

Fabrication and Property of Three Helical Coils and Dual-type GMR-SV Device for Application of Biosensor

Jong-Gu Choi, Hoon-Mo Jung, and Sang-Suk Lee*

Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 26339, Korea

(Received 17 November 2017, Received in final form 7 December 2017, Accepted 7 December 2017)

We fabricated the GMR-SV device composed of three helical coils, for application as biosensors using by lithography, Ar-ion milling, and lift-off processes. Three different helical coils of Cu films were placed on the center of the GMR-SV with a width of 2 μm . A SiO_2 film of 100 nm thick was deposited as a insulating layer so that the center of the lower helical coil layer and the upper layer of coil electrode was separated. When the same dc current of 10 mA was applied to the coils of 2 turn, 3 turn, and 4 turn, the maximum magnetic flux density values at the center $z=0$, which is perpendicular to the coil plane, were 1820 μT , 2400 μT and 3090 μT , respectively. The magnetoresistance ratio of the GMR-SV device measured with two terminals was 2.08 %, but it had almost linear hysteresis property and the average magnetic field sensitivity was 0.2 %/Oe or less. When multiple magnetic beads adsorbed on the surface of red blood cells pass through a 8 μm width of PR channel, the currents induced to the respective coils of three multi-turns are generated as an enough magnetic field to capture those. After stopping the red blood cells, there is a possibility that the output signal value of the GMR-SV device as bisensor can be detected.

Keywords : biosensor, helical coil, GMR-SV device, magnetoresistance ratio, output signal

바이오센서용 3가지 나선형 코일과 이중구조 GMR-SV 소자 제작과 특성 연구

최종구 · 정훈모 · 이상석*

상지대학교 한방의료공학과, 강원 원주시 상지대길84, 26339

(2017년 11월 17일 받음, 2017년 12월 7일 최종수정본 받음, 2017년 12월 7일 게재확정)

반강자성체 IrMn 기반 이중구조 GMR-SV 박막을 리소그래피 공정과 Ar-이온 밀링 공정, 그리고 lift-off 공정을 거쳐 바이오 센서용 소자와 코일을 제작하였다. Cu 박막을 적층하여 회전수가 각기 다르게 패턴한 3가지 나선형 코일을 폭이 2 μm 인 GMR-SV 소자 위 중심에 놓이게 하였다. 하부층 나선형 코일의 중심 끝과 상부층 코일 전극이 겹치는 부분이 분리되도록 부도체 층인 SiO_2 박막을 100 nm를 증착하였다. 각각 두번, 세번, 네번으로 감은 코일에 동일한 dc 전류를 10 mA까지 인가하였을 때, 코일 평면의 수직 방향인 코일의 중심부 $z=0$ 점에서 자기속 밀도의 최대값은 각각 1820 μT , 2400 μT , 3090 μT 이었다. GMR-SV 소자를 2단자로 측정된 자기저항비는 2.08 %이었고 거의 선형적인 히스테리시스 특성을 유지한 채 평균 자장감응도는 0.2 %/Oe 이하로 나타내었다. 적혈구의 표면에 흡착된 여러 개의 자성비드들이 8 μm 폭 크기의 PR 채널로 지나 통과할 때 각각 두번, 세번, 네번으로 감은 코일에 인가되는 전류로 자기장으로 발생시켜 정지시킨 후, GMR-SV 소자의 출력신호값으로 검출될 수 있는 가능성을 보여주었다.

주제어 : 바이오센서, 나선형 코일, GMR-SV 소자, 자기저항비, 출력신호

I. 서 론

거대자기저항 스핀밸브(giant magnetoresistance spin-valve, GMR-SV) 다층박막 구조는 두 개의 강자성체층들 사이에 비

자성체층을 두고 강자성체와 인접한 반강자성체로 이루어져 있다. 반강자성체와 강자성체의 계면에서 발생한 교환결합력으로 인해 고정층과 자유층의 보자력의 차이가 나타나므로 외부 자기장에 따라 두 강자성체의 자화 스핀배열 방향이 서로 달라진다. GMR-SV의 출력값으로 자기저항값이 미세한 자기장이 증가할 때 비자성체로 흐르는 전도전자가 스핀 의존한 효과로 선형적으로 변하는 현상을 나노 크기의 자성소자

© The Korean Magnetics Society. All rights reserved.

*Corresponding author: Tel: +82-33-730-0415,

Fax: +82-33-738-7610, e-mail: sslee@sangji.ac.kr

와 바이오센서로 응용하게 된다[1].

