

## 자기 임피던스 센서를 이용한 맥박 측정 장치

김청월\* · 구본주\* · 김종성\*<sup>\*\*\*</sup>

### A monitoring apparatus for pulse shape of human heartbeats by magnetic impedance sensors

Cheong Worl Kim\*, Bon Ju Gu\*, and Jong Seong Kim\*<sup>\*\*\*</sup>

#### Abstract

A monitoring apparatus for pulse shapes of human heartbeats has been developed using an amorphous MI(Magnetic Impedance) sensor. The pulse shapes are successfully obtained from voltage signals due to the variations of magnetic impedance in the amorphous MI sensor, which is attached to a patient's wrist. This voltage signal was fed into a signal processing module to extract the pulse shapes of heartbeats. The signal processing module, which is proposed to detect a weak variations of impedance in MI sensor under a noisy measurement environment, consists of a high frequency current source, an amplifier stage and a synchronous detection circuit. To evaluate the characteristics of a newly developed apparatus, various experiments were performed. The experimental results show that the developed apparatus could be used as a diagnosis tool for traditional Korean medicine with further systematic clinical studies.

**Key Words :** MI(Magnetic Impedance) Sensor, GMI(Giant Magnetic Impedance), Pulsation

## 1. 서 론

맥진은 한의학에서 환자의 질병을 진단하는 가장 대표적인 방법으로 맥의 횡수, 리듬, 대소, 지속 등의 상태에 따라 환자의 질병을 판단하고 치료의 방침을 결정하는데 사용되며, 치료를 한 후에는 치료 전과 후의 맥의 상태를 비교하여 치료의 적합성 여부를 판정하는데 사용된다. 서양의학에서도 심전도에 나타나는 맥파를 판독하여 심장의 기능을 진단한다. 이처럼 맥진은 한의학과 서양의학에서 환자를 진단하는데 중요한 비중을 차지하고 있으나, 한의학에 시술되는 맥진은 대부분 한의사의 주관적인 경험에 의존하고 있다.

현재 사용되고 있는 맥박 측정기는 압력 센서나 캐패시터를 손목 부위에 부착하여 맥박의 움직임으로 나타나는 압력의 변화나 캐패시터의 용량 변화를 감지하여 맥박수를 측정한다. 이러한 종류의 맥박 측정기는

손목 부위의 혈관을 통과하는 혈압의 변화로 나타나는 맥박의 수를 측정하기 때문에 환자의 질병을 판단하기에는 정보가 부족하고, 특히 맥박이 전체적으로 약하게 뛰는 환자의 경우에는 맥박 측정이 제대로 이루어지지 않아 진료 및 처방에 많은 어려움을 겪고 있어 이에 대한 개선이 필요하다<sup>1)</sup>.

기준에 맥박 측정 장치의 문제점을 해결하기 위하여 MI(Magnetic Impedance) 센서를 이용하여 맥박을 측정하는 방법이 제안되어 왔다<sup>1)</sup>. MI 센서는 자계<sup>2,3)</sup>나 역학적인 힘<sup>1)</sup>에 의해 MI 센서의 임피던스가 변화하는 특성을 가지고 있으며, 이러한 특성을 이용하여 자계나 역학적인 움직임을 검출하는 센서가 개발되어 오고 있다<sup>3,4)</sup>. MI 센서 외에도 자계를 검출할 수 있는 여러 자기센서가 있으며, 그 응용분야로는 컴퓨터 및 정보기기 분야, 전력전자 및 전기기기분야, 자동차 및 메카닉스 분야, 비파괴검사 및 철강검사용, 의용생체계측분야, 공업계측분야, 환경 및 안전 분야, 자동화 분야 등이 있다<sup>5,6)</sup>. 특히 지능형 도로교통 체계(Intelligent Transport System)의 일환으로 전 세계적으로 활발히 진행되고 있는 자율주행 연구에 자기센서를 이용한 방법이 제안되고 있다<sup>7)</sup>.

