

Detection Characteristics of a Red Blood Cell Coupled with Micron Magnetic Beads by Using GMR-SV Device

Jae-Yeon Lee, Moon-Jong Kim, and Sang-Suk Lee*

Dept. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

Jin-Kyu Rhee

Division of Analytical Research, Western Seoul Center, Korea Basic Science Institute, Seoul 120-140, Korea

(Received 17 June 2014, Received in final form 1 July 2014, Accepted 1 July 2014)

The glass/Ta(5.8 nm)/NiFe(5 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(3 nm)/IrMn(12 nm)/Ta(5.8 nm) GMR-SV (giantmagneto- resistance-spin valve) multilayer structure films with a magnetoresistance ratio (MR) of 5.0 % and a magnetic sensitivity (MS) of 1.5 %/Oe was deposited by dc magnetron sputtering method. Also, GMR-SV device having a width of 7 μm ~8 μm similar to the diameter of RBC (red blood cell) was fabricated by the light lithography process. When RBCs coupled with several magnetic beads with a diameter of 1 μm dropped upon the GMR-SV device having $MR = 1.06$ % and $MS = 0.3$ %/Oe, there is observed the variation of about included of a resistance value of $\Delta R = 0.4 \Omega$ and $\Delta MR = 0.15$ % around a external magnetic field of -0.6 Oe. From these results, the GMR-SV device having the width magnitude of a few micron size can be applied as the biosensor for the analysis of a new magnetic property of hemoglobin inside of RBC combined to magnetic beads.

Keywords : RBC (red blood cell), magnetic bead, gaint magnetoresistance-spin valve (GMR-SV) device, magnetic sensitivity, biosensor, photo lithography

GMR-SV 소자를 이용한 마이크론 자성비드와 결합된 적혈구 검출 특성 연구

이재연 · 김문종 · 이상석*

상지대학교 한방의료공학과, 강원 원주시 우산동, 220-702

이진규

한국기초과학지원연구원 서울서부센터 분석연구부, 서울시 북아현로 150, 120-140

(2014년 6월 17일 받음, 2014년 7월 1일 최종수정본 받음, 2014년 7월 1일 게재확정)

Dc 마그네트론 스퍼터링법으로 자기저항비 5.0 %와 자장감응도 1.5 %/Oe를 갖는 glass/Ta(5.8 nm)/NiFe(5 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(3 nm)/IrMn(12 nm)/Ta(5.8 nm) 다층구조 GMR-SV 박막을 증착하였다. 광 리소그래피 공정으로 적혈구 직경 크기인 7 μm ~8 μm 이내의 선풍인 GMR-SV 소자를 제작하였다. 직경 1 μm 크기인 여러 개의 자성비드가 결합된 적혈구를 자기저항비 1.06 % 자장감응도 0.3 %/Oe를 갖는 GMR-SV 소자에 떨어뜨려 -0.6 Oe 부근에서 약 0.4 Ω 과 약 0.15 %의 변화를 관찰하였다. 본 연구로부터 마이크론 크기의 선풍을 갖는 GMR-SV 소자가 자성비드를 결합한 적혈구내 헤모글로빈의 새로운 자성 특성을 분석하는 바이오센서로 활용할 수 있음을 보여주었다.

주제어 : 적혈구, 자성비드, GMR-SV 소자, 자장감응도, 바이오센서, 광 리소그래피

I. 서 론

거대자기저항-스핀밸브(giant magnetoresistance-spin valve, GMR-SV) 다층박막에 대한 응용 가능성과 물리적 원인에 대한 연구가 집중적으로 이루어져 발견 된지 불과 수년 만에 하드 디스크 드라이브(hard disc drive, HDD)의 재생 헤드로 상용화가 이루어졌다. 이 기술은 비교적 짧은 시간 안에 이루어진 나노기술의 성공케이스로써 다른 나노기술 분야로 파급효과는 매우 크다고 볼 수 있다[1]. 강자성체층과 반강자성체층의 조합으로 구성된 GMR-SV는 낮은 자기장에도 민감하게 반응하는 주파수 응답은 dc로 부터 1 MHz 까지 평탄하지만 그이상의 주파수에서는 급격하게 감쇄 하는 특성이 있다. GMR-SV 센서는 나노 바이오센서는 물론 자동차의 실린더 내 피스톤의 움직임은 외부에서 비접촉으로 검출하는 등 변위, 위치 센서로서 바이오나노기술(bio-nano-technology, BNT) 분야의 상업적으로도 많은 활용이 이루어지고 있다[2].

