

거대자기저항 스핀밸브 소자를 이용한 의료용 냉각기 수위 및 수온 센서의 제작과 특성

박광준¹ · 최종구² · 이상석^{1,2*}

¹상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과, 강원 원주시 우산동 산 660, 220-702

²상지대학교 일반대학원 동서의료공학과, 강원 원주시 우산동 산 660, 220-702

이범주

(주)제중메디컬, 강원 원주시 태장동 1720-26 1동 110호, 220-962

(2010년 12월 22일 받음, 2011년 2월 17일 최종수정본 받음, 2011년 2월 18일 게재확정)

DC 마그네트론 스퍼터링을 이용하여 제작한 고감도 거대자기저항 스핀밸브 박막 소자를 이용하여 수위 및 수온을 측정할 수 있는 센서를 제작하였다. 제작한 센서의 수위 및 수온 분해능은 각각 400 mΩ/mm와 100 mΩ/°C 이었으며, 이는 전립선 비대증 KTP(potassium titanyl phosphate) 레이저 치료기에서 냉각기의 수위 및 수온을 조절하는 센서로써 응용이 가능하다.

주제어 : 스핀밸브 소자, 수위 센서, 수온 센서, 전립선 비대증

I. 서 론

최근 고령화 사회의 가속화에 따라 고령화 관련 질병들이 빠르게 증가하고 있는 추세이다. 전립선 비대증 (BPH; benign prostatic hyperplasia)은 대표적인 고령화 질병 중의 하나로써, 50대 성인 남성 중에서 50%, 60대에서 60%, 70대에서 70%로 발생한다[1]. 특히 80세 이상의 대부분 남성에게서 발견되며, 다른 고령화 만성 질환에 비해 빠르게 증가하고 있다[2]. 전립선 비대증에 대한 치료는 경요도 전립선 절제술이 가장 좋은 수술적 치료법이지만 출혈, 요도협착, 요실금, 피막전공, 역행성 사정, 배뇨장애, 전해질대사 이상 등 심각한 합병증의 가능성과 평균 5~6일간의 입원기간 및 도뇨관의 유지가 반드시 필요하다는 단점들로 인해 환자들이 수술을 기피하는 경향이 있다[3].

한편, 의료용 레이저 치료기의 발달로 인해 지난 10년간 전립선 비대증에 최소 침습적 치료로 레이저가 도입되고 있다[4]. 특히, 고에너지를 발생시키는 KTP(potassium titanyl phosphate) 레이저를 이용한 전립선 절제술(기화술)이 개발되어 치료에 활발히 적용되고 있는 실정이다[5]. 전립선 비대증의 치료는 약물요법, 경요도 전립선 절제술과 같은 수술방법, 최소 침습적인 치료로 온열요법, 전립선 요도 확장술, 전립선 요도스텐트 및 레이저를 이용한 절제술, 냉동치료법 등이 이용되고 있다[6].

KTP 레이저는 532 nm의 파장을 가지며, 육안 관찰의 경우

녹색을 띠고 있어 물보다 산화 헤모글로빈(oxyhemoglobin)에 강하게 흡수되므로 혈관이 풍부한 전립선에 효과적이다[7]. 또한, KTP 레이저는 침투되는 깊이가 평균 0.8 mm 정도이므로 조직의 표층에만 열이 침투하여 즉각적인 지혈과 주위 조직으로 열이 확산되지 않아 수술 시야가 탁월하다[8]. 의료용 KTP 레이저 제품은 고출력 및 안정적 전원공급을 제공하는 전원공급장치, 실제 레이저를 발생하고 빔으로 출력되는 공진기, 그 외 냉각기(cooling system), 예열기(Simmer), MPU controller, display, 각종 센서 등의 기술들을 필요로 한다[9].

KTP 레이저에 적용되는 공진기 및 냉각기의 일례가 Fig. 1에 도시되어 있다. Fig. 1은 종래 기술에 따른 KTP 레이저 시스템에 적용되는 냉각 시스템을 개략적으로 도시한 도면이다. Fig. 1에서 도시한 바와 같이 공진기의 안정적인 온도를 유지하기 위한 냉각기는 방열기, 물탱크, 펌프 모터 및 필터를 포함하여 구성된다. 물탱크의 내부에는 각종 센서들이 내장되어 있다. 물탱크 내부의 온도를 28 °C 이하로 유지하기 위해서는 수위 센서, 수온 센서 및 유속을 제어하는 센서 등의 개발이 요구된다.

