

광섬유 소산장을 이용한 식중독균 신속검출용 형광면역센서

염세혁 · 박창섭 · 김도억* · 김규진* · 강병호* · 강신원*

Fiber-optic fluoroimmunosensor for foodborn pathogens using an optical evanescent field

Se-hyuk Yeom, Chang-sub Park, Do-eok Kim*, Kyu-jin Kim*,
Byoung-ho Kang* and Shin-won Kang*

Abstract

In this study, the fiber-optic fluoro-immunosensor was designed to detect foodborne pathogens. The fabricated system is composed of the multimode optical fiber on which antibodies are immobilized. Then, a sandwich immunoassay is applied to the fabricated the fiber-optic fluoro-immunosensor. In the "sandwich" binding format, a primary or "capture" antibody is immobilized on the core surface of the multimode optical fiber and a secondary or named as "tracer" antibody is added to the bulk solution. A tracer is labeled FITC (fluorescein isothiocyanate; $\lambda_{ex} = 492 \text{ nm}$, $\lambda_{em} = 520 \text{ nm}$). Different concentrations of antigens are tested in different fibers. The detection limit of the fabricated system is $5.08 \times 10^3 \text{ cfu/ml}$ for Vibrio antigen and $0.1 \mu\text{g/ml}$, $0.05 \mu\text{g/ml}$ in non-labeled monolayer phosphate buffered saline (NMP), non-labeled monolayer carbonate bicarbonate buffer (NMC), respectively.

Key Words : evanescent wave, immunosensor, salmonella, fluorescence, fluorescein isothiocyanate (FITC), sandwich assay

1. 서 론

최근 집단급식의 증가, 환경변화, WTO 체제하에 전 세계적인 식품수입이 개방화됨으로 인해 식품의 안전성에 대한 관심이 증가하고 있다. 따라서, 식중독균을 검출하는 센서를 개발하고 경제적으로 보급할 수 있는 식중독균 검출 기술에 대한 연구가 시급한 실정이다. 최근에는 면역 크로마토그래피법을 이용한 dip-stick 방법으로 살모넬라균과 대장균 O157에 대한 키트가 개발되어 상품화되어 있고, 개별 식중독균에 대한 검출법을 개발하기 위하여 PCR^[1] 또는 ELISA법 등을 이용한 검출기법을 개발하여 기술개발의 진보를 이루었다. 하지만 이들 방법은 식품의 생산현장에서 바로 사용하기보다는 제조후의 오염에 대한 확인용 기술에 지

나지 않는다. 따라서 국가경쟁력을 가지기 위해서는 다양한 식중독 균체에 대한 정보를 신속하고 종합적으로 얻기 위해 균주들에 대한 라이브러리 구축 및 그에 따른 특성 분석이 필수적이다. 또한 식중독균의 실시간, 온라인 신속 검출기법을 개발하여 차별화되고 효율적인 연구전략을 취하여 국제시장에서 경쟁력 있는 제품 개발을 해야 한다. 지금까지 개발되어진 면역센서^[2-4]로는 QCM 면역센서(quartz crystal microbalance immunosensor)^[5], OWLS (optical waveguide lightmode spectroscopy) 면역센서^[6]와 SPR (surface plasmon resonance) 면역센서^[7]등이 있다. 이러한 면역센서는 경합반응 등 면역분석법에서 적용되는 다양한 측정원리를 적용할 수 있다는 장점을 갖고 있으나, 단백질 등에 의한 비특이적 흡착에 의한 신호저해, 분자량이 큰 물질은 변환기상에 고정화된 항체에 효율적으로 접근하기 어렵고, 시스템 구성에 상대적으로 비용이 많이 소요되는 등의 단점을 가진다^[8,9]. 한편으로 기존의 면역센서의 단점을 개선하여 표지효소나 형광 발색단 등을 사용하는 센서가 많이 연구되어지고 있다^[10,11]. 그 중 광섬유형 면역

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

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

†Corresponding author: swkang@knu.ac.kr

(Received : October 5, 2007, Accepted : October 30, 2007)

센서인 옵토드 (optode)^[12]는 전자기적 간섭을 받지 않고, 광섬유에 리간드 (reagent)를 고정화할 때 물리적인 접촉을 필요로 하지 않으며, 측정 시 높은 안정성을 가지는 등 여러 가지 장점을 가진다. 그러나 이러한 옵토드는 감응면적이 작아서 감도가 낮은 단점을 가진다^[13,14].

