

FET센서 감도 향상 측정을 위한 최적화

손영수

대구가톨릭대학교 의공학과
(2014년 11월 9일 접수, 2014년 12월 9일 심사, 2014년 12월 23일 채택)

Optimization for Higher Sensitive Measurements of FET-type Sensors

Young-Soo Sohn

Department of Biomedical Engineering, Catholic University of Daegu, 13-13 Hayang-ro, Hayang-eup, Gyeongsan, Gyeongbuk 712-702, Republic of Korea

(Received November 9, 2014; Revised December 9, 2014; Accepted December 23, 2014)

초 록

전계 효과 트랜지스터(FET) 기반의 이온 또는 바이오센서에 대한 연구는 지금까지 활발하게 이루어지고 있다. 본 논문에서는 여러 가지 측정 방법 중에 FET 게이트 절연체 위의 감지막과 이온 또는 생분자의 상호작용으로 전하 분포의 변화가 일어나면 이로 인해 드레인 전류의 변화를 측정하는 방법을 기반으로, 동일한 입력 신호, 즉 동일한 이온 또는 생분자의 농도에 대해 최적의 출력 신호를 얻기 위한 방법에 대해 논의한다. 대표적인 FET 센서는 이온 감지 FET (ISFET)로 본 논문에서는 pH를 측정하는 센서를 이용하였다. ISFET는 게이트 전압 대신 기준전극 전압을 가하는데 이 기준전극 전압과 드레인 전류의 관계식을 측정하여, 가장 기울기가 큰 곳을 찾아 이를 기준으로 동작범위에서의 입력 변화에 대해 출력 신호인 포화영역에서 드레인 전류의 변화가 큰 조건을 설정해 보았다.

Abstract

Field-effect transistor (FET)-based ion or biosensors have been intensively studied so far. Among many measurement methods, the variation of the drain current can be induced when ions or biomolecules are interacted with sensing membranes located on the gate insulator of FET. One of typical FET-type sensors is an ion-sensitive field-effect transistor (ISFET) utilized in this study. In ISFET, the voltage is usually applied to the reference electrode instead of the gate voltage. Firstly, the voltage applied to the reference electrode versus the drain current was observed, and the steepest slope in this graph was found. Using this point, the optimized condition was established for the larger variation of the drain current in the saturated region in response to the variation of the input in the dynamic range.

Keywords: Field-effect transistor, Optimization, Sensitivity

1. 서 론

Bergveld[1]가 1970년에 처음으로 MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)를 변형한 ISFET (ion-sensitive FET)를 소개한 이후로 FET 기반의 센서는 지금까지 고감도, 비표지, 현시적 이온 또는 바이오센서로서 연구되어 왔다[2,3]. 특히 실리콘 (silicon)을 기반으로 하면 회로와의 집적화를 통한 지능화에 유리하고 또한 성숙된 반도체 기술을 활용한다는 관점에서 소형화에 유리하다 [2-4]. FET형 이온 또는 바이오센서의 기본 원리는 Figure 1에서 보듯이 감지막(sensing membrane)을 FET의 gate 절연막 위에 형성하고 이 감지막이 측정하고자 하는 전하를 띤 대상(target, analyte)과 상호작용

을 하면, gate 표면 부분의 전하 밀도 변화가 gate 절연막 아래 channel(반도체와 절연체 경계면 아래 반도체에 있는 source와 drain사이 전류가 흐를 수 있는 경로)에 있는 전하 carrier의 양(농도)에 변화를 유도한다. 이 source와 drain 사이의 channel에 전하 carrier의 양(농도)의 변화를 전류로 측정하면 역으로 gate 절연체 표면 위 감지막과 반응한 target을 정성적으로 또는 정량적으로 측정할 수 있다[5-6]. 이 원리를 이용한 FET형 센서는 micro-FET에만 제한된 것이 아니라 나노선(nanowire)을 기반으로 하는 FET형 센서에도 적용된다[7-11].

