

유연한 폴리이미드 기판 위에 구현된 확장형 게이트를 갖는 Silicon-on-Insulator 기반 고성능 이중게이트 이온 감지 전계 효과 트랜지스터

임철민, 조원주^a

광운대학교 전자재료공학과

High-Performance Silicon-on-Insulator Based Dual-Gate Ion-Sensitive Field Effect Transistor with Flexible Polyimide Substrate-based Extended Gate

Cheol-Min Lim and Won-Ju Cho^a

Department of Electronic Materials Engineering, Kwangwoon University, Seoul 01897, Korea

(Received October 16, 2015; Revised October 23, 2015; Accepted October 23, 2015)

Abstract: In this study, we fabricated the dual gate (DG) ion-sensitive field-effect-transistor (ISFET) with flexible polyimide (PI) extended gate (EG). The DG ISFETs significantly enhanced the sensitivity of pH in electrolytes from 60 mV/pH to 1152.17 mV/pH and effectively improved the drift and hysteresis phenomenon. This is attributed to the capacitive coupling effect between top gate and bottom gate insulators of the channel in silicon-on-transistor (SOI) metal-oxide-semiconductor (MOS) FETs. Accordingly, it is expected that the PI-EG based DG-ISFETs is promising technology for high-performance flexible biosensor applications.

Keywords: ISFET, Extended gate, Dual gate, Polyimide

1. 서론

최근 바이오센서는 다른 측정 방법들과 비교하여 분석 물질을 신속·정확하게 분석 가능한 장점으로 인해 환경, 의료, 생명공학 및 분석화학 등의 다양한 분야에 응용이 가능하기 때문에 활발하게 연구되고 있다 [1,2]. 바이오센서란 생물학적 반응을 감지 가능한 신호로 변환하는 소자로서 생체 감지 물질과 신호변환기로 구성되어 있다. 생체 감지 물질의 종류에는 세포,

항원-항체, DNA, 효소 등이 있으며, 신호변환기로는 형광, 전계 효과 트랜지스터 (field-effect-transistor, FET), SPR (surface plasmon resonance), 전기화학, 열 센서 등 다양한 물리 화학적 방법이 사용되고 있다. 특히, FET 기반의 바이오센서는 작은 소자 크기, 견고한 구조, CMOS 공정과 호환이 가능한 이유로 관심을 받고 있으며 많은 연구가 진행되고 있다 [3,4].

대표적인 FET 기반 바이오센서에는 이온 감지 전계 효과 트랜지스터 (ion-sensitive field-effect-transistor, ISFET)가 있다. ISFET의 구조는 기존의 금속 산화물 반도체 트랜지스터 (metal-oxide-semiconductor field-effect-transistor, MOSFET)를 기반으로 고안되었으며, MOSFET의 게이트 전극 대신 전해질과 기준전극으로 대체된 구조를 가지고 있다. 즉, 감지막의 역할을 하는 절연막이 전해

a. Corresponding author; chowj@kw.ac.kr

질과 직접적인 접촉을 하게 되고, 감지막 표면과 전해질 내에 포함되어 있는 이온들이 반응함에 따라 용액 내에 포함되어 있는 이온의 농도를 구별할 수 있으며, 이와 같은 원리를 이용하여 pH 센서로서 많은 연구가 진행되어져 왔다 [5,6]. 그러나 반도체 기반의 ISFET는 높은 수율, label-free 검출, 낮은 단가 등과 같은 다양한 장점을 가지고 있지만 한 소자 내에 감지부와 측정부가 위치함으로써 검출하고자 하는 화학 용액에 의하여 손상을 입기 쉽다. 또한, 분석하고자 하는 물질에 대해 상온에서 최대 59 mV/pH의 Nernst 반응 한계 때문에 상용화에 어려움이 있었다. 이와 같은 문제점을 보완하기 위하여 본 연구에서는 화학 용액에 접촉하는 감지부인 게이트가 측정부인 트랜지스터에서 분리된 확장형 센서 (extended-gate field effect transistor, EGFET)를 제작하였다.

