ISSN (Print) 1598-5385
ISSN (Online) 2233-6648
≪연구논문≫ Journal of the Korean Magnetics Society 25(1), 16-21 (2015) http://dx.doi.org/10.4283/JKMS.2015.25.1.016

Detection Property of Red Blood Cell-Magnetic Beads Using Micro Coil-Channel and GMR-SV Device

Ji-Soo Park, Nu-Ri Kim, Hyun-Jun Jung, and Sang-Suk Lee*
Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

(Received 15 January 2015, Received in final form 11 February 2015, Accepted 12 February 2015)

The micro device, coil, and channel for the biosensor integrated with the GMR-SV device based on the antiferromagnetic IrMn layer was fabricated by the light lithography process. When RBCs coupled with several magnetic beads with a diameter of 1 μm passed on the micro channel, the movement of RBC + μBeads is controlled by the electrical AC input signal. The RBC + μBeads having a micro-magnetic field captured above the GMR-SV device is changed as the output signals for detection status. 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 as the membrane's deformation of RBC coupled to magnetic beads.

Keywords : GMR(giant magnetoresistance)-SV(spin valve) device, micro coil, channel, biosensor, RBC (red blood cell), magnetic bead

마이크로 코일-채널과 GMR-SV 소자를 이용한 적혈구-자성비드 검출 특성연구

박지수 · 김누리 · 정현준 · 이상석*
상지대학교 한방의료공학과, 강원 원주시 우산동, 220-702

(2015년 1월 15일 받음, 2015년 2월 11일 최종수정본 받음, 2015년 2월 12일 게재확정)

광 리소그래피 공정을 이용하여 GMR-SV(Giant magnetoresistance-Spin valve) 다층박막 위에 마이크로 크기의 바이오센서용 소자와 코일-채널을 적층으로 각각 제작하였다. 직경 1 μm 크기인 여러 개의 자성비드가 결합된 적혈구가 마이크로 채널로 지나갈 때 코일에 인가하는 AC 신호로 정지 또는 통과하는 적혈구 움직임을 조절하였다. GMR-SV 소자 위에 포획된 적혈구-자성비드가 갖는 미세자기장은 자기저항비를 변화시켜 검출용 출력신호 특성으로 나타났다. 이것을 이용하여 자성비드를 결합한 적혈구의 막 변형에 따른 운동 특성을 분석하는 바이오센서로 활용할 수 있음을 보여주었다.

주제어 : GMR-SV 소자, 마이크로 코일, 채널, 바이오센서, 적혈구, 자성비드

I. 서 론

적혈구에서 산소를 운반하는 단백질인 헤모글로빈(Hemoglobin)은 철(Fe)을 포함한다. 헤모글로빈의 분자식은 $C_{3032}H_{4816}O_{872}N_{780}S_8Fe_4$이며 생체 내에서 산소를 운반하는 일을 한다[1, 2]. 동물은 산소가 풍부한 폐나 아가미에서는 산소와 결합하고, 산소가 희박한 조직에 이르면 산소를 떼어낸다. 분자식에서 나타난 것처럼 철 원자가 4개 포함되어 있기 때문에 철을 포함한 포르피린 고리와 단백질의 일종(글로빈)을 포함한 헴(Heme)이라는 구조 4개가 모여 이루어진다[3, 4]. 철원자 1개에 대해 한 분자씩의 산소가 결합하므로, 헤모글로빈 한 분자에는 산소 4분자가 결합한다. 척추동물의 혈액 1 μl에 400~500만개의 적혈구가 있고 한 개의 적혈구 안에 2억 8천만개 정도의 헤모글로빈이 들어있다[5, 6].

산소헤모글로빈(Oxyhemoglobin)은 헤모글로빈과 산소가 결합한 결합물이다. 헤모글로빈은 산소헤모글로빈의 형태로 산소를 운반하며 HbO_2로 표기한다. 선홍색을 띠고 있으며 산소를 포함한 적혈구는 동맥을 통하여 체내의 각 조직에 산소를 공급하고 이산화탄소를 받는다. 이때 이산화탄소의 분압이 높을수록 헤모글로빈의 산소해리도가 증가하여 산소의 공급을 많이 받을 수 있게 되는데 이를 보어(Bohr)의 효과라 한

© 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

다. 헤모글로빈 안에 존재하는 철 원자 이온이 Fe^{2+}의 경우에는 한 개의 산소(O_2)와 Fe^{3+}는 한 개의 산소이온(O_2^-)과 Fe^{4+}의 경우에는 2 개의 산소($2O_2$)와 결합을 할 수 있다[7, 8].