BNT는 의약, 보건, 의료, 화학, 에너지, 농업, 식품, 환경 등 바이오 산업 전 분야에 새로운 기술적 배후 및 성장 동력을 제공할 수 있는 바이오기술(bio-technology, BT) 기반의 정보기술(information technology, IT), 나노기술(nano-technology, NT)의 바이오 융합기술이다[3]. 즉, 유전자나 단백질, 세포 등의 생명분자를 위한 바이오기술(BT)과 나노 구조를 기본으로 한 입자, 선, 박막 등의 나노소자를 위한 나노기술(NT)을 융합한 새로운 영역으로 미래 산업을 이끌어갈 대표적인 첨단 산업으로 평가 받고 있는 나노바이오기술(nano-bio-technology, NBT)은 융합기술(fusion technology, FT)로 정의된다[4]. 세부적인 바이오 융합기술 분야는 신약 및 진단/치료 기술 개발에 기술적 플랫폼 및 성장 동력을 제공해 줄 수 있는 바이오나노 응용기술, 바이오정보 응용기술, 바이오인프라 산업기술 등으로 구분할 수 있다[3-6].

최근 의료, 생명, 건강 등을 포함한 인체치료와 유전자 지도, 생명공학, 마이크로 전자기계시스템(micro-electro-mechanical system, MEMS), 바이오센서, 바이오칩 기술 등의 적용을 위하여 활발한 연구가 진행되고 있으며 이러한 나노 입자를 제어하는 것은 새로운 기술혁신 및 산업 창출 등으로 이어질 수 있어 산업적, 사회적 파급효과가 클 것으로 전망된다[6].

본 연구에서는 수 μm 선폭으로 패터닝된 바이오센서 소자를 제작하기 위해 증착된 glass/Ta/NiFe/Cu/NiFe/IrMn/Ta의 GMR-SV 박막을 사용하였다. 그리고 광 리소그래피(lithography), 이온밀링(ion milling), 전극증착 등 공정 기술로 제작한 GMR-SV 소자로 1 μm 크기의 자성비드(magnetic bead)와 적혈구로 결합된 생체분자를 검출하는 자기저항 특성을 연구하였다.

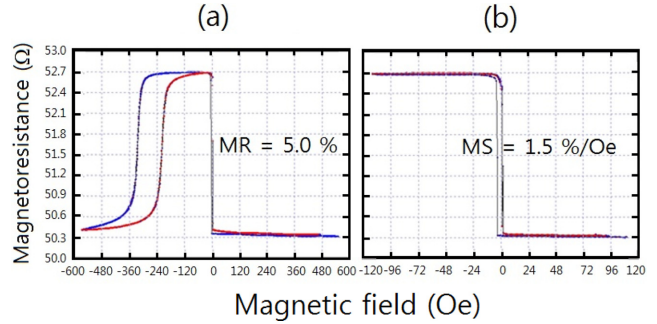


Fig. 1. (Color online) (a) Major loop and (b) minor loop of MR curves for the typical glass/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm) GMR-SV multilayer with $H_c = 55$ Oe, $H_{ex} = 265$ Oe, $MR = 5.0\%$, and $MS = 1.5\%/Oe$.

II. GMR-SV 박막 특성과 바이오 소자 제작 방법

Dc 마그네트론(magnetron) 스퍼터링법으로 Corning #7059 유리(glass) 기판 위에 가장 효과적인 강자성체와 반강자성체 간의 교환결합력(exchange bias field, H_{ex})과 높은 자기저항비(magnetoresistance ratio, MR)를 갖도록 최적화된 glass/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm)의 다층 박막구조를 제작하였다[7].

대표적인 GMR-SV 박막에 대한 자기저항곡선을 Fig. 1에 나타내었다. Fig. 1(a)의 major loop에서 Cu 두께가 2.5 nm 인 GMR-SV 박막의 교환결합력(H_{ex}), 보자력(coercivity, H_c) 자기저항비가 각각 265 Oe, 55 Oe, 5.0%임을 알 수 있다. Fig. 1(b)의 minor loop로 측정하였을 때 1.5%/Oe 이상의 자기감응도(magnetic sensitivity, MS)를 보여주었다. 이러한 특성은 바이오센서로 활용하는데 용이하다[8].

