

LB막 누적기술의 화학 센서에의 응용

張 尚 睦, 權 寧 守*

東亞大學校 工科大學 化學工學科, 電氣工學科*

I. 서 론

새로운 디바이스(device)나 시스템(system)을 연구 개발하고자 할 때, 생체 기능(生體機能) 메카니즘(mechanism)은 하나의 좋은 모델을 제공해 준다. 최근 생물의 감각 기관을 모방한 각종 센서 시스템이 연구 개발되고 있으며 많은 연구자들에게 관심의 대상이 되고 있다. 생물의 감각 기관에 있어서는, 각종 화학 물질의 수용막, 수용 단백질의 조성과 형태의 중요성이 강조되고 있으며, 각종 센서의 연구 개발에 있어서도 분자 레벨에서의 생체 기능을 모방하고자 하는 연구가 진행중이다! 특히 단백질막의 제작법으로 널리 알려져 있는 Langmuir-Blodgett (LB) 법에 의한 생체막(生體膜)을 모방한 수용막(受容膜) 제작은 매우적인 연구 분야로 주목 받고 있다. 시각(視覺), 청각(聽覺), 촉각(觸覺)에 대응하는 광, 음향, 압력, 응력 센서는 기존의 무기 재료를 이용한 센서로 충분하였지만, 이에 비해, 미각 후각에 대응하는 화학 센서는 무기재료를 이용한 센서로는 불충분하며, 생체 기능을 모방한 센서 시스템의 개발이 필요하다. 따라서 여기서는 화학 센서와 LB막을 이용한 센서에 관하여 필자들이 연구하고 있는 분야와 관련을 지어서 기술하고자 한다.

II. 화학 센서의 정의 및 분류

일반적으로 화학 물질을 측정대상으로 하는 센서를 화학 센서라고 부르지만, 화학 센서의 기본 구조는 그림1에 나타낸 것처럼, 측정 대상으로 하는 화학

물질을 인식하는 부위 (receptor)와 인식 부위에서 발생하는 임의의 변화를 전기 신호로 변환시키는 부위(transducer)로 이루어져 있다!

화학 센서의 선택성은 주로 인식 부위의 우열에 의해 크게 좌우된다고 알려져 있다. 따라서 이 인식 부위의 제작법이 중요하게 마련이다. 필자들은 이 인식 부위의 제작법으로 LB막을 사용하여 연구하고 있는데 이것은 다음과 같은 특징을 가지고 있기 때문이다. LB법은 상온상압의 成膜法이므로, 파괴되기 쉬운 유기분자 (예를 들어, 생체 기능성 분자)를 비교적 안전하게 고밀도로 배열할 수 있다. 또한 단백질막의 성형법으로 막의 구조와 크기가 정밀하게 제어 가능함으로써 표면, 계면에 의존하는 화학 센서의 제작법으로 유력하다. 또한 LB막은 생체 이중막의 한쪽을 구성 단위로 막을 형성하므로 유사(인공) 생체막 구조를 간단히 제작할 수 있으며, 막에 기능성을 부여할 수 있어 생체화학 수용기를 모방한 화학 센서의 제작에 가장 유리하다!!

