

자계 균일 공간 확보를 위한 소동물 실험용 5 G급 자계 발생장치의 최적 설계

Optimum Design of a Uniform Magnetic Field Exposure System for a Small-Sized Animal Study

김상범* · 추장희* · 이동일* · 명성호**

Sang-Beom Kim* · Jang-Hee Chu* · Dong-Il Lee* · Sung-Ho Myung**

요 약

1 mG부터 5 G까지 발생시킬 수 있는 소동물 실험용 60 Hz 자계 발생장치를 설계하고 제작하였다. 동시에 많은 동물을 시험하기 위해서는 발생장치 내의 균일한 자계 분포 영역이 넓어야 하는데, 본 고에서는 SD-계 쥐 약 50 마리를 수용할 수 있도록 하기 위해 소동물의 거주 공간을 장치 내부 $1 \times 1 \times 1 \text{ m}^3$ 크기로 하고 전체 발생장치의 크기는 $1.8 \times 1.8 \times 1.8 \text{ m}^3$ 입방형으로 설정하였다. 장치 내부의 자계 균일도를 검증하기 위해서 3차원 자계 계산 프로그램을 개발하였고, 이를 이용하여 거주 공간의 자계 분포가 가장 균일하게 되는 내·외곽 코일의 최적 전류비 및 위치를 결정하였다. 또한 수치계산을 통한 임피던스에 근거하여 전원장치를 제작하였다. 제작된 자계 발생장치는 측정을 통하여 동물 거주 공간의 자계 최대치와 최소치의 차이가 3% 이내임을 확인할 수 있었고 정밀한 소동물 자계 노출 실험용으로 사용 가능한 것으로 판단되었다.

Abstract

A magnetic field exposure system that generates 60 Hz magnetic fields from 1 mG to 5 G was designed and constructed for small-sized animal study. In order to investigate as many animals as possible at one series of test, uniform magnetic fields are required at wide living area of the animals. In this article, a cubic shaped field exposure system with three animal living floors was designed, which offers about 50 seating capacity. For calculation of magnetic fields inside the cage, a three-dimensional calculation program was developed. Using this, optimum electric current ratio of inner coil to outer coil and position of each coil were determined. Meanwhile, inductance of the exposure system was calculated for the design of power supply. The field measurement results of the manufactured exposure system showed that the difference between maximum and minimum magnetic field at the testing floors was less than 3%, which strongly demonstrated the field exposure system was good for small sized animal study.

Key Words : Magnetic field exposure system, Field calculation, Animal study, SD-rat

I. 서 론

1979년 Wertheimer와 Leeper^[1]가 자계의 인체 영

향 가능성을 제기한 이후 전세계적으로 논란이 시작되었고 아울러 이를 규명하기 위한 연구도 많이 진행되어 왔다^[2-4]. 일례로 미국에서는 EMF RAPID

*한국전력공사 전력연구원 송변전기술그룹 (Korea Electric Power Co., KEPRI)

**한국전기연구소 전기환경·송전연구그룹 (Korea Electrotechnology Research Institute)

· 논문 번호 : 20000523-059

· 수정완료일자 : 2000년 7월 4일

프로그램을 1994년부터 5년간 6,500만 달러의 예산을 투입하여 전자계 생체 영향 여부의 규명과 대중 홍보를 목적으로 진행하여 1999년에는 최종 보고서가 공개되었는데, 생활 조건에서 발생할 수 있는 정도의 자계가 인체에 미치는 영향은 미약하다는 결론에 이르렀다^[5]. 그러나 국내에서의 전자계 연구 실적은 최근 들어 동물실험^[6], 선량 측정^[7] 등의 연구가 일부 진행되어 왔으나 이들 선진국에 비하면 매우 미미한 실정이다. 또한, 논란의 실상에 대한 대중 홍보 역시 부족하여 국내 환경단체와 지역 주민들의 신규 전력설비 건설 반대로까지 이어지고 있으며, 국내 실정에 맞는 연구를 통하여 전자계 생체 영향에 대한 명확한 결론을 요구하고 있다. 한국전력공사에서는 이러한 대중의 요구에 부응하여 자계의 생체영향 규명의 일환으로 1999년부터 3년간 소동물을 대상으로 한 동물연구를 시작하였다. 실험 동물로서 SD(Sprague Dawley)계 쥐를 이용하기로 하였고 이러한 실험을 위해서는 인위적인 자계 발생장치 제작이 필요하다.

생체 실험용 자계 발생장치 제작에 관한 연구는 이미 선진국에서 많은 연구가 수행된 바 있다^[8,9]. Merritt 등^[8]은 사각형 코일의 수에 따라 최상의 균일도가 얻어지는 조건에 대하여 고찰한 바 있으며, 최근 Yamazaki 등은^[9] 100 G까지 자계 발생이 가능한 세포 실험용 장치를 제작한 바 있다. 국내에서도 간단한 발생장치를 제작하여 동물실험을 시도한 바 있으나^[10], 2 개의 원형 코일을 대치시켜 제작한 것으로 자계가 균일한 동물 거주 공간이 넓지 못해 많은 동물을 대상으로 실험하기 어려운 경우였다.