본 연구는 위에서 언급한 문제점을 해결하기 위해 이루어진 것으로서, 수위 또는 수온의 미세한 변화에 대응하여 자기장값의 변화를 검출할 수 있는 거대자기저항 스핀밸브(GMR-SV; giant magnetoresistance-spin valve) 소자를 이용한[10-12] 수위 및 수온 센서를 제작하였으며, 전립선 비대증을 치료하기 위한 KTP 레이저 치료기에 적용할 수 있는 GMR-SV 소자를 이용한 수위 및 수온 센서의 감도 특성을 조사하였다.

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

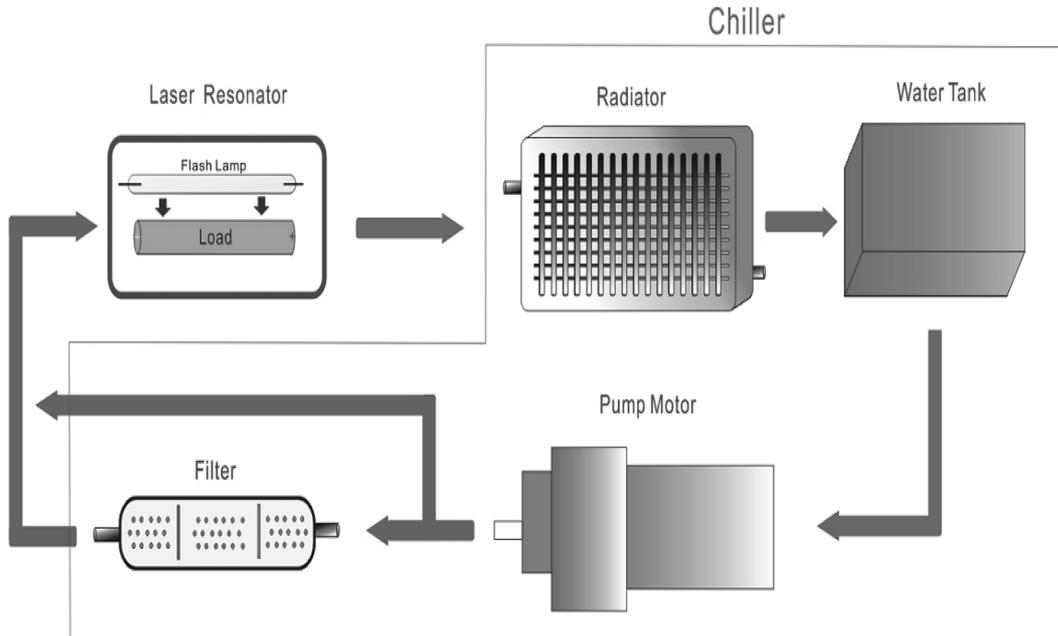


Fig. 1. A schematic of aspect development of cooling system. The water level and temperature sensor of cooling system using a highly sensitive GMR-SV device will be set inside of water tank.

II. 실험방법

냉각기 시스템의 수위 및 수온 센서용 소자는 기판/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm) 다층박막 구조를 갖도록 4개의 타겟(target)이 장착된 DC 마그네트론 스퍼터링 초진공 챔버 시스템으로 제작하였다. 기판은 Corning 유리(#7059)를 $1.4 \times 1.4 \text{ cm}^2$ 의 크기로 절단하고 표면의 유기물이나 이물질 제거하기 위해 먼저 트리클로에텐

렌(CHCl_3)에 담가 30분 동안 초음파로 세척한 후, 아세톤과 알코올에 담가 초음파로 세척하고, 마지막으로 증류수에 세척하여 건조하였다. 사용한 4개 타겟 Ta, Cu, $\text{Ni}_{81}\text{Fe}_{19}$, $\text{Ir}_{22}\text{Mn}_{78}$ 의 증착율은 각각 1.2 \AA/s , 1.8 \AA/s , 1.5 \AA/s , 1.2 \AA/s 이었다. 초기진공도 $2.0 \times 10^{-6} \text{ Torr}$ 이하, Ar 부분압력 $2 \times 10^{-3} \text{ Torr}$ 로 실온에서 박막을 증착하였다. 타겟과 기판 사이의 거리는 8 cm를 유지하였으며, 박막 형성시 독립된 증착층 형성을 위하여 셔터를 사용하여 각 타겟의 플라즈마 혼합을 방