\*안동대학교 대학원 바이오전자공학과 (Department of Bio-Electronics Engineering, Graduate School, Andong National University)

\*\*<sup>(주)</sup>포디컬쳐 (4Dculture Inc.)

<sup>†</sup>Corresponding author: ceo@4dculture.com

(Received : January 3, 2006, Accepted : January 20, 2006)

MI 센서에서 임피던스의 변화를 감지하려면 MI 센서를 구동하고 센서 내의 임피던스 변화를 전기적 신호로 바꾸어 주는 신호처리회로가 필요하다. 신호처리회로는 응용분야에 따라 여러 가지 구조가 제안되어 왔다<sup>[24]</sup>. 본 논문에서는 미약한 역학적인 움직임에도 MI 센서의 임피던스 변화를 감지하여 전기적 신호로 변환해 주는 신호처리회로의 구조를 제안하고 이를 개별 소자로 구현하여 맥박 측정 장치를 구성하였다.

## 2. 센서 및 회로 설계

### 2.1. 자기 임피던스 센서

연자성체 박막으로 구성되는 MI 센서에 고주파 전류를 흘리면서 외부에서 인가되는 자계를 변화시키면 자성체 내부에서 일어나는 급격한 투자율의 변화와 포피효과로 인하여 자계가 변화하는 순간에 MI 센서의 임피던스가 급격하게 변하게 된다<sup>[5,8]</sup>. 이러한 현상을 거대 자기 임피던스 GMI(Giant Magnetic Impedance) 특성<sup>[1,2]</sup>이라 하며, 그림 1과 같은 특성을 나타낸다.

GMI 특성으로 나타나는 MI 센서의 임피던스 변화는 MI 센서에 인가되는 고주파 전류로 인하여 센서 양단에 전압의 변화로 나타나게 된다. 이 전압의 변화를 측정하여 자계로 환산하면 자계의 크기를 측정할 수 있다<sup>[6]</sup>.

GMI 특성을 최대로 나타나게 하기 위한 MI 센서에 인가되는 고주파 전류의 주파수 대역은 MI 센서를 구성하는 물질과 제조 공법에 따라 결정되며<sup>[1,5]</sup>, 보통 100 kHz~10 MHz 영역에서 존재한다.

MI 센서에 있어서 가장 중요한 특성인 GMI 현상은 외부의 자기장뿐만 아니라 물리적인 힘의 변화에 의해서도 나타난다<sup>[1]</sup>. 본 논문에서는 물리적인 힘에 의하여

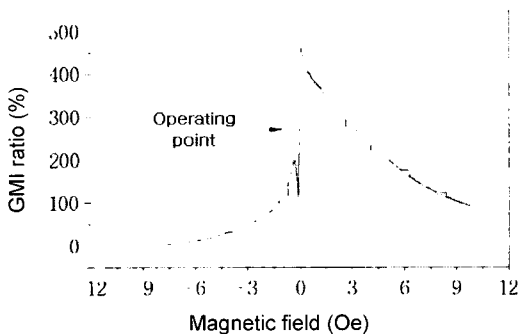


그림 1. GMI 변화율 그래프<sup>[1]</sup>  
Fig. 1. Graph for GMI ratio as a function of Magnetic field in Co-based MI sensor<sup>[1]</sup>.

MI 센서의 임피던스가 변화하는 특성을 이용하여 맥박 측정 시스템을 구성하였다.

### 2.2. 4-단자 전극

MI 센서의 임피던스 크기는 보통 수  $\Omega$  정도이며, GMI 현상으로 나타나는 임피던스의 크기 변화량은 1  $\Omega$  이하이다. 이러한 임피던스 특성을 나타내는 MI 센서에 고주파 신호를 인가하거나 임피던스를 측정하기 위하여 전극을 부착하는 경우에는 전극의 접촉저항이나 도선의 저항 등이 임피던스 변화를 측정하는 데에 많은 영향을 미치게 된다. 전극의 저항이 커질수록 MI 센서의 GMI 변화율이 낮아져 측정 감도가 떨어지게 된다. 따라서 MI 센서에 부착되는 전극의 접촉저항과 도선의 길이로 인하여 나타나는 저항의 영향이 최소화되도록 하여야 한다.