카바미노헤모글로빈(Carbamino hemoglobin)은 적혈구가 이산화탄소를 옮기기 위한 형태로 검붉은 색을 띤다. 산소헤모글로빈이 4개의 산소분자와 결합하는 것과 달리 카바미노헤모글로빈은 한 개의 이산화탄소와 결합하며 폐포 근처로 운반된다. 이후 분압차에 의한 확산현상으로 이산화탄소가 떨어져 나와 폐포의 안으로 들어가 외부로 배출된다. 혈액 내에서 카바미노헤모글로빈의 형태로 옮겨지는 이산화탄소는 약 23 % 정도이다[7, 8].

본 연구는 우선적으로 혈액내의 헤모글로빈의 운동 모습을 실체 광학 현미경 사진으로 관찰하였다. 수십 μm 이내인 헤모글로빈의 물성적 특징 중 하나인 자기적 운동 특성 여부를 확인하고자 한다. 즉. DNA(Deoxyribonucleic acid)-칩(Chip)으로 연구개발 되어 미크론(Micron) 크기 이하 나노 자성입자까지 감지할 수 있는 GMR-SV(Giant magnetoresistance-Spin valve) 소자를 이용하여 상세하게 관찰하고자 하였다[9, 10].

나노 생체소자로 응용할 고감도 자성특성을 갖는 반강자성체인 IrMn 상부층에 두고 강자성체/비자성체/강자성체 NiFe/Cu/NiFe 다층박막 구조형 스핀밸브 박막을 제작하고 그 자기저항특성을 조사하였다. 자성을 띤 미세 크기인 적혈구내의 Fe-헤모글로빈의 자기적 특성 규명을 위해 미크론 단위의 소자와 한번 감은 원턴(One turn) 코일과 채널을 광리소그래피(Photo lithography) 공정과 이온밀링(Ion milling), Lift-off 전극증착법을 통해 제작하였다. 한편, 자성입자와 붙은 적혈구의 운동특성을 광학현미경이 부착된 데이터 측정시스템으로 관찰하였다. 외부 자장감응도의 조건, 미세 리소 공정 후 변화된 자기저항 특성의 한계 영역, 그리고 자성비드가 결합된 적혈구의 포획과 검출 결과를 논의하였다. 추후 헤모글로빈 이외의 인체내 생체분자들을 자성비드와 결합시켜 그 운동성 관찰 및 기초물성인 자기적 특성 규명을 가능성을 추론할 것이다.

II. GMR-SV 바이오 소자 제작

DC 마그네트론(Magnetron) 스퍼터링법으로 Corning glass (#7059) 기판 위에 스핀밸브 형 glass/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn (8 nm)/Ta(5 nm)의 다층 박막구조를 제작하였다[11, 12].

본 연구진은 GMR-SV 박막에 대한 대표적인 자기저항특성을 나타낸 곡선들을 이미 여러 논문에 발표하였다. 본 실험에 사용한 GMR-SV 박막의 자기저항 특성들은 교환결합력(Exchange coupling field, H_{ex}), 보자력(Coercivity, H_c) 자기

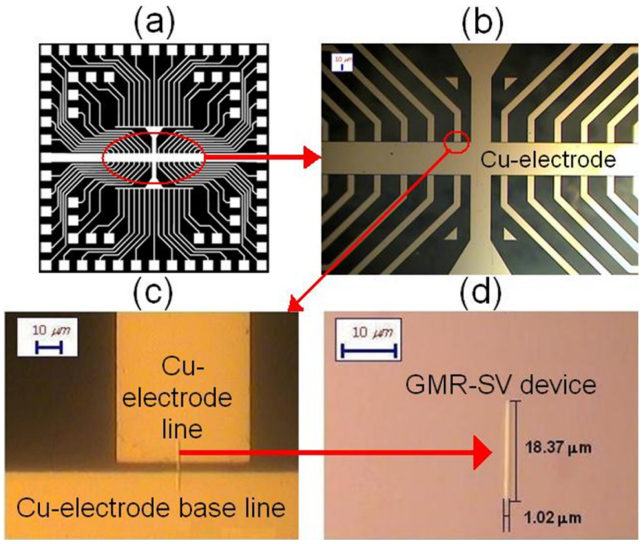

Fig. 1. (Color online) (a) Real photograph of the GMR-SV devices with 2-probe electrodes of 66 number patterned by photo lithography. All devices have ten type different widths of 1~10 μm and the same length of 20 μm. The GMR-SV multilayer structure was Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm). (b) Real photograph of the GMR-SV devices with 2-probe electrodes of 16 number. (c) Real photograph of the GMR-SV device with 2-probe electrode. (d) Real photography of one GMR-SV device with a size of 1.02 μm × 18.37 μm before deposition 2-probe electrodes of Cr/Cu thin films. Here, the easy axis is perpendicular to the longitudinal direction.