바이오센서로서 적합한 GMR-SV 박막을 증착 한 후, 스핀 코터 (spin coater)위에 시료를 얹고 감광제(Photoresist, PR)를 수 μm 정도의 두께로 고르게 도포한다. 자외선(ultra violet, UV)을 마스크를 통하여 선택적으로 조사한 후 현상(developing)을 실시하여 원하는 모양과 크기의 PR 패턴을 획득한다. 즉, 고분자들의 chain을 형성하거나 끊어서 화학반응을 일으킨 후 현상을 통하여 원하는 패턴만 남기거나 없애게 된다. 리소그래피 공정 및 바이오센서 패터닝(patterning)에 주요 장치와 과정은 Fig. 2(a), 2(b)와 같다. Soft baking 후 Fig. 2(a)와 2(b)에 보듯이 얼라인너(aligner)와 광 리소그래피 공정에 필요한 Fig. 2(c)에 나타난 마스크를 이용하여 align 및 contact을 실시하여 UV 빔을 조사 시킨 후 MIF500 용액을 이용해 현상하였다. 이 실험은 빛에 쓰인 부분이 현상액(developer)에 현상되는 positive PR을 사용하였으며 장비의 UV 램프(lamp)의 필터가 없는 관계로 I(365 nm) line, G(436 nm) line 파장에 모두 무난한 Az1512 현상용액 사용

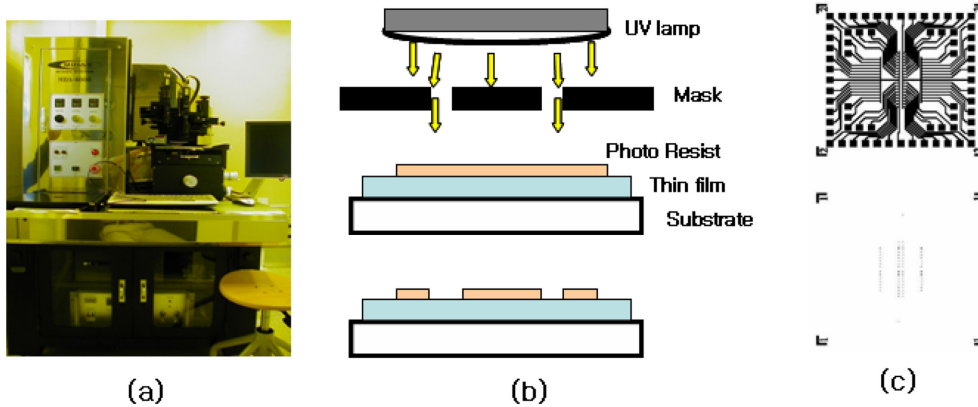


Fig. 2. (Color online) Apparatus and process of UV-lithography; (a) mask aligner, (b) principle of lithography, and (c) mask pattern with devices and electrodes.

하였다. 마스크 얼라인너(mask aligner)의 분해능이 $1\ \mu\text{m}$ 이기 때문에 노출 시간과 현상 시간이 서로 상반된 영향을 고려하였으며 경험적으로 특정한 마커가 나타날 때 까지 현상을 실시하였다. UV 램프의 세기는 는 약 $1.5\ \text{W}$ 이었다. 한편, ECR-ion 밀링인 건식식각(dry etching)을 실시하여 박막 소자만 남긴다. 같은 2차 리소그래피를 실시한 후 lift-off 과정을 통하여 소자와 전극을 연결시킨 센서를 제작한 후, 자성비드를 검출할 수 있는 회로 및 장치를 구축한다[9, 10].

스퍼터링이란 이온이 타깃을 때려서 그 타깃 물질을 뜯어내는 것이다. 이 사실을 식각에 적용해서 이용할 수 있는데 이 방법은 습식 식각에서 자주 나타나는 분해 현상이나, 기타 복잡한 문제, 특히 공해 문제, 언더컷팅(under cutting)과 같이 박막이 밑으로 깎여 나가는 문제들을 피할 수 있게 된다. 마이크로웨이브 $2.54\ \text{GHz}$ 주파수를 발생하는 전자기파를 도파관을 통해 이동시킨 후 Ar을 이온화하여 가속시키는 ECR(electron cyclotron resonance) 이온밀링 시스템을 본 연구진은 자체 개발하였다[11].

ECR-ion 밀링 시스템을 사용한 식각 도식도와 밀링시 홈이 생성되는 원리를 Fig. 3(a)와 3(b)에서 나타내었다. 초점이 맞춰진 이온 선 속을 사용하는 이온밀링 과정은 더 좋게 개선되고, 해상도도 더욱 좋아진다. 본 실험은 비활성기체인 Ar-이온을 이용해 박막과의 화학적 반응을 차단하였으며 단지 물리적인 운동량을 충격에너지로 이용해 건식 식각을 실시하였다.