한편 화학 센서는 측정 대상 물질 또는 사용하는 트랜스듀서에 따라 가스 센서, 이온 센서, 용액중 유기

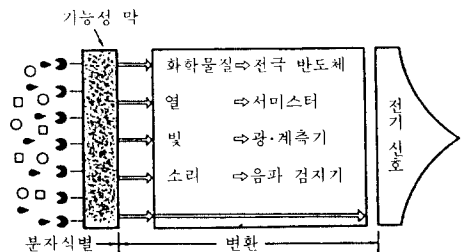


그림 1. 화학센서의 기본원리

분자 측정센서, 전기화학 디바이스를 이용한 센서, 저항의 변화를 이용한 센서, 광디바이스를 이용한 센서, 음향 디바이스를 이용한 센서로 분류할 수 있다. 음액중 유기분자 측정 센서 가운데 효소나 미생물, 그리고 항원항체의 특이성을 이용하는 효소 센서, 미생물 센서, 면역 센서를 바이오 센서라고 한다. 전기화학 디바이스 중에는 전극 계면에 발생하는 전위를 검출하는 전위 측정형 (potentiometry) 방식과 전극위에서의 전기 화학적 반응에 의하여 발생하는 전류를 검출하는 전류 측정형 (amperometry) 방식과 반도체의 전계효과형 트랜지스터 (FET, field effect transistor)를 이용한 전위 측정형 방식이 있다.²⁾ 최근 새로운 디바이스로서 연구되고 있는 FET로서는 대표적으로 이온 감응성 FET (ISFET)를 응용하여 효소분자를 ISFET 표면에 고정화한 효소 FET (enzyme FET, ENFET),³⁾ 항원·항체등의 면역 단백질을 ISFET 절연층 표면에 고정시킨 면역 FET (immuno FET, IMFET),⁴⁾ 가스를 검출하는 SGFET (suspended gate FET)⁵⁾ 등이 있다. 이들은 게이트 표면에서의 전위 변화에 의한 소스와 드레인 사이에 흐르는 드레인 전류의 변화로 화학 물질의 농도 측정이 가능하다.

유기막의 표면에 가스 분자가 흡착하면 유기막의 저항이 변화되는 현상을 이용한 가스 센서가 많이 연구되고 있으며, LB법으로 유기 전도체 혹은 유기 반도체의 막을 형성한 가스 센서도 보고되고 있다.

빛을 이용한 화학 센서는 빛의 흡수, 굴절률, 형광, 빛의 산란, 빛의 공명 현상등을 이용하고 있다. 또한 다수의 광 디바이스가 개발되어, opto-electronics 디바이스 및 광 파이버를 이용한 센서가 연구 중이다. 즉 광 파이버 가스 센서,⁶⁾ 광 파이버 pH 센서,⁷⁾ 효소 반응을 형광을 사용해서 측정하는 바이오 포토다이오드,⁸⁾ 표면 plasmon 공명현상을 이용하여 면역 반응을 검출하는 SPR (surface plasmon resonance) 면역 센서,⁹⁾ 맛에 관계하는 다성분의 화학 반응 물질을 검출하는 광화학 센서^{10,11)} 등이 고안되어 연구 진행 중이다.

음향 디바이스도 화학 센서의 유력한 트랜스듀서로 주목받고 있다. 음향 디바이스로는 수정 진동자 (체적 탄성파)를 이용한 형태¹²⁾와 SAW (surface acoustic wave, 표면 탄성파) 디바이스를 이용한 형태^{13,17,18)}가 있다. 음향 디바이스의 검출 원리는 측정 대상의 분자가 디바이스 표면에 피복되어 있는 막에 흡착하면, 막에 흡착한 분자량에 비례하여 질량 부하

효과 혹은 탄성 (점탄성)의 변화가 생긴다는 현상을 이용한 것이다. 현재 음향 디바이스를 이용한 수증기, 암모니아, NO₂ 등의 가스 센서, 면역 센서, 냄새 측정용 센서^{14,17,18)} 등이 보고되고 있다. 여기서는 이들 센서 시스템 가운데 LB막을 사용한 센서를 중심으로 생각하여 보기로 한다.

Ⅲ. 가스센서

현재 가스 센서는 주로 무기 반도체의 다결정인 燒結物 (sinter)을 사용하고 있다. 이들 소자는 두껍고, 극히 다공성이어서 표면적과 체적의 비가 크며 센서의 감도도 큰 반면 가스 분자가 내재된 공극의 표면에 흡착되어지므로, 응답 속도가 느리다. 이것에 비하여 LB막을 이용한 가스 센서의 경우에는, 가스 분자가 센서의 표면에 세밀 충전에 가깝게 배열된 감응성막과 반응하므로 센서의 응답 속도가 빠르다. 현재까지 연구되고 있는 LB막을 이용한 가스 센서는 다음과 같다.

가스 분자가 흡착하면 전기저항이 변화하는 유기 반도체로는 방향족 탄화수소, Phthalocyanine (Pc), β -carotin 등이 알려져 있으며, Pc는 가스 센서의 감응성막으로 광범위하게 연구되고 있다. Baker 등은 비대칭치환형 CuPc를 IDT (inter digital transistor) 전극위에 누적 (8층, Z형)시켜, NO₂ 가스에 대하여 도전율의 증가현상을 관측하고 최소 수 ppm의 NO₂ 농도를, 측정시간 1분 정도에서 측정 가능함을 알았다.¹⁵⁾ 이것은 NO₂ 분자가 흡착하면 Pc 분자환에서 π 전자를 주고 받는 정공이 유기되기 때문이다. 그 외에도, 금속 porphyrin 착체, pyridinium-TCNQ 전하 이동 착체를 사용한 NH₃, O₂, Cl₂, I₂ 가스의 측정이 보고되고 있으나 검출 가스의 종류가 한정되어 있으며, 필요한 LB막의 누적 층수가 많기 때문에 응답이 늦다는 문제점 등이 있다.

