ISSN (Print) 1598-5385
ISSN (Online) 2233-6648
≪연구논문≫ Journal of the Korean Magnetics Society 25(5), 162-168 (2015) http://dx.doi.org/10.4283/JKMS.2015.25.5.162

Distribution of Magnetic Field Depending on the Current in the μ-turn Coil to Capture Red Blood Cells

Won-Hyung Lee
Department of Physics, Penn State University, University Park, Pennsylvania 16802, USA

Hyun-Jun Chung, Nu-Ri Kim, Ji-Soo Park, and Sang-Suk Lee*
Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 26339, Korea

Jang-Roh Rhee
Department of Nanophysics, Sookmyung Women's University, Seoul 04310, Korea

(Received 2 October 2015, Received in final form 19 October 2015, Accepted 19 October 2015)

The μ-turn coil having a width of μm on the GMR-SV (giant magnetoresistance-spin valve) device based on the antiferromagnetic IrMn layer was fabricated by using the optical lithography process. In the case of GMR-SV film and GMR-SV device, the magnetoresistance ratios and the magnetic sensitivities are 4.4 %, 2.0 %/Oe and 1.6 %, 0.1 %/Oe, respectively. In the y-z plane the distribution of magnetic field of GMR-SV device and 10 μ-turns coil which put under the several magnetic bead(MB)s with a diameter of 1 μm attached to RBC (red blood cell) was analyzed by the computer simulation using the finite element method. When the AC currents of 20 kHz from 0.1 mA to 10.0 mA flow to the 10 turns μ-coil, the magnetic field at the position of z = 0 μm at the center of coil was calculated from 30.1 μT to 3060 μT in proportion to the current. The magnetic field at the position of z = 10 μm was decreased to one-sixth of that of z = 0 μm. It was confirmed that the 10 μ-turn coil having enough magnitude of magnetic field for the capture of RBC is possible to use as a biosensor for the detection of magnetic beads attached to RBC.

Keywords : computer simulation, micron size turn (μ-turn) coil, capture, red blood cell (RBC), magnetic bead (MB), distribution of magnetic field

적혈구 포획용 미크론 크기 코일에 흐르는 전류의 크기에 따른 자기장 분포 특성

이원형
Department of Physics, Penn State University, University Park, Pennsylvania 16802, USA

정현준 · 김누리 · 박지수 · 이상석*
상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과, 강원 원주시 상지대길 83, 26339

이장로
숙명여자대학교 나노물리학과, 서울시 용산구 청파로47길 100, 04310

(2015년 10월 2일 받음, 2015년 10월 19일 최종수정본 받음, 2015년 10월 19일 게재확정)

광 리소그래피 공정을 이용하여 반강자성체 IrMn 층을 기반으로 하는 GMR-SV(giant magnetoresistance-spin valve) 소자 위에 μm 선폭 크기의 코일을 적층하여 미크론 크기 코일을 제작하였다. GMR-SV 박막일 때와 소자 제작 후의 자기저항비와 자장감

© 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

응도는 각각 4.4 %, 2.0 %/Oe와 1.6 %, 0.1 %/Oe로 나타났다. 여러 개의 1 μm 크기인 자성비드가 붙은 적혈구 바로 아래 위치에 놓일 소자와 10번 감은 미크론 크기 코일에 흐르는 AC 및 DC 전류 크기에 따른 자기장 분포를 유한요소법 전산모사로 분석하였다. 코일 중심인 z = 0 μm에서 주파수 20 kHz인 AC 전류가 0.1 mA에서 10.0 mA로 증가하면 이 값에 비례하여 자기장의 크기는 30 μT에서 3060 μT로 증가하였다. 그리고 코일 중심에서부터 z = 10 μm에서 자기장 크기는 z = 0 μm인 중심에서 보다 1/6배로 줄어들었다. 미크론 크기 코일에 흐르는 전류에 의해 생성되는 자기장은 적혈구 포획용으로 충분한 크기를 갖고 있어서 검출용 바이오센서로 활용 가능함을 확인 할 수 있었다.

주제어 : 전산모사, 미크론 크기 코일, 포획, 적혈구, 자성비드, 자기장 분포

I. 서 론

파스퇴르가 세균이론으로 당시 인류를 세균의 공포로부터 해방시켰듯이 21세기의 인류를 혈관질환으로부터 해방시키는데 일익을 담당할 수 있는 연구가 꾸준히 개발되고 있다[1, 2]. 앞으로의 질병 치료가 생화학적인 접근방법에서 생물리학적인 접근방법으로 바뀐다는 인식하에 혈관질환에 대해 어떻게 진단하고 또 치료해야 하는지를 알기 위한 연구가 그동안 이루어져 왔다[2, 3]. 혈관질환이 무엇이며 왜 생기는 가를 규명하는데 적혈구(red blood cell; RBC)의 생성과 작동 및 소멸 원리에 기반한 차세대의 새로운 지식으로 적혈구의 운동성 관찰 및 기초물성인 자기적 특성 규명 연구가 필요하다[3, 4].

