

논문 94-3-2-07

오염수 내의 유기인 화합물의 측정을 위한 광섬유 바이오센서 (제 1 부 : 장치 설계 및 개발)

최정우*, 민준홍*, 이원홍**

Fiber-optic biosensor for the detection of organophosphorus compounds in a contaminated water (Part I. : Design and development)

Jeong-Woo Choi*, Jun Hong Min*, Won Hong Lee**

요 약

살충제와 농약의 성분인 유기인 화합물 측정을 위한 광섬유 바이오센서가 개발되었다. 개발된 광섬유 바이오센서에서는 유기인 화합물에 의해 직접적으로 저해되는 AChE 효소 (acetylcholinesterase)의 반응이 용액 pH의 변화를 일으킨다는 원리를 이용하여 그 변화를 광을 이용하여 측정함으로써 유기인 화합물을 측정하였다. pH 변화 정도를 광을 이용하여 측정하기 위해서 사용되어진 효소의 반응과 광원에 알맞은 산-염기 지시약인 리트머스를 선택하였다. 장시간 사용 시에도 활성을 유지시키고 재사용을 가능하게 하기 위하여 AChE 효소는 Ca-alginate gel에 포괄시켜 센서의 반응기내벽에 고정화시켰다. 장치를 소형화하고 원격 측정이 가능하게 하기 위하여 광섬유를 사용하여 빛을 전송하였다. 광원으로써는 생성물의 영향을 받지 않는 632 nm의 파장을 갖는 He-Ne laser를 사용하였고, 광섬유는 가격이 저렴한 플라스틱 광섬유를 사용하였고, 광 수신 장치로는 phototransistor를 사용하였다. 본 연구에서 제안된 광섬유 바이오센서는 유기인 화합물의 농도에 대하여 0 ppm에서 1.5 ppm까지 선형적인 신호를 가지고 있으며 측정 시간은 5분이었다.

Abstract

Fiber-optic biosensor for the detection of organophosphorus compounds in a contaminated water was developed, which was the component of pesticides and agricultural agent. The detection principle of designed sensor was the pH variance induced by a reaction of acetylcholinesterase enzyme inhibited by organophosphorus compounds. The pH variance was detected by the optical system to measure the organophosphorus compounds. Litmus was selected as the pH-sensitive dye suitable to the enzyme reaction and a light source to be detected by the optical system. The enzyme entrapped in Ca-alginate gel was immobilized at the inner wall to maintain the high activity of enzyme and to be reused for a long period. The optical fiber was used to miniaturize and control remotely the sensor system. The He-Ne laser with 632 nm was selected as the light source to prevent light intensity fluctuation by the product. Cheap plastic optical fibers were used as the transmission part of the light and the phototransistor was used as the reception part of light based on the wavelength of He-Ne laser. The proposed fiber-optic biosensor has the linear analytical range of 0 ppm-1.5 ppm with response time of 5 minutes.

* 正會員 : 서강대학교 화학공학과
(Dept. of Chemical Eng., Sogang Univ.)

** 서강대학교 화학공학과
(Dept. of Chemical Eng., Sogang Univ.)
<접수일자 : 1994년 5월 3일.>

서 론

수질 환경의 유해물질 중 유기인 화합물 (organophosphorus compounds)은 농업 분야, 의학 분야 그리고 군사용 생화학 무기로도 널리 쓰이는 물질