수정 진동자나 SAW 디바이스의 표면위에 가스 흡착막을 코팅하여 두면, 이들 막에 흡착한 가스 분자에 의한 아주 미세한 막의 질량 변화는 진동자의 공진 주파수 f의 변화를 유발시킨다. 질량증가 Δm 과 주파수의 변화 Δf 와의 사이에는 다음식이 성립한다

$$\Delta f = -kf^2\Delta m$$

만약 공진 주파수 10MHz의 AT-cut 수정 진동자

를 사용하면, f 가 1Hz 정도까지 비교적 간단히 측정 가능하므로, 질량 변화 Δm 정도는 관측 가능하다. Roberts 등은 감응성 tricosanoic acid(TA) 및 tetra-4-tert-butyl silicon Pc (ttb PcSiCl₂)의 LB막 (5층)을 사용하여, NH₃와 H₂S 가스에 대한 주파수 변화를 살펴보았다.¹⁶⁾ 가스의 농도를 5~100ppm 변화시킨 결과, 그림2에 나타난 것과 같이 공진 주파수가 가스 농도에 비례하여 변화되었고, TA막은 H₂S 가스에 대하여 ttb PcSiCl₂ 막은 NH₃ 가스에 대하여 민감하게 반응하였다. 필자들은 공진 주파수 310MHz인 two-port- SAW 공진형 디바이스를 이용하여 LB 누적막에 따른 주파수 특성의 변화를 관측하여 SAW 디바이스 표면에 천연 지질의 LB막이 형성 가능함을 확인할 수 있었다.^{17,18)} 즉 그림3에 나타난 것과 같이, 누적막수에 비례하여 중심 주파수가 감소하였으며, 삽입 손실이 증대함을 알 수 있었다. 또한 각종 천연 지질막을 누적시킨 6채널 SAW 디바이스를 이용하여 각종 유기 가스에 대한 응답성을 살펴본 결과, 각각 특이한 응답 패턴을 나타냄을 알 수 있었다(그림4). 그 결과, 패턴 인식 메카니즘을 도입함으로써 후각 센서로서의 개발 가능성이 확인되었다.

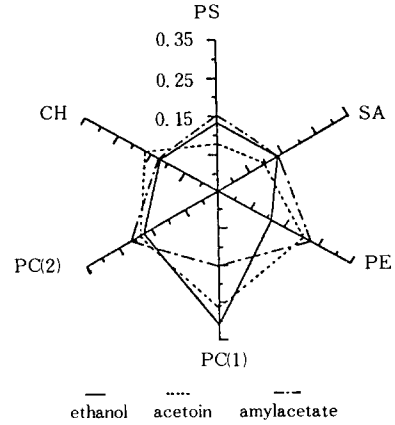


그림 4. 각종 냄새 물질에 대한 지질을 피복한 SAW 디바이스의 응답패턴 비교

IV. 바이오 센서

효소나 항체와 같은 생체고분자를 LB법으로 누적시키는 것은 그렇게 간단하지는 않다. 예를 들면 수용액중에 염 등을 용해시켜 친수성 단백질 분자를 강제적으로 수면위에 띄우면, 기-액(gas-liquid) 계면의 표면 장력에 의해 분자 사슬 (molecular chain)이 풀려 고차 구조가 무너져, 효소나 항체의 활성을 상실하는 경우가 많다.

