

마이크로 센서

박 세 광

센서기술연구센터

경북대학교 공과대학 전기공학과

Micro Sensor

Sekwang Park

Sensor Technology Research Center

Kyungpook National University, Department of Electrical Engineering

Abstract

체내의 유익한 정보를 검출하기 위해서는 생리학적으로 부작용이 없고 정확한 정보를 신속히 검출하여야만 한다. 이를 위해서는 무침습적으로 측정하거나 무침습적이지 못할 경우, 침습을 최소화하기 위한 센서의 소형화가 불가피하다. 최근 집적 회로 공정 기술인 미세 가공 기술을 응용하여 소형화될 뿐 아니라 고도의 기능을 가진 센서가 연구되고 있다. 또한 센서에 집적 회로와 액츄에이터를 일체화한 집적화 센서도 연구되고 있다. 여기서는 현재 사용되고 있는 미세 가공 기술들 중 식각 기술과 식각 증지 기술, 접합 기술에 관해 언급하였다. 그리고, 이러한 기술을 이용하여 제작된 마이크로 센서(Micro Sensor)에 관해 간략히 살펴본다.

I. 서론

생체 계속 기술은 체내의 정보를 분석하는 수단으로서 대단히 유용하며 무침습적이어야 한다. 그러나, 생체 내의 정보는 무침습적으로 계속 가능하지만 원리적으로 어렵고 정밀하게 측정하지 않으면 안된다. 심장내에서 국소 압력 파형의 관측, 혈액 성분의 분석, 가슴속의 신경 임파선 등 세포 Level의 미세적인 계속이 필요하다. 이와 같은 과정에서 침습 계속은 피할 수 없지만 침습을 최소한으로 하기 위해서는 센서의 소형화가 불가피하다. 이와 같은 요구에 부응하기 위해서는 반도체의 미세 가공기술을 응용한 마이크로머시닝(Micromachining) 기술이 필요하게 되었다. 그리고, 현재 소형으로 고도의 기능을 가진 마이크로 센서(Micro sensor)를 목표로 연구개발이 진행되고 있다. 센서로부터 실제 필요한 형태의 신호를 검출하고 제어 기능도 가지도록 하기 위해 센서에 집적회로와 액츄에이터(Actuator)를 일체화한 집적화 센서, 액츄에이터 시스템도 주목되고 있다.

사진 식각 기술(Photolithography)을 기본으로 한 미세 가공 기술은 집적 회로 제작에 많이 이용되고 있지만 여기서는 센서등의 제작에도 응용할 수 있다. 이 경우에는 일체적인 가공 기술이 필요하다. 그리고, 결정축 이방성 식각과 같은 특수한 식각 기술

에 의한 가공을 이용한 증착 기술(Deposition) 중의 하나인 화학진공 증착(CVD), 이온 주입(Doping)등의 가공등이 행해지고 있다. 종래의 기계 가공법과 다른 점은 사진 식각 기술(Photolithography)에 의해서 일관된 미세한 패턴을 형성할 수 있다는 점이다. 이는 집적 회로의 경우와 마찬가지로 동일한 형태의 센서를 대량 생산함과 동시에 미세한 형태로 만들 수 있다는 점이 특징이다. 또 낮은 가격의 센서를 제작함에 있어서도 미세 가공 기술이 필요하다. 표.1에서는 마이크로머시닝(Micromachining) 기술의 특징을 나타내었다.

표.1 마이크로머시닝(Micromachining) 기술의 특징

특징	비고
소형·경량, 정교 Batch Process 집적회로 내장	고속응답, 구동용이, 고감도 가공 비용이 저렴. Cable수가 적다. 잡음이 적다. (Driver, Amplifier, Decoder 내장)
강도 큼	Hysteresis가 작다. (결합이 적은 단결정이다.)
박막, 초박막	저열용량, 고속응답, 고감도, 열절연, 구동용이
가능성 일체화	임제항효과, 전계효과 등 다기능의 복합화 System이 소형화되어서 사용장소의 제약이 작아서 도움이 된다. 내부의 무효체적이 작다. (제어기기등) 위치관계가 정확 (광학기기 등)

이러한 센서 개발의 새로운 기술들은 아직 연구 단계에 머물러 있다. 하지만, 이들은 현재 사용되고 있는 것들보다 훨씬 저렴하고 대량 생산이 가능한 Biosensor와 다른 여러 종류의 센서를 개발할 수 있는 가능성을 제시하고 있다. 이 기술들은 물리·화학 센서의 제작에 알맞고 이 센서들은 Signal processing electronics와 아주 쉽게 접속시킬 수 있다.