혈액이 미세한 세포조직과 연결된 모세혈관이나 신장의 모세혈관 속을 지나갈 때 혈액 속에 있는 여러 세포들이 그 모양을 변화시킬 수 있어야 혈액이 별 문제 없이 지나갈 수 있다. 혈액 속에 있는 세포들, 특히 그 중 가장 많은 것이 적혈구인데, 크기가 8 μm인 적혈구가 직경 2~5 μm 밖에 안되는 세포조직과 연결된 모세혈관과 신장의 모세혈관 속으로 지나갈 수 있도록 그 모양을 변화시켜야 한다. 그러나 불행하게도 적혈구들이 그 모양을 변화시키지 못할 때 혈액이 세포조직과 신장으로 충분히 흐르지 못하게 되고 삼투압 원리에 의해 혈액 속에 있는 영양분과 산소를 세포조직으로 공급을 못하거나 신장에서 내보내는 노폐물을 제거할 수 없게 된다[1, 5, 6].

혈액 속에는 수많은 혈장(plasma)이 섞여서 흐르고 있다. 이들 세포들 중 적혈구, 백혈구, 혈소판들은 혈액유동(blood flow)에 아주 중요한 역할을 한다. 우리가 마시는 수돗물의 전기저항율(electric resistivity; ρ)은 약 20 Ω · m 정도이고, Ca^{2+} 이온 등의 광석물질이 많은 경수의 경우는 이 값이 약 6 Ω · m까지 떨어질 수 있다. 40~50 % 정도의 적혈구 분포에 크게 의존하는 혈액의 전기저항율은 약 1.6 Ω · m이다[1]. 혈액유동의 중요한 목적은 산소의 운반이다. 산소의 운반은 실제로 이들 적혈구에 의해 이루어지기 때문에 혈액 속에는 상당히 많은 양의 적혈구가 이 일을 담당한다. 이들 적혈구의 표면에는 고분자량의 단백질들이 붙어있어 혈유속이 작아지는 곳에서는 적혈구들끼리 서로 응집하게 되는데 이 응집현상에서는 유속이 커지면서 응집되었던 적혈구들이 다시 떨어져 나간다[1-3].

본 연구에서는 인체의 혈액을 뽑아내어 원심분리기를 이용하여 적혈구를 분리한 후 *in vitro* 상태에서 고분자량의 단백질들이 붙어있는 적혈구의 표면에 여러 개의 직경 1 μm 크기인 자성비드를 흡착시켰다[7, 8]. 적혈구에 흡착된 여러 개의 자성비드들을 자화시켜 발생한 미세한 누설 자기장을 감지하기 위해 GMR-SV 소자를 이용하였다[10-14]. 또한 자성비드가 붙은 적혈구를 포획하기 위해 수십 미크론 이내의 직경에 2 μm 폭으로 여러 번 감은 코일을 GMR-SV 소자 중심부에 나선형 구조체로 형성하여 전류를 인가하여 면에 수직한 방향으로 자기장을 생성하였다. 소자 중심부로 지나가는 적혈구의 순간적인 포획을 위해 생성된 자기장을 유한요소법 전산모사를 이용하여 구하고 그 분포 특성을 조사하였다,

II. 자성비드가 붙은 적혈구 검출용 바이오센서의 특성

적혈구는 직경 8 μm, 중심부는 1 μm, 가장자리 두께 2 μm 이며 중앙부분은 움푹 들어간 팬케이크(pan-cake) 형태를 띠고 헤모글로빈이라는 단백질을 갖고 있는 산소 운반을 위해 특화된 세포이다[15]. 실제로 인체의 혈액을 원심 분리하여 정제된 적혈구만 추출하여 생리 식염수에 넣어서 관찰해 본 것을 토대로 도시한 결과 Fig. 1(a)처럼 적혈구는 그 중심 부분이 움푹 들어간 전형적인 팬케이크 모양이었다. 실험에서 사용한 1 ml당 0.5 mg의 밀도를 갖는 1 μm의 초상자성체 자성비드(Co-Si-OH)는 미국의 Thermo Fisher Scientific 회사 제품인 Pierce™ Streptavidin Poly-HRP으로 추출된 적혈구에 분자적인 생체전자장 영향을 받아 붙을 것으로 예상하였다[7-9]. Fig. 1(a)처럼 코발트(Co) 분자를 고르게 함유하는 적혈구는 1 μm 크기의 자성비드 여러 개들과 자기쌍극자 모멘트 배열을 이루어 자성비드가 적혈구의 움푹 들어간 부분에 등방적으로 붙은 모양으로 존재하는 것과는 다르게 나타났다[7]. 즉, 광학현미경으로 관찰한 결과 적혈구의 가장자리 부근에 자성비드가 등방적으로 붙여있는 모양을 띠어 순수한 적혈구에 자성비드가 결합된 새로운 형태를 띠고 있음을 보여 주었다[8].

