



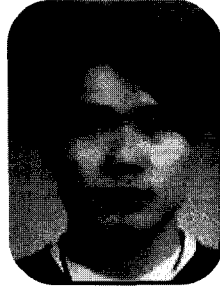
Flexible Micro Sensor



신규호
삼성종합기술원
MEMS Lab 전문연구원



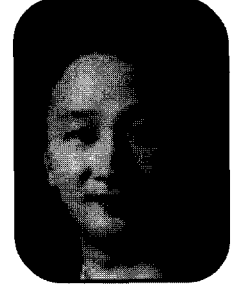
황은수
연세대
기계공학과 박사과정



김용호
연세대
기계공학과 박사과정



임창현
연세대
기계공학과 석사과정



김용준
연세대
기계공학과 교수

1. 서론

센서는 인간의 오감에 해당하는 감지기로서 온도, 소리, 빛 등의 물리, 화학적 신호를 전기적 신호로 변환시켜주는 일련의 장치를 말한다. 물론 센서에 대한 정의 및 분류 방법은 다양하게 표현될 수 있으나 본 논문에서는 MEMS(Micro Electro-Mechanical System) 기술을 적용하여 Smart화 혹은 Wireless화에 필요한 Micro 센서로 그 범위를 한정하고자 한다. 만일 센서를 아주 작게(Micro Sensor) 만들 수 있고 그것들끼리 무선으로 연결될 수(Wireless Network) 있다면 우리의 삶의 형태는 지금과는 매우 다른 모습으로 전개 될 것이다. 그림 1은 2004년에 정보통신부가 발표한 Ubiquitous Sensor Network의 개념도이다. 사물의 정

보뿐만 아니라 환경의 정보까지 감지하고 이를 Network로 연결하여 실시간으로 필요한 정보를 얻는다. 이를 바탕으로 사회복지 분야에 적용하여 국민복지를 꾀하며, 반도체 산업중심의 첨단산업을 육성하고, 물류체계의 혁신을 이루는 Ubiquitous Life를 추구하고자 하는 계획인 것이다. 즉 센서는 인간과 주위 환경을 인지하는 미래의 핵심 부품이며 그 변화의 중심에 Micro Sensor가 있다. 이 Micro Sensor는 기존의 제품과 달리 좀더 작고 좀더 얇은 특성을 요구하고 있다. 또한 센서가 존재하는 공간의 다양성으로 인하여 임의의 곡면에 부착되어야 하며 주변의 환경을 변화시키지 말아야 하고 극한 환경 내에서도 존재할 수 있어야 한다. 예를 들면 인간의 신체내부 혹은 운행하는 자동차 바퀴 안에도 우리가 원하는 정보를 얻기 위한 센서가 실장 되어야 하는 등 센서를 구성하는 물질 및 전기, 기계적 특성에 대한 연구가 선행되어야 한다. 이에 본 논문에서는 기존의 센서가 갖고 있는 특성을 유지하면서 유연하게(Flexible) 구부릴 수 있으며 인체에 삽입 하여도 무해한(Bio Compatible) Flexible Micro Sensor를 중심으로 기술하고자 한다.

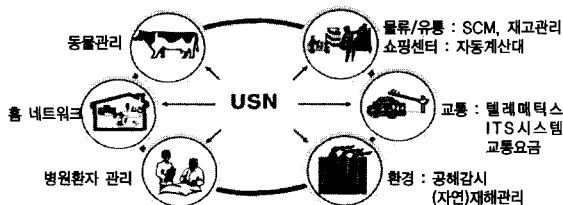


그림 1. Ubiquitous Sensor Network 개념도(U-센서 네트워크 구축 기본계획 2004. 02. 정보통신부).

2. 본론

2.1 생체 신호 측정

중양의 제거, 외상등으로 말초신경계가 손상된 경우 이를 복원하기 위하여 제작된 Microelectrode Array에 관한 연구이다. 중추신경계와 달리 말초신경계의 경우, 축삭(axon)의 일부가 손상 또는 절단된 경우 뉴런에 의한 신경의 재생이 가능하다 [1]. 지금까지 신경재생을 위한 방법으로는 신경문합술과 조직공학을 이용한 신경 배양술이 있다. 하지만 두 가지 방법 모두 축삭이 재생하는 상태를 관찰하는 데 큰 어려움을 가지고 있었다. 이에 본 연구에서는 재생하는 축삭의 복합활동 전위를 측정함으로써 신경의 재생상태를 파악하기 위한 Microelectrode Array를 제작하고 그 특성을 파악하였다.