II. 미세 가공 기초 기술 [1]

최근 집적 회로를 위한 미세 구조의 제작 기술이 많이 개발

되고 있다. 표. 2에서는 사용되어지고 있는 미세 가공 기술의 목록을 보인 것이다. 이미 밀리미터(Millimeter) 크기의 모터(Motor)가 연구실 단위로 개발되고 있다. 이 기술은 벌크 미세 가공 (Bulk micromachining) 과 표면 미세 가공 (Surface micromachining)의 크게 두가지의 범주로 나눌 수 있다. 벌크 미세 가공은 화학적 식각 용액을 이용하여 실리콘 기판을 식각하여 어떠한 구조를 만드는 것으로써 1950년대에 비동방성 (Anisotropic) 식각 용액(Etchants)을 개발하면서 부터 시작되었고 접합 기술도 포함한다. 표면 미세 가공은 기판 위에 도포된 박막층을 이용하여 구조를 제작하는 기술로서 빔(Beam), 베어링(Bearing), 회전자(Rotor)등을 형성한다. 여기서는 표. 2에서 나타난 기술 중 센서를 3차원 구조로 만드는 데 가장 중요한 식각 기술과 실리콘 박막을 원하는 두께로 식각을 하기 위한 식각 중지 기술, 그리고, 제작된 센서의 패키징을 위한 접합 기술에 관해서 살펴 보기로 한다.

1. 식각 기술

미세 구조의 개발에 가장 중요하고 광범위하게 사용되는 것이 식각 기술이다. 식각에는 습식 식각과 건식 식각으로 크게 두가지로 나눌 수 있다. 그 중 실리콘 박막의 형성을 위한 습식 식각(Wet etching)에 대해서 기술하고자 한다. 습식 식각은 다시 화학적인 용액만을 사용하는 화학적 식각(Chemical etching)과 전기를 같이 이용하는 전기 화학적 식각(Electrochemical etching)으로 분류된다.

(1) 습식식각

실리콘에 사용되는 식각 용액은 등방성(Isotropic)과 이방성(Anisotropic)으로 나눌 수 있고, 불순물의 농도와 식각 용액의 온도에 따라서 식각율이 변화한다. 따라서 적절한 차폐막을 선정하여야 한다. 표. 3은 주로 사용되는 여러가지 실리콘 식각 용액의 특성을 보인 것이다. 반도체의 식각 기술을 이용하여 박막을 형성하려면 원하는 시기와 두께로 식각을 중지시킬 수 있어야 한다. 연구 개발된 여러가지 식각 중지 방법들과 그 특성의 비교는 표. 4와 같다.

1) 화학적 식각

a. 등방성(Isotropic)

결정축의 면에 관계없이 어느 면으로도 동일한 속도로 식각되므로 그림. 1 에서와 같이 SiO₂ 마스크 아래쪽으로도 식각이 이루어진다. 이러한 성질을 가진 식각용액으로는 표 3에서 (100)와 (111) 면의 식각비가 1:1인 HNA (HF, HNO₃, CH₃COOH) 가 있다. 이 용액은 식각율의 변화가 심하고 불순물의 농도에 따라서도 식각의 특성이 변화하기 때문에 복잡한 식각 체계를 가지고 있다. 흔들어서 식각하였을 경우(With agitation)와 흔들지 않고 식각하였을 경우의 식각 단면이 그림 2 의 (a), (b) 에 나타나있다. 이 용액에 대한 차폐막으로는, SiO₂ 는 이 용액의 어떤 혼합 비에서도 식각이 되기 때문에 비교적 짧은 시간의 식각에 이용되

고 장시간의 경우에는 Si₃N₄ 나 금(Au)를 사용한다.

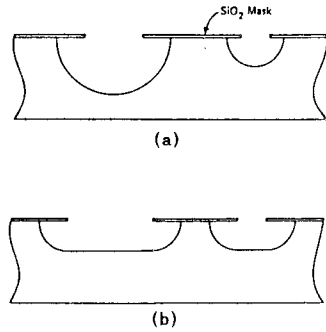


그림. 1 등방성 식각의 단면

b. 이방성 (Anisotropic)

결정면에 따라 식각속도가 달라지므로 미세구조의 형성에 유리한 장점을 가진다. 이러한 성질을 가지는 용액으로는 EPW[NH₂(CH₂)₂NH₂, C₆H₄(OH)₂, H₂O], KOH 와 물의 혼합물들이 있다. 먼저 EPW에는 미세가공에서 필수적인 3가지 특성이 있다. (1) 이방성이어서 독특한 형태의 제작이 가능하다. (2) 선택적 식각이 가능하고 SiO₂, Si₃N₄, Cr, Au 등의 여러가지 물질을 차폐막으로 사용할 수 있다. (3) 불순물 농도에 따라 식각율이 다르다. KOH 와 물의 화합물도 역시 결정면에 따라 식각속도가 달라지고 (110)/(111) 의 식각비는 EPW 의 경우보다 훨씬 크다. 이러한 이유로 이 용액은 (110) Wafer 에 Groove 식각을 할 때 매우 유용하게 쓰인다. 이 용액의 단점은 SiO₂ 가 용액내에서 여러가지 용용에 사용되지 못할 정도의 속도로 식각된다는 점이다. 그래서, 이 용액으로 장시간 식각할 경우에는 Si₃N₄ 를 차폐막으로 많이 사용한다. 그림 2 의 (a) 는 (100)를 이방 식각한 단면이고 (b)는 (110)를 이방 식각한 단면이다.