MI 센서에 인가되는 고주파 신호는 전류로 인가하므로 전극 저항과 도선 저항의 영향을 무시할 수 있으나, 동일한 전극을 이용하여 임피던스 변화로 나타나는 전압을 측정하는 경우에는 전극 저항이 측정값에 영향을 미치게 된다. 이처럼 두 개의 전극을 이용하는 경우에는 전극 저항의 영향으로 센서의 감도가 저하되게 된다. 이를 방지하기 위해서는 그림 2에 주어진 바와 같은 4-단자 전극을 사용하여야 한다.

그림 2의 구조에서 전극 C1과 C4 사이에 연결된 전류원은 MI 센서에 인가되는 고주파 전류를 나타내고, 전압계는 MI 센서에서 전극 C2와 C3 사이의 임피던스 변화로 나타나는 전압의 변화를 측정하는 데에 사용된다.

그림 2의 4-단자 전극에서 전극 C1과 C4에는 전류원을 연결하므로 전극과 도선의 저항이 MI 센서에 인가되는 전류의 크기에 영향을 미치지 않는다. 또한 전극 C2와 C3 사이에 연결되는 전압계의 저항이 매우

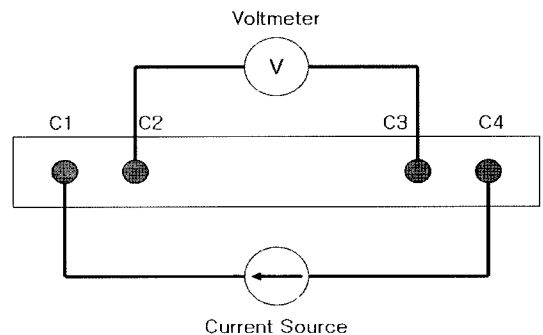


그림 2. 4-단자 전극 구조  
Fig. 2. 4-point electrode structure.

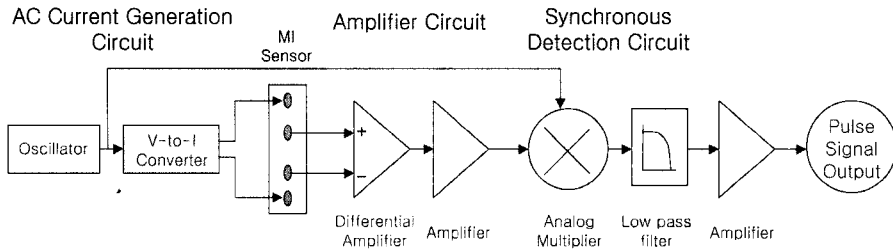


그림 3. 신호처리부 블록도  
Fig. 3. Block diagram of signal processing module.

큰 경우에는 MI 센서에 부착되는 전극 C2와 C3의 접촉 저항과 전극에 부착되는 도선의 저항이 MI 센서의 임피던스 측정에 미치는 영향을 최소화할 수 있다. 실제 구현회로에서는 전압계 역할을 하는 증폭기의 입력 저항을 크게 설계하여야 한다.

2.3. 신호처리회로 구성

MI 센서에서 자기 임피던스의 변화를 측정하려면 MI 센서에 고주파 전류를 인가하고 임피던스 변화로 나타나는 전압변화를 증폭하여 임피던스 변화량을 검출하는 신호처리회로가 필요하다. 본 논문에서 제안한 신호처리 방식을 블록도로 나타내면 그림 3과 같다.

그림 3의 블록도에 나타나 있는 것처럼 본 논문에서는 MI 센서의 미세한 임피던스 변화로 발생한 미약한 전압 신호를 이용하여 잡음이 많은 측정환경에서도 맥박 신호를 검출할 수 있도록 동기 검파 회로를 사용하였다.