Microelectrode Array의 생체삽입을 위해서는 생체 및 기하학적 적합성을 만족시켜야만 한다. 즉, 소자를 구성하는 모든 부분들이 생체 내에서 독성물질을 배출 또는 항체반응 등을 유발하지 않아야 하며 삽입되는 주변기관에 손상을 주지 않아야 한다. 생체적합성을 위해 전극 물질로는 금(Au)을, 기판 물질로는 Polyimide를 사용하였다. 기하학적 적합성의 확보를 위하여 흰쥐의 궁둥신경을 해부하고 이를 통해 신경의 기하학적 정보를 획득하였다. 그림 2는 해부된 흰쥐의 궁둥신경을 노출한 모양이다.

Microelectrode Array는 삽입되는 방법에 따라 서로 다른 2가지 형태로 제작되었다(그림 3). 제작된 미세전극의 생체삽입은 신경의 재생시간을 단축하기 위한 직접봉합법과 소자와 신경과의 확고한 고정을 위한 신경도관을 이용하는 방법을 통하여 이루어졌다. 그림 4은 Microelectrode Array를 삽입하는 두 가

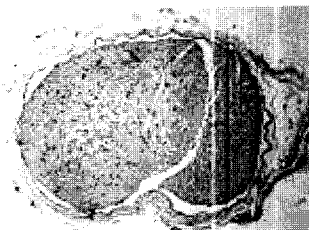
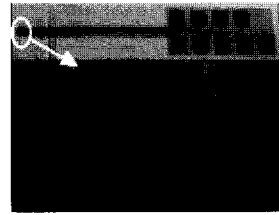
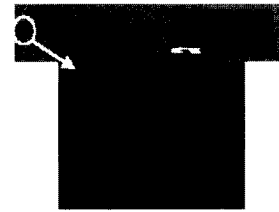


그림 2. 흰쥐 궁둥신경을 노출한 모양.

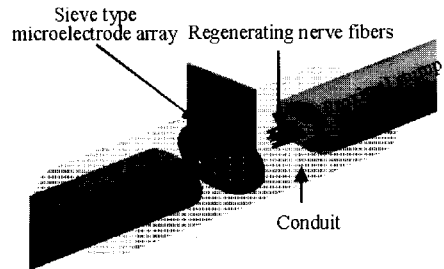


(a) 신경 도관과의 조립체 삽입을 위한 소자

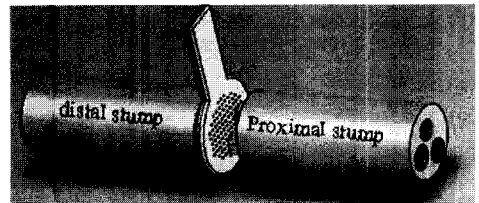


(b) 직접봉합법에 의한 삽입을 위한 소자

그림 3. 제작된 Microelectrode Array의 광학사진.



(a) 신경도관을 이용한 소자의 삽입



(b) 직접봉합법에 의한 소자의 삽입

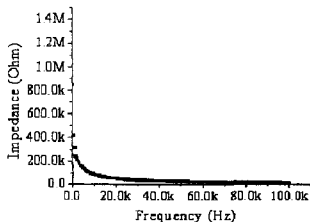
그림 4. 신경삽입 방법의 개념도.

지 방법에 대한 개념도이다.

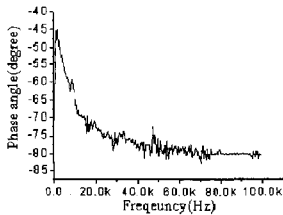
제작한 Microelectrode Array의 전기적 특성을 분석하기 위해 전극의 계면 Impedance와 신호전달 특성을 측정하였다. 계면 Impedance의 측정은 체액환



경 하에서 40 Hz ~ 100 kHz의 주파수 구간에서 Impedance Analyzer 를 통하여 이루어졌다. 측정된 미세전극의 계면 Impedance는 420 k Ω 으로 이전의 Kovacs[2]나 Valderrama[3] 등에 의해 제안된 그것보다 작은 값을 나타내었다. 그림 5는 측정된 계면 Impedance와 위상각에 대한 그래프이다. 그림 6은 500 mV, 500 Hz의 사각파 입력에 대한 미세전극의 신호전달 특성을 나타낸다. 생체적합성과 장기간의 안정성을 확인하기 위해 제작된 Micro-electrode Array 를 흰쥐의 궁둥신경과 토끼의 좌골신경에 삽입하였다. 그림 7은 흰쥐와 토끼의 신경에 각각 삽입된 Microelectrode Array의 광학사진이다.