앞에서 언급하였듯이 일반적으로 FET형 센서는 target이 감지막과 상호작용하면 gate 부분에 전하 분포의 변화가 일어나고, 이 변화를 drain 전류(I_d)라고 불리우는 source와 drain 사이의 전류를 측정하여 target을 분석한다. 측정 원리는 MOSFET에서 gate 절연체 위에 있는 gate 전극에 전압의 변화를 주어 I_d 를 조절하는 것과 유사한 논리이다. 따라서 FET형 이온 또는 바이오센서를 적용하기 위해서는 먼저 MOSFET의 gate 전압의 해당되는 기준전극(reference electrode)의 전압(V_{ref})과 I_d 사이의 관계를 확인하는 것이 필요할 것이다.

본 논문에서는 FET형 이온 또는 바이오센서를 이용하여 target 또

† Corresponding Author: Catholic University of Daegu,
Department of Biomedical Engineering, 13-13 Hayang-ro, Hayang-eup,
Gyeongsan, Gyeongbuk 712-702, Republic of Korea
Tel: +82-53-850-2513 e-mail: sohny@s@cu.ac.kr

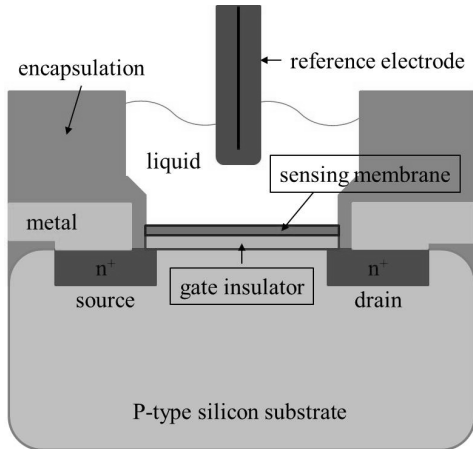


Figure 1. n-channel cross-sectional view of ISFET.

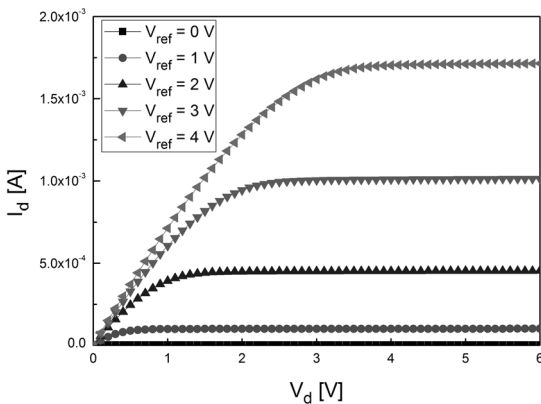


Figure 2. V_d - I_d characteristic curves of Al_2O_3 -ISFET in DI water.

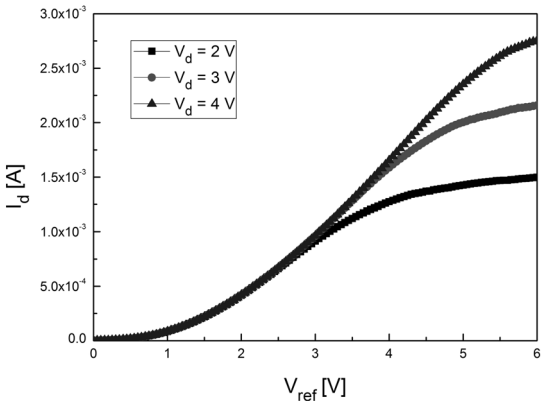


Figure 3. V_{ref} - I_d characteristic curves of Al_2O_3 -ISFET in DI water.

는 analyte을 감지할 때, gate 절연체 위 감지막에 전하 분포가 바뀌었을 때 출력 신호가 어떻게 바뀌는지에 대해 간단하게 언급하고, 동량의 입력 변화에 대해 최적의 출력 신호를 얻기 위한 gate 전압의 선택에 대해 토의하고자 한다. 이를 위해 사용되는 FET형 센서는 pH를 측정할 수 있는 ISFET이다.