따라서, 본 연구에서는 신호에 대한 전자기적 방해가 적고 소형화가 용이하여 임상적 응용에 적합한 옵토드의 장점을 채택하고, 작은 감응면적으로 인해 감도가 낮은 옵토드의 단점을 보완한 광섬유형 형광면역센서 (fiber-optic fluoro-immunosensor)를 개발하였다. 광섬유 소자의 중간부분에서 클래드층을 제거하고 코어층 표면에 항체를 고정하여, 옵토드 방식의 면역센서보다 반응 면적을 넓힘으로써 감도를 향상시켰으며, 제거된 코어표면에 전처리 과정을 한 후, 자기조립 단분자막 (self assembled monolayer, SAM)법을 이용하여 접촉인자층을 고정하였다. 본 논문에서는 샌드위치 면역분석법과 광섬유의 소산장 여기를 적용한 검출 시스템^[15-17]을 이용하여 국내에서 주로 발생하는 식중독균의 항원검출에 대한 특성을 평가하였다.

2. 실험 방법

2.1. 면역형광의 원리와 적용

소산파란 광도파로에 조사된 광이 내부 전반사를 하며 진행할 때 저굴절계 쪽으로 전자기장이 침투해 발생하는 일종의 손실파이다. 실제 코어층 내를 전파하는 광은 전반사면에 수직한 방향으로 연속적인 정재파, 즉 소산파 (evanescent wave)를 형성하게 된다. 소산파의 x 방향으로의 전장의 세기 E는 식 (1)에서와 같이 경계면에서 최대진폭 E₀를 가지며 굴절률이 낮은 매질인 클래드층으로 거리 x에 따라 지수 함수적으로 감소하는 형태를 갖는다.

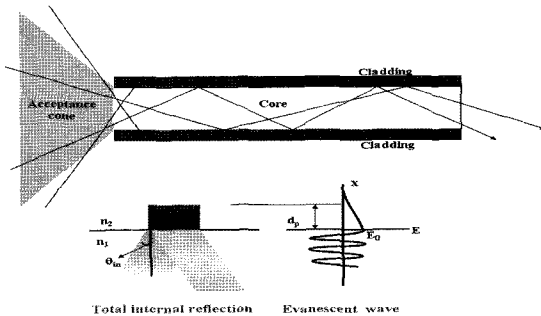


그림 1. 광섬유에서 전반사에 의한 소산장의 원리
Fig. 1. Principle of evanescent field by total internal reflection in optical fiber.

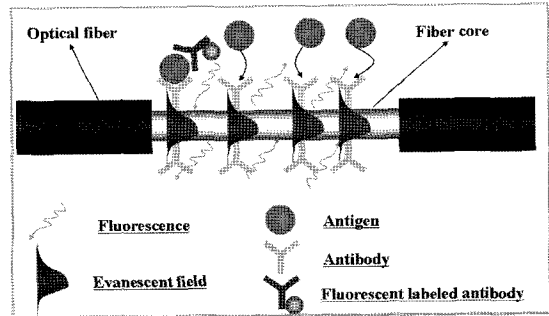


그림 2. Sandwich immunoassay의 원리
Fig. 2. Schematic principle of sandwich immunoassay.

$$E = E_0 \exp(-x/d_p) \tag{1}$$

여기서, E₀는 계면에서의 전장의 세기이고, 는 거리 x에서의 전장의 세기이다. d_p는 소산파의 침투거리 (penetration depth)이며, 진폭이 경계면 진폭의 1/e 이 되는 지점으로 식 (2)과 같다.

$$d_p = \lambda / (4\pi [n_1^2 \sin^2 \theta - n_2^2]^{1/2}) \tag{2}$$

이러한 광학적 원리를 이용하여 클래드층을 제거한 광섬유 코어 표면에 항체를 고정시키고 항원을 결합한 후 여기에 다시 형광물질이 표지된 항체를 결합시킨다. 결합된 광섬유에 파장이 492 nm인 광을 조사하면 소산파의 침투거리 안에 고정된 항체에 결합된 형광물질이 여기되고, 여기된 형광물질이 520 nm 파장의 형광을 방출한다. 근거리에서 방출된 형광은 다시 광섬유를 통해 도파되고^[18] 광섬유 끝단에서 광검출기를 이용하여 520 nm 파장의 광량을 측정함으로써 항원의 양을 측정할 수 있다.(그림 2)

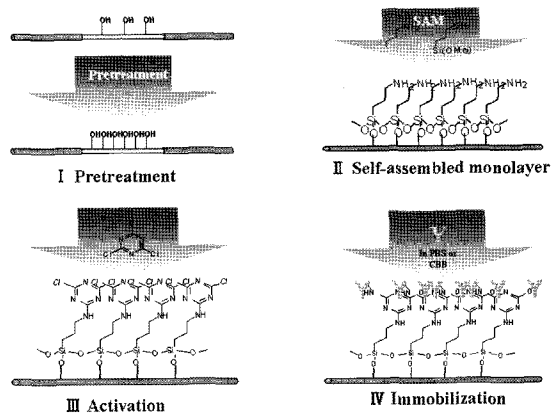


그림 3. 광섬유 코어부에 SAM & 항체의 고정화
Fig. 3. SAM & immobilization of antibody on optical fiber core.