(a) 측정된 계면 임피던스



(b) 측정된 위상각

그림 5. 제작된 Microelectrode Array의 계면 임피던스와 위상각 특성.

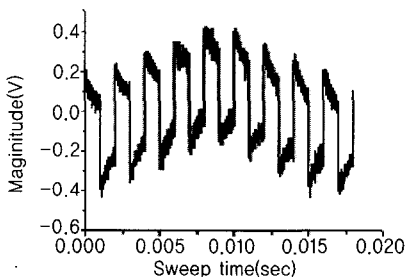
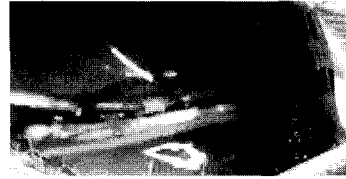
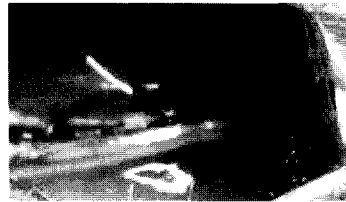


그림 6. 제작된 Microelectrode Array의 신호전달 특성 (입력신호: 사각파, 주파수: 500Hz, 크기: 500mV).



(a) 토끼의 좌골신경에 직접 봉합된 모습



(b) 흰쥐의 궁둥신경에 신경도관을 이용하여 삽입된 모습

그림 7. Microelectrode Array의 신경 삽입.

2.2 실시간 혈압 측정

최근 환경과 식습관의 변화에 따라 순환계 질환이 전체 사망률의 30% 이상을 차지할 정도로 크게 증가하고 있다. 이러한 순환계 질환은 서구 선진국의 경우 유병률, 사망률 등에 있어서 매우 중요한 위치를 차지한다. 혈관 질환의 원인은 혈관 폐색과 더불어 혈관의 수축 조절 작용의 이상에 있다[4]. 따라서, 순환계 질환의 진단과 치료를 용이하게 하고, 관상 동맥 질환으로 인한 사회 경제적 손실을 최소화하기 위해서는 혈압의 변화에 대한 지속적인 측정이 필수적이다.

혈압의 변화를 측정하기 위한 다양한 방법들이 연구되고 있다. 대표적인 방법이 MEMS 기술을 이용하여 소형화된 센서 자체를 직접 인체 내에 삽입하는 방법이다[5]. 이 방법은 크게 센서를 혈관 내부, 외부에 설치하는 방법으로 분류할 수 있다. 내부에 삽입하는 방식의 경우에는 센서 주위에 혈액 응고가 발생하여 혈관 폐색이 발생할 수 있고, 혈류 속도 등으로 인해 혈관에 상처 없이 센서를 부착하는 것이 어렵다. 혈관 외부에 부착하는 경우에는 앞의 방법에 비해 침습적이지 않고, 인체에 미치는 영향이 적다.

그림 1은 센서가 혈관에 부착된 모습을 도식적으로 나타내고 있다. 센서의 원리는 다음과 같다. 우선, 센서를 그림 8과 같이 혈관 외부에 부착한다. 이때, 정전 용량형 센서에서 혈액과 혈관을 유전물질로 사용하

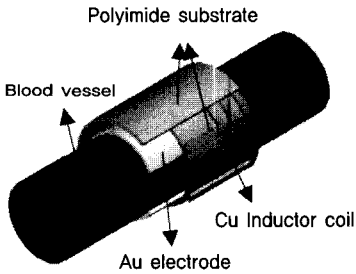


그림 8. 집적된 혈압 센서가 혈관 외벽에 부착된 도식적 모습.