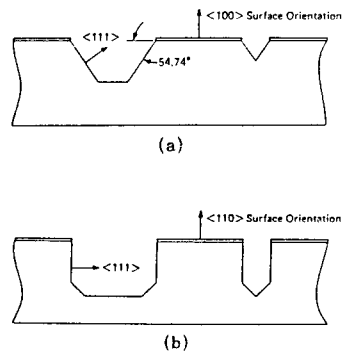


그림. 2 이방성 식각의 단면

2) 전기화학적 식각

이상의 화학적 식각으로는 식각율과 시간의 계수만으로 박막

의 두께를 제어할 수 밖에 없다. 따라서 일정한 두께에서의 식각 중지를 위하여 P형 실리콘을 선택 식각한 후 n형 Epitaxial Layer의 실리콘을 박막으로 남기는 전기화학적 식각방법을 이용한다. 그 단계는 다음과 같다. 1단계 p-n접합에 역방향 전압을 걸어주면 양극으로부터 작은 역방향 전류가 일정하게 흐르면서 p형 실리콘은 화학적인 반응에 의해 식각이 이루어진다. 2단계 P형이 완전히 식각되어 n형만 남게되면 전위 장벽이 없어지게 되므로, 전류가 증가되면서 양극으로부터 노출된 n형 실리콘 표면으로 직접 흐르게 된다. 3단계 n형 실리콘의 표면에 전류가 흐르게 되면 전기 화학적인 양극 산화반응이 일어나 산화막이 표면에 형성된다. 4단계 산화막은 전기 절연체이고, 식각 마스킹 재료이므로 흐르던 전류는 0으로 감소하게 되고 식각은 중지되고 Epitaxial Layer 두께의 박막이 형성된다. 정확한 식각의 중지는 양극 산화 반응에 의한 산화막 성장율이 실리콘의 식각율보다 커지기 시작하는 그 순간에 이루어진다. 식각율은 식각 용액 내의 OH⁻이온의 반응 속도에 비례하고 양극 전압의 인가는 P형 실리콘에서의 전류를 증진시킨다. 그러므로 식각율은 인가된 역전압에 비례하게 되고 p-n 접합은 반드시 역방향으로 바이어스되어야 한다.

2. 식각 중지 기술 (Etch-stop technique)

이상에서는 실리콘을 식각하는 방법 중 습식 식각법에 대해서 알아보았고 이러한 식각들을 이용해 실리콘 다이어프램(Diaphragm)을 형성하는 기술에 대해서 몇가지 소개하고자 한다. 실리콘 다이어프램은 형성하기 까다로운 미세구조 중 하나로서 두께는 약 5 μm ~30 μm 정도이고 표면은 균일하여야 한다. 이를 위해서는 차폐막을 씌운 실리콘을 식각 용액에 담가두어 식각을 계속하다가 원하는 두께로 식각되는 시기를 시간이나 다른 몇가지 방법으로 조절하는 방법들이 사용된다.

식각 중지 기술은 다이어프램의 두께를 정확히 조절할 수 있는 가장 좋은 방법이다. 식각 중지 기술에는 P⁺ 식각중지(P⁺ Etch-stop)과 전기화학적 식각중지(Electrochemical etch-stop)의 두가지 기술이 있다. 그림. 3(a)와 같이 n-type 실리콘 층에 도핑된 붕소 층(Boron layer)은 (예를 들면, KOH에서는 $\text{Na} > 10^{20} \text{ cm}^{-3}$, 또는 Ethylenediamine/Pyrocatechol/Water etchant에서는 $\text{Na} > 7 \times 10^{19} \text{ cm}^{-3}$) 식각 중지(Etch-stop) 매개체로 이용될 수 있다. 식각이 이 P⁺층에 도달하면 식각율은 거의 0으로 떨어질 것이다. 이 방법은 확산된 다이어프램 두께를 정확하게 조절할 수 있지만 고농도 도핑(Heavily doping)에 의한 다이어프램 위의 전자 소자의 제조 가능성을 배제시키는 단점을 가지고 있다. 고감도의 다이어프램을 얻기 위해서 그림. 3(b)와 같이 에피택셜 층(Epitaxial Layer) 아래에 P⁺층의 구조를 식각 중지 매개체로 이용할 수 있다. 이 방법 역시 몇 가지 문제점을 가지고 있다. 붕소(Boron) 도핑 레벨(Level)이 너무 낮으면 식각이 중지되지 않는다. 그러나, 붕소 농도가 너무 높으면 Out Diffusion과 Dislocation이 Bruied Layer를 넘어서 이루어지기

때문에 좋은 에피택셜 층을 유지할 수 없다. 그림. 3(c)에 보인 바와 같이 식각중지를 위해 p-n접합 양단에 전압을 인가하는 전기화학적 식각 중지 기술은 저농도 도핑(Lightly doping) 다이어프램이 필요한 붕소 식각 중지를 위한 다른 방법을 제공한다. 표.4는 반도체 박막의 형성을 위한 습식 식각 중지의 특성을 비교한 것이다.