GMR-SV 소자는 바이오센서 뿐만 아니라 자동차의 비접촉으로 미세한 위치 변화를 검출이 가능한 각종 제어장치와 스마트 기기의 개폐 장치 분야 등에 폭넓게 사용되고 있다[2]. 이러한 기술은 성공적인 나노기술을 바탕으로 상대적으로 짧은 기간 내 많은 응용 연구로 인해 실제적인 성과들이 이루어져 왔다[3]. GMR-SV의 주파수 반응대역은 직류에서 1 MHz까지 정상적인 상태의 출력신호를 유지할 수 있다.

GMR-SV 박막의 고감도를 갖는 자기적 특성은 반도체 리소그래피 기술을 적용하여 미크론 크기의 소자를 제작할 수 있는 생체분자 마커와 검출 센싱 능력이 가능하기 때문에 다양한 바이오 융합 센서로 개발이 가능하다[4]. 많은 연구 그룹에서는 GMR-SV 소자를 이용하여 생체분자의 항원에 붙은 항체에 자성나노입자와 자성비드를 결합하여 새로운 분자 특성을 정확하게 측정하고 그 생체분자들의 생리학적 기능을 규명할 수 있음을 보고하였다[3, 5, 6].

본 연구에서는 고감도를 갖는 자기적 특성으로 최적화된 이중구조(dual-type) GMR-SV 박막을 제조하였다. 자성비드와 결합된 적혈구를 검출할 목적으로 GMR-SV 박막을 광 리소그래피 공정을 이용하여 바이오센서를 제작하였다[7-9]. 이 바이오센서들은 3가지 형태의 감은 코일의 수가 다른 미크론 크기의 나선형 멀티 턴(multi-turn) 코일들과 포토레지스터(photo resistor, PR) 채널을 각각 GMR-SV 소자 위에 적층 구조를 이루도록 제작되었고 이를 이용하여 그 특성들을 조사하였다.

II. 실험 방법

바이오센서용으로 제작한 이중구조의 IrMn 기반 GMR-SV 다층박막은 Ta(5 nm)/NiFe(5 nm)/CoFe(3 nm)/Cu(2.5 nm)/CoFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/CoFe(4 nm)/Cu(2.5 nm)/CoFe(3 nm)/NiFe(5 nm)/Ta(5 nm)의 구조로 코닝유리 기판 위에 이온빔 증

착(ion beam deposition, IBD) 시스템을 사용하여 제작하였으며, 다만 반강자성체 IrMn층을 증착 시 dc 마그네트론 스퍼터링법으로 사용하였다[10], 증착된 박막시료들 모두 자기저항 특성을 향상시키기 위해 1 kOe의 균일한 자기장 하에서 열처리 온도와 시간을 200 °C으로 1시간 동안 진공챔버 내 후처리 과정을 거쳤다[11]. GMR-SV 소자 제조에서 우선 2 μm × 18 μm 크기로 광 리소그래피 공정으로 PR 패턴을 마친 후, 전자사이클로트론 공명(electron cyclotron resonance, ECR) Ar-이온 밀링으로 소자 크기에 맞도록 식각하였다[12].

Cu 소자 전극은 lift-off 방법으로 생성하였고 제작된 GMR-SV 소자 중심부 위에 각각 두번, 세번, 네번으로 감은 미크론 크기의 폭을 갖도록 코일을 형성하였으며, 마지막 공정으로 코일 중심부 위치에 수 미크론 폭 크기의 PR 채널을 제작하였다. GMR-SV 소자 위에 각각 적층된 코일과 채널 제작 과정에서 전극 간의 접촉으로 하여금 전류 누설을 막기 위해 rf 마그네트론 스퍼터링법으로 부도체 SiO₂ 층이 적층되게 하였다.

높은 분자 무게의 단백질로 되어 있는 인체의 적혈구(red blood cell, RBC)가 표면 흡착력으로 인해 1 μm 크기의 여러 개의 자성비드들과 결합한 것을 활용하였다[6, 8, 9]. 4종류의 마이크로 턴 코일들은 RBC와 결합된 자성비드를 포획하고 감지하기 위해 GMR-SV 중심부 바로 위에 놓인 폭의 굵기가 다른 나선 모양의 턴 코일 평면에 수직방향으로 직류 자기장을 직류(dc) 전류를 인가하여 자기장의 크기를 분석하였다. 또한 미크론 크기의 멀티 턴 코일과 PR 채널 아래 위치한 바이오센서용 GMR-SV 소자는 자기저항값을 2단계법으로 측정하여 적혈구와 결합된 자성비드 검출신호로써 출력 신호를 조사할 수 있도록 제작하였다.

