

Signal Detection by Using GMR-SV Biosensor for the Magnetic μ -Beads Attached to Red Blood Cell

Jae-Yeon Lee, Moon-Jong Kim, Purevdorj Khajidmaa, Munkhbat Bolormaa, Sang-Suk Lee*
Dept. of Oriental Biomedical Engineering Sangji University, Wonju, Korea

The magnetic properties for the glass/Ta(5 nm)/NiFe(10 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(5 nm)/FeMn(10 nm)/Ta(5 nm) multilayer structure-type GMR-SV(giantmagneto-resistance-spin valve) film deposited by dc magnetron sputtering system have a magnetoresistance ratio(MR) of 4.5% and a magnetic sensitivity(MS) of 2.4 %/Oe. In order to analyze the magnetic output signal of several magnetic μ -beads attached to RBC(red blood cell), GMR-SV biosensor having a width of 2 μm ~ 10 μm was fabricated by the light lithography process. The magnitude of output signal for several magnetic beads with a diameter of 1 μm attached to RBCs dropped upon the GMR-SV device is appeared 0.25 mV around of 0 Oe. It implies that the GMR-SV biosensor can analyze the coupling force between hemoglobin and magnetic beads and the feature changes of RBC.

제조된 GMR-SV 센서는 1 μm 두께의 보호층 SiO₂을 전극을 제외한 부분에 코팅을 하여 액체성 물질이 소자를 덮어도 전류 누설이 발생하지 않도록 하였다. MEMS(Micro Electro Mechanical System) 공정으로 PDMS(polydimethylsiloxane)를 조형한 수 μm 폭의 채널을 소자 위에 고정시킨다. Fig. 1의 측정시스템 개략도에서 보여 주듯이 미세 자성비드와 결합한 적혈구는 PDMS의 마이크로 채널을 따라 흘러서 GMR-SV 소자의 중심을 지나면서 자기장을 띤 자성비드가 발생 시킨 출력 신호에 의해 검출된다. 본 연구에서는 MEMS 공정으로 제작한 마이크로 채널에 적혈구를 흘러보내는 전단계의 연구결과이다. GMR-SV위에 식염수에 담긴 자성비드와 적혈구를 떨어 뜨려 5×5 mm²내의 66개 소자 중 어느 한 개의 소자 중심부에 놓여진 적혈구를 광학현미경으로 찾아 자기저항의 출력 신호 변화를 관찰하였다.

일반적으로 직경 1 μm 크기인 자성비드의 자화상태는 초상자성 상태이기 때문에 자기장이 없으면 수초 내에 다시 영(zero)인 자화상태로 되돌아간다. 수 십 개의 자성비드가 결합된 적혈구의 자화상태를 높이기 위해 3 kOe의 네오뎀 영구자석 위에 5 시간 동안 보관한 후 실험하였다. 66개 소자 위에 떨어뜨린 자성비드가 붙은 적혈구 하나가 GMR-SV 소자 바로 위에 머무른 모양을 광학현미경으로 관찰한 사진을 Fig. 2(a)에 나타내었다. 즉, Fig. 2(b)처럼 여러 개의 자성비드가 붙은 적혈구는 임의의 방향으로 식염수 액체 안에서 움직이게 된다. 그러다가 Fig. 2(a) 처럼 Cu 전극 사이에 있는 소자의 중심부와 일치하는 곳에 머무를 수 있게 된다.

자성비드가 붙은 적혈구가 GMR-SV 소자 위에 놓여 있는 것을 광학현미경으로 확인하였다. Fig. 3(a) 처럼 상하와 좌우의 미세조절이 가능한 스테이지 위에 설치된 마이크로 탐침을 미세 조절하였다. 즉, 자성비드가 붙은 적혈구가 목표로 설정한 GMR-SV 소자를 잇는 전극과 전극 사이에 접촉되었다. 자성비드와 붙은 적혈구

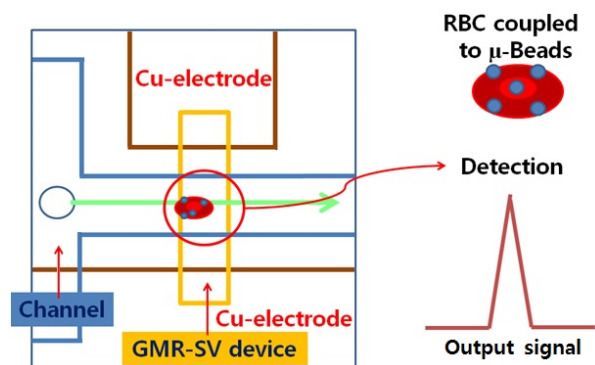


Fig. 1. Schematic for the detection system of output signal of red blood cell(RBC) combined with μ -beads which is passed through micro channel positioned in the GMR-SV device between two Cu electrodes.