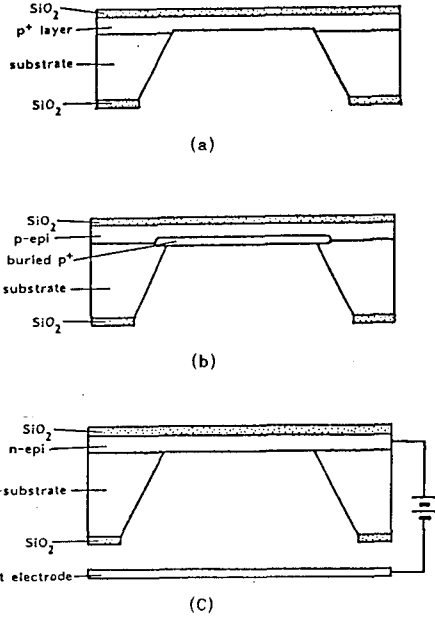


그림. 3 실리콘 박막 형성 기술

3. 접합 기술(Bonding technique)

접합 방법에는 표.2에 나타낸 바와 같이 여러방법이 있으나 여기서는 정전 접합을 이용한 반도체와 파이렉스 유리(Pyrex Glass)사이의 본딩에 관해 그 원리와 방법에 대해서 알아본다.

그림. 4은 정전 접합의 원리를 나타낸 것이다.

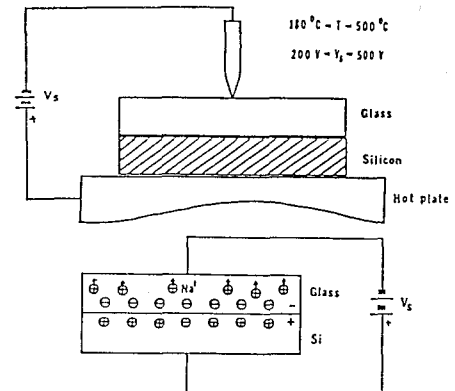


그림. 4 정전 접합

Pyrex Glass를 Silicon기판 위에 위치시키고 인가 전압의 음 전압인 Cathode전극을 Pyrex Glass의 바깥 표면에 위치시킨다. 그리고, 전체 인가 전압의 양(+) 전압을 Anode의 전극인 Hot Plate에 인가하면서 Hot Plate를 가열한다. 각 전극 사이에 인가 되는 전압은 직류로 약 200-1000 Volts 이고 전체 온도는 약 450도 정도이다. 정전 집합은 온도를 점차적으로 상승시키면 Pyrex Glass속에서 이온화가 발생한다. 이온화된 양(+)의 Sodium Ion은 Pyrex Glass 표면에 인가된 음(-)의 Cathode 전극으로 끌려가 전자를 받아서 중화된다. 그리고, Pyrex Glass의 아래 부분에 음 이온들이 차츰 공간에 쌓일것이다. 이것은 실리콘 표면 가까이에 위치한 Pyrex Glass 속에서 공간 전하 층을 형성한다. 따라서 모든 전계는 이 실리콘 표면과 이웃한 Pyrex Glass 표면 사이에 걸리게 된다. 이 두 Wafer 사이의 Gap은 병렬 평판 Capacitor로 생각할 수 있고, 수 Micrometer 정도의 Gap에 대부분의 전압이 걸리고 고온인 상태에서 두 표면이 접합되게 된다. 그림. 5에 정전 집합의 온도, 인가 전압, 전류 밀도에 대한 값을 나타내었다. 집합이 진행되는 동안 일정 온도와 일정 전압이 유지되고, 전압이 Turn On 되는 순간 전류가 Pulse적으로 흐르게 될 것이다. 이는 Pyrex Glass 내부에 있는 양 이온이 음전극에 끌려 중화 되기 때문이다. 실제 실험에 있어서 집합이 완료 되면 전압은 온도가 실내 온도까지 떨어질 때까지 일정한 전압을 유지하여야 하며, 실내 온도로 온도가 떨어지면 Turn Off한다.

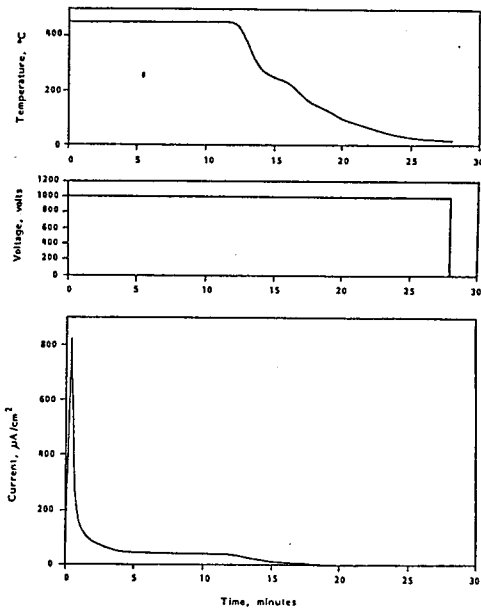


그림. 5 정전 집합의 온도, 인가 전압, 전류 밀도에 대한 값

III. 마이크로머시닝 기술을 이용한 마이크로 센서 예

다음에 기술한 것은 마이크로머시닝 기술을 이용한 센서의 원리와 구조를 살펴 본 것이다.

