

소동물 실험용 다중코일형 자기발생장치의 설계 및 성능평가

명성호*, 이재복*, 김상범**, 추장희**, 이동일**, 김정부**
 *한국전기연구소, **전력연구원

Design and Evaluation of a Magnetic Field Generator for Biological Experiment

S. H. Myung*, J. B. Lee*, S. B. Kim**, J. H. Chu**, D. I. Lee**, J. B. Kim**
 KERI*, KEPRI**

Abstract - A magnetic field generator for small animal study was designed and constructed. For calculation of magnetic fields inside the cage, a three-dimensional calculation program was made. Using this, optimum electric current ratio and position of each coil were determined. Meanwhile, inductance of the generator was calculated for design of power supply. The field measurement results of the manufactured generator showed that the difference between maximum and minimum magnetic field at the living floor was less than 2%.

1. 서 론

본 연구에서는 소동물을 대상으로 한 자계의 생체 영향 실험용 다중 4각 코일형 자기 발생장치를 설계제작하고 성능평가를 하였다. 본 연구에서는 4 개의 사각형 코일을 서로 대치시켜 3층의 쥐 거주공간을 얻을 수 있는 자기 발생장치를 설계하고 제작하였다. 이러한 입방형 자기 발생장치의 내부 자기 크기와 분포를 결정하는 인자는 두 가지가 있는데, 하나는 대치하고 있는 바깥쪽 2 개의 코일과 내부 2 개의 코일의 전류비(즉, 권선비)이고 다른 하나는 이 두 가지 코일의 간격이다. 본 연구에서는 3차원 자기 계산 프로그램을 사용하여 쥐의 거주공간이 되는 1 m³ 정도의 공간 영역에서 발생하는 자기 크기의 표준편차를 가장 작게 하는 전류비와 간격을 결정하였다. 이를 토대로 실제 노출장치를 제작하고 위치별 자기 크기를 측정하여 계산치와 비교하였다. 또한, 자기 발생장치의 설계에 있어 자계를 발생시키기 위한 전원 장치의 스펙을 결정하기 위해서는 자기 발생장치의 임피던스를 계산하여야 한다. 페루프의 자속(magnetic flux)은 자기와 면적 벡터의 스칼라곱으로 정의되나, 4 각형 코일과 같이 자계를 위치에 대한 함수로 표현하기 어려운 경우에는 페루프의 면적을 분할하여 근사적으로 자속을 구하는 수치해석방법을 사용하여야 한다. 이를 위해서는 각각의 사각형 코일에 대한 자속을 구하고 임피던스를 계산한 다음 모두 합산하여 전체 장치의 인덕턴스를 구하게 된다. 이와 같은 방법을 사용하여 인덕턴스 수치 계산값과 실측값을 비교하여 본 연구의 접근 방법이 유효함을 확인하고자 하며 또한, 제작된 자기 발생장치의 자기 측정을 통해 내부 자기 균일도를 확인하고자 한다.

2. 3차원 자기장 계산

3차원 자기 계산의 기본은 Biot-Savart 법칙의 적용이다. 그림 1과 같이 아주 작은 전류소 $i\vec{dl}$ 로부터 r 만큼 떨어진 지점 P 에서의 자기장 $d\vec{B}$ 는 다음과 같다.

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

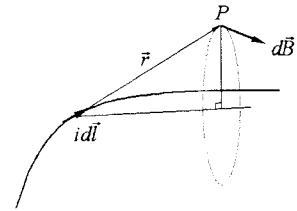


그림 1. 전류소 $i\vec{dl}$ 에 의해 나타나는 자기장

적분의 용이성을 위해 직교 좌표계를 그림2와 같이 원통 좌표계로 바꾸면

$$\vec{\rho} = \rho \vec{u}_\rho, \quad \vec{z} = z \vec{u}_z, \\ \vec{r} = \vec{\rho} - \vec{z} = \rho \vec{u}_\rho - z \vec{u}_z, \quad r^2 = \rho^2 + z^2, \\ d\vec{l} = dz \vec{u}_z, \quad d\vec{l} \times \vec{r} = \rho dz \vec{u}_\rho \times \vec{u}_z = \rho dz \vec{u}_\phi$$

의 관계가 있으며, 식 (1)은 다음과 같이 변형된다.

