

논문 2013-50-12-33

# 3축 정자계 상쇄 시스템

## (3-Axis Static Magnetic Field Cancellation System)

김 수 찬\*  
(Soochan Kim<sup>©</sup>)

### 요 약

자기장에 대하여 우리는 부지불식간에 많이 노출되고 있고 이와 관련된 영향에 대한 연구도 많이 진행되어 왔다. 역학 조사를 통한 연구도 있고, 실험실 수준의 연구도 있다. 실험실 수준의 연구의 경우, 인위적인 자기장 생성을 통해서 세포에 자극을 가하고 이에 대한 영향을 관찰한다. 세포 실험에서 많이 사용되는 주파수와 파형은 다양하지만, 그 크기는 보통 10G 내외이다. 지구 자계의 크기인 300-400mG 정도와 비교하면 크다고 할 수 없으나, 오래 전부터 이 환경에 적응되어 왔기 때문에 인위적으로 가하는 자기장 세기의 3-4%의 크기지만 무시할 수 없다. 본 연구에서는 주변 자기장에 대한 영향을 고려하여 실험할 수 있도록 양방향 정자계 생성이 가능한 자기장 발생 장치를 설계하고 구현하였다. 제안된 시스템으로 조절 가능한 정자계의 크기는  $\pm 500\text{mG}(\pm 50\mu\text{T})$ 까지이며 최소  $\pm 5\text{mG}(\pm 0.5\mu\text{T})$ 까지 주변 자기장을 실시간으로 상쇄시킬 수 있었다.

### Abstract

We have been unwittingly exposed to magnetic field. Biological effects due to electromagnetic field exposure has been studied over the past several decades. There has been epidemiological studies and laboratory studies. In the case of laboratory studies, the effect has been observed through the cell stimulation of an artificial magnetic field. The used frequency and waveform are various in the cell experiment, but the intensity of the magnetic field is usually around 10G. Intensity of Earth's magnetic field is about 300-400mG. Although this intensity is not much higher than artificial magnetic field as 3-4% amplitude, we can't ignore the effect because every living thing on earth has already adapted for long time ago. In this study, we have designed and implemented the 3-axis magnetic field generation system in order to remove the static magnetic field in the real-time and kept its intensity less than  $\pm 5\text{mG}(\pm 0.5\mu\text{T})$  using 3-axis helmholtz coil.

**Keywords:** Magnetic field, Geomagnetism, Cancellation, Real-time, Biological effect

## I. 서 론

일상생활에서 자기장은 널리 사용되고 있음에도 불구하고, 사람들의 오감으로 직접 느낄 수 없기 때문에

\* 평생회원, 한경대학교 전기전자제어공학과, IT융합연구소

(Dept. of Electrical and Electronic Engineering, Institute for IT Convergence, Hankyong National University)

© Corresponding Author(E-mail: sckim@hknu.ac.kr)

※ 본 연구는 한국연구재단을 통해 교육과학기술부의 미래융합기술파이오니어사업으로부터 지원받아 수행되었습니다 (2009-0082947).

접수일자: 2013년8월21일, 수정완료일: 2013년11월20일

관심을 별로 끌지 못한다. 핸드폰, 자동차, 컴퓨터, 모터, 의료기기, 그리고 가전제품 등도 이러한 자기장이 없이는 구현이 불가능한 것들이 대부분이다. 지구자계(Earth's magnetic field, EMF)은 지구의 중요한 물리적 특성의 하나로서, 태양으로부터 지구 내부에 이르는 넓은 범위의 환경에 관계되어 있고, 방향 탐지, 전파장애 예보, 위성 및 국방 분야 등에 널리 이용되고 있다<sup>[1-3]</sup>. 지구자계는 남극에서 발생하여 북극으로 들어가며 지구상의 위치와 장소에 따라서 다르게 분포한다<sup>[4]</sup>. 우리나라의 경우 평균 자계의 크기는 400~500mG로 알려져 있다<sup>[1]</sup>.

