MOSFET형 바이오 센서를 이용한 디옥시 니발레놀의 검출

임병현 · 권인수* · 이희호 · 최영삼 · 신장규[†] · 최성욱** · 전향숙**

Detection of deoxynivalenol using a MOSFET-based biosensor

Lim Byounghyun, Kwon Insu*, Lee Hee-Ho, Choi Young-Sam, Shin Jang-Kyoo[†],
Choi Sung-Wook**, and Chun Hyang Sook**

Abstract

We have detected deoxynivalenol(DON) using a metal-oxide-semiconductor field-effect-transistor(MOSFET)-based biosensor. The MOSFET-based biosensor is fabricated by a standard complementary metal-oxide-semiconductor(CMOS) process, and the biosensor's electrical characteristics were investigated. The output of the sensor was stabilized by employing a reference electrode that applies a fixed bias to the gate. Au which has a chemical affinity for thiol was used as the gate metal to immobilize a self-assembled monolayer(SAM) made of 16-mercaptohexadecanoic acid(MHDA). The SAM was used to immobilize anti-deoxynivalenol antibody. The carboxyl group of the SAM was bound to the anti-deoxynivalenol antibody. Anti-deoxynivalenol antibody and deoxynivalenol were bound by an antigen-antibody reaction. In this study, it is confirmed that the MOSFET-based biosensor can detect deoxynivalenol at concentrations as low as 0.1 µg/ml. The measurements were performed in phosphate buffered saline(PBS; pH 7.4) solution. To verify the interaction among the SAM, antibody, and antigen, surface plasmon resonance(SPR) measurements were performed.

Key Words : deoxynivalenol, mycotoxin, biosensor, antibody-antigen reaction

1. 서 론

최근 국제적인 개방화 시대에 따른 다양한 가공품 및 농산물의 수입과 사람들의 삶의 질 향상과 질병이 없는 건강한 삶을 위한 욕구가 증가되고 있는 시점에서, 사람들에게 유해한 독소가 포함되어 있으며 쉽게 섭취할 수 있는 식품으로 부터의 안전성에 관한 문제가 증대되고 있다. 그 가운데 곰팡이에 의해 생성되는 곰팡이 독소(mycotoxin)는 열에 안정하여 조리, 가공 후에도 거의 분해되지 않는 특성을 가지고 있어서, 오염된 식품을 섭취한 사람이나 동물에게 여러 가지 장애를 일으킨다. 이러한 곰팡이 독소 가운데 전 세계적으로 가장 빈번하

게 발생하는 곰팡이 독소가 디옥시 니발레놀(deoxynivalenol)이다. 디옥시 니발레놀[3 α ,7 α ,15-trihydroxy-12,13-epoxytrichothec-9-en-8-one]은 분자량이 296.32 g/mol 인 곰팡이 독소로 하이드록시기(hydroxy group)를 포함하고 있다^[1]. 디옥시 니발레놀은 온대 지역에서 재배되는 곡류인 밀, 보리, 귀리, 옥수수 등에서 발견되며, 대부분의 식품가공 조건하에서 화학적으로 매우 안정하다. 또한 오염된 식품을 통하여 섭취하였을 경우 구토, 설사, 백혈구 감소, 피부손상 등의 장애를 일으키며 면역체계에 영향을 끼치는 것으로 알려져 있다^[2,3]. 현재 디옥시 니발레놀과 같은 곰팡이 독소들을 검출하기 위해서 여러 종류의 바이오 센서^[4-6]가 사용되고 있으며, 보편적인 방법으로는 광 분석법(optical measurement)^[7-10], 전기 화학적 분석법(electrochemistry)^[11,12], 질량 분석법(mass measurement)^[13-16] 등이 있다. 그러나 이러한 분석법들은 고가의 장비가 필요하고 용적이 크기 때문에 다량의 시료를 필요로 하며, 휴대가 어려운 문제점을 갖고 있다. 또한 규격성이나 생산 공정의 문제가 양산화에 큰 장애 요인이 되어왔다. 이러한 단

경북대학교 전자전기컴퓨터학부(School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

*경북대학교 센서 및 디스플레이공학과(Department of Sensor and Display Engineering, Kyungpook National University)

**한국식품연구원(Korea Food Research Institute)

[†]Corresponding author : jkshin@ee.knu.ac.kr

(Received : March 18, 2010, Revised : May 25, June 28, 2010)

Accepted : July 5, 2010)

Fig. 1. Cross-sectional view of MOSFET-based biosensor.