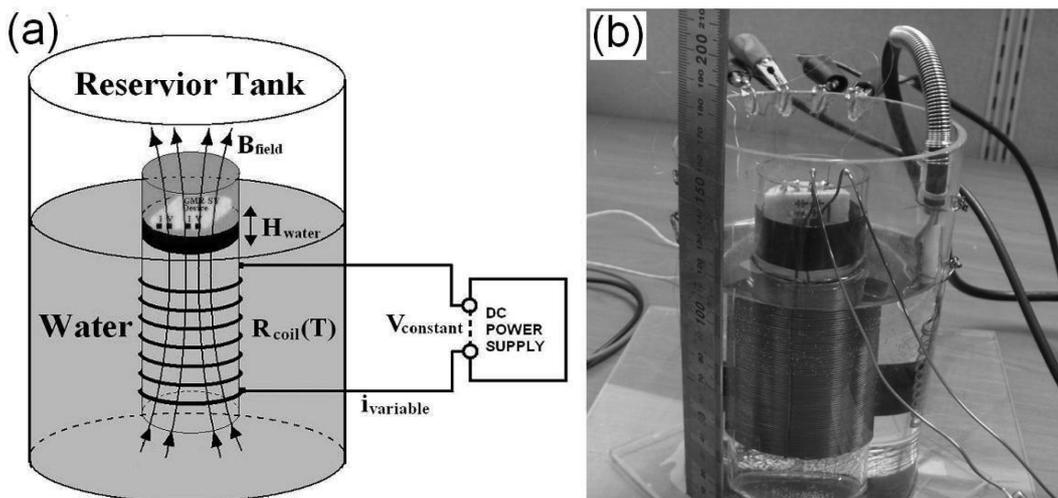


Fig. 2. A schematic (a) and a real photography (b) of water level and temperature sensor of cooling system using a highly sensitive GMR-SV device. The outer cylinder is a water tank and the inner one is a solenoid wound by a coil for applying to the dc magnetic field. The GMR-SV device mounted on a Styrofoam is freely floated on the surface of the water. The ruler is fixed at the outside surface of the outer cylinder for measuring the water level. The outside of main chamber is fixed the ruler for the measured height of water.

지하였고 형상자기이방성을 유도하여 용이축 방향을 만들기 위하여 박막 면에 수평한 방향으로 자기장 400 Oe를 인가하여 박막을 증착하였다. 증착한 GMR-SV 시료는 상온에서 4-단자 자기저항 측정법을 이용하여 자기저항(magnetoresistance; MR) 곡선을 얻어 MR비와 자장감응도를 측정하였다.

Fig. 2(a)은 고감도 GMR-SV 소자를 이용한 수위 및 수온 조절 시스템을 도시한 것이다. 직경 10 cm, 높이가 15 cm인 아크릴 원통을 아크릴 바닥판에 본딩(bonding)하여 150 cc의 물을 채울 수 있는 수조를 만들었다. 내부에는 직경 3 cm, 높이 10 cm인 아크릴 원통에 직경 0.8 mm 에나멜선 코일을 길이 8 cm 안에 100번 균일하게 감아 솔레노이드 코일 내부에 균일한 자기장을 가질 수 있게 하였다. 물 높이 약 8 cm가 차서 수면에 스티로폼을 띄웠다. 스티로폼의 중앙 부분에는 박막 증착시 금속 그림자 마스크를 사용해 만든 패턴으로 길이 8 mm와 폭 0.8 mm로 두 개의 십자형 모양으로 전류-전압 4 단자 GMR-SV 소자가 붙여져 있다. Fig. 2(b)는 실제 시스템을 사진으로 보여준 것이다. GMR-SV 소자의 센싱 부위에서 용이축 방향으로 선형적 특성을 감지하는 외부자기장 크기가 약 -5 Oe에서 +2 Oe까지 균일한 자기장을 유지하도록 코일에 흐르는 전류는 정전압원을 이용하여 일정한 전압에서 코일의 저항 변화에 따른 전류값을 조절하였다.