특히, 기존의 ISFET는 벌크 실리콘 기판을 이용하여 단일 게이트 구조로 제작하였지만, 본 연구에서는 측정부를 silicon-on-insulator (SOI) 기판을 이용하여 이중 게이트 (dual-gate, DG) 구조의 전계 효과 트랜지스터를 제작하여 실리콘 채널의 상하부에 존재하는 산화막의 캐패시티브 커플링 현상을 이용하여 감도를 크게 높였다. 한편, 확장형 센서의 감지부는 PI 기판 위에서 형성되어 유연하면서도 가볍고, 낮은 단가로도 제작이 용이하기 때문에 상용화에 적합한 플랫폼을 제공할 수 있도록 하였다. 제작된 PI 기반의 확장형 게이트를 가지는 고성능 이중 게이트 이온 감지 전계 효과 트랜지스터의 pH에 대한 감도, 전해질에서의 안전성 및 신뢰성에 대해서 평가하여, pH 센서의 감도 및 장기 신뢰성이 크게 개선된 고성능 플랫폼 바이오펜서 응용이 가능하다는 것을 확인하였다.

2. 실험 방법

2.1 SOI 전계 효과 트랜지스터 제작

이중 게이트 구조의 전계 효과 트랜지스터는 p-type의 실리콘 기판 위에 750 nm의 매몰 산화막층 (buried oxide, BOX)를 형성시키고, 그 위에 (100) 면 방향과 보론 (boron)이 $1 \times 10^{15} \text{ cm}^{-3}$ 으로 도핑된 두께 100 nm의 p-type 단결정 실리콘 박막층을 가지는 silicon-on-insulator (SOI) 기판을 이용하여 제작하였다. 먼저, 표준 RCA 클리닝을 이용하여 표면의 오염 및 자연 산화막을 제거한 후에 리소그래피 공정을 이

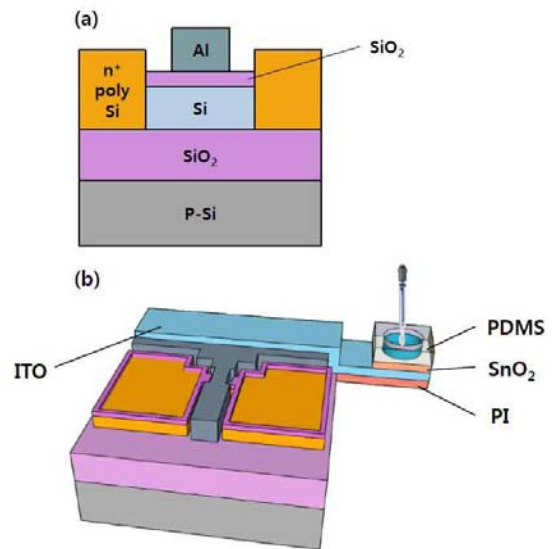


Fig. 1. Schematic illustration of the (a) SOI based DG TFT, (b) ISFET with PI based extended gate.

용하여 소자가 만들어질 활성화 영역을 만들었고, 소스/드레인 접합부 형성을 위하여 고농도의 인 (phosphorus)이 도핑된 두께 150 nm의 다결정 실리콘 박막을 650°C에서 low pressure chemical vapor deposition (LPCVD) 방법으로 증착하였다. 리소그래피를 이용하여 소스/드레인 영역을 정의한 다음, 플라즈마 식각 방법으로 선택 영역 이외의 다결정 실리콘 박막을 제거하였다. 게이트 절연막 형성을 위하여 10 nm 두께의 스퍼터 산화막을 증착한 다음, 소스/드레인 다결정 실리콘 내의 불순물 활성화를 위하여 N_2/O_2 가스 분위기에서 950°C, 30초간의 급속열처리를 실시하였다. 상부 게이트 전극 형성을 위하여 200 nm 두께의 Al 박막을 DC 스퍼터로 증착한 후, 리소그래피를 이용하여 게이트 패턴을 형성시켰다. 마지막으로 전기적 특성을 개선시키기 위하여 450°C, H_2/N_2 혼합가스 분위기에서 30분간의 퍼니스 열처리를 실시하였다. 제작된 이중게이트 전계 효과 트랜지스터의 구조는 그림 1(a)에 나타나 있다.