1. ISFET(Ion Sensitive Field Effect Transistor)

ISFET는 MOS FET의 게이트 전극 대신이온 감응막이 직접 수용액에 접촉된다. 그리고 게이트 전압은 Ag/AgCl 전극이나 SCE 등의 기준 전극을 사용하여 인가한다. 이온감응막으로서 질화 실리콘(Si₃N₄) 막을 사용하면 수용액 중의 수소 이온 농도의 변화에 의하여 이온 감응막 표면에서 계면전위의 변화가 생긴다. 질화 실리콘 막을 가진 ISFET는 약 50mV/pH의 변화를 일으키고 출력 전압은 pH의 넓은 범위에서 직선적으로 응답한다. ISFET는

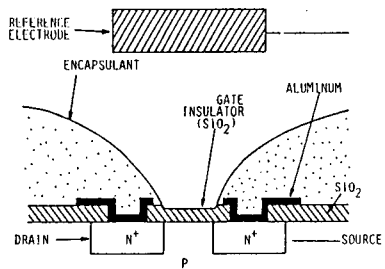
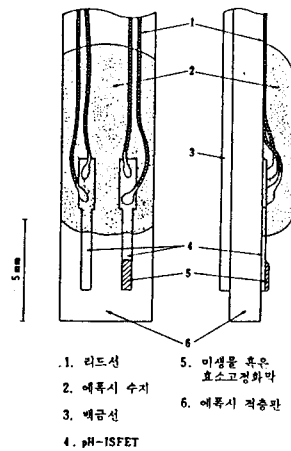


그림. 6 ISFET의 구조



1. 리드선
2. 에폭시 수지
3. 배금선
4. pH-ISFET
5. 미생물 혹은 효소고정화막
6. 에폭시 적층판

그림 7 ISFET를 이용한 바이오 센서의 구조

이온감응막으로서 적당한 재료를 선택함으로써 여러가지 이온에 감응하는 것이 가능하다. 지금까지 H⁺ 외에 Na⁺, K⁺, NH₄⁺, Ca⁺, Ag⁺, Cl⁻, Br⁻ 등에 감응하는 ISFET가 보고되었다. Si₃N₄ 막을 가진 수소 이온 감응성 전계 효과형 트랜지스터(pH-ISFET)와 효소 혹은 미생물을 포함한 바이오 센서는 수용액중의 어떤 유기물이 효소 혹은 미생물과의 반응의 결과로 발생하는 pH 변화로부터 유기물의 농도를 측정하는 것이다. 측정에는 Ag/AgCl 전극이나 SCE 등의 기준 전극이 사용되나 이 전극은 미소화하기가 어렵

다. 그래서, Ag/AgCl, SCE 등의 기준 전극을 사용하지않은 바이오 센서가 있다. 그 구조를 그림 8에 나타내었다. 이 그림에서와 같이 2개의 pH-ISFET를 사용하였다. 1개의 pH-ISFET 위에 효소 혹은 미생물 고정화막을 형성하고 다른 1개에는 고정화막을 형성하지않았다. 이 두가지의 pH-ISFET의 검출치의 차로서 차동 증폭하여 측정한다. 따라서, 출력전압으로서 2개의 pH-ISFET의 pH 차이에 따른 출력 전압을 얻을 수 있다.

2. 실리콘 유속 센서(Silicon flow sensor)

(1) 동작 원리

열선은 주위의 유체온도보다 높은 일정한 온도가 되도록 전기적으로 가열된다. 이것은 그림 8의 feedback loop에 의하여 이루어진다. 여기서 열선은 거의 평형상태인 Wheatstone bridge의 한 부분이며 feedback amplifier의 출력 전류로부터 가열된다. 열선이 거의 일정한 온도를 갖도록 하는 방법은 아래와 같다. 열선은 유체속도의 증가로 인해 냉각된다. 그 열선의 저항은 다음 식과 같이 변한다.

$$R = R_0 (1 + \alpha(T - T_0))$$

여기서 R_0 는 주위 온도 T_0 에서의 열선의 저항이고

R 는 온도 T 에서의 열선의 저항이고

α 는 열선의 저항의 온도계수이다.

열선의 저항 변화는 Amplifier 입력으로 들어가는 A-B양단 전압 u 를 변화시킨다. 그 결과로 C-D양단의 Amplifier출력은 더 높은 가열 전류를 공급하고 열선의 냉각을 막는다. C-D양단의 가열 전압 U 를 측정함으로써 유체의 속도를 얻을 수 있다.