GMR-SV 박막 소자는 스티로폼에 안정되게 고정하여 솔레노이드 내부 중심에 놓고 4단자 저항 측정법으로 얻은 자기 저항 곡선으로부터 감지된 외부자기장을 결정하여 일정한 전압원으로 공급되는 전류를 조절하였다. 원통 수조에 넣은 물은 바깥 원통 중간쯤에 뚫린 직경 1 mm의 구멍에서 개방시 물이 흘러나오게 하여 수위를 조절하였다. 수온 변화는 AC 220 V 전압용 납땜 용접기 내부에 세라믹 코팅된 열선 막대기를 사용하였다. 물의 온도를 60 °C로 올린 후 상온까지 냉각하면서 변하는 온도 때문에 물에 잠긴 코일의 저항이 작아져 일정한 전압에서 전류가 증가하게 된다. 코일의 전류가 증가하면 솔레노이드 자기장이 증가하므로 GMR-SV의 저항값이 증가한다.

III. 실험결과 및 고찰

Fig. 3는 DC 마그네트론 스퍼터링 시스템에서 제작된 기판 /Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm) 다층박막 구조형 GMR-SV 소자를 이용하여 측정된 용이축과 곤란축의 주저항곡선이다. 그림자 금속 마스크에 의해 제작된 소자는 폭 방향의 자화 용이축으로 수평이며, 길이 방향의 자화 곤란축으로 수직이 되게 설정하였다. Fig. 3(a)에서 소자의 최대 자기저항비는 4.1% 이었으며, 4-단자 내부의 저항은 약 50.5 Ω이었다. NiFe 고정자성층의 교환결

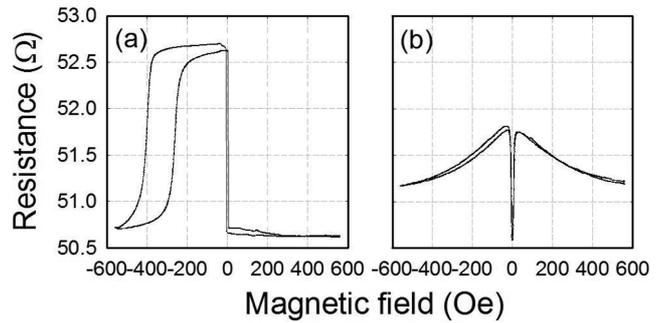


Fig. 3. The major MR loop of an easy axis (a) and hard one (b) measured by GMR-SV device with Corning glass/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm) multilayer prepared by the dc magnetron sputtering system. The measured MR ratio, the exchange coupling field, and the coercivity of the pinned NiFe layer are 4.1%, 320 Oe, and 65 Oe, respectively.

합 세기는 320 Oe, 보자력은 65 Oe이었다. GMR-SV 소자는 미세한 외부자기장의 변화에 가장 민감한 부분의 자장감응도가 -4 Oe에서 약 2.8%/Oe이었다[12]. 또한 Fig. 3(b)에서 곤란축으로 외부자기장을 가하여 측정된 자기저항비는 GMR-SV 자기이방성 효과에 의해 자화 용이축 자기저항비의 1/2 값을 갖는 전형적인 AMR(anisotropy magnetoresistance) 곡선을 나타내었다.

GMR-SV 소자를 이용한 수위 및 수온 센서로써 조절 특성을 확인하기 위해 미세한 외부자기장 변화에 따른 자기 저항값을 측정하였다. Fig. 4는 minor 용이축 자기저항 곡선의 히스테리시스(hysteresis) 곡선을 보여준 것이다. Fig. 4에서