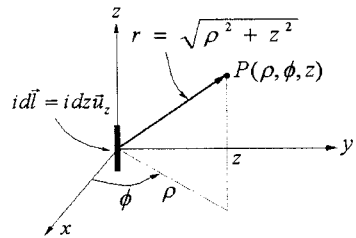


그림 2. 미소 전류소 $i\vec{dl}$ 의 원통 좌표계로의 전환

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

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

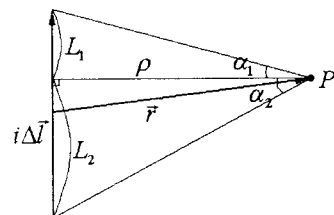


그림 3. $i\vec{dl}$ 에 의해 나타나는 자기장의 계산

$$B = \frac{\mu_0 i u_\phi}{4\pi\rho} (\sin\alpha_1 + \sin\alpha_2) \quad (3)$$

$$Z = \sqrt{R^2 + \omega^2 L^2 + \frac{\omega^2}{C^2}} \quad (4)$$

식(3)을 이용하면 공간의 임의 곡선에 대해서도 특정 위치에 발생하는 자기장의 크기를 구할 수 있다.

3. 장치 설계 및 성능평가

그림 4는 제작된 자계 발생장치의 개념도이다. 수평 코일 4개와 수직 코일 4개 장착하여 시변 타원형 자계를 모의할 수 있도록 하였다.

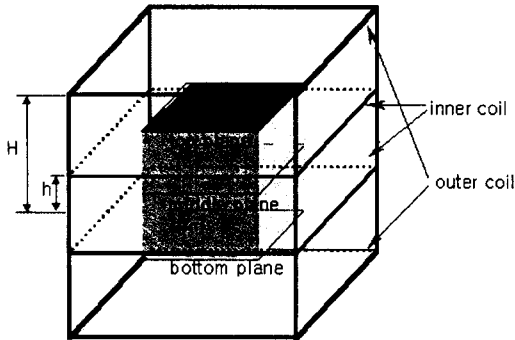


그림 4. 자계 발생장치 개념도

자계 발생장치의 내부 자계 분포에 영향을 미치는 인자는 두 가지가 있는데, 그림 4의 내부(inner) 코일과 외부(outer) 코일의 전류비와 간격이다. 여기서는 3차원 자계 계산 프로그램을 이용해서 두 가지 독립 변수에 대하여 거주 공간의 자계 산포도를 가장 작게 하는 조건을 찾았으며 그 결과를 표 1에 요약하였다.

표 1. 최적 전류비와 내부 코일 위치
(외부 코일 위치 $H = 0.9$ m, $I_{outer} = 1$ A)

구분		최적 조건 기준(B)
최적 조건	전류비 (I_{inner}/I_{outer})	0.4273
	내부 코일 위치 (h)	0.2331 m
	값	평균
표준편차		0.0266 mG

이와 같은 자계 최적 조건을 기준으로 하고 간편성을 위해 내부 코일의 위치(h)를 H의 1/4 위치(0.225 m)로 하여 장치를 제작하였다. 이때 외부 코일에 1 A, 내부 코일에 0.4273 A를 흘리면 10.1 mG의 자계가 얻어진다. 또한 표 1에서의 최적 전류비가 0.4273이므로 이를 만족하면서 외부 코일 50 개 정도를 만족하는 가장 가까운 정수비는 22/52 이므로 외부 코일의 권선수를 52로 하고 내부 코일은 22개로 하여 제작하였다.

또한, 자계 발생장치의 설계에 있어 자계를 발생시키기 위한 전원 장치의 스펙을 결정하기 위해서는 자계 발생장치의 임피던스를 계산하여야 한다. 페루프의 자속(magnetic flux)은 자계와 면적 벡터의 스칼라곱으로 정의되나, 4각형 코일과 같이 자계를 위치에 대한 함수로 표현하기 어려운 경우에는 페루프의 면적을 분할하여 근사적으로 자속을 구하는 수치해석방법을 사용하여야 한다.

자계 발생장치의 임피던스는 다음과 같이 주어진다.

그러나 본 장치에서의 캐패시턴스 성분은 무시할 수 있고, 저항 성분은 인덕턴스 성분보다 매우 작으므로 결국 전체 임피던