그러나 지구자계는 시간에 따라 변화하고, 위치에 따

라 다르다<sup>[2~3]</sup>. 지구 전체의 자기장 축이 정반대로 변경되는 데는 약 100만년이라는 오랜 기간을 필요로 하지만 조금씩 변화된다는 것은 명확하다<sup>[1~2]</sup>.

In vitro 실험에서 대부분 사용하는 인큐베이터 또한 전기/기계 장치이고 인큐베이터 주변에 유사한 많은 장비들이 함께 사용되고 있기 때문에 주변 자계의 영향에 그대로 노출되어 있다. 지자계 실험에서 사용하는 일반적인 자계 강도가 10G 내외라 본다면 5~10%정도로 무시할 수 없는 크기이다<sup>[5]</sup>.

자기 잡음을 감소시키는 방법으로는 수동차폐와 능동차폐 방법이 사용된다. 수동차폐는 외벽을 두꺼운 알루미늄 패널 구조를 만들고 투자율이 높은 뮤( $\mu$ ) 메탈을 2~3층으로 부착하는 밀폐형으로 이루어진다<sup>[6]</sup>. 이 방법은 우수한 차폐방법으로 평가되지만, 차폐유연성이 부족하고 상당한 무게로 인한 제작의 어려움 등으로 인하여 설비비용이 많이 든다. 이러한 이유 때문에 생체에서 발생하는 미세한 자기장을 측정하는 심자도나 뇌자도, 혹은 강한 자계가 발생하는 자기공명영상장치(MRI) 등의 장비가 있는 경우 등에 한하여 이용되고 있다<sup>[7~8]</sup>. 능동차폐는 외부에서 발생하는 자기잡음에 대하여 크기가 동일한 자계를 역방향으로 인가하여 무자계 공간을 형성하는 방법이다<sup>[6~7]</sup>. 밀폐형에 비하여 차폐능력이 떨어지는 단점은 있지만 개방형 구조로 제작이 간편하고 유지보수 및 설치장소 이동 등의 장점이 있고 특히 수시로 변화하는 자기잡음에 대응할 수 있는 유연성이 있다. 능동 차폐방법은 자계가 존재하는 공간의 자계를 검출하고, 자기장 발생 장치를 사용하여 크기는 동일하지만 방향이 반대인 자계를 발생시켜 무자계 환경을 만드는 방식이다. 자계의 변화가 불규칙적으로 빈번히 발생하는 환경에 적합하다. 솔레노이드를 이용한 전자적으로 강하고 균일한 자계를 생성시킬 수 있으나 축 방향으로만 공간을 활용할 수밖에 없는 단점이 있다. 또 다른 방법인 헬름홀츠 코일은 솔레노이드에 비해 자계 균일도와 효율은 상대적으로 떨어지지만 내부 공간 활용도가 뛰어난 장점이 있다<sup>[7~10]</sup>.

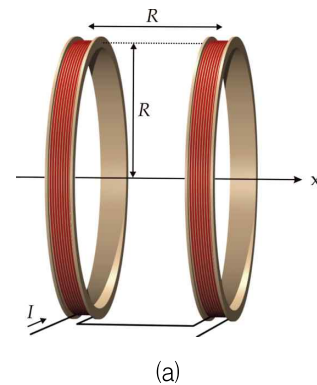
본 연구에서는 지자계나 극저주파 자계의 영향을 최소화할 목적으로 주변의 자계를 모니터링하여 능동적으로 역 방향의 자계를 생성시켜 코일 내부의 정자계를 제거하는 장치를 제안하였다. 이를 위해서 코일의 크기 및 감는 회수를 최적으로 설계하는 방법, 단일 전원을 이용한 양방향 자계 제어 방법을 제안하고 구현하였다.

