

NiFe/Cu/NiFe/IrMn 스핀밸브 박막소자의 자화 용이축에 따른 형상 자기이방성

최종구¹ · 곽태준² · 이상석^{1,2*}

¹상지대학교 대학원 동서의료공학과, 강원 원주시 우산동, 220-702

²상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과, 강원 원주시 우산동, 220-702

심정택

상지대학교 이공과대학 응용물리전자학과, 강원 원주시 우산동, 220-702

(2010년 3월 23일 받음, 2010년 4월 10일 최종수정본 받음, 2010년 4월 12일 게재확정)

NiFe/Cu/NiFe/IrMn 스핀밸브 박막소자에 대해 자화 용이축에 의존하는 형상 자기이방성을 조사하였다. Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(2.5 nm) 다층박막을 증착할 때 350 Oe의 자기장으로 인가한 자화 용이축을 폭 방향 또는 길이 방향으로 설정하여 1 μm × 18 μm의 소자를 제작하였다. 2단계 방법으로 소자의 자기저항 곡선으로부터 자장감응도를 측정하고 자화 용이축에 따른 형상 자기이방성을 비교하였다. 측정된 소자 길이 방향의 센싱전류와 고정층의 자화 용이축이 소자 폭 방향 각도가 GMR-SV 소자를 바이오센서로 활용하는데 중요한 요인임을 확인하였다.

주제어 : NiFe/Cu/NiFe/IrMn 스핀밸브 박막, 형상 자기이방성, 자화 용이축, 자기저항 곡선, 자장감응도

I. 서 론

GMR-SV(Giant magnetoresistance-spin valve) 소자를 이용한 바이오센서는 분자수준 크기의 특이 종을 선택함에 있어서 자성신호를 측정하여 생물학적 또는 화학적 분자의 운동을 관찰하는데 용이할 수 있다. GMR-SV 소자는 나노공학 및 생명공학의 기술과 의학 및 생물학의 학제간 융합연구가 발전하여 DNA(deoxy nuclei acid) 분자 칩(chip)이나 고감도 생체센서로 활용하기까지 이르렀다[1, 2]. 생체분자로부터 나오는 생체신호를 검출하기 위해 개발된 전형적인 바이오센서(biosensor)는 생물학적 인지시스템과 물리화학적 신호변환기(transducer)를 조합하여 특이한 분자 종을 선택적으로 반응하여 분석하는 핵심소자들로 구성되어 있다[3, 4].

최근 고감도 나노자성 바이오센서를 이용하여 생체분자들의 존재성, 운동성 그리고 자기적 특성을 관찰하기 위해 활발하게 연구가 진행되고 있다. 또한 GMR 자기센서를 이용한 DNA 식별 꼬리표(tag)를 개발하는 연구도 하고 있어서 수십 개 미만의 분자를 식별할 수 있는 의료용 바이오칩 센서(bio-chip sensor)가 국내·외 여러 연구팀에서 개발되고 있다[5-7]. 이에 바이오센서로 수요가 가장 많은 의료분야에서는 고도의 치료 및 진단 기술을 요구하고 있으며 이것을 보조하는 의료기기의 핵심소자에 대해 관심을 기울이고 있다. 따라서 생체분자의 자화 특성과 생체조직을 이동하는 통로에서 결맞음 운동을 하는 실제 모습 등을 광학 현미경으로 관

찰하고 이러한 물리적 특성 중 하나인 자기적 특성에 대한 여부를 확인할 수 있을 것이다. 앞으로 자성비드에 코팅된 Streptavidin 입자와 바이오-틴(tin)의 강한 결합력을 이용하여 자성센싱소자의 장점과 우수한 특성을 지닌 나노 바이오 소자를 개발하여 생체재료로 사용하게 될 것으로 기대된다[8]. 현재 이루어지고 있는 자성비드를 분자 및 셀에 흡착을 하여 생체입자들의 반응과 운동성을 상세하게 규명하는 것이 생명공학뿐만 아니라 의학에서도 매우 중요한 요소일 것이다.