Fig. 3(a)에 나타냈듯이 Ar의 운동량을 증가시키기 위해 가속전압을 인가하는 동시에 DC 전자석을 이용해 자기장을 중심부에 집중하였다. 이온빔의 반사량을 줄이고 식각의 속도를 높이기 위해 이온빔과 시편의 홀더는 40° 의 각을 유지 하였으며 시편 전체에 고른 식각을 위해 $40\ \text{rpm}$ (revolution per minute)의 속도로 시편의 홀더를 회전시켰다.

건식 식각이 끝난 후 2차 리소그래피 과정을 거친 후 Cu 전극의 증착은 글로방전 dc 스퍼터링법으로 하였다. 스퍼터링은 음극과 양극 사이에 Ar 기체를 넣고 dc 전압을 걸어 주면 음극에서 튀어나온 전자가 전기장에 의해 가속되며 가속된 전자가 중성 Ar과 비탄성 충돌을 하면서 에너지를 전달하

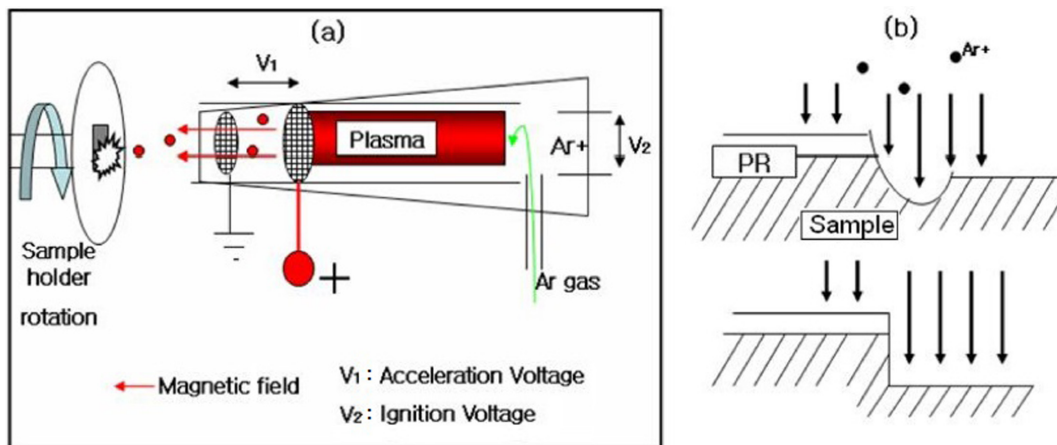


Fig. 3. (Color online) Etching principle using ECR-ion milling; (a) schematic of ion milling system and (b) creation of groove by Ar+ ion bombardment.

면 Ar은 전자를 잃고 양이온이 되고 새로운 전자가 생성된다. 이때 챔버에는 전자와 양이온으로 구성된 플라즈마가 형성되며 플라즈마 내부에서 전자와 Ar과의 충돌과정은 Ar은 들뜬 상태(excite state)와 낮은 상태(ground state)를 반복적으로 발생시켜 자외선, 가시광선, 적외선 등의 빛을 내놓는 글로방전이 일어난다. 플라즈마의 바깥부는 양이온으로 덮이게 되기 때문에 플라즈마와 음극사이(음극덮개)에는 가상적인 덮개전압이 나타난다. 이 전압에 의해 발생하는 전기장에 의하여 플라즈마의 양이온은 음극 덮개를 지나 음극으로 운동하게 된다. Ar 이온의 에너지와 운동량이 과녁의 표면 원자에 전달되면 과녁(Cu)의 표면층에서 중성원자가 튀어 나오며 튀어나온 원자는 플라즈마를 통하여 양극에 놓여있는 기판에 쌓여 박막이 증착되게 된다. 마그네톤 스퍼터링 구조를 추가하면 음극인 타깃 주위에 자장터널을 형성하여 2차로 발생한 전자가 이 터널을 이탈하지 못하게 하여 작동기체인 Ar의 이온화율을 높게 된다.

실험에 의하면 타깃 표면에 불순물을 제거하는 예비 스퍼터링 시간이 길수록, 플라즈마의 전체 거리를 결정하는 양극과 음극사이의 거리가 10 cm 내외에서 가장 좋은 결과를 얻었다. 음극에는 -1 kV를 인가하였고 양극은 접지시켰으며 예비 스퍼터링 30분, 메인(main) 스퍼터링 10분을 실시하였다.