2. 실험

본 논문에서 사용된 ISFET은 pH 측정용으로 제작되었으며, pH를

감지하기 위해서 사용한 감지막은 Al_2O_3 이다[12]. 사용된 센서는 n-channel ISFET으로 MOSFET의 gate 전압에 해당되는 전압은 기준 전극에 걸어주는 전압(V_{ref})으로 source나 기판(substrate)에 비해 양(+)의 전압을 충분히 걸어주면 channel에 반전(inversion)이 일어나 I_d 가 흐르게 되고, 이 전압(V_{ref})을 높일수록 I_d 의 값은 증가하게 된다. 사용된 측정 대상은 표준 pH (standard pH : Duksan, Gyeonggi-do, Korea)를 사용하였다. 센서의 전압-전류 특성을 파악하기 위해 V_{ref} 를 양의 전압으로 증가시키면서 source와 drain 전압차(V_d)와 I_d 사이의 관계를 측정하였고, 이를 위해 처음으로 사용된 용액은 DI (deionized)-water이다. V_{ref} - I_d 의 그래프와 V_d - I_d 그래프를 획득하기 위해 사용된 분석 장비는 반도체 소자 분석기(Elecs EL-423, Daegu, Korea)를 사용하였다. 사용한 기준전극은 Ag/AgCl로 KCl로 채워진 제품이다. DI-water에서 n-channel ISFET의 V_d - I_d 사이의 관계를 Figure 2에 나타내었다. 이로부터 언급한 바와 같이 V_{ref} 가 증가하면 I_d 값도 따라 증가함을 알 수 있고, V_{ref} 가 증가함에 따라 I_d 의 포화영역이 시작하는 V_d 는 증가함을 알 수 있다[5,6,13].

3. 결과 및 고찰

본 실험에서 센서의 입력은 수소 이온 농도, 즉 pH로 ISFET의 gate 절연체 위에 있는 감지막(Al_2O_3)과 상호작용하면 이 부분에 전하분포의 변화가 일어나며, 출력은 이 변화에 따른 I_d 의 변화값을 측정하는 것이다. Gate 절연체 위에 있는 감지막(Al_2O_3) 부분의 전하분포의 변화는 ISFET에 V_{ref} 인가전압에 변화를 주는 것과 유사하다. 먼저 입력 신호(I_d)와 출력신호(감지막 표면에서의 전하 분포 변화) 사이의 관계식을 아래와 같이 표현할 수 있다[5,14].

$$I_d = \mu C_i \frac{W}{L} V_d \tag{1}$$

$$[V_{ref} - (E_{ref} - \phi + \chi_{sol} - \frac{\phi_{si}}{q} - \frac{(Q_i + Q_{ss})}{C_i} - \frac{Q_B}{C_i} + 2\phi_f) - \frac{1}{2} V_d]$$

여기서 μ 는 channel에서 전자의 이동도(mobility)이고, W 와 L 은 channel의 너비와 길이이다. V_{ref} 는 기준전극과 source 사이의 전위차이고, E_{ref} 는 기준전극의 일정한 전기화학 전위이며, ϕ_{si} 은 실리콘의 전자 일함수이고, ϕ_f 는 도핑된 것과 진성 반도체의 페르미 레벨의 차이이며, Q_i , Q_{ss} 와 Q_B 는 각각 절연체 안에, 표면과 경계면에 그리고 공핍 영역에 존재하는 전하들이고, C_i 는 게이트 절연체의 전기용량이고, χ_{sol} 은 용액의 표면 쌍극자 전위이다. 여기서 ϕ 는 전해액-감지막 경계에서의 전위로 이온의 활성도에 의존한다. 즉 ϕ 의 변화에 따라 I_d 값이 변하는 것을 알 수 있다.

