

SPR 현상을 이용한 전도성 고분자 바이오센서의 pH 감지 기술

pH sensing with a conductivity polymer using surface plasmon resonance

마경재¹, 방도연², 유경화², 김동현¹

¹연세대학교 전기전자공학부, ²연세대학교 나노메디컬 협동과정
economic@yonsei.ac.kr

오늘날도 생물학적 변화를 감지해 내기 위한 여러 가지 기술이 끊임없이 연구되고 있다. 이러한 요구를 반영한 바이오센서 기술은 비단 생명공학에서만 아니라 전반적으로 모든 학문에 있어서 관심의 대상이 되고 있다. 특히 광학적인 측면에 있어서, 관찰 하고자 하는 물질이 어떠한 자극에 의해 미세한 상태 변화를 경험한 경우 그에 따른 굴절률(refractive index) 변화를 표면 플라즈몬 공명 기술(Surface plasmon resonance, SPR)을 이용하여 감지해 낼 수 있다 [1]. 다른 한편으로 상태 변화에 의해 물질의 전도도가 바뀌는 특성을 이용하여 전도성의 변화를 감지해 내는 방법 또한 연구되고 있다.

특히 바이오센서의 연구에 있어서 체내의 pH변화를 관찰 하는 것은 매우 의미 있는 일 이라고 할 수 있다. 표면적으로 우리 몸은 항상 pH 7정도의 중성 상태를 유지 하고 있다. 하지만 미시적으로 체내를 들여다보게 되면 호흡 작용에 의한 물질교환에 의하여 혈중 내 헤모글로빈의 pH는 끊임없이 산성과 알칼리성 상태를 주기적으로 반복하고 있다. 또한 소화기 내 분비효소와 같은 경우 pH 2에서부터 pH 7까지의 다양한 물질이 존재한다. 이 외에도 많은 요인에 의하여 체내 곳곳에서 미세하게나마 pH 변화가 존재한다. 따라서 각종 질병 및 생물학적 변화를 관찰 하는 데에 있어서 적절치 못한 pH 상태는 큰 도움이 될 것이라고 판단된다.

본 연구는 기존에 보고된 pH변화에 대하여 단백질의 구조변화를 SPR로 측정 한 것에서 더 나아가 SPR과 전도도를 복합적으로 관찰 및 분석 한다 [2]. 또한 두 센싱 방식의 상호 보완적인 기능을 모색하여 보다 효과적이고 정확한 분석 방식으로 제안해 보기를 기대한다.

실험을 위하여 pH 변화에 민감하게 반응하는 폴리아닐린(Polyanilin) 물질을 이용하였다. 폴리아닐린은 pH 상태에 따라 자신의 분자구조를 적절하게 변형하여 전도성을 가지기도 하고, 그 특성을 잃어버리기도 하는 물질이다 [3]. 이러한 사실에 착안하여 폴리아닐린을 스핀 코팅 해 주어 도포시킨 기판을 준비하고, pH 변화에 따른 전도도를 관찰하였다. 전도도를 관찰하기 위해 유리 기판에 두 전극을 증착 해 주어 기판 내에 전류가 통할 수 있도록 해 주었다. 도선을 연결 하고 센서 기판을 pH 용액에 담가 두어 이 때 흐르는 전류를 측정해 줌으로써 폴리 아닐린 레이어의 전도도를 간접적으로 측정 할 수 있었다.

한편 SPR을 이용한 바이오센서에 응용하기 위해 기존의 일반 유리 기판을 사용 하지 않고 적절한 굴절률 값(SF10의 경우 632.8 nm 파장의 광원을 사용하는 경우에 굴절률 값은 1.723이다.)을 가지는 SF10 기판을 이용하였다. SPR현상을 일으키기 위하여 기판 위에 얇은 금속 층(thin metal layer)이 필요 하므로 기판 위에 크롬 층(2 nm)을 증착 시켜서 40 nm의 두께를 가지는 금 박막을 제작하였다. 또한 사용된 광원은 632.8nm 헬륨-네온(He-Ne) 레이저이다. SPR현상을 이용하여 측정 해 볼 수 있는 데이터는 플라즈몬 공명이 발생하는 입사각(incident angle)이며, 이를 통하여 폴리아닐린이 도포된 바

이온센서 기관 위에 pH 용액을 떨어뜨려 이에 달라지는 공명각(resonance angle)의 변화를 관찰 할 수 있다. 또한 공명각의 변화는 폴리 아닐린이 pH 변화에 의하여 굴절률 변화를 일으켰기 때문이므로 적절히 시뮬레이션을 이용한다면 공명각의 변화를 굴절률의 변화로 데이터화 하여 분석의 폭과 질을 넓힐 수도 있다.