게 된다. 혈압의 변화에 따라 혈관이 수축과 팽창을 반복하게 될 때, 센서의 전극 사이의 거리 변화로 인해 정전 용량이 변하게 된다. 이는 LC 공진기에서 공진 주파수의 변화로 나타나게 된다. 즉, 공진 주파수의 변화를 통해 혈압의 변화를 인식하게 되는 것이다. 그림 9는 수동 소자로 이루어진 회로의 원격 측정 원리를 나타낸다. 센서부와 리더부의 안테나 코일 사이에서 발생하는 상호 Inductance 원리를 통해 전력과 신호가 전달된다. 리더부의 코일에서 전자기장이 발생하면, 상호 Inductance 원리에 의해 센서부에 전류가 흐르게 된다. 센서부에서 발생하는 정전용량의 변화에 의해 센서부에서 Impedance의 변화가 발생하고, 이 변화에 대한 정보가 상호 Inductance 원리에 의해 반사된 Impedance의 형태로 나타나게 된다. 센서부의 Impedance 변화를 측정하지 않고, 반사된 Impedance를 리더부에서 측정함으로써, 센서부의 데이터를 무선으로 측정할 수 있는 것이다. 정전 용량 변화에 따른 센서부의 공진 주파수 변화는 다음 식과 같이 표현할 수 있다.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{L_s C_s}} \quad (1)$$

여기서, f_0 는 LC 공진기의 공진 주파수, L_s 는 센서부의 Inductance, C_s 는 센서부의 정전 용량을 의미한다.

본 연구에서는 혈액과 실리콘 고무관을 정전 용량형 센서의 유전물질로 사용하였다. 일반적으로 혼합물의 경우, 성분과 주파수 변화에 따라 유전율의 변화가 크다. 그렇지만 혈액의 경우, 적혈구의 응고가 발생하지 않고 응고가 발생하지 않으면 10 MHz 이상의 주

파수에서 유전율의 변화가 미비하다[6]. 또한, 백혈구, 혈소판 등의 경우에도 1% 미만의 유전율 변화를 야기한다. 10 MHz 이상의 주파수에서는 주파수 변화와 혈액 성분 변화로 인한 유전율의 변화는 무시할 수 있다. 생체 삽입을 목적으로 하는 소자의 경우에는 생체 적합성은 반드시 만족되어야 한다. 이 경우, Polyimide를 센서의 기판으로 사용하여 생체 적합성과 유연성을 동시에 만족시켰다. 이러한 사실은 ISO10993에 의해 입증되었다. 혈관과 맞닿게 되는 전극의 경우에도 금(Au)으로 이루어져 생체 적합성을 만족시킨다.

무선 방식의 측정을 위해서 Network Analyzer를 사용하였다. 센서에는 전력 공급원이 존재하지 않기 때문에, Network Analyzer가 상호 Inductance 원리를 이용하여 센서부로 전력을 공급함과 동시에, 반사된 Impedance의 변화를 Monitoring하는 역할을 한다.

피스톤을 통해 센서와 실리콘 고무관에 가해지는 압력을 조절하며, 센서의 성능을 측정하는 방식으로 실험이 진행되었다. 그림 10은 피스톤으로 인한 압력 변화에 따라 공진이 발생하는 주파수의 최대값과 최

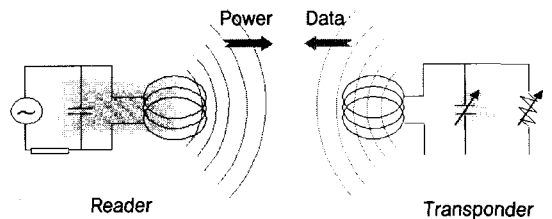


그림 9. 무선 센서의 원격 측정 원리의 도식적 모습.

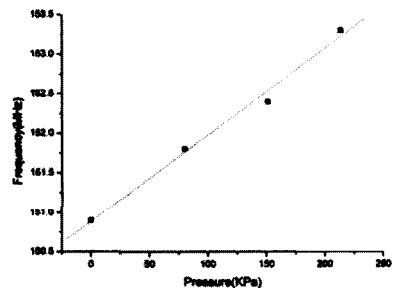


그림 10. 압력 변화에 대한 측정된 공진 주파수의 변화.



소값을 나타낸 것이다. 압력이 가해지지 않은 경우에 공진 주파수의 기준값은 150.9 MHz이다. 센서는 피스톤을 통해, 213.3 kPa의 압력이 변하는 동안 2.4 MHz의 공진 주파수가 변하였으므로, 11.25 kHz/kPa의 감도를 갖는다.