위의 식에서 pH의 변화에 따라 다른 변수들은 일정한데 비해 ϕ 가 변하게 된다. 역으로 ϕ 를 일정하다고 가정하고 V_{ref} 가 변한다고 고려해도 두 관계식에서의 입력신호-출력신호와의 선형성은 변하지 않는다. 따라서 먼저 ISFET의 V_{ref} - I_d 의 관계를 얻어 선형적인 영역을 찾았다. Figure 3는 V_d 를 2, 3, 그리고 4 V로 고정시키고 얻은 n-channel ISFET의 V_{ref} - I_d 그래프이다. Figure 3에서 보는 바와 같이 V_d 가 증가함에 따라 선형영역도 증가함을 알 수 있다. 선형영역의 범위를 대략적으로 구할 수 있고, 작은 입력 변화에 큰 출력을 유도할 수 있는 영역을 얻기 위해 V_{ref} - I_d 그래프에서 I_d 를 V_{ref} 에 대해 한번 미분해서 최대값을 구하였다. I_d 를 V_{ref} 에 대해 한번 미분한 그래프를 Figure 4에 나타내었다. $V_d = 2, 3$, 그리고 4 V일 때, I_d 를 V_{ref} 에 대해 미분하여

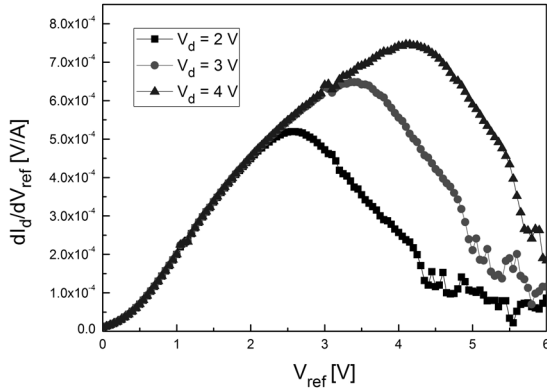


Figure 4. Derivative of I_d with respect to V_{ref} .

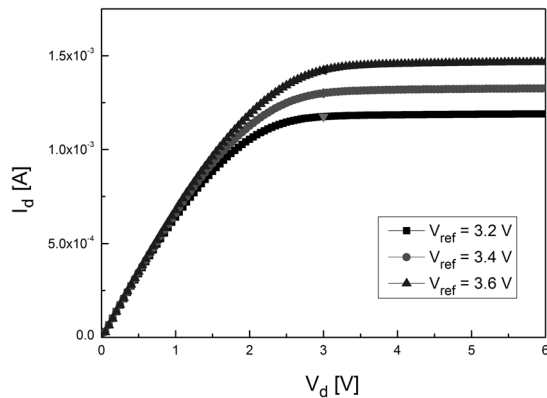


Figure 5. V_d - I_d characteristic curves of Al_2O_3 -ISFET in pH 7 with applied V_{ref} of 3.2 V, 3.4 V and 3.6 V.

은 최대값은 $V_d = 2$ V일 때 $V_{ref} = 2.6$ V, $V_d = 3$ V일 때 $V_{ref} = 3.4$ V, $V_d = 4$ V일 때 $V_{ref} = 4.1$ V이다. 이 값들을 중심으로 Figure 3을 이용하면 $V_d = 2$ V일 때 V_{ref} - I_d 의 근사적 선형영역은 1.5 V - 3.5 V (기울기: 4.74×10^{-4} A/V, Correlation coefficient : 99.9%), $V_d = 3$ V일 때 V_{ref} - I_d 의 근사적 선형영역은 1.75 V - 4.5 V (기울기: 5.82×10^{-4} A/V, Correlation coefficient : 99.8%), $V_d = 4$ V일 때 V_{ref} - I_d 의 근사적 선형영역은 2.0 V - 5.5 V (기울기: 6.63×10^{-4} A/V, Correlation coefficient : 99.8%)이다. 이 결과에서 알 수 있듯이 V_d 가 증가할수록 민감도도 증가하고 선형구간도 함께 증가함을 알 수 있다. 하지만 V_d 값을 크게 하면 전력 손실이 따라 커진다.

