

페니실린 농도 검출을 위한 광지시형 전위차 센서의 제작 및 감응특성

장수원[†] · 정영희 · 박진호* · 김재호* · 권대혁** · 이승하*** · 강신원***

Fabrication and Response Characteristics of the Light Addressable Potentiometric Sensor for Detecting the Penicillin Concentration

Su Won Jang[†], Young Hee Jung, Jin Ho Park*, Jea Ho Kim*, Dae Hyuk Kwon**,
Seung Ha Lee***, and Shin Won Kang***

Abstract

In this study, we developed the measuring system based on light addressable potentiometric sensor for the quantitative analysis of penicillin that is very important element in medicine and pharmacy, clinic. It is investigated the response characteristics by enzyme reaction with penicillinase. First, the surface pre-treatment process of the Si_3N_4 was established. The coupling agent was made using self assembled monolayer method and it was confirmed the immobilization process by AFM. Also, as the measuring system, potentiostat, signal processing part etc. was made by LabVIEW software, it was reduced detecting time as well as simplifying the system. Fabricated device was shown excellent pH response characteristics, 57 mV/pH in the range of pH 2~11. The response characteristics was 60 mV/decade in the range of 0.1~10 mM.

Key Words : LAPS, penicillin, coupling agent, LabVIEW

1. 서 론

S. Caras등이 ENFET(Enzyme Field Effect Transistor)의 개념을 도입한 이후^[1], 생체활성분자의 높은 분자식별능력을 이용한 반도체형 바이오센서의 개발에 대한 연구가 전 세계적으로 활발히 진행되고 있다. 이들 센서의 일반적인 측정법은 감지막 표면에 부착된 효소와 기질의 반응에 의해 생성된 부산물이 감지막 표면 전위변화를 발생시키고, 반도체 내부의 공간 전하층의 변조를 유발시켜 기질의 농도를 측정하는 것을 원리로 한다. 이러한 반도체형 바이오센서의 종류로는 앞서 언급한 ENFET(Enzyme Field Effect Transistor),

ISFET(Ion Selective Field Effect Transistor)^[2,3], LAPS(Light Addressable Potentiometric Sensor)^[4-6]등이 대표적이며, 빠른 응답특성, 높은 정확성, 반도체 공정을 통한 제조상의 용이함 등의 특징을 가지고 있다. 이 중 LAPS는 EIS(Electrolyte Insulator Semiconductor) 구조의 반도체에 광을 조사하여 전해질과 절연체 사이의 전위변화를 측정하는 센서로서, FET형 센서에 비해 제조공정이 간단하고, 수명이 길며, 국부적인 광조사에 의해 다양한 검체를 동시에 분석 가능한 장점을 가지고 있어 urea^[4,7], glucose^[4], penicillin^[4], salmonella^[7] 등의 바이오센서, 면역센서 등에 이용되고 있으며 최근에는 병원성 미생물의 2차원 농도 분포나 확산속도를 고감도, 고분해능으로 검출하는 2차원 이미지 센서에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.^[6,20]

그러나 종래의 LAPS를 이용한 화학/바이오센서의 경우 감지막을 고정화하는 방법으로 poly(vinylchloride)^[8,9], polyacrylamide^[10,11], gelatin^[10] 등의 고분자 지지체를 사용하고 있어 감지막에 대한 접착력이 충분하지 않고 센서가 동작되는 동안 효소분자를 단시간에 여과하는 단점을 가진다. 또한 촉매반응동안 많은 결합

경북대 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Kyungpook National University, Korea)

*아주대학교 분자과학기술학과(Department of Molecular Science and Technology, Ajou University, Korea)

**경일대학교 전자정보통신공학부(Department of Electronic and Information Engineering, Kyungil University, Korea)

***경북대학교 전자전기공학부(School of Electronic and Electrical Engineering, Kyungpook National University)

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

(Received : May 20, 2004, Accepted : July 14, 2004)

분자들이 고정화된 효소 주변을 둘러싸아 효소분자의 생체 활성을 억제하기 때문에 고정화 방법으로써 적당하지 않다.