Fromherz는 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 LB법과 액상 흡착법을 결합시킨 단백질 분자막의 제작 방법을 고안하였다.¹⁹⁾ 장치는 여러개로 구분된 수조 (trough)와 2개의 가동 barrier로 구성되어 있다. 막의 제작은 그림5에서와 같이, 우선 arachidic acid 등의 지방산 분자를 완충 용액의 수면위에 전개시킨 다음, 이 전개막을 적당한 표면압으로 압축시켜가면서 단백질 용액의 위로 이동시킨다. 이 곳에서 일정 시간 단백질을 유기 단분자막에 흡착시킨 후, 본래의 수면위로 이동시켜, 일반적인 LB법으로 수면위에 기반 (substrate)을 수직 혹은 수평으로 상하 운동시켜가면서 막을 누적시킨다. 이런 방법을 응용하면 GOD (glucose oxidase)를 누적시킨 클루코오스 센서를 제작하여, GOD 누적조건과 효소의 활성 및 센서의 특성 사이에 밀접한 관계가 있음이 보고되고 있다.²⁰⁾ 이하 LB막을 이용한 이들 몇가지 재미있는 결과를 논의하기로 한다.

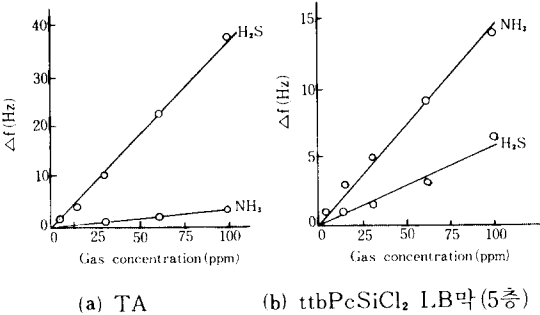


그림 2. LB막을 피복한 수정진동자의 H₂S와 NH₃ 가스에 대한 응답성 (22°C)

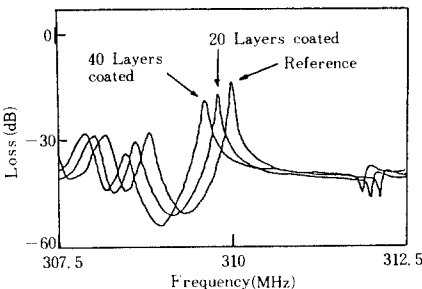


그림 3. LB막 누적층수에 따른 SAW 디바이스의 주파수 특성

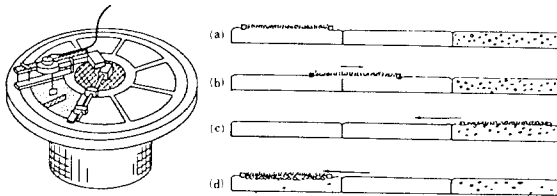


그림 5. Fromherz의 다수조형 누적장치 및 LB막의 누적

1. 지질 단분자막에 효소 분자의 흡착

효소 고정화막을 형성시킬 경우, 효소의 고차구조를 유지한 상태에서 가능한 한 다량의 효소를 어떻게 막중에 고정시킬 것인가 하는 것이 중요한 과제이다. LB법에 의해 고정화시킬 경우에는, 이러한 정보가 π -A (표면압-면적) 곡선에 의해 얻어진다. 여기서는 3종류의 지질막과 2종류의 GOD를 사용하여 효소 흡착전후의 π -A 곡선의 변화를 관측하여, 그 결과를 그림6에 나타내었다. LB 수조의 수용액 (이하 액상이라고 부름)은 HEPES 완충 용액(1mM, pH 7.0)을 사용하여 20°C로 유지하였다. 이 액상에 arachidic acid (C_{20}), arachidic acid methyl ester ($C_{20}Me$), $C_{20}Me$ 와 stearyltrimethylammonium chloride ($C_{18}N$)의 혼합물 ($C_{18}N_{0.2}$)의 3종류의 지질 용액을 기본 단분자막의 전계 용액으로 사용하였다. $C_{18}N_{0.2}$ 의 경우 $C_{18}N$ 단독으로 수면위에 단분자막을 형성하지 않으므로 $C_{20}Me$ 와 $C_{18}N$ 을 4:1로 하여 사용하였다. 이들 지질 용액을 수면위에 전개시켜, 각각의 π -A 곡선을 측정된 결과, 그림6의 곡선 "1"이 얻어졌다. 이들 지질막에 GOD1과 GOD2를 액상에 2mg/ml 용해시켜 흡착시켰다. 그림 6(a), (b), (c)에서 곡선 "2"는 GOD1을 3종류의 지질막에 흡착시킨 후의 π -A 곡선이다. 효소와 지질의 분자 크기가 서로 상당히 다르므로, 효소의 흡착에 따라 1분자당의 점유 면적이 증가하여, 곡선은 x방향으로 이동한다. 이때의 이동한 정도에 따라 효소의 흡착량을 추정할 수 있다. 그림6의 (a), (b), (c) 가운데 (c)의 변화가 가장 현저하였고, $C_{18}N_{0.2}$ 에 효소가 가장 많이 흡착됨을 알 수 있었다. 이런 결과는 LB막 누적후에 측정된 효소의 활성 측정 결과에도 확인 가능하였다. 또한 이 결과는 효소와 지질 분자의 하전 상태(charging state)를 고려하면, 적어도 정성적으로 설명 가능하다. 즉 사용한 액상중의 GOD (등전점 4.2)는 음(-)으로, 지질막은 C_{20} 이 음(-), $C_{20}Me$ 가 중성, $C_{18}N_{0.2}$ 가 양(+)