MI 센서에 인가되는 고주파 전류는 고주파 발진회로와 전압을 전류로 변환하는 V-to-I 변환회로를 이용하여 발생시켰다. 발진회로는 MI 센서의 GMI 변화율이 가장 크게 나타나는 주파수의 교류신호를 발생시키고, V-to-I 변환회로는 발진회로에서 출력되는 교류전압신호를 교류전류신호로 변환하여 MI 센서에 인가하는 역할을 한다.

MI 센서에 고주파 전류를 입력한 후에 센서를 맥박 측정 부위에 부착하게 되면 맥박의 물리적인 힘에 의해 센서의 임피던스가 변하게 되고, 이 임피던스의 변화는 센서에 흐르는 고주파 전류에 의하여 전압 변화가 나타나게 된다. MI 센서의 임피던스의 변화량이 작고 인가되는 전류의 크기가 보통 수 mA이므로 전압신호의 크기는 수십에서 수백  $\mu V$ 정도가 된다.

MI 센서에서 나타난 미세한 전기적 신호는 초단기 차동증폭기 회로로 구성된 증폭회로를 이용하여 큰 신호로 증폭한다. 입력 저항이 큰 차동증폭기를 사용

하면 그림 2에서 전압계를 부착하는 것과 동일한 효과를 얻을 수 있으며, MI 센서의 전극과 차동증폭기 사이의 도선으로 인하여 유기되는 외부의 잡음도 제거할 수 있다.

동기 검파 회로는 아날로그 곱셈 회로와 저역 통과 필터로 구성되어 있으며, 발진 회로에서 출력되는 신호와 MI 센서에서 출력되는 신호를 이용하여 맥파를 추출하는데 사용된다. 발진회로에서 출력되는 신호를  $V_{osc}$ 라고 하면 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$V_{osc} = V_s \sin(2\pi f_0 t) \tag{1}$$

MI 센서의 임피던스 변화로 나타나는 전압신호가 차동증폭기와 중간 증폭기에서 증폭되어 곱셈회로의 입력에 나타나는 신호를  $V_M$ 라고 하면 식 (2)와 같이 주어진다.

$$V_M = V_i \sin(2\pi f_0 t) \tag{2}$$

식 (1)과 (2)의  $V_{osc}$ 와  $V_M$ 에 나타나는 주파수  $f_0$ 는 발진회로에서 출력되는 신호의 주파수로 MI 센서에 인가되는 고주파 전류의 주파수에 해당되고,  $V_s$ 와  $V_i$ 는 각각 발진회로의 출력신호 진폭과 MI 센서에서 임피던스 변화로 나타나는 신호를 증폭한 신호의 진폭을 나타낸다.

동기 검파 회로의 곱셈회로 입력에 나타나는  $V_{osc}$ 와  $V_M$ 는 아날로그 곱셈회로에 의하여 서로 곱하게 되어 곱셈회로의 출력에는 식 (3)과 같은 신호가 출력된다.

$$V_M \times V_{osc} = \frac{V_s V_i}{2} \{ \cos(0) - \cos(4\pi f_0 t) \} \tag{3}$$

식 (3)에 나타나 있는 것처럼 아날로그 곱셈회로의 출력신호는 직류성분과 발진회로의 출력 주파수의 두 배의 주파수 성분의 신호로 구성된다. 필요한 신호성분은 직류성분이므로 동기 검파로 나타나는 고주파 성분에

해당되는  $2f_0$  주파수 성분의 신호는 제거되어야 한다.

곱셈회로의 출력신호를 저역통과필터를 통과시키면  $2f_0$  성분의 신호는 제거되고, 저역 통과필터의 출력에는 맥박의 역학적인 힘에 의해 MI 센서의 임피던스 변화로 나타나는 신호 성분의 크기에 해당되는  $\frac{V_3 V_4}{2}$  만 남게 된다.

### 3. 실험 방법 및 결과

본 논문에서는 1 MHz의 고주파 전류가 흐를 때에 GMI 특성에 의하여 임피던스 변화가 최대로 나타나는 MI 센서를 이용하여 맥박 측정 시스템을 구현하였다. 그림 4는 실험에 사용된 MI 센서에 전극이 부착된 모양을 나타내고 있다.