따라서, 본 연구에서는 이러한 단점을 해결하기 위하여 자기조립 단분자법을 이용하여 페니실린 감응막을 제작하였다^[12]. 이를 위하여 말단에 아민그룹을 가진 실란화합물 APTMS(aminopropyltrimethoxysilane)와 Glutaric acid를 사용하여 센서표면과 페니실린나아제가 고정되도록 하였다. 이러한 방법은 감지막이 안정성을 유지할 수 있으며, 효소를 포함한 모든 단백질이 아마이드본드를 주된 결합으로 이루어지므로, 페니실린나아제의 생체활성에 영향을 주지 않는 장점을 가진다^[12,13]. 또한, 기존의 LAPS 측정 시스템에서 요구되는 Lock-in-Amp., A/D변환기, 전위차계, display부 등의 복잡한 하드웨어 부분을 Labview를 이용하여 소프트웨어적으로 구현하여 측정시스템을 간략히 하여 페니실린에 대한 감응 측정을 평가하였다.

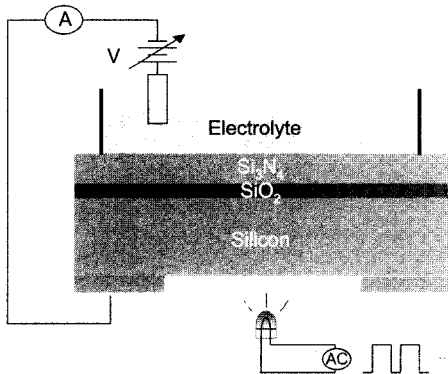


그림 1. (a) LAPS의 기본 개략도
Fig. 1. (a) Schematic diagram of the basic LAPS system.

2. 이 론

광지시형 전위차 센서(Light Addressable Potentiometric Sensor, LAPS)는 EIS 구조의 센서로서, 지시광의 위치에 따른 표면 전위변화에 의해 pH 변화를 검출할 수 있으며, 센서의 기본 개념도는 그림 1(a)과 같다^[14].

센서의 동작원리는 그림 1(b)에서와 같이, 인가된 직류 바이어스 전압이 LAPS 소자내에 공핍층 또는 반전층을 형성시키면 광에 의해 생성된 전자-정공쌍(Electron-hole pair, EHP)이 공핍영역 전계에 의해 분리되어 소자내의 공핍영역과 절연층 전하를 붕괴함으로써 일시적인 전류를 발생시키게 된다^[5,15,16].

이때 인가전압이 축적상태를 형성하면 소자 내에 정전용량의 변화가 없으므로 광전류가 발생하지 않게 된다. 따라서 이러한 광전류는 바이어스 전압에 따라 그림 2와 같은 형태로 나타나며, 축적 상태와 반전 상태에서 급격한 변화를 보인다^[15].

전해질 용액내 수소이온의 농도 변화는 감지막과 전해질 계면에서의 전위변화를 발생시키므로 광전류 곡선은 바이어스 전압축을 따라 이동하게 되고 이때, 전해질 용액의 pH 변화량은 광전류곡선의 변화가 최대인 지점, 즉 변곡점에서의 바이어스 전압을 추적함으로써 얻을 수 있다. 변곡점 위치에서의 전압 V_p 는 평탄대역 전압 V_{FB} , 실리콘의 일함수 Φ_{Si} , 실리콘의 표면전위 ψ_0 , 절연체의 정전용량 C_{ins} 및 절연체와 실리콘 계면에서의 전하 Q_{ins} 에 대하여 식(1)과 같이 표현된다^[15,19].

$$V_p = V_{FB} + \frac{\Phi_{Si}}{q} + \psi_0 + \frac{Q_{ins}}{C_{ins}} \quad (1)$$

이때 평탄대역 전압 V_{FB} 는 전해질과 절연체 계면에

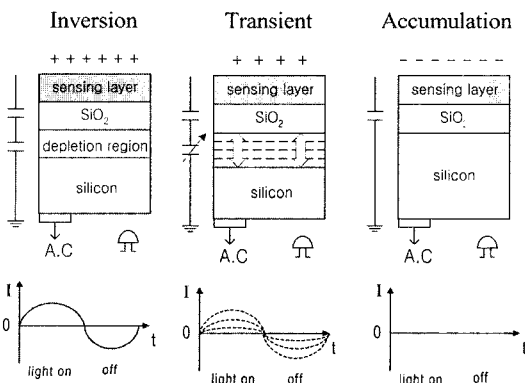


그림 1. (b) LAPS의 동작원리
Fig. 1. (b) Operating principle of the LAPS.