한편, 소자와 전극사이의 접촉 면적이 작으면 큰 접촉저항으로 인해 소자가 산화되고 전극의 폭이 너무 작으면 전체 저항의 증가로 MR비 크기를 감소시키며 공정과정 중에 발생하는 미세한 충격에도 쉽게 떨어지는 단점을 볼 수 있다. 이온 밀링시 이온 빔 소스인 Ar 이온과 PR과의 충격에 의하여 발생하는 열적현상과 화학적 반응에 의해 PR이 더욱더 견고해짐과 변형을 일으켜 lift-off에 대한 반응성이 낮아지는 문제점이 발생된다. 리소그래피 공정 중 현상시간이 부족했을 때와 초과되었을 때 발생하는 문제로 PR이 패턴을 제외한 기판위에 잔재했을 때 전극이 모두 떨어져나가며 반대로 패턴위에 남아있는 PR이 부족할 때는 lift-off에 반응하지 않게 된다.

한편 바이오센서 제작과정 중 문제점 하나는 큰 접촉저항으로 인해 소자가 산화된다. 전극의 저항의 증가는 소자의 MR 크기를 감소시키며 공정 중의 미세한 충격에 쉽게 떨어진다. 바이오센서 제작과정 중 문제점 중 두 번째는 이온 밀링과정 중 PR과 Ar 이온의 충격에서 발생하는 열작용 및 화학반응에 의해 현상시 PR이 완전히 제거되지 않았을 때와 현상시 PR이 부족할 때 lift-off시 발생하는 현상이다. Cu 전극 패턴을 얻기 위한 습식 식각 시 발생한 문제도 있을 수 있다. 전극 패턴을 얻는 최초 방법으로 전극의 재질로 사용된 Cu만을 습식 식각하는 Cu etchant를 사용하여 필요한 전극 패턴을 남기고 모두 식각하였으나 스펀밸브 구조의 비자성층

인 Cu 층까지 영향을 받는 것을 확인하였다.

ECR-ion milling으로 건식식각을 마친 시편을 PR remover 용액에 넣고 Hot plate 상에서 60 °C 온도로 10분간 대기후 다시 아세톤(acetone) 용액에 담구고 초음파 세척을 10초간 실시하고 Thinner를 사용해 1차 패턴 소자 위에 남아있는 PR 찌꺼기 및 이물질들을 깨끗이 제거하였다. 전극의 패턴을 가진 마스크로 양극(positive) 방식의 2차 리소를 실시한 후, rf 스퍼터링과 dc 스퍼터링으로 각각 50 nm 두께를 갖는 Cr 층과 Cu층을 증착하였다. 여기서 Cr 층 박막은 Cu 박막이 기판과 접착력(adhesion)을 높여 전극으로서 역할을 향상시키게 된다. Cr/Cu 코팅된 시료는 다시 아세톤 용액으로 lift off를 5분간 실시하여 적합한 바이오소자를 완성하였다. 그후 소자를 보호하기 위해 두께 100 nm인 SiO₂ 층을 rf 스퍼터링법으로 증착하여서 액체의 접촉 전과 후 누설전류나 온도 차이에 의한 자기저항특성의 변화를 최소화시켰다.

III. 자성비드와 결합한 적혈구의 형태학적 특성과 검출 특성 관찰

본 연구에서 적용될 직경 1 μm 크기의 자성비드와 결합한 인체의 적혈구 크기는 약 직경 7.5 μm, 중심부는 1 μm, 가장자리 두께 2.0 μm이며 중앙부분은 움푹 들어간 팬케이크(pan-cake) 형태를 띤다. 적혈구는 세포핵이 없는 대신 산소 운반을 위해서 헤모글로빈이라는 단백질을 갖고 있는 산소 운반을 위해 특화된 세포이다. 적혈구내에서 산소와 결합하여 운반하는 헤모글로빈은 철(Fe) 이온을 가짐으로, 산화철의 색깔인 붉은 색을 나타낸다. 한 개의 적혈구 속에는 약 2.8 × 10⁶개의 헤모글로빈 분자가 함유되어 있다. 헤모글로빈 한 분자는 4개의 폴리펩티드 사슬로 되어 있고, 각각의 폴리펩티드 사슬에는 1개의 Fe 원자가 함유되고, 철 원자 1개에 대해 한 분자씩의 산소가 결합하므로 헤모글로빈 한 분자에는 산소 4분자가 결합한다[12].