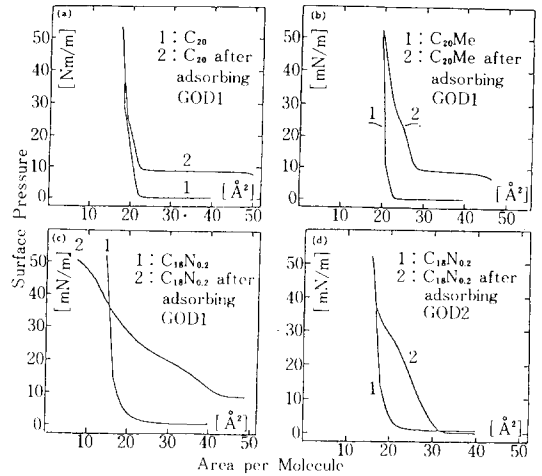


그림 6. 효소흡착 전후의 표면압-면적곡선

하전되어 있다. 따라서 $C_{18}N_{0.2}$ 에 효소가 가장 많이 흡착됨을 알 수 있고, 흡착할 때의 상호작용은 정전기적 인력에 의한다는 것을 알 수 있다. 그림6의 (d)는 $C_{18}N_{0.2}$ 에 GOD2를 흡착시킨 π -A 곡선이다. (c)와 (d)를 비교하여 보면 같은 지질 단분자막을 사용하였음에도 불구하고, 흡착후의 곡선 "2"는 상당히 다르게 관측되고 있다. GOD1의 경우 흡착후의 π -A 곡선은 흡착전과 완전히 다른 형태를 나타내었고, 이는 단분자막 그 자체가 변화되었기 때문으로 추정된다. 반면 GOD2의 경우, 높은 표면압과 표면압 0인 상태에서 분자당 점유면적이 흡착전후 일치한다. 즉 수면위에는 지질 단분자막만이 존재하고, 효소는 액상중에 되돌아간 현상을 알 수 있다. 이 흡착 상태는 가역성을 가지며, 효소와 지질이 층상에 흡착한 Fromherz 모델에 가깝다고 생각된다.

2. 고정화 LB막의 활성

$C_{18}N_{0.2}$ 에 GOD를 흡착시킨 수면위의 단분자막을 기관위에 2층씩 누적시켜, 비색법과 Lineweaver-Burk plot으로 이들 막의 효소 활성을 조사하여 그림 7에 나타내었다. 효소가 지질에 흡착할 때의 표면압과 단분자막을 기관위에 누적시킬 때의 표면압을 변화시켜 실험하였고, 또한 누적막의 안정성을 테스트하기 위해 막을 형성한 직후 (흰색 막대 그래프)와 누적막을 인산 완충 용액으로 20회 세척한 후 (검은색 막대 그래프)의 막의 형성을 측정하였다. 그림7에 나타낸 바와 같이, 고활성의 GOD2는 막을 형성한

직후는 높은 활성을 나타내었으나, 세척에 의해 활성이 크게 저하됨을 알 수 있었다. 이에 비하여, 저활성의 GOD1은 초기 활성은 낮으나, 세척하여도 활성치는 거의 변화하지 않았다. 이것은 효소 흡착 전후의 π -A 곡선의 변화에서 보듯이, 효소의 지질 단분자막에 흡착 상태가 누적후의 막의 안정성에 큰 영향을 미친다는 것을 나타내는 결과이다.