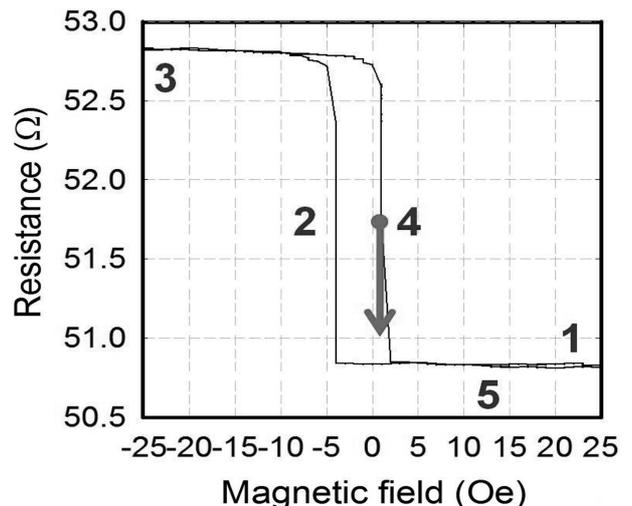


Fig. 4. The minor loop of an easy axis measured by GMR-SV device with Corning glass glass/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm) multilayer. The sensitivity of the device and the magnetic field of the middle point of the liner part at the MR curve are 2.8%/Oe and 51.8 Ω, respectively. The arrow notices the increasing direction of the external magnetic field.

1 → 2 → 3 → 4 → 5 단계별로 대응하는 각 구간의 대표점을 각각 표시하였다. 즉, 미세한 외부자기장 변화에 따른 minor loop의 민감한 신호로 양극(+)과 음극(-) 사이의 최대값과 최소값을 나타내었다. Fig. 2(a)에 도시된 솔레노이드의 코일로 흘러들어가는 전류로 인해 외부자기장을 조절하는 정전압원로부터 자기저항 50.6 Ω의 최소값을 갖도록 +25 Oe에서 출발하게 한다. 0 Oe와 -0 Oe의 외부자기장을 지나 거의 -4 Oe까지는 음(-)의 자기장에 해당한다. -25 Oe까지 증가하면 자기저항값이 52.7 Ω으로 자기저항비가 4.1%인 최대값으로 변화됨을 알 수 있다. 다시 -25 Oe 부터 시작하여 3단계에서 4단계로 이동할 때에는 Fig. 4에서 자장감응도가 높은 부분은 자기저항값이 51.8 Ω인 중간점일 때이고 외부자기장은 +1 Oe임을 알 수 있다. 4단계에서 자장감응도가 2.8%/Oe이며, 선형 특성을 가지므로 미세한 외부자기장이 감소하는 변화를 감지할 수 있었다.

우선 수위가 내려감에 따라 물 표면에 떠있는 스티로폼 중앙의 GMR-SV 소자는 자기장이 증가하는 쪽인 솔레노이드 중앙으로 미세한 이동이 시작된다. 코일에 흐르는 전류는 일정하므로 수위 변화에 GMR-SV 소자의 용이축 방향의 외부 자기장이 증가하게 된다. 이 때 생기는 자기값의 변화를 GMR-SV 소자가 감지하여 Fig. 4와 같은 저항값을 나타내게 된다. 이 실험과정에서 알 수 있듯이 자장감응도가 가장 민감하여 미세한 수위 변화를 감지하는데 용이하다.

한편, 수온이 증가하면 코일의 저항이 증가하고 일정한 전압을 공급하는 정전압기가 솔레노이드의 전류를 감소시킨다. 전류가 감소하여 솔레노이드 자기장이 감소하므로 일정한 수면에 위치하고 있는 GMR-SV 소자는 용이축 방향의 외부 자기장 감소를 감지한다. GMR-SV 소자가 감지한 저항값이 Fig. 4에 주어져 있다. 반대로 수온이 감소하면 GMR-SV 소

자는 용이축 방향의 외부자기장 감소를 감지하여 Fig. 3(a)와 같은 저항값을 나타내게 된다. 이러한 실험과정을 통해 알 수 있듯이 자장감응도가 가장 민감한 위치에서 수온의 미세한 변화를 GMR-SV 소자로 감지할 수 있다.