2.2 확장형 게이트 (Extended-Gate, EG) 제작

확장형 센서의 감지부인 EG는 PI 기판을 이용하여 제작하였다. 이소프로필 알콜 (isopropyl alcohol, IPA)과 deionized (DI) water을 이용하여 PI 표면 세

정을 진행한 후, 감지막에서의 전하량 변화를 SOI 전계 효과 트랜지스터의 게이트 전극으로 전달하기 위하여 150 nm 두께의 ITO (indium tin oxide)를 RF 스퍼터로 증착하였다. 감지막은 우수한 pH 감지 특성과 신뢰성을 가지는 50 nm 두께의 SnO₂ 박막을 사용하였다 [7]. 마지막으로 pH 완충 용액을 주입하기 위하여 PDMS (polydimethylsiloxane)를 이용하여 용기 (reservoir)를 제작하였고, 실리콘 글루를 이용하여 감지막 위에 단단히 고정시켰다. 추가적으로 PI 기판 기반의 확장형 센서의 대조군으로서 실리콘 기판에서 제작된 확장형 센서의 특성을 비교하였다. 그림 1(b)는 제작된 SOI 전계 효과 트랜지스터와 PI 기반의 EG가 결합된 확장형 센서의 구조를 나타낸다.

2.3 측정 방법

제작된 소자의 전기적 특성 및 pH 감지 능력에 대한 평가는 Agilent 4156B 반도체 파라미터 분석 장비를 이용하여 측정되었으며 빛과 외부 환경에 대한 영향을 피하기 위하여 암상자 안에서 실시하였다. 또한, 소자의 안정성 및 신뢰성을 평가하기 위하여 히스테리시스 현상과 드리프트 효과를 평가하였다. 먼저, 히스테리시스 평가는 pH7 - pH10 - pH7 - pH4 - pH7 순서로 각 pH 용액당 2분 간격으로 5회씩 측정하였으며 총 50분 동안 진행하였다.

본 연구에서는 1 nA를 기준 전류(reference current, I_R)로 정의하였고, 1 nA에 해당하는 전압을 기준 전압(reference voltage, V_R)으로 정의하였다. 히스테리시스의 크기는 pH 루프의 처음과 마지막에서의 pH7의 V_R 차이로서 정의하였다. 한편, 드리프트 효과는 pH7 완충 용액에서 총 6시간 동안 V_R 의 변화량 관찰을 통하여 평가되었다. 추가적으로 PI 기판 기반의 확장형 센서의 대조군으로서 실리콘 기판에서 제작된 확장형 센서를 제작하여 각 소자의 특성을 비교하였다.

3. 결과 및 고찰

실리콘 채널의 상하부에 존재하는 산화막 사이에서 발생하는 캐패시티브 커플링 현상을 이용하여 pH 감지 능력을 극대화시키기 위해서는 SOI 전계 효과 트랜지스터의 상부 게이트 (top-gate)와 하부 게이트 (bottom-gate) 각각에 의해 독립적으로 잘 작동되어야 한다. 그림 2(a)와 (b)는 각각 상부와 하부 게이트 중