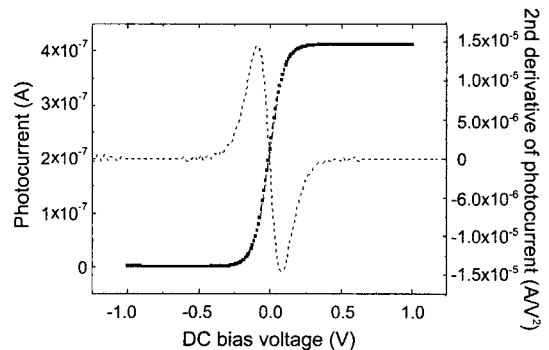


그림 2. Bias 전압에 대한 광 전류곡선, 광 전류곡선의 2차 미분곡선
Fig. 2. Bias-voltage to photocurrent curve, 2nd derivative curve.

서의 표면전위 변화 ψ_0 에 의존하므로 평탄대역 전압과 ψ_0 사이의 관계는 식 (2)와 같이 표현되며, 여기서, E_{ref} 는 기준 전극의 전위를 나타낸다.

$$V_{FB} = E_{ref} - \frac{\Phi_{Si}}{q} - \psi_0 - \frac{Q_{ins}}{C_{ins}} \quad (2)$$

실리콘 내부에서 나타나는 전위 및 평탄대역의 전압은 일정하므로, pH 변화에 따른 표면전위 ψ_0 의 변화가 변곡점에서의 바이어스 전압 V_p 의 변화로 나타난다. 따라서 pH 변화에 따른 광전류 곡선이 인가 전압축을 따라 좌우로 이동하게 되며, 이는 광전류 곡선의 변곡점에서의 전압 V_p 의 변화를 의미하므로, pH 감도는 식 (3)과 같이 정의된다^[15,18,19].

$$\frac{\partial \phi_0(pH)}{\partial pH} = \frac{\partial V_p}{\partial pH} \quad (3)$$

3. 실험 및 방법

3.1. LAPS 소자의 제작 및 측정 시스템 구현

광지시형 전위차 센서의 기관으로 사용되는 실리콘 웨이퍼는 p형 웨이퍼($p=6\sim 12 \Omega \cdot \text{cm}$), 직경이 5인치(100)를 사용하였다. 우선, 건식 산화법으로 950°C에서 약 300 Å 정도의 게이트 산화막을 성장시키고, 감지막으로 사용되는 실리콘 질화막은 790°C에서 LPCVD법으로 약 800 Å의 두께로 산화막 위에 증착하였다. 실리콘 웨이퍼 뒷면의 산화막과 실리콘 질화막은 건식 식각법으로 제거하고 열 증착법으로 Au 전극을 증착한 후, photolithography 방법으로 광지시 부분을 형성하였다. 형성된 전극은 360°C, 질소 분위기에서 약 30분간 열처리하여 센서소자를 제작하였다. 제작된 센서의 크기는 20×20 mm이며 감지 영역은 10×10 mm로 정의하였다.

한편, 일반적인 LAPS 시스템은 크게 LAPS소자, 광원부, 전위차계, Lock-in-Amp., A/D 변환부등의 비교적 복잡한 시스템을 요구한다.

따라서 본 연구에서는 기존 측정시스템을 간략화하기 위해 National Instrument사의 Labview를 이용하여 복잡한 하드웨어부분을 소프트웨어적으로 처리하여 전체 시스템을 간략히 하였다.

본 연구에서 제작된 측정 시스템은 그림 3에서와 같이 940 nm LED를 광원으로 사용하여 1 kHz로 변조된 광을 조사하였다. 또한 제어전극으로는 백금(Pt), 기준전극으로 Ag/AgCl 전극을 사용하였으며, 센서에서 발생된 신호는 DAQ board를 통해 PC내로 인가되도록 하였다. 발생된 광전류의 신호 처리회로와 전위차계 디스플레이부는 그림 4와 같다.

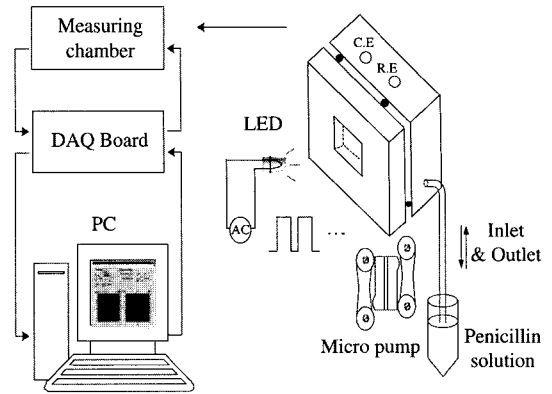


그림 3. 전체 측정 시스템 개략도

Fig. 3. Schematic diagram of the detecting system.

