

생체분자, 맥진, 음용수 센서로서 GMR-SV 소자 활용

최종구, 황도근, 이장로¹, 박상현², 소광섭², 이상석*

상지대학교 동서의료공학과, 한방의료공학과 원주시 우산동, 220-702

¹숙명여자대학교 자연과학대학 물리학과, 서울시 용산구 140-742

²서울대학교 자연과학대학 물리천문학부, 서울시 관악구 151-742

1. 생체분자 자성식별 센서로서 GMR-SV 소자 :

PCB 기판 위에 고정시킨 GMR-SV 소자들 모양에서 패턴은 폭 0.5 mm를 갖는 소자로서 기준에 되는 리소공정 전과 후의 자기저항특성을 비교하기 위해 사용되었다. 박막 증착 중 그림자 마스크 (shadow mask) 를 이용한 박막과 리소 공정 후 인듐 (indium)으로 누른 전극과 단자 위에 사람의 혈액을 소자 중심부에 떨어뜨리기 전과 후의 모양을 관찰한다. μm 크기를 갖는 2개의 브릿지 (bridge) 형태로 패턴 된 나노 자성소자를 사용한다. 헤모글로빈에 있는 (Fe) 이온이 산소와 결합을 잘하기 때문에, 헤모글로빈은 산소와 잘 결합한다. 한 개의 적혈구 속에는 2.8×10^3 개의 헤모글로빈 분자가 함유되어 있다. 헤모글로빈 한 분자는 4개의 폴리펩티드 사슬로 되어 있고, 각각의 폴리펩티드 사슬에는 1개씩의 헴이 함유되어 있다. 따라서, 헤모글로빈 한 분자에는 철원자가 4개 함유되고, 철 원자 1개에 대해 한 분자씩의 산소가 결합하므로, 헤모글로빈 한 분자에는 산소 4분자가 결합한다. 적혈구내 헤모글로빈 단백질분자는 산화작용으로 인해 색깔이 검붉게 변하고 결국 청록색을 띠게 된다. 이로써 산화철이 형성됨으로써 강자성체가 페리 자성체로 변화하므로 공기 중에 노출된 적혈구는 짧은 시간 내에 자성의 변화를 가져오게 된다. Fig. 1은 나노자성입자와 혈액을 GMR-SV 소자 중심부분에 각각 떨어뜨렸을 때, 전과 후의 자기저항특성 곡선들을 보여준 결과이다. GMR-SV 미세 소자로 패터닝 되었을 때, 소자의 내부저항과 MR 비를 측정한다. 한편 고정층 (pinned layer) 인 상부 이층구조 (bilayer) 인 상부층의 교환결합세기 (H_{ex})와 보자력 (H_c)의 값은 각각 측정한다. 비자성층 Cu층을 사이로 한 자유층 (free layer) 인 NiFe, CoFe, NiCuMoFe는 상부 고정층 간의 상호결합력을 발생하며, 초연자성 보자력은 매우 양호한 히스테리시스 특성을 갖고 있음을 minor loop에서 얻는다. 또한 고감도 소자의 자화특성을 결정하는 외부자기장 민감도 $S = MR/H_a$ 는 1-2 %/Oe 인 값을 유지하도록 한다. 혈액을 소자 중심에 떨어뜨린 전과 후 비교 대응하여 조사한 minor loop 특성의 상세 비교한 값을 측정한다. 가장 자기장감응도가 가장 민감한 부근에서 변화가 있음을 알 수 있으며, 그 차이의 최대값인 R을 측정한다. 이것은 비록 전체저항인 100의 1%에 불과하지만 감지전류를 1 mA로 했을 때 얻을 수 있는 감지된 출력신호의 1 mV로 충분한 값이 되도록 한다. 따라서 적혈구 내의 헤모글로빈의 수를 줄여서 외부 환경상태에 따라 잔류하는 산화철의 농도분포를 결정짓는 중요한 단서가 될 수 있을 것이다.

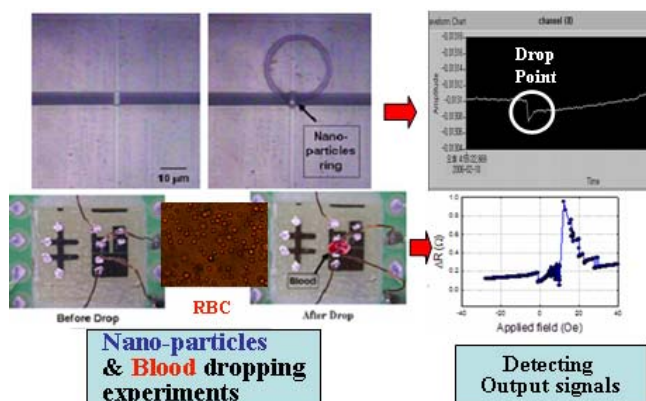


Fig. 1. Detection of Red Blood Cell using by GMR-SV device

2. 요골동맥 맥진파형 획득 센서로서 GMR-SV 소자 :

요골동맥의 운동에 대한 공간적 맥진파형 특징을 얻기 위해 2차원 배열 GMR-SV 소자를 이용하여 공간 맥진파형 진단장치 (spatial pulse diagnostic apparatus; SPDA)를 설계하였다. 자극배열의 위치변동에 대한 가장 분포의 변화는 2차원 자기장 유한 요소해석 소프트웨어 (finite element method magnetics; FEMM)를 사용하여 모의실험을