III. 실험결과 및 논의

리소그래피 공정을 거쳐서 최종 제작한 이중구조형 IrMn

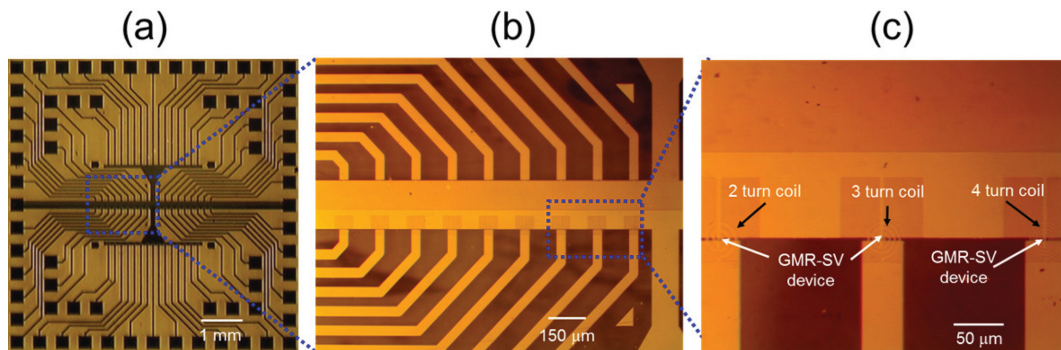


Fig. 1. (Color online) (a) GMR-SV devices of 66 number with 2-probe Cu electrodes, (b) GMR-SV devices of 9 number and μ-coil of 9 number with 2-probe Cu electrodes, (c) three different turn μ-coils patterned by photo lithography and ECR Ar-ion milling, and lift-off process.

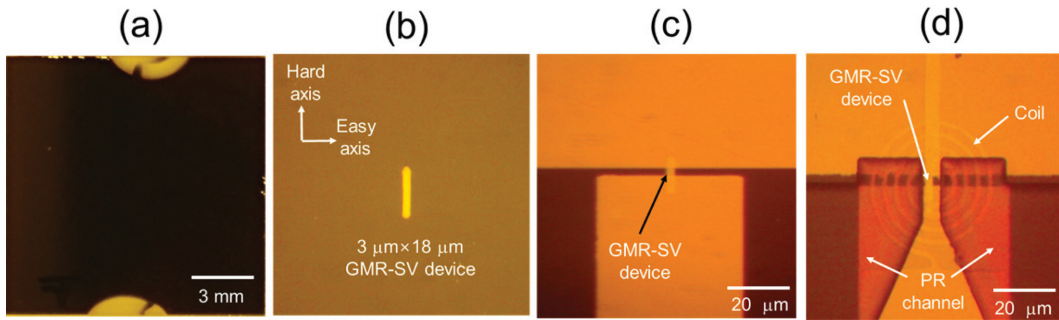


Fig. 2. (Color online) (a) Dual-type GMR-SV films patterned by shadow metal mask in order to measure the MR curves. (b) GMR-SV device with $2\ \mu\text{m} \times 18\ \mu\text{m}$ size etched by ECR Ar-ion milling, (c) Dual-type GMR-SV μ -device with 2-probe Cu electrodes. (d) Compositd dual-type GMR-SV μ -device, four multi turn μ -coil, and PR one μ -channel with a width of $8\ \mu\text{m}$.

기반 GMR-SV 소자와 3가지 턴 코일들이 있는 전체 모양을 Fig. 1(a)에서 보여주고 있다. 박막시료 크기인 $8\ \text{mm} \times 8\ \text{mm}$ 안에 있는 GMR-SV 소자 전체 수는 66개이다. Fig. 1(a)의 중앙 왼쪽 부분을 확대하여 보여준 Fig. 1(b)에서 18개의 각 소자들 중심 위에 형성된 각각 두번, 세번, 네번으로 감은 3 종류의 코일들을 Fig. 1(c)에 나타내었다. 여기서 전극과 코일로 사용한 Cu 박막은 $50\ \text{nm}$ 두께로 마그네트론 스퍼터링법으로 증착하였다. GMR-SV 소자를 제작한 후 실험방법에서 언급하였듯이 부도체 층인 SiO_2 박막을 $100\ \text{nm}$ 증착하여 소자 전극과 코일 전극을 서로 절연시켰다.