자계 발생장치의 가장 기본적인 조건은 실험 기간 동안 대상 동물에 가해지는 자계 크기가 최대한 균일하여야 한다는 점이다. 발생장치 내의 위치별 자계 크기 분포가 넓다면 시험 결과 역시 산포도가 크기 때문이다. 또한 통계적인 신뢰성을 얻기 위해서는 한번의 실험에 많은 동물을 사용하여야 한다. 동물실험의 기본적인 방법이 노출된 집단의 결과를 대조군(Control)과 통계적으로 비교하는 것인데 이때 실험 동물의 수가 절대적으로 많아야 신뢰성을 얻을 수 있기 때문이다. 이러한 두 가지 조건을 만족하기 위해서는 균일한 자계 발생 영역이 넓은 자계 발생장치 제작이 요구된다.

따라서 본고에서는 한번의 실험에 약 50 마리의 SD계 쥐를 실험할 수 있는 자계 발생장치를 자계 균일도 측면에서 최적 설계하고 제작한 후 검증하고자 하였다. 일반적으로 2 개의 원형 Helmholtz 코일을 대치시키면 균일한 자계 크기 영역을 그 가운데 영역에서 찾을 수 있다. 하지만 원형 코일의 중심에서 수직 방향으로 벗어나면 균일 영역이 좁아지기 때문에 쥐의 거주 공간은 대치하고 있는 코일의 가운데로 한정될 수밖에 없고 이는 결국 한번에 대량의 동물실험을 하기가 어렵다는 뜻이 된다. 따라서 본고에서는 4 개의 평행한 사각형 코일을 서로 대치시켜 3 차원적으로 자계 크기가 균일한 공간을 얻을 수 있도록 하였다. 균일 공간 크기는 $1 \times 1 \times 1 \text{ m}^3$ 로 결정하였고, 이 정도 영역의 자계 균일도 확보를 위해서는 발생 장치의 크기가 최소한 $1.8 \times 1.8 \times 1.8 \text{ m}^3$ 정도 되어야 함을 간단한 3차원 자계 계산으로 확인하였다. 이러한 입방형 발생장치의 내부 자계 크기와 분포를 결정하는 인자는 각 코일의 전류비와 간격 두 가지를 들 수 있는데, 여기서는 쥐의 거주 공간에서의 자계 표준편차를 가장 작게 하는 최적 조건을 찾았다. 이를 토대로 실제 발생장치를 제작하고 위치별 자계 크기를 측정하여 계산치와 비교하였다.

II. 3차원 자계 계산

3차원 자계 계산의 기본은 Biot-Savart 법칙의 적용이다. 즉, 그림 1과 같이 아주 작은 전류소 $id\vec{l}$ 로부터 r 만큼 떨어진 지점 P 에서의 자계 $d\vec{B}$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$d\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{id\vec{l} \times \vec{r}}{r^3} \quad (1)$$

우선 적분의 용이성을 위해 그림 2와 같이 직교 좌표계를 원통 좌표계로 바꾸면

$$\vec{\rho} = \rho \vec{u}_\rho, \quad \vec{z} = z \vec{u}_z,$$

$$\vec{r} = \vec{\rho} + \vec{z} = \rho \vec{u}_\rho + z \vec{u}_z, \quad r^2 = \rho^2 + z^2,$$

$$d\vec{l} = dz \vec{u}_z, \quad d\vec{l} \times \vec{r} = \rho dz \vec{u}_z \times \vec{u}_\rho = \rho dz \vec{u}_\phi$$

이며, 이때 \vec{u}_ρ , \vec{u}_z , 그리고 \vec{u}_ϕ 는 각각 ρ , z , ϕ 방향의 단위 벡터이다. 따라서 식 (1)은 다음과

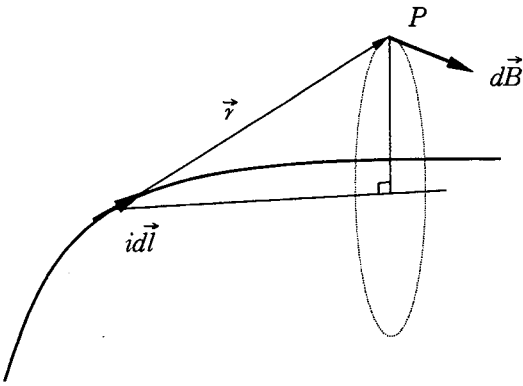


그림 1. 공간에서의 전류소 $i\vec{dl}$ 에 의해 나타나는 자계
Fig. 1. Magnetic field due to an infinitesimal electric current source $i\vec{dl}$.

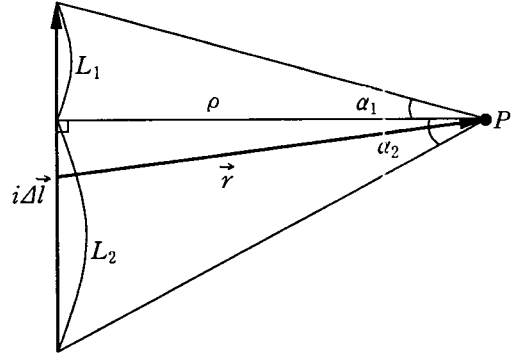


그림 3. 유한 직선 전선 $i\vec{dl}$ 에 의해 나타나는 자계의 계산
Fig. 3. Magnetic field due to a finite line conductor $i\vec{dl}$.