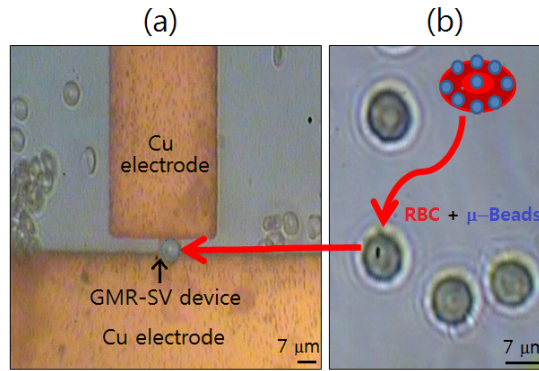


Fig. 2. (a) Photograph for one red blood cell(RBC) combined with magnetic bead(MB) put on the center of GMR-SV device. (b) Photograph for RBCs+MBs inside of saline liquid before dropping upon on GMR-SV.

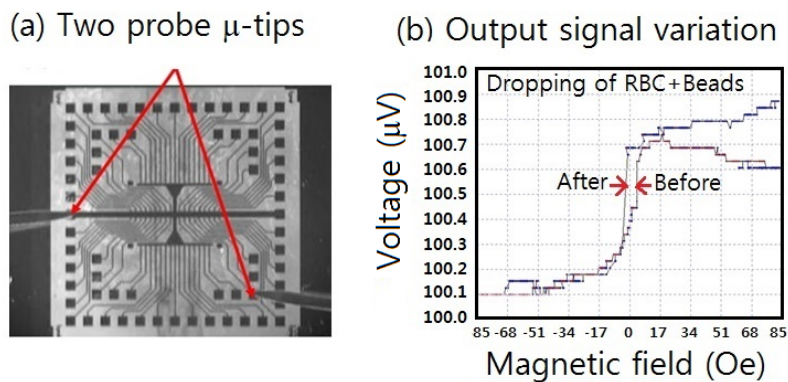


Fig. 3. (a) The minor magnetoresistive curves measurement stage by 2-probe needles composed of micro adjustable stages for the micro-patterned GMR-SV 66 devices with the perpendicular direction of the axis sensing current. (b) Comparison output signals of several magnetic beads dropping; minor loops of before and after RBCs combined with magnetic beads dropping on GMR-SV device.

의 떨어뜨린 전과 후의 MR곡선의 minor loop를 측정하여 자기저항의 출력신호 특성을 조사하였다. 패터닝 전 GMR-SV 박막의 minor loop인 Fig. 1(b)에서 자기저항비는 Fig. 3(b)의 패터닝 후 GMR-SV 소자의 것과 비교할 때 4.5%에서 약 1.0%으로 감소하였다. 패터닝 전 후의 GMR-SV 박막과 소자의 두께와 너비를 고려한 금속의 비저항을 적용해 보았을 때, 약 $18.7 \mu\Omega\cdot\text{cm}$ 의 값으로 거의 비슷한 값을 유지하였다.

GMR-SV 소자는 Fig. 3(b)의 minor MR loop에서 알 수 있듯이 자성비드가 붙은 적혈구가 떨어지기 전 완만한 자장감응도가 $0.2 \%/Oe$ 인 자기저항곡선을 나타내었으며 교환결합력은 거의 $+6.0 Oe$ 근방의 값을 보여주었다. GMR-SV 소자의 저항은 Fig. 3(b)에서 보여주듯이 자성비드가 결합된 RBC를 떨어뜨린 자성비드에 반응하여 증가하였으며 $-3.0 Oe$ 부근에서 약 0.15%의 차이를 갖는 자기저항비를 나타내었다. 여기서 자성비드는 Fig. 2(a)와 같이 GMR-SV 소자에 놓여지면서 인가된 자기장에 따라 Fig. 3(b)처럼 변화하였다.

감사의 글

이 논문은 2014년도 교육과학기술부 한국연구재단과 상지대학교 교내연구비의 연구결과이다.