하였다. 그 결과 평행한 자극배열에서 높은 감도와 균일한 자기장 분포를 얻을 수 있었다. 또한 자석배열의 공간 변위 변화는 MTJ 센서의 출력신호 변화와 비례하였다. 맥진센서로서 핵심인 계측부의 구성방법은 아래와 같다. 나노 GMR-SV 소자와 초박형 자성체(예: 자성리본)를 이용하여 센서부를 구성하고 (Fig. 2참조) 소자를 ARRAY 형태로 배치하여 상부에 고정시킨다. 피부 자성리본 사이에 정압(定壓) 체임버를 두어 맥 박동 부위를 일정한 압력으로 누를 수 있게 하며, 정압 체임버 내에 반도체식 압력센서 부착 가능하도록 한다. 정압 체임버의 압력변환 gas 주입 방법을 적용하여 밴드형 자성리본의 형태 3-5 mm 거리에서도 대략 200-300 Oe 정도의 자기장 세기를 갖는 plastic 자석이용한다. 피부 접촉시 부드러움 유지하기 위해 3 가지 기본적 기능을 획득하도록 소형화한다. 맥진파형, 즉 시간에 따른 압력 변동 파형 획득이 가능토록 한다. 맥의 폭[大小], 맥의 길이[長短], 맥의 축지 심도[浮沈] 계측이 가능할 수 있다.

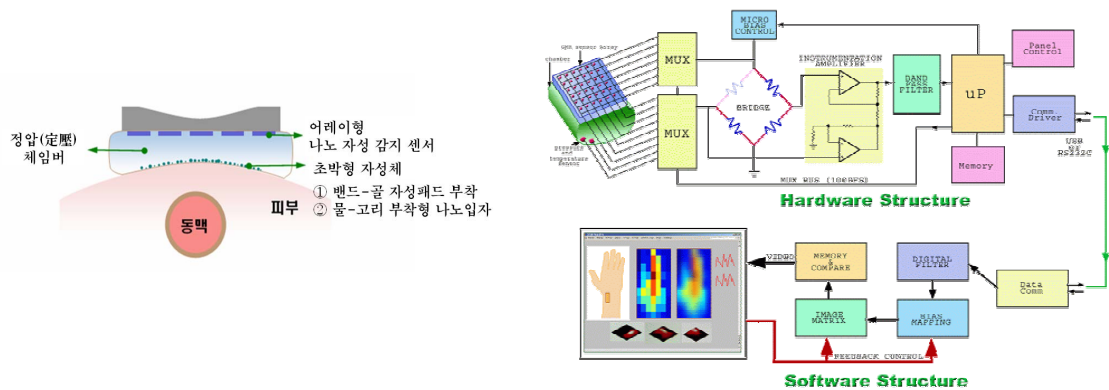


Fig. 2. Schematic structure for pulse measuring system using by GMR-SV array.

3. 알칼리 환원수의 미네랄 센서로서 GMR-SV 소자 :

GMR-SV 센서를 이용하여 두께 200 nm의 Mg-박막이 물속에서 용해되는 Mg 용해도 측정센서 시스템을 제작하고 특성을 조사하였다. Mg-박막이 물속에서 용해 될 때, 흐르는 전류의 미세한 변화를 측정함으로써 미네랄 환원수의 기초 물성적 특징 중 하나인 용해도 감지기능을 확인하였다. 광학현미경과 OPR 측정기를 이용하여 측정 한 Mg 용해 속도는 용해시 생성되는 방울수와 일정시간 변화에 따른 ORP 값 변화를 먹는 음용수, 일반 수도물과 증류수의 경우에 각각 비교하였다. 무기물 Mg 함량이 거의 없는 증류수의 경우, 물이 Mg 박막표면에 생성하는 방울수가 초기에는 적을 뿐 아니라, 45분 후에는 음용수와 수도물보다 먼저 방울수가 0으로 감소하였다. 이로서 미네랄 Mg 함량이 다른 각 종의 물에서 Mg 용해속도가 완전한 차이가 있음을 보여주었다. 또한 음용수와 수도물에 Mg-박막을 넣어, Mg 용해도의 시간에 대한 자기저항 변화를 17~18분 이내에 각각 검출하였다. 이때의 출력신호의 자기저항 값은 최대 45.4 Ω에서 최소 43.6 Ω으로 감소하였으며, 그 변화율은 $\Delta R/\Delta t = 1.8 \Omega/s$ 이었고 출력신호는 1.8 mV 이었다. Mg-박막이 각 물의 Mg 함량 정도에 따라 용해시간과 용해속도가 다르므로 GMR-SV 소자를 이용하면, 음용수를 알칼리 환원수로의 변환을 감지하는 미네랄 Mg 용해센서 개발이 가능할 것으로 보인다.

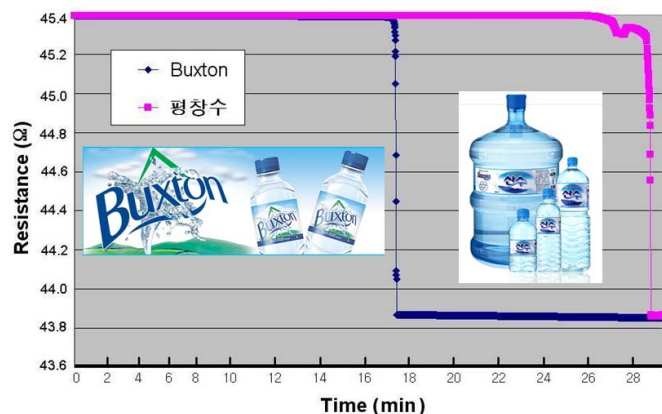


Fig. 3. The variation of output magnetoresistance as a function of dissolved time using Mg-film for two edible waters (Pyungchang & Buxton).