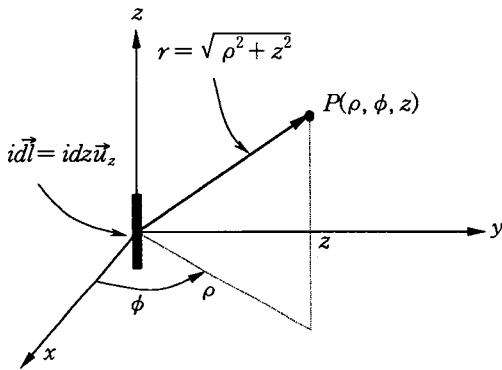


그림 2. 직교 좌표계 $i\vec{dl}$ 의 원통 좌표계로의 전환
Fig. 2. Transformation from rectangular to cylindrical coordinates.

같이 변형된다.

$$\vec{dB} = \frac{\mu_0 i}{4\pi} \frac{\rho dz \vec{u}_\phi}{(\rho^2 + z^2)^{3/2}} \quad (2)$$

이제 그림 3과 같이 유한 직선 전선 $i\vec{dl}$ 에 의한 자계는 식 (2)의 적분으로 얻어진다.

$$\Delta\vec{B} = \frac{\mu_0 i \rho \vec{u}_\phi}{4\pi} \int_{-L_2}^{L_1} \frac{1}{(\rho^2 + z^2)^{3/2}} dz \quad (3)$$

$$= \frac{\mu_0 i \vec{u}_\phi}{4\pi \rho} \left[\frac{L_1}{(\rho^2 + L_1^2)^{1/2}} + \frac{L_2}{(\rho^2 + L_2^2)^{1/2}} \right] \quad (4)$$

$$= \frac{\mu_0 i \vec{u}_\phi}{4\pi \rho} (\sin \alpha_1 + \sin \alpha_2) \quad (5)$$

이를 이용하면 공간의 임의 곡선이 대해서도 여러 개의 작은 유한 직선의 조합으로 가정하여 특정 위치에 발생하는 자계의 크기를 다음과 같이 근사적으로 계산할 수 있다.

$$\vec{B} = \sum_k \Delta\vec{B}_k \quad (6)$$

III. 자계 발생장치의 최적 설계

3-1 코일의 전류비와 위치 결정

서론에서 언급한 바와 같이 자계 발생장치의 주요 두 가지 요구 조건은 실험 동물들에 가해지는 자계의 편차가 크지 않아야 하고 한번이 많은 동물을 실험할 수 있어야 한다는 점이다. 자계의 영향을 관찰하는 가장 일반적인 동물실험이 도출된 동물의 건강 상태와 그렇지 않은 동물의 건강 상태를 통계적으로 비교하는 것이므로 많은 동물을 대상으로 조사하여야만 통계적 신뢰성을 얻을 수 있다. 본 연구에서는 SD계 쥐를 대상으로 한 층에 10 여 마리씩 3 층의 거주 평면을 만들어 전체 약 50 마리의 실험 동물을 수용할 수 있는 자계 발생장치를 제작하고자 하였다. 그림 4와 같이 외곽으로 정사각형 코일을 감고 쥐의 거주 공간이 될 1 m³의 내부 입방 영역은 위, 가운데, 아래 등 3 개의 층으로 나누어 쥐를 넣게 된다. 그림 4에서 앞으로의 방향 통일을 위해 x, y, z 좌표축을 표시하였다.

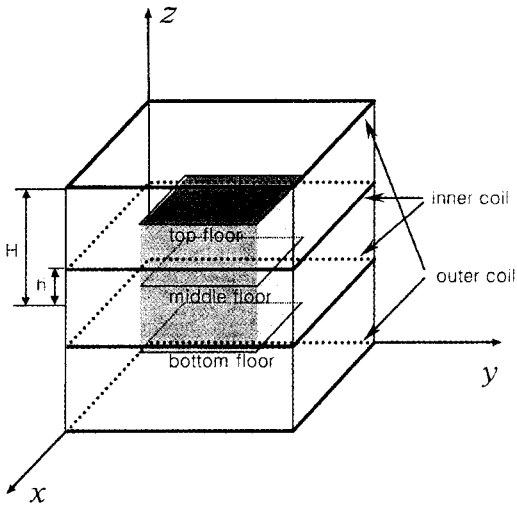


그림 4. 자계 발생장치의 개념도(빚금 영역은 쥐의 거주 예정 공간)

Fig. 4. Schematic drawing of the field exposure system(filled region is the testing space).