Fig. 2에 나타난 4개 사진들은 네번 감은 코일과 활용할 생체분자의 크기를 고려하여 $8\ \mu\text{m}$ 폭 통로를 갖는 PR 채널을 제작한 후 결과의 이미지를 각각 상세하게 나타낸 것이다. Fig. 2(a)는 코닝 유리 기판 위에 반강성체 IrMn 층을 중심으로 한 고정층으로 강자성체 CoFe층의 이중구조를 갖는 다층박막으로 Ta($5\ \text{nm}$)/NiFe($5\ \text{nm}$)/CoFe($3\ \text{nm}$)/Cu($2.5\ \text{nm}$)/CoFe($4\ \text{nm}$)/IrMn($8\ \text{nm}$)/CoFe($4\ \text{nm}$)/Cu($2.5\ \text{nm}$)/CoFe($3\ \text{nm}$)/NiFe($5\ \text{nm}$)/Ta($5\ \text{nm}$)이다. 박막 증착 시 금속(metal) 그림자 마스크를 이용하여 MR 곡선을 측정을 위해 패터닝된 모양을 나타낸 것이다. 외부자기장 측정 범위인 $+1000\ \text{Oe}$ 부터 $-1000\ \text{Oe}$ 까지와 $+100\ \text{Oe}$ 부터 $-100\ \text{Oe}$ 까지를 4단자법으로 major MR

와 minor MR 곡선들을 각각 측정하였다. 측정된 MR 곡선들은 Fig. 6에서 다루고자 한다[12].

Fig. 2(b)는 GMR-SV 박막을 리소그래피 공정을 거쳐 PR 패터닝한 후 ECR Ar-이온 밀링 장치로 제작한 소자를 확대한 것이다. 소자의 크기는 $2\ \mu\text{m} \times 18\ \mu\text{m}$ 임을 알 수 있다. 또한 소자를 제작 한 후 자기저항 특성의 민감도를 향상시키기 위해 후열처리 과정을 거쳤다. 열처리 시 영구자석을 이용한 인가 자기장의 크기를 $1\ \text{kOe}$ 으로 하여 형상자기이방성 효과로 인한 선형적인 자기자항의 민감도 특성을 갖도록 소자의 길이 방향으로 자화 곤란축을 소자 폭 방향으로 자화 용이축을 각각 설정하였다.

Fig. 2(c)는 lift-off 방법을 이용하여 $50\ \text{nm}$ 두께의 Cu 박막의 2단자 전극 모습을 나타낸 것이다. 아래쪽은 공통 전극이며, 위쪽에 연결된 $48\ \mu\text{m}$ Cu 박막이 보인다. GMR-SV 소자와 네번 감은 코일 중심부로 지나는 PR 채널을 Fig. 2(d)에 나타내었다. PR 채널의 두께는 PR 코팅 시 스피너(spinner)의 회전수 조절과 두번 코팅을 하여 $5\ \mu\text{m}$ 정도이며, 채널의 폭은 $8\ \mu\text{m}$ 으로 설정하였다.

Fig. 3는 동일한 소자 폭 크기인 $2\ \mu\text{m}$ 의 GMR-SV 박막 소자 위에 Cu 박막을 적층하여 패터닝한 감은 수가 각각 다른 3가지 종류의 나선형 코일을 소자 중심에 놓게 한 모습을 보

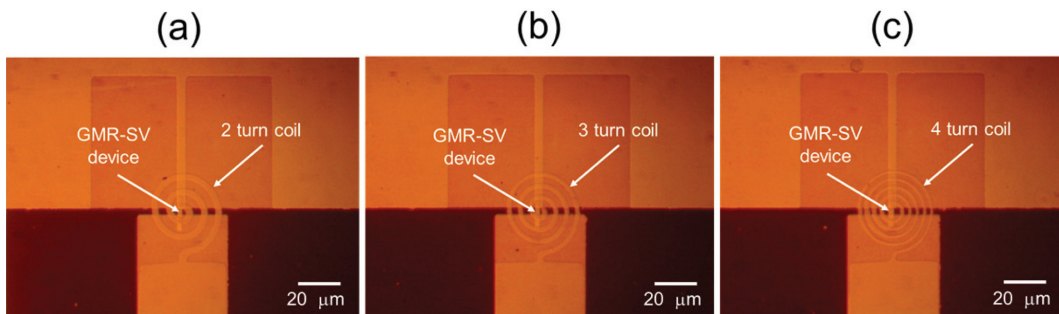


Fig. 3. (Color online) Compositd dual-type GMR-SV μ -device and two turn, (b) three turn, and (c) four turn μ -coil. The center GMR-SV device coincides to one multi turn μ -coil.