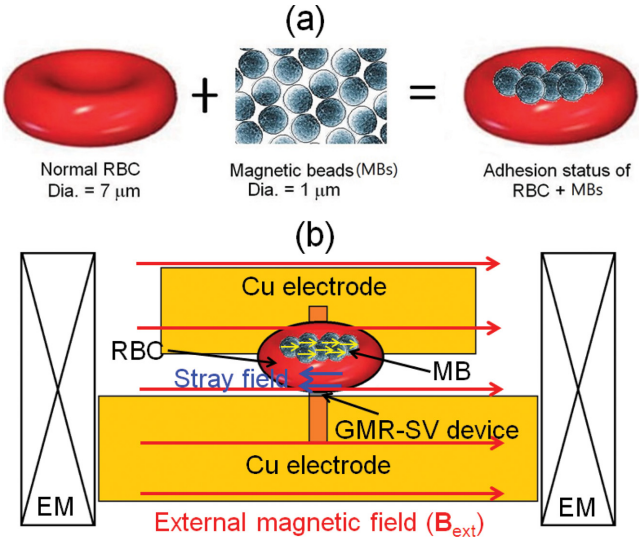

Fig. 1. (Color online) (a) The schematic for the adhesion status of normal RBC and magnetic beads (MBs). (b) One RBC + MBs located on GMR-SV device between two Cu electrodes under the external magnetic field ($\mathbf{B}_{ext}$) by using electromagnet. Here, the direction of stray field caused by superparamagnetic MBs is antiparallel to $\mathbf{B}_{ext}$.

자성비드가 붙은 새로운 적혈구의 자성 특성을 분석하기 위하여 Fig. 1(b)에서와 같이 미크론 단위의 GMR-SV 바이오소자를 사용할 수 있다. 외부에서 인가하는 자기장의 세기에 의해 초자성체 자성비드들은 일축이방성으로 형성된 내부 자화가 이루어지고 이것에 의해 외부자기장의 반대방향으로 누설 자기장(stray magnetic field)이 발생한다[10]. 즉, 이것은 강자성체를 자화했을 때, 끝부분이나 불연속부에 생긴 누설 자속에 의한 자기장이다. 적혈구에 붙은 자성비드가 형성한 누설 자기장은 외부자기장이 없을 때에도 존재하여 적혈구 하단 표면에 인접한 부분에서 형성한 미세한 자기장이 GMR-SV 바이오소자의 출력신호로 검출하게 한다[11-13]. 이것은 적혈구의 산화 농도에 의존하는 막의 변형, 색깔의 변화와 헤모글로빈 사슬 구조의 분자결합의 상태에 따라 적혈구 상단 부분에 붙은 자성비드 배열을 다르게 하여 출력신호의 변화를 가져오게 한다.

Corning 유리(7059) 기판 위에 Ta(5 nm)/NiFe(10 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(5 nm)/IrMn(10 nm)/Ta(5 nm)의 다층 박막 구조를 갖는 시료를 Fig. 2(a) 모양처럼 DC 마그네트론(magnetron) 스퍼터링법으로 제작하였다. GMR-SV 박막 시료를 광 리소그래피 공정을 이용하여 소자로 제작하기 위하여 ECR 이온 밀링 시스템으로 건식식각을 실시하였다[16]. 전극 생성은 Fig. 2(b)와 같이 2차 리소그래피를 실시한 후, GMR-SV 소자에 연결할 전극 패턴을 만들기 위해 PR만 남겨 두었다. Fig. 2(c)와 같이 바로 Cu 박막을 코팅하고 최종적으로 lift-off 과정을 거쳐 소자와 전극을 연결하였다. 5 × 5 mm^{2}의 크기 안에 있는 전체 소자 수는 모두 66개이며, 공통으로 사용하는 Cu 전극을 중앙 부분에 배치하였다[7, 8]. Fig. 2(d)는 광 리소그래피 공정으로 최종적으로 제작한 GMR-SV 소자의 사진이다. 증착할 때 인가한 자기장 방향이 소자의 폭 방향을 용이 축 방향으로 설정하여 형상 자기이방성 효과가 나타나도록 하였다. 각 GMR-SV 소자의 전극의 폭 크기는 약 50 μm이며, 소자의 폭×길이는 1 × 18 μm^{2}이다[7, 9].