본 연구는 나노자성 감지 GMR-SV 바이오센서로 사용하기 위해 제작한 소자의 고감도 기능을 향상시키는 방법에 대해 실험적인 결과를 바탕으로 제시하는 것이다[9, 10]. 즉 자성 다층박막에서 고정층은 폭 방향으로 자화 용이축을, 자유층은 길이 방향으로 형상 자기이방성을 갖도록 유도하여 그 자기저항 특성을 관찰하여 비교 분석하였다.

II. 실험방법

Ta(bottom)/NiFe/Cu/NiFe/IrMn/Ta(top) 다층박막을 3×10^{-6} Torr인 고진공 증착 시스템을 이용하여 유리(Corning 7059) 기판 위에 DC 마그네트론 스퍼터링 방법으로 상온에서 증착하였다. 다층박막 증착시 인가된 영구자석의 자기장 크기는 350 Oe 이었다. Ta, NiFe, Cu, IrMn의 독립적인 3인치 타겟들을 증착할 때 플라즈마의 상호 간섭이나 타겟 성분들 간의 혼재를 막기 위해 분리막을 사용하였다. Ta, NiFe, Cu, IrMn의 박막에 대한 증착률은 각각 0.1 nm/sec, 0.15 nm/sec, 0.12 nm/sec, 0.1 nm/sec 이었다. 이번 다층박막 구조에서 바

*Tel: (033) 738-7961, E-mail: ssllee@sangji.ac.kr

다층 Ta, 자유층 NiFe, 사잇층 Cu, 고정층 NiFe, 반강자성층 IrMn, 보호층 Ta의 두께를 각각 5 nm, 8 nm, 2.3 nm, 4 nm, 8 nm, 2.5 nm으로 설정하였다.

광 리소그래피 공정으로 1 μm 의 폭 크기와 20 μm 의 길이를 갖는 GMR-SV 소자를 제작하기 위해 먼저 금속 그림자 마스크(shadow mask)없이 증착한 시료에 PR(Photoresistance) 영역을 남기도록 하였으며, 전자 사이클로트론 공명 장치(Electron Cyclotron Resonance; ECR)를 이용한 Ar^+ 이온 밀링으로 식각을 하였다[10-12]. 여기서 증착할 때 인가한 자기장의 자화 용이축 방향을 소자의 폭 방향 혹은 길이 방향으로 하여금 형상 자기이방성 효과가 나타나도록 하였다. 이 소자의 제조 공정에서 밀링 후 아세톤으로 PR을 제거하였으며, 2차 광 리소그래피 공정으로 폭 크기는 변하지 않고 길이는 4.5 μm 로 실제 영역만 남기도록 하였다. 그 위에 Cr(50 nm)과 Cu(50 nm)를 차례로 증착한 후 lift-off 방법으로 전극을 형성시켰다. 이 소자의 공정 과정에서 생긴 산화막 및 표면오염으로 인한 자기저항 특성의 변화를 최소화하기 위해 표면처리 과정을 거친 후 *in-situ* 방법으로 바로 전극을 형성시켰다. 모든 소자들은 열처리를 하지 않고 증착된 상태를 유지하였다. 소자의 자기저항 특성을 보여주는 보자력(coercivity; H_c), 교환결합세기(exchange coupling field; H_{ex}), 자기저항비(magnetoresistance ratio; $MR(\%)$) 그리고 자장감응도(magnetic sensitivity; $MS(\%/Oe)$)는 상온에서 2단자 자기저항 측정 시스템으로 얻은 값의 자기저항 곡선으로부터 각각 결정하였다.