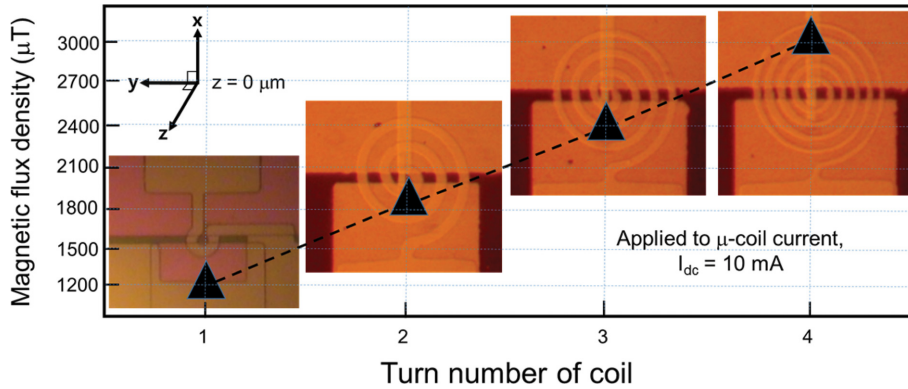


Fig. 4. (Color online) The surface magnetic flux density (B_{\perp}) values in the each center ($z = 0$) of four multi turn μ -coils according to the applied dc current having 10 mA. Inset four figures from a single turn to four types of multi turn μ -coils after deposition of the Cu layer as current electrode.

여주고 있다. Fig. 3(a)는 폭이 $4\ \mu\text{m}$ 인 두번 감은 코일을, Fig. 3(b)는 폭이 $3\ \mu\text{m}$ 인 세번 감은 코일을, Fig. 3(c)는 폭이 $2\ \mu\text{m}$ 인 네번 감은 코일을 각각 나타낸 것이다. 하부층 나선형 코일의 중심 끝과 상부층 코일 전극이 겹치는 부분에서 절연층에 의해 분리되어야 하기 때문에 하부층 코일을 패터닝하고 난 후 부도체층인 SiO_2 박막을 $100\ \text{nm}$ 증착하였다.

증착된 SiO_2 박막 아래 있는 나선형 코일 중심부 끝 부분에 전류가 흐를 수 있도록 $2\ \mu\text{m} \times 2\ \mu\text{m}$ 크기의 PR 윈도우(window)를 리소그래피 공정 방법으로 형성한 후 ECR Ar-이온 밀링을 하였다[12]. 즉 Ar-이온 밀링 후, 아래에 나선형의 코일 끝인 SiO_2 박막에 홀(hole)이 형성되었다. 이어서 Cu 박막을 $50\ \text{nm}$ 를 적층한 후, 상부층 막대형 코일 전극을 패터닝하여 최종적으로 완성된 3가지 형태의 미세 코일들을 Fig. 3(a), 3(b), 3(c)에 나타내었다.

한번 감은 코일과 네번 감은 코일에 대하여 생체분자에 dc 자기장을 인가하여 유도되는 자체 자기장에 의해서 포획할 수 있도록 고안되었다. 두 종류의 코일에 대하여 코일의 x-y 평면 중심부에서 수직축 방향인 z-축으로 만들어지는 dc 자기장의 크기를 계산하였다. 자기장 계산과 분포 윤곽(contour)들은 유한요소법으로 계산되는 전산모사 시뮬레이션 프로그램인 Cobham 사의 Opera-3d 프로그램을 사용하였다[13, 14]. 직류(dc) $10\ \text{mA}$ 으로 인가하였을 때 자기장 분포를 볼 수 있으며, 코일 평면의 수직 방향인 $z = 0$ 점으로 반지름 r 인 원형 코일의 중심에서 자속밀도(magnetic flux density, MFD (B))를 계산하기 위하여 비오사바트(Bio-Savart) 법칙으로 유도된 암페어(Ampere) 법칙인 Eq. (1)를 이용하였다.

$$B_n[T] = \sum_{n=1}^4 \frac{\mu_0 I}{2r_n} \quad (1)$$

여기서 n 는 코일의 감은 수, r_n 는 나선형 코일의 감은 수에 해

당하는 평균 반지름, μ_0 는 진공 투자율(magnetic permeability)인 $4\pi \times 10^{-7}\ \text{H/m}$ 이며, I 는 코일에 인가하는 전류값이다.