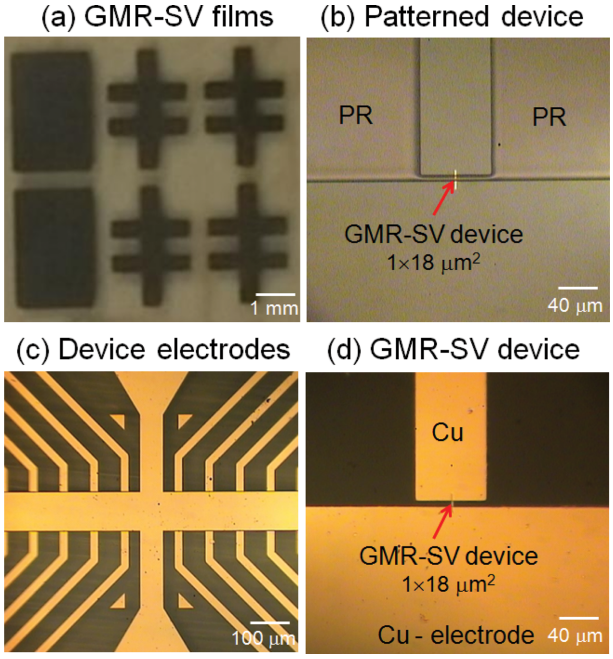

Fig. 2. (Color online) (a) Photograph of the GMR-SV films with two kinds as bio-device patterned by one shadow mask. The GMR-SV multilayer structure was Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm). (b) Photograph of one GMR-SV device with a size of 1 × 18 μm^2 patterned by photo lithography before depositing 2-probe electrodes of Cr/Cu thin films. (c) Photograph of the 16 GMR-SV devices with 2-probe electrodes. All devices have same type with width of 1 μm and length of 18 μm. (d) Photograph of one GMR-SV device with a size of 1 × 18 μm^2 after depositing 2-probe electrodes of Cr/Cu thin films. Here, the easy axis is perpendicular to the longitudinal direction [7, 9].

바이오센서를 만들기 위한 리소그래피 공정을 진행하기 전 상태인 Fig. 2(a)의 GMR-SV 박막에 대한 자기저항곡선의 minor loop를 Fig. 3에 나타냈다. Fig. 3(a)는 비자성체 Cu층 두께가 2.5 nm인 GMR-SV 박막의 고정층과 자유층 NiFe 강자성체간의 상호 교환결합력(interlayer exchange coupling field; H_{int}), 자유층 NiFe의 보자력(coercivity; H_c), 자기저항비(Magnetoresistance ratio; MR), 자장감응도(magnetic sensitivity; MS)가 각각 0.2 Oe, 1.0 Oe, 4.4 %, 2.0 %/Oe임을 보여준다. 한편 광 리소그래피 공정과 ECR Ar-이온밀

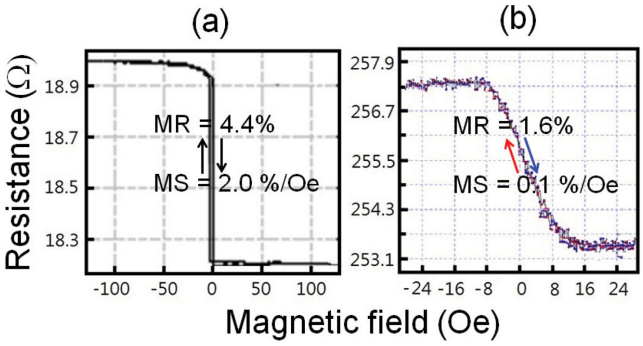

Fig. 3. (Color online) Comparison of minor loops of GMR-SV (a) film and (b) device. In the zero field, the values of MR and MS are 4.4 %, 1.6 % and 2.0 %/Oe, 0.1 %/Oe, respectively. Here arrows indicate a direction of the applied field for measurement of hysteresis curves.

링 및 Cu 전극 코팅 방법인 lift-off 처리 과정을 거친 후 제작한 Fig. 2(d)의 GMR-SV 소자(폭 × 길이 1 × 18 μm^2)에 대한 자기저항 minor loop를 Fig. 3(b)에 나타냈다. 소자 폭 방향을 자화용이축으로 하고 형상자기이방성으로 생긴 길이 축 방향은 자성 고정층과 자유층간의 면상 수직을 유도하였다. Fig. 3(b)에서는 GMR-SV 박막소자의 고정층과 자유층 NiFe 강자성체간의 H_{int}, H_c, MR, MS가 각각 0.1 Oe, 0.2 Oe, 1.6 %, 0.1 %/Oe임을 보여주고 있다.

III. 적혈구 포획용 미크론 크기 코일 제작과 전산모사를 이용한 자기장 분포 특성

GMR-SV 소자와 미크론 크기 코일의 모듈화를 위한 구조는 Fig. 4(a)에 나타냈다. 기판 위에 제작된 GMR-SV 소자의 중앙을 중심으로 수 μm 폭을 갖는 미크론 크기 코일이 형성되었다. 이것은 미크론 크기의 생체분자인 적혈구가 여러 개의 자성비드와 결합한 채 소자 위로 지나갈 때 이를 포획하는 형태로 되어 있다[7, 8]. Fig. 4(b)에 나타낸 실제 구조체에서와 같이 기판인 Corning glass(#7059) 위에 우선 GMR-SV 박막을 증착하였다. 1차 광리소그래피 공정과 ECR Ar 이온밀링 과정을 거쳐 폭과 길이가 각각 1 μm와 18 μm의 크기를 갖은 GMR-SV 소자를 제작하였다. 2차 광리소그래피 공정을 거쳐 Cu 전극을 패터닝하여 바이오센서용 GMR-SV 전극소자를 만들었다. 그리고 개발된 GMR-SV 바이오소자의 중앙 소자 부분을 제외한 가장자리 모든 전극부분에만 PR을 남긴 후, SiO_2 절연층 박막을 rf 스퍼터링 방법으로 코팅하였다. 또한 GMR-SV 전극통로와 미크론 크기 코일 전극통로가 서로 연결되지 않도록 절연층 SiO_2 박막을 rf 스퍼터링 법으로 100 nm 두께로 증착하였다.