$V_d = 3$ V일 때 V_{ref} - I_d 그래프에서 최대 기울기를 가지는 V_{ref} 는 3.4 V이다. 따라서 ISFET은 이론적으로 $V_{ref} = 3.4$ V, $V_d = 3$ V에서 이온이나 전하를 띤 바이오 물질을 검출하면 동일한 농도 변화에 대해 상대적으로 큰 I_d 의 변화값을 측정할 수 있다. Figure 5는 Al_2O_3 -ISFET에 $V_{ref} = 3.2, 3.4$ V, 그리고 3.6 V 인가전압을 가하여 V_d - I_d 특성을 나타내었다. 일반적으로 V_{ref} 값이 증가하면 동일한 입력 변화량에 대해 포화영역에서의 출력신호(I_d 값)는 증가한다는 경향을 알 수 있다. 일반적으로 $V_{ref} = 3.2, 3.4$ V, 그리고 3.6 V에서 pH 4-pH 10에 대한 포화영역($V_d = 5$ V)에서의 출력신호(I_d 값)의 선형 감도는 각각 $-21.45 \mu A/pH$, $-22.67 \mu A/pH$, 그리고 $-23.95 \mu A/pH$ 이다. 즉, V_{ref} 가 증가할수록 동일한 입력 변화에 대해 포화영역에서의 출력 변화는 커진다는 것을 알 수 있다. 이 관점에서 포화영역에서의 출력을 측정할 경우 V_{ref} 가 증가할수록 좋은 감도로 측정할 수 있음을 예측할 수 있다.

$V_{ref} = 3.4$ V, $V_d = 3$ V인 지점은 Figure 5에서 보는 바와 같이 I_d

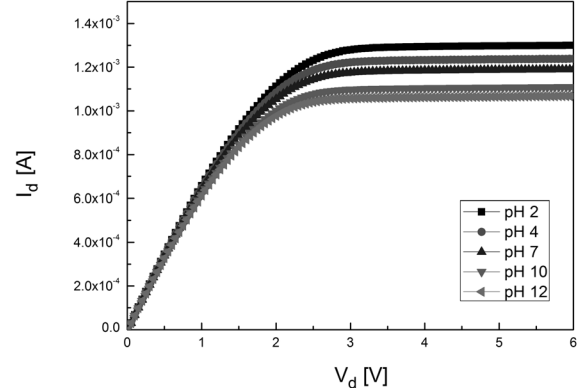


Figure 6. V_d - I_d characteristic curves of Al_2O_3 -ISFET with applied V_{ref} of 3.2 V in various pH solution.

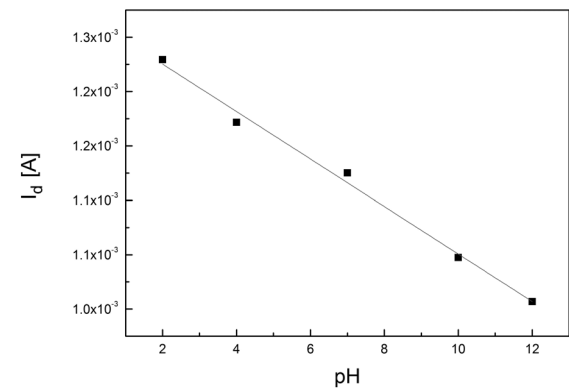


Figure 7. pH versus saturated I_d .

값이 포화되기 시작하는 지점임을 짐작할 수 있다. 따라서 이온이나 전하를 띤 바이오 물질이 FET형 센서의 감지막에 흡착되어 V_{ref} 가 3.4 V보다 큰 전압이 인가되는 효과를 가지게 되면 그때 $V_d = 3$ V에서의 I_d 값은 포화영역이 아닌 곳에서 측정하게 될 수 있다. 포화영역에서의 pH의 변화량과 포화영역이 아닌 곳에서 동일한 pH의 변화량을 비교해 보았다. 예를 들어, $V_{ref} = 3.2$ V이고 $V_d = 3$ V일 때 pH 2에서 pH 12에 대응하는 I_d 값들은 모두 포화영역과 가까운 부분에 위치하고 있고, 이때의 감도는 $-21.8 \mu A/pH$ 이다. 이에 비해 $V_{ref} = 3.6$ V이고 $V_d = 3$ V에서 pH 2에서 pH 12에 대응하는 I_d 값들은 모두 포화영역에 위치하고 있다고 할 수 없고, 이때의 감도는 $-21.3 \mu A/pH$ 으로 오히려 $V_{ref} = 3.2$ V일 때보다 감도가 작아졌음을 알 수 있다.