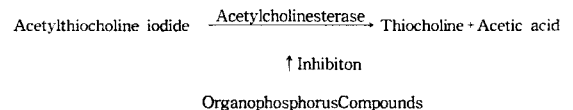
로써 많은 제품, 특히 농약 및 살충제에 다량 포함되어 있는 물질이다.^[1] 서울 근교의 논밭과 골포장 등에 살포되는 다량의 농약과 살충제로 인하여 주위의 환경은 유기인 혼합물에 노출되어 있다. 유기인은 사람이나 동물의 신경세포 내의 필수 효소의 활동에 치명적인 저해를 하는 물질로써 식물에 다량 투입되었을 경우 즉시 고사해 버리는 독성을 가지고 있다. 인간에 대한 유기인의 치사량(LD₅₀)으로는 5mg/kg으로 알려져 있으며, 아주 적은 양으로도 식욕 감퇴, 메스꺼움, 구토, 설사, 동공 수축, 기관지 수축, 근육 경련 및 호흡기 질항 등을 일으킬 수 있고, 피부에 접촉되었을 경우 그 부위가 마비될 가능성까지 내포하고 있다. 그러므로 우리 나라에서는 이 물질에 대하여 1급수인 경우 0.2 ppm이하, 2급수인 경우 1 ppm이하, 3급수에서는 2 ppm이하로 그 농도를 제한하고 있다.^[2] 그러나 아직까지 유기인 화합물의 낮은 규제 농도를 오염 현장에서 정확하게 측정할 수 있는 계측 장치는 개발되지 않고 있다.^[3,4] 그러므로 유기인 화합물을 빠르고 간단하게 측정할 수 있고 원거리 측정이 가능한 센서의 개발이 필요로 되고 있다.

최근 수질 내의 여러 오염 물질을 측정하기 위해서 많은 방법들이 개발되고 있다. 유기인 화합물중 하나인 paraoxon의 경우 gas chromatography(GC)나 high performance liquid chromatography(HPLC) 등을 이용한 분석방법 등 여러 종류의 방법이 있으나^[3], GC 등 기존의 측정 장치들은 가격이 비싸고, 조작이 복잡하며, 조작시 그 장치에 대한 전문적 지식을 요구하고, 긴 측정 시간을 필요로 하며, 또한 오염 현장에서 분석을 하지 못하므로 시료를 채집하여 실험실에서 분석을 하여야 한다. 따라서 이러한 문제들을 해결할 수 있는 새로운 측정 원리의 발견과 소형 장치의 개발이 요구되어 진다. 오염수에서 유기인 화합물을 검출하기 위해서는 원거리 측정이 가능해야 하고, 아주 미량의 농도를 빠른 시간 안에 측정할 수 있어야 하며, 실무 현장의 여러 간섭-전기장이나 자기장-의 방해를 받지 않고, 또한 비교적 값싼 부품들로 이루어져 있어 저렴하게 구입할 수 있는 측정장치여야 한다. 위의 조건을 만족시키기 위해서 측정 장치가 많이 연구되고 있으나, 아직 위의 조건들을 만족시킬 수 있는 측정 장치는 개발되어 있지 않다.^[4,5]

세계적으로 여러 살충제 및 유독 물질의 검출 장치를 개발하기 위해 효소를 이용한 분석 방법이 개발

되고 있다.^[3-5] 효소를 이용한 생물공학적인 연구가 활발히 이루어지는 이유는 효소를 사용하게 되면, 효소가 가지고 있는 한 물질에 대한 높은 선택성을 이용할 수 있고, 어려운 반응 메카니즘을 효소를 사용함으로써 없앨 수 있는 장점이 있다. 그리고 여러 문제점, 가격이나 사용상의 문제점들을 쉽게 해결할 수 있으며, 여러 효소를 사용함으로써 다른 여러 물질들을 동시에 반응시켜 검출할 수도 있다. 효소를 이용한 바이오 센서들은 각자의 특성에 맞게 potentiometric electrode, amperometric electrode, field effect transistor과 optoelectronic detector 등 여러 가지 신호 변환기(transducer)를 이용하고 있다.^[6] 신호변환기로서 광을 이용하게 되면, 산업 현장에서 많은 문제가 되고 있는 전기장이나 자기장에 대한 간섭을 최소화할 수 있고, 극히 미세한 양을 손쉽게 측정할 수 있으며, 여러 다른 파장을 사용함으로써 동시에 여러 물질을 측정할 수 있는 등 다른 신호 변환기를 채택하는 것보다 많은 장점들을 가지고 있다.^[3-11]