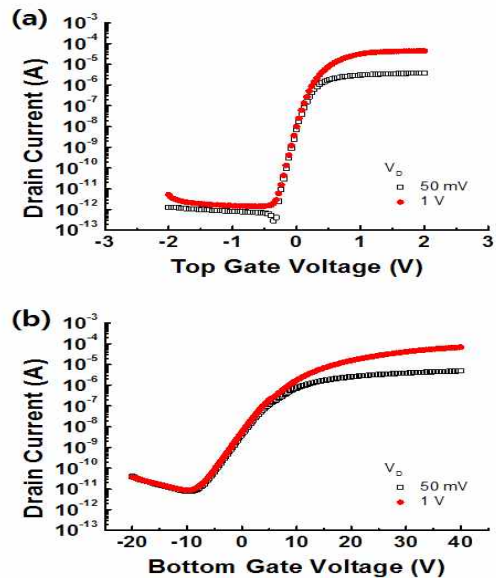


Fig. 2. Transfer characteristic curve of the fabricated SOI TFT with (a) top-gate sweep and (b) bottom-gate sweep.

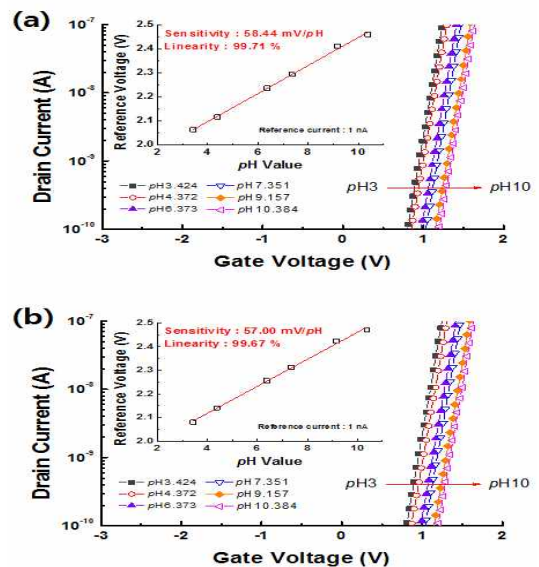


Fig. 3. Transfer characteristic curve of the (a) Si-based EGFET, (b) PI-based EGFET with SG mode operation for various pH buffer solutions.

하나만을 이용해서 소자를 동작시킨 경우의 전달 특성 곡선이다. 그림의 결과와 같이 제작된 SOI 전계 효과 트랜지스터는 상부와 하부의 게이트 각각에 대하여 잘 동작하였다. 특히, 상부 게이트만을 이용해서 소자를

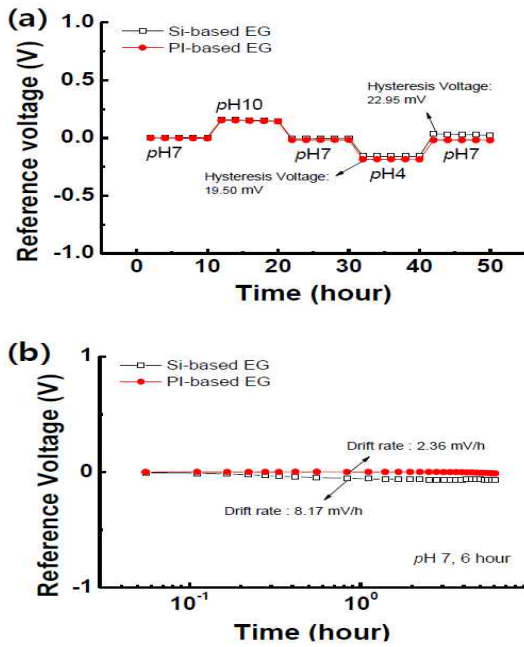


Fig. 4. (a) Hysteresis phenomenon, (b) drift characteristics of Si & PI based EGFET with SG mode operation.