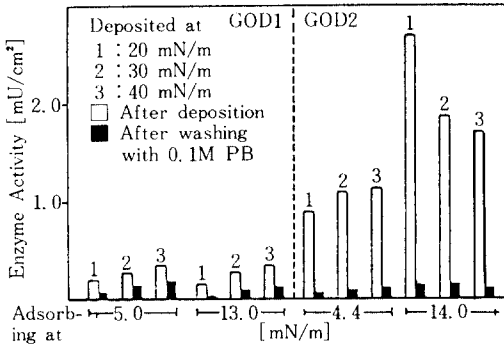
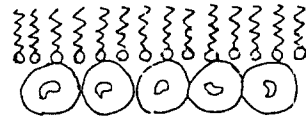


그림 7. GOD 고정화 LB막의 효소 활성

3. 고정화 상태

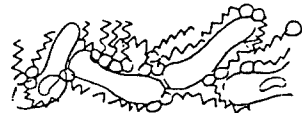
Fromherz는 상기와 같은 방법으로, 효소를 지질단분자막에 흡착시킨 막의 모델을 그림 8(a)와 같이 제시하였다. Moriizumi등은 지질막에 효소를 흡착시킨 후, 단분자막을 확장 혹은 재 압축시킴으로써 얻어지는 효소의 고정화량과 활성의 증가하는 현상에서 그림 8(b)와 같은 모델을 제안하였다. 이 경우 사용한 효소는 GOD1이었다. 효소 흡착 전후의 π -A 곡선의 변화에서 GOD2의 흡착 상태는 그림 8(a)에 가깝다고 생각하였다. 이러한 경우에는 누적시킨 고정화막에서부터 효소가 수중에서 이탈하기 쉽고, 그 결과는 세척에 의한 활성의 저하와도 관계가 있다고 생각된다. 이에 비하여, GOD1의 경우, 처음부터 상당히 활성을 상실한 상태였고, 이는 지질 단분자막에 효소가 흡착될 때, 고차 구조가 무너져 C₁₈N_{0.2} 막에 다량 흡착될 때는 그림 8(c)의 상태에 가까울 것으로 생각된다. 즉 지질 단분자막이 주 전개액이 되어, 그곳에 효소가 흡착된 상태가 아니고, 고차구조가 무너진 효소 분자가 수면에 전개되어, 여기에 지질 분자가 부착되어 있는 상태일 것으로 추정된다. 이와 같은 재배열 상태의 구조를 갖기 때문에, 세척하여도 고정화막에서 효소가 잘 이탈하지 않고, 고정화막의 활성 측정 실험에서와 같은 결과가 얻어진 것으로 생각된다.



(a) Fromherz의 모델



(b) 지질막속에 효소가 혼재된 모델



(c) 효소의 고차구조가 무너져 흡착된 모델

그림 8. 고정화 상태의 모델

그런데 LB법 자체가 계면 현상을 이용하여 기관에 단분자막을 누적시키는 방법이므로 LB막은 수면을 통과할 때 상당히 약하게 마련이다. 따라서 LB법의 바이오 센서에의 이용은 한계가 있으며, 처음부터 그림 8(c)와 같은 층상 구조로하여 응용할 수는 있으나, LB법 이외에도 많은 고정화 방법들이 알려져 있어, 굳이 효소의 기능 등을 파괴시켜 가면서 LB법으로 초박막 상태의 효소막을 제작할 필요성이 있을까 하는 의문이 제기될 수 있다. 그러나 필자들은 다음과 같은 이유로 인하여 LB막을 이용하여 바이오 센서의 개발 연구에 approach하고 있다.

- (1) 초박막에 의한 빠른 응답 속도, 넓은 dynamic range
- (2) 효소 분자의 구조를 인공적으로 설계·제어 가능성
- (3) 분자 level의 동작, 분자 소자, 바이오 칩의 가능성


V. 결 론

이상 LB막을 이용한 화학 센서에 관하여 논의하였지만, 새로운 기법 (technique)의 응용에는 그의 기능을 검토하지 않으면 안된다. LB막을 사용하는 의미, LB막에 의해 실현 가능한 기능에 대하여 다시 한번 검토할 필요가 있다. 아직 LB막의 센서에의 응용은 충분한 성과를 거두지 못하고 있는 실정으므로, 우선 단분자 막이라는 분자의 존재 의미를 직접 느낄 수 있는 감응성막을 제작하여, 보다 고기능의

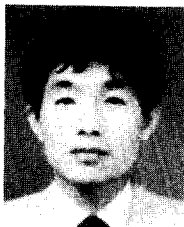
막을 실현하는 것이 급선무라고 하겠다. 이러한 관점에서 후각 센서, 미각 센서 시스템에의 응용과 아직 해명되고 있지 않은 분자 level에서의 반응 메카니즘의 해명 및 생체 모방의 새로운 분야를 지향하면서 연구되어야 할 것으로 생각된다. 다가오는 2000년대의 과학 기술은 원자, 분자 level에서 동작되는 고기능성 소자가 중심 technology가 될 것이 확실시된다. 이 분야의 앞으로의 연구 개발이 기대된다.