본 연구에서는 유기인 화합물에 높은 선택성이 있는 효소와 장치의 소형화를 가능하게 하는 광섬유를 이용하고, 각 물질이 가지고 있는 흡광도를 측정원리로 하여 오염수에서 유해물질인 유기인 화합물을 측정하는 소형 광 바이오센서를 개발하려 한다. 본 연구에서는 유기인 화합물을 측정하기 위해 그것에 의해 저해가 되는 효소의 반응을 이용한다. 이 효소는 인간이나 동물의 신경세포의 필수 효소로 알려져 있는 AChE(acetylcholinesterase)로써 acetylthiocholine iodide를 ester화시켜 thiocholine과 acetic acid를 생산해 낸다.^[1] 반응식은 다음과 같다.



acetic acid이 생성됨에 따라 유체의 pH가 낮아지게 된다. 그러나 유기인 화합물이 존재하게 되면, 효소가 저해되므로 다시 pH가 증가하게 되고, 그 차이를 산-염기 지시약과 광을 이용하여 측정할 수 있게 된다. pH가 다시 증가하는 양은 유기인 화합물의 양과 비례하므로 이러한 원리를 이용하여 유기인 화합물의 양을 검출할 수 있다.

실험 방법

시 약

본 연구에서 사용되는 1000 U/mg의 활성을 가진 acetylcholinesterase 효소(EC 3.1.1.7 : V-s, from electric eel)와 효소의 반응물로 쓰이는 acetylthiocholine iodide는 미국의 Sigma chemical company로부터 구입하였다. 산-염기 지시약으로써 쓰이는 litmus는 BDH Laboratory(England)에서 구입하였다. 본 연구에서 측정되는 유기인 화합물의 하나인 paraoxon(diethyl-p-nitrophenylphosphate, E600, liquid, 95%purity)은 Sigma chemical company에서 구입하였다. 반응기로서 효소를 고정화시키는 silicon tube는 미국의 Polypenco.에서 구입하였다.

효소 고정화

효소의 활성을 오랫동안 유지시키고 반복사용을 가능하게 하기 위하여 반응기내벽에 효소를 고정화시

켰다. 반응기는 silicon tube(I.D. 6 mm)로써 길이가 6 cm이고, 내벽에 Ca-alginate를 사용하여 고정화시켰다. 이 고정화방법은 고정화 수행시 효소의 활성이 거의 손실되지 않는 전형적인 고정화 방법으로 잘 알려져 있다.⁶⁾ 0.1 M potassium phosphate buffer(pH 7.0) 속에 acetylcholinesterase를 포함하고 있는 sodium alginate solution을 준비하고, 그것을 균일한 두께를 갖는 효소층을 형성시키기 위하여 silicon tube 내부에 흐르도록 하였다. 그 다음, 5분동안 위의 튜브를 CaCl₂용액 속에 저장하면 Na⁺이온과 Ca⁺⁺이온 사이의 이온교환에 의하여 CaCl₂용액과 sodium alginate의 접촉시에 tube의 내부표면에 gel이 형성된다. 본 실험에서는 한 반응기당 효소 40 U이 포함되도록 하였다.

실험 장치

본 연구의 실험장치의 구성은 그림 1과 같다. 실험 장치는 증류수, 산-염기 지시약과 acetylcholine iodide의 혼합용액 그리고 시료용액으로 세 종류의 용액을