철분자를 고르게 함유하는 적혈구는 1 μm 크기의 자성비드 수개들과 자기쌍극자 모멘트의 배열에 의존하므로, 적혈구의 가장자리와 중앙부분에 등방적으로 결합한 모양으로 존재할 것으로 예상하였다. 실제로 인체의 혈액을 원심분리하여 정제된 적혈구만 추출하여 생리식염수(physiological saline solution, PBS)에 넣어서 관찰한 적혈구는 Fig. 4(a)처럼 전형적인 팬케이크 모양을 보이고 있다. Fig. 4(b)처럼 1 ml/당 50 mg의 양으로 있는 1 μm의 초상자성체 자성비드(Co-Si-OH)가 추출된 적혈구와 결합하여 광학현미경으로 관찰한 결과 Fig. 4(c)와 같이 적혈구의 중앙과 가장자리에 자성비드가 등방적으로 붙여있는 모양을 띠고 있었다.

통상적으로 직경 1 μm 크기인 자기비드의 자화상태는 초

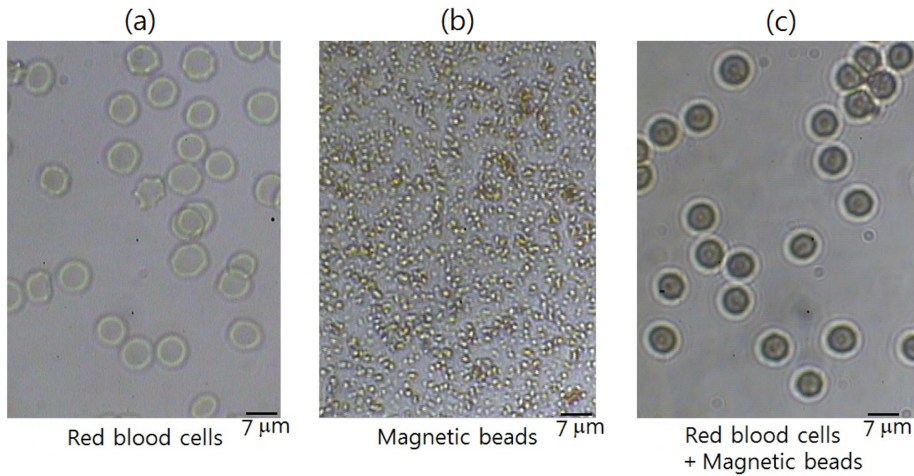


Fig. 4. (Color online) Three images of (a) RBC (red Blood cell)s and (b) MB (magnetic bead)s with a solution of 50 mg/ml (Co-Si-OH), and (c) RBCs coupled with MBs, respectively.

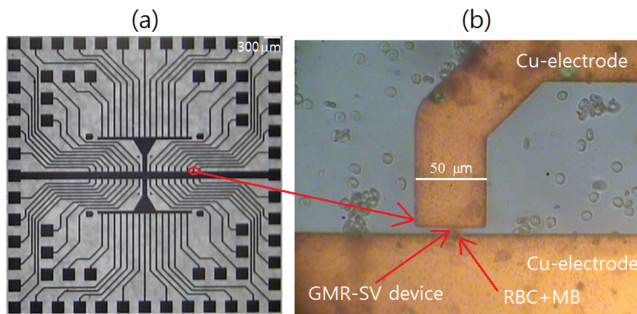


Fig. 5. (Color online) (a) Photograph for GMR-SV devices and Cu electrodes; the number of devices is 66 and (b) the width size of device is about 8 μm with red blood cell (RBC) coupled with magnetic bead (MB) upon on GMR-SV device after dropping.

상자성 상태이기 때문에 자기장이 없으면 수초 내에 다시 영(zero)인 자화상태로 돌아갈 것으로 예상된다. 그러나 수십 개의 자성비드가 결합된 적혈구가 외부자기장이 없을 때 조금 디를 것을 예상하여 자화상태를 높이기 위해 3 kOe의 네오듐 영구자석 위에 수 시간 동안 보관한 후 Fig. 5(a)에서 보여주듯이 66개의 GMR-SV 소자 위에 떨어뜨렸다. 자성비드 결합 적혈구는 임의의 방향으로 움직이다가 Fig. 5(b)처럼 66개중 한 개 이상의 Cu 전극 사이에 있는 소자의 중심부와 일치하는 곳에 머무르게 된다.