저항비, 자장감응도(Magnetic sensitivity, MS)가 각각 265 Oe, 55 Oe, 5.0 %, 1.5 %/Oe이었다[12, 13].

Fig. 1(a)는 GMR-SV 박막을 광 리소그래피 공정으로 제작한 GMR-SV 소자의 전체 크기의 실제 사진이다. 증착시 인가한 자기장의 용이축 방향으로 형상자기 이방성 효과가 나타나도록 하였다. 8 mm × 8 mm 크기 안에 있는 전체 소자의 갯 수는 모두 66개이며, 공통으로 사용하는 전극을 중앙 부분에 배치하였다. 이 정방형 전극단자의 폭 크기는 모두 50 μm이다. Fig. 1(b)는 각 전극의 폭 크기가 48.15 μm이고 폭 크기가 같은 두 전극 사이의 간격 크기가 248.15 μm인 소자를 광학 현미경으로 100배 확대하여 관찰한 사진이다. 중앙부분의 그룹 별로 36개 소자가 있으며, 중앙에서 소자의 전극사이 간격인 4.45 μm 보다 큰 18.37 μm 길이와 1 μm부터 10 μm까지 폭 크기가 다른 소자들과 전극이 연결된 모습을 보여준다.

Fig. 1(c)는 2단자 전극인 Cr(50 nm)/Cu(50 nm)를 증착한 후 광 리소그래피에서 lift-off 방법으로 얻은 최종 GMR-SV 소자를 현미경으로 400배 확대하여 관찰한 사진이다. 여기서 소자의 길이 방향으로 수직이고 소자의 폭 방향으로 자화 용이축 방향을 설정하였다. Fig. 1(d)는 GMR-SV 박막을 1차 리소그래피 공정과 ECR(Electron cyclotron resonance) Ar-

ion 밀링(Milling) 공정을 거친 후, 전극 증착 전에 현미경으로 800 배 확대하여 관찰한 1.02 μm × 18.37 μm 크기의 소자를 나타낸 사진이다.

III. 자성비드와 결합된 적혈구의 자성 특성 관찰

액체에 떠있는 적혈구를 주입하거나 필요한 곳에 옮기기 위해 내경 1 mm의 유리관 중앙부분을 열로 데워 녹여서 균일한 힘으로 양쪽을 잡고 늘려서 내경이 수 미크론이 되는 미세 모세관(Capillary tube)을 Fig. 2(a)와 같이 제작하였다. Fig. 2(b)는 인체 혈액을 원심분리한 후 정제하여 추출된 적혈구와 생리식염수(Physiological saline solution, PBS)비를 1:1,000로 혼합하여 것을 보여주고 있다. 이것을 현미경으로 관찰한 적혈구-자성비드는 1 μm 크기 자성비드 수십 개가 적혈구의 가장자리와 중앙부분에 등방적으로 결합한 모양으로 존재하였다[15, 16]. 일반적으로 직경 1 μm 크기인 자기비드는 초상자성이 아니며, 나노크기의 자성입자를 합쳐서 마이크로비드로 만든 것으로 사료됨으로 자기장이 없어지면 수초 내에 다시 영(zero)인 자화 상태로 돌아갈 것으로 예상된다. 그러나 수십 개의 자성비드가 결합된 적혈구가 외부자기장이 없을 때 단일 자성입자의 자기적 특성과 다를 것을 예상하여 소자 근처에 떨어뜨리는 전후 실험을 진행하여 자기저항 특성을 관찰하였다. 이러한 실험적 결과는 Fig. 3의 설명부분에서 논의하였다. 우선 자성비드가 결합된 적혈구를 자화 상태를 높이기 위해 3 kOe의 네오듐 영구자석 위에 수 시간 동안 보관하였다. 이러한 실험에서 얻어지는 자기저항 특성의 차이점은 Ref. [15]와 [16]에서 이미 발표하였다. Fig. 2(c)에서 보여주듯이 미세 모세관 안쪽으로 흡입한 적혈구 + μ자성비드를 GMR-SV 소자 위에 떨어뜨렸다. 떨어진 적혈구 + μ자성비드는 Cu 전극 사이에 있는 소자의 중심부와 일치하는 곳에 Fig. 2(d)처럼 놓이게 된다.