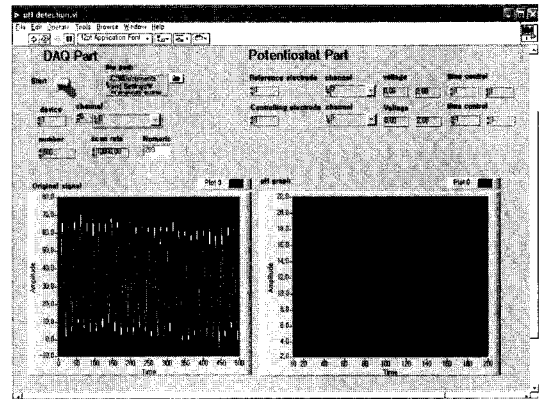


그림 4. 신호 측정을 위한 랩뷰 프로그램

Fig. 4. Labview program for signal detection.

3.2. 효소(Penicillinase)반응계 구성

기존의 LAPS형 바이오센서의 감지막 고정화 방법인 고분자 지지체의 접착력, 여과문제, 생체 활성의 문제점을 보완하기 위하여 본 연구에서는 자기조립 단분자법으로 페니실린 감응막을 제작하였다^[8-11].

이를 위하여 말단에 아민그룹을 가진 실란화합물 APTMS(aminopropyltrimethoxy silane)와 Glutaric acid를 사용하여 센서표면과 페니실린나아제가 고정되도록 하였다. 이러한 방법은 감지막이 안정성을 유지할 수 있으며, 효소를 포함한 모든 단백질이 아마이드본드를 주된 결합으로 이루어지므로, 페니실린나아제의 생체활성에 영향을 주지 않는 장점을 가진다.

소자에 생체물질을 고정하기에 앞서, 기관의 유기물을 제거하고 접속인자층을 효과적으로 제조하기 위하여 감지막인 Si₃N₄ 박막의 전처리가 필요하며, 이러한 과정을 통하여 고체 기관의 산화물이나 불순물을 제거할 뿐만 아니라 감지막 표면에 하이드록실기를 생성시킴으

로써 접속인자층과의 반응성을 증가시킬 수 있었다. 전처리 과정의 세부실험은 다음과 같이 진행하였다.

- ① LAPS 소자를 90°C 피라나 용액 (H₂SO₄:H₂O₂ = 7:3)에서 30분간 유지
- ② 0.5 M NaOH 수용액에 30분, 0.1 M HCl 수용액에 10분, 0.5 M NaOH 수용액에 10분간 차례로 처리
- ③ 0.1 M HCl 수용액과 D.I로 세척

감지막 표면에 생체 물질을 고정하기 위해, 우선 0.4 M EDC와 0.1 M NHS를 포함하는 0.3 M GA 페탄올 용액에서 3시간 반응시킨 후, 0.4 M EDC, 0.1 M NHS가 포함된 20 ml의 PBS 완충용액에 소자를 넣고 2시간 반응시켰다. 접속인자층 제조가 완성되면 페니실린나아제를 고정하기 위하여 20 ml의 PBS 완충용액에 10 mg의 페니실린나아제(β -Lactamase from *Bacillus cereus*, 10000 units/mg, Aldrich)가 포함된 페니실린나아제 용액에 15시간 반응시켜 Si₃N₄막에 효소를 고정하였다. 전체 반응에 대한 모식도는 그림 5와 같다.

4. 결과 및 고찰

4.1. 표준 완충 용액에 대한 pH 응답특성

제작된 LAPS 소자의 pH 변화에 대한 광전류 특성 곡선을 그림 6(a)에 나타내었다. pH 변화, 즉 이온 농도 변화에 따라 소자의 표면의 전위가 변화하므로, 반도체 내에 같은 전위를 유지하기 위해 인가되는 바이어스 전압이 변화하게 된다^[14,15]. 따라서 그림 6(a)에서와 같이 pH 변화에 의해 바이어스 전압축을 따라 광전류곡선이 이동함을 확인할 수 있었다. 또한 LAPS 소자의 pH 변화에 의한 감도는 광전류의 변화율이 최대인 곳에서 pH 변화에 대한 바이어스 변화를 측정함으로써

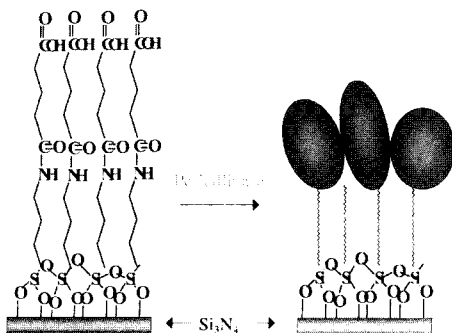


그림 5. 페니실린나아제 고정화 모식도
Fig. 5. Schematic diagrams of penicillinase immobilization.