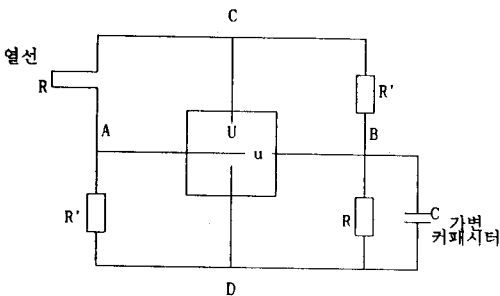


그림 8. 피드백 루프

피드백 루프는 세 부분: (1) 속도센서인 열선, (2) 열선 저항에 민감한 휘스톤 브리지, (3) 열선에 가열하는 전력을 공급하는 피드백 증폭기로 구성된다.

3. 압전 센서(Piezoelectric sensor)

Quartz, Lead Zirconate Titanate(PZT), Barium

Titanate($BaTiO_3$)와 같은 압전 물질은 가한 힘 F 에 관계한 표면 전하 Q 를 발생 시킨다. $Q = DF$, 여기서 D 는 압전 상수 이다. 압전 물질에서 전압 $V = Q / C = Qd / \epsilon A$, 여기서 A 는 면적, ϵ 은 유전율, d 는 두께이다. 그리고, 그림. 9는 MOSFET위에 압전 물질을 증착한 구조를 가진 가속도 측정용 Sensor이다. MOSFET형의 Gate 절연층에 압전 물질 Zinc Oxide(ZnO), 또는 다른 압전 물질을 실리콘 Diaphragm 위에 증착시키고, 그 위에 질량 M 인 물질을 다시 증착하였다. 가속도의 변화는 $F = Ma$ 에 의해 가속도에 비례한 힘 F 가 Gate의 압전 물질에 가해지게 되고, 이 힘은 압전 물질에 의해 전압으로 나타나게 된다. 이 Gate의 전압은 FET의 Bias를 변화시킨다. 이 출력 전류와 전압의 변화로 가속도를 측정할 수 있다.[5]

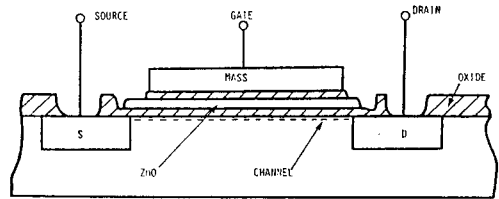


그림.9 Piezoelectric sensor의 구조

4. 압력 센서(Pressure Sensor)

다음 그림. 10은 Bridge 구조로 된 4개의 Strain Gauge를 사용하여 압력을 측정할 수 있는 Sensor이다. 위쪽 부분은 Dome이라 불리는 밀폐된 공간으로 구성되어 있고, 밀폐된 공간 속의 액체(혈액)와 외부의 기압과의 압력 차이로 인한 힘에 의해 얇은 Diaphragm이 변형되게 된다. Sensor에 위치 시킨 Strain Gauge의 변위는 이 Diaphragm의 변형을 측정하게 된다. Diaphragm의 중앙은 Diaphragm의 변위를 측정할 수 있는 4개의 Strain Gauge가 그림과 같이 연결되어 있다. 압력이 증가하게 되면, 2개의 Strain Gauge는 길이가 늘어 나게 되고, 나머지 2개의 Strain Gauge는 반대로 길이가 줄어들게 된다. 이 4개의 Strain Gauge가 Wheatstone Bridge에 연결되어 있다면 출력 전압은 Diaphragm의 변위에 비례한 값을 출력하게 될 것이다. 그림. 11은 위에서 고안한 생각을 집적회로 기술을 이용해서 1979년 W.H.Ko가 제작한 Pressure Sensor를 나타낸 것이다.[4]

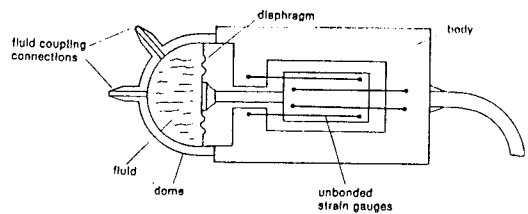


그림. 10 Pressure Sensor의 구조

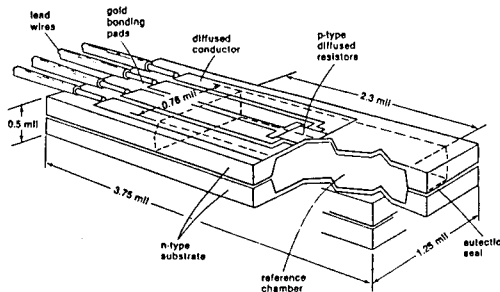


그림 11 W.H.Ko가 제작한 Pressure Sensor

5. 온도센서

현재 가장 널리 사용되고 있는 온도센서는 우리 생활과 아주 밀접한 가전제품, 의료용기기 및 연구소의 실험용과 최고의 정밀성과 안정성을 요구하는 원자로와 발전소등 첨단 로보트까지 모든 산업분야에서 사용하고있다.