GMR-SV 소자와 적혈구가 놓인 곳을 광학현미경으로 확인한 후, 탐침 봉을 두 전극 사이를 연결하여 자기저항 특성을 조사하였다. 정확성을 위해 소자와 밀접한 거리에 가우스 미터(gauss meter) 프로브(probe)를 고정시켜 자성비드를 떨어뜨린 전과 후 측정한 minor MR loop를 Fig 3에서 보여 주었다.

Fig. 3의 minor MR loop에서 알 수 있듯이 패터닝 후 GMR-SV 소자의 자기저항비는 3.5 %를 유지하고 있다. 외부자기장이 없는 0 Oe에서 완만한 자장감응도가 0.14 %/Oe인 자기저항곡선을 나타내었으며 교환결합력은 거의 0.15 Oe 근방의 값을 보여주었다. 일정한 값으로 유지하던 GMR-SV 소자의 자기저항 값은 Fig. 2(d)에서 보인바와 같이 자성비드가 결합된 RBC를 떨어뜨리기 전과 떨어뜨린 후 자성비드에 반응하여 증가하였다. 0 Oe 부근에서 약 0.5 Ω과 약 0.35 % 차이를 갖는 자기저항비를 나타내었다. 여기서 Fig. 2와 같이 GMR-SV 소자에 정착된 자성비드는 인가된 자기장에 따라 자기저항비의 변화를 야기함을 알 수 있었다.

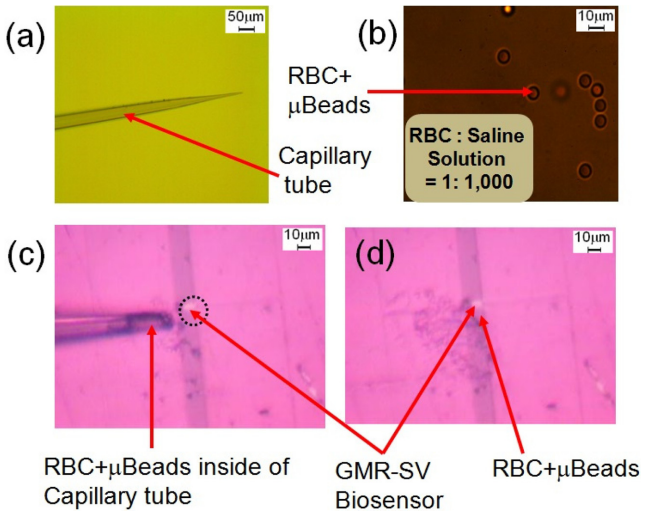

Fig. 2. (Color online) After getting blood we separated RBC(Red blood cell) from blood using by centrifuge. (a) The size of capillary is a few micrometer, which is made by melting glass tube of a few millimeter. (b) The dilution rate RBC of saline solution is 0.1 %. The density of RBC was reduced to capture with easy, we took and observed the single RBC with micro capillary. (c) RBC inside of capillary tube before dropping the above of GMR-SV biosensor, (d) After dropping several RBCs inside of capillary tube above of GMR-SV device.

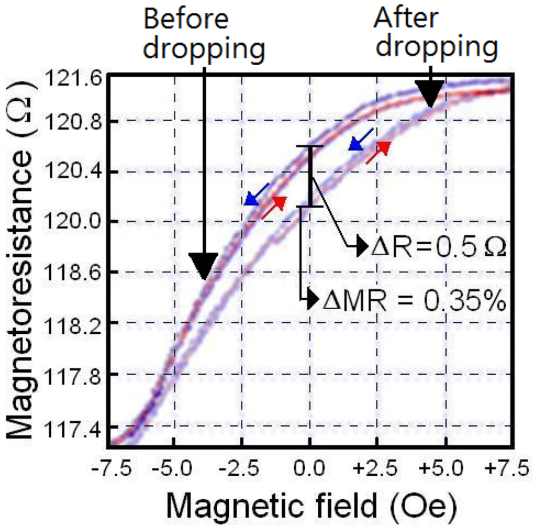

Fig. 3. (Color online) Comparison of minor loops of (b) before and (c) after RBCs coupled with μ-magnetic beads dropping on GMR-SV device. In the zero field, the differences of ΔR, ΔMR, and MS are 0.5 Ω, 0.35 %, and 0.14 %/Oe, respectively. Here red and blue arrows are indicated a direction of the applied field for measurement of hysteresis curves.