III. 실험결과 및 분석

Fig. 1은 GMR-SV 박막의 자기저항 곡선을 보여준 결과이다. Fig. 1(a)은 상온에서 0.5 mm의 폭 크기와 4 mm의 길이를 가지도록 금속 그림자 마스크(shadow mask)를 이용하여 증착한 Corning glass(7059)/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(2.5 nm) 구조의 4단자 GMR-SV 다층박막 시료를 나타낸 것이다. GMR-SV 다층박막 구조를 이루는 반강자성체 IrMn층과 고정자성체 NiFe층 계면에서 교환결합한 스핀 방향과 자유자성체 NiFe층 스핀방향을 Fig. 1(b)에 나타내었다. 그리고 GMR-SV 소자 제작 후 용이축과 수직인 곤란축 방향을 정하여 Fig. 1(b)에 화살표로 보여주었다. Fig. 1(c), (d), (e)는 4단자로 측정한 자화 용이축에서의 major와 곤란축에서의 major 그리고 자화 용이축에서의 minor loop를 나타낸 자기저항 곡선이다. Fig. 1(c)에서 자기저항비와 내부표면저항값은 각각 1.46%와 21.9 Ω 로 나타났다. 한편, 고정층(pinned layer)인 하부 이층 구조(bilayer)인 NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)의 교환결합세기와 보자력의 값은 각

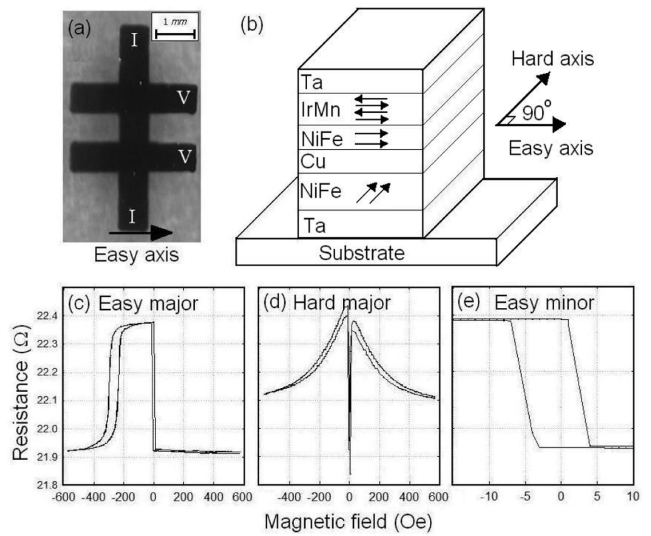


Fig. 1. (a) Real photograph of the GMR-SV thin films with 4-probe electrodes patterned by shadow mask. (b) Multilayer structure of the GMR-SV device; Corning glass(7059)/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(2.5 nm). The arrow in GMR-SV multilayer with the magnetization spin direction and two arrows with the easy and the hard axes, are noted in the device schematic. (c) The major loop of MR curve according to the easy axis. (d) The major loop of MR curve according to the hard axis. (e) The minor loop of MR curve according to the easy axis.

각 260 Oe, 35 Oe 이었다. 또한 Fig. 1(d)에서 곤란축(hard axis)으로 외부 자기장을 가하여 측정한 자기저항비는 GMR-SV 자기이방성 효과에 의해 자화 용이축의 자기저항비와 비슷하였다. Fig 1(e)에서 비자성층 Cu를 사이로 자유층(free layer)인 NiFe(8 nm)에서 상부 고정층 간의 상호결합력은 1.5 Oe 이었고, 보자력은 3.7 Oe으로 연자성의 히스테리시스 특성을 갖고 있음을 확인할 수 있었다. 또한 고감도 소자의 자화 특성을 결정하는 외부 자기장의 감응도(MS)는 0.6 $\%/Oe$ 이었다. 이것은 미세 패턴 후에도 높은 자장감응도를 유지함으로써 고감도 자기저항 특성을 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

Fig. 2(a)는 Glass/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(2.5 nm) 다층박막을 광 리소그래피 공정으로 제작한 GMR-SV 소자의 실제 사진이다. 증착할 때 인가한 자기장 방향이 소자의 용이축 방향으로 설정하여 형상 자기이방성 효과가 나타나도록 하였다. 8 mm \times 8 mm의 크기 안에 있는 전체 소자의 갯수는 모두 66개이며, 공통으로 사용하는 전극을 중앙 부분에 배치하였다. 이 전극의 폭 크기는 거의 50 μm 이다. 6개의 그룹별로 각 소자의 중앙에서 4.45 μm 의 길이와 1 μm 의 폭 크기가 같은 소자를 제작하였다. Fig. 2(b)는 각 전극의 폭 크기가 48.15 μm 이고 폭 크기가 같은 두 전극 사이의 간격 크기가 248.15 μm 인 소자를 현미경으로 100배 확대하여 관찰한 사진이다. Fig. 2(c)는