그림 4에서 전극 C1과 C2사이에는 고주파 전류가 인가되고, 전극 C2와 C3는 그림 3의 차동 증폭기 입력에 연결하여 4-단자 전극회로가 구성된다. 신호처리 회로는 그림 5와 같이 개별 소자들을 이용하여 제작하였고, 회로의 전원 전압으로는  $\pm 10$  V를 사용하였다.

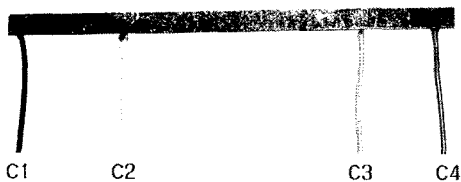


그림 4. 전극이 부착된 MI 센서  
Fig. 4. Magnetic Impedance sensor with electrodes.

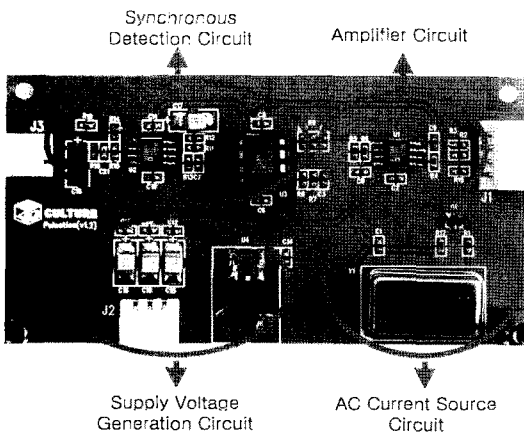


그림 5. 신호 처리 회로 보드  
Fig. 5. Signal processing circuit board.

안정된 발진 주파수의 고주파 신호를 얻기 위하여 수정 발진회로로 구성된 1 MHz의 오실레이터를 사용하여 발진회로를 구현하였다. 발진회로의 전압신호를 고주파 교류전류로 바꾸어 주는 V-to-I 변환회로는 트랜스컨덕턴스(Transconductance) 증폭기를 이용하여 구성하였으며, 최대 20 mA의 교류 전류를 MI 센서에 인가할 수 있도록 설계하였다. 증폭기 회로와 저역통과필터 회로는 반응속도가 빠르고 주파수 대역이 넓은 연산증폭기를 사용하여 구현하였다. MI 센서의 출력신호를 증폭하는 차동증폭기와 중간증폭기의 이득은 각각 41 dB와 26 dB이며, 동기검파회로의 출력신호를 증폭하는 증폭기의 이득은 88 dB이다. 동기검파회로를 구성하는 저역통과필터는 상한차단주파수가 20 Hz인 버터워스(Butterworth)형의 필터를 사용하였다. 측정 장치의 외부잡음 유기를 최소화하기 위하여 맥박 측정 부위에 부착되는 MI 센서와 신호처리회로의 PCB 보드사이에는 실드 케이블을 이용하여 연결하였다.

MI 센서로 구현된 맥박 측정 장치는 그림 6에 나타나 있는 방법으로 손목 부위의 맥박을 측정하였다. 제작된 맥박 측정 장치의 특성을 평가하기 위하여 피측정자의 몸의 상태와 연령에 따라 맥파를 측정하였다.

그림 7에는 28세의 건강한 청년을 평상시, 운동 후 및 음주 후의 경우에 각각 손목 부위에서 측정한 맥박의 형태를 나타내고 있다. 그림에서 맥박 신호의 크기는 MI 센서가 손목에 밀착되는 정도에 따라 달라질 수 있어서 맥박의 세기를 판단하는 데에는 어려움이 있으나, 측정된 맥파의 주기와 형태는 3가지 경우에 확연히 다르게 나타난다. 특히 파형에서 밑으로 내려가는 신호의 크기는 비슷하지만 위로 나타나는 신호의 크기는 평상시와 운동 후에는 뚜렷하지만 음주 후에는 크게 작아짐을 알 수 있다.