2.2. 광섬유소자 제작과 SAM & antibody의 고정화

그림 3은 실리카 광섬유에 항체를 도입하는 과정을 나타낸 것이다. 광섬유의 클래딩을 3 cm 제거한 후 노출된 코어면에 전처리 과정을 거쳐 수산기(OH⁻)를 증가시키고, 실리카 광섬유의 코어부분에 SAM을 통하여 기능기를 도입하였다. 단백질은 아민기(NH₂⁺)를 가지고 있어 SAM의 말단에 있는 수산기(OH⁻)와 쉽게 반응하여 부착되었다. 활성화된 광섬유에 항체를 고정시키는 실험을 0.01 M, pH 7.4의 PBS(phosphate buffered saline)와 0.05 M, pH 9.6의 CBB(carbonate-bicarbonate buffer)에서 진행하였고, 공유결합을 통하여 살모넬라 항체를 도입하였다.

3. 시스템의 구성

3.1. 챔버의 설계 및 제작

광섬유형 형광면역 검출시스템은 광원부와 광반응부 그리고 수광부로 나누어지며, 광의 집속과 정확한 광결합, 시료의 반응을 위해 광원부와 광반응부를 포함하여 광반응 챔버를 설계·제작 하였다. 반응의 최적화와 센서의 소형화를 고려해 반응 챔버의 용적을 3 ml로 하였으며 외부반응을 최소화 하기 위해 테프론재질을 사용하였다. 플루오르세인의 여기 파장을 고려하여 bluish-green LED를 사용하였으며 collimator로 집광하였다. 그림 4는 제작된 챔버의 개략도이다.

3.2. 측정시스템 구성

본 연구에서 사용된 광섬유는 PCS (plastic-clad-silica) 광섬유 (FT-400-UHT; 3M, USA)로 코어의 직

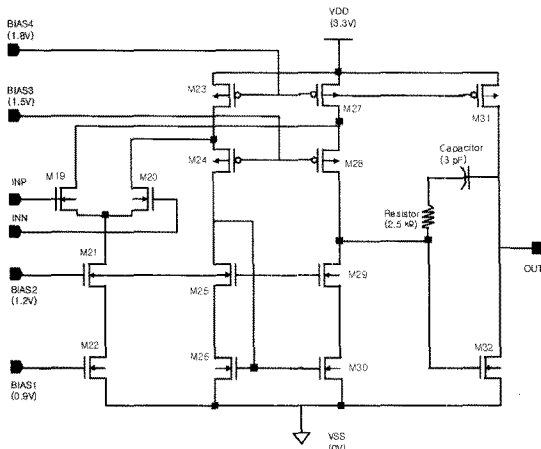


그림 4. 제작된 챔버의 개략도
Fig. 4. The diagram of the fabricated chamber.

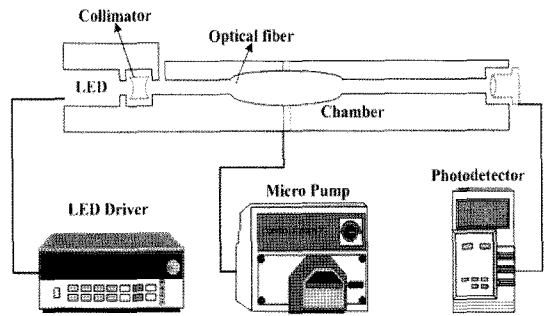


그림 5. 시스템의 개략도
Fig. 5. Schematic diagram of the system.

경은 400±8 μm, 굴절률은 1.457이고 클래드의 직경은 600±30 μm, 굴절률은 1.401이다.

2차 결합하는 항체에 고정 되어있는 형광물질로 플루오르세인을 사용하였다. 이에 따라 광원은 형광물질의 여기파장 492 nm을 고려해 (E1L51-KC bluish-green LED, λ=493-498 nm, Toyda-gosei, Japan)^[19]을 사용하였다. LED의 빛을 집광시키기 위해 collimator (F220FC-A, λ=350-600 nm, AR coating, Thorlabs)를 사용하였으며, filtering 기능을 내장한 광검출기(TQ8210, silicon photo diode, λ=400-1100 nm, TMS)^[20]를 사용하여 여기된 형광을 검출할 수 있는 시스템을 제작하였다. 그림 5는 제작된 시스템의 개략도이다.