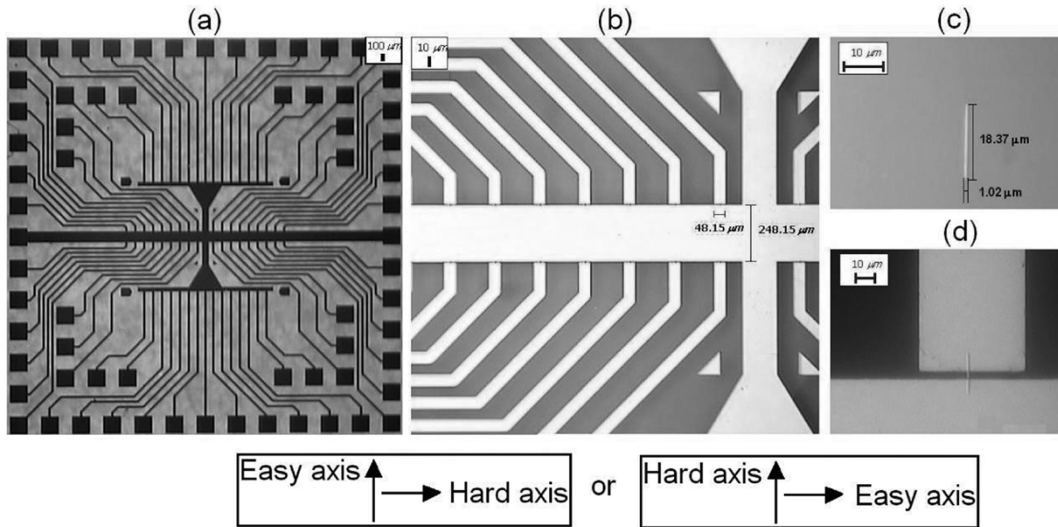


Fig. 2. (a) Real photograph of the GMR-SV devices with 2-probe electrodes of 66 number patterned by photo lithography. The GMR-SV multilayer structure was Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(2.5 nm). (b) Real photograph of the GMR-SV devices with 2-probe electrodes of 16 number. (c) Real photograph of one GMR-SV device with a size of $1.02 \mu\text{m} \times 18.37 \mu\text{m}$ before deposition 2-probe electrodes of Cr/Cu thin films. (d) Real photograph of the GMR-SV device with 2-probe electrode. Here the marks of arrows are noticed the easy and hard axes with switching status in each other for the two cases.

Fig. 2(b)에 보여준 소자들 중 하나를 택하여 현미경으로 800 배 확대하여 관찰한 $1.02 \mu\text{m} \times 18.37 \mu\text{m}$ 크기의 소자를 나타 난 사진이다. Fig. 2(d)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 그림 아래에 화살표 방향을 표시했듯이 소 자의 길이 방향으로 수직이고 소자의 폭 방향으로 상태로 자 화 용이축 방향을 설정하였다. 또한 다른 방법으로 소자의 폭 방향으로 수직이고 소자의 길이 방향으로 평행인 상태로 자 화 용이축 방향을 설정하였다.