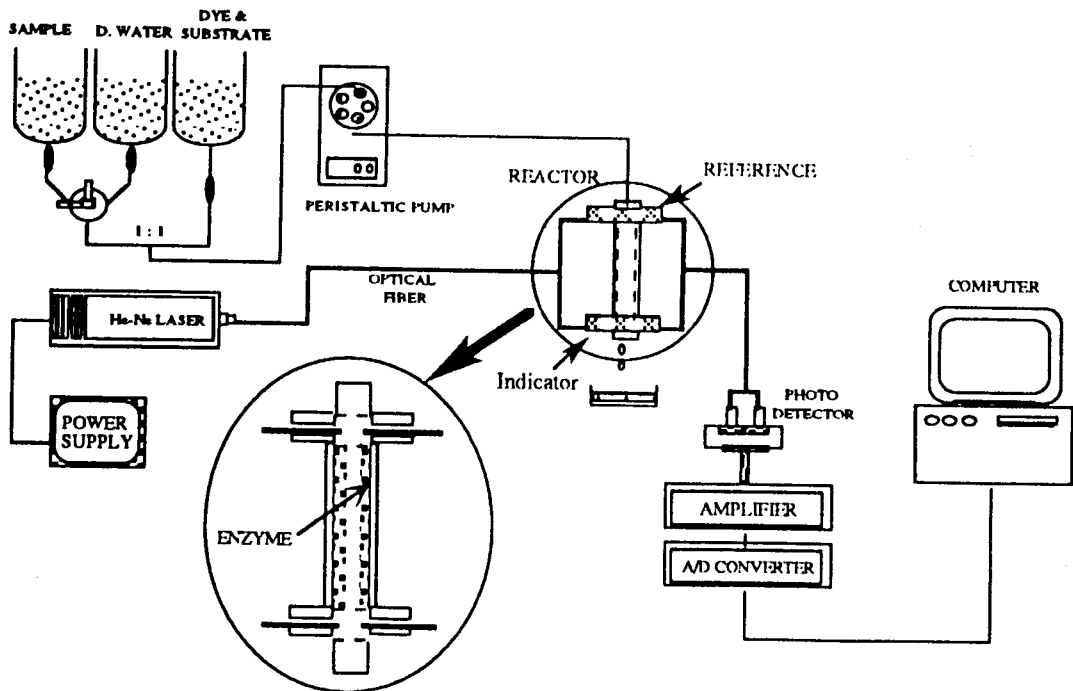


그림 1. : Configuration of the fiber-optic biosensor

Fig. 1. : 광섬유 바이오센서의 구조도

포함한다. 지시약과 반응물의 혼합용액에는 180 mM의 NaCl과 48 μ M의 MgSO₄을 효소활성을 증가시키기 위해 포함시키고, 완충용액으로는 potassium phosphate buffer(pH 7.2)가 사용되었다. 용액은 초기에는 증류수와 혼합용액이 peristaltic pump (0.75mg/min)를 통하여 섞여져 효소가 고정화되어 있는 반응기를 지나간다. 이 때 두 용액의 혼합비는 1:1(v:v)가 된다. 반응기 내 효소가 충분히 반응물과 반응된 후, 증류수는 시료용액과 교체된다. 그러면 반응기 내 효소는 시료 속의 유기인 화합물의 일종인 paraoxon에 의해 비가역적으로 저해가 되면서 생성물의 양이 급격히 감소하게 된다.

0.7mM의 리터머스의 보존용 용액(stock solution)과 12mM의 acetyl cholinesterase효소의 보존용 용액을 준비하고, paraoxon은 증류수에 의해 희석시켜 사용했다. 광원으로써 632nm를 갖는 He-Ne laser(NEC, Japan)를 사용하고, 광 검출장치로는 광 트랜지스터를 사용하였다. 광섬유로는 가격이 저렴한 플라스틱 광섬유(core diameter : 0.5 mm, available range : 400-700 nm, NA : 28^o)를 사용하였다. 그림 1에서 보여지듯이 실험장치는 반응물과 생성물의 광투과도를 반응기 입구와 출구에서 광섬유(간극 : 4mm)를 이용해 동시에 측정하도록 고안되어져 있다. 이처럼 반응물과 생성물이 동시에 측정되어지면, 반응기 내에 고정화되어 있는 효소의 반응정도를 검측함에 있어 광이나 주위의 불안정성에 의해 나타나는 오차를 없앨 수 있고, 산-염기 지시약이나 반응물의 변질로 인해 생성물에 대한 신호의 변화로 인한 오차도 없앨 수 있다. 모든 실험은 실온에서 수행되어졌다(20 - 25^oC).