동작시킬 경우 2.83×10^7 의 높은 on/off 전류비와 68 mV/dec의 낮은 subthreshold swing 값을 나타내었다. 한편, 하부 게이트만을 이용해서 소자를 동작시킬 경우 4.26×10^6 의 on/off 전류비와 2524 mV/dec의 subthreshold swing 값을 나타내었다. 이와 같이 상부 게이트 동작이 하부 게이트 동작보다 더 큰 on/off 전류비와 더 낮은 subthreshold swing 값을 나타내는 이유는 상부와 하부 절연막의 두께 차이에 따른 채널의 형성 전압이 달라지기 때문이다.

그림 3은 SOI 전계 효과 트랜지스터의 상부 게이트만을 이용하여 트랜지스터의 동작전압 인가와 pH 변화검출을 동시에 수행하도록 한 단일 게이트 (single-gate, SG) 모드에서 pH 완충 용액의 변화에 따른 (a) 실리콘 그리고 (b) PI 기반의 확장형 센서의 전달 특성 곡선을 나타내었다. 드레인 전압은 각각 50 mV에서 측정되었으며 1 nA의 기준 전류에서 기준 전압을 추출하였다. SG 모드에서 pH 변화에 따른 기준 전압의 변화는 실리콘과 PI 기반 센서의 감지도가 Nernst 반응 감도 한계인 59 mV/pH에 가까운 58.4 mV/pH와 57 mV/pH를 나타내었다. 따라서, PI 기반 위에 제작된 확장형 센서에서도 기존의 실리콘 기판에서 제작된 확장형 센서와 동일한 정도로 잘 동작하고 있음을 보여준다.

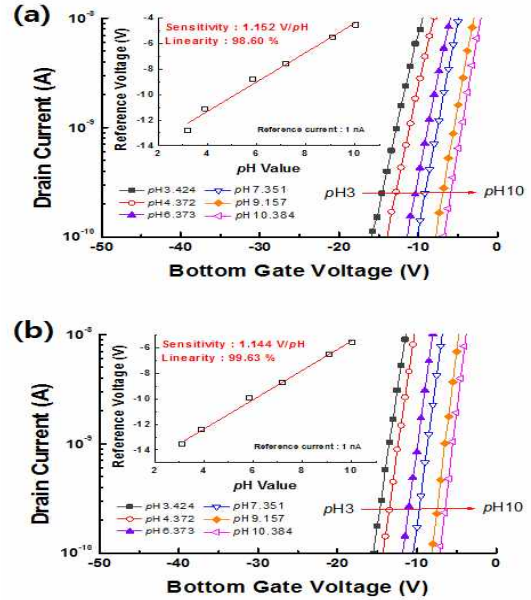


Fig. 5. Transfer characteristic curve of the (a) Si-based EGFET (b) PI-based EGFET with DG mode operation for various pH buffer solutions.

그림 4는 SG 모드 동작에서 (a) 실리콘 그리고 (b) PI 기반의 확장형 센서로부터 얻어진 히스테리시스와 드리프트 특성을 각각 나타내고 있다. 센서 소자에서는 감지 특성만큼 안정성 및 신뢰성이 매우 중요하다고 할 수 있다. 대표적으로 히스테리시스 현상은 감지막 표면이 전해질 내의 이온들과 반응이 늦게 일어나면서 변화하는 미소 전하량 때문에 발생하며 기준 전압의 변화를 초래한다 [8]. 한편, 드리프트는 감지막 표면이 전해질에 장시간 동안 노출될 때, 이온이 감지막 내부로 침투함에 따라서 변화하는 전하량에 의한 기준 전압의 변화량이다 [9]. 히스테리시스와 드리프트 특성을 통해서 본 소자의 안정성 및 신뢰성은 감지 특성과 마찬가지로 PI 기반의 확장형 센서가 실리콘 기반의 확장형 센서와 거의 동등한 특성을 가지는 것을 확인하였다.

