

## 개방형 우물 구조를 이용한 마이크로머신형 pH 센서 Micromachined pH Sensor Using Open Well Structures

김홍락\*<sup>†</sup>, 김영덕\*, 정우철\*, 김광일\*, 김동수\*

Heung-Rak Kim\*<sup>†</sup>, Young-Deog Kim\*, Woo-Cheol Jeong\*, Kwang-Il Kim\* and Dong-Su Kim\*

초 록 수용액에 포함된 수소이온(H<sup>+</sup>)의 농도를 측정하는 유리 전극형 수소이온 농도(pH) 센서의 기본 구조를 bulk micromachining 기술로 구현하여 소형의 pH 센서를 제작하였다. 박막 증착이 가능한 경사 식각으로 개방된 2개의 기본 구조물을 형성하고, 일정 전위를 유지하기 위한 기준전극은 식각된 구조물 경사면에 막막형 Ag/AgCl로 확보하였다. H<sup>+</sup>과 교환 반응으로 전위를 발생시키는 감응부는 Na이 20% 이상 포함된 glass로 100 $\mu$ m 내외로 미세 연마하여 기본 구조물에 접합하여 완성하였다. 또한 외부 용액과 기준 용액의 혼합을 방지하면서 전류 도통 역할을 하는 액간 접촉부는 50 $\mu$ m  $\times$  50 $\mu$ m 크기의 Si 이방성 식각 부분에 한천을 삽입하고 난 다음 기존의 구조물에 접합하여 형성하였다. 각 구조물을 완성한 다음 2M 농도의 KCl 기준 용액을 구조물에 채우고, 상온 에폭시로 센서 구조물을 밀봉하여 센서를 완성하였다. 제작된 pH 센서들은 표준 pH 용액에 대하여 약 90mV/pH의 전위값이 측정되었다.

**주요용어:** 벌크 마이크로머신닝, 이방성 식각, Ag/AgCl 기준전극, 액간접촉, 한천, pH 미터

**Abstract** A structure of a glass electrode-type pH sensor for measuring any concentration of H<sup>+</sup> in an aqueous solution was embodied with bulk micromachining technology. Two open well structures were formed, and a reference electrode was secured by the Ag/AgCl thin film in the sloped side of the etched structure. A sensitive membrane of an indicator electrode for generating a potential by an exchange reaction to H<sup>+</sup> was made with a glass containing Na 20% or more finely so that its thickness might be 100 $\mu$ m or so, and then it was bonded to one pyramidal structure. A liquid junction for a current path was formed by filling an agar in the anisotropically etched part of the Si wafer, which had a size of 50 $\mu$ m  $\times$  50 $\mu$ m, and then bonded it to the other. After complete fabrication of each part, it was filled with a 2M KCl reference solution and encapsulated the sensor structure with a cold epoxy. The potential value of fabricated pH sensor was about 90mV/pH in the standard pH solutions.

**Keywords:** bulk micromachining, anisotropic etching, Ag/AgCl reference electrode, liquid junction, agar, pH meter

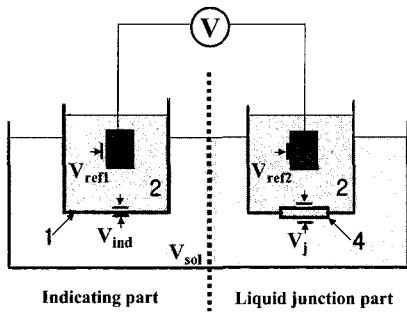
### 1. 서 론

최근에는 기존의 제품을 응용하고 요소 기술을 접목시

켜 경제성과 실용성을 향상시킨 MEMS(micro-electro-mechanical system) 기술이 각광을 받고 있다[1]. 이 기술은 반도체 공정을 거쳐 미세 구조물을 제작하는 기술

로서 마이크로 구조물 및 센서, 그리고 관련 시스템을 제작하는 기술을 포함하며 반도체 공정을 이용하기 때문에 대량 생산, 저 가격 그리고 소형화가 가능한 장점이 있다.