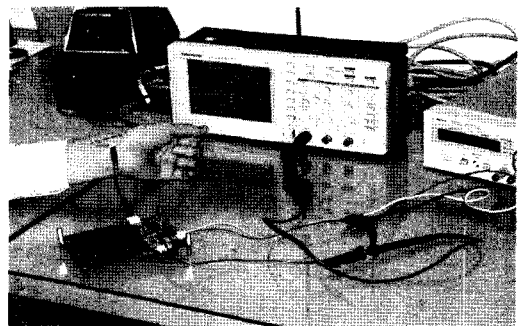


그림 6. 맥박 측정 실험장치  
Fig. 6. Pulsation-measuring experimental apparatus.

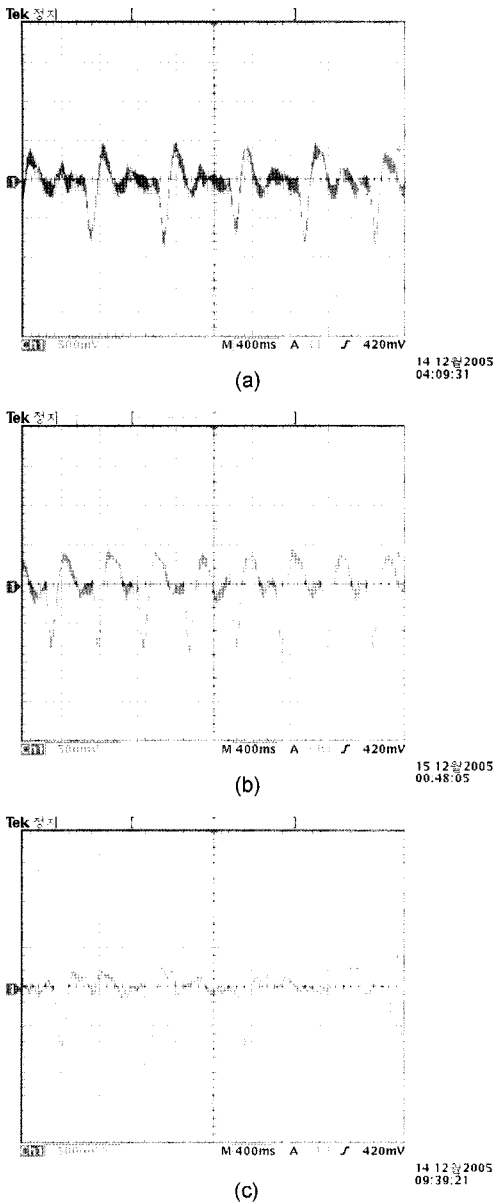


그림 7. 28세 남성의 맥파의 모양: (a) 평상시 (b) 운동 후 (c) 음주 후  
 Fig. 7. Pulse shapes of pulsation of a 28 year old male: (a) Normal time (b) After exercise (c) After drink.

그림 8에는 비슷한 연령대에 있는 남녀의 손목 부위의 맥파를 측정된 파형이 주어져 있다. 그림 7과 8에 나타나 있는 것처럼 제작한 맥박 측정 시스템을 이용하여 맥파를 측정하면 맥파의 미세한 움직임까지 측정할 수 있어서 피측정자의 나이와 성별, 맥박 측정 당시의 몸 상태 등에 따라서 맥박의 신호 형태가 다르게 나