Fig. 2. Photograph of the fabricated device.

점들을 보완하고 개선하기 위하여 여러 형태의 바이오 센서들이 개발되고 있는데, 그 가운데 MOSFET형 바이오 센서는 집적회로 제조 공정을 활용하여 제조되므로 소형화, 규격화 및 양산화가 가능할 뿐만 아니라 센서와 회로를 함께 집적화 함으로서 스마트 센서 개발에도 유리한 장점을 가지고 있다^[17-19].

본 연구에서는 표준 CMOS(complementary metal-oxide-semiconductor) 공정을 이용하여 MOSFET형 바이오 센서를 제작하였고, 이를 이용하여 곰팡이 독소인 디옥시 니발레놀의 검출을 시도 하였다. 또한 표면 플라즈몬 공명(SPR: surface plasmon resonance) 실험을 통해 그 타당성을 검증하였으며^[20], 센서의 출력을 안정화하기 위하여 게이트에 고정 전압을 인가해 주는 은/염화은 기준 전극(Ag/AgCl reference electrode)을 사용하였다.

2. 소자의 제작

디옥시 니발레놀을 검출하기 위한 MOSFET형 바이오 센서는 표준 CMOS 공정으로 제작되었다. p형 MOSFET으로 제작되어진 센서는 SAM(self-assembled monolayer)을 형성시키기 위하여 게이트 물질로 Au를 사용하였다. Au는 액체 혹은 공기 중에서 수개월 이상의 기간 동안 안정한 상태로 존재하기 때문에 센싱 계

Table 1. Fabrication process flow

Step	Process
1. Initial cleaning	Standard solvent and acid cleaning
2. Field oxidation	1000 °C, wet oxidation(6000 Å)
3. Source-drain define	Implantation
4. Gate oxidation	1000 °C, dry oxidation(500 Å)
5. Insulator layer	LPCVD Si ₃ N ₄ /SiO ₂ (1000 Å/6000 Å)
6. Al metalization	Sputter
7. Passivation	Plasma CVD SiO ₂ /Si ₃ N ₄ (12000 Å/1000 Å)
8. Cr/Au define	Evaporation(500 Å/5000 Å)

이트로 널리 사용되어 지고 있다^[21]. Fig. 1은 제작된 MOSFET형 바이오 센서의 단면도이며, Fig. 2는 센싱 영역의 구조를 나타내고 있다. Au의 센싱 영역은 30 μm×200 μm(length와 width)의 크기로 제작하였다. 센서의 공정은 크게 표준 CMOS 공정과 Cr/Au층을 형성하는 공정의 두 부분으로 나누어진다. Table 1에 센서의 공정순서를 나타내었다. n형 실리콘 웨이퍼가 기판으로 사용되었고, SiO₂(silicon dioxide)의 field oxide 층이 wet oxidation으로 형성된다. 소스와 드레인 형성을 위하여 붕소 이온의 implantation(4×10^{15} ions/cm², 50 keV)을 수행 하고, SiO₂의 게이트 oxide 층이 dry oxidation으로 형성되며, insulation 층의 형성을 위하여 Si₃N₄(silicon nitride)/SiO₂가 LPCVD(low pressure chemical vapor deposition) 방법으로 증착된다. Si₃N₄/SiO₂와 contact 부분의 SiO₂가 etching이 되면 metalization을 위하여 Al을 증착하고, 이어서 SiO₂/Si₃N₄가 plasma CVD를 통하여 passivation 층을 형성한다. 그 다음으로 이 passivation 층이 etching 되면 Cr/Au 층이 thermal evaporation으로 형성되고 lift-off 공정을 통하여 패터닝 된다.

3. 측정 시스템 및 화학 물질

Fig. 3은 측정시스템의 구조이며, 제작된 본딩 PCB를 Fig. 4에 나타내었다. 제작된 소자는 본딩 PCB위에 고정시키고 와이어 본딩(wire bonding)을 통하여 센서의 패드 부분과 금속 배선을 한다. 그 후 와이어 본딩된 부분은 에폭시로 절연을 시킨다. 은/염화은 기준 전극을 통하여 게이트 바이어스를 인가하고, 반도체 분석 장비를 이용하여 제작된 MOSFET형 바이오 센서의 전기적인 특성을 측정한다. 측정 시 용액의 pH 조절 및 디옥시 니발레놀의 활성화 조건을 형성하고 유지시

Fig. 3. Measurement systems.