초소형의 센서들의 개발은 주로 물리, 화학 센서들에서 이루어지고 있으며, 그 중에서 수용액 속에서 존재하는 수많은 이온들을 정확히 측정할 수 있는 화학 센서들이 활발하게 개발되고 있다. 이 중에서 특히, 수용액에서 가장 기본이 되는 측정 요소가  $H^+$  이므로 이를 측정할 수 있는 pH 센서가 가장 널리 이용되고 있는 화학 센서이다 [2]. pH 센서는 대부분 유리 전극형을 근간으로 하며 Fig. 1과 같은 원리로 동작한다. 그림에서와 같이 유리막 (1)의 양단에 나타나는 전위차,  $V_{ind}$ 를 검출하는 것이 기본이다. 측정하고자 하는 전위차는 폐 회로상에서 정의된다. 일정한 기준용액(2)에서 기준용액과 금속판(3)에서 발생하는 전위차  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ 는 전극과 용액이 같으면 거의 같은 전위차를 발생시킨다. 또한 용액의 흐름을 방지하면서 전류만 도통할 수 있는 액간 접합부(4)에서의 전위  $V_j$ 는 거의 무시할 수 있어, 최종적으로는 여기되는 전위차  $V$ 는  $V_{ind}$ 만 존재하며 측정이 된다. 이러한 유리 전극형 pH 센서의 측정원리는 간단하기는 하나 센서 크기가 크며 가격이 고가이며, 미량의 용액에서는 측정이 어려운 것이 단점으로 지적되고 있다.



$$(V \cong V_{ref1} + V_{ind} + V_{sol} + V_j + V_{ref2} \cong V_{ind} ; V_{ref1} \cong -V_{ref2}, V_{sol} \cong 0, V_j \cong 0)$$

Fig. 1 The schematic of general pH sensing method  
1. Glass 2. Reference solution(KCl) 3. Ag/AgCl plate  
4. Liquid junction

현재 미량의 용액에 대한  $H^+$  농도를 분석하는 방법 [3,4]으로는 ISE(ion selective electrode)와 ISFET(ion selective field effect transistor)를 사용하여 측정하는 방법이 있다. ISE는 선택성 유리 전극을 기본으로 하여 넓은 응답 특성, 재현성, 연속 측정이 가능하나, 용적이 크

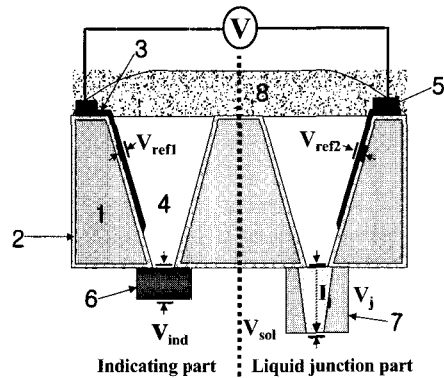
고 응답 속도가 느린 것이 단점으로 지적되고 있다.

또한 ISE와 MISFET(metal insulator semiconductor field effect transistor)를 결합한 ISFET는 반도체 공정 기술로 제조되었으며, 규격화, 대량 생산, 소형화 그리고 경량화가 가능하여 많은 연구가 되어 왔으나, 기존 전극의 소형화 및 외부 인가 전압에 따른 문제점을 내포하고 있으며, 제조 공정에서 FET를 근간으로 센서가 제작되기 때문에 필요한 제작공정 마스크 수가 많아지며, 기존 전극의 형성으로 인하여 구조물이 복잡해져 결국에는 고 비용의 단점을 가지고 있다[5].

본 연구에서는 이러한 pH 센서들의 장단점을 보완하면서 상업적으로 널리 이용되고 있으며, 재현성과 안정된 응답 특성을 가지는 유리 전극형 pH 센서를 근간으로 하여 Si 웨이퍼에 bulk-micro machining 공정으로 소형의  $H^+$  감지 pH 센서를 구현하고자 한다.

## 2. 적용 구조

적용하고자 하는 MEMS형 pH 센서는 Fig. 1의 유리 전극형 pH 센서의 기본 구조 및 메카니즘을 적용하고 이를 2개의 마스크 공정과 접합 방법을 이용하여 MEMS 공정으로 구현하고자 한다. Fig. 2는 적용하고자 하는 MEMS형 pH 센서 구조물의 단면도를 나타낸 것이다.



$$(V \cong V_{ref1} + V_{ind} + V_{sol} + V_j + V_{ref2} \cong V_{ind} ; V_{ref1} \cong -V_{ref2}, V_{sol} \cong 0, V_j \cong 0)$$

Fig. 2 Proposed pH sensor structure with open wells  
1. Si wafer 2. SiO<sub>2</sub> 3. Ag/AgCl thin film  
4. Reference solution(KCl) 5. Bonding wire  
6. Indicating electrode 7. Liquid junction  
8. Epoxy encapsulation