광학현미경으로 확인한 GMR-SV 소자와 적혈구가 놓인 곳을 확인한 후 Fig. 6(a) 처럼 상하 좌우의 미세조절이 가능한 탐침 봉에 정교한 전도성 탐침을 장착하고 전극과 전극 사이를 연결하여 자기저항 특성을 조사하였다. 정확성을 위해 소자와 밀접한 거리에 가우스 미터(gauss meter) 프로브(probe)를 고정시켜 자성비드를 떨어뜨린 전과 후의 MR 곡선의 minor loop를 측정하였다. Fig. 1(b) 처럼 패터닝 전 GMR-

SV 박막과 Fig. 6(b)의 패터닝 후 GMR-SV 소자의 자기저항 특성을 비교하여 볼 때, 자기저항비는 5.1%에서 1.06%으로 감소하였다. GMR-SV 박막에 대한 각 층별 두께와 너비, 금속의 비저항을 적용해 보았을 때, 약 250 Ω의 값을 얻었으므로 5배의 저항값 증가와 5배의 MR값 감소가 오차 범위 내를 유지하였다.

제작된 GMR-SV 소자는 Fig. 6(b)과 6(c)의 minor MR loop에서 알 수 있듯이 완전한 자장감응도가 0.3%/Oe인 자기저항곡선을 나타내었으며 교환결합력은 거의 0.3 Oe 근방의 값을 보여주었다. 일정한 값으로 유지하던 GMR-SV 소자의 저항은 Fig. 6(c)에서 자성비드가 결합된 RBC를 떨어뜨린 자성비드에 반응하여 증가하였으며 -0.6 Oe 부근에서 약 0.4 Ω과 약 0.15%의 차이를 갖는 자기저항비를 나타내었다. 여기서 자성비드는 Fig. 6(a)와 같이 GMR-SV 소자에 정착되면서 인가된 자기장에 따라 변화하였다.

Fig. 4의 (a), (b), (c)에 대하여 GMR-SV 소자를 이용한 결과를 Fig. 6에 포함하여, 적혈구에 의한 신호 변화는 외부자기장 -1 kOe와 -2 kOe 사이에서는 거의 확인할 수 없었다. 한편 자기장을 인가한 자성비드의 신호변화를 본연구진이 이미 연구 발표한 논문에서 보여주었으며, 자성비드에 의한 신호변화인 0 Oe에서 자기저항비는 0.7%이었다[12]. Fig. 6(b)와 Fig. 6(c)의 비교에서 알 수 있듯이 자성비드가 결합된 적혈구의 신호변화는 0 Oe에서 자기저항비는 0.05%로 나타났다.

본 연구로부터 GMR-SV 소자는 자성비드를 결합시켜 헤모글로빈의 새로운 자성 특성을 분석하는 나노 단위의 바이오센서에 활용할 수 있는 가능성을 확인하였다. 앞으로 미래연구로서 반강자성체 PtMn, IrMn, FeMn, NiO 기반 GMR-SV 박막 소자를 바이오센서로의 응용함에 있어서 먼저 자성비드 1 μm 이하와 나노입자 50 nm 이하의 크기를 인지할

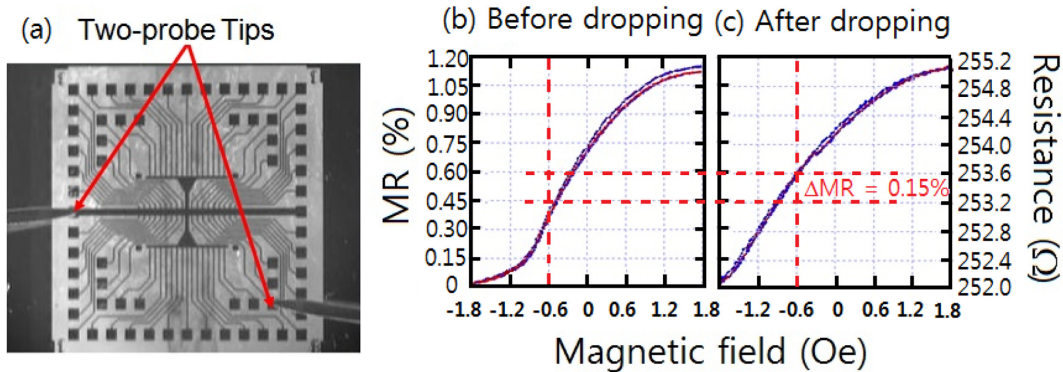


Fig. 6. (Color online) The minor magnetoresistive curves measurement stage by 2-probe needles composed of micro adjustable stages for the micro-patterned GMR-SV device with the perpendicular direction of the axis sensing current. The easy axis of pinned NiFe/IrMn bilayer oriented to the width direction of device and the direction of the easy axis of free NiFe layer oriented to the longitudinal direction of device due to the shape anisotropy. Comparison of magnetic bead dropping; Minor loops of (b) before and (c) after RBCs coupled with magnetic beads dropping on GMR-SV device.