Fig. 4는 Fig. 3(a)와 3(b)에서 보여준 두번 감은 코일과 감은 코일에 동일한 전류 $10\ \text{mA}$ 으로 인가하였을 때 자기장 분포 분석에서 코일 평면의 수직 방향인 $z = 0$ 점에서 자기속 밀도 최대값은 각각 $1820\ \mu\text{T}$ 과 $2400\ \mu\text{T}$ 이었다. 한편 자기속 밀도(magnetic flux density, MFD) 최대값은 한번 감은 코일 일 경우 $1200\ \mu\text{T}$ 를, 네번 감은 코일일 경우 $3090\ \mu\text{T}$ 를 나타내었다. 코일 감은 수에 증가할 때 선형적으로 증가됨을 알 수 있었다. 이러한 4가지 종류의 코일에서 $10\ \text{mA}$ 인 dc 전류를 인가하여 $z = 0$ 에서 얻을 수 있는 최대 자기장 값들은 Fig. 5(a) 상단에 나타내었듯이 모두 적혈구와 결합된 7~9개의 자성비드들의 포획할 수 있도록 발생하는 충분한 값으로 확인되었다[6, 8, 9].

Fig. 5(a) 하단은 실제로 높은 분자 무게 단백질로 되어 있는 인체의 적혈구가 표면 흡착력으로 의해 $1\ \mu\text{m}$ 크기인 7~9개의 자성비드들이 적혈구의 중심부에 움푹 들어간 부근에 결합되거나 적혈구 볼록한 가장자리에 놓여 있는 두 종류 모양의 적혈구와 자성비드들이 결합된 모양을 보여준 것이다. GMR-SV 소자 중심에 놓인 4가지 감은 수가 다른 코일 위에 자성비드가 붙은 적혈구가 Fig. 2(d)에 보여준 $8\ \mu\text{m}$ 폭 크기의 PR 채널로 지나 통과하는 전과 후의 모습을 Fig. 5(b)에 모델링 그림처럼 나타내었다.

자성비드가 붙은 적혈구가 Fig. 2(d)에 보여준 $8\ \mu\text{m}$ 폭 크기의 PR 채널로 지나 통과하는 전과 후의 모습을 Fig. 5(b)는 각각 한번, 두번, 세번, 네번으로 감은 코일과 채널을 통과하는 모습을 나타낸 모델링 그림들이다. 실제로 자성비드가 결합된 적혈구가 채널을 지날 때 포획되고 신호가 검출되는 과정은 추후 논문을 통해 발표할 것이다.

이제까지 바이오센서용 GMR-SV 소자 위에 미크론 크기의

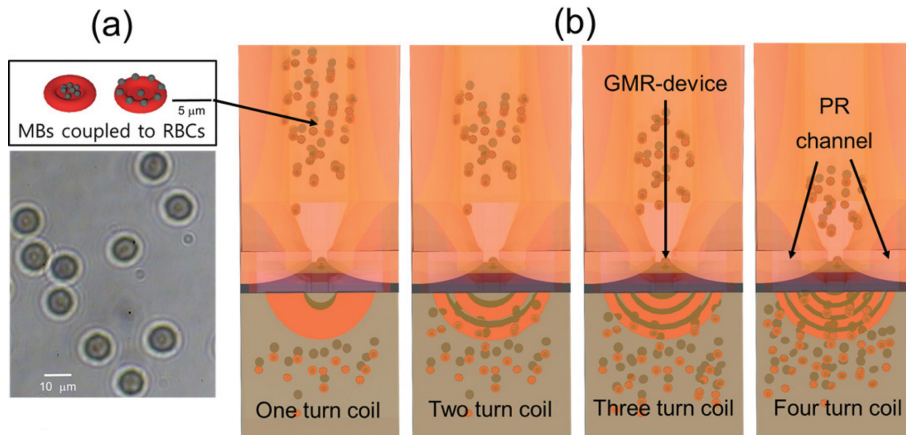


Fig. 5. (Color online) (a) Real images for RBCs combined with MBs in such a way that 7-9 MBs were positioned in the center part or at the edge part of one RBC by organic chemical binding. (b) Visualization of the flow with each top view for MBs coupled to RBCs passed through four multi turn μ -coils with PR μ -channel above GMR-SV device.