기존의 유리 전극형 pH 센서의 기준 전극부와 기준용액을 담을 수 있는 용기 구조물의 크기를 축소하여 그림에서와 같이 Si 웨이퍼(1)에 이방성 식각으로 대칭형인 2개의 well를 형성하고, 각각을 지시 전극부와 액간 접촉부로 구성하였다. 양 well 간에 기생 캐패시턴스나 누설 전류 등에 의하여 발생할 수 있는 측정 전위값의 변화를 최소화하기 위하여 이방성 식각 후, 구조물을 산화막(2)으로 절연하였다. Fig. 1에서의 기준 전극인 금속판은 일반적으로 화학 센서를 포함하는 전기 화학적 시스템에서 널리 이용되는 Ag/AgCl 전극을 이용하며, 일반적인 유리 전극형 pH 센서의 기준 전극은 Ag/AgCl wire 전극을 사용하고 있으나, 본 연구에서 적용된 구조물에는 마이크로 부피를 가지는 기준 용액 용기에 적용되기 때문에 최소한의 부피와 함께 반응 면적을 증대시킬 수 있도록 박막형 전극 Ag/AgCl(3)을 선택한다[6-8]. 본 구조물에서는 이방성 에칭된 (111)면이 경사면을 가지고 있기 때문에 이를 박막 증착 공정으로 충분히 가능하며, 경사면의 2/3 가량을 Ag를 증착시키고, 이를 다시 기준 전극으로 사용이 가능한 Ag/AgCl화하여 기준 용액(4)과 접촉시킨다. 확보된 Ag/AgCl 기준 전극부에는 wire bonding으로 전극에 wire(5)를 연결하고 고입력 임피던스 전압 측정을 수행한다.

이온 선택성 전극, 즉 지시 전극부(6)는 유리 전극형 pH 센서와 같이 H<sup>+</sup>과 높은 화학적 친화도를 가지는 1가 양 이온들이 다른 이온들보다 자리바꿈이 더 쉽게 일어나므로 이에 대한 이온 교환 반응으로 전위차를 발생시키는 것으로 알려진 soda-lime-glass[9]를 사용한다. 또한 상업화된 유리 전극형 pH 센서 크기의 약 1/5000배 축소된 기본 구조물에 적용하기 위해서 100 $\mu$ m의 얇은 박판 두께로 미세 연마하고 이를 지시 전극부에 접합하여 완성한다.

또한 액간 접촉부(7)는 Si 웨이퍼를 또 다른 이방성 식각 공정으로 50 $\mu$ m $\times$ 50 $\mu$ m의 작은 형태의 개방형 실리콘 이방성 식각 부분을 만든 다음, 이 부분에 액간 접촉을 형성할 수 있는 한천을 채워서 기본 구조물에 접합하여 완성한다.

구조물이 완성된 다음 양 well에는 유리전극형 pH 센서와 마찬가지로 포화 KCl 용액을 채우고 상부에는 상온 에폭시(8)로 밀봉하여 센서를 완성하고 여기되는 전압, V를 측정한다.

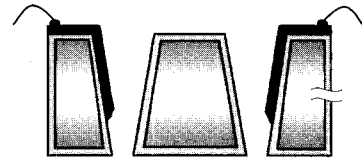
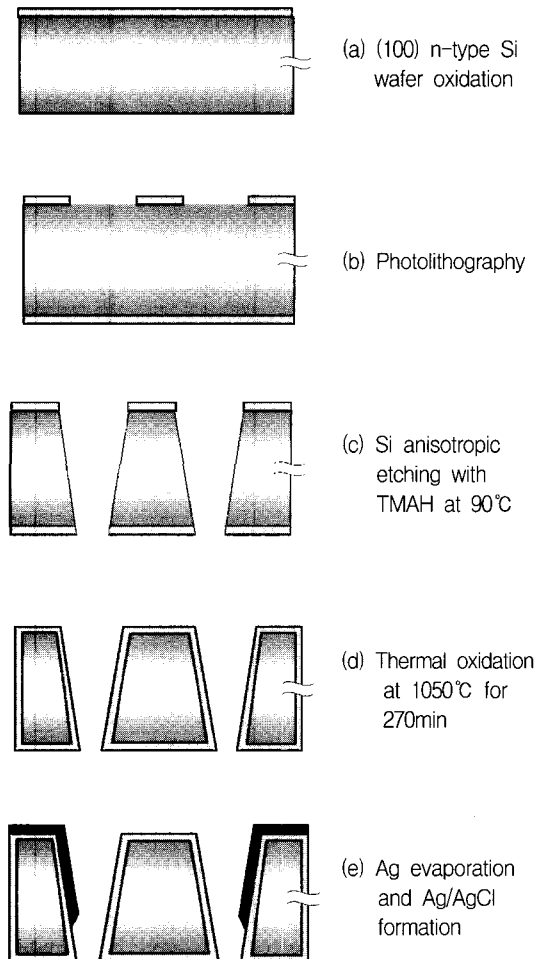
### 3. 실험