분석 방법

신호는 반응기로 들어가는 반응물의 상태를 나타내는 기준신호와 반응기를 통과함으로써 효소에 의해 생성된 생성물과 미반응물의 혼합물의 상태를 나타내는 지시 신호가 동시에 A/D converter를 통해 computer에 입력된다. 먼저 반응기내에 흐름이 없을 경우 지시신호와 기준신호는 서로 일치하게 된다. 그러나 반응물이 반응기 내로 들어가기 시작할 때에 기준신호는 반응물의 상태를 나타내는 신호로 떨어지게 되나, 지시신호는 반응기의 체류시간이 지나기 전까지

아무 변화를 보이지 않는다. 그러나 체류시간이 지나 반응기 내에 효소와 반응물이 반응한 후, 생성물과 미반응물이 반응기의 출구로 나오기 시작하면, 지시신호는 그 생성물의 양에 비례하게 나타나게 된다. 이렇게 시료가 들어가기 전 반응물의 반응이 지속되게 되면, 일정 신호가 나타나게 되고(반응 정상상태), 그 후 증류수와 시료용액이 서로 교체가 되면, 반응기 체류시간이 경과한 후에 효소가 유기인 화합물에 저해됨으로써 생성물의 농도가 떨어지고, 이에 따라 지시신호가 반응정상상태시의 신호에서 기준신호로 접근하게 된다(저해 상태). 이 지시신호의 반응정상상태에서 저해상태 사이의 값을 비교함으로써 시료 안에 있는 유기인 화합물이 효소를 얼마만큼 저해하는지를 알 수 있고, 그 저해정도를 가지고 유기인 화합물의 양을 검출할 수 있다. 이것을 식으로 나타내면 다음과 같이 간단하게 표현할 수 있다.

$$f_{cor} = f + \phi - f_{rxn} \quad (1)$$

여기서 f_{cor} : 보정된 지시신호

f : 지시신호

ϕ : 각종 외란에 의한 오차보정-

f_{rxn} : 반응 정상상태일 때의 지시신호

위 식에서 ϕ 항은 여러 외란에 의해 지시신호가 영향을 받지 않게 하기 위해 쓰여진다. 이들 외란은 광원의 출력에 의한 것, 반응물이나 시료용액의 pH변화에 의한 것 등 많은 실험시 나타나는 영향들을 포함한다. 외란은 기준신호와 지시신호에 동시에 같은 영향을 미치게 되므로 기준신호를 조사함으로써 지시신호에서 외란에 의한 신호변화만을 제거할 수 있다.

결과 및 고찰

제시된 광섬유 바이오센서에 의한 유기인 화합물의 측정을 위해서 선택되는 산-염기 지시약의 성질은 다음과 같은 여러 조건에 잘 부합되어야 한다.

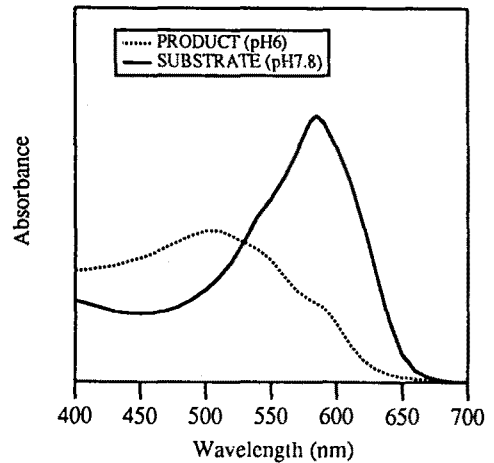
- 1) 본 연구에서 사용되는 효소의 반응을 투과도에 의해 잘 검출할 수 있어야 한다.
- 2) 최적의 효소 활성이 나타나는 pH가 pH-sensitive dye의 변색범위에 포함되어야 한다.
- 3) 본 연구에서 사용되어지는 He-Ne Laser광원의 파장에서 pH-sensitive dye의 광학적 성질이 측정 가

능해야 한다.