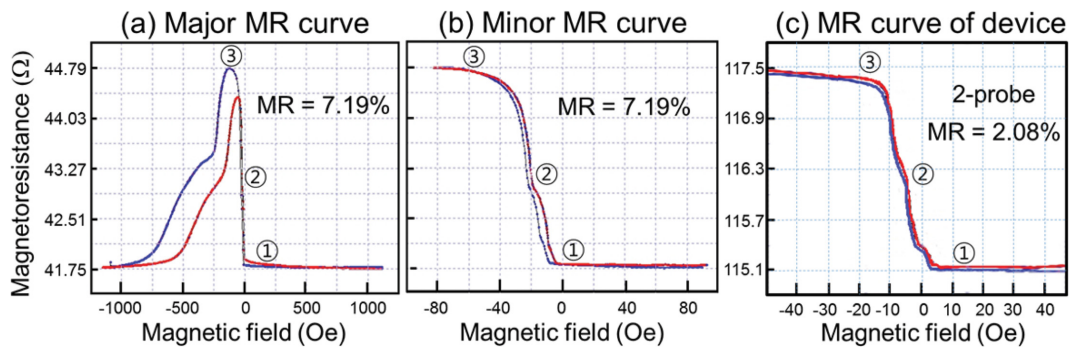


Fig. 6. (Color online) (a) Major MR curve and (b) minor MR curve of dual-type GMR-SV film measured by four-probe method, and (c) minor MR curve of GMR-SV device measured by four-probe method. The circle numbers show that the changing stages of magnetization spin arrays of typical magnetic domains from ① point to ② and from ② to ③ point on the dual-type GMR-SV multilayers.

멀티 턴 코일과 채널 제작한 것을 실험결과 및 분석으로 Fig. 1에서 Fig. 5까지 보여준 그림과 함께 설명하였다. Fig. 6(a)는 GMR-SV 소자로 사용된 Fig. 2(a)에서 나타낸 반강자성체 IrMn 박막을 사이에 두고 상하 고정층 강자성체 CoFe 층이 상하 이중으로 형성된 Ta(5 nm)/NiFe(5 nm)/CoFe(3 nm)/Cu(2.5 nm)/CoFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/CoFe(4 nm)/Cu(2.5 nm)/CoFe(3 nm)/NiFe(5 nm)/Ta(5 nm) 다층박막의 자기저항 특성을 보여준 MR 곡선이다[10]. Fig. 6에 표시된 ①, ②, ③ 번호는 이중구조형 GMR-SV 다층박막에서 위와 아래 2개의 고정층 CoFe의 자화 스핀방향과 2개의 자유층 NiFe/CoFe의 자화 스핀 방향이 평행과 반평행 배열에 따라 생기는 MR 값들이다.

Fig. 6(a)와 Fig. 6(b)는 이중구조형 GMR-SV 다층박막에 대하여 외부자기장 +1200 Oe에서 -1200 Oe 사이와 +80 Oe에서 -80 Oe 사이에서 측정된 major MR 곡선과 minor MR 곡선을 각각 나타낸 것이다. Fig. 6(a)와 Fig. 6(b)의 major MR 곡선과 minor MR 곡선에 표시된 ①, ②, ③은

2개의 자유층 NiFe/CoFe의 자화 스핀 방향에 의존하는 MR 곡선이다. 최대 자기저항비(MR)는 7.19%으로 Fig. 6(a)의 major MR 곡선에서 두 개의 고정층 CoFe와 반강자성체 IrMn 간의 교환결합세기(H_{ex})는 각각 190 Oe, 500 Oe이었다. Fig. 6(c)는 Fig. 2(c)에서 보여준 미세 패터닝 GMR-SV 소자에 대한 2단자로 측정된 minor MR 곡선이다. 비록 MR는 2.08%으로 감소하였지만 히스테리시스 특성이 줄어든 평균 자장감응도(magnetic sensitivity, MS)는 0.2%/Oe 이하로 나타났다.

Minor MR 곡선으로부터 최대 자기저항비(MR ratio)는 major MR 곡선인 Fig. 6(a)에서 얻은 값과 같은 7.19%으로 2개의 자유층 NiFe/CoFe으로 상호 교환결합세기(interlayer exchange coupling field, H_{int})는 각각 12 Oe, 22 Oe이었다. Fig. 5(c)에 대한 설명에서 언급했듯이 자성비드가 결합된 생체분자 적혈구가 PR 채널을 따라 통과할 때 미세 턴 코일에 인가된 교류(ac) 자기장에 의해 포획 또는 이동의 운동 상태를 조절할 수 있는 가능성이 있다. 이러한 연구결과는 생체

분자 바이오센서를 활용할 수 있음을 제시하였으며, 예측되는 실험결과는 추후 연구결과를 논문으로 발표할 것이다.