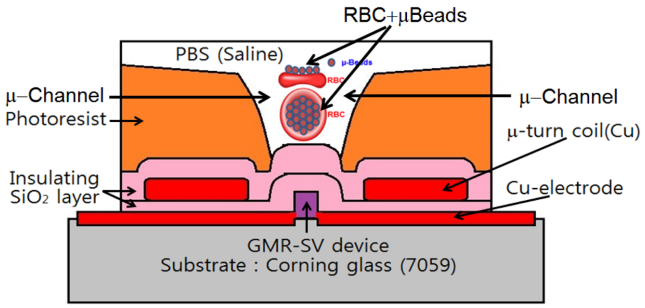

Fig. 4. (Color online) The schematic of the complex structure composed of the micron coil-channel, GMR-SV device, and RBC + μBeads immersed inside of saline. The μ-coil and μ-tunnel are fabricated by Cu layer and photoresist (PR) with a thick of 50 nm and 4 μm, a width of 6 μm and 12 μm, respectively. Here, the protection of current shunting effect is performed by a passive insulating SiO_2 layer with a 100 nm after deposition of each layer.

IV. 마이크로 코일-채널과 GMR-SV 소자 복합구조체 제작

Fig. 4에서 보여주듯이 코일-채널-소자가 모듈화하기 위한 복합구조는 미크론 크기의 생체분자인 적혈구가 통로로 따라 흐를 때 이를 제어하기 위한 형태로 구성되었다. 우선 기판인 Corning glass(#7059) 위에 GMR-SV 박막을 증착하였다. 1차 광리소그래피 공정과 ECR-ion milling 과정을 거쳐 폭과 길이가 각각 1 μm와 20 μm의 크기를 갖은 GMR-SV 소자를 제작하였다. 2차 광리소그래피 공정을 거쳐 Cu 전극을 패터닝하여 바이오센서용 GMR-SV 전극소자를 만들었다. 개발된 GMR-SV 바이오소자의 중앙 소자 부분을 제외한 가장자리 모든 전극부분에만 PR을 남긴 채 SiO_2 절연층 박막을 rf 스퍼터링 방법으로 코팅하였다. GMR-SV 전극통로와 μ-코일 전극통로가 서로 연결되지 않도록 절연층 SiO_2 박막을 rf 스퍼터링 법으로 100 nm 두께로 증착하였다.

중앙부분에 Cu 층을 고르게 증착한 후 한번 감은 μ-코일은 3차 리소공정으로 패터닝한 후 ECR-ion 밀링인 건식식각을 거쳐 완성하였다. 여기서 코일에 인가하는 전극은 GMR-SV 전극과 별개의 위치에 배치되게 하였다. 앞 단계에서 언급한 바와 같이 μ-코일 Cu 통로와 중앙부분에 놓이게 될 생리식염수의 전도성에 의한 누설효과가 발생하지 않도록 다시 100 nm 두께의 절연층 SiO_2 박막을 rf 스퍼터링법으로 증착하였다. 4차 리소공정에서 PR을 도포한 후 패터닝하여 마지막 단계인 μ-채널을 제작하였다. PR의 두께와 채널 폭은 각각 2 μm와 10 μm가 되므로 GMR-SV와 μ-코일이 일치하는 중앙부분에 채널형태의 골을 형성하게 되어 Fig. 4에서 보여주는 것과 같이 생리식염수 내에 적혈구 + μ자성비드가 자유롭게 액체의 압력에 의해 흐를 수 있도록 되어 있다.