온도 센서에는 열전쌍, thermistor, 백금축온저항체, 반도체형 등 여러 가지가 있다. 각 사용 목적과 용도에 따라서 온도 센서의 선택은 아주 중요하다. 열전쌍은 온도 범위가 넓고 자체 기전력이 생기고 저가인 잇점이 있지만 비선형이고 냉점 보상등의 결점이 있다. Thermistor는 온도 범위가 좁으나 아주 정밀하게 측정가능하다. 백금축온저항체는 선형성이 제일 좋고 온도 범위가 넓으며 아주 안정하다는 장점이 있어면서도 크고 고가라는 단점이 있다. 그러나 최근에는 저가이고 소형이며 응답속도가 빠른 박막형 백금축온저항체가 선진국에서 개발되므로써 이를 사용한 정밀하고 넓은 온도범위이며 저가인 온도계의 개발이 가능하게 되었다. 정밀성에서는 100°C 구간에서 오차가 ±0.05°C 온도계와 -100°C ~ 700°C 범위에서 0.2%의 온도계의 설계를 하였다. 사용 회로 소자는 저항, condensor, A/D convertor, op-amp, LED등으로 소형하였다.

(1) 온도센서의 Block diagram 및 회로

1) Block diagram

백금축온저항체는 온도센서중에서 제일 선형성이 좋지만 정밀한 온도계 제작을 위해서는 선형성을 보상 해야한다. 기본적인 백금축온저항체중 가장 많이 사용되는 Pt100의 선형성 보상을 한 온도계의 Block diagram은 그림 12와 같다.

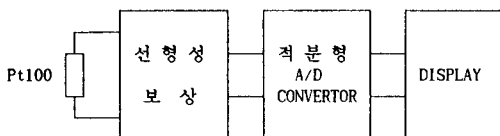


그림 12 온도센서 Block diagram

6. Optical Sensor

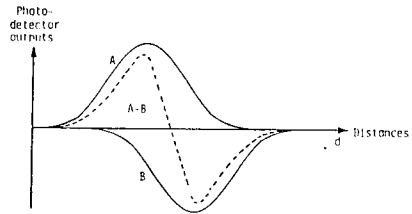
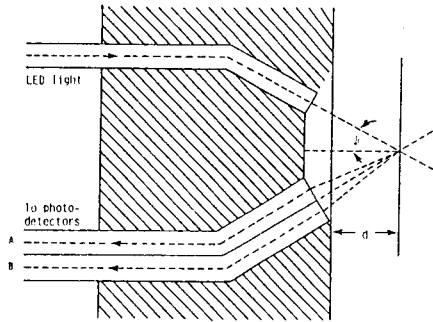


그림 13. Optical Position Sensor

IV. 결론

의공학적으로 체내의 중요한 정보를 신속하고 정확한 값을 검출하기 위해서는 이를 검출하는 부분이 체내에 아무런 영향을 주지않고, 부작용 없이 검출되어야 한다.

이와 같은 요구에 부응하기 위해서는 반도체의 집적 회로 구성에 이용되는 미세가공기술을 응용한 Micromachining 기술이 필요하다. 따라서, 본 논문에서는 마이크로머시닝 기술의 가장 기본이 되는 식각 기술, 식각 중지 기술, 집합 기술에 대해 간략히 살펴 보았다. 또한, 마이크로머시닝 기술을 이용한 몇가지의 마이크로 센서에 대해서도 언급하였다. 현재 마이크로머시닝 기술로 만든 센서와 집적회로, 액튜에이터를 일체화한 집적화 센서도 연구되고 있다. 이와같이 고도의 기능을 가진 센서는 의료용 뿐만 아니라 여러 산업계의 시스템의 수행이 자동화 되고 있으므로 시스템을 좀 더 효율적이고 정확한 제어를 하기 위해서는 마이크로머시닝 기술로 만든 센서가 필수적이라 하겠다.

V. 참고문헌

[1] Esachi M, " Micromachining 기술 " 일본 ME 학회 BME vol. 3, no. 5, 1989
 [2] W. H. Ko, " Physical transducers " in Proc. Symp. on Biosensor, Los Angeles, CA, p.1 (Sept. 15-17, 1984)

[3] W. H. Ko, "Solid state physical transducer for biomedical research ", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 1, BME-33, 1986

[4] Joseph D. Bronzino, " Biomedical engineering and instrumentation " PWS Engineering, Boston, pp. 44-46, 1986

[5] Wen Ko, " Handbook of biomedical engineering " Academic Press, pp. 42-44, 1988

표.2 미세 가공 기술 [2.3]