Fig. 4. Photograph of bonding PCB.

키기 위하여 pH 7.4의 PBS(phosphate buffered saline) 용액속에서 측정을 실시한다. SAM과 항원 및 항체는 각각 그들이 갖고 있는 전하들의 영향으로 센서의 전류변화를 일으킨다. 먼저 센서와 은/염화은 기준 전극 표면의 유기물과 무기물을 제거하기 위하여 아세톤, 메탄올, D.I. water 순으로 세척한다. 센서를 PBS 용액에 담그고 센서의 출력값이 안정화 될 때까지 측정한다. SAM을 1×10^{-3} M의 농도로 에탄올 속에서 12시간 동안 형성시킨다. SAM 형성 후 금 표면에 고정화되지 못한 SAM을 제거하기 위해 새로운 에탄올과 PBS에 세척한 후 전류를 측정한다. 항체를 형성하기 전 SAM의 카르복실기($-\text{COOH}$)를 활성화하기 위하여 EDC (N-ethyl-N-(3-diethylaminopropyl) carbodiimide) 0.4 M과 NHS(N-hydroxysuccinimide) 0.1 M을 PBS 용액속에서 5분간 반응시킨다. PBS로 충분히 세척한 후 디옥시 니발레놀 항체를 2시간 동안 형성시킨다. SAM과

Fig. 5. I-V characteristics of MOSFET (a) I_D - V_{DS} characteristics (b) I_D - V_{GS} characteristics.

반응을 하지 못한 항체를 제거하기 위해 새로운 PBS 용액에 세척한 후 전류를 측정한다. 이어서 디옥시 니발레놀을 2시간 동안 형성시킨 후, 항체와 반응을 하지 못한 항원을 제거하기 위해 새로운 PBS 용액에 세척한 후 전류를 측정한다.

본 연구에서 사용한 화학 물질은 다음과 같다. SAM은 Aldrich의 16-Mercaptohexadecanoic acid(st. louis, MO, USA)를 사용하였으며, 항체는 Beacon Analytical System Inc.의 Anti-deoxynivalenol antibody(saco, ME, USA)를, 항원은 Sigma의 Deoxynivalenol(st. louis, MO, USA)를 사용하였다.

4. 결과 및 고찰

반도체 분석 장비를 이용하여 MOSFET형 바이오

Fig. 6. I_D - V_{DS} characteristics of SAM, anti-deoxynivalenol antibody, and deoxynivalenol (concentration of deoxynivalenol: 10 $\mu\text{g/ml}$).

센서의 전기적인 특성을 PBS 용액 상에서 측정하였다. Fig. 5는 MOSFET형 바이오 센서의 전압-전류 특성곡선을 보여주고 있다. 측정된 드레인 포화 전류는 $V_{DS} = -5\text{ V}$, $V_{GS} = -5\text{ V}$ 에서 $-472.5\text{ }\mu\text{A}$ 로 측정되었고, Fig. 5(a)와 같이 일반적인 p형 MOSFET의 드레인 전압에 대한 드레인 전류 특성을 보이고 있다. Fig. 5(b)는 MOSFET형 바이오 센서의 게이트 전압에 대한 드레인 전류의 특성을 보여준다.

SAM, 디옥시 니발레놀 항체, 디옥시 니발레놀의 전압-전류 특성을 PBS 용액 내에서 측정하였으며, 측정 단계에서 각각의 물질들이 형성되면서 전류량이 변하는 것을 확인 할 수 있다. 먼저 디옥시 니발레놀이 제작된 센서를 통하여 감지가 되는지의 여부에 대한 실험이 수행되었다. Fig. 6은 SAM, 디옥시 니발레놀 항체 및 디옥시 니발레놀이 각각 형성되었을 때 전류변화를 보여주며, 이 때 디옥시 니발레놀 농도는 10 $\mu\text{g/ml}$ 였다. 기준 전극에 의한 게이트 바이어스는 -3 V 이고, 소스-드레인 사이의 전압이 -5 V 일 때, 드레인 전류는 SAM의 경우 45 μA , 디옥시 니발레놀 항체는 $-10\text{ }\mu\text{A}$, 디옥시 니발레놀은 32 μA 의 전류변화를 보였다. SAM이 게이트에 형성이 되면, 게이트의 Au와 SAM 말단 부분의 음전하를 가지는 싸이올(thiol)과의 결합으로 전류가 증가한다^[17,18]. 이어서 디옥시 니발레놀 항체의 양전하를 가지는 아민기($-\text{NH}_2$)와 SAM의 결합으로 인하여 전류가 감소한다. 또한 디옥시 니발레놀이 형성이 되면 디옥시 니발레놀의 음전하를 가지는 하이드록시기($-\text{OH}$)에 의하여 다시 전류가 증가하게 된다. 이는 MOSFET형 바이오 센서의 드레인 전류의 변화를 통해

