

# 삼층박막 구조의 PHR 센서를 이용한 자기 박테리아 감지

유상엽<sup>1\*</sup> · 임병화<sup>1</sup> · 송인철<sup>1</sup> · 오선종<sup>2</sup> · 김철기<sup>1</sup>

<sup>1</sup>충남대학교 재료공학과, 대전광역시 유성구 궁동 220, 305-764

<sup>2</sup>한국기계연구원 나노융합기계연구본부 나노자연모사연구실, 대전광역시 유성구 장동 171, 305-343

## I. 서론

최근 나노기술과 바이오기술이 급속히 발달함에 따라 바이오에세이 기술에 대한 융합연구가 세계적으로 활발하게 진행되고 있다[1]. 이를 위해 현재까지 형광 바이오 칩, 표면 플라즈몬 공명, 화학 발광, FET 기반 바이오센서, 자기저항 바이오센서, 그리고 기타 나노 바이오 기술이 바이오 물질에 활용 및 연구 개발 되고 있다[2, 3]. 그 중 가장 널리 보급되어 있는 기술은 형광을 이용한 바이오에세이 기술이지만 적어도  $10^4$ 개 이상의 바이오 분자가 요구되어 감도가 높지 않은 것으로 알려져 있다. 이러한 어려움을 해결할 수 있는 대안 중 하나가 물리적인 기술과 생물학적 기술이 결합되어 있는 자기저항 바이오에세이 기술이다[1]. 본 연구는 미세 자기장을 측정하기에 적합하고 우수한 민감도를 가지는 삼층박막 구조의 PHR 바이오센서를 제작하여 자기적 특성 및 민감도를 확인하고, 제작된 PHR 센서를 이용해 자기 박테리아 및 마이크로 자기 비드를 측정하는 실험을 수행하였다.

## II. 실험방법

PHR 센서는 리소그래피 공정과 마그네트론 스퍼터를 이용하여  $50 \mu\text{m} \times 50 \mu\text{m}$  십자 형태의 PHR 센서를 제작하였고, 제작된 PHR 센서의 절연층을 형성하기 위해 RF 스퍼터를 이용해  $\text{Si}_3\text{N}_4$  층을 100 nm 증착했다[4, 5]. 절연층이 증착되어 있는 PHR 센서 표면에 미세자기장을 가지고 있는 자기 박테리아(*Magnetospirillum magneticum* AMB-1)를 뿌려 센서 신호 변화를 측정하였다[6, 7, 8]. 자기 박테리아를 도포하고 신호를 측정하 뒤 자기 비드를 그 위에 뿌려 신호를 측정하고, 마지막으로 필터를 이용해 비드를 제거한 뒤 신호를 측정하는 방법으로 실험을 진행하였다. 신호측정은 선형적인 출력전압의 기울기가 더 큰, 즉 민감도가 더 좋은 인가 전류와 자기장 방향이  $20^\circ$  인 경우에서 측정하였다.

$$\Delta V_{\text{signal}} = \frac{\partial V}{\partial H}(\alpha) \Delta H_{\text{stray}} \quad (1)$$

## III. 실험 결과 및 고찰

### 1. 단일 소자의 자기특성 및 자기저항 신호 측정

도메인 스코프(domain scope)를 이용하여 제작된 센서 소자의 자구거동 및 자성박막의 교환결합력을 측정하였다. 본 실험에서 사용한 다층박막은 강자성층(NiFe)과 반강자성층(IrMn)에 의해 발생하는 교환결합력에 의해 자기이력곡선은 0 Oe에서 대칭된 모습이 아닌 한쪽으로 이동된 것을 알 수 있었다.

PHR 센서에 1 mA의 구동전류와 외부자기장의 각도를  $20^\circ, 90^\circ$  방향으로 하고  $-50 \sim 50$  Oe의 외부자기장을 인가하여 발생하는 출력 전압을 측정하였다.  $20^\circ$  방향에서 자기장을 인가한 경우  $-25 \sim -15$  Oe,  $90^\circ$  방향에서 자기장을 인가한 경우는  $-15 \sim 15$  Oe 영역에서 선형적인 출력 전압을 확인 할 수 있었다. 센서 민감도는  $\partial V / \partial H$ 로 출력 신호의 기울기로부터 분석할 수 있는데,  $90^\circ$  경우  $7 \mu\text{V}/\text{Oe}$ ,  $20^\circ$  경우  $20 \mu\text{V}/\text{Oe}$ 의 센서 민감도로 전류 방향과 외부자기장의 각도가  $20^\circ$ 인 경우에서 센서의 민감도가 더 우수하여 자기 박테리아 및 자기 비드를 측정하는데 이용했다.