기본적인 구조물을 제작하기 위해서 4인치 n-type(100) Si wafer를 사용하였으며, 일반적인 반도체 세정공정으로 웨이퍼 표면에 흡착된 불순물을 제거하였다.

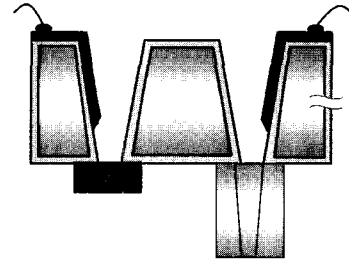
센서의 제작 공정은 Fig. 3과 같다. 먼저 BHF 용액을 사용하여 Si wafer 표면에 존재하는 자연 산화막을 제거하고, Si의 이방성 식각 공정시, 선택적 식각 저지막인 SiO<sub>2</sub>를 온도가 1050 $^{\circ}$ C인 산화로에서 순차적으로 건식 15분, 습식 270분, 그리고 다시 건식 산화를 15분으로 하여 1 $\mu$ m 두께로 Fig. 3-a와 같이 성장하였다. Fig. 3-b는 식각하고자 하는 부분을 개방하기 위해서 리소그라피 공정을 하고 난 후, Fig. 3-c와 같이 온도를 90 $^{\circ}$ C, 반도체 이방성 식각 용액인 25% TMAH(tetramethyl ammonium hydroxide(CH<sub>3</sub>)<sub>4</sub>NOH)으로 식각률은 0.82 $\mu$ m/min, 54.7 $^{\circ}$  경사각으로 Si 이방성 식각을 하였고, 지시 전극부와 액간 접촉부를 형성하기 위하여 완전히 개방될 때까지 실리콘을 식각하여 2개의 개방형 구조물을 제작하였다[11]. 다시 Fig. 3-d와 같이 이방성 식각된 웨이퍼를 다시 BHF 용액에 담그어 식각 저지막으로 사용된 SiO<sub>2</sub>를 제거한 후, 기판인 Si 자체의 기생 캐패시턴스와 누설 전류, 그리고 pH 측정시 Si 기판과 분석 용액과의 미세한 누설 전류로 인한 전압 발생을 억제할 목적으로 다시 SiO<sub>2</sub> 절연막을 형성하여 구조물을 절연하였다.

식각된 시편의 경사면의 약 2/3 정도 면적에 기준 전극을 형성하기 위해서 shadow 마스크를 제작, UHV(Ultra High Vacuum) 증착 장비를 사용하여 Fig. 3-e와 같이 Ti와 Ag를 증착하고 Ag/AgCl을 형성하였다. 먼저, Si 표면과의 접착성을 높이기 위해서 전자 빔 증착법으로 Ti를 200 $\text{\AA}$  증착하고, 열 저항 증착법으로 Ag를 0.5 $\mu$ m 두께로 54.7 $^{\circ}$  경사각을 가지는 Si [111]위에 증착하였다. 증착된 Ag 박막으로부터 전기 양극 반응과 KCrO<sub>4</sub>Cl 용액 반응으로 본 적용 구조물에 적합한 Ag/AgCl 기준 전극을 형성하였다. 전자는 Cl<sup>-</sup>기가 함유된 2M KCl 용액에 전류를 인가하여 제작하였고, 후자는 HCl과 K<sub>2</sub>Cr<sub>2</sub>O<sub>7</sub>의 용액 반응 후 결정화 과정에서 얻어지는 KCrO<sub>4</sub>Cl 분말을 초순수 탈 이온수에 녹인 다음 10시간 동안 초음파로 stirring한 용액에 Ag 박막 부분을 dipping하여 제작하였다. 기준전극 Ag/AgCl이 형성된 다음 Wire bonding의 Fig. 3-f으로 기준 전극 뒷부분에 Au wire를 연결하였다. 기준 전극부와 액간 접촉부는 Fig. 3-g와 같이 형성하였으며, 먼저 이방성 식각이 되어진 밑 부분에 지시