Fig. 4에서 설명한 복합구조체를 형성하기 위한 각 단계별

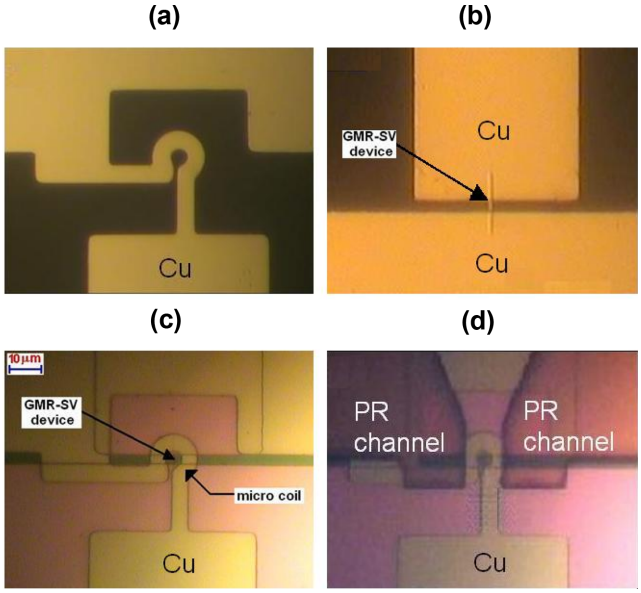

Fig. 5. (Color online) Real photographs of the complex structure composed of the μ-coil, GMR-SV μ-device, and PR μ-channel; (a) The one turn μ-coil having a Cu layer and (b) the GMR-SV μ-device having a Ta/NiFe/Cu/NiFe/IrMn/Ta multilayer are fabricated by the photo lithography process, ECR-ion milling, and lift-off process, respectively. (c) The one turn μ-coil combined on the above GMR-SV μ-device after deposition of the insulating SiO_2 thin film (100 nm) as a protection layer. (d) The PR μ-channel combined on the above one turn μ-coil and GMR-SV μ-device after deposition of the insulating SiO_2 thin film as a protection layer.

리소그래피 공정을 거친 후 실제 패터닝 모양의 사진을 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 5(a)은 기판 위에 코팅한 Cu 박막을 리소하여 패터닝한 한번 감은 μ-코일의 실제 모양이다. Fig. 5(b)는 Fig. 1(c)에 이미 보여 주었듯이 μ-코일의 중심부분이 일치하도록 Ta/NiFe/Cu/NiFe/IrMn/Ta 다층박막으로 이루어진 GMR-SV 소자의 실제 모양이다. Fig. 5(c)는 Fig. 5(a)와 Fig. 5(b)가 같은 위치에 소자와 코일의 중심부분을 일치하여 복합구조체를 만든 실제 사진이다. Fig. 5(d)는 PR로 도포한 후 μ-채널을 패터닝한 최종적인 마이크로 코일-채널과 GMR-SV 소자 복합구조를 제작한 실제 모양이다.

V. 적혈구 흐름 제어를 위한 전기적 신호 응답

Fig. 5(d)에서 나타낸 μ-코일, μ-채널, μ-바이오소자 복합구조체 위에 생리식염수에 희석된 적혈구 + μ자성비드가 담긴 액체를 미세관 주사기에 넣어 압력차로 흐를 수 있도록 주사하였다. Fig. 6(a)처럼 PR의 2 μm 두께와 10 μm 폭인 μ-채널인 골을 따라 지나가는 적혈구 + μ자성비드가 존재하게 된다. Fig. 6(b)의 시간에 따라 적혈구 + μ자성비드 하나가 A → B → C의 경로로 이동하게 됨을 보여 주었다. A와 C

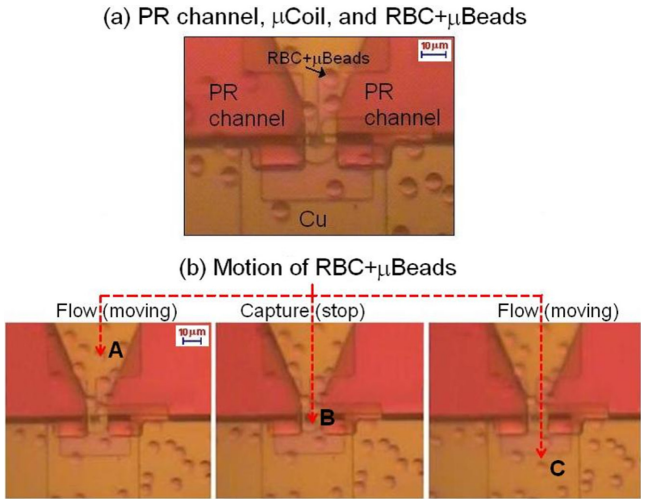

Fig. 6. (Color online) (a) Real photograph of the motion of RBC + μBeads through out the PR channel above GMR-SV device. (b) Visualization of the flow for a RBC + μBeads inside the PR μ-channel positioned on the center of GMR-SV device. A RBC + μBeads flows in three steps with moving (A), stop (B), and moving (C) controlled by using input AC signal applied to one turn μ-coil.

위치는 GMR-SV 소자 중심부를 가로지르는 채널을 통과하기 전과 후를 나타낸다. 특히 Fig. 6(b)의 B 위치에서 잠시 정지하는 이유는 μ-코일 AC 입력신호를 인가하여 적혈구 + μ자성비드가 유도기전력에 의한 포획된 효과로 볼 수 있다. 이것은 적혈구 막변형에 의존하는 흐름과 유동 속도가 제어될 것으로 보인다. 즉, 균일한 팬케이크(Pan cake)의 모양인 적혈구가 변형되어 있는 막의 경우 유도기전력이 차이가 날뿐 아니라 생리식염수 내 흐르는 유동속도가 다를 것으로 사료된다.