## II. 본 론

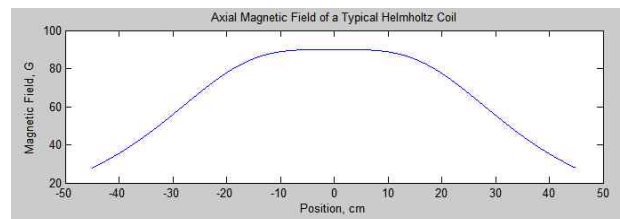
### 1. 자계 생성

주변 자계를 상쇄하기 위해서는 인위적인 자계를 형성해야 한다. 제어가 가능한 자계를 형성하는 대표적인 방법은 코일을 이용한 솔레노이드 방식이다. 그리고 이를 변형하여 공간 확보를 용이하게 한 것이 헬름홀츠 코일이다<sup>[7~10]</sup>. 세포 실험은 인큐베이터 내에서 진행된다. 인큐베이터는 항온, 상습이 유지되는 곳이지만 내부 공기의 순환을 가로 막는 구조물이 적을수록 온도와 습도가 일정한 상태가 된다. 주변 자계를 상쇄하는 것과 동시에 내부에 세포나 검사체가 놓여야 하므로 무자계 상태가 유지되는 곳에 빈 공간의 확보가 중요하다. 이러한 이유 때문에 긴 원통 형태의 솔레노이드 코일보다 공간 확보가 용이하고 공기 순환이 용이하여 상대적으로 코일 내 온도 상승이 적은 헬름홀츠 코일 방식을 이용하였다<sup>[9~10]</sup>.

헬름홀츠를 이용한 자계 발생 이론은 식 (1)과 같다<sup>[10~11]</sup>. 헬름홀츠 코일의 배치를 코일의 반경과 동일한



(a)



(b)

그림 1. (a) 전형적인 1축 헬름홀츠 코일 (b) 두 코일의 거리를 코일의 반경과 같이 두었을 때 생성되는 자계 분포도

Fig. 1. (a) Typical Helmholtz coil (b) Simulated magnetic field distribution when the radius of coil is equal to the distance between coils.

거리를 유지할 때 코일 내부의 자계 분포가 가장 균일하다. 중심축 거리  $x$ 가 0인 지점은 헬름홀츠 코일의 가운데 지점으로 이곳에서의 자계의 세기는 식 (1)에  $x=0$ 을 대입하여 정리한 식 (2)와 같다. 코일을 그림 1(a)와 같이 배치하고 식 (1)을 이용하여 시뮬레이션 하였을 때의 자계의 분포는 그림 1(b)와 같고 균일한 분포를 보이는 곳의 세기는 식 (2)에서 얻은 자계의 세기와 같다. 그러므로 균일한 분포를 갖도록 코일을 배치한 이후에는 간략화된 식 (2)를 이용하여 자계의 세기를 결정할 수 있다. 자계의 세기는 코일의 반경( $R$ )과 코일을 감은 수( $N$ ), 그리고 코일에 흐르는 전류( $I$ )에 의해서 결정된다.

$$\begin{aligned}
 B(x) &= E(x_1) + E(x_2) \\
 &= \mu_0 N I R^2 \left[ \left( \left( x - \frac{R}{2} \right)^2 + R^2 \right)^{-3/2} + \left( \left( x + \frac{R}{2} \right)^2 + R^2 \right)^{-3/2} \right] \\
 \mu_0 &= 4\pi \cdot 10^{-7} [m \cdot T/A] \\
 x_1 &= x - \frac{R}{2} [m] \\
 x_2 &= x + \frac{R}{2} [m] \\
 x &: \text{중심축} \\
 N &: \text{코일의 권선수} \\
 I &: \text{코일에 흐르는 전류} \\
 R &: \text{코일의 반지름}
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

$$\begin{aligned}
 B &= \frac{8\mu_0 N I}{R \sqrt{125}} [T] \\
 &= 0.00899178 \frac{N I}{R}
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