Fig. 4(b)에 나타낸 소자 전극 위에 형성된 한번 감은 미크론 크기 코일은 중앙부분에 Cu 층을 고르게 증착한 후 3차 리소그래피 공정으로 패터닝한 후 ECR 이온밀링인 건식식각을 거쳐 완성하였다[8]. 여기서 코일에 인가하는 전극은 GMR-SV 전극과 다른 위치에 배치되게 하였다. 미크론 크기 코일 Cu 통로와 소자 Cu 전극과 사이에서 전도성에 의한 누설효과가 발생하지 않도록 다시 100 nm 두께의 절연층 SiO_2 박막을 rf 스퍼터링법으로 증착하였다.

Fig. 5는 여러 개의 자성비드가 붙은 적혈구를 포획하기 위한 자기장 발생용 모양이 다른 2가지 미크론 크기 코일의 실제 모습을 보여 준다. Fig. 5(a)는 40배의 배율로 나타낸 5개의 단일 코일을 등 간격으로 배치 한 모습이다. 이 코일의 중앙부분은 Fig. 4(b)에서 언급했듯이 GMR-SV 소자의 중심과 일치되도록 한다. Fig. 5(b)는 단일 미크론 크기 코일을 800배 배율로 나타낸 모습니다. 전류가 흐르게 될 100 nm 두께의 Cu 박막의 폭은 4 μm이다. 한편 보다 효율적인 외부 자기장이 인가되어 적은 전류값에서도 적혈구 포획이 가능하

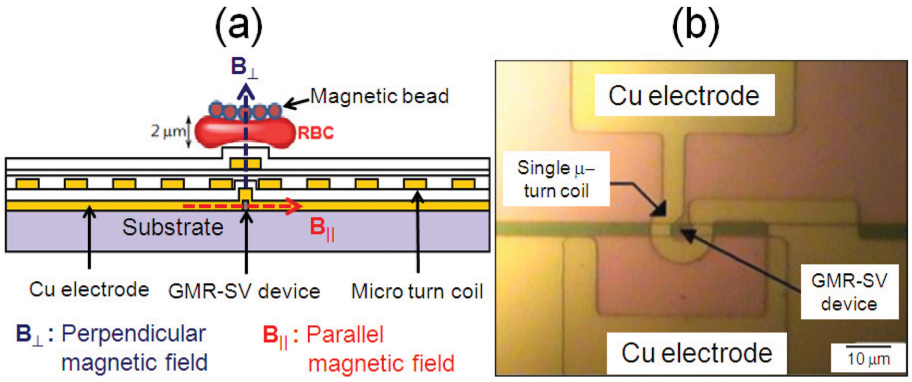

Fig. 4. (Color online) (a) The schematic of the structure composed of the micron coil and RBC + MBs positioned at the center of GMR-SV device. The μ-turn coils are fabricated by Cu layer with a thickness of 50 nm and a width of 2~4 μm. (b) Photograph of the complex structure composed of the single μ-turn coil positioned at the center of GMR-SV device. Here, the protection of current shunting effect is performed by a passive insulating SiO_2 layer of 100 nm thickness after deposition of each layer [8].

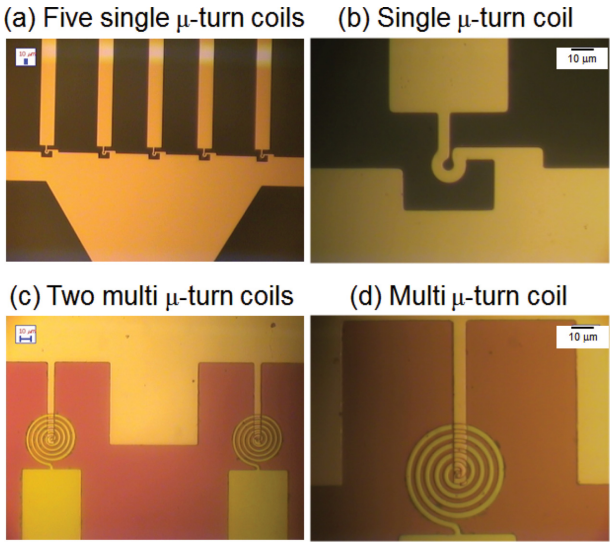

Fig. 5. (Color online) Photographs of (a) five single μ-turn coils, (b) single μ-turn coil, (c) two multi μ-turn coils, and (d) the multi μ-turn coil after deposition of the insulating SiO_2 thin film as a protection layer fabricated by the photo lithography process, ECR-ion milling, and lift-off process. All electrodes are performed by the Cu layer.