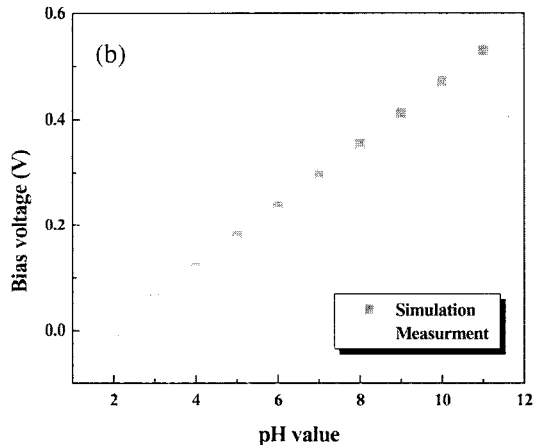
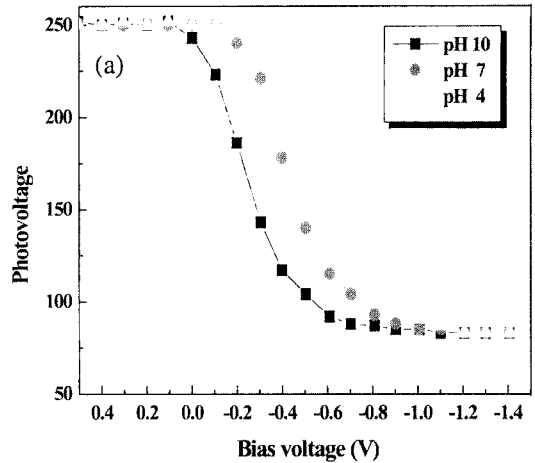


그림 6. (a) pH 변화에 따른 광전류 곡선의 변화, (b) pH 변화에 따른 바이어스 전압의 변화

Fig. 6. (a) Characteristics of pH vs. photocurrent curve and (b) Characteristics of pH vs. bias voltage.

써 알 수 있다.

그림 6(b)는 광전류 변화율이 최대인 점에서 광전류를 고정시키고 pH 2~pH 11까지의 변화에 대한 바이어스 전압변화를 측정하였으며, 약 57 mV/pH의 감도를 보였다.

4.2. 효소 반응에 대한 센서의 응답특성

Si₃N₄ 감지막에 페니실린나아제를 고정한 후 AFM 측정을 통해 반응의 결과를 관찰하였다. 분석 결과는 그림 7(a), (b)와 같으며 약 50~70 Å의 두께를 가지는 페니실린나아제가 고정화 되었음을 확인할 수 있었다.

페니실린나아제가 부착된 LAPS 소자를 시료 충전 셀 내에 상착하고, 준비된 페니실린 G 용액을 완충 용액부터 높은 농도 순으로, 일정 시간간격을 두고 주입하면서

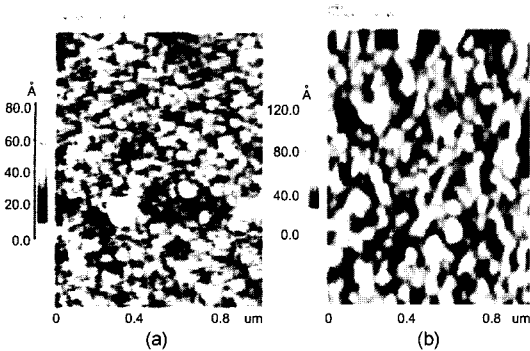


그림 7. 페니실린나아제 고정화 전, 후의 Si_3N_4 감지막의 AFM 이미지; (a) 접속인자층이 제조된 Si_3N_4 표면, (b) 효소 고정화 후의 Si_3N_4 표면
 Fig. 7. AFM image for immobilizing penicillinase on Si_3N_4 thin film; (a) Si_3N_4 surface treated APTMS, GA and (b) Immobilized enzyme on Si_3N_4 .