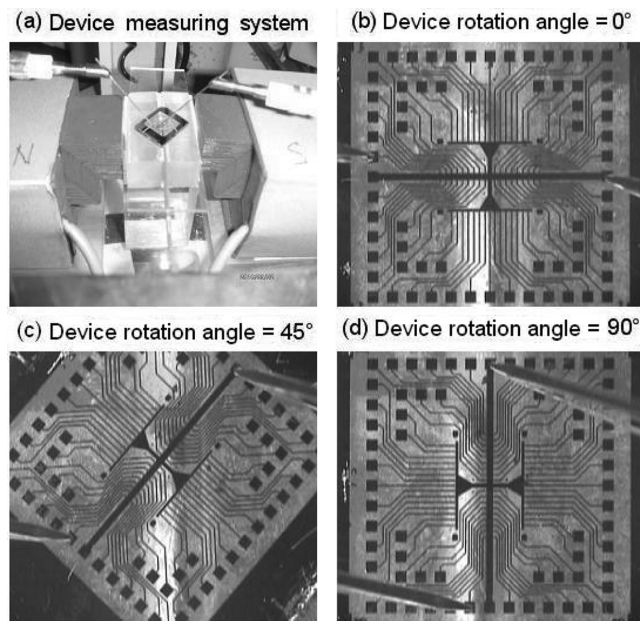


Fig. 3. (a) Real photograph of GMR-SV device measuring system with microscope stage and electric magnet, and two probes with micro needle tips. Three rotation angles of device measuring two-probe tips are (b) 0° , (c) 45° , and (d) 90° .

Fig. 3(a)는 광학 현미경의 스테이지(stage) 위에 광 리소그 래피를 한 후 패터닝(patterning)된 시료와 외부 자기장 인가 형 전자석과 2단자 전극 팁(tip)들을 볼 수 있도록 고안된 측 정 시스템을 나타낸 것이다. Fig. 3(b), 3(c), 3(d)는 각각 각 도 0° , 45° , 90° 으로 시료를 회전하여 2단자 자기저항 minor loop를 측정하는 실제 모습을 보여주는 것이다. Fig. 3(b), 3(c), 3(d)에서 측정시 소자 회전각도가 0° 일 때 용이축 방 향이고, 소자 회전각도가 90° 일 때 곤란축으로 설정되도록 하였다.

Fig. 4는 미세 패턴 후 IrMn 기반 GMR-SV 소자를 2단 자로 측정된 자기저항 곡선이다. 여기서 소자크기는 Fig. 2(d) 에서 Cr/Cu 전극으로 덮은 부분을 제외하여 미세 패턴된 $1 \times 18 \mu\text{m}^2$ 이었고, 용이축 방향은 소자의 길이 방향으로 설정하 였다. 즉, 증착할 때 형성된 자기이방성을 갖는 미세 패턴의 소자를 길이 방향을 용이축 방향으로 정하였다. 자기저항 곡 선을 측정할 때 소자 회전각도가 0° , 45° , 90° 로 외부 자기장 을 인가하여 소자 회전각도와 동일한 센싱전류 방향을 축으 로 측정하여 얻은 minor loop를 각각 Fig. 4(a), 4(b), 4(c) 에 나타내었다. Fig. 4(a)에서 소자 회전각도가 0° 인 용이축 방향으로 얻은 자기저항 곡선의 minor loop에서 패터닝 전의

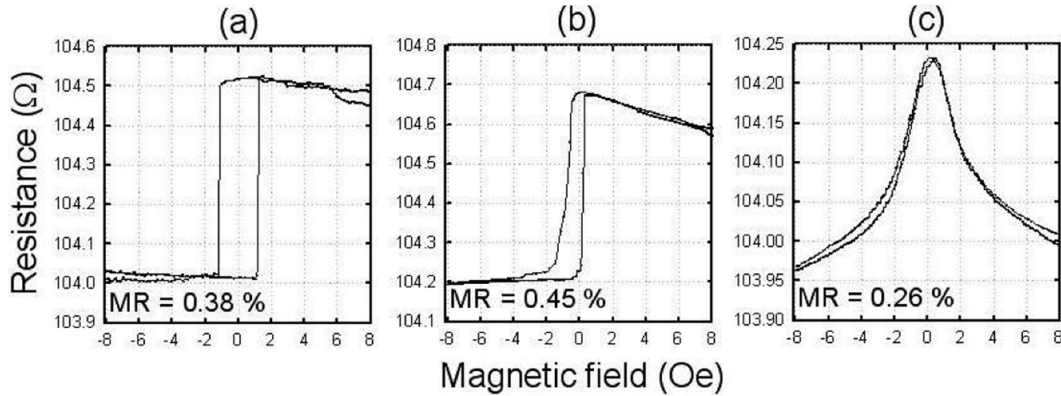


Fig. 4. The minor loop of MR curves measured by 2-probe method for the micro-patterned GMR-SV device with Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(2.5 nm) multilayer structure. The easy axis is parallel to the sensing current direction. The easy axis of pinned NiFe/IrMn bilayer oriented to the longitudinal 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 magnetic anisotropy. The minor loops of MR curve according to the three device rotation angles; (a) 0°, (b) 45°, and (c) 90°.