우선 가운데층에서 자계의 수평(x 혹은 y 방향) 성분을 제거하고 수직(z 방향) 성분만을 얻기 위해서는 내부(inner) 코일 2 개의 전류 크기가 동일하여야 하고, 위치도 가운데층을 기준으로 대칭되어야 한다. 외부(outer) 코일 2 개도 마찬가지이다. 따라서 쥐의 거주 공간의 자계 크기 산포도에 영향을 미치는 독립 변수는 두 가지로 압축되는데, 그림 4에서 내부 코일과 외부 코일의 전류비 I_{inner}/I_{outer} 와 간격 h/H 이다. 공간에서의 자계 벡터는 그림 5와 같

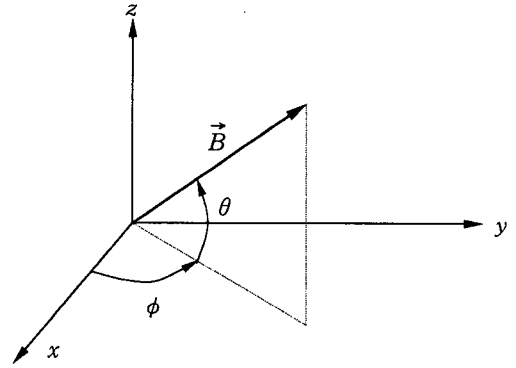


그림 5. 크기 $|\vec{B}|$, 수평각 ϕ , 수직각 θ 로 표현되는 공간에서의 자계 벡터

Fig. 5. A vector has three components, that is $|\vec{B}|$, horizontal angle ϕ , and vertical angle θ .

이 그 크기 $|\vec{B}|$ 와 두 개의 각도 θ 와 ϕ 로 정의되며, 거주 공간의 자계 균일성 확보는 자계 벡터 크기뿐만 아니라 이들 각도까지 균일한지를 고려하여야 한다. 따라서 자계 크기, 각도 θ , 각도 ϕ 각각에 대하여 쥐의 거주 공간이 될 1 m^3 의 입방 영역에서 표준편차를 가장 작게 하는 전류비와 간격을 최적 조건으로 간주하였다.

표 1은 외부 코일 위치 $H = 0.9\text{ m}$, 외부 코일 전류 $I_{outer} = 1\text{ A}$ 로 하였을 때, 각각의 $|\vec{B}|$, θ , ϕ 에 대한 I_{inner}/I_{outer} 와 h/H 조건을 요약한 것이다. 여기서 자계 크기 B 를 기준으로 한 최적 조건은

표 1. 최적 조건 요약 (외부 코일 위치 $H = 0.9\text{ m}$, $I_{outer} = 1\text{ A}$)

Table 1. Summary of the optimum conditions (position of outer coil $H = 0.9\text{ m}$, current of outer coil $I_{outer} = 1\text{ A}$).

구 분		최적 조건 기준			
		B	θ	ϕ	
최적 조건	전류비 (I_{inner}/I_{outer})	0.4273	0.4515	0.1801	
	내부 코일 위치 (h)	0.2331 m	0.2413 m	0.0513 m	
	값	평균	10.1 mG	89.9°	31.3°
		표준편차	0.0266 mG	0.122°	31.3°
자계 크기 최적 조건 기준	값	평균	10.1 mG	89.9°	31.3°
		표준편차	0.0266 mG	0.143°	36.1°

I_{inner}/I_{outer} 와 h/H 가 각각 0.4273과 0.2590으로서 Merritt 등^[8]의 결과 0.423513과 0.253428과 잘 일치하는 결과를 얻었다. 또한 이는 각도 θ 를 기준으로 한 최적 조건과는 매우 유사하지만 각도 ϕ 를 기준으로 한 최적 조건과는 다소 차이가 있음을 알 수 있다. 그러나 각도 θ 가 89.9°로 90°에 매우 근접하고 실제 쥐들은 실험하는 동안 규정된 평면에서 임의로 활동하기 때문에 수평각인 ϕ 의 차이는 중요하지 않다. 더욱이 자계의 크기 균일성이 각도 θ 의 균일성보다 중요도가 더 크고, 자계 크기 최적 조건 기준으로 할 때 θ 의 평균과 표준편차는 각각 89.9°, 0.143°로서 θ 최적 조건의 θ 평균과 표준편차인 89.9°, 0.122°와 크게 차이 나지 않으므로 본 연구에서는 자계 크기 최적 조건에 따라 시작품을 제작하였다. 다만 제작의 간편성을 위해 내부 코일의 위치(h)를 H 의 1/4 위치(0.225 m)로 하였다. 이때 외부 코일의 전류를 1 A로 하면 내부 코일 전류는 0.4273 A이어야 하고 약 10 mG의 자계가 얻어짐을 알 수 있다.

본 발생장치의 최대 한계를 5 G로 결정하였기 때문에 단순히 외부 코일 기준으로 500 A를 가하면 5 G가 얻어짐을 예측할 수 있다. 실제로는 하나의 코일에 500 A의 전류를 흘리는 대신 50 개의 코일에 10 A를 흘리는 것이 실용적이다. 또한 표 1에서의 최적 전류비가 0.4273이므로 이를 만족하면서 외부 코일 50 개 정도를 만족하는 가장 가까운 정수비는 22/52 임을 알 수 있다. 즉, 외부 코일의 권선수를 52로 하고 내부 코일은 22개로 하여 각 코일에 10 A를 흘리게 되면 쥐의 거주 공간에서 5 G의 자계를 발생시킬 수 있다는 뜻이다. 이러한 조건에서의 자계 계산 결과와 가운데층(middle floor)의 중심점에 대한 1% 이내의 영역을 그림 6에 나타내었다.