IV. 결 론

리소그래피 공정을 거쳐 IrMn 기반 이중구조 GMR-SV 소자와 4가지의 턴 코일을 제작하였다. $2\ \mu\text{m} \times 18\ \mu\text{m}$ 크기의 GMR-SV 박막 소자 위에 Cu 박막을 적층하여 감은 수가 각각 다른 4가지 종류의 나선형 코일을 소자 중심에 놓게 패턴하였다. 코일의 하부층 나선형 코일 중심 끝과 상부층 코일 전극이 겹치는 부분에서 절연층에 의해 분리되도록 하부층 코일을 패턴하고 난 후 부도체층인 SiO_2 박막을 100 nm로 증착하였다. 각 한번, 두번, 세번, 네번으로 감은 코일에 동일한 전류 10 mA로 인가하였을 때 자기장 분포 분석에서 코일 평면의 수직 방향인 코일의 중심부 $z=0$ 점에서 자기속 밀도 최대값은 각각 1200 μT , 1820 μT , 2400 μT , 3090 μT 이었다. 미세 패턴된 GMR-SV 소자를 2단자로 측정 한 자기저항비 MR는 2.08 %로 감소하였지만, 선형적인 히스테리시스 특성을 유지한 채 평균 자장감응도 MS는 0.2 %/Oe 이하로 나타났다. 적혈구의 표면 흡착력으로 의해 $1\ \mu\text{m}$ 크기의 7~9개의 자성비드들이 결합된 것이 $8\ \mu\text{m}$ 폭 크기의 PR 채널로 지나 통과할 때 각각 한번, 두번, 세번, 네번으로 감은 수의 나선형 코일에 인가되는 전류로 생성되는 자기장으로 정지시킬 수 있으므로 GMR-SV 소자의 자성신호 변화값으로 자성비드가 흡착된 적혈구를 검출할 수 있을 것으로 예상된다.

감사의 글

이 논문은 교육부의 재원으로 한국연구재단 (NRF)의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 연구(No. NRF-2016R1D1A1B03936289)의 결과이다.

References

- [1] S. X. Wang and A. M. Taratorin, *Magnetic Information Storage Technology*, Academic Press, New York (1999).
- [2] M. D. Cubells-Beltrán, C. Reig, J. Madrenas, A. D. Marcellis, J. Santos, S. Cardoso, and P. P. Freitas, *Sensors* **16**, 939 (2016).
- [3] G. Li, S. Sun, R. J. Wilson, R. L. White, N. Pourmand, and S. X. Wang, *Sens. Acut.* **A126**, 98 (2006).
- [4] S. H. Hong, *Physics and High Technology* **18**, 16 (2009).
- [5] W. Wang, Y. Wang, L. Tu, Y. Feng, T. Klein, and J. P. Wang, *Sci. Rep.* **4**, 5716 (2014).
- [6] W. H. Lee, H. J. Chung, N. R. Kim, J. S. Park, S. S. Lee, and J. R. Rhee, *J. Korean Magn. Soc.* **25**, 162 (2015).
- [7] J. G. Choi, Y. S. Park, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **22**, 173 (2012).
- [8] J. S. Park, N. R. Kim, H. J. Jung, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **25**, 16 (2015).
- [9] J. Y. Lee, M. J. Kim, and S. S. Lee, *New Physics: Sae Mulli* **64**, 958 (2014).
- [10] J. G. Choi, S. H. Kim, S. H. Choi, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **27**, 115 (2017).
- [11] P. Khajidmaa, J. G. Choi, and S. S. Lee, *J. Magn.* **22**, 7 (2017).
- [12] W. H. Lee, D. G. Hwang, S. S. Lee, and J. R. Rhee, *J. Korean Magn. Soc.* **25**, 149 (2015).
- [13] Cobham technical services, *Opera-3d User Guide*, Version 15 (2011).
- [14] R. D. Cook, D. S. Malkus, M. E. Plesha, and R. J. Witt, *Concepts and Applications of Finite Element Analysis*, John Wiley & Sons, New Jersey, 4th Ed. (2001).