2.3 Flexible Pressure Sensor

실리콘 재료의 압전저항 (Piezoresistive) 성질을 이용하여 기계적, 화학적 변화를 측정하는 센서들이 많이 개발되어지고 있다. 어떤 응용에서는, 입체 물체에 작용하고 있는, 온도, 압력, 힘, 전단력 등의 물리적 값들의 2차원적인 분포를 실시간으로 얻을 필요성이 있다. 이러한 경우에 센서들은 측정하고자 하는 표면에 배열화 되어서 장착되어야 할 것이다. 만약 물리적 값들을 알고자 하는 표면이 평면이라면, 일반적인 MEMS기반의 센서가 사용될 수 있으나, 가정용 로봇이나 장애인을 위한 인공 관절과 같이 임의의 곡면에서는 이러한 분포를 얻기 위해서는 센서들이 굽힘이 자유로운 기판에 실장 되어 있어야 할 것이다. 본 절에서는 표면미세가공 기술을 이용한 Flexible Mechanical Sensor에 관해서 기술하고자한다.

그림 11은 표면미세가공을 통한 Flexible Strain Gage 제작의 기본 개념을 보여준다. 등방성 압전저항

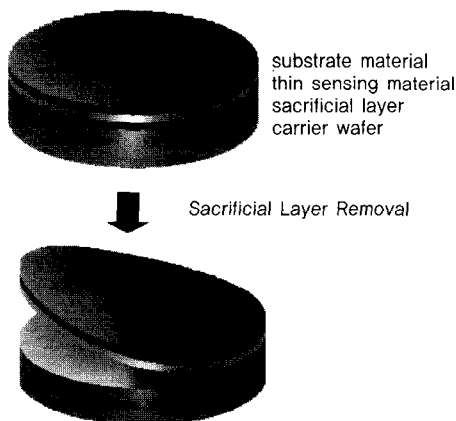


그림 11. 표면미세가공을 통한 유연 모듈 제작 개념도: 희생층위에 제작된 얇은 센서를 기판이 되는 물질로 코팅하고 회로를 형성하여 모듈화 한다. 최종적으로 희생층을 제거함으로써, 유연 모듈을 얻을 수 있다.

물질인 Poly-silicon 필름이 희생층위에 증착 되고, 일반적인 Photo-Lithography 공정을 통해 패턴 된다. 그 후, Polyimide 필름을 코팅하고 건식 식각과 도금 공정을 이용하여 연결선을 (Interconnection Line) 제작한다. 후에, 이 Polymer/Metal 층은 Flexible 인쇄회로기판(FPCB: Flexible Printed Circuit Board)으로 작용하게 된다. 모든 공정이 일반적인 반도체 공정으로 구성되어 있기 때문에, Photo-Lithography 공정을 통해 Poly-silicon Strain Gage의 크기와 방향을 자유롭게 패턴 할 수 있다는 장점이 있다. 최종의 Flexible

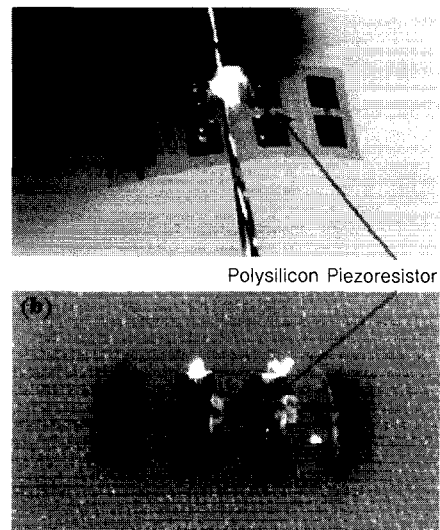


그림 12. 표면미세가공을 통해 구현된 flexible strain gauge array(15.7mm×6mm).

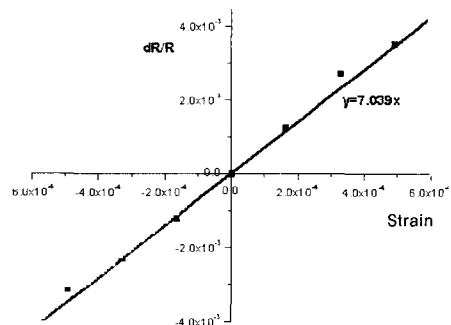


그림 13. 변형률에 대한 저항값의 변화율 그래프 : 직선의 기울기가 GF를 의미한다.