Fig. 7. Variation of drain current and threshold voltage with concentration of deoxynivalenol.

서 디옥시 니발레놀이 센서의 게이트에 형성이 되어 제작된 센서로 검출이 가능하다는 것을 보여주고 있다. Fig. 7은 디옥시 니발레놀의 농도에 따른 드레인 전류의 변화를 I_D/I_{D0} 와 문턱전압의 변화 ΔV_T 를 보여주고 있다. I_{D0} 는 디옥시 니발레놀 형성하기 전의 드레인 전류 값이며, I 는 디옥시 니발레놀 형성 후의 드레인 전류 값이다. 기준 전극에 의한 게이트 바이어스는 -3 V 를, 소스-드레인 사이의 전압은 -3 V 를 인가하여 측정하였다. 항원-항체 반응시 드레인 전류 변화율은 농도가 10 $\mu\text{g/ml}$ 일 때 1.18, 1 $\mu\text{g/ml}$ 일 때 1.08, 0.1 $\mu\text{g/ml}$ 일 때 1.06이며, 0.1 $\mu\text{g/ml}$ 의 농도까지 검출이 가능함을 보여준다.

MOSFET이 포화영역에서 동작할 때 드레인 전류 (I_D)와 문턱전압(V_T) 사이에는 $I_D = K(V_{GS} - V_T)^2$ 관계식이 성립한다(여기서 K 는 상수)^[22]. 이 관계식을 이용하여 드레인 전류의 변화를 문턱전압의 변화(ΔV_T)로 표시한 그래프를 Fig. 7에 나타내었다. 이로부터 문턱전압의 변화는 디옥시 니발레놀 농도와 비선형적인 관계를 가짐을 알 수 있다. 일반적으로 문턱전압은 게이트 전극에 부착된 전하량에 관계하므로 생체분자의 농도와 밀접한 관련을 가지지만, 전해질/게이트 전극의 계면에서의 복잡한 현상으로 인하여 비선형적인 관계를 가지는 것으로 알려져 있다^[23].

MOSFET형 바이오 센서의 전류-전압 변화에 대한 결과의 타당성 입증을 위하여 표면 플라즈몬 공명 (SPR) 실험을 수행하였다. 본 연구에서 사용되어진 SPR은 Au 코팅된 유리 기판이 BK7 프리즘과 매치되어 있으며, 프리즘과 Au 기판 사이의 optical contact은 refractive index matching fluid(merck, san diego, CA)로 이루어져 있다. 670 nm의 p-polarized He-Ne laser set이 probe beam으로 사용 되었으며, 프리즘을 통해 반

Fig. 8. Resonant characteristics of interactions between anti-deoxynivalenol antibody and deoxynivalenol.