그림 6(a)는 장치의 가운데층에서의 계산 결과로서 쥐의 모든 거주 영역에서 자계 오차가 1%보다 작음을 알 수 있다. 그림 6(b)는 위/아래 거주 층에 대한 계산 결과로서 가운데층보다 다소 균일도가 떨어져 쥐의 거주 한계 영역에서의 오차가 약 1%로 나타나고 있다. 이와 같이 평면의 z 높이별로 자계를 계산한 결과 가운데층($z=0$)과 top/bottom 층($z=\pm 0.5$ m) 사이에서는 쥐가 거주할 예정인 1×1 m²

영역이 모두 1% 오차 범위 이내이고 이를 더욱 벗어나면($|z| \geq 0.5$ m) 균일도는 더욱 떨어져 모든 거주 영역이 오차 1%를 만족하지 않음을 확인할 수 있었다. 따라서 쥐가 거주하는 3 층의 평면 위치 결정은 우선 하나를 가운데층으로 하고 나머지 둘은 이와 멀리 떨어져 있으면서 1% 균일도를 만족하는 $z=\pm 0.5$ m 평면으로 결정하였다. 각 층을 서로 떨어지게 하는 이유는 실험 도중 위층에 의해 아래층 쥐의 조명, 공기 조화 등의 상태가 열악해지는 것을 방지하기 위해서이다.

3-2 코일의 임피던스 계산과 전원 장치 설계

전원장치 설계를 위해서는 우선 자계 발생장치의 임피던스를 계산하여야 한다. 장치의 임피던스는 다음과 같이 주어진다.

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2} \quad (7)$$

본 장치에서의 캐패시턴스 성분은 무시할 수 있고, 저항 성분이 인덕턴스 성분보다 매우 작다고 가정하여 전체 임피던스를 인덕턴스 성분만으로 구하였다. 폐회로의 자속(magnetic flux)은 식 (8)과 같이 자계와 면적 벡터의 스칼라곱으로 정의된다. 그러나 여기서 채택한 4각형 코일의 경우 자계를 위치에 대한 함수로 표현하기 어렵기 때문에 식 (9)와 같이 폐회로의 면적을 분할하여 근사적으로 자속을 구하여야 한다(그림 7). 이때 면적 분할이 많을수록 참값에 가까운 계산 결과를 얻는다는 것은 자명하다.

$$\phi_m = \oint \vec{B} \cdot d\vec{s} \quad (8)$$

$$\approx \sum_k \Delta \vec{B}_k \cdot \Delta \vec{s}_k \quad (9)$$

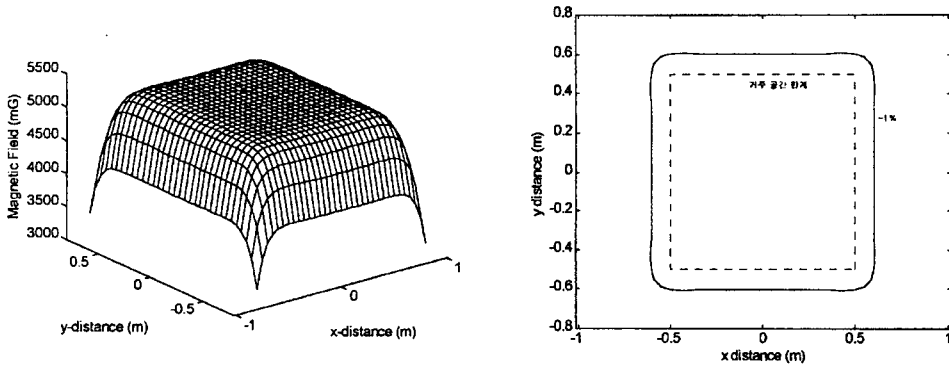
한편, 인덕턴스 L 과 임피던스 Z 의 계산은 각각 다음의 관계로부터 얻어진다.

$$L = n \frac{\phi_m}{i} \quad (10)$$

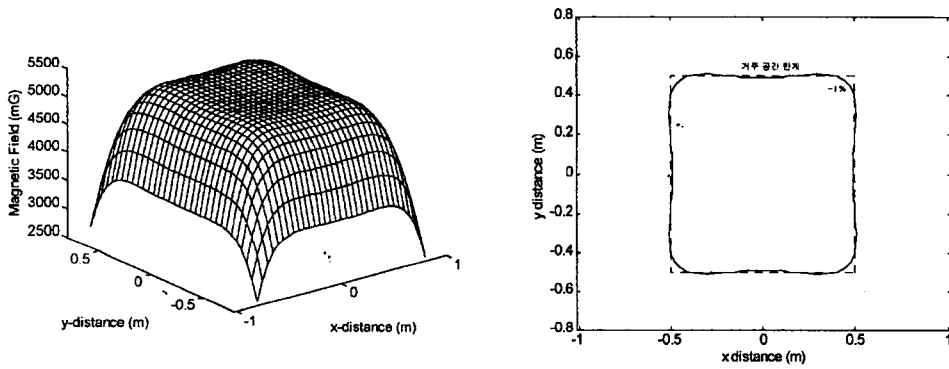
$$Z = \omega L \quad (11)$$

이때 n 과 ω 는 각각 권선수와 각속도이다.