4. 결 과

4.1. 식중독균간의 간섭현상 평가

다른 종류의 항원과 항체간의 비특이적(nonspecific) 항원-항체반응을 알아보기 위하여 생물학적 간섭현상을 평가하였다. 면역형광센서분야에서 잘 알려진 형광물질인 플루오르세인을 여러 식중독균의 항체에 각각 집합시켜 샌드위치 면역분석법에서 2차적으로 주입되는 항체용액으로 사용하였다. 클래드가 제거된 광섬유 코어부에 capture역할을 하는 식중독균 항체를 자기조립 단분자법을 통하여 고정하였으며, 광섬유 코어부에 고정된 식중독균항체와 같은 종류의 식중독균 항원을 일차적으로 반응시켰다. 항원-항체반응이 일차적으로 일어난 소자를 제작된 센서 시스템에 장착하고 PBS buffer용액을 주입하여 광량이 안정된 시점에서, 형광물질이 접합된 종류가 다른 항체를 주입하여 10분간 광량을 측정후 코어부에 고정된 항체와 형광물질이 접합된 같은 종의 식중독 항체를 주입하여 발생하는 형광량을 측정하였다.

그림 6은 살모넬라 항체를 고정된 소자에 대한 종류

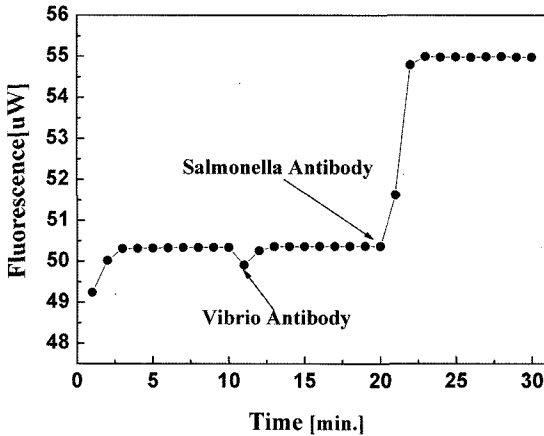


그림 6. Salmonella 검출용 소자에 대한 간섭현상 평가
Fig. 6. Interference test for the device of detection for Salmonella.

가 다른 식중독균과의 간섭현상 측정결과이다. 살모넬라 항체를 고정화한 NMC소자를 살모넬라 항원용액 (30 $\mu\text{g}/\text{m}$)에 넣고 항원항체반응을 시킨 후 센서 시스템에 장착하여 측정하였다. 10분 동안 PBS buffer용액을 넣고 광량을 측정한 후 다른 종류의 식중독균인, 형광물질이 접합된 비브리오 항체를 주입하여 10분 동안 형광량의 변화를 측정하였다. 마지막으로 장착한 광섬유 소자의 코어부에 도입되어있는 살모넬라 항원과 같은 종류의 식중독균인, 형광물질이 접합된 살모넬라 항체를 주입하여 10분 동안 형광량의 변화를 측정하였다. 일차적으로 비브리오 항체를 주입한 경우에는 광량의 증가가 나타나지 않았으며 같은 종류인 살모넬라 항체를 주입한 경우에는 5분 동안에 5 μW 의 형광량의 증

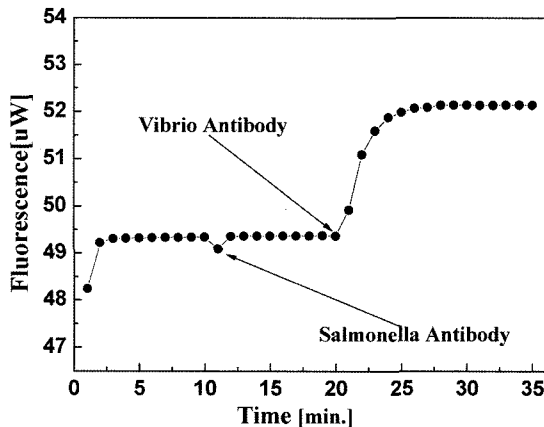


그림 7. Vibrio 검출용 소자에 대한 간섭현상 평가
Fig. 7. Interference test for the device of detection for Vibrio.

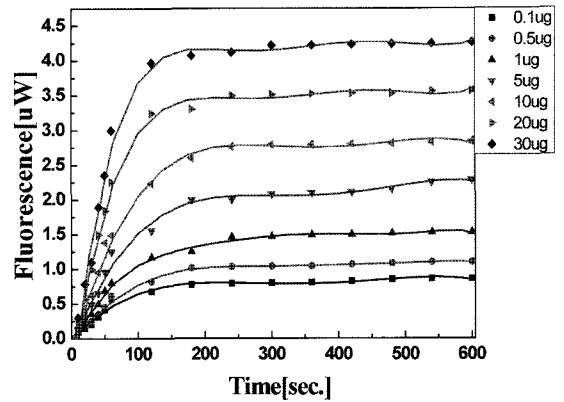


그림 8. NMP소자의 시간에 따른 농도별 형광 특성
Fig. 8. Fluorescence characteristic of NMP device by concentration.