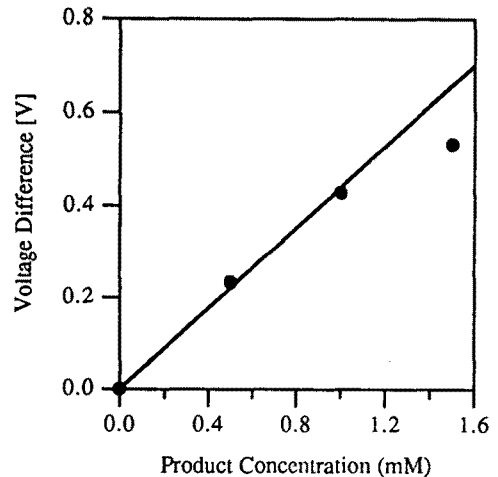
위와 같은 조건들을 잘 부합시키는 본 연구에서 선택된 리트머스의 흡광띠는 그림 2와 같다. 그림 2(a)에서 보여지듯이 리트머스는 pH 6에서 pH 8 사이에 확실한 광학성질의 변화를 보이고 있으며, 이 변화의 양을 632 nm의 파장을 가진 He-Ne laser를 사용하여 생성물의 변화량을 측정할 수 있다. 또한 본 연구에서 사용되어진 acetylcholinesterase 효소의 최적 pH가 약 7임을 고려할 때, 리트머스의 선택은 적절하다. 그림 2(b)는 효소반응의 생성물인 acetic acid의 농도에 대한 지시신호의 관계를 보여주고 있다. 생성물의 농도와 출력되는 지시신호 사이의 관계는 매우 중요하다. 이는 대체로 효소반응은 단순하게 나타나지 않고 그 반응물과 생성물을 측정하는 투과도 또한 직접적으로 나타나기가 힘들 뿐만 아니라 빛 검출장치로 사용하고 있는 광 트랜지스터도 빛의 세기와 출력 전압이 정비례하지 않기 때문이다. 센서의 분석범위를 결정함에 있어서 신호와 측정물질의 농도의 정비례관계는 아주 중요한 고려대상 중 하나로 여겨지고 있다. 그림 2(b)는 생성물 acetic acid의 농도와 지시신호 사이의 관계가 생성물농도가 약 1.0 mM까지 정비례관계를 보이고 있음을 보여주고 있다. 이로써 생성물의 농도가 약 1 mM정도가 되기까지 효소의 양을 증가시킬 수 있고, 그만큼 센서의 측정상한 농도를 증가시킬 수 있었다.

평균체류시간은 생성물의 양에 직접적인 영향을 미치므로 센서의 특성을 파악할 수 있는 중요한 변수이다. 제시된 반응기의 평균 체류시간을 구하는 방법은 다음 그림 3과 같다. 그림 3에서 보여지듯이 효소가 고정화되지 않은 반응기를 반응물이 흐를 때 먼저 반응기 앞에 있는 기준 탐침을 지나게 되고, 그럼으로써 기준신호가 변화하게 된다. 그 후, 반응물이 반응기를 평균체류시간동안 지나가게 되고, 지시신호가 변화한다. 이와 같이 간단한 방법으로 체류시간을 측정할 수 있게 되고, 이로 인하여 반응물이 효소에 접촉된 시간, 즉 반응시간을 측정할 수 있게 된다. 본 연구에서 측정되어진 평균체류시간은 75초이다.

본 연구에서 사용되어진 광섬유 바이오센서의 검출범위(analytical range)는 그림 4와 같다. 검출범위는 0 ppm-1.5 ppm이며, 검출시간은 일정 준비시간을 거친 후, 증류수를 시료로 교체한 뒤 340초 후에 측정하



(a) The absorbance spectra of litmus
(a) 리트머스의 흡광띠



(b) Change of voltage difference by product concentration using litmus
(b) 리트머스에 의한 생성물의 농도에 따른 센서 신호의 변화

그림 2.