그림1에서 관찰 할 수 있는 바처럼 pH 변화를 관찰할 하기 위해 사용된 용액은 pH 1, pH 4, pH 7, pH 10, pH 13이다. 도표의 결과에서 알 수 있듯이, pH 1일 때 약 0.01A의 전류가 흐르고, 다시 pH 4에서 10배 만큼 전류량이 감소한다. 이어서 pH7 일 때 다시 한번 전류가 10배 감소하여 흐르는 특성을 보인다. 반면 염기성 용액에서 전류량의 변화 폭이 현저히 떨어져서 전도성의 차이를 관찰 할 수 없다.

한걸음 더 나아가 그림 2와 같이 두 가지 센싱 기법을 고려하여 하나의 셋업 장치를 구성 할 수 있다. 먼저 다음과 같은 바이오센서에 이용할 수 있는 기관은 SPR을 고려하여 SF10과 같은 적절한 굴절률 값을 가진 기관이 준비되어야 한다. 또한 금속 박막 증착 시에 동시에 전도도 측정 또한 고려되어야 하는데, 이는 일반적인 금속 박막을 그대로 전도도 측정에 사용 시에 단락 현상을 유발 할 수 있기 때문이다. 이러한 문제점을 해결하기 위한 수단으로 일종의 개방회로(open circuit)와 같은 형태의 금속 박막 증착이 필요하다. 또한 두 센싱 방식을 동시에 구현해야 하므로 pH의 변화도 동일한 환경에서 이루어 져야할 필요가 있다. 다음을 조건을 충족시키기 위하여 PDMS(Polydimethylsiloxane) 몰드를 제작하여 센서 기관위에 pH용액 흐를 수 있는 여건을 조성한다. 이러한 셋업 장치를 구성 했을 때 두 센싱 방식이 상호 보완을 작용을 하며, 실시간으로 동시에 pH에 반응하는 전도성 고분자의 관찰을 기대할 수 있다. 특히 SPR 방식을 이용하여 염기성 상태에서의 민감도 개선 효과를 기대해본다.

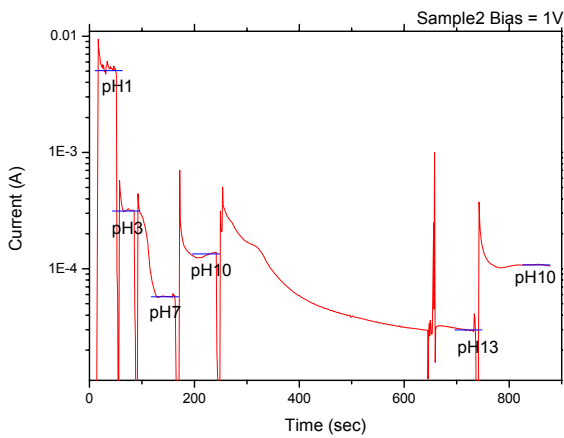


그림 1. pH변화에 따른 전도도 특성

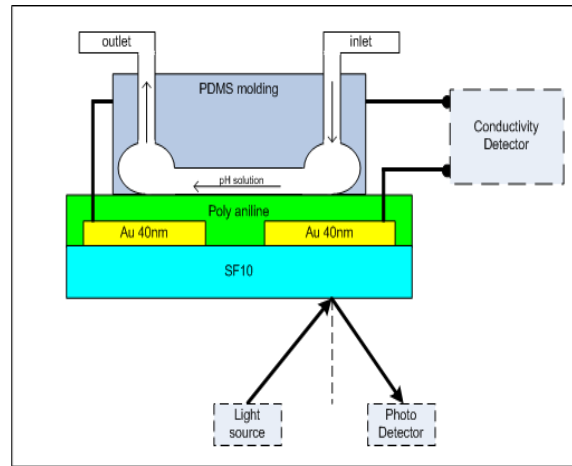


그림 2. SPR & conductivity 관찰 실험셋업

참고문헌

[1] 정석균, “바이오센서와 비표지 방식의 생체물질 검지기술”, 공업화학 전망, 제9권 제1호, 78-90 (2006).

[2] S. Char, M R. Hammond, and R N. Zare, “Gold nanoparticles as a colorimetric sensor for protein conformational changes”, Chem. Biol. **12**, 323-328 (2005).

[3] P. Bartlett and J. Wang, "Electroactivity, stability and application in an enzyme switch at pH 7 of poly(aniline)-poly(tyrenesulfonate) composite films", Faraday Trans. **92**, 4137-4143 (1996).