이와 같이 각각의 사각형 코일에 대한 자속을 구하고 임피던스를 계산한 다음 모두 합산하여 전체



(a)



(b)

그림 6. 최적 조건에서의 장치 내의 자계 계산 결과(좌측)와 기준점에 대한 1% 이내 영역(우측) : (a) middle, (b) top or bottom floor

Fig. 6. Magnetic field profile(left) and 1% contour(right) to the reference point at the (a) middle and (b) top or bottom floor under the optimum condition (dotted line is boundary of the testing floor).

장치의 인덕턴스를 구하게 되는데, 본 자계 발생장치는 내부 코일 각 22 개, 외부 코일 각 52 개로 되어 있으므로 이들 각각을 모두 고려하여 인덕턴스를 구하는 것은 매우 복잡하고 계산 시간도 많이 소요된다. 따라서 본 연구에서는 직경 2.3 mm 에나멜 피복 전선의 22 개, 52 개 묶음을 각각 하나의 원형도체로 가정하고 전체 인덕턴스를 구하였다. 이때 등가직경 D_{equi} 은 하나의 원형도체 단면적과 묶음의 전선 단면적 총합과 동일하도록 설정하였다. 52 개 묶음의 D_{equi} 은 16.6 mm, 22 개 묶음은 10.6 mm

이다. 그림 8은 면적 분할 개수에 따른 전체 장치의 인덕턴스 계산 결과를 보여주는 것이다.

그림 8로부터 면적 분할 개수가 적을 때에는 인덕턴스 계산 결과의 오차가 크고 많아질수록 참값에 수렴하는 양상을 보이고 있음을 알 수 있다. 면적 분할 개수 ($N \times N$)를 1,000,000으로(사각형 루프의 한 변을 1,000 개로 분할) 하였을 때 인덕턴스 계산값은 51.8 mH이었다. 이는 19.5 Ω 의 임피던스에 해당하고 5 G의 자계를 얻기 위하여 10 A 정도의 전류가 필요하므로 결국 요구되는 전원의 전압은

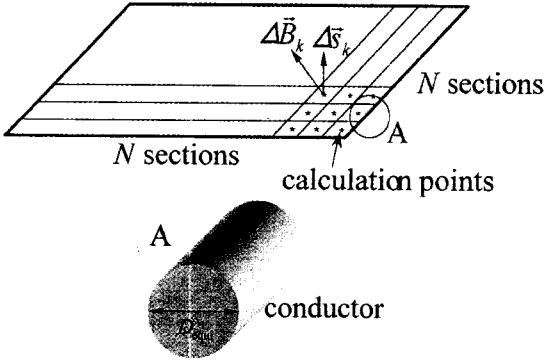


그림 7. 사각형 코일 임피던스의 수치 계산
 Fig. 7. Numerical inductance calculation of the square coil.

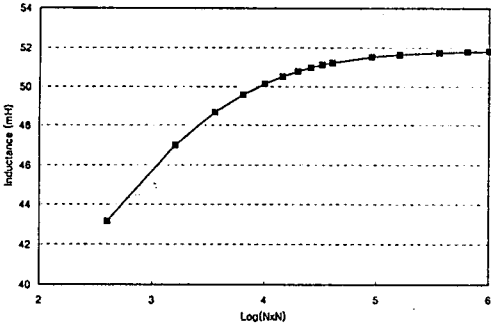


그림 8. 사각형 루프의 면적 분할 개수에 따른 장치의 인덕턴스 계산 결과
 Fig. 8. Variation of the inductance of the field exposure system with area sections.

195 V이다. 따라서 본 발생 장치의 운전에 있어서, 전원으로 일반 가정용 220 V를 사용하고 슬라이더로 이보다 낮은 전압으로 조절함으로써 원하는

자계 크기를 얻을 수 있다는 것을 알 수 있었다. 면적 분할 개수($N \times N$)가 1,000,000 개일 때 계산된 자기 인덕턴스(self-inductance)와 상호 인덕턴스(mutual inductance) 결과는 표 2에 요약하였다.

그러나 전압만 조절함으로써 발생 자계의 하한치인 1 mG를 구현하는 것은 상당히 어렵다. 22:52 권선수를 사용할 경우 1 mG를 얻으려면 전류의 크기가 2 mA, 전압의 크기는 40 mV이어야 하는데 이는 조절하기 매우 힘든 미소량이다. 따라서 22:52 코일과는 별도로 동일한 위치에 2:5의 코일을 추가로 감고 100 Ω 정도의 무유도 저항을 연결하여 2 V 정도로 1 mG를 구현할 수 있도록 전원장치를 제작하였다.