수 있는 분해능을 확보한다. 이를 바탕으로 자성 라벨분자나 Fe-헤모글로빈 적혈구를 검출할 수 있도록 한다. 또한 바이오센서 구조 융합을 통해 자체유도용 미크론 크기의 μ -코일 및 μ -트랙을 구성하여 20 kHz 이상, 10 μ T 이하의 고주파수 저자기장 생체영향 평가에 활용할 수 있도록 기대할 수 있다.

IV. 결 론

Dc 스퍼터링법으로 자기저항비 5.4% 자장감응도 1.5%/Oe를 갖는 glass/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm) 다층구조 GMR-SV 박막을 증착하였다. 광 리소그래피 공정 과정을 거쳐 1 μ m 크기 자기비드의 자성을 인지할 수 있는 적혈구 직경크기 정도로 8 μ m 이내의 선폭인 GMR-SV 소자를 제작하였다. 자기저항비 1.06% 자장감응도 0.3%/Oe를 갖는 GMR-SV 소자를 이용하여 자성비드가 결합된 적혈구를 소자의 중심부 위치에 놓았다. 외부 자기장 -0.6 Oe 부근에서 약 0.4 Ω 과 약 0.15%의 변화를 나타내어 여러 개의 자성비드가 결합된 인체의 적혈구를 검출할 수 있는 분해능을 확인하였다. 본 연구로부터 나노에서 미크론 크기를 갖는 GMR-SV 소자는 자성비드를 결합시켜 적혈구내 헤모글로빈의 새로운 자성 특성을 분석하는 바이오센서에 활용할 수 있음을 보여주었다.

감사의 글

이 논문은 교육과학기술부 한국연구재단의 지원을 받아 수행하고 있는 기본연구지원사업(2010-0024665)과 2013년도 상지대학교 교내연구비의 연구결과이다.

References

- [1] S. X. Wang and A. M. Taratorin, *Magnetic Information Storage Technology*, Academic Press (1999).
- [2] D. A. Baker, *Nature* **405**, 39 (2000).
- [3] R. Elghanian, J. J. Storhoff, R. C. Mucic, R. L. Letsinger, and C. A. Mirkin, *Science* **277**, 1078 (1997).
- [4] Y. Cui, Q. Wei, H. Park, and C. M. Lieber, *Science* **293**, 1289 (2001).
- [5] S. H. Hong, *Physics and High Technology* **18**, 16 (2009).
- [6] D. L. Graham, H. A. Feliciano, P. P. Freitas, L. A. Clarke, and M. D. Amaral, *Sens. Actuators B* **107**, 936 (2005).
- [7] B. M. de Boer, J. A. H. M. Kahlman, T. P. G. H. Jansen, H. Duric, and J. Veen, *Biosens. Bioelectron.* **22**, 2366 (2006).
- [8] J. Kong, N. R. Franklin, C. Zhou, M. G. Chapline, S. Peng, K. Cho, and H. Dai, *Science* **287**, 622 (2000).
- [9] S. S. Lee, S. H. Park, and K. S. Soh, *Sae Mulli* **52**, 564 (2006).
- [10] S. H. Park, K. S. Soh, M. C. Ahn, D. G. Hwang, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **16**, 157S (2006).
- [11] W. H. Lee, D. G. Hwang, and S. S. Lee, *J. Magn.* **14**, 18 (2009).
- [12] J. G. Choi, I. S. Koh, Y. M. Gong, M. H. Kim, Y. S. Park, D. G. Hwang, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **19**, 52 (2009).
- [13] P. Khajidmaa and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **23**, 193 (2013).
- [14] J. G. Choi, T. J. Kwak, J. T. Shim, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **20**, 35 (2010).
- [15] P. Khajidmaa, K. J. Park, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **23**, 98 (2013).
- [16] J. G. Choi and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **20**, 41 (2010).
- [17] J. G. Choi, Y. S. Park, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **22**, 173 (2012).