Sensor Array Module을 얻기 위해서는, Polyimide 기판과 Poly-silicon Strain Gauge가 단단한 실리콘 웨이퍼로부터 분리되어야 한다. 제작된 Sensor는 불산 용액을 이용하여 희생층을 제거함으로써 (Etch-Release Process) Flexible Poly-silicon Strain Gauge Array로 구현된다.

그림 12는 구현된 Strain Gauge Array의 사진이며 전체 모듈의 크기는 15mm×6mm이다. (자세한 내용은 참고문헌 [7]에 소개되어 있다.)

Strain Gauge의 Gage Factor (GF)는 가해진 변형률 (strain)에 대한 저항 값의 변화율로 정의 된다. 제작된 Poly-silicon Flexible Strain Gauge의 Gage Factor 를 외팔보를 이용한 실험장치를 통해서 측정하였다. 그림 13은 변형률에 대한 저항 값의 변화율을 나타내며, 직선의 기울기가 Poly-silicon Strain Gauge 의 Gage Factor 를 나타낸다. 측정된 Gage Factor 값은 7로 제작된 Strain Gauge Array가 일반적인 Metal Strain Gauge에 비해서 높은 Gage Factor 값을 갖는다는 것을 보여주지만, 단결정 실리콘 게이지에 비해서 상당히 낮은 값을 갖는다. Poly-silicon 의 경우에 Grain의 크기와 도핑 정도에 따라서 30~40의 Gage Factor 값을 가지지만, Array Type의 Strain Gauge 를 구성하고자 할 때, 단순히 높은 Gage Factor 를 선택하는 것보다

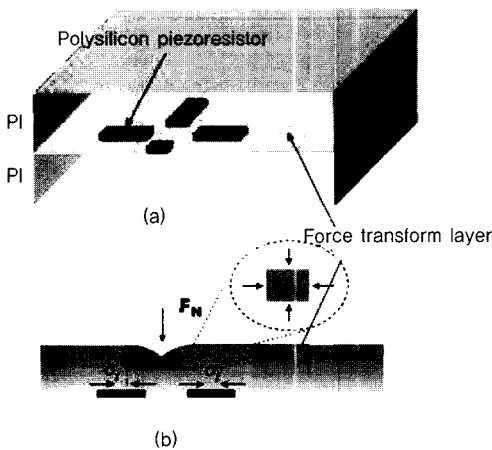


그림 14. 유연 Poly-silicon Strain Sensor를 이용한 촉각센서의 개념도: 수직력이 기판에 작용할 때, 유연기판은 압축응력을 받게 된다.

TCGF (Thermal Coefficient of Gauge Factor), TCR (Temperature Coefficient of Resistance) 을 함께 고려해야 한다. 일반적으로 높은 도핑농도에서는 Gage Factor는 낮아지는 반면, TCGF, TCR의 Matching을 통해 안정성이 높아지며, 낮은 도핑 농도에서는 Gage Factor는 높아지는 반면 TCGF와 TCR 값이 커지게 된다 [8]. 본 연구에서는 Array 타입의 Strain Gauge 를 구현하기 위해서 높은 농도의 도핑 조건을 사용하였다.

제안된 Flexible Strain Gauge 제작 공정인 Etch-release Process는 Poly-silicon Strain Gauge와 Polyimide 회로 기판을 조립공정 없이 Flexible 모듈로 제작할 수 있게 하였다. 이렇게 제작된 Flexible Strain Gauge는 접착력을 측정하는 압력센서로 이용될 수 있다.

실리콘 웨이퍼로부터 분리된 Polymer/ Poly-silicon Strain Gauge 모듈을 또 다른 Polymer 기판에 부착하여 Poly-silicon 압전저항을 Polymer 기판 내에 삽입하였다. Polymer의 유연성으로 인해 Polymer 기판의 표면에 작용하는 접착압력은 Polymer의 변형을 발생시켜 이 변형은 Poly-silicon 압전저항을 통해서 측정될 수 있다.