2. 3축 코일의 설계

자계는 한 방향으로만 생성되는 것이 아니라 3차원 공간에서 어떤 방향으로든 형성될 수 있다. 그러므로 자계 상쇄를 위해서는 3축의 자계 생성이 필요하다. 이를 위해 그림 2와 같이 3축 코일을 설계하였다. 최적의 설계를 위해서는 최외곽 코일(그림 2의 코일 1)의 안쪽에 들어갈 코일(그림 2의 코일 2)의 반경과 거리를 고려하여 설계해야 한다. 코일의 반경은 최대한 균일한 자계 형성을 위해서 앞 장의 그림 1(a)와 같이 코일의 반경과 거리의 관계를 유지하여야 한다. 이 때 코일을 감기 위해 만든 프레임 구조도 함께 고려되어야 한다. 그림 3(a)와 (b)를 기반으로 언급한 두 가지 요소를 고려하여 내부 코일의 반경을 결정하는 식 (3)을 유도하였다. 식 (3)에서 숫자 1은 코일의 프레임 폭을 2cm로

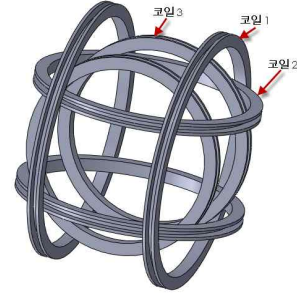


그림 2. 3축 자계 상쇄를 위한 코일 구조  
Fig. 2. Coil structure for cancellation of 3-axis magnetic field.

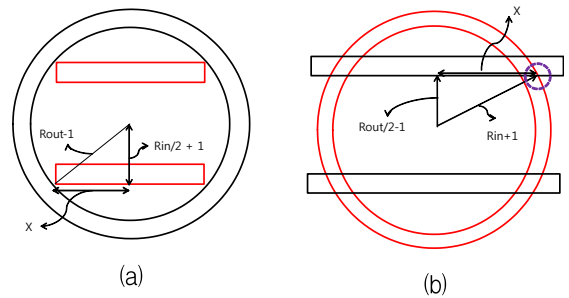


그림 3. (a) 외곽 코일을 위에서 보았을 때 (b) 외곽 코일을 측면에서 보았을 때의 모식도  
Fig. 3. Diagram on (a) the top view (b) the side view of coils

가정하여 폭의 반인 1cm를 의미한다. 최외곽 코일인 코일 1의 반경이  $R_{out}$ 이고 이와 접해 있는 내부 코일 2의 반경을  $R_{in}$ 이라고 하였을 때 그 내부에 삽입되는 코일 2의 크기를 결정하는 식은 식 (4)와 같이 유도된다. 식 (4)를 이용하여 결정된 최외곽 반경을 기준으로 내부 코일 2의 반경을 결정하고, 코일 2의 반경을 기준으로 다시 그 내부 코일인 코일 3의 반경을 결정하였다.

$$\begin{aligned}
 (R_{out} - 1)^2 &= x^2 + \left( \frac{R_{in}}{2} + 1 \right)^2 \\
 (R_{in} + 1)^2 &= x^2 + \left( \frac{R_{out}}{2} - 1 \right)^2
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

$$\begin{aligned}
 5R_{in}^2 + 12R_{in} - 5R_{out}^2 + 12R_{out} &= 0 \\
 R_{in} &= \frac{-12 \pm \sqrt{144 - 20(-5R_{out}^2 + 12R_{out})}}{10}
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

3. 코일의 스펙 결정

주변 자계의 자연스러운 변화 크기를  $\pm 500mG$  이내로 보고 인큐베이트 내에 최대한 넓은 공간을 확보하기

위해 최외곽 코일이 인큐베이터에 맞도록 내경을 38cm로 결정하였다. 이를 기준으로 중간에 위치하는 코일, 가장 안쪽에 위치하는 코일의 반경을 앞에서 설명한 식(4)를 이용하여 결정하였다.