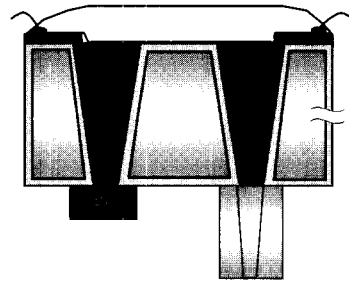
전극으로 사용될 감응막은 자체적으로 제작한 soda-lime glass를 이용하였다. 이것은  $100\mu\text{m}$  두께 이내로 경면 연마한 다음  $1\text{mm}^2$  크기로 절단하여 사용될 이방성 식각이 되어진 밑 부분에 상온 에폭시로 접합하였으며, 액간 접촉부는 그림에서와 같이 Si 웨이퍼를 기존 well 형성과 같은 공정을 통하여  $50\mu\text{m}\times 50\mu\text{m}$ 로 개방된 이방성 식각한 개방형 구조물을 형성하고, 이 부분에 겔 상태의 한천을 채운 후, 상온 에폭시로 접합하여 형성하였다. 형성된 양 구조물에 Fig. 3-h와 같이 마이크로 스포이드를 사용하여 유리전극형 pH 센서에서 기준용액으로 사용하는 2M의 포화 KCl 용액을 약  $4.6\mu\text{l}$ 정도 채우고, 윗면을 상온 에폭시로 밀봉하여 MEMS형 pH 센서를 완성하였다.



(f) Wire bonding



(g) Glass membrane and liquid junction bonding



(h) KCl filling and epoxy encapsulation

Fig. 3 Cross sectional structures for micromachined processes

## 4. 결과 및 고찰

### 4.1. Membrane 및 기준전극 Ag/AgCl 분석

제작된 soda-lime glass의 성분은 ICP(inductively coupled plasma)법으로 분석되었으며, Table 1은  $\text{H}^+$ 과 가장 감응을 잘할 수 있는 이론상의 감응막 성분과 본 연구에서 제작된 감응막의 성분 조성비를 나타낸 것이다 [11]. 분석 결과  $\text{SiO}_2$ 는 72.02%,  $\text{Na}_2\text{O}$ 는 22.13%, 그리고  $\text{CaO}$ 는 5.85%로 나타났으며, 기존의  $\text{H}^+$ 과의 이온 교환 반응이 가장 잘 일어나는 성분과 비슷한 유리 전극의 조성 성분으로 제작되었음을 알 수 있었다.

Table 1 ICP analysis of the glass membrane

| Composition                        | SiO <sub>2</sub> | Na <sub>2</sub> O | CaO  |
|------------------------------------|------------------|-------------------|------|
| Theoretical composition ratio (%)  | 72               | 22                | 6    |
| Experimental composition ratio (%) | 72.02            | 22.13             | 5.85 |

Fig. 4는 Si 이방성 식각된 개방형 구조의 경사면에 기준 전극으로 사용될 Ag/AgCl이 형성된 SEM 사진을 나타낸 것이다. 사진에서 증착된 Ag/AgCl 박막은 경사면을 따라 2/3 정도의 면적으로 각각의 개방된 구조물에 균일하게 형성되었음을 알 수 있었다. 이는 Ag/AgCl 기준전극이 균일하게 형성됨으로써 기준용액과의 전압 여기시 양 부분에 있어 균일한 전압을 여기시킬 수 있을 것으로 사료된다.

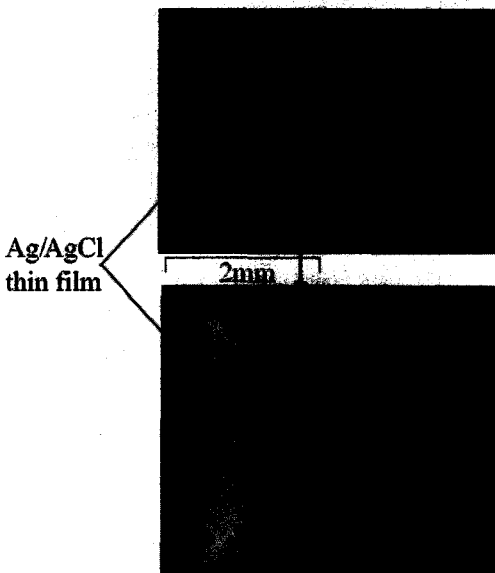
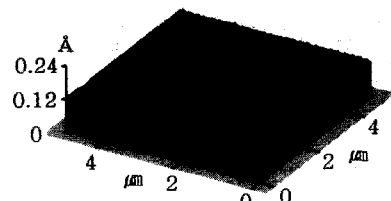