사되는 beam의 세기(intensity)는 포토다이오드 검출기로 측정한다. 프리즘의 입사각은 최소 해상도가 0.004° 인 D80 motorized rotary stage와 컨트롤러(suruga seiki, shizuoka, Japan)로 조절된다. Fig. 8에 SPR 실험 결과를 나타내었다. SPR의 측정은 MOSFET형 바이오 센서를 통한 검출 조건과 동일한 환경에서 실험하였다. 디옥시 니발레놀 항체에 디옥시 니발레놀이 반응함으로써 그에 따른 공명각은 0.04° 의 변화를 보였고, 이를 통하여 디옥시 니발레놀의 반응 여부를 확인할 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 표준 CMOS 공정으로 제작되어진 MOSFET형 바이오 센서를 이용하여 곰팡이 독소인 디옥시 니발레놀 검출을 하였고, 바이오 센서의 전기적인 특성도 함께 분석하였다. 실리콘 기반 물질 위에 생체 분자를 고정시키는 방법으로, Au막 위에 싸이올이 자기 조립 단분자층(self-assembled monolayer, SAM)을 형성하는 성질을 이용하여 검출하고자 하는 항원-항체를 쉽게 고정시킬 수 있었다. SAM을 링커로 한 곰팡이 독소의 항원-항체가 MOSFET형 바이오 센서의 게이트 부분에 부착되면 생물학적 혹은 화학적 반응을 통해 분자가 갖고 있는 전하성분에 의해 MOSFET의 전기적인 특성을 변화시켜 전기 신호로의 변환이 가능하게 된다. 또한 SPR 실험을 통하여 SAM과 항체 및 항원의 반응 여부를 확인할 수 있었다. 본 논문의 결과로부터 곰팡이 독소인 디옥시 니발레놀은 항원-항체반응 및 바이오 물질의 결합으로 인한 드레인 전류의 변화를 통해 검출할 수 있었으며, 이와 같은 사실로 미루

어 볼 때 MOSFET형 바이오 센서는 다른 곰팡이 독소의 검출에도 적용될 수 있을 것이다. 아울러 본 연구에서 사용된 MOSFET형 센서의 비선형적인 특성을 이해하기 위해서는 항후 전해질/게이트 전극 계면에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

감사의 글

본 연구는 한국식품연구원 및 BK21의 지원으로 수행되었습니다.

참고 문헌

- [1] K. Miller, "Toxicological aspects of food", *Elsevier Applied Science*, p. 139, 1987.
- [2] B. A. Rotter, D. B. Prelusky, and J. J. Pestka, "Toxicology of deoxynivalenol", *J. Toxicol. Environ. Health*, vol. 48, pp. 1-34, 1996.
- [3] J. J. Pestka, "Enhanced surveillance of foodborne mycotoxins by immunochemical assay", *J. Assoc. Off. Anal. Chem.*, vol. 71, pp. 1075-1081, 1988.
- [4] E. Tamiya and I. Karube, "Micro-biosensors for clinical Analysis", *Sensors and Actuators*, vol. 15, pp. 199-207, 1988.
- [5] Y. Hanazato, M. Nakako, and S. Shiono, "Multi-enzyme electrode using hydrogen ion-sensitive field effect transistor", *IEEE. Trans. Electron Devices*, vol. ED-33, pp. 47-51, 1986.
- [6] S. Caras and J. Janata, "pH-based enzyme potentiometric sensors. part 1 - part 3", *Anal. Chem.*, vol. 57, pp. 1917-1925, 1985.
- [7] H. Zhu, M. Bilgin, R. Bangham, D. Hall, A. Casamayor, P. Bertone, N. Lan, R. Jansen, S. Bidlingmaier, T. Houfek, T. Mitchell, P. Miller, R. A. Dean, M. Gerstein, and M. Snyder, "Global analysis of protein activities using proteome chip", *Science*, vol. 293, pp. 2101-2105, 2001.
- [8] C. S. Effenhauser, G. J. M. Bruin, A. Paulus, and M. Ehrat, "Integrated capillary electrophoresis on flexible silicone microdevices: Analysis of DNA restriction fragments and detection of single DNA molecules on microchips", *Anal. Chem.* vol. 72, pp. 5731-5735, 1997.
- [9] S. A. Zugel, B. J. Burke, F. E. Regnier, and F. E. Lytle, "Electrophoretically mediated microanalysis of leucine aminopeptidase using two-photon excited fluorescence detection on a microchip", *Anal. Chem.*, vol. 72, pp. 5731-5735, 2000.
- [10] J. R. Webster, M. A. Burns, D. T. Burke, and C. H.