가를 측정할 수 있었다.

그림 7은 비브리오 항체를 고정화한 소자에 대한 종류가 다른 식중독균과의 간섭현상 측정결과이다. 살모넬라 항체를 주입한 경우에는 광량의 증가가 나타나지 않았으며 같은 종류인 비브리오 항체를 주입한 경우에는 7분 동안에 2.5 μW 의 형광량의 증가를 측정할 수 있었다.

4.2. 식중독균 검출에 대한 센서응답특성

항체의 도입과 활성유무를 확인한 후, 항체가 도입된 소자를 시스템에 적용시켜 살모넬라(salmonella typhimurium positive control antigen), 비브리오(Vibrio parahaemolyticus)에 대한 검출 특성을 평가 하였다. NMP소자는 PBS buffer에서 항체를 도입하였다. NMP

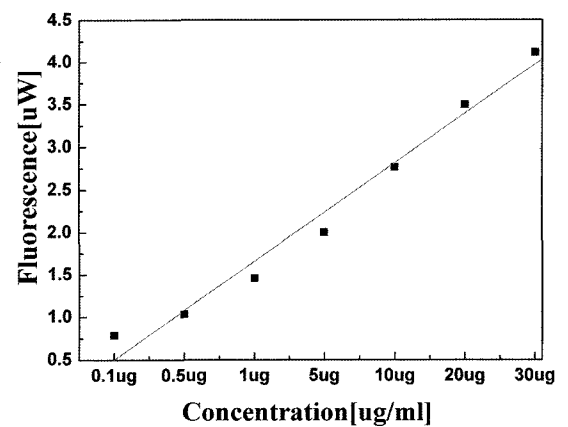


그림 9. NMP소자의 농도에 형광특성
Fig. 9. Fluorescence characteristic of NMP device by concentration.

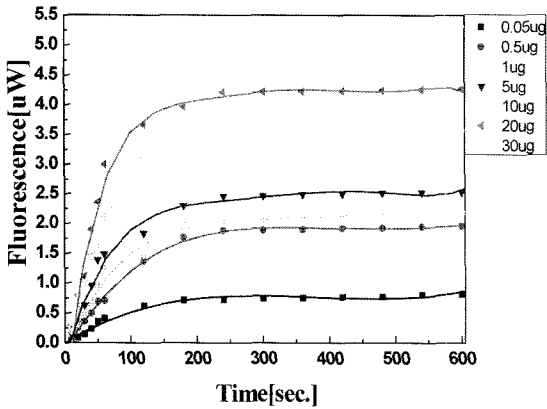


그림 10. NMC소자의 시간에 따른 농도별 형광특성
Fig. 10. Fluorescence characteristic of NMC device by concentration.

소자의 항원농도에 따른 시간별 응답특성은 대부분의 반응이 6분 이내에 일어났으며, 항원의 검출한계는 0.1 $\mu\text{g}/\text{m}^3$ 임을 확인하였다. 그림 8은 제작된 센서시스템의 살모넬라 항원에 대한 시간에 따른 형광량증가에 대한 농도별 응답특성이다. 시간이 지남에 따라 형광량이 증가하다가 10분이 지나면 더 이상 증가하지 않고 일정 광량을 유지하였다. 그림 9는 240 sec.에서의 항원의 농도에 따른 형광량의 증가를 나타낸 그래프이다. 살모넬라 항원의 농도가 증가함에 따라 형광의 발생량도 증가함을 확인 하였다.

그림 10은 살모넬라 검출을 위해 NMC소자를 이용하여 시스템의 특성을 평가한 것이다. NMC소자는 CBB buffer에서 항체를 도입하였다. 광섬유 코어 표면에 살모넬라의 항체를 고정시키고 항원항체반응을 시

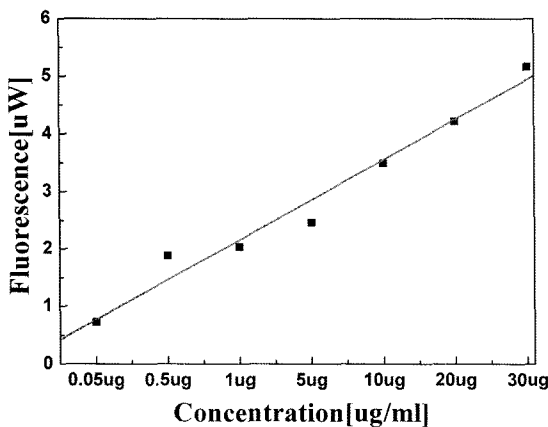


그림 11. NMC 소자의 농도에 따른 형광특성
Fig. 11. Fluorescence characteristic of NMC device by concentration.