자계 세기와 반경이 결정된 상태에서 남은 변수는 코일의 턴 수(N)와 전류(I)이다. 위 조건을 만족하는 N·I 값은 약 10.6이다. 예를 들면 최대 1A의 전류를 코일에 흐르게 할 수 있다면 코일을 11회 감으면 500mG의 자계 형성이 가능하다. 그러나 전류의 크기가 증가되면 코일의 단면적 또한 넓어져야하고 전류 제어기의 용량도 높아야 한다. 이런 점들을 고려하여 전류의 최대 크기는 100mA로 고정하여 코일의 턴 수를 결정하였다. 전류가 100mA로 가정하면, 최외곽 코일의 경우 턴 수는 약 106회가 된다. 100mA까지 허용하는 코일의 단면적은 최소 0.040mm<sup>2</sup>로 직경 0.226mm까지 가능하므로 이를 조금 넘는 0.254mm(30AWG) 코일로 결정하였다<sup>[12]</sup>. 나머지 코일도 위와 같은 방법으로 결정하였다.

#### 4. 양방향 제어

변화 주기는 빠르지 않지만 수시로 변화되는 자계를 상쇄시키기 위해서는 설계된 3축 코일에 각각 필요한 전류를 공급해야 한다. 자계는 방향성이 있기 때문에 필요에 따라서 전류의 방향도 조절해야 한다. 3축 코일의 전류를 모두 양방향으로 제어하기 위해서는 3채널의 양방향 전압원 혹은 전류원이 필요하다. 시중에 판매되는 3채널의 전원 장치는 대체로 단전압원으로 되어 있어 양전압원을 사용하기 위해서는 3채널 중 2채널을 직렬로 연결하여 양전압원을 만든다. 그러므로 양전압원 3채널의 전원 공급 장치를 이용하는 것은 장치를 구하기도 어렵고 비용도 많이 소요된다.

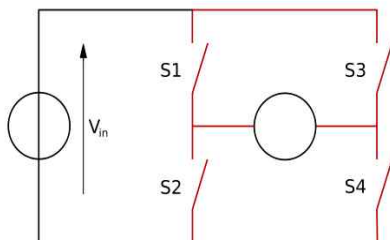


그림 4. H bridge 방식으로 전류의 방향을 제어하는 개념도

Fig. 4. Diagram to show how to control the current direction using H bridge structure.

모터 제어에서 활용되고 있는 H-bridge 방식으로 전류 방향을 제어할 경우 단 전원으로부터 양방향의 전류 제어가 가능하다. 그림 4는 단일 전원에 H bridge를 이용하는 일반적인 구조를 보여준다. S1과 S4가 연결될 때와 S2와 S3가 연결될 때 외부에서 가해지는 전압의 극성은 동일하지만 전류의 방향은 반대가 되어 자계의 방향을 N->S에서 S->N으로 변경이 가능하다. 빠른 속도의 스위치 전환이 요구될 경우, BJT(Bipolar junction transistor)이나 FET(Field effect transistor) 등을 이용하여 구현하나 제안한 시스템의 경우 지자계와 같은 거의 DC 성분의 자계의 상쇄를 목적으로 하기 때문에 스위치 전환의 속도가 빠를 필요는 없다. 그러므로 각 접점을 솔레노이드 방식의 릴레이(DS2Y-S, Matsushita, Japan)를 사용하여 스위치 기능을 구현하였으며, 입력 제어는 잡음을 최소화하기 위하여 광학 절연기(PC817, Sharp, Japan)를 거쳐 릴레이를 제어하였다.

#### 5. 주변 자계 모니터링

능동적으로 주변 자계를 상쇄하기 위해서는 무자계를 원하는 영역내의 자계를 측정하여 반대 방향의 자계를 헬름홀츠 코일로 생성시킨다. 실시간으로 주변 자계의 크기를 측정하기 위해 3축 자계 센서(DC Milligauss Meter 3 Axis, AlphaLab Inc, USA)를 사용하였다. 센서의 최대 측정 범위는 ±2G, 감도는 ±0.01mG(1nT)이다<sup>[13]</sup>. 지자계와 같이 저장도 자계를 측정하는 목적으로 적합하다. 자계의 값은 계측기의 화면으로 표시되고 3개의 BNC 채널을 통해서 아날로그 출력으로 제공되어 컴퓨터나 데이터 로그 장치로 기록이 가능하다. 자동 제어를 위해 BNC 아날로그 출력을 마이크로 프로세서(atmega328, Atmel, USA)의 ADC를 통해서 얻어 그 값을 PC로 전송하였다. 이 값이 0이 되도록 전원의 전압값을 GPIB 통신을 통해서 제어하였다. 계측기의 아날로그 출력은 1G당 1 V의 출력이 생성되며 오차는 ±0.5%이다. 최대 출력 범위는 계측기의 측정 범위인 ±2G로 ±2V이다<sup>[13]</sup>. 그림 5는 자계 측정 센서로부터 오는 아날로그 신호를 양의 입력만 가능한 ADC의 입력으로 넣기 위한 변환회로이다. 이 변환 회로를 거쳐 ±2V의 센서 출력은 0.5~4.5V의 신호로 변환되고 마이크로 컨트롤러의 ADC 입력 모듈을 통해 디지털 값으로 얻어진다.