자기저항 특성을 보여준 Fig. 1(d)와 달리 보자력은 각각 3.8 Oe에서 1.0 Oe으로 크게 감소한 반면에, 자기저항비와 자장 감응도는 각각 1.46%와 0.6%/Oe에서 0.38%와 2.0%/Oe으로 크게 변하였다. 특히 Fig. 4(a)에서 하부 고정층 NiFe과 상부 자유층 NiFe/IrMn 사이의 상호결합력(H_{int})과 보자력은 거의 0.2 Oe 근방 값으로 패터닝 전의 값인 1.0 Oe와 크게 줄어들음을 알 수 있었다. 한편으로는 초기 지화 방향과 측정 전류 방향의 차이에 의한 효과가 반자장 효과(Demagnetizing Field)보다 클 것으로 사료된다. 이러한 현상은 측정할 때 내부저항보다 표면저항이 포함된 2단자 저항값이 21.9 Ω에서 104.0 Ω으로 증가되었고, 광 리소그래피에서 soft 및 hard baking을 공정할 때 공기 중에서 90 °C와 110 °C로 일어나는 열적 효과와 PR 도포 후 자유층의 표면이 손상되는 이유로

보인다.

Fig. 4에서 논의했듯이 길이 방향인 용이축 방향으로 설정한 IrMn 기반 GMR-SV 소자와 다르게 Fig. 5에서는 소자의 폭 방향을 용이축 방향으로 광 리소그래피를 실행하여 용이축 방향과 센싱전류 방향을 서로 수직이 되도록 설정하였다. 즉, 증착할 때 형성된 일축 이방성인 미세 패터닝의 소자를 폭 방향인 용이축 방향으로 정 하였다. 자기저항 곡선을 측정할 때 소자 회전각도가 0°, 45°, 90°로 외부 자기장을 인가하여 소자 회전각도와 수직인 센싱전류 방향을 축으로 측정하여 얻은 minor loop를 각각 Fig. 5(a), 5(b), 5(c)에 나타내었다. 반강자성체인 IrMn를 기반한 GMR-SV 박막의 소자를 제작한 후 자기저항 곡선으로 측정된 보자력, 상호결합력, 자기저항비는 각각 0.1 Oe, 0 Oe, 0.26%로 광 리소그래피

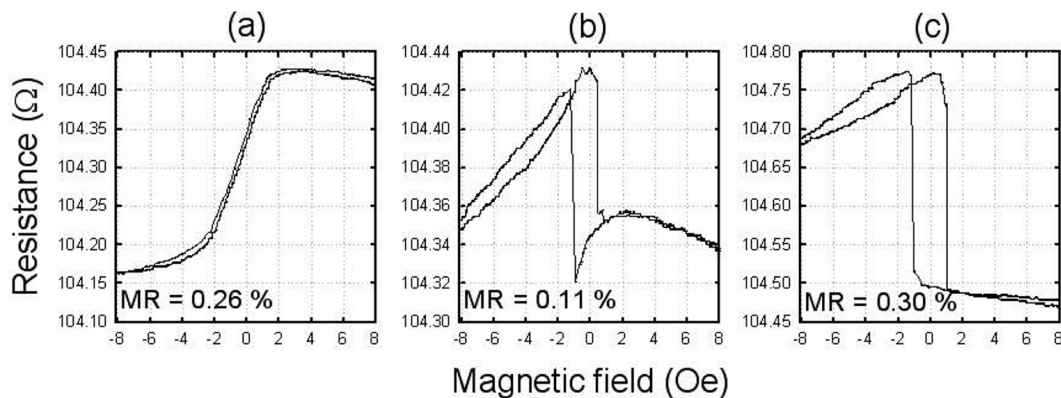


Fig. 5. The minor magnetoresistive curves measured by 2-probe method for the micro-patterned GMR-SV device with Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(2.5 nm) multilayer structure. The direction of sensing current was perpendicular to the magnetic easy axis of the pinned NiFe/IrMn bilayer with the transversal direction of device. The direction of shape magnetic anisotropy was same to the magnetic easy axis of the free NiFe layer with the longitudinal direction of device. The minor loops of MR curve according to three device rotation angles; (a) 0°, (b) 45°, and (c) 90°.