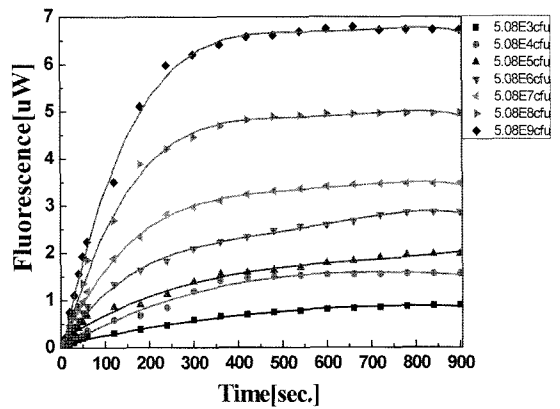


그림 12. 비브리오를 고정된 소자의 시간에 따른 농도별 형광특성
Fig. 12. Fluorescence characteristic of Vibrio device by concentration.

킨 후, 형광이 표시된 항체를 반응시켜 발생한 형광의 특성을 제작한 센서를 이용하여 검출하였다. NMC소자의 항원의 농도에 따른 시간별 응답특성은 6분 이내에 반응이 일어났으며, 항원의 최저검출한계는 0.05 $\mu\text{g}/\text{m}^3$ 임을 확인하였다. 그림 11은 240 sec.에서의 항원의 농도에 따른 형광량의 증가를 나타낸 그래프이다. 살모넬라 항원의 농도가 증가함에 따라 형광의 발생량도 증가함을 확인 하였다.

그림 12는 비브리오 검출을 위해 제작한 소자를 이용하여 시스템의 특성을 평가한 것이다. 코어부에 비브리오 항체가 고정된 소자는 CBB buffer에서 항체를 도입하였다. 광섬유 코어 표면에 비브리오의 항체를 고정시키고 비브리오 항원을 반응시킨 후, 형광이 표시된 비

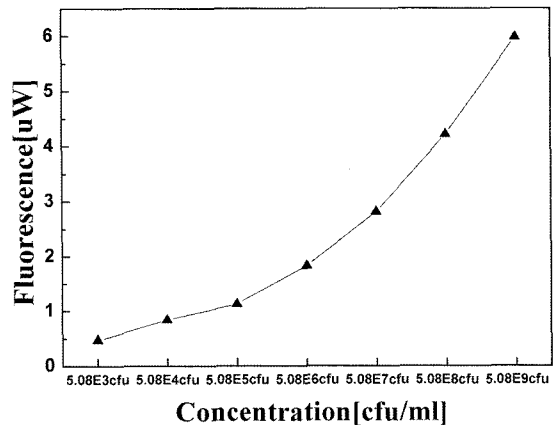


그림 13. 비브리오 소자의 농도에 따른 형광특성
Fig. 13. Fluorescence characteristic of Vibrio device by concentration.

브리오 항체를 반응시켜 발생한 형광의 특성을 제작한 센서를 이용하여 검출하였다. 비브리오 항원의 농도에 따른 시간별 응답특성은 9분 이내에 반응이 일어났으며, 제작된 시스템의 검출한계는 현재 5.08×10^3 cfu/ml임을 확인하였다. 그림 13은 240 sec.에서의 항원의 농도에 따른 형광량의 증가를 나타낸 그래프이다. 비브리오 항원의 농도가 증가함에 따라 형광의 발생량도 증가함을 확인 하였다.