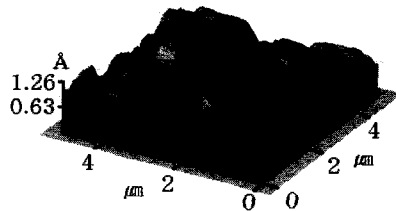
Fig. 4 Top view of Ag/AgCl evaporated on etched slope side

Fig. 5는 전기 양극 반응과 KCrO<sub>3</sub>에 화학 용액 반응으로 형성된 AgCl의 표면 조도를 나타낸 AFM 결과로 증착된 Ag의 박막은 표면이 깨끗하지만 Ag가 chlorizing 되면서 표면상태가 거친 형태로 나타남을 알 수 있다. Fig. 5-a에서 Ag의 평균 조도는 6Å 정도의 아주 깨끗한 박막이 이루어졌다. 하지만 전기 양극 반응을 시킨 Fig.

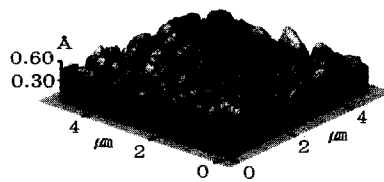
5-b에서 AgCl의 조도는 평균 954Å으로 매우 거친 표면을 가지며, Fig. 5-c의 용액 반응시킨 AgCl 표면은 589Å으로 나타났다. 상대적으로 전기 양극 반응으로 형성된 AgCl이 표면 상태가 가장 나쁜 것으로 결국, 기준 전극으로 사용시 기준용액과의 표면 반응에서 용액 속으로 Ag 이온을 더 쉽게 분리할 가능성이 높아 기준 전위를 변화시킬 수 있을 것으로 판단된다. 한편 두 방법으로 제작된 표면 형상을 측정된 SEM 결과인 Fig. 6은 각기 다르게 성장시킨 AgCl의 표면 granular 구조는 거의 흡사하게 관찰되었지만 Fig. 6-a처럼 전기 양극 반응으로 성장된 AgCl 표면에서 granular은 더 크고 거친 모습과 다공질한 형상이 나타났다. KCrO<sub>3</sub>에 화학 용액 반응시킨 AgCl 표면은 Fig. 6-b보다 전반적으로 granular의 크기가 작고 조밀하며 안정된 모습을 보이고 있다. 여기서 표면 상태가 균일한 것은 기준 용액과의 반응에서도 안정된 기준 전위를 여기시킬 수 있을 것으로, 센서의 수명과도 관련이 있을 것으로 판단된다.



(a) Ag film

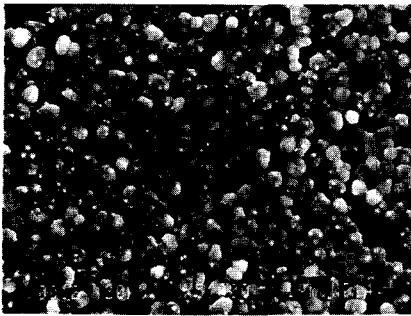


(b) Anodizing formed Ag/AgCl electrode

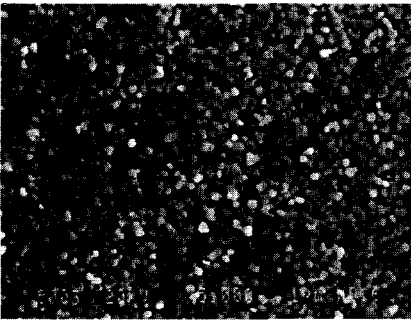


(c) KCrO<sub>3</sub>-formed Ag/AgCl electrode

Fig. 5 AFM image of Ag and Ag/AgCl electrode



(a) Anodizing formed Ag/AgCl electrode



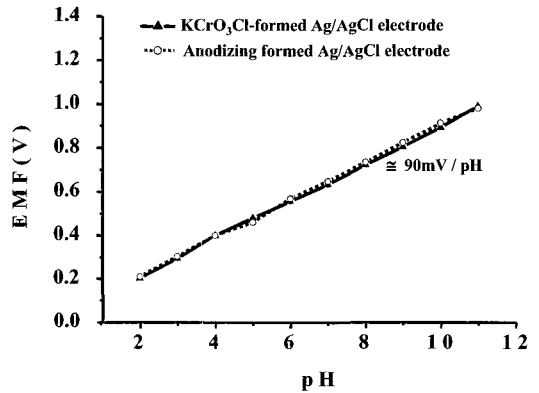
(b) KCrO<sub>3</sub>/Cl-formed Ag/AgCl electrode