도록 Fig. 5(c)와 같이 10번 감은 미크론 크기 코일을 제작하였다. Fig. 5(c)는 400배의 배율로 2개의 10번 감은 미크론 크기 코일을 배치한 모습이다. 이 다중 코일의 중앙부분도 단일 코일과 같이 GMR-SV 소자의 중심과 일치한다[6, 7]. Fig. 5(d)는 10번 감은 미크론 크기 코일을 800배 배율로 나타낸 모습니다. 전류가 흐르게 될 100 nm 두께의 Cu 박막의 폭은 2 μm이고 폭사이의 간격은 2 μm이다.

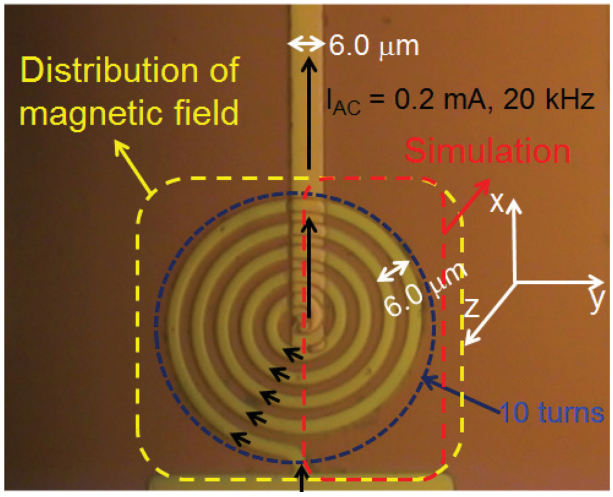

Fig. 6. (Color online) Photograph of the multi spiral coil having 10 turns after deposition of the Cu layer as an electrode, the insulating SiO_2 thin film as a protection layer fabricated by the photo lithography process, ECR-ion milling, and lift-off process. Here, the width of coil is 2 μm, the applied currents in order to get the distribution of magnetic field in the y-z plane are AC currents with 20 kHz and DC currents of 0.1 mA, 0.2 mA, 1 mA, 10 mA, respectively.

Fig. 6은 10번 감은 미크론 크기 코일을 800배 배율로 확대하여 나타낸 모습이다. Fig. 6에 표시한 화살표 방향으로 코일 폭 2 μm에 DC 전류(I) 0.2 mA가 흐를 때 생성되는 자기장의 분포를 점선 부분으로 표시하였다. 한편 Fig. 7에서는 전자기 유한요소법, 비오-사바트 법칙(Bio-Savart's law)과 암페어법칙(Ampere's law)의 3가지 모두를 포함한 OPERA-

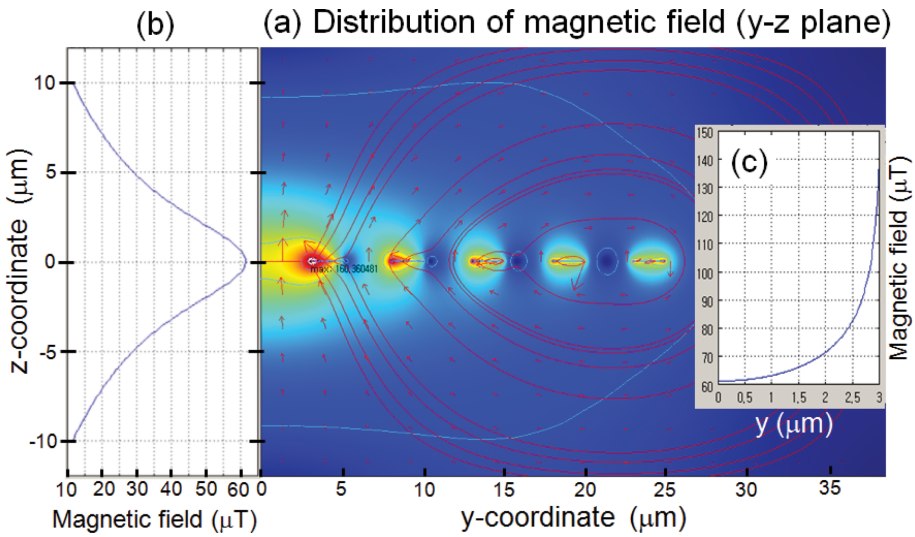

Fig. 7. (Color online) (a) The surface magnetic field ($\mathbf{B}_{\perp}$) distribution in the y-z plane according to the applied AC current having 0.2 mA at 20 kHz; here the unit of **B** is μT. The contours, arrows, and stream lines are magnetic flux density, direction, and magnetic field, respectively. The magnetic field versus (b) z-coordinate (0~± 12 μm) and (c) y-coordinate (0~+3 μm) as vertical axis and horizontal axis to the center of 10 turns μ-coil, respectively.

