

# Single Magnetic Bead Detection in a Microfluidic Chip Using Planar Hall Effect Sensor

Venu Reddy<sup>2\*</sup>, Hyuntae Kim<sup>1</sup>, Kun Woo Kim<sup>1</sup>, Ilgyo Jeong<sup>1</sup>, Xing Hao Hu<sup>1</sup> and CheolGi Kim<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Materials Science and Engineering, Chungnam National University, Daejeon 305-764, South Korea

<sup>2</sup>Organic Research Labs, Department of Organic Chemistry, Andhra University, Visakhapatnam-530 003, India

## 1. 서론

자기 감지 생물 검정에서 자기마이크로비드 또는 나노 입자는 생체 분자(단백질, 핵산 등)에 표지가 되고 자기센서 표면위에서 고정 된 탐침 생체 분자에 결합하는데 도움을 주어 대상 생체 분자 검출에 쓰인다. 검출 한계의 향상은 자기센서 표면에 결합 된 아주 적은 양의 자기생체표지(단일비드)으로부터 생성 된 아주 약한 자기장의 감지에 의해 결정된다[3-6]. PHE 센서는 고감도와 매우 높은 신호 대 잡음비의 특성 때문에 고감도 자기 바이오센서 분야에서 많은 관심을 얻고 있다[5]. 초기 연구 작업에서, 스핀 밸브 평면 홀 센서 표면에 자기 비드용액 방울을 떨어뜨리는 방법으로 단일비드를 감지하는 능력이 있다고 입증 했다[5]. 바이오센서 응용의 경우, 생체 분자에 자기비드 표지는 센서에 들어가게 되고 세정 단계에 이어서 배양한다. 이러한 조건에서 재현 가능한 결과를 달성 하려면, PHE 센서에 마이크로 유체 시스템을 결합하는 것이 매우 필요하다. 또한, 마이크로 유체 시스템은 PHE 센서위에 단일비드의 위치를 통제 할 수 있게 한다. PHE 센서에 마이크로 유체 시스템을 추가하는 것은 미세 유체 밸브, 펌프 및 믹서를 할 수 있게 되고 자동화 와 복합적인 분석 방법을 사용할 수 있게 된다[11]. 이 실험에서 마이크로 유체 채널과 PHE 센서를 결합한 마이크로 칩에 의해 단일자기비드 검출의 가능성을 실증하는 실험을 수행했다. 직경이 8.18  $\mu\text{m}$ 인 단일자기비드를 흘려 센서로 감지하고 동시에 현미경으로 관찰하였다. 자기비드에 인가된 자기장의 시뮬레이션 결과는 센서와 자기비드 사이의 거리에 대한 정보를 제공하고 실험 데이터와 상관관계가 있었다. 이 시스템에서 감지 한계는 비드와 신호의 자기적 특성으로 부터 계산하였다.

## 2. 실험방법

삼층구조(Ta(3nm)/NiFe(10nm)/Cu(1.2nm)/IrMn(10nm)/Ta(3nm))의 10 $\mu\text{m}$  x 10 $\mu\text{m}$  십자모형 PHE 센서는 기존 보고된 포토 리소그래피 공정과 리프트 오프 방법을 사용하여 패터닝 하였다.[12] 삼층 구조는 DC 마그네트론 스퍼터링 시스템을 이용하여 증착하였다. 다시 위의 같은 공정으로 전극(Ta(10nm)/Au(150nm))이 측정 전자 회로와 센서를 연결하기 위해 제작되었다. 마지막으로, 유체 채널 시스템의 부식으로부터 보호하기 위해서 채널과 접합되는 센서와 전극을 RF 마그네트론 스퍼터링으로 150 nm 두께의 SiO<sub>2</sub> 층으로 보호하게 하였다. 미세 유체 채널은 이전에 보고 된 과정을 통해 galss기판의 자기 센서 위에 제작되었다.[13] 제작된 PDMS 스탬프를 센서와 함께 플라즈마 클리너(CUTE, FEMTO SCIENCE, Korea)처리를 하고 마이크로 유체 채널과 PHE 센서를 결합한 마이크로 칩을 만들게 된다. 이 실험에서 이전 보고 된 모니터링 설정을 사용했다.[13] 마이크로 유체 칩은 균일한 자기장의 생성을 위한 두개의 헬름홀츠 코일 시스템 사이의 중앙에 배치했다. 전류소스를 사용하여 PHE 센서에 5mA 전류를 인가하였다. 마이크로 유체 칩의 입구와 출구에 붙어있는 튜브를 사용하여 마이크로유체 채널 안에 8 $\mu\text{m}$  자기비드의 희석된 용액을 주입하였다. 마이크로 채널 안에 있는 센서 표면위에 있는 자기비드의 흐름은 컴퓨터와 연결된 현미경으로 관찰되었다. PHE 센서의 위를 통과 하는 자기비드 반응으로부터 변하는 출력전압은 nanovoltmeter로 측정 하였다.