여 식(1)로 처리하였다. 그림 4는 출력신호가 150mV 정도가 되면 신호가 포화되는 것을 알 수 있으며 이 포화되는 정도는 고정화된 효소의 양과 밀접한 관계가 있으며, 반응물의 농도와 효소고정층에서 반응물과 생성물의 확산에도 큰 영향을 받게 된다. 그림 2(b)에서 보여지듯이 약 400 mV까지는 반응 양과 정비례관계를 유지할 수 있는 것으로 보아 효소의 양을

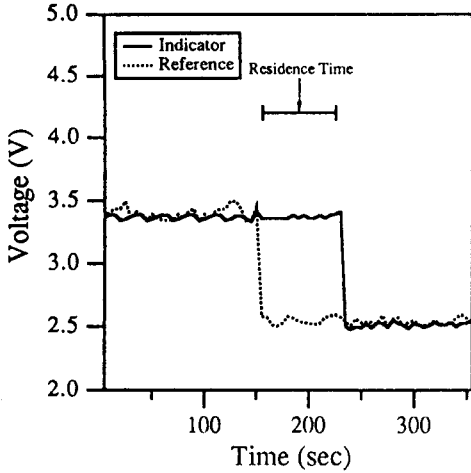


그림 3. : The output signal for the estimation of residence time

Fig. 3. : 평균 체류시간을 추산하기 위한 출력 신호

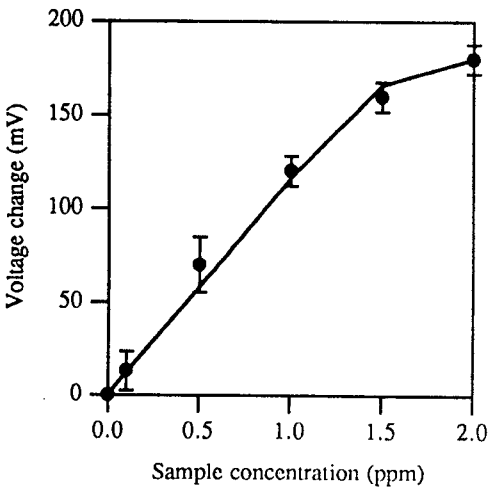


그림 4. : The linearity of signal on analyte concentration

Fig. 4. : 검출물의 농도에 대한 신호의 선형성

두세배 증가시키면 검출범위가 2배정도 증가할 것으로 예상되어진다. 그러나 효소의 양을 증가시키게 되면 효소를 고정화시키기 위한 효소층의 두께가 그에 상당하게 증가할 것으로 보여지며, 이에 따라 반응시간과 측정시간이 늘어날 것으로 예상된다. 또한 낮은 농도의 유기인 화합물의 측정정확도를 높이기 위해서는 평균체류시간과 측정시간을 증가시켜 유기인 화합물의 저해시간을 증가시켜야 한다. 따라서 측정 목적

에 적합한 측정시간과 검출범위를 선택해야 할 것으로 사료된다.

결론

본 연구에서는 acetylcholinesterase 효소가 유기인 화합물에 저해되는 원리를 사용하여 유기인 화합물을 측정하는 광섬유 바이오센서를 구성하였다. 효소반응의 생성물인 acetic acid이 유체의 pH를 변화시키기 때문에 생성물의 양을 pH변화로 알 수 있었고, 산-염기 지시약은 리트머스를 선택하였다. 광섬유 바이오센서는 효소가 고정화된 반응기 부분과 광 검출부분으로 구성하였다. 광 검출부분은 광원으로써 632 nm의 파장을 가지는 He-Ne Laser를 사용하였고, 광 전달부분으로써 광원에 적합한 플라스틱 광섬유를 사용하여 구성하였다. 효소는 Ca-alginate gel에서 포괄시켜 센서 반응기 내벽에 고정화시킴으로써 본 연구에서 사용된 센서 내의 유체흐름에 영향을 받지 않으며, 활동도가 유지되었다. 측정되어 나오는 신호는 기준파장과 지시파장을 이용한 식으로 처리될 수 있었다. 본 연구에서 제안된 광섬유 바이오센서는 유기인 화합물에 대하여 0 ppm-1.5 ppm의 정확한 검출범위와 약 5분의 측정시간을 가진다.