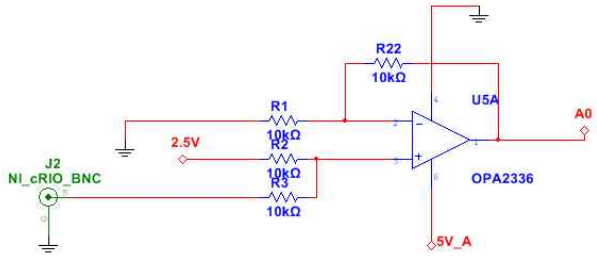


그림 5. 양방향 입력 신호에 오프셋을 가하여 양의 단방향 입력 전위로 변환하는 회로  
 Fig. 5. Converter circuit from bipolar signal to positive unipolar signal using offset voltage.

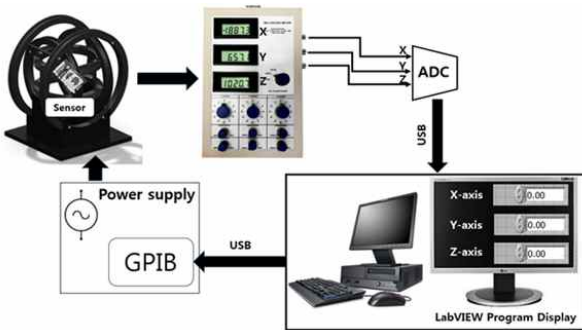


그림 6. 자계 상쇄 시스템 구성  
 Fig. 6. Configuration of magnetic field cancellation system.

코일에 흐르는 전류를 제어하기 위해 GPIB로 제어 가능한 전원공급 장치(PS2520G, Tektronix, USA)를 사용하였다. 측정된 가우스 값이 0이 되도록 3축 코일의 양단에 걸리는 전압을 제어하여 전류량을 조절하였다. 전압의 변화 값은 PID 제어에서 측정값과 원하는 값의 차이만을 고려하였다.

PC 기반으로 하여 자계 센서로 부터의 데이터 획득과 자계 생성 등의 일련의 반복 작업은 LabVIEW (ver 2012, National Instruments, USA)로 구현하였다. 그림 6과 같이 센서의 아날로그 출력을 컴퓨터로 얻어 자계 측정값의 크기에 비례하는 값으로 출력 전압을 제어하여 자계의 크기를 조절하였다. 자계의 방향 제어는 마이크로프로세서의 디지털 포터를 이용하여 제어하였다.

### III. 실험

#### 1. 코일의 크기

최외곽 코일의 외경과 내경 직경을 각각 42cm, 38cm로 하였을 경우 식 (4)를 통해서 내부 코일의 외/내경

직경은 각각 37.2cm, 33.2cm이었고, 나머지 내부 코일의 외/내경 직경은 32.4cm, 28.4cm로 계산되어 이에 맞도록 제작하였다. 그림 7은 이론적으로 결정된 코일을 제안된 프레임의 크기로 이용하여 100회 감아 만든 3축 코일의 실물이다. 내부 코일을 코일의 반경만큼 거리를 유지하였을 때 외부 코일의 내부 프레임에 정확하게 맞물리는 것을 확인 할 수 있었다. 직경 0.254mm인 코일을 100회 감았을 때의 저항은 코일 1부터 3까지 각각 42.5Ω, 37.0Ω, 31.8Ω이었다. 이론치는 40.5Ω, 35.4Ω, 30.3Ω으로 오차가 3Ω 이내였다.