전과 완전히 다르게 나타났다. 그리고 자장감응도는 0.07 %/Oe로 줄어들었다. 또한 0.1 Oe의 보자력을 갖는 용이축 방향으로 얻은 minor loop에서 히스테리시스(hysteresis) 특성이 거의 일어나지 않았으며, 상호결합력이 거의 없는 minor loop으로 변화했다. 이것은 Fig. 4에서와 같이 초기 자화 방향과 측정전류 방향의 차이에 의한 효과가 반자장 효과보다 클 것으로 사료된다. 이러한 결과를 살펴보면 0 Oe에서 외부에 따른 미세 자기장의 변화는 거의 선형적으로 비례하는 특성을 갖는 minor 자기저항 곡선을 보였으며, 자장민감도가 크게 개선이 된다면 자성입자를 검출하는데 용이한 바이오 소자로 적용할 수 있을 것으로 보인다.

일축 방향 자기장 하에서 자화 용이축에 의존하는 형상 자기이방성에 대해 실험한 결과로 알 수 있는 것은 자성 고정층의 용이축 방향을 GMR-SV 바이오센서의 폭 방향으로 정하고 자성 자유층은 형상 자기이방성에 의해 설정되는 길이 방향으로 용이축 방향을 정하는 것이 소자를 개발 하는데 가장 이상적인 요건이다. 즉, GMR-SV 다층박막을 증착할 때 형성된 일축 이방성인 자기장의 용이축과 수직으로 90°가 되도록 소자를 길이 방향으로 패터닝하는 것이 중요하다. 본 연구에서 자장민감도를 감소시키면서 소자의 폭 방향을 고정층의 용이축 방향으로, 소자의 길이 방향을 자유층의 용이축 방향으로 유도하는 이유는 GMR-SV 다층박막 구조에서 자유층의 보자력이 최소화로 나타난 0 Oe 근방에서 외부에 따른 미세 자기장이 증감함에 따라 선형적으로 반응하는 최적 조건을 얻기 위함이었다. GMR-SV 소자가 극미세 자기장 검출용 바이오 소자로 사용될 때 갖추어야 할 주요 특성으로는 선형적인 민감도와 큰 출력값 등을 보유하는 것이다. 따라서 자성 고정층과 매우 soft한 자유층의 일축 자기 이방성들이 반드시 서로 직교할 때 생기는 미세 패터닝 소자의 자기저항 특성이 AMR 효과로 인한 선형적인 민감도와 GMR 효과로 인한 큰 출력값을 가지도록 해야만 한다. 한편 진공 열처리를 통해 모든 소자를 개발하기 위해서는 광 리소그래피 공정을 할 때 150 °C에서 용이축의 요동을 없애는 것이 필요하다. 그밖에도 as-grown된 PtMn, FeMn, NiMn의 based GMR-SV 소자일 경우에는 후 진공 열처리를 마지막 공정으로 도입할 때 위에서 제시한 실험결과를 바탕으로 형상 자기 이방성을 고려하여 폭 방향인 용이축 방향으로 소자를 설정하는 것이 가장 이상적인 방법으로 사료된다.

IV. 결 론

생체분자의 자화 특성을 검출하기 위해 제작한 Ta/NiFe/

Cu/NiFe/IrMn/Ta 스핀밸브 박막소자에 대해 미세한 패터닝 모양에 따라 다른 길이 방향의 형상 자기 이방성과 폭 방향의 용이축에 의존하는 자기저항 특성을 조사하였다. 자성 다층박막의 일축 이방성은 증착할 때 자화 용이축을 폭 방향 또는 길이 방향으로 설정하여 1 μm × 18 μm의 소자를 리소 패터닝 후 제작한 GMR-SV 소자의 자기저항 곡선을 측정하고 자기저항 특성을 비교하였다. 그 결과로 고정층의 용이축은 GMR-SV 소자의 폭 방향으로 정하고 자유층은 형상 자기이방성에 의해 설정되는 길이 방향으로 용이축을 정하는 것이 소자를 개발하는데 가장 이상적인 요건을 확인하였다.

