV이고 압력 대 출력 신호의 기울기는 0.2952mV/mg이다. 이 값은 7개 센서 어레이 중에서 하나의 압력센서 칩에서 나타난 결과이다. 그림 6과 같이 압력에 대해 출력되는 신호의 선형성을 확인하였다.



〈그림 6〉 가압 실험 Set(a)와 가압에 대한 전압 그래프

그림 7은 제작된 압력센서를 이용하여 실제 사람의 맥파를 측정하였을 때 7개의 센서 중에서 가장 높은 진폭을 출력한 센서로부터 나온 결과이다.



〈그림 7〉 요골동맥에서 측정된 맥파

## 4. 결 론

본 연구에서는 압저항형 압력 센서를 이용하여 요골동맥에서의 맥파를 비침습적으로 측정하기 위한 압력 센서 어레이를 제작하였다. 압력센서는 반도체 공정으로 만들어진 IC 형태의 실리콘 소자로써 총 7개가 1-D 어레이 형태로 구성되어 있다. 그리고 wire bonding과 PDMS 표면 처리 과정을 거쳐 패키징 되었다. 구조적으로 말초동맥의 직경은 대략 2mm 정도이며 압력 센서 셀의 위치가 동맥부에 정확히 위치될 수 있도록 센서 간격을 최소화 한(<2mm) 어레이를 적용하였다.

센서 제작에 있어서 와이어 본딩이 가지는 내구성 문제를 해결하기 위하여 압력 센서 칩과 같은 높이의 PCB를 구성하여 와이어 루프가 최대한 직선으로 본딩이 되게 하였으며 PCB 패드에 에폭시 코팅처리 하여 내구성을 강화하였다. 와이어 본딩 방식을 가공한 패키징 방식이기 때문에 플립 칩 본딩 방식에 비해 제조 단가를 현저히 절감할 수 있다.

현재 제작된 센서에서 가압에 대한 전압값이 센서마다 미세한 차이를 보이는데 이는 PDMS 코팅의 미세한 높이 차이로 인하여 발생하는 문제이며 좀 더 정교한 작업이 이루어져야 할 것으로 사료된다. 그리고 압저항 센서의 단점인 온도 특성과 센서마다 다른 초기 오프셋 값에 대한 보정이 가능하다면 비침습적인 맥파 측정에 용이한 센서 어레이 모듈이 될 것으로 보인다.

## 【후 기】

본 연구는 지식경제부의 차세대 신기술 개발사업 지원으로 수행되었음 (과제번호 : 10028436).

## 【참 고 문 헌】

- [1] Chiori Hori, Keiko Itakura, Masamichi Nogawa, Masanori Shirakabe, Isao Kubota, Hitonobu Tomoike, and Setsuo Takatani, "Estimation of aortic BP waveform from noninvasive radial tonometry; validation of FFT and ARX methods", IEEE/EMBS Oct. 30 - Nov. 2, 1997 Chicago, IL, USA
- [2] 김은근, 허현, 남기창, 허영, 맥파를 측정하기 위한 압력센서 어레이 및 그 제조 방법, 국내특허, 10-2008-0112127, 2008.
- [3] G. L. Pressman, P. M. Newgard, "A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure", IEEE Transactions on Bio-Medical Electronics, April 1963
- [4] Drzewiecl GM, Melbin J, Noordergraaf A, "Arterial tonometry: Review and analysis," Biomech, vol. 16, 1983, pp. 141 - 152.