#### 2. 자계 생성

제작된 코일을 이용해서 자계 생성을 확인하였다. 자계의 크기는 코일 양단의 입력 전압을 0V~5V로 변화시킬 때 각각 0~517mG로 설계한 500mG와 큰 차이가 없었다. 전압의 크기는 10mV 단위로 제어가 가능하므로 생성되는 자계의 세기는 1mG 단위로 조절할 수 있었다.



그림 7. 제안한 방법으로 설계된 코일  
 Fig. 7. Designed and constructed coil by proposed method.

#### 3. 주변 자계 상쇄

그림 8은 코일 내부의 X, Y, Z축 자계가 각각 120mG, 170mG, -340mG 일 때, 자계 상쇄 시스템을 구동한 결과를 보여주고 있다. 약 20초 이내에 모든 축에서 주변 자계를 5mG 이하로 줄일 수 있었다. 그림 8의 X축 숫자는 샘플 수를 나타내는 것으로 초당 50개로 약 20초 동안의 결과를 보여주고 있다. Y축은 mG 단위이다. 주변 자계를 감쇄하는데 걸리는 시간은 주변 자계의 크기와 상쇄 계수에 따라 영향을 받는다. 제안한 코일의 목적은 지자계와 이에 유사한 크기의 외부 자계

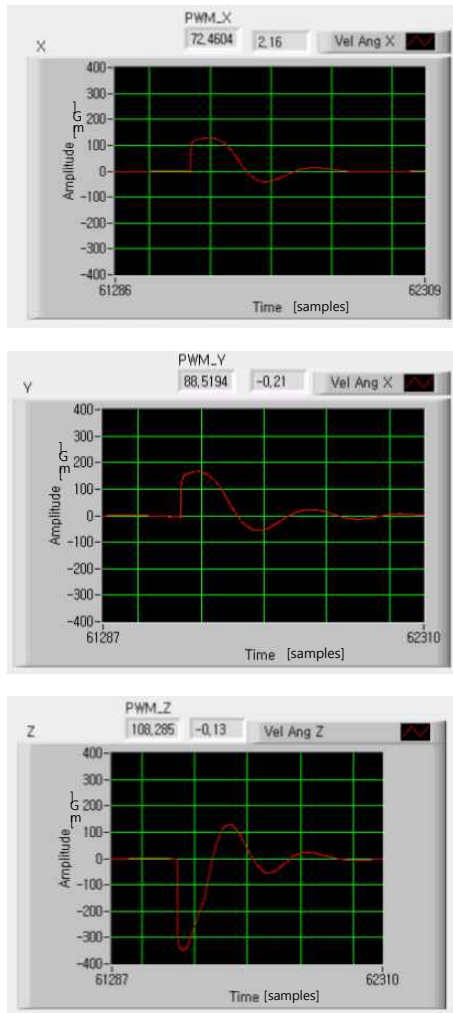


그림 8. 각 축에 따른 주변 DC 자계 상쇄 결과  
Fig. 8. Cancellation of electromagnetic field according to each axis.

를 없애는 것이므로 감쇄 속도를 빠르게 할 필요는 없었다.

#### IV. 결 론

지자계와 같은 극저주파 혹은 정자계는 주변 환경이나 기기에 의해서 수시로 발생하고 변화된다. 자계가 세포에 미치는 영향을 관찰하는 많은 실험에서 인위적으로 10G 내외의 자계를 발생시켜 그 영향을 관찰한다. 이때 대부분의 연구에서는 그 주변의 기본 자계를 고려하지 않고 실험하였다. 왜냐하면 그 세기가 1G 미만으로 크지도 않고 변화 정도도 미약하기 때문이다. 그러나 주변 자계가 조금씩 변경되거나 지리적인 위치로 인해 지자계의 차이가 큰 곳에서는 정확히 말하면 동일한

실험 조건이라 말할 수 없다. 비록 미세하고 변화가 크지 않음에도 불구하고 이 영향을 제거할 필요가 있기 때문에 본 연구에서는 이를 위한 실험 장치를 설계하고 구현하여 주변 자계가 상쇄됨을 확인하였다.