參 考 文 獻

[1] 권영수, "분자소자" 전자공학회지, 제16권 제5호, p. 434, 1989.
 [2] 장상목, 이수미 번역, 바이오센서, 현대과학신서, 1991,
 권영수, "바이오 칩" 전자공학회지, 제17권 제 2 호, p. 202, 1990.
 [3] S. Caras and J. Janata, Anal. Chem., vol. 52, p. 1935, 1980.
 [4] J. Janata and G.F. Blackburn, Ann. N.Y. Acad.Sci., p. 428, 1984.
 [5] M. Josewicz and J. Janata, Proc. 2nd. Int. Meet. on Chemical Sensors, Bordeaux, p. 457, 1986.
 [6] J.F. Giuliani, H. Wohltjen et al., Optics Lett., vol.8, p. 54, 1983.
 [7] J.I. Peterson et al., Anal. Chem., vol. 52, p. 864, 1980.
 [8] M. Aizawa et al., Anal. Lett., vol. 17, no.

137, p. 555, 1984.
 [9] B. Liedberg, C. Nylander and I. Lundstrom, Sensors and Actuators, vol. 4, p. 299, 1983.
 [10] M. Aizawa, Y. Ikariyama, M. Matsuzawa and H. Shiohara, Transducer 87 Tech. Dig., p. 783, 1987.
 [11] M. Aizawa, M. Matsuzawa and H. Shinohara, Thin Solid Films, vol. 160, pp. 477-481, 1988.
 [12] G. Sanerbrey, Z. Phys., vol. 155, pp. 206-212, 1959.
 [13] H. Wohltjen, Sensors and Actuators, vol. 5, pp. 307-325, 1984.
 [14] Y. Okahata and O. Shimizu, Langmuir, vol. 3, p. 1171, 1987.
 [15] S. Baker, G.G. Roberts, M.C. Petty, IEEE Proc. vol. 130, no. 5, p. 260, 1983.
 [16] J.F. Ross and G.G. Roberts, Proc. 2nd Int. Meet on Chemical Sensors, Bordeaux, p. 704, 1986.
 [17] S.M. Chang, et al., J. Biotechnology, vol. 16, p. 211, 1990.
 [18] S.M. Chang., et al., 2nd Molecular Electronics Symposium, p. 35, 1991.
 [19] P. Fromherz, Biochim. Biophys. Acta., vol. 225, p. 382, 1971.
 [20] M. Shriyudthasak, H. Yamagishi and T. Moriizumi, Thin Solid Films, vol. 160, pp. 463-469, 1988. 

筆 者 紹 介



張 尚 睦
 1959年 4月 16日生
 1982年 2月 서울대학교
 화학공학(학사)
 1984年 2月 한국과학기술원
 화학공학(석사)
 1991年 3月 일본 동경공업대학
 전자화학(박사)

1987年 4月~1988年 3月 일본 동경공업대학
 전자화학과 연구생
 1989年 3月~현재 동아대학교 화학공학과 전임강사, 조교수
 주관심분야 : Biosensor & Chemical sensor,
 Molecular Electronics,
 Langmuir-Blodgett Film, Process Control



權 寧 守
 1950年 1月 17日生
 1973年 2月 영남대학교
 전기공학(학사)
 1976年 2月 경북대학교
 전기공학(석사)
 1988年 3月 일본 동경공업대학
 전자물리학(박사)

1983年 4月~1988年 3月 동경공업대학 연구원
 1990年 1月~1990年 2月 동경공업대학 연구교수
 1988年 3月~현재 동아대학교 전기공학과 조교수
 주관심분야 : 기능성 유기초박막, 분자소자, 바이오 칩
 Langmuir-Blodgett (LB) 법에 의한
 초박막의 전자물성 등