Fig. 6(b)에 나타난 것과 같이 관찰된 마이크로 코일-채널-소자 복합구조체 위에 있는 적혈구 + μ자성비드 GMR-SV 소자 중심부를 지나갈 때 코일에 인가한 AC 신호에 따라 정지하는 조건을 찾았다. 한번 감은 μ코일에 다양한 범위의 AC

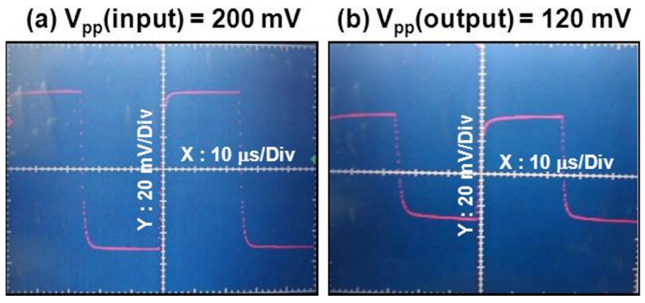

Fig. 7. (Color online) Response of the output signals for the input signals (a) V_{pp} = 200 mV : 20 kHz and (b) V_{pp} = 120 mV : 20 kHz. This input signal has enough amplitude and frequency, which is induced on RBC + μBeads and applied to one μ-coil.

전압과 주파수를 인가하여 오실로스코프에서 나오는 값을 측정하였다. 함수발생기를 이용하여 μ코일 전극에 Fig. 7(a)의 오실로스코프의 화면에서 보여준 입력 전기적 신호를 가하여 응답된 출력신호를 측정하였다. Fig. 7(a)와 Fig. 7(b)에서 각각 나타낸 입력파형과 출력파형을 오실로스코프에 나타낸 후, 전기적 신호인 구형파로 나타낸 입력과 출력의 신호 비를 측정하여, 인가한 전압과 주파수에 의존하는 특성을 관찰하였다.

적혈구 + μ자성비드가 GMR-SV 소자 중심부를 지나갈 때 정지하는 입력신호 조건은 일정한 전압 200 mV를 유지하고 20 kHz 주파수로 인가한 입력신호 값은 Fig. 7(b)에 나타냈다. 입력신호와 같은 20 kHz의 주파수 출력전압 120 mV로 응답곡선을 얻었다. 여기서 출력신호는 자기저항 소자에 의한 신호가 아니라 코일의 유도전압이다. 입력과 출력신호의 비는 V_{out}/V_{in} = 0.6로 일정함을 보여주었다. 그러나 입력전압을 크기와 주파수를 변화시켜 출력전압의 응답특성을 관찰한 결과는 추후 연구결과물로 발표할 것이다. 보통 낮은 전압에서는 활동 전압이 크게 감소함이 없이 전달되나, 이러한 결과는 높은 전압에서는 생체 역치 현상으로 감소하여 나타난다.

특히 인가전압의 주파수가 1 kHz이고, 크기는 2 V에서는 V_{out}/V_{in} = 0.5로 이는 미세전류 자극 치료기 계통에서 보이는 치료기전에서 나타나는 특성과 유사한 경향을 보였다[17]. 이는 패드형이나 패취형 전극으로 만든 전기자극기에 적용할 수 있다. 전기자극으로 근육 수축과 이완을 반복하는 전류를 인위적으로 투입하여 신체 조직의 치료와 기능 회복에 좋은 도움을 줄 수 있다는 생체전기 이론을 바탕을 두고 있다[18]. 세포들 사이에 특정한 신호체계로 상호 영향을 주고받는 세포 통신이론을 바탕으로 적혈구 세포에 설명할 수 있다[19].

적혈구 막의 생체기전 현상은 외부로부터 전기적 자극을 받지 않은 안정 상태로 있다가 외부의 미세전압의 자극의 인가로 인한 생체막 양단의 이온의 변화로 적혈구 막의 변형이 있음이 사료된다. 따라서 헤모글로빈을 상세하게 규명하는 것이 의학 분야에서도 자기요법의 진단 및 치료에 근거를 제시함에 있어서 매우 필요한 연구결과를 제시할 것이다.