Fig. 6 SEM images of Ag/AgCl surface(x5000)

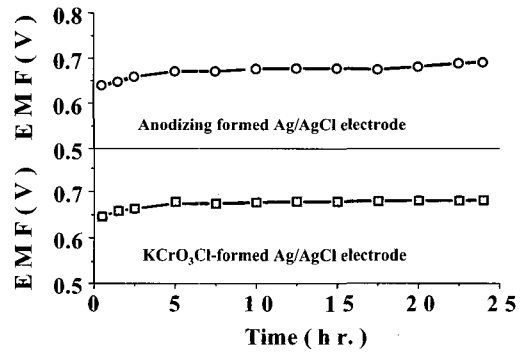
4.2. pH 측정

제작된 pH 센서의 측정은 고 입력 임피던스에 따른 전압 구동 회로가 필요하며, National semiconductor 사의 LMC 6001 칩을 사용하여 H<sup>+</sup> 활동도에 따른 여기 전위값을 감지하는 시스템을 구성하였다. 이론상 분석 용액의 H<sup>+</sup> 활동도의 변화에 따라 발생하는 전위값은 Nernst 방정식에 따라 59.2mV/pH로 나타나는 데, 본 구동회로는 전압값을 증폭하여 pH에 따라 100mV의 출력값으로 표시하게 설계하였으며, 반전 증폭으로 pH가 높을수록 높은 전위값이 발생하도록 하였다. 제작된 pH 센서는 25℃에서 pH 2에서 pH 11까지의 pH 값이 검증된 pH buffer 용액에서 측정하였다. 여기서 제작된 MEMS형 pH 센서는 안정화된 응답 시간이 약 2-3분 정도 걸렸으며, 실험시 pH 값이 높은 산성에서 염기성으로 염기성에서 산성으로 여러번 반복 측정하여 얻은 평균 값이다.

Fig. 7은 최종적으로 센서를 완성하고 난 다음 pH 변화 및 시간에 따른 안정성에 대한 측정 결과이다. Fig.



(a) Potential changes with pH values



(b) Potential stability with time

Fig. 7 Characteristics of fabricated pH sensors

7-a는 각각 전기 양극 반응과 KCrO<sub>3</sub>/Cl에 화학 용액 반응으로 형성된 기준 전극에 대한 25℃, pH buffer 용액에 측정된 각 pH에 따른 전위차 값을 나타내었다. 두 방법에 있어 전위값 차이는 거의 없으며, pH당 약 90mV의 값으로 선형적으로 나타나고 있다. 구동 회로 설계시 pH당 100mV의 전압 차이를 고려한 것과 비교하였을 때, 10mV의 오차가 발생하였는데, 이것은 센서를 소형화하기 위하여 수행된 박막 연마 공정에서 발생한 감응막인 glass 표면 스크래치나 표면의 비대칭적 균일성 때문에 나타난 오차라 추정된다. 한편 시간에 따른 전위값 변화는 상용화되어 있는 유리 전극형 pH 센서들에서도 일어나며, 이것은 기본적으로 액관 접촉부 영역에서 측정 용액과 기준 용액과는 한천을 사이에 두고 미세하지만 누설이 있으며, 이것이 포화 기준용액에서 Cl 이온의 농도를 변하게 하여 결국 기준전위의 변위를 발생시킨다. 두

가지 방법으로 형성된 기준 전극들로 형성된 센서들을 pH 7에서 이러한 전위값 변화를 관찰할 목적으로 수행한 결과가 Fig. 7-b이다. 전기 양극 방법의 기준전극으로 제작된 센서는 초기 측정시 전압값이 초기에 40mV에서 24 시간 후에는 약 100mV의 변화를 보였고,  $KCrO_4Cl$ 에 화학 용액 반응의 경우에는 초기에 약 30mV, 그리고 24시간 후에는 60mV의 변화를 나타내어 상대적으로 낮은 변화율을 나타내었다. 이것은 누설에 의한 영향을 고려하더라도  $KCrO_4Cl$ 에 화학 용액 반응으로 만들어진 Ag/AgCl 기준 전극이 상대적으로 작은 전압값 변화를 나타내는데, 이것은 기준 전극의 표면상태와 관련된 것으로 사료되며, 향후에 이에 대한 자세한 연구가 진행될 것이다.