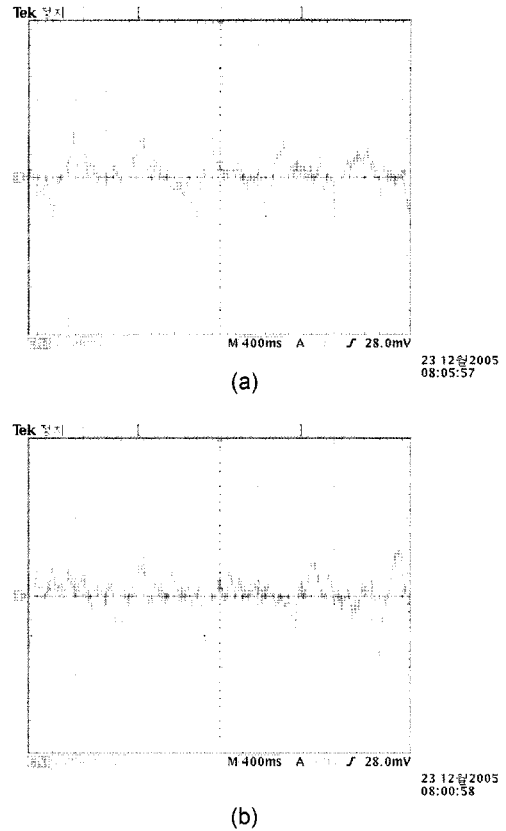


그림 8. 성별에 따른 맥파의 모양: (a) 43세 남성의 맥 (b) 40세 여성의 맥  
 Fig. 8. Pulse shapes of pulsation according to sex: (a) a 43 year old male (b) a 40 year old female.

타났다. 이는 기존의 맥박 측정 장치와는 달리 제안된 맥박 측정 장치는 맥박의 수를 측정할 수 있을 뿐만 아니라 맥박의 미세한 움직임 즉 맥파의 여운까지도 측정할 수 있음을 나타낸다.

처음 설계된 맥박 측정 장치에서는 온도나 전원접압의 변동으로 인하여 발진회로의 특성이 변화하거나 동기검파회로를 구성하는 아날로그 곱셈회로의 특성이 변화할 때에 출력신호가 드리프트(drift)되는 현상이 나타났다. 이를 해결하기 위하여 발진회로는 수정발진회로를 사용하였고, 발진회로의 전원전압은 정전압발생회로로 공급하여 온도나 외부전원전압의 변동에도 안정된 전압을 공급할 수 있도록 설계하였다. 또한 아날로그 곱셈회로는 온도나 전원전압 변동에도 특성이 안정적인 부품을 선정하여 사용하였다. 이와 같이 구현된 맥박 측정 장치를 상온에서는 안정적으로 맥파를 측정할 수 있었다.

## 4. 결 론

본 논문에서는 MI 센서의 GMI 특성을 이용하여 미세한 맥박의 움직임까지도 측정할 수 있는 맥박 측정 시스템을 구현하고 이를 실험을 통하여 검증하였다.

실험에 나타나 있는 것처럼 손목에 부착되는 MI 센서의 밀착 정도에 따라 신호의 크기가 달라져서 크기로 맥박을 진단하기에는 어려움이 있으나, 맥박 신호의 형태나 주기는 성별과 몸의 상태에 따라 크게 차이가 남을 알 수 있다. MI 센서와 측정부위의 밀착정도는 손목에 부착하는 장치를 개발하여 사용하면 오차범위 내에서 일정하게 유지할 수 있을 것이다.

물리적인 힘이나 자기장에 의하여 변화하는 MI 센서의 임피던스를 측정하기 위하여 제안된 신호처리회로는 MI 센서가 사용되는 분야에는 공동으로 사용될 수 있으므로 이를 개별소자로 구성하는 대신에 MI 센서를 구동하고 신호 처리하는 전용집적회로로 개발이 필요하다.

본 논문에서는 한 개의 MI 센서를 이용하여 맥박을 측정하였으나, 두 개 이상의 MI 센서를 사용하는 경우에는 측정부위에서 맥박이 전파되는 속도를 측정할 수 있다. 이를 이용하면 MI 센서와 측정부위의 밀착정도에 따라 달라져서 측정하기 어려운 맥박의 세기도 정확하게 측정할 수 있을 것으로 예상된다.

본 논문에서 제작된 맥박 측정 시스템을 이용하여 임상 데이터를 체계적으로 수집하고 분석하여 맥박의 파형에 따라 질병에 대한 데이터를 체계화할 경우에는 한의사의 전문적이고 주관적인 경험에 의한 것이 아닌 보다 객관적이고 과학적인 방법으로 질병 진단이 가능할 것으로 예상된다.