3D/SCALA SW 프로그램을 이용하여 계산한 코일의 직경 내부에서의 자기장 분포를 영역별로 분석하였다[17, 18]. Fig. 7(a)는 10번 감은 코일의 전산모사 결과 자기장 분포를 나타내었다. 적혈구의 AC 교류 자기장의 인가에 따른 적혈구 흐름의 운동과 막변형 모양을 관찰하기 위한 시스템을 구현하도록 최적화 자기장을 위해 주파수 20 kHz인 AC 교류의 인가에 따른 전산모사 결과를 적용하였다.

여러 개의 자성비드가 붙은 적혈구 자성 측정 바이오소자 중심부에 1 μm 이하의 선폭 크기를 갖는 GMR-SV 바이오소자 가장자리에 외부 자기장을 인가할 수 있는 미크론 크기 코일을 구성한다. Fig. 7(b)와 7(c)에 각각 나타낸 박막소자면의 수평방향인 y축 성분과 수직방향인 z축 성분에서 자기장 분포의 특성을 분석하면 수직 성분의 자기장이 실제로 적혈구를 포획하는 데 사용되는 것을 알 수 있다. 미크론 크기 코일에 인가된 전류에 의해 계산된 수직방향의 자기장은 인접해 있는 GMR-SV 소자가 감지하는 수평방향의 미세자기장 영향을 미치지 못하고, 자성비드에서 발생되는 수평방향의 누설 자기장과 간섭에 의한 효과로 실제 적혈구 포획의 제어에 따른 검출능력이 결정된다고 볼 수 있다.

Fig. 6에서 보여준 y-z 평면상에서 10번 감은 미크론 크기 코일로 흐르는 전류에 따라 전산모사 결과인 자기장 분포에 대한 분석을 Fig. 7(b)와 7(c)에 나타내었다. 코일 중심을 지나는 수직축의 위치에 따른 자기장의 값을 전산모사한 결과를 정리하여 Table I에 나타내었다. 주파수 20 kHz인 AC 전류와 DC 전류가 0.1 mA, 0.2 mA, 1.0 mA, 10.0 mA로 각각 흐를 때 코일 중심점에서 생성된 자기장과 중심에서 높이 10 μm로 떨어진 점에서 자기장을 비교해 보았다. 0.1 mA의 DC 전류가 흐를 때와 100배인 10.0 mA 흐를 때의 생성된 자기장은 각각 3090 μT = 30.9 Oe와 31 μT = 0.31 Oe로 약 100배로 증가한 전류 값에 비례하여 증가하였다.

한편 AC 전류가 0.1 mA 흐를 때와 100배인 10.0 mA가 흐를 때에 생성된 자기장은 각각 30.6 μT와 3060 μT이 되어 약 100배로 증가한 전류에 비례하여 증가하였으며, 이것은 DC 전류의 경우와 동일한 경향을 보여주었다. 이러한 자기장 분포의 특성은 높이 10 μm에서는 0.1 mA와 10.0 mA의 DC 전류가 흐를 때 생성된 자기장은 각각 6 μT = 0.06 Oe와 570 μT = 5.7 Oe로 중심에서 나타난 자기장의 특성처럼 역시 약 100배의 값으로 증가하였다. 한편 0.1 mA와 10.0 mA의 AC 전류가 흐를 때 생성된 자기장은 각각 5.9 μT = 0.059 Oe와 510 μT = 5.1 Oe로 약 100배의 값으로 증가한 전류 값에 비례하여 나타났다. 여기서 특이한 현상은 z = 10 μm에서 생성된 자기장이 z = 0 μm인 중심에서 생성된 자기장보다 대략 1/6배로 줄어 들었다. 이러한 전산모사에 의한 자기장의 분포를 통하여 인가된 AC와 DC 자기장은 자성비드가 붙은 적혈구 포획에 충분한 자기장의 크기로 생각된다. 또한 소자 위에 놓일 적혈구는 미크론 크기 코일의 x-y 평면에 수직으로만 자기장이 생성하므로 적혈구 포획에만 기여하게 된다. 이러한 결과는 자성비드를 결합한 적혈구의 막 변형에 따른 운동 특성을 분석하는 바이오센서로 활용할 수 있음을 보여 주었다.

Table I. The values of perpendicular magnetic field ($B_\perp$) at the position of z = 0, 10 μm in the multi turn coils according to the applied AC and DC currents(I) of 0.1 mA~10 mA.

Applied current(I)	Perpendicular magnetic field ($B_\perp$) of multi turn coils			
	DC		AC[(a)]	
	z = 0 μm	z = 10 μm	z = 0 μm	z = 10 μm
0.1 mA	31 μT[(b)]	6 μT	30 μT	5.9 μT
0.2 mA	61 μT	12 μT	60 μT	11 μT
1.0 mA	307 μT	56 μT	306 μT	51 μT
10.0 mA	3090 μT	570 μT	3060 μT	510 μT

[(a)]The frequency of AC current is 20 kHz.
[(b)]The value of 1.0 μT equals to 0.01 Oe.