## 5. 결론

유리 전극형 pH 센서의 기본원리를 적용하여 미량의 용액 속에 들어있는  $H^+$ 를 감지할 수 있는 MEMS형 소형  $H^+$  감지 센서를 제작하였다. 기본 구조물은 Si bulk 이방성 식각으로 형성하였으며, 일정한 기준 전위차를 발생시키는 기준 전극부의 Ag/AgCl은 식각된 구조물 경사면에 Ag 박막을 증착한 후, 전기 양극 반응과  $KCrO_4Cl$  화학 용액반응으로 형성하였고, 후자가 granular의 크기 및 표면 거칠기가 작용을 관찰할 수 있었다.  $H^+$ 의 감응막으로  $SiO_2$ 가 72.02%,  $Na_2O$ 가 22.13%, 그리고  $CaO$ 가 5.85%의 조성비를 가진 유리를 제작하였고, 이를 100 $\mu$ m 수준으로 연마하여 지시 전극부에 접합하였다. 분석 용액과 기준 전극 용액 성분 혼합을 방지하는 액간 접촉부는 또 다른 실리콘 이방성 식각된 구조에 한천을 삽입하여, 이를 기본 구조물에 접합하여 완성하였다. 제작된 pH 센서의  $H^+$  활동도 측정에서는 90mV/pH의 전위차가 발생하는 것을 알 수 있었고, 안정성에서는 용액 반응법으로 제작된 기준전극을 가진 pH 센서가 시간에 따라 상대적으로 전위차 변화가 작아 적용성이 큼을 알 수 있었다.

향후 액간 접촉부의 전류 도통막을 반도체 공정으로 가능한 다공질  $SiO_2$ 로 변경하고 기준전극에 대한 명확한 정의가 이루어진다면 센서의 크기가 더 작아지고, 안정성이 크게 향상될 것으로 사료된다.

## 참고문헌

- [1] J. Bryzek, "Impact of MEMS technology on society," *Sensors and Actuators, A* 56, pp. 1-9, (1996)
- [2] H. Galster, "pH measurement", VCH, pp. 67-194, (1991)
- [3] W. Hoffman and R. Rapp, "Integrated micro-analytical system with electrochemical detection," *Sensors and Actuators, B* 34, pp. 471-475, (1996)
- [4] K. M. Lee, and B. K. Sohn, "Fabrication and its biomedical application of the pH-ISFET microprobe," *Journal of KIEE*, Vol. 25, No. 11, pp. 62-68, (1988)
- [5] C. Cane, I. Gracia, and A. Merlos, "Micro-technologies for pH ISFET chemical sensors," *Microelectronics*, Vol. 28, pp. 389-405, (1997)
- [6] L. J. Bosse, and P. Bergveld. "Properties of Ag/AgCl electrodes fabricated with IC-compatible technologies," *Sensors and Actuators*, Vol. 9, pp. 179-197, (1986)
- [7] H. Suzuki, T. Hirakawa, S. Sasaki, and I. Karube, "Micromachined liquid-junction Ag/AgCl reference electrode," *Sensors and Actuators, B* 46 pp. 146-154, (1998)
- [8] K. R. Temsamani, and K. L. Cheng. "Studies of chloride adsorption on the Ag/AgCl electrode," *Sensors and Actuators, B* 76, pp. 1-5, (2001)
- [9] D. Hubbard, "Hygroscopicity and Electrode function (pH response) of glasses as a measure of service ability," *J. Res. NBS*, Vol. 36, pp. 511-520, (1946)
- [10] J. T. L. Thong, W. K. Choi, and C. W. Chong, "TMAH etching of silicon and the interaction of etching parameters," *Sensors and Actuators, A* 34, pp. 243-249, (1997)
- [11] A. Wikby, "Chemical and electrical properties of the surface layers of some glass electrodes," *Electrochimica Acta*, Vol. 19, pp. 329-336, (1973)