## Acknowledgement

본 논문은 경북전략사업기획단 안동시 바이오산업기술개발의 연구비를 지원받아 수행되었음.

## 참고 문헌

- [1] 김철기, “자기적 방법에 의한 맥박 측정기 및 그 측정 방법”, 공개특허, 특 2002-0035395.
- [2] L. P. Shen, T. Uchiyama, K. Mohri, E. Kita and K. Bushida, “Sensitive stress-impedance micro sensor using amorphous magnetostrictive wire”, *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 33, no. 5, pp. 3355-3357, September, 1997.
- [3] T. Uchiyama, K. Mohri, IEEE Fellow, M. Shinkai, A. Ohshima, H. Hond, T. Kobayashi, T. Wakabayashi and J. Yoshida, “Position sensing of magnetite gel using mi sensor for brain tumor detection”, *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 33, no. 5, pp. 4266-4268, September, 1997.
- [4] T. Kanno, K. Mohri, T. Yagi, T. Uchiyama, and L. P. Shen, “Amorphous wire MI micro sensor using C-MOS IC multivibrator”, *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 33, no. 5, pp. 3358-3360, September, 1997.
- [5] 허진, 김영화, 신광호, 사공건, “CoZrNb막을 이용한 MI센서 소자의 제작 및 특성”, 전기전자재료학회논문지, 제17권, pp. 52-58, 2004.
- [6] 김영학, 신광호, “자기임피던스 효과를 이용한 자기 센서”, 전기전자재료학회지, 제14권, 제5호, pp. 25-32, 2001.
- [7] 유영재, “3축 자기센서를 이용한 자기차선상의 차량 위치 및 방향 추정”, 센서학회지, 제9권, 제5호, pp. 40-46, 2000.
- [8] 신광호, 박경일, 송재연, 김영학, 사공건, “Co계 아몰퍼스리본을 이용한 자계센서”, 센서학회지, 제12권, 제5호, pp. 205-210, 2003.



**김 청 월 (Cheong Worl Kim)**

- 1980년 영남대학교 전자공학과 학사
- 1983년 한국과학기술원 산업전자공학과 석사
- 1990년 한국과학기술원 전기 및 전자공학 학과 박사
- 1983년 3월~1987년 2월 금성반도체 연구소 주임연구원
- 1990년 1월~1991년 10월 금성일렉트론 중앙연구소 책임연구원
- 1991년 11월~1995년 2월 (주)대륙기전 전자기계연구소 연구소장
- 1995년 3월~현재 안동대학교 전기전자 공학교육과 부교수
- 2000년 1월~2005년 8월 (주)포디컬처 3D 기술연구소 연구소장
- 주관심분야 : 아날로그 신호처리 및 집적회로설계, 마이크로프로세서 및 디지털시그널프로세서 응용



**구 본 주 (Bon Ju Gu)**

- 2003년 안동대학교 전자공학교육과 졸업 (공학사)
- 2005년~현재 안동대학교 대학원 바이오 전자공학과 석사 재학 중
- 2002년 07월~현재 (주)포디컬처 3D 기술연구소
- 주관심분야 : 영상 처리, 디지털 및 아날로그 신호 처리



**김 종 성 (Jong Seong Kim)**

- 1980년 경북대학교 전자공학과 학사
- 1982년 영남대학교 전자공학과 석사
- 1992년 University of Rhode Island(미) 전자컴퓨터공학과 박사
- 1989년 1월~1991년 12월 CTFIR(미) 연구원.
- 1994년 3월~현재 안동대학교 정보전자 공학교육과 교수
- 2001년 1월~현재 (주)포디컬처 대표이사
- 2004년 2월~현재 University of Alberta(캐), 컴퓨터사이언스과 객원교수
- 주관심분야 : 3차원 레이저 스캐닝 시스템, 3차원 영상처리, 멀티미디어 콘텐츠 교육