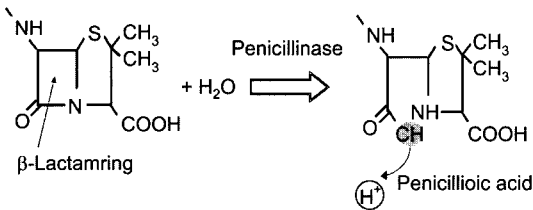


그림 8. 효소반응에 의한 페니실린 분자구조의 변화
 Fig. 8. Change of the molecular structure of penicillin by enzyme reaction.

인가전압에 대한 광전류 곡선의 변화를 측정하였다. 이때 사용된 페니실린 G 용액은 pH 7, Tris 완충용액에 페니실린 G (Potassium salt, 1600 unit/mg, Aldrich)를 첨가하여 0.1 mM, 0.5 mM, 1 mM, 5 mM, 10 mM의 농도로 제조되었다.

페니실린 농도에 따른 감응 특성은 아래 그림 8과 같이, 페니실린나아제와 페니실린에 의한 효소반응의 부산물로 생성되는 수소이온의 변화가 표면 전위변화로 나타난다. 따라서 그림 9와 같이 페니실린 농도가 0.1 mM에서 10 mM로 증가함에 따라 광전류곡선이 이동하게 된다^[4,17].

그림 10은 5분의 일정시간 간격을 두고, 페니실린 농도를 0.1 mM에서 10 mM로 증가시키면서 변곡점에서의 바이어스 전압의 변화를 검출하였으며, 화살표로 페니실린 G 용액의 주입시점을 표시하였다.

측정 결과, 1 mM 이하의 페니실린 G 농도 범위에서는 반응 후 평형에 이르기까지 1분 이하의 시간이 소요되었으며, 그 이상의 농도범위에서는 대략 5분 내의 시간이 소요되었다. 또한 그림 11은 위의 결과를 페니

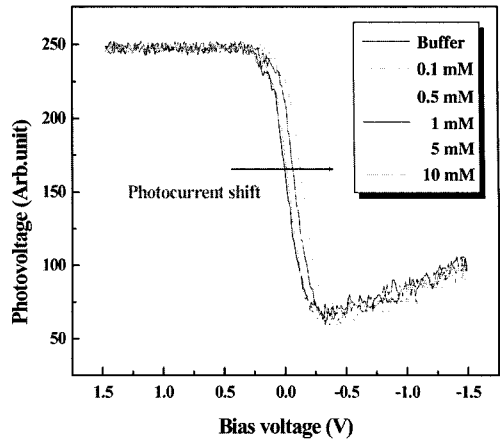


그림 9. 페니실린 농도에 따른 소자의 감응 특성
 Fig. 9. Response characteristics according to the penicillin concentration.

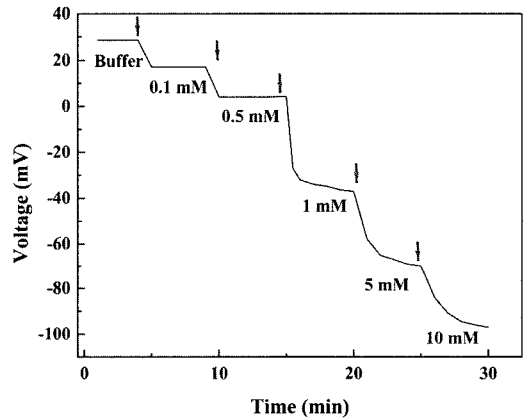


그림 10. 검출 시간 따른 전위변화
 Fig. 10. Potential variation by detecting time.

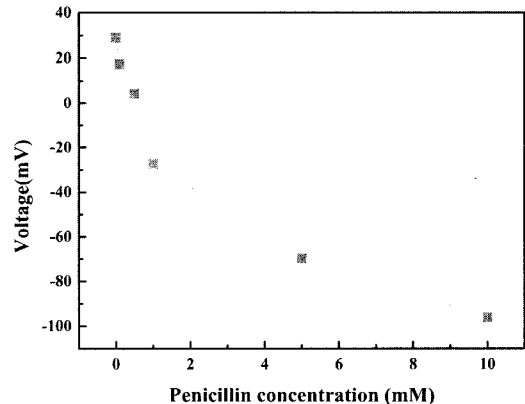


그림 11. 페니실린 농도에 따른 전위변화
 Fig. 11. Potential variation according to the penicillin concentration.

실린 G 농도에 따른 바이어스전압의 변화로 나타낸 결과로써 약 60 mV/decade의 감도를 나타내었다.