IV. 장치 제작 및 성능 검증

그림 9는 제작된 자계 발생장치의 개략도이다. 수평 코일 이외에 앞서 언급한 설계 조건과 마찬가지로 수직 코일도 4 개 장착하였다. 수직 코일을 장착한 이유는 송전선로 근처의 자계 형상을 실험실에서도 모의할 수 있도록 하기 위해서이다. 일반적으로 3상 송전선로 근처에서는 시간에 따라 자계 크기가 타원형(elliptically polarized field)으로 변화하는데, 수평 코일이나 수직 코일 하나만 있을 경우에는 직선적으로(linearly polarized field) 변화하는 자계 밖에 모의할 수 없다. 수직 코일이 추가로 장착되어 있으면 수평 코일과 수직 코일의 위상(phase)과 전류 크기를 적절히 조절함으로써 송전선로 근처에서 발생하는 모든 형태의 시변(time-varying) 타원형 자계를 모의할 수 있다.

표 2. 장치의 자기 인덕턴스와 상호 인덕턴스 계산 결과

Table 2. Calculated self- and mutual inductance of the field exposure system.

코 일	자기 인덕턴스(mH)	코 일	상호 인덕턴스(mH)
외부 코일(상)	18.233	외부 코일(상) - 나머지	1.936
내부 코일(상)	3.748	내부 코일(상) - 나머지	1.934
내부 코일(하)	3.748	내부 코일(하) - 나머지	1.934
외부 코일(하)	18.233	외부 코일(하) - 나머지	1.936
전체 시스템	43.962		7.840

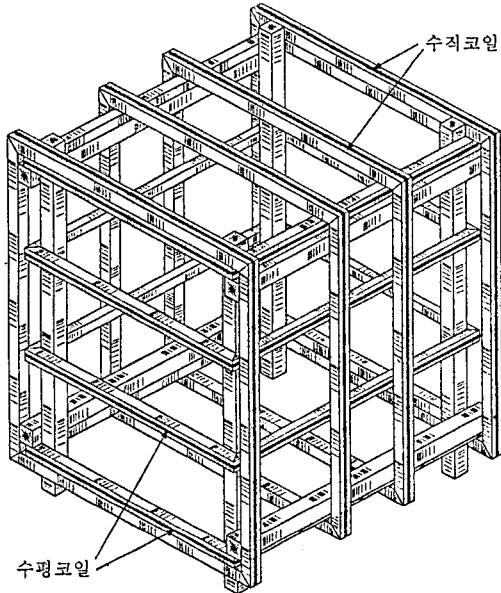


그림 9. 자계 발생장치의 개략도
Fig. 9. A schematic illustration of the field exposure system.

이와 같이 제작된 발생장치의 수평 22:52 코일의 각각에 대한 자기 인덕턴스 측정 결과를 표 3에, 수평 코일을 모두 직렬로 연결한 상태에서의 전체 저항과 전체 인덕턴스 측정 결과는 표 4에 나타내었

표 3. 수평 코일 각각의 저항과 자기 인덕턴스 측정 결과(22:52 코일)

Table 3. Measured resistance and self-inductance of the field exposure system.

구 분	$R(\Omega)$	$L(\text{mH})$
외부 코일(상)	1.48	18.01
내부 코일(상)	0.63	3.55
내부 코일(하)	0.64	3.56
외부 코일(하)	1.51	18.30

표 4. 수평 코일 전체의 측정 결과 요약(22:52 코일)
Table 4. Summary of the measured results(horizontal 22:52 coil).

구 분	$R(\Omega)$	$L(\text{mH})$	$\omega L(\Omega)$	$Z(\Omega)$
수평 코일 전체	4.28	51.45	19.4	19.9

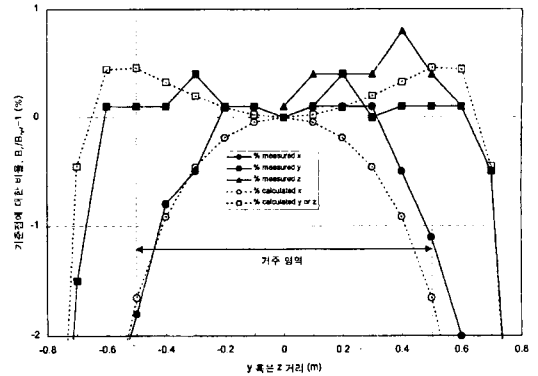


그림 10. 제작된 장치의 자계 측정 결과와 계산 결과의 비교
Fig. 10. Comparison of the measured field with the calculated.

다. 이 결과를 계산 결과인 표 2와 비교하면 매우 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 특히 전체 인덕턴스 측정 결과는 51.45 mH로서 계산 결과 51.8 mH와 매우 근사하다.

제작된 자계 발생장치 내부의 자계 측정은 장치의 중심을 1,000 mG로 고정하고 각 위치별로 측정하였다. 측정에 사용된 계측기는 미국의 EPRI(Electric Power Research Institute)와 Eneritech Consultant 사에서 공동으로 개발한 모델명 EMDEX II로서 회사측에서 제시한 정확도는 $\pm 1\%$ 이며 그 세부 사양은 다른 논문에서 상세히 기술되어 있다. 수직 코일을 대상으로 중심 평면에서 x, y, z 세 가지 방향의 자계 측정 결과와 계산 결과를 기준점(평면의 중심점 자계 즉, 1,000 mG)에 대한 비율로 그림 10에 나타내었다. 이로부터 측정 결과는 계산 결과와 매우 잘 일치함을 알 수 있으며, 쥐의 거주 영역이 될 -0.5 m 에서 $+0.5 \text{ m}$ 사이에서는 자계 최대치와 최소치의 차이가 3% 이내임을 알 수 있다.