VI. 결 론

반강자성체 IrMn 층을 기반으로 하는 GMR-SV 박막과 전극 Cu 박막을 광 리소그래피 공정을 이용하여 1 × 18 μm^2 크기의 바이오 소자를 제작하였다. 바이오 소자 위에 SiO_2 부도체 층과 μm 선폭 크기의 Cu 코일을 적층하여 구성하였다. 자기저항특성인 자기저항비와 자장감응도는 GMR-SV 박막에서는 각각 4.4 %, 2.0 %/Oe이었으며 바이오 소자 제작 후에는 각각 1.6 %, 0.1 %/Oe로 나타났다. 1 μm 크기인 여러 개의 자성비드가 붙어있는 적혈구를 GMR-SV 소자와 단일 및 10번 감은 미크론 크기 코일 위에 올려놓은 상태를 가정하여 적혈구 포획용으로 코일에 AC 및 DC 전류를 인가하여 유한요소법에 의한 전산모사를 통해 자기장 분포를 계산하였다. 코일과 수직면을 갖는 y-z면상에서 10번 감은 미크론 크기 코일로 흐르는 전류의 크기에 따른 자기장 분포를 분석하였다. 코일 중심 위치인 z = 0 μm에서 주파수 20 kHz인 AC 전류가 0.1 mA, 0.2 mA, 1.0 mA, 10.0 mA로 흐를 때 전류의 크기에 비례하여 자기장이 각각 30 μT, 60 μT, 306 μT, 3060 μT로 계산되었으며, z = 10 μm에서는 1/6배로 줄어든 5.9 μT, 11 μT, 51 μT, 510 μT로 계산되었다. 한편 DC 전류가 0.1 mA, 0.2 mA, 1.0 mA, 10.0 mA로 흐를 때 AC 전류와 마찬가지로 전류의 크기에 비례하여 자기장이 각각 31 μT, 61 μT, 307 μT, 3090 μT로 생성되었으며, z = 10 μm에서는 각각 6 μT, 12 μT, 56 μT, 570 μT로 생성되었다. 자기장 전사모사 분석을 통하여 10번 감은 미크론 크기 코일

에 형성하는 자기장 크기로부터 미크론 크기 코일은 자성비드가 붙은 적혈구 검출용 바이오센서로 활용할 수 있음을 확인하였다.

References

[1] Y. I. Cho, J. Y. Yoo, S. H. Seo, B. K. Lee, S. J. Lee, and H. M. Kwon, Bio Fluid Mechanics, Yasmedia, Seoul, pp. 1-82 (2006).

[2] R. M. Berne and M. N. Levy, Cardiovascular Physiology, The C. V. Mosby Company, Saint Louis (1972).

[3] Y. I. Cho and K. R. Kensey, Biorheology **28**, 241 (1991).

[4] E. Zahavy, A. Ordentlich, S. Yitzhaki, and A. Shafferman, Nano-Biotechnology for Biomedical and Diagnostic Research, Springer, Dordrecht, pp. 1-16 (2012).

[5] Rodney M. J. Cotterill, Biophysics; An Introduction, John Wiley & Sons, Ltd., West Sussex, England (2004).

[6] P. Nelson, Biological Physics; Energy, Information, Life, W. H. Freeman and Company, New York, USA (2004).

[7] J. Y. Lee, M. J. Kim, J. K. Rhee, and S. S. Lee, J. Korean Magn. Soc. **24**, 101 (2014).

[8] J. S. Park, N. R. Kim, H. J. Chung, 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] S. X. Wang and A. M. Taratorin, Magnetic Information Storage Technology, San Diego, USA. Academic Press (1999).

[11] S. S. Lee, S. H. Park, and K. S. Soh, New Physics: Sae Mulli **52**, 564 (2006).

[12] S. H. Park, K. S. Soh, M. C. Ahn, D. G. Hwang, and S. S. Lee, J. Korean Magn. Soc. **16**, 157 (2006).

[13] S. H. Park, K. S. Soh, D. G. Hwang, J. R. Rhee, and S. S. Lee, J. Magn. **13**, 30 (2008).

[14] J. G. Choi, K. J. Park, and S. S. Lee, J. Magn. **17**, 214 (2012).

[15] A. I. Zhernovoy, L. M. Sharshina, and V. A. Chirukhin, Bull. Exp. Bio. Medicine **3**, 844 (2001).

[16] M. Bolormaa, P. Khajidmaa, D. G. Hwang, S. S. Lee, W. H. Lee, and J. R. Rhee, J. Korean Magn. Soc. **25**, 117 (2015).

[17] D. Halliday, R. Resnick, and J. Walker, Fundamentals of Physics, 4th ed. John Wiley & Sons, Inc., New York, pp. 847-863 (1993).

[18] T. Y. Park, Y. I. Noh, R. J. Park, and S. S. Lee, J. Korean Magn. Soc. **25**, 52 (2015).