참고 문헌

- [1] K. Alfthan, H. Kenttamaa and T. Zukale, "Characterization and semiquantitative estimation of organophosphorus compounds based on inhibition of cholinesterases," *Analytica Chimica Acta*, vol. 217, pp. 43-51, 1989.
- [2] 최 의소, 조 광명, *환경공학*, 청문각, pp. 527-527, 1990
- [3] C. Dumschat, H. Muller, K. Stein and G. Schwedt, "Pesticide-sensitive ISFET based on enzyme inhibition," *Analytica Chimica Acta*, vol. 252, pp. 7-9, 1991.
- [4] Petr Skladal, "Determination of organophosphate and carbamate pesticides using a cobalt phthalocyanine modified carbon paste electrode and a cholinesterase enzyme membrane," *Analytica Chimica Acta*, vol. 252,

- pp. 11-15, 1991.
- [5] F. P. Milanovich, P. Daley, S. Klainer and L. Ecoles, "Remote Detection Organochlorides with a Fiber Optic based Sensor II, A Dedicated Portable Fluorimeter," *Analytical Instrumentation*, vol. 15, pp. 347-349, 1986.
- [6] R. P. Buck, W. E. Hatfield, M. Umana and E. F. Bowaden, *Biosensor Technology*, Macel Dekker, Inc., New York, pp. 71-285, 1990.
- [7] E. F. Carome, G. A. Coghlan, C. N. Sukenik and J. E. Zull, "Fiberoptic evanescent wave sensing of antigen-antibody binding," *Sensor and Actuator B*, vol. 13, pp. 732-733, 1993.
- [8] J. K. Li, E. C. Asali and A. E. Humphrey, "Monitoring Cell Concentration and Activity by Multiple Excitation Fluorometry," *Biotechnol. Prog.*, vol. 7, pp.21-25, 1991.
- [9] W. Chudyk, M. Carrabba and J. Kenny, "Remote Detection of Ground Water Contaminants Using Far-Ultraviolet Laser-Induced Fluorescence," *Analytica Chimica Acta*, vol. 57, pp. 1237-1241, 1985.
- [10] O. S. Wolfbeis, *Fiber Optic Chemical Sensors and Biosensors, Volume I*, CRC Press, Boca Raton, pp. 61-192, 1991.
- [11] C. Dafu, C. Qiang, H. Jinghong, C. Jinge, L. Yanting and Z. Zemin, "Optical-fibre pH sensor," *Sensors and Actuators B*, vol. 12, pp. 29-32, 1993.

著 者 紹 介



최정우

1982년 서강대 화공과 (학사).
1984년 서강대 화공과 (석사).
1990년 미국 Rutgers Univ. 생물
화학공학과 (박사). 1993-1994년
미국 IBM Almaden 연구소 방문

연구원. 1990-현재 : 서강대 화공과 조교수



이원홍

1961년 서울대 화공과 (학사).
1971년 미국 Univ. of
Washington 화공과 (석사). 1975
년 미국 Michigan State Univ.
화공과 (박사). 1975-1977년 미국

Michigan State Univ. 화공과 Post Doc.
1983-1984년 미국 Michigan State Univ. 화공과 객원
교수. 1977-현재 서강대 화공과 교수



민준홍

1992년 서강대 화공과 (학사).
1994년 서강대 화공과 (석사).
1994-현재 서강대 화공과 박사과정