따라서 $V_d = 3$ V일 때 알맞은 인가 V_{ref} 전압은 $V_{ref} = 3.4$ V보다 작은 값으로 설정하면 유리하다. 이는 감지막에서의 전하량 변화가 V_{ref} 가 증가하는 효과를 만들어내도 포화영역에서 I_d 값의 변화량을 측정할 수 있도록 하기 위함이다. 동작범위를 고려하여 최고 동작범위 값에서의 효과가 $V_{ref} = 3.4$ V일 때의 효과가 비슷해야 한다. 만약 $V_d = 3$ V에서 측정을 한다면 $V_{ref} = 3.4$ V보다 낮은 인가 V_{ref} 전압인 $V_{ref} = 3.2$ V에서 이온 또는 생화학을 측정하면 입력 동작범위에 대한 출력 값이 대부분 포화영역에서 I_d 값으로 나타낼 수도 있을 것이다. Figure 6은 $V_{ref} = 3.2$ V에서 다양한 pH 값(pH 2-pH 12)들을 측정하였다. Figure 6에서 보는 바와 같이 $V_d = 3$ V에서의 각 pH에 반응하는 I_d 값은 포화영역에 있음을 알 수 있다. pH 값이 낮을수록 H^+ 이온의 농도가 많으므로 낮은 pH 값을 측정할 때 Figure 6에서 보는 바와 같이 I_d 값이 크다는 것을 알 수 있다. pH 7인 용액에서 $V_{ref} = 3.4$ V와

$V_d = 3$ V에서 I_d 값은 1.3×10^{-3} A이고, $V_{ref} = 3.2$ V와 $V_d = 3$ V에서 pH 2인 용액에서는 I_d 값이 1.28×10^{-3} A로 동작범위를 pH 2 - pH 12로 정한다면 V_{ref} 의 최적 인가전압은 3.2 V로 볼 수 있다. Figure 7은 이 조건에서 pH에 따른 I_d 값을 나타내었다. pH 2 - pH 12 영역에서 pH와 출력 신호(I_d 값)는 선형적임을 알 수 있으며, 이때의 민감도는 -2.18×10^{-2} mA/pH이고 Correlation coefficient는 99.1%이다.

4. 결 론

FET형 이온 또는 바이오센서의 기본 원리는 감지막이 측정하고자 하는 전하를 띤 대상과 상호작용을 하면 gate 표면 부분의 전하 밀도 변화로 인해 I_d 값이 변하는 원리를 이용한다. 따라서 gate 표면 부분의 전하 밀도 변화와 유사한 역할을 하는 기준전극의 전압(V_{ref})과 I_d 사이의 관계에서 선형 구간을 확인하고, 이 영역 안의 임의의 V_{ref} 를 선택하여 입력 동작범위에서 출력 신호인 I_d 값이 모두 포화영역이 되도록 해야 한다. 본 연구에서 사용한 n-channel ISFET의 일정한 V_d 값에 대해 V_{ref} - I_d 그래프를 구하고, I_d 를 V_{ref} 에 대해 한 번 미분하여 최대 값을 구한다. 이 V_{ref} 의 최대값과 이 값을 얻을 때 주어진 일정한 V_d 값에서 I_d 를 조사하면 이는 I_d 가 포화영역이 시작되는 곳이었다. 따라서 포화영역의 I_d 값을 얻기 위해서는 기울기가 가장 가파를 때의 V_{ref} 값보다 낮은 전압을 V_{ref} 에 인가하여, 최대 동작범위에서도 I_d 값이 포화영역이 되도록 해야 한다. Al_2O_3 -ISFET에서는 $V_d = 3$ V일 때 최대 기울기를 가지는 V_{ref} 는 3.4 V였고, 이 값보다 낮은 V_{ref} 인 3.2 V를 인가하여 pH를 측정하였다. pH 2에서 pH 12 영역을 동작범위로 선택하였을 때 $V_{ref} = 3.2$ V와 $V_d = 3$ V에서 모든 I_d 값은 포화영역에 있었다. 또한 pH 2에서 pH 12에 대한 Al_2O_3 -ISFET의 출력은 선형적으로 변화하는 것을 확인할 수 있었다.