5. 결 론

본 연구에서는 국내에서 자주 발생하는 식중독의 원인균을 검출하기 위해 광섬유 소산장 원리를 이용한 형광면역센서를 제작하였다. 기존의 감응면적이 작아 감도가 낮고 검출시간이 오래 걸린다는 면역센서들의 단점을 개선하기 위하여 광섬유소자의 중간 부위의 클래드층 일부를 제거하여 항체를 고정으로써, 감응면적을 넓혀 감도를 향상시켰다. 그리고 항원-항체 반응의 면역원리를 적용함으로써 빠른 검출시간과 우수한 선택성을 가진다. 먼저, 자기조립 단분자막법과 공유결합을 통해 광섬유 코어부에 식중독균 항체를 도입하여 센서소자를 제작하였고, 형광 현미경을 통하여 항체의 도입을 확인하였다. 제작된 소자는 두 가지 종류로 PBS에서 항체를 도입한 NMP소자와 CBB에서 항체를 도입한 NMC소자이며, 살모넬라 항원 측정을 통해 두 고정화법에 대한 우수성을 평가하였다. 그리고 식중독 항체가 도입된 광섬유소자를 측정할 수 있는 비교적 간단한 광학계를 구성하고 센서시스템의 재현성과 안정도를 향상시키기 위해 광반응 챔버를 제작하였다. 제작된 광학계 시스템으로 국내 3대 식중독균인 살모넬라, 비브리오에 대해 검출특성을 평가하였다. 살모넬라 항원의 검출한계는 NMC소자의 경우 $0.05 \mu\text{g/ml}$, NMP소자의 경우는 $0.1 \mu\text{g/ml}$ 이며, 이러한 실험결과로 미루어 CBB buffer용액에서 항체를 도입할 경우 PBS 용액에서 항체를 도입할 때 보다 항체도입의 성공률이 비교적 높다는 것을 확인하였다. 비브리오 항원에 대한 검출한계는 5.08×10^3 cfu/ml의 농도까지 측정할 수 있었다. 대부분의 반응은 10분 내에 거의 이루어졌다. 그리고 다른 종류의 식중독균 항체에 대한 간섭현상 실험을 통해 제작된 형광면역센서에서 간섭현상이 없음을 기대할 수 있다. 수십~수백 $\mu\text{g/ml}$ 의 항원을 검출하는 유포드와 비교해 보면, 본 연구에서 제작된 시스템은 수십~수백 ng/ml 이하의 항원을 검출하므로 감도가 향상되었음을 확인할 수 있었다^[21].

본 연구는 국내에 주로 발생하는 식중독균의 정밀한

감지가 가능함을 보여주었으며, 면역센서의 감응성과 안정성을 높여줄 수 있는 고정화법에 관한 연구와 미세신호를 안정되게 증폭, 검출할 수 있는 신호처리회로 단^[22,23]의 제작이 선행된다면 나아가 식품의 안정성을 해치는 여러 유해물질을 관측하고 검사하는데 유용하게 사용될 것으로 기대된다.

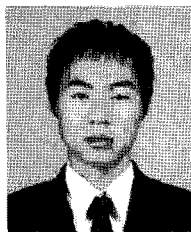
감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.(과제고유번호 예시 : 02-PJ1-PG1-CH08-0002)

참고 문헌

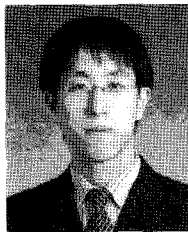
- [1] K. S. Ha, S. J. Park, S. J. Seo, J. H. Park, D. H. Chung, "Incidence and polymerase chain reaction assay of listeria monocytogenes from raw milk in Gyeongnam Province of Korea", *J. Food Protection*, vol. 65, pp. 111-115, 2001.
- [2] F. P. Anderson, W. G. Miller, "Fiber optic immunochemical sensor for continuous, reversible measurement of phenytion", *Chin. Chem.*, vol. 34, pp. 1417-1421, 1988.
- [3] B. I. Blusetein, I. M. Walczak and S. Y. Chen, "Fiber optic evanescent wave immunosensors for medical diagnostics", *TIBTECH*, vol. 8, pp. 161-168, 1999.
- [4] L. A. Tempelman, K. D. Anderson, F. S. Ligler, "Quantitation Staphylococcal enterotoxin B in diverse media using a portable fiber-optic biosensor", *Anal. Biochem.*, vol. 34, pp. 50-57, 1996.
- [5] S. H. Lee, D. D. Stubbs, J. Cariney, W. D. Hunt, "Real-time detection of bacteria spores using a QCM based immunosensor", *Sensors. Proc. IEEE*, vol. 2, pp. 1194-1198, 2003.
- [6] A. Loni, G. Hay, R. M. De La Rue, J. M. Winfield, "Proton-exchanged LiNbO₃ waveguides; the effects of post-exchange annealing and buffered melts as determined by infrared spectroscopy, optical waveguide measurements, and hydrogen isotopic exchange reactions", *J. Lightwave Technology*, vol. 7, pp. 911-919, 1989.
- [7] G. Sakai, I. Ogata, T. Uda, N. Miura, N. Yamazoe, "Highly sensitive detection of morphine by using immunosensor based on surface plasmon resonance", *Solid State Sensors and Actuators*, vol. 1, pp. 179-182, 1997.
- [8] A. Johnston, "Trends in biosensor research and development", *Electron Devices Meeting; Technical*