- Mastrangelo, "Monolithic capillary electrophoresis device with integrated fluorescence detector", *Anal. Chem.* vol. 73, pp. 1622-1626, 2001.
- [11] D. Piscevic, W. Knoll, and M. J. Tarlov, "Surface plasmon microscopy of biotin-streptavidin binding reactions on UV-photopatterned alkanthiol self-assembled monolayers", *Supramolecular Science*, vol. 2, pp. 99-106, 1995.
- [12] J. Wang, M. P. Chatrathi, and B. Tian, "Microseparation chips for performing multienzymatic dehydrogenase/oxidase assays: Simultaneous electrochemical measurement of ethanol and glucose", *Anal. Chem.*, vol. 73, pp. 1296-1300, 2001.
- [13] M. A. Schwarz, B. Galliker, K. Fluri, T. Kappes, and P. C. Hauser, "A two-electrode configuration for simplified amperometric detection in a microfabricated electrophoretic separation device", *Analyst*, vol. 126, pp. 147-151, 2001.
- [14] C. Yuan, A. Chen, P. Kolb, and V. T. Moy, "Energy landscape of streptavidin-biotin complexes measured by atomic force microscopy", *Biochemistry*, vol. 39, pp. 10219-10223, 2000.
- [15] J. Wen, Y. H. Lin, F. Xiang, D. W. Matson, H. R. Udseth, and R. D. Smith, "Microfabricated isoelectric focusing device for direct electrospray ionization-mass spectrometry", *Electrophoresis*, vol. 21, pp. 191-197, 2000.
- [16] L. Licklider, X. Q. Wang, A. Desai, Y. C. Tai, and T. D. Lee, "A micromachined chip-based electrospray source for mass spectrometry", *Anal. Chem.*, vol. 72, pp. 367-375, 2000.
- [17] D.-S. Kim, Y.-T. Jeong, H.-J. Park, J.-K. Shin, P. Choi, J.-H. Lee, and G. Lim, "An FET-type charge sensor for highly sensitive detection of DNA sequence", *Biosens. Bioelectron.*, vol. 20, pp. 69-74, 2004.
- [18] D.-S. Kim, J.-E. Park, J.-K. Shin, P. K. Kim, G. Lim, and S. Shoji, "An extended gate FET-based biosensor integrated with a Si microfluidic channel for detection of protein complexes", *Sens. Actuators B*, vol. 117, pp. 488-494, 2006.
- [19] B. Lim, B. Cho, J.-K. Shin, H.-J. Choi, S.-H. Seo, S.-W. Choi, and H. S. Chun, "Detection of zearalenone using a metal-oxide-semiconductor field-effect-transistor-based biosensor employing a Pt reference electrode", *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 48, no. 6, pp. 06FJ06-1-06FJ06-4, 2009.
- [20] J. Homola, S. S. Yee, and G. Gauglitz, "Surface plasmon resonance sensors: review", *Sens. Actuators B*, vol. 54, pp. 3-15, 1999.
- [21] M. Mrksich and G. M. Whitesides, "Patterning self-assembled monolayers using microcontact printing: A new technology for biosensors?", *Trends Biotechnol.*, vol. 13, p. 228, 1995.
- [22] B. Razavi, *Fundamentals of Microelectronics*, John Wiley & Sons, New Jersey, pp. 298-303, 2008.
- [23] P. Estrella, D. Paul, Q. Song, L. K. J. Stadler, L. Wang, E. Huq, J. J. Davis, P. K. Ferrigno and P. Migliorato, "Label-free sub-picomolar protein detection with field-effect transistors", *Analytical Chemistry*, vol. 82, no. 9, pp. 3531-3536, 2010.

임 병 현

- 2008년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업(공학사)
- 현재 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 석사과정
- 주관심분야: FET형 바이오 센서

권 인 수

- 2007년 경주대학교 컴퓨터멀티미디어공학부 정보통신공학 졸업(공학사)
- 현재 경북대학교 대학원 센서 및 디스플레이공학과 석사과정
- 주관심분야: FET형 바이오 센서

이 희 호

- 2008년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업(공학사)
- 현재 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터 학부 석사과정
- 주관심분야: FET형 바이오 센서

최 영 삼

- 2008년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업(공학사)
- 현재 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터 학부 석사과정
- 주관심분야: FET형 바이오 센서

신 장 규

- 센서학회지 제3권, 제1호 p. 26, 참조
- 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수

최 성 욱

- 2007년 아주대학교 분자과학기술학과 박사
- 현재 한국식품연구원 안전성연구단 연구원
- 주관심분야: 식품위해요소 신속검출

전 향 숙

- 1993년 이화여자대학교 식품영양학과 박사
- 현재 한국식품연구원 안전성연구 단장
- 주관심분야: 식품위해요소의 안전