V. 요약

1 mG에서 5 G까지 자계를 발생시킬 수 있는 소동물 실험용 자계 발생장치를 설계하고 제작하였다. 3차원 자계 계산을 통하여 소동물 거주 공간의 자계 편차를 최소로 하는 코일 배치와 전류 크기를 찾았다. 내부 코일은 외부 코일의 1/4 위치, 전류비는

22:52일 때 거주 공간의 자계 표준편차를 최소로 한다는 결과를 얻었다. 또한 전원 장치 설계를 위해 수치계산을 이용하여 장치의 인덕턴스를 계산하였고 일반 가정용 220 V전원을 사용할 수 있는 장치를 제작하였다. 제작된 장치의 자계 측정 결과는 계산치와 잘 일치하였으며 소동물의 거주 공간 전체의 자계 크기 편차는 3% 이내이어서 정밀한 소동물 실험용 발생장치로 사용할 수 있음을 확인하였다.

참 고 문 헌

[1] N. Wertheimer and E. Leeper, "Electrical wiring configuration and childhood cancer," *Am. J. Epidemiol.*, 111(4), 273-284 (1979).

[2] D. A. Savitz and J. Chen, "Association of childhood cancer with residential traffic density," *Scandinavian Journal of Work and Environmental Health*, 15, 360-63 (1989).

[3] S. London, D. Thomas, J. Bowman, E. Sobel, and J. Peters, "Exposure to residential electric and magnetic fields and risk of childhood leukemia," *Am. J. Epidemiol.*, 134, 923-37 (1989).

[4] M. Feychting and A. Ahlbom, "Magnetic fields and cancer in people residing near Swedish high-voltage power lines," *Am. J. Epidemiol.*, 138, 467-81 (1991).

[5] NIEHS, "Health effects from exposure to

power-line frequency electric and magnetic fields," *National Institute of Environmental Health Sciences/National Institutes of Health*, report no. 99-4493 (1999).

[6] 한국전력공사 전력연구원, "송전선로 전자계 영향 연구(1)," 최종보고서, '99전력연-단250, TR. 96EJ29. J1999. 243 (1999).

[7] Sung Ho Myung, "Analysis of magnetic field distribution around electric power facilities", *CRIEPI/KEPRI/KERI Joint Workshop on Electric & Magnetic Field Effects*, May, 26-27 (1999).

[8] R. Merritt, C. Purcell, and G. Stroink, "Uniform magnetic field produced by three, four, and five square coils", *Rev. Sci. Instrum.*, 54[7], 879-82 (1983).

[9] K. Yamazaki, H. Fujinami, T. Shigemitsu, and I. Nishimura, "Low stray ELF magnetic field exposure system for *in vitro* study", *Bioelectromagnetics*, 21, 75-83 (2000).

[10] 이승배, 권용일, 김윤명, "생체실험용 극저주파 전자장 인가장치의 개발", 한국전자과학회 제 2 회 전자장의 생체영향에 관한 Workshop 발표자료집, pp 216-232, 1998. 5. 21-22.

[11] 김상범, 이동일, 신구용, 김정부, "송전선로 부근과 가전제품의 전자계 측정", 한국전자과학회논문지, 9[5], 687-97 (1998).

김 상 범



1963년 5월 21일생.
 1986년 2월: 서울대학교 무기재료 공학과(공학사)
 1988년 2월: 서울대학교 대학원 무기재료공학과(공학석사)
 1994년 2월: 서울대학교 대학원 무기재료공학과(공학박사)

현재: 한국전력공사 전력연구원 선임연구원.

추 장 희



1985년 2월: 연세대학교 물리학과 (이학사)
 1987년 2월: 연세대학교 대학원 물리학과(이학석사)
 1992년 2월: 연세대학교 대학원 물리학과(이학박사)
 현재: 한국전력공사 전력연구원 선임연구원.

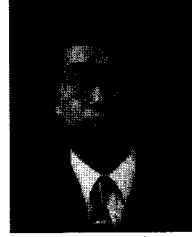
이 동 일



환경

1958년 3월 15일생.
1996년 9월: 한양대학교 전기공학과(공학박사)
1978년: 한국전력공사 입사
현재: 한국전력공사 전력연구원 책임연구원.
[주 관심분야] 초고압송전 및 전기

명 성 호



1959년 3월 20일생.
1981년 2월: 서울대학교 전기공학과(공학사)
1983년 2월: 서울대학교 대학원 전기공학과(공학석사)
1996년 2월: 서울대학교 대학원 전기공학과(공학박사)
현재: 한국전기연구소 책임연구원, 전기환경송전연구그룹장
[주 관심분야] 전기환경