Fig. 5는 Fig. 1의 수위 및 수온 조절 시스템에서 4단차 측정법으로 두 전류단자에 1 mA의 감지전류(sensing current)를 인가하고 나머지 두 단차 사이에서 측정된 저항값을 나타내며, (a)와 (b)의 y축은 저항을 나타내고 x는 각각 수위와 수온을 나타낸다. MR 측정은 Keithley 2400 source Meter의 4-wire 측정 단자를 이용하였다. Fig. 4에서 언급했듯이 자장감응도가 가장 민감한 부분인 51.8 Ω의 중간값을 외부 자기장 +2 Oe에 맞추어 놓는 측정법은 본 연구팀에서 이미 발표한 나노 자성입자가 담긴 용액을 떨어뜨려 입자의 검출 여부를 신호의 변화값으로 결정하는 바이오 마커(bio-marker)나 음용수의 미네랄 Mg 용해 정도를 센싱하는 초정수 감지센서로 사용할 수 있다[10-12].

물 높이를 92 mm에서 78 mm로 서서히 낮출 때, 자기저항값이 52.8 Ω에서 50.7 Ω으로 Fig. 5(a)와 같이 변화하였다. 특히 솔레노이드 내 자기장 변화가 중앙에서 벗어난 부분에서 균일한 자기장이 생성되지 않는 이유로 선형적인 구간은 83 mm에서 79 mm까지 수위를 미세하게 감지할 수 있는 특성을 보여주었다. 단위 mm 당 저항 감소율은 $\Delta R/\Delta H = 400 \text{ m}\Omega/\text{mm}$ 이었으며, 이는 1 mA의 센싱 전류를 흘렸을 때에 1 mm 수위가 낮아지는 동안 $400 \text{ m}\Omega \times 1 \text{ mA} = 400 \mu\text{V}$ 를 측정할 수 있어 수위 감지 및 조절 센서로 응용할 수 있다.

한편 수온을 50°C에서 26°C로 서서히 감소시킬 때에 자기 저항값이 53.0 Ω에서 50.5 Ω으로 Fig. 5(b)와 같이 변화였다. GMR-SV 소자의 수온 변화에 대한 저항 특성은 모든 구간에서 선형적으로 변하기 때문에 미세한 수온 변화를 정밀하게

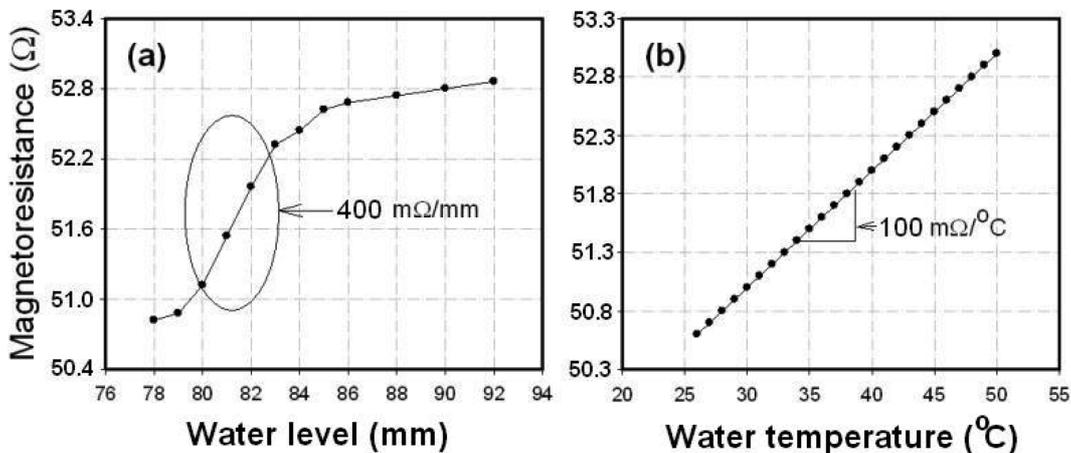


Fig. 5. (a) In the inside graph of the ellipse, the magnetoresistance increased linearly with the increase of the water level as a rate of 400 mΩ/mm. (b) The magnetoresistance increased linearly with the increase of the water temperature as a rate of 100 mΩ/°C.

측정할 수 있다. 단위 °C 당 저항 감소율은 $\Delta R/\Delta T = 100 \text{ m}\Omega/\text{°C}$ 이었으며, 이는 수위 센서와 마찬가지로 1 mA의 감지전류를 흘렸을 때에, 1 °C씩 수온이 낮아지는 동안 $100 \text{ m}\Omega \times 1 \text{ mA} = 100 \text{ }\mu\text{V}$ 를 측정할 수 있어 수온 감지 및 조절 센서로 응용할 수 있다.