가공 기술	분 류	
사진식각 (Photolithography)	UV(Ultra-Violet) Lithography Electron Beam Lithography X-ray Lithography Deep UV Lithography Ion-Beam Lithography	
Doping	열 확산 이온 주입 NTD(Neutron Transutation Doping)	
도포 (Deposition)	화학 진공 증착 (CVD) 진공 증착 Sputtering Ion Plating Electroplating 열성장 MBE (Molecular Beam Epitaxy) LPE (Liquid Phase Epitaxy)	NPCVD (Normal Pressure CVD) LPCVD (Low Pressure CVD) PECVD (Plasma Enhanced CVD) MOCVD (Metal Organic CVD) PCCVD (Photochemical CVD) 저항 가열 증착 E-Beam 증착 유도 가열 증착 직류 Sputtering RF Sputtering Magnatron Sputtering
식각	습식 식각 건식 식각	화학적 식각: 이방성 동방성 식각중지 전기화학적 식각: Polishing 식각 중지 Sputtering 식각 이온 빔 식각 (Ion Milling) 플라즈마 (화학적) 식각 반응 이온 식각 (RIE) 반응 이온 빔 식각 Spark Erosion
접합	저온 용융 접합 에폭시 접합 폴리이미이드 접합 Non-uniform press bonding Thermocompression Metallic Bonding 상온 Compression Metallic Bonding Ultrasonic Welding Seam Welding Laser Welding 정전 접합 저용점 유리 접합	금속 또는 반도체 ↔ 유리 금속 ↔ 세라믹 (e.g., Al ₂ O ₃) 실리콘 ↔ 실리콘 + 유리 필름
Feedthrough와 Holes	온도기울기를 갖는 확산된 Al Column Anisotropic Etched Back Contact Plasma Etched Holes Laser Drilled Holes Spark Eroded Holes	

표.3 식각 용액과 차폐막

식각용액	성분	온도 [°C]	식각율 [$\mu\text{m}/\text{min}$]	(100)/(111) 이방 식각비	차폐막 (식각율)
HF HNO ₃ (Water, CH ₃ COOH)	10ml 30ml 80ml	22	0.7~3.0	1:1	SiO ₂ (300 Å/min)
	25ml 50ml 25ml	22	40	1:1	Si ₃ N ₄
	9ml 75ml 30ml	22	7.0	1:1	SiO ₂ (700 Å/min)
Ethylene diamine Pyrocatechol Water	750ml 120gr 100ml	115	0.75	35:1	SiO ₂ (2 Å/min) Si ₃ N ₄ (1 Å/min) Au, Cr, Ag, Cu, Ta
	750ml 120gr 240ml	115	1.25	35:1	
KOH (Water, isopropy)	44gr 100ml	85	1.4	400:1	Si ₃ N ₄ SiO ₂ (14 Å/min)
	50gr 100ml	50	1.0	400:1	
H ₂ N ₄ (Water, isopropyl)	100ml 100ml	100	2.0		SiO ₂ Al
NaOH (Water)	10gr 100ml	65	0.25~1.0		Si ₃ N ₄ SiO ₂ (7 Å/min)

표.4 반도체 박막의 형성을 위한 습식 식각 증지의 특성비교

방법	식각방식	박막물질	박막두께	장점	단점	응용
Heavily Doped Stop Layers	이방성 화학적	Si	10 μm -20 μm	박막이 크고 두께가 균일하다. (직경:3인치)	높은 불순물농도로 인하여 결정에 결함이 존재	전자 기계 소자 재료 연구용
Lightly Doped Stop Layers	등방성 화학적	Si	<1 μm	다루기 쉽고 박막에 결점없다.	박막의 두께가 균일하지 않다.	전자소자, 전자기계소자
GaAs/AlGaAs Stop Layers	등방성 화학적	GaAs: III-Vs	≤100nm	Heterojunction을 가지는 박막이외의 기판제거가능	양질의 Epi 재료를 요구하고 몇 단계의 식각필요	전자광학소자 재료 연구용
Implanted Stop Layers	등방성, 이방성 화학적	Si	100nm-수 μm	유전 절연에 유용하게 사용됨	간류용력의 제거가 까다로움	전자기계소자 회로의 유전절연, 재료연구용
Junction Limited Etching	등방성 전기화학적	Si, Ge, III-Vs	≤100nm - ≥10 μm	Bias의 변화로 박막의 두께를 조절 가능	접합에의 전기적 접촉이 힘들	전자소자, 전자기계소자
Resistivity Gradient Limited Etching	등방성 전기화학적	Si, Ge, III-Vs, 화합물 반도체	≤1 μm - ≥50 μm	박막의 순도가 높고 여러가지 반도체에 적용 가능	얇은 두께의 박막제조가 힘들	전자광학소자 유전 절연
Damage Limited Etching	등방성 전기화학적	Si, Ge, III-Vs	≤10nm~1 μm	가장 얇은 두께의 박막 제조 가능	이온에 의한 충격을 배제하기 힘들	전자광학소자, 전자기계소자, 재료연구용
Etch to Voltage	등방성 전기화학적	Si, GaAs	<100nm - ≥1 μm	일정한 전기적 박막두께를 제조가능	박막 두께가 불균일 함	전자광학소자
Electrical Passivation	이방성 화학적	Si	≤1-) 50 μm	Flat하고 넓은 면적의 박막제조가능	부식성 용액에서 차폐막의 전기적 속이 힘들	전자광학소자 전자기계소자