설계 시 고려하여야 할 코일의 크기와 굵기 등을 반영하여 주변 자계를  $\pm 5\text{mG}(\pm 0.5\mu\text{T})$  이하로 억제할 수 있는 시스템을 개발하였다. H bridge를 이용하여 단일 전원에서 양방향의 자계 제어가 가능케 하여 시스템을 구현 비용을 줄였다. 개발된 시스템을 활용한다면 주변 지자계가 세포에 미치는 영향에 관한 연구에 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

#### REFERENCES

- [1] [http://en.wikipedia.org/wiki/Earth's\\_magnetic\\_field](http://en.wikipedia.org/wiki/Earth's_magnetic_field)
- [2] T. Yamazaki and H. Oda, "Orbital influence on Earth's magnetic field: 100,000-year periodicity in inclination," Science, vol. 295, pp. 2435-2438, 2002.
- [3] Y. S. Ryu, M. Y. Kim, and Y. G. You, "Orientation Tracking Method based on Angular Displacement for Wireless Capsule Endoscope," Journal of the Korea Contents Association, vol. 8(2), pp. 27-32, 2008.
- [4] C. Constable, "Geomagnetic Temporal Spectrum," The Encyclopedia of Geomagnetism and Paleomagnetism, 2005.
- [5] K. Hansson Mild and M.-O. Mattsson, "ELF Noise Fields: A Review," Electromagnetic Biology and Medicine, vol. 29, pp. 72-97, 2010.
- [6] B. C. Woo, and et al, "Construction of an Earth's Field Compensation System for the Measurement of Proton Gyromagnetic Ratio," Journal of Korean Magnetics Society, Vol. 2(2), pp. 156-162, 1992.
- [7] J. H. Kim and Y. M. Gimm, "Design of a Magnetic Field Source for In Vivo Experiments at Extremely Low Frequency," The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science, vol. 14, pp. 871-877, 2003.
- [8] J. H. Kwon, et al., "Helmholtz Coil System for Measuring Magnetic Shielding Effectiveness," The proceeding of Korean Institute of Communication and Information Sciences, vol. 21, pp. 368-371, 1998.
- [9] K. C. Nam, S. C. Kim, and D. W. Kim, "Development of an ELF(extremely low

- frequency) EMF(electromagnetic field) Generator”, The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science, vol. 12(2), pp. 98-104, 2001
- [10] S. R. Gyawali, “Design and construction of Helmholtz coil for biomagnetic studies on soybean,” University of Missouri--Columbia, 2008.
- [11] K. Tashiro, H. Wakiwaka, K. Matsumura, and K. Okano, “Desktop Magnetic Shielding System for the Calibration of High-Sensitivity Magnetometers,” Magnetics, IEEE Transactions on, vol. 47, pp. 4270-4273, 2011.
- [12] <http://diyaudioprojects.com/Technical/American-Wire-Gauge/>
- [13] <http://www.trifield.com/content/dc-milligauss-meter-3-axis/>

---

— 저 자 소 개 —

---



김 수 찬(평생회원)-교신저자  
 1994년 인제대학교 의용공학과  
 (공학사)  
 1998년 연세대학교 대학원 생체  
 공학협동과정(공학석사)  
 2003년 연세대학교 대학원 생체  
 공학협동과정(공학박사)

2003년~2004년 Rensselaer Polytechnic Institute  
 (Post Doc.)

2008년 KETI 위촉연구원

2004년~현재 환경대학교 바이오.정보기술대학원,  
 전임강사, 조교수, 부교수

<주관심분야: 생체신호 계측 및 분석, HCI, 전자  
 기장을 이용한 세포 성장 촉진, 바이오 임피던스  
 등>