## 2. 자기 박테리아 및 자기 비드 측정

외부 자기장을 -22 Oe를 인가하면 센서의 출력 전압은 -58.7  $\mu\text{V}$ 로 변하게 된다. 자기 박테리아를 센서 표면에 도포하면 센서의 신호는 -56.1  $\mu\text{V}$ 로 자기 박테리아의 표유 자계로 인해 약 2.6  $\mu\text{V}$  신호가 증가하였다. 다시 자기 비드를 도포했을 때 -53.7  $\mu\text{V}$ 로 2.4  $\mu\text{V}$  상승했다. 자기 박테리아와 마찬가지로 자화된 초상자성 자기 비드의 표유 자계로 인해 신호가 증가하였다. 필터를 이용하여 자기 비드를 제거했을 때, 필터의 확산력이 비드와 박테리아의 자기적 상호 결합력 보다 크기 때문에 모든 비드가 제거되어 비드 제거 후 출력 전압은 -56.1  $\mu\text{V}$ 로써 처음 자기 박테리아를 도포했을 때와 비슷한 신호였다. 또한 자기 박테리아의 마리수를  $1 \times 10^3$ ,  $2 \times 10^3$ ,  $3 \times 10^3$  마리까지 늘리면서 그에 따른 출력 전압을 측정하였다. 평균적으로 자기 박테리아 한 마리당 출력 전압을 나타내면  $10^3 \mu\text{V}$ 가 된다. 또한  $1 \times 10^3$  마리의 자기 박테리아를 측정한 출력 전압으로부터 박테리아 한 마리의 표유 자계를 알 수 있다. 즉, 센서의 민감도는 인가된 자기장의 변화( $\Delta H$ )에 따른 출력전압의 변화( $\Delta V$ )로 정의되므로 출력 전압 변화로부터 자기장의 크기를 알 수 있다.

$$S = \frac{\Delta V}{\Delta H}, \quad \Delta V \times \frac{1}{S} = \Delta H \quad (2)$$

사용된 센서의  $20^\circ$ 에서 민감도  $S$ 는  $20 \mu\text{V/Oe}$ 이고, 한 마리에 의한 전압변화는  $10^3 \mu\text{V}$ 로, 이를 위 수식 (2)에 대입하여 자기 박테리아 한 마리가 가지는 자기장의 크기가  $5 \times 10^5 \text{ Oe}$ 임을 알 수 있다.

## IV. 결론

삼층박막 구조의 PHR 센서를 리소그래피 공정과 DC 스퍼터를 이용하여 제작하고, 자기특성 측정과 자기 저항 신호를 통해 센서 특성을 확인했다. 전류와 외부자기장 방향이  $90^\circ$  경우 자기 민감도가  $7 \mu\text{V/Oe}$ ,  $20^\circ$  경우  $20 \mu\text{V/Oe}$ 로  $90^\circ$  인 경우보다  $20^\circ$ 인 경우 센서의 민감도가 더 우수했다. 그리고 제작된 센서를 이용해 자기 박테리아를 도포했을 때 초기 출력 전압보다  $2.6 \mu\text{V}$  상승된 신호를 얻을 수 있었고, 필터를 이용해 비드를 제거 했을 때의 신호는 원래대로 돌아왔다. 이 결과는 자기 박테리아와 자화된 자기 비드의 자기적 상호 결합력은 매우 작다는 것을 알 수 있다. 또한 박테리아 개수를  $1 \times 10^3$ ,  $2 \times 10^3$ ,  $3 \times 10^3$  개에 따라 각각  $1.6 \mu\text{V}$ ,  $2.4 \mu\text{V}$ ,  $3.0 \mu\text{V}$ 의 출력 전압을 얻었으며 이를 통해 자기 박테리아 한 마리가 가지는 출력 전압은  $10^3 \mu\text{V}$ 이다. 또한 박테리아를 측정한  $20^\circ$ 에서의 센서 민감도를 이용하여 자기 박테리아 한 마리가 가지는 자기장 크기가  $5 \times 10^5 \text{ Oe}$ 임을 알 수 있었다.

## 참고문헌

- [1] Y. C. Lu, Y. S. Chuang, Y. Y. Chen, A. C. Shu, H. Y. Hsu, H. Y. Chang, T. R. Yew, *Biosensors and Bioelectronics* **23**, 1856–1861. (2008).
- [2] Yael Heyman, Amnon Buxboim, Sharon G. Wolf, Shirley S. Daube and Roy H. Bar-Ziv, *NATURE NANOTECHNOLOGY*, **7**, 374-378. (2012).
- [3] D. R. Baselt, G. U. Lee, M. Natesan, S. W. Metzger, P. E. Sheehan, R. J. Colton, *Biosensors and Bioelectronics* **13**, 731–739. (1998).
- [4] B. Sinha, T. Q. Hung, T. S. Ramulu, S. Oh, K. Kim, D.-Y. Kim, F. Terki, C. G. Kim, *Journal of applied Physics* **113**, 063903. (2013).
- [5] T. Q. Hung, S. J. Oh, J. R. Jeong, C. G. Kim, *Sensors and Actuators A : Physical* **157**, 42–46. (2010).
- [6] D. Faivre, D. Schüler, *Magnetotactic bacteria and magnetosomes. Chem. Rev.*, **108**, 4875-4898. (2008).
- [7] R. B. Frankel, R. P. Blakemore, R. S. Wolfe, *Science* **203**, 1355–1356. (1979).
- [8] T. Sakaguchi, J. G. Burgess, T. Matsunaga, *Nature* **365**, 47–49. (1993).