### 3. 실험 결과 및 고찰

#### 3.1 자기 비드의 자기장 시뮬레이션 및 단일자기비드 검출

맥스웰 소프트웨어(V 12.2, Ansoft, USA)를 사용한 FEM 시뮬레이션은 자기비드 한 개의 stray 자기장을 분석하기 위해 사용되었다. PHE 센서는 in-plane 자기장에 민감하다. 100 Oe 수직 자기장은 비드의 유도 자기 모멘트에 적용 하지만, stray 자기장의 in-plane 성분은 센서 신호 측정치로 계산되었다. 자기 비드들의 포화 자화는 비드 밀도 의해 약 28 emu /cc 가진다. 100 Oe 수직 자기장이 센서 표면에 가해진다. 단일 신호 정점의 강도는 비드와 센서 사이의 거리를 증가시킴으로써 감소된다.

신호의 감도 S 는  $19.86 \mu\text{V} / \text{Oe}$  로 계산되었다. 신호 최대값은  $\pm 0.2 \mu\text{V}$  노이즈 값을 뺀 약  $\Delta V = 0.35 \mu\text{V}$  이다. 시뮬레이션 데이터에서 예상대로 실험 신호는 단일 피크만 표시되었다. 실험 신호의 자기비드 값의 stray 자기장은  $\Delta H = \Delta V / S$  관계식에 의해  $0.02 \text{ Oe}$  로 측정 되었다. 시뮬레이션 데이터 에서, 이 값은  $15 \mu\text{m}$ 와  $20 \mu\text{m}$  사이에서 떨어진다. 따라서, 센서로 부터 자기비드의 높이가  $15 \mu\text{m}$  이상 이어야한다. 단일비드에서 유도자기 모멘트는  $100 \text{ Oe}$ 에서 약  $3.2 \times 10^{-14} \text{ emu}$ 이다. 신호 강도는  $0.35 \mu\text{V}$ 이다. 이 시스템의 측정 최소 신호가  $0.2 \mu\text{V}$  (noise level)이며, 따라서 그것은  $1.8 \times 10^{-14} \text{ emu}$  와 같은 낮은 유도자기 모멘트를 감지 할 수 있다. 그러나 추가 연구는 더 나은 측정 장비 및 noise level를 줄이는 것을 개발함으로써 더 낮은 자기장을 감지 할 필요가 있다.

### 4. 결론

실험을 통해 크기  $10 \mu\text{m} \times 10 \mu\text{m}$  삼층구조 PHE센서와 미세 유체 채널이 결합 된 칩에 하나의 자기비드를 감지했다. 자기비드와 자기센서 사이의 거리는 맥스웰 3D 소프트웨어로 시뮬레이션하여 계산했다. 이러한 계산은 자기비드와 센서 사이의 거리가 큰 것이 좋다는 것을 알려주었다( $15 \mu\text{m}$  이상).  $8.18 \mu\text{m}$ 의 직경을 가진 단일비드의 자화율은  $0.14$  것으로 추정되고, 센서의 검출 한계는  $1.8 \times 10^{-14} \text{ emu}$ 이다. 실험은 미세유체 채널 안에 PHE센서를 사용하여 단일자기비드의 자기 모멘트를 모니터링 할 수 있는 가능성을 알려주었다.

### 5. 참고문헌

1. B. Srinivasan, Y. Li, Y. Jing, Y. Xu, X. Yao, C. Xing and J. Wang, *Angew. Chem. Int. Ed.* 48, 2764 (2009).
2. G. Li, S. Sun, R. J. Wilson, R. L. White, N. Pourmand, S. X. Wang, *Sens. Actuators A* 126, 98 (2006).
3. C. R. Tamanaha, S. P. Mulvaney, J. C. Rife, L. J. Whitman, *Biosens. Bioelectron.* 24, 1 (2008)
4. X. J. A. Janssen, L. J. van Ijzendoorn, M.W. J. Prins, *Biosens. Bioelectron.* 23, 833 (2008).
5. T.Q. Hung, S. Oh, J-R. Jeong and C.G. Kim, *Sens. Actuators A* 157, 42 (2010)
6. P. P. Freitas, R. Ferreria, S. Cardoso and F. Cardoso, *J. Phys.: Condens. Matter* 19, 165221 (2007).
7. P.P. Freitas, H.A. Ferreira, D.L. Graham, L.A. Clarke, M.D. Amaral, V. Martins, L. Fonseca, J.S. Cabral, in: M. Johnson (Ed.), *Magnetolectronics*, Elsevier, Amsterdam, 2004.
8. Francois Montaigne, A. Schuhl, F. Nguyen Van Dau, A. Encinas, *Sens. Actuators A* 81, 324 (2000).
9. Y. Bason, L. Klein, J.B. Yau, X. Hong, J. Hoffman, C.H. Ahn, *J. Appl. Phys.* 99, R701 (2006).
10. M. Volmer, J. Neamtu, *Physica B* 403 ,350 (2008).
11. I. jeong, Y-J. Eu, K. W. Kim, X. H. Hu, B. Sinha and C.G. Kim, *Journal of Magnetism* 17, 302 (2012).
12. B. Sinha, S. Anandakumar, S. Oh and C. Kim, *Sens. Actuators A* 182, 34 (2012).
13. R. Venu, B. Lim, X. H. Hu, I. Jeong, T. S. Ramulu, C. G. Kim, *Microfluidics and nanofluidics* 14, 277 (2013)