4. 결 론

본 연구에서는 제약 및 의학, 임상 분야에 매우 중요한 요소인 페니실린의 정량적 분석을 위하여, 광지시형 전위차 센서 기반의 측정 시스템을 구현하였으며, 페니실린나아제와의 효소 반응에 의한 응답 특성을 조사하였다. 또한, 페니실린 감지막의 유지를 위해 자기 조립 단분자법을 도입하였으며 LabVIEW를 이용해 기존의 복잡한 측정 시스템을 간략히 하였다.

제작된 측정 시스템으로 pH 응답특성을 확인한 결과, 57 mV/pH 정도의 우수한 감도를 나타내었으며, 페니실린 농도에 따른 광전류 곡선의 응답특성을 조사한 결과, 0.1~10 mM의 농도범위에서 60 mV/decade의 감도를 나타내었다. 또한, 1 mM 이하의 페니실린 G 농도 범위에서는 1분 이하의 포화시간이 소요되었으며, 그 이상의 농도범위에서는 대략 5분 내의 시간이 소요됨을 확인할 수 있었다.

본 연구결과는 LAPS 센서 시스템을 이용하여 생화학적 물질의 정밀한 감지가 가능함을 보여주었으며, 각종 약품, 항생제 분석 및 발효과정을 관측하고 검사하는데 매우 유용하게 사용될 것으로 판단된다. 또한 이를 바탕으로, LAPS의 특징인 광지시 위치에 따른 응답특성을 이용한다면 병원성 미생물의 2차원 농도 분포나 확산속도 분석이 가능한 이미지 센서뿐만 아니라 최근 관심의 대상이 되고 있는 DNA 칩, 단백질 칩에도 응용 가능할 것으로 기대된다.

참고 문헌

- [1] S. Caras and J. Janata, "Field-effect transistor sensitive to penicillin", *Anal. Chem.*, vol. 52, pp. 1935-1937, 1980.
- [2] A. Poghossian, M. J. Schoning, P. Schroth, A. Simonis, and H. Luth, "An ISFET-based penicillin sensor with high sensitivity, low detection limit and long lifetime", *Sensors and Actuators B.*, vol. 76, pp. 519-526, 2001.
- [3] A. P. Soldatkin, J. Montoriol, W. Sant, X. Martelet, and N. Jaffrezic-Renault, "A novel urea sensitive biosensor with extended dynamic range based on recombination urease and ISFETs", *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 19, pp. 131-135, 2003.
- [4] A. Seki, S. I. Ikeda, I. Kubo, and I. Karube, "Biosensors based on light-addressable potentiometric sensors for urea, penicillin and glucose", *Analytica chimica Acta*, vol. 373, pp. 9-13, 1998.
- [5] Frank Hafner, "Cytosensor microphysiometer : technology and recent applications", *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 15, pp. 149-158, 2000.
- [6] S. Inoue, M. Nakao, T. Yoshinobu, and H. Iwasaki, "Chemical-imaging sensor using enzyme", *Sensors and Actuators B.*, vol. 32, pp. 23-26, 1996.
- [7] K. Dill, L. H. Stanker, and C. R. Young, "Detection of salmonella in poultry using a silicon chip-based biosensor", *J. Biochem. Biophys. Methods.*, vol. 41, pp. 61-67, 1999.
- [8] J. I. Anzai, M. Shimada, H. Fu, and T. Osa, "Fabrication of potentiometric enzyme sensors based on a pH-sensitive polymer-coated Ag electrode", *Chem. Pharm. Bull.*, vol. 35, pp. 4568-4573, 1987.
- [9] C. Eppelsheim, R. Aubeck, and N. Hampf, "Comparison of potentiometric enzyme sensors for urea and penicillin-G: differential thick-film sensors versus classical electrodes", *J. Memb. Sci.*, vol. 100, pp. 131-137, 1995.
- [10] W. Hbel, A. Papperger, and J. Polster, "Penicillinase optodes: substrate determinations using bath, continuous flow and flow injection analysis operation conditions", *Biosens. Bioelectron.* vol. 7, pp. 549-557, 1992.
- [11] B. G. Healey, L. Li, and D. R. Walt, "Multianalyte biosensors on optical imaging bundles", *Biosens. Bioelectron.*, vol. 12 pp. 521-529, 1997.
- [12] J. Lui, L. Liang, G. Li, R. Han, and K. Chen, "H⁺ ISFET-based biosensor for determination of penicillin G", *Biosens. Bioelectron.*, vol. 13, pp. 1023-1028, 1998.
- [13] J. Liu and G. Li, "Application of biosensors for diagnostic analysis and bioprocess monitoring", *Sens. Actuators B.*, vol. 65, pp. 26-31, 2000.
- [14] G. Dean, J. Hafeman, W. Parce, and H. M. McConnell, "Light addressable potentiometric sensor for biochemical systems", *Science.*, vol. 240, pp. 1182, 1988.
- [15] 장수원, 고평락, 강신원, "Electrolyte/Si₃N₄/SiO₂/Si 구조의 LAPS 제작 및 pH 응답특성", *한국전기화학회*, pp. 40-44, 1998.
- [16] M. Lambrechts, and W. Sansen, "Biosensors : Microelectrochemical devices, Institute of Physics Publishing Bristol", *Philadelphia and New York*, pp. 20-75, 1992.
- [17] A. Poghossian, M. Thust, M. J. Schoning, M. Muller-Veggian, P. Kordos, and H. Luth, "Cross-sensitivity of a capacitive penicillin sensor com-