감사의 글

본 연구는 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(2009-0073065)의 결과이며, 상지대학교 2009년도 교내연구비 지원을 받아 연구되었음.

참고문헌

- [1] D. A. Baker, Nature **405**, 39 (2000).
- [2] G. Li, S. Sun, R. J. Wilson, R. L. White, N. Pourmand, and S. X. Wang, Sens. Acut. A **126**, 98 (2006).
- [3] D. L. Graham, H. A. Feliciano, P. P. Freitas, L. A. Clarke, and M. D. Amaral, Sens. Acut. B **107**, 936 (2005).
- [4] S. H. Park, K. S. Soh, M. C. Ahn, D. G. Hwang, and S. S. Lee, J. Kor. Magn. Soc. **16**, 157S (2006).
- [5] S. S. Lee, S. H. Park, and K. S. Soh, Sae Mulli **52**, 564 (2006).
- [6] B. M. de Boer, J. A. H. M. Kahlman, T. P. G. H. Jansen, H. Duric, and J. Veen, Biosens. Bioelectron. **22**, 2366 (2006).
- [7] J. H. Min, A. Y. Song, Y. K. Kim, and J. H. Wu, J. Kor. Magn. Soc. **19**, 34 (2009).
- [8] D. K. Wood, K. K. Ni, D. R. Schmidt, and A. N. Cleland, Sens. Acut. A **120**, 1 (2005).
- [9] S. S. Lee, D. G. Hwang, J. K. Kim, and K. Rhie, J. Korean Phys. Soc. **40**, 484 (2002).
- [10] D. W. Kim, J. H. Lee, M. J. Kim, and S. S. Lee, J. Magnetism **14**, 80 (2009).
- [11] W. H. Lee, D. G. Hwang, and S. S. Lee, J. Magnetism **14**, 18 (2009).
- [12] S. H. Park, K. S. Soh, D. G. Hwang, J. R. Rhee, and S. S. Lee, J. Magnetism **13**, 30 (2008).
- [13] J. G. Choi, I. S. Koh, Y. M. Gong, M. H. Kim, Y. S. Park, D. G. Hwang, and S. S. Lee, J. Kor. Magn. Soc. **19**, 1 (2009).

Shape Magnetic Anisotropy on Magnetic Easy Axis of NiFe/Cu/NiFe/IrMn Spin Valve Thin Film

Jong-Gu Choi¹, Tae-Joon Kwak², and Sang-Suk Lee^{1,2*}

¹*Dept. of Eastern-western Biomedical Engineering, Graduation, Sangji University, Wonju 220-702, Korea*

²*Dept. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea*

Jung-Taek Sim

Dept. of Applied Physics and Electronics, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

(Received 23 March 2010, Received in final form 10 April 2010, Accepted 12 April 2010)

The GMR-SV (giant magnetoresistance-spin valve) device depending on the micro patterned features according to two easy directions of longitudinal and transversal axes has been studied. The GMR-SV multilayer structure was Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.3 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(2.5 nm). The applied anisotropy direction of the GMR-SV thin film was performed under the magnitude of 300 Oe using by permanent magnet during the deposition. The size of micro patterned device was a $1 \times 18 \mu\text{m}^2$ after the photo lithography process. In the aspects of the shape magnetic anisotropy effect, there are two conditions of fabrication for GMR-SV device. Firstly, the direction of sensing current was perpendicular to the magnetic easy axis of the pinned NiFe/IrMn bilayer with the transversal direction of device. Secondly, the direction of shape magnetic anisotropy was same to the magnetic easy axis of the free NiFe layer with the longitudinal direction of device.

Keywords : NiFe/Cu/NiFe/IrMn spin valve thin film, shape magnetic anisotropy, magnetic easy axis, magnetoresistance curve, magnetic sensitivity