VI. 결　　론

광 리소그래피 공정을 이용하여 반강자성체 IrMn 층 기반 GMR-SV 다층박막을 마이크로 크기의 바이오센서용 소자와 코일과 채널을 적층으로 각각 제작하였다. 직경 1 μm 크기인 여러 개의 자성비드가 결합된 적혈구가 마이크로 채널로 지나갈 때 코일에 인가하는 AC 신호로 정지 또는 통과하는 움직임을 조절하였다. GMR-SV 소자 위에 포획된 적혈구-자성비드가 갖는 미세자기장은 자기저항비를 변화시켜 검출용 출력신호 특성으로 나타났다. 앞으로 미래연구로서 GMR-SV

박막을 바이오센서로 응용함에 있어서 먼저 1 μm 크기인 자성입자 수십 개가 적혈구에 결합된 것을 인지할 수 있는 분해능을 확보한 연구결과로 사료된다. 이를 바탕으로 자성 생체분자나 Fe-헤모글로빈 적혈구를 검출할 수 있도록 추후 연구할 것이다. 또한 MEMS(Micro electro mechanical systems) 공정으로 제작할 새로운 바이오센서 융합 구조체를 통해 자체유도용 미크론 크기의 μ-코일 및 μ-채널을 구성하여 20 kHz 이상, 10 μT 이하의 고주파수 저자기장 생체영향 평가에 활용할 수 있도록 기대할 수 있다. 이것을 이용하여 자성비드를 결합한 적혈구의 막 변형에 따른 운동 특성을 분석하는 바이오센서로 활용할 수 있음을 보여주었다. 본 연구로부터 GMR-SV 소자는 자성비드를 결합시켜 헤모글로빈의 새로운 자성 특성을 분석하는 나노 단위의 바이오센서에 활용할 수 있는 가능성을 확인하였다.

감사의 글

이 논문은 2014년~2015년 상지대학교 한방의료공학과의 전공 교육과정인 캡스톤디자인 및 졸업종합설계에서 이루어진 연구 결과입니다.

References

[1] Rodney M. J. Cotterill, Biophysics; An Introduction, John Wiley & Sons, Ltd., West Sussex, England (2004).
[2] J. Miyakoshi, Prog. Biophys. Mole. Bio. **87**, 213 (2005).
[3] T. Strick, J. F. Allemand, V. Croquette, and D. Bensimon, Phys. Today **54**, 46 (2001).
[4] A. I. Zhernovoy, L. M. Sharshina, and V. A. Chirukhin, Bull. Exp. Bio. Medicine **3**, 844 (2001).
[5] T. Takeuchi, T. Mizuno, T. Higashi, and A. Yamagishi, and M. Date, J. Magn. Magn. Mater. **140**, 1462 (1995).
[6] M. Bartoszek and Z. Drzazga, J. Magn. Magn. Mater. **196**, 573 (1999).
[7] P. Nelson, Biological Physics; Energy, Information, Life, W. H. Freeman and Company, New York, USA (2004).
[8] http://ko.wikipedia.org/wiki/ “hemoglobin”.
[9] S. X. Wang and A. M. Taratorin, Magnetic Information Storage Technology, San Diego, USA. Academic Press (1999).
[10] J. G. Choi, Y. S. Park, and S. S. Lee, J. Korean Magn. Soc. **22**, 173 (2012).
[11] P. Khajidmaa and S. S. Lee, J. Korean Magn. Soc. **23**, 193 (2013).
[12] S. S. Lee, S. H. Park, and K. S. Soh, New Physics: Sae Mulli **52**, 564 (2006).
[13] S. H. Park, K. S. Soh, M. C. Ahn, D. G. Hwang, and S. S. Lee, J. Korean Magn. Soc. **16**, 157 (2006).
[14] S. H. Park, K. S. Soh, D. G. Hwang, J. R. Rhee, and S. S. Lee, J. Magn. **13**, 30 (2008).
[15] J. Y. Lee, M. J. Kim, and S. S. Lee, New Physics: Sae Mulli, **64**, 958 (2014).
[16] J. Y. Lee, M. J. Kim, J. K. Rhee, and S. S. Lee, J. Korean Magn. Soc. **24**, 101 (2014).
[17] D. Y. Park, H. R. Lee, J. Y. Kim, Y. E. Ha, Y. I. Noh, M. S. Rho, I. H. Jang, and S. S. Lee, New Physics: Sae Mulli **64**, 1039 (2014).
[18] P. Robert and C. B. Roger, Bioelectricity - A Quantitative Approach, 3rd ed. Springer, (2007) Chap. 7.
[19] P. Davidovits, Physics in Biology and Medicine, 3rd ed., Academic Press (2008) Chap. 14.