그림 14는 Poly-silicon 압전저항과 Polymer 기판을 이용한 촉각센서의 개념을 보여준다. 수직력이 기판에 작용하게 되면, 기판은 힘의 평형을 위해 압축응력을 받게 되며, Polyimide의 낮은 탄성률로 인해서, 응력에 대한 변형률은 단단한 실리콘 재료등에 비해 대단히 크게 된다. 전단력이 기판에 작용하게 되면, 전단력의 방향에 따라 기판의 한쪽 면은 압축응력이, 기판의 다른 한쪽에는 인장응력이 작용하게 되므로, 이를 Poly-silicon 압전저항을 통해서 측정할 수 있다

그림 15는 제작된 압력센서 사진과 16개의 Poly-silicon 압전저항으로 구성된 Matrix 형상과 주변회로와의 연결을 나타낸다. Poly-silicon 압전저항체는 각각 두개의 연결선이 필요 하므로 이는 전체 회로의 연결을 복잡하게 만든다. 이러한 문제를 해결하기 위해서, 전체 Piezoresistor Matrix는 4개의 Poly-silicon Strain Gauge 와 하나의 Reference Resistor로 구성된 Voltage Divider가 되도록 설계되었다. 그림 15의 어두운 부분에 힘이 가해질 경우 그 부근의 Strain Gauge 의 저항 값이 변하게 되므로 해당되는 곳의 전압출력

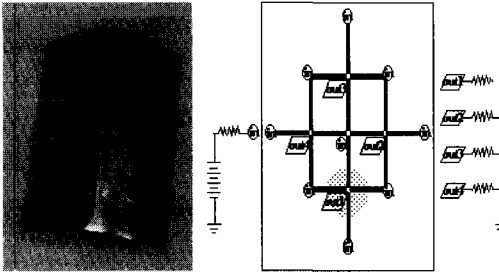


그림 15. 제작된 촉각센서 소자의 사진과 외부 회로와의 연결 모식도.

은 다른 곳의 전압출력보다 크게 변하게 된다.

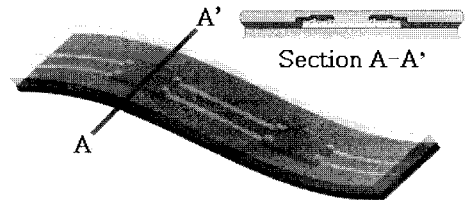
제작된 소자의 측정은 전자저울을 통해서 가해진 힘을 측정하고 센서의 출력은 4 채널 오실로스코프를 통해서 측정되었다.

그림 15의 어두운 부분에 힘이 가해졌을 때 센서의 출력은 -1.32 mV/N 으로, 다른 지역의 출력 (-0.35 mV/N)에 비해 눈에 띄일 만큼 큰 차이를 확인할 수 있었다.

2.4 CEFP (Chip Embedded Flexible Package)

Flexible Micro Sensor를 구현하기 위하여 센서 및 이를 구동하기 위한 IC등의 회로 부분도 유연성이 필요하다. 또한 무선 Network와 같이 보다 빠르고, 작고 그리고 높은 신뢰도가 부여된 시스템에 대한 요구가 급증하고 있다. 이 요구에 부응하기 위하여 본 연구에서는 CEFP (Chip Embedded Flexible Package) 기술을 개발하였다. 그림 16과 같이 CEFP는 센서 및 Silicon Chip을 포함한 센서모듈 전체가 굽힘이 자유롭고 임의 곡면에 실장이 가능하며 집적회로 및 안테나가 함께 기판내부에 집적되어 있다. Silicon Chip에 유연성을 부여하기 위하여 두께를 $30 \mu\text{m}$ 미만으로 가공하였으며 이를 폴리이미드 위에 열압착 방법으로 고정하고 주변 회로부와 연결하기 위하여 전기도금 방법을 사용하였다.

이 CEFP 기술은 Flexible Wireless Platform을 제공할 수 있으므로 여러 종류의 센서를 실장 할 수 있다. 또한 능동소자뿐 아니라 수동소자도 함께 삽입할 수



(a) Thinned Si chips in flexible substrate



(b) Flexible chip and substrate

그림16. CEFP 개념도.

있으므로 전체 시스템의 크기를 보다 작게 할 수 있고 인접 소자간 거리가 단축되어 전기적 기생성분을 제거하여 시스템의 성능을 높일 수 있다.