- Digest., pp. 654-657, 1998.
- [9] L. Lading, L. B. Nielsen, T. Sevel, "Comparing biosensors", *Sensors; Proc. IEEE*, vol. 1, pp. 229-232, 2002.
- [10] M. McShane, S. Rastegar, G. Cote, "Fluorescence-based implantable biosensors: Monte Carlo modeling for optical probe design", *Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 4, pp. 1799-1802, 1998.
- [11] D. Lipson, N. G. Loebel, K. D. McLeaster, B. Liu, "Multifiber, multiwavelength, fiber optic fluorescence spectrophotometer", *Biomedical Engineering*, vol. 39, pp. 886-892, 1992.
- [12] S. McCulloch, D. Uttamchandani, "Development of a fibre optic micro-optrode for intracellular pH measurements", *Optoelectronics; Proc. IEEE*, vol. 144, pp. 162-167, 1997.
- [13] S. McCulloch, D. Uttamchandani, "Fibre optic micro-optrode for dissolved oxygen measurements", *Science; Measurement and Technology*, vol. 146, Issue: 3, pp. 123-127, 1999.
- [14] U. J. Krull, R. S. Brown, E. T. Vandenberg, B. D. Hougham, "Optical biosensors from chemical transduction by lectrins and neural receptors", *Engineering in Medicine and Biology Society; Proc. the Annual International Conference of the IEEE*, vol. 2, pp. 793-794, 1998.
- [15] D. Lipson, N. G. Loebel, K. D. McLeaster, B. Liu, "Multifiber, multiwavelength, fiber optic fluorescence spectrophotometer", *Biomedical Engineering; IEEE Transactions on*, vol. 39, Issue: 9, pp. 886-892, 1992.
- [16] 이수미, 고평탁 강신원, "소산장 흡수를 이용한 박막 광도파로형 칼륨이온센서", *센서학회지*, 제6권, 제3호, pp. 214-220, 1997.
- [17] H. J. Kwon, J. O. Spiker, H. Balcer, K. A. Kang, "A kinetic study on fiber optic immunosensor for the detection of protein C", *Engineering in Medicine and Biology; Biomedical Engineering Soc; BMES/EMBS Conference*, vol. 2, pp. 807, 1999.
- [18] El-Hang Lee, R. E. Benner, J. B. Fenn, and R. K. Chang, "Angular distribution of fluorescence from liquids and monodispersed spheres by evanescent wave excitation", *Applied Optics*, vol. 18, Issue 6, pp. 862-868, 1979.
- [19] Toyoda Gosei-LED, Retrieved October 10, 2007, from <http://www.toyoda-gosei.com/led/products/products2.html>.
- [20] Advantest products directory 2001, Retrieved October 10, 2007, from <http://gtcsales.co.kr/main/advantest/pdf/044.pdf>.
- [21] H. J. Jung, "Fiber-optic fluoroimmunosensor for detection of salmonella", Master thesis, Kyungpook National University, 2004.
- [22] G. P. Anderson, J. P. Golden, F. S. Ligler, "An evanescent wave biosensor. I. Fluorescent signal acquisition from step-etched fiber optic probes", *Biomedical Engineering; IEEE Transactions on*, vol. 41, Issue: 6, pp. 578-584, 1994.
- [23] R. Dahint, F. Bender, "A concentration dependent study of acoustic plate mode immunosensor response using antigen/antibody systems with different binding ability", *Ultrasonics, Ferroelectric and Frequency Control*, vol. 45, Issue: 5, pp. 1216-1220, 1998.



염 세 혁

- 1978년 7월 12일생
- 2004년 계명대학교 물리학과 졸업 (이학사)
- 2006년 경북대학교 대학원 센서및디스플레이공학과 졸업(공학석사)
- 2007년~현재 경북대학교 디스플레이 교육센터 연구원
- 주관심분야 : 광학식 바이오센서, 디스플레이 소자, 광섬유 제작



박 창 섭

- 1979년 9월 25일생
- 1994년 동의대학교 물리학과 졸업 (이학사)
- 1996년 동의대학교 대학원 물리학과 졸업 (이학석사)
- 2005년~현재 경북대학교 대학원 센서및디스플레이공학과 박사과정
- 주관심분야 : 광학식 온도센서, 디스플레이 소자



김도억

- 1977년 7월 14일생
- 2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2004년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학석사)
- 2004년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 광학식 가스센서, 디스플레이 소자



김규진

- 1982년 9월 3일생
- 2005년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업(공학사)
- 2005년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정
- 주관심분야 : 광도파로, 디스플레이 소자, 나노소자



강병호

- 1980년 9월 14일생
- 2005년 대구가톨릭대학교 물리학과 졸업 (공학사)
- 2005년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정
- 주관심분야 : 광학식 가스센서, 디스플레이 소자



강신원

- 1978년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 1980년 영남대학교 전자공학과 졸업 (공학석사)
- 1993년 일본 게이오대학교 생체외공학과 졸업(공학박사)
- 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수
- 주관심분야 : 광전자기능성 소자, 바이오센서, 디스플레이, 나노소자