그림 5는 SOI 전계 효과 트랜지스터의 하부게이트에서 트랜지스터의 동작전압 인가와 상부 게이트에서 pH 변화검출을 동시에 수행하도록 한 이중 게이트 (dual-gate, DG) 모드에서 pH 완충 용액의 변화에 따른 (a) 실리콘 그리고 (b) PI 기반의 확장형 센서에 대한 전달 특성 곡선을 나타내었다. 실리콘과 PI 기반 확장형 센서 모두 DG 모드 동작의 경우에는 그림 3의

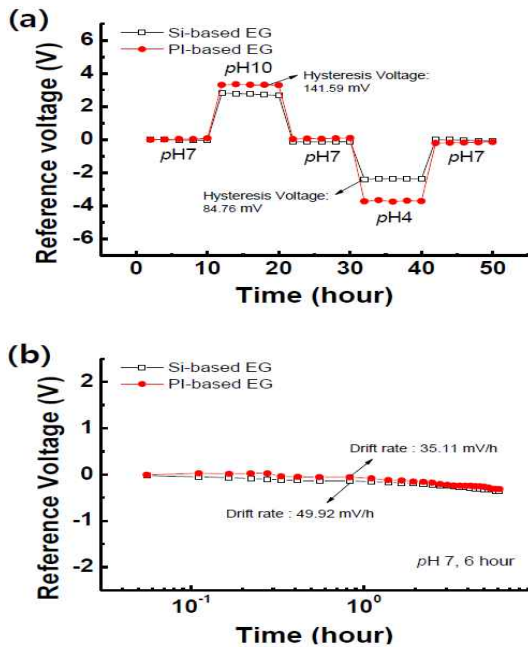


Fig. 6. (a) Hysteresis phenomenon, (b) drift characteristics of Si & PI based EGFET with DG mode operation.

Table 1. pH sensing characteristics with SG & DG mode for Si & PI based EGFET.

		Sensitivity (mV/pH)	Linearity (%)	Hysteresis voltage (V_H) (mV)	Drift rate (mV/h)	V_{th} error (%)	Drift rate error (%)
Si-based EGFET	SG mode	58.44	99.71	22.95	8.17	39.27	13.98
	DG mode	1152.17	98.60	84.76	49.92	7.36	4.33
PI-based EGFET	SG mode	57.00	99.67	19.50	2.36	34.21	4.14
	DG mode	1143.91	99.63	141.59	35.11	12.38	3.07

SG 모드 동작과 비교하여 약 20배에 가까운 1152.17 mV/pH와 1143.97 mV/pH의 감지도의 향상을 얻을 수 있었다. 이와 같은 감지도의 큰 증가는 SOI 전계 효과 트랜지스터의 상부와 하부 산화막 사이에 일어나는 캐패시티브 커플링 현상에 의해서 일어나며, 종래의 벌크 실리콘 기판을 이용한 단일 게이트 구조의 전계 효과 트랜지스터에서는 절대 얻을 수 없는 큰 장점이다 [10,11].

그림 6은 DG 모드 동작에서 실리콘 또는 PI 기반 확장형 센서의 (a) 히스테리시스 현상 및 (b) 드리프트 특성이다. 먼저 실리콘과 PI 기반 확장형 센서에서 얻어진 히스테리시스와 드리프트 특성을 비교하였을 경

우, 둘 다 비슷한 오차 범위와 안정한 동작을 보이는 것을 확인하였다. 또한 SG 모드와 비교하였을 경우 (그림 4), DG 모드에서 감지도가 20배 정도 증가된 것을 고려하면 상대적으로 소자의 안정성이 좋아졌음을 볼 수 있다. 이는 감지도의 크기를 고려한 파라미터인 히스테리시스 전압 오차 (V_H error)와 드리프트 오차 (drift rate error)를 통하여 확인할 수 있다. 본 연구에서 제작된 소자들의 SG 동작 모드와 DG 동작 모드 pH 감지 특성을 표 1에 나타내었다.