IV. 결 론

고감도 거대자기저항 스핀밸브 소자를 이용한 전립선 비대증 치료용 KTP 레이저 치료기 냉각기 수위 및 수온 센서를 제작하였다. 사용한 GMR-SV 소자는 유리기판/Ta(5 nm)/NiFe(8 nm)/Cu(2.5 nm)/NiFe(4 nm)/IrMn(8 nm)/Ta(5 nm) 다층구조이다. 1 mm 선폭을 갖는 소자의 자기저항비는 4.1% 이었다. 센서를 자장감응도가 2.8%/Oe로 가장 민감한 부분에 고정시켰을 때에 수위 및 수온의 미세한 변화를 감지할 수 있었으며, 센서의 수위 및 수온 분해능은 각각 400 mΩ/mm 와 100 mΩ/°C 이었다. 이러한 결과는 냉각 시스템의 수위와 수온을 조절할 수 있는 센서로써 활용이 가능하다.

감사의 글

이 논문은 2010년도 지식경제부[자유공모형] 지역산업기술 개발사업 과제인 전립선비대증 치료를 위한 120 W급 고출력 KTP 레이저 수술기 시제품과 한국연구재단 후반기 기본연구

과제인 코네틱 박막의 초연자성 특성 규명과 GMR-SV 소자로서 응용연구(과제번호: 2010-0024665)로 수행된 연구결과이다.

참고문헌

- [1] A. E. Te, *Reviews in Urology* **8**, S24 (2006).
- [2] E. Heinrich, F. Schiefelbein, and G. Schoen, *Euro. Urology* **52**, 1632 (2007).
- [3] R. S. Malek, R. S. Kuntzman, and D. M. Barrett, *J. Urology* **174**, 1344 (2005).
- [4] A. Bachmann and R. Ruzsat, *Minimally Invasive Therapy & Allied Technology* **16**, 5 (2007).
- [5] B. Hayes, *Prostate Cancer Prostatic Discussion* **10**, S10 (2007).
- [6] L. Carroll, Tatyana R. Humphreys, *Clinics in Dermatology* **24**, 2 (2006).
- [7] D. R. Baselt, G. U. Lee, and R. J. Colton, *The Journal of Vacuum Science and Technology* **14**, 789 (1996).
- [8] F. A. Cotton, G. Wilkinson, and P. L. Gaus, *Basic Inorganic Chemistry, Third Edition*, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (1996) Chapter 9.
- [9] G. Du and B. Wang, *Earth Science Frontiers* **15**, 142 (2008).
- [10] D. W. Kim, J. H. Lee, M. J. Kim, and S. S. Lee, *J. Magnetism* **14**, 80 (2009).
- [11] S. H. Park, K. S. Soh, D. G. Hwang, J. R. Rhee, and S. S. Lee, *J. Magnetism* **13**, 30 (2008).
- [12] M. C. Ahn, S. D. Choi, H. W. Joo, G. W. Kim, D. G. Hwang, J. R. Rhee, and S. S. Lee, *J. Kor. Mag. Soc.* **17**, 156 (2007).

Fabrication and Property of Water Level and Temperature Sensor for Medical Cooling System Using a Highly Sensitive GMR-SV Device

Kwang-Jun Park¹, Jong-Gu Choi², and Sang-Suk Lee^{1,2*}

¹Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

²Department of Western-Eastern Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

Bum Ju Lee

Jejoong Medical Co., Ltd., 1720-26 Teajang-2 dong, Wonju 220-962, Korea

(Received 22 December 2010, Received in final form 17 February 2011, Accepted 18 February 2011)

We fabricated a sensor for measuring the water level and water temperature using GMR-SV (giant magnetoresistance-spin valve) device, simultaneously. It could be applied to the medical cooling system of the potassium titanylphosphate (KTP) laser system for the therapy of a benign prostatic hyperplasia. The middle point of GMR-SV device was set to the near position of a high magnetic sensitivity with 2.8%/Oe. The sensitivity for the water level and water temperature of the fabricated sensor were 400 mΩ/mm and 100 mΩ/°C, respectively.

Keywords : spin valve device, water level sensor, water temperature sensor, benign prostatic hyperplasia