bined with a diffusion barrier”, *Sensor and Actuators B.*, vol. 68, pp. 260-265, 2000.

[18] Brain, R. Eggins, “Chemical sensors and biosensors”, *John Willy & Sons, LTD.*
 [19] Luc Bousse, J. C. Owicki, and J. Wallace Parce, “Bio-sensors with microvolume reaction chamber”, *Chem-*

ical Sensor Technology., vol. 4, pp. 145-166, 1992.
 [20] T. Yoshinobu, H. Ecken, A. B. Md. Ismail, H. Iwasaki, H. Lth, and M. J. Schning, “Chemical imaging sensor and its application to biological systems”, *Electrochimic Acta.*, vol. 47, pp. 259-263, 2001.



장 수 원

- 1996년 경일대학교 전자공학과(공학사)
- 1998년 경북대학교 대학원 센서공학과(공학석사)
- 1998년 ~ 현재 경북대학교 센서기술연구소 특례연구원
- 2001년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 반도체 센서 및 집적광학 센서

정 영 희

- 2002년 위덕대학교 반도체공학과(공학사)
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 주관심분야 : 바이오 센서 및 반도체 센서

박 진 호

- 1994년 경기대학교 자연대학 화학과 졸업
- 1993년 KCC(구. ㈜ 고려화학) 중앙연구소 연구원
- 1996년 아주대학교 산업대학원 화학 공학 석사
- 1999 ~ 현재 아주대학교 분자과학기술학과 공업화학 전공 박사과정
- 주관심분야 : 1. Nano-Structure Molecular Fabricationby Langmuir-Blodgett Technique and Self-Assembled, 2. Establish “Structure-Function” Relationship, 3. Immobilization of Proteins for Biochip Application

김 재 호

- 1982년 아주대학교 공과대학 화학공학과 졸업
- 1989년 University of Nebraska-Lincoln 화학과 이학박사
- 1989년 Ames Lab-USDED(미국에너지성) Post-Doc.
- 1990년 Ames Lab-USDED(미국에너지성) 선임연구원
- 1999년 University of Wisconsin 교환 교수
- 현재, 아주대학교 생명분자공학부 교수
- 주관심분야 : 1. Nano-Structure Molecular Fabricationby Langmuir-Blodgett Technique and Self-Assembled, 2. Establish “Structure-Function” Relationship, 3. Investigation of the Interface and Sur-face Properties

권 대 혁



- 1984년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1986년 경북대학교 전자공학과(공학석사)
- 1992년 경북대학교 전자공학과(공학박사)
- 1996년 ~ 1997년 미국루이지애나주립대 초빙교수
- 현재, 경일대학교 전자정보통신공학부 교수
- 주관심분야 : 반도체제조공정, 반도체센서, 디스플레이(TFT-LCD)

이 승 하

- 1988년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1990년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)
- 1995년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학박사)
- 현재, 경북대학교 전자전기공학부 부교수
- 주관심분야 : 컴퓨터제어 및 피지제어

강 신 원



- 1978년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1980년 영남대학교 전자공학과(공학석사)
- 1993년 일본 게이오대학교 생체의공학과(공학박사)
- 현재, 경북대학교 디스플레이 기술교육센터장
- 현재, 경북대학교 전자전기공학부 부교수
- 주관심분야 : 광소자 및 반도체 광학센서