4. 결론

본 연구에서는 유연한 PI 기반의 확장형 게이트를 가지는 고성능 이중 게이트 이온 감지 전계 효과 트랜지스터를 제작하였다. SOI 기반의 이중 게이트 구조의 전계 효과 트랜지스터 소자는 실리콘 채널의 상부와 하부에 위치한 두 개의 게이트 사이에 발생하는 캐패시티브 커플링 현상을 이용하여 소자의 안정성 및 신뢰성 향상과 함께 기존 60 mV/pH의 Nernst 반응 감도 한계를 크게 뛰어넘는 1143.91 mV/pH의 반응 감도를 실현할 수 있었다. 한편, PI 확장형 게이트는 실리콘 확장형 게이트와 비교해서 거의 대등한 감지도와 안정성을 가지고 있었다. 또한, PI 기반의 확장형 센서는 상용화에 근접한 더 가볍고 저렴한 플랫폼을 제공할 수 있다. 따라서 유연한 확장형 게이트를 갖는 고성능 이중게이트 이온 감지 전계 효과 트랜지스터의 플랫폼은 미래 다양한 분야에서 FET 기반 바이오센서의 응용에 큰 파급효과를 가져올 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업 (No. 2013R1A1A2A10011202) 및 2015년도 한국과학기술연구원 개방형 연구사업의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. 2E25722).

REFERENCES

- [1] A. J. Haes, L. Chang, W. L. Klein, and R. P. Van Duyne, *J. Am. Chem. Soc.*, **127**, 2264 (2005).

- [DOI: <http://dx.doi.org/10.1021/ja044087q>]
- [2] R. L. Edelstein, C. R. Tamanaha, P. E. Sheehan, M. M. Miller, D. R. Baselt, L. Whitman, and R. J. Colton, *Biosens. Bioelectron.*, **14**, 805 (2000).
[DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0956-5663\(99\)00054-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0956-5663(99)00054-8)]
- [3] K. S. Kim, H. S. Lee, J. A. Yang, M. H. Jo, and S. K. Hahn, *Nanotechnology*, **20**, 235501 (2009).
[DOI: <http://dx.doi.org/10.1088/0957-4484/20/23/235501>]
- [4] H. M. So, K. Won, Y. H. Kim, B. K. Kim, B. H. Ryu, P. S. Na, and J. O. Lee, *J. Am. Chem. Soc.*, **127**, 11906 (2005). [DOI: <http://dx.doi.org/10.1021/ja053094r>]
- [5] D. H. Kwon, B. W. Cho, C. S. Kim, and B. K. Sohn, *Sensor. Actuat. B-Chem.*, **34**, 441 (1996).
[DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0925-4005\(96\)01938-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0925-4005(96)01938-7)]
- [6] T. Akiyama, Y. Ujihira, Y. Okabe, T. Sugano, and E. Niki, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **29**, 1936 (1982).
[DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/T-ED.1982.21054>]
- [7] L. L. Chi, J. C. Chou, W. Y. Chung, T. P. Sun, and S. K. Hsiung, *Mater. Chem. Phys.*, **63**, 19 (2000).
[DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0254-0584\(99\)00184-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0254-0584(99)00184-4)]
- [8] L. Bousse and P. Bergveld, *Sens Actuators*, **6**, 65 (1984).
[DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/0250-6874\(84\)80028-1](http://dx.doi.org/10.1016/0250-6874(84)80028-1)]
- [9] S. Jamasb, S. Collins, and R. L. Smith, *Sens Actuators B Chem.*, **49**, 146 (1998).
[DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0925-4005\(98\)00040-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0925-4005(98)00040-9)]
- [10] H. K. Lim and J. G. Fossum, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **30**, 1244 (1983). [DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/T-ED.1983.21282>]
- [11] H. J. Jang and W. J. Cho, *Sci. Rep.*, **4** (2014).