감 사

이 논문은 2014년도 대구가톨릭대학교 교내연구비 지원에 의한 것임.

References

1. P. Bergveld, Development of an ion-sensitive solid-state device for neurophysiological measurement, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-17**, 59-63 (1970).
2. Y.-S. Sohn, Field effect transistors for biomedical application,

Appl. Chem. Eng., **24**, 1-9 (2013).

3. K.-Y. Park, Y.-S. Sohn, C.-K. Kim, H.-S. Kim, Y.-S. Bae, and S.-Y. Choi, Development of FET-type albumin sensor for diagnosing nephritis, *Biosens. Bioelectron.*, **23**, 1904-1907 (2008).
4. Y.-S. Sohn, C.-K. Kim, and S.-Y. Choi, Characteristics of a label-less electrochemical immunosensor based on a field-effect transistor for the detection of a biomarker in urine, *Sensor Lett.*, **7**, 640-643 (2009).
5. P. Bergveld, Thirty years of ISFETOLOGY: What happened in the past 30 years and what may happen in the next 30 years, *Sens. Actuators B*, **88**, 1-20 (2003).
6. M. Kokot, Measurement of sub-nanometer molecular layer with ISFET without a reference electrode dependency, *Sens. Actuators B*, **157**, 424-429 (2011).
7. Y. Cui, Q. Wei, H. Park, and C. M. Lieber, Nanowire Nanosensors for Highly Sensitive and Selective Detection of Biological and Chemical Species, *Science*, **293**, 1289-1292 (2001)
8. A. Kim, C. S. Ah, H. Y. Yu, J.-H. Yang, I. B. Baek, C.-G. Ahn, C. W. park, M. S. Jun, and S. Lee, Ultrasensitive, label-free, and real-time immunodetection using silicon field-effect transistors, *Appl. Phys. Lett.*, **91**, 103901 (2007).
9. E. Stern, J. K. Klemic, D. A. Routenberg, P. N. Wyrembak, D. B. Turner-Evans, A. D. Hamilton, D. A. LaVan, T. M. Fahmy, and M. A. Reed, Label-free immunodetection with CMOS-compatible semiconducting nanowires, *Nature Lett.*, **445**, 519-522 (2007).
10. G. B. Kang, J. M. Park, S. G. Kim, J. G. Koo, J. H. Park, Y.-S. Sohn, and Y. T. Kim, Fabrication and characterisation of CMOS compatible silicon nanowire biosensor, *Electronics Lett.*, **44**, 953-955 (2008).
11. K.-I. Chen, B.-R. Li, and Y.-T. Chen, Silicon nanowire field-effect transistor-based biosensors for biomedical diagnosis and cellular recording investigation, *Nano Today*, **6**, 131-154 (2011).
12. S.-K. Lee, Y.-S. Sohn, and S.-Y. Choi, Fabrication characteristics of Al_2O_3 pH-ion sensitive field-effect transistor fabricated using atomic layer deposition and sputter, *Sensor Lett.*, **9**, 3-6 (2011).
13. B. G. Streetman and S. K. Banerjee, *Solid State Electronic Devices*, 6th Ed., 239, Pearson Prentice Hall, New Jersey, USA (2006).
14. M. J. Schönig and A. Pophossian, Recent advances in biologically sensitive field-effect transistors (BioFETs), *Analyst*, **127**, 1137-1151 (2002).