3. 결론

Micro Sensor의 기술적 적용 범위 및 관련 제품군들이 매우 방대하여 모든 것을 기술하지 못하였으나 향후 Micro Sensor개발에 필요한 Flexibility, Wireless Communication, Bio Compatibility등에 필요한 기본 기술에 대하여 알아 볼 수 있었다. 회로부가 구성되어 있는 Silicon wafer를 얇게 가공하여 유연성을 부여하고 이를 인체에 해가 없는 폴리이미드기판에 내장하여 어떠한 센서도 장착 시킬 수 있는 Sensor Network Platform을 제공하는 CEFP (Chip Embedded Flexible Package) 기술과 이를 이용하여 혈관을 감싸는 구조의 무선압력 센서에 대하여 알아 보았다. 또한 끊어진 신경치료등에 사용될 수 있는 생체신호 측정용 센서 및 굽힘이 자유로운 압력센서 구현 기술도 확인 할 수 있었다. 그러나 Flexible Micro Sensor의 밝은 전망과 함께 본격적인 Sensor Network 시장이 전개되기까지

해결해야 할 많은 문제점도 많이 있음을 알 수 있다. 가까운 장래에는 센서의 저전력소모, 낮은 잡음등의 기술이 구현되어야 하며 향후 센서와 ASIC이 일체화 되는 기술을 저가격에 구현할 수 있어야 한다. 이를 실현하기 위하여 관련 전문가들간의 긴밀한 협조가 필요하며 신규 사업분야에 대한 이해가 선행 되어져야 할 것이다.

참고 문헌

[1] 이원택, 박경아, “의학신경해부학,” 고려의학, Vol. 1.01, Chapt. 2

[2] G. T. A. Kovacs, C. W. Storment and J. M. Rosen, “Regeneration micro-electrode array for peripheral nerve recording and stimulation,” IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 39, No. 9, 00.893-902, 1992.

[3] E. Valderrama, P. Garrido, E. Cabruja, P. Heiduschka, A. Harshc and W. Gopel, “Microfabrication and characterization of microelectrode arrays for in Vivo nerve signal recording,” in Proceedings of the Int. Conf. Transd. Pp.63-66, 1995

[4] Eugene Braunwald, Heart Disease; a Textbook of Cardiovascular Medicine, W. B. Saunders company fifth edition

[5] K. Takahata, A. Dehennis, K. D. Wise, and Y. B. Gianchandani, “A wireless microsensor for monitoring flow and pressure in blood vessel utilizing a dual-inductor antenna stent and two pressure sensor,” 17th IEEE International Conference on Micro Mechanical Systems, January 25-29, Maastricht, The Netherlands, pp. 216-219

[6] A. Irimajiri, M. Ando, R. Matsuoka, T. Ichinowatari, and S. Takeuchi, “Dielectric monitoring of rouleaus formation in human whole blood: a feasibility study,” Biochimica et Biophysica Acta, Vol. 1290, 1996, pp. 207-209

[7] E.-S. Hwang, Y.-J. Kim, “Flexible polysilicon

sensor array module using etch-release packaging scheme” Sensors and Actuators A111 p135-141 (2004)

[8] P. J. French, A. G. R. Evans, “Piezoresistance in Polysilicon and Its Application to Strain Gauge”, Solid-State Electronics. 32 (1989), p1-10

· 저 · 자 · 약 · 력 ·

성명 : 신규호

◆ 학력

- 1988년 아주대 기계공학과 공학사
- 1990년 아주대 기계공학과 공학석사
- 2003년 연세대 기계공학과 공학박사

◆ 경력

- 1990년 - 1995년 광명전기 중앙연구소 책임연구원
- 1996년 - 현재 삼성종합기술원 MEMS Lab 전문연구원

성명 : 황은수

◆ 학력

- 2001년 연세대 기계공학과 공학사
- 2003년 연세대 기계공학과 공학석사
- 2004년 연세대 기계공학과 박사과정

성명 : 김용호

◆ 학력

- 2001년 연세대 기계공학과 공학사
- 2004년 연세대 기계공학과 공학석사
- 2004년 연세대 기계공학과 박사과정

성명 : 임창현

◆ 학력

- 2002년 연세대 기계공학과 공학사
- 2004년 연세대 기계공학과 석사과정

성명 : 김용준

◆ 학력

- 1987년 연세대 기계공학과 공학사
- 1989년 U of Missouri-Columbia 공학석사
- 1997년 Georgia Inst. of Tech 공학박사

◆ 경력

- 1997년 - 2000년 삼성전자(주) 중앙연구소 책임연구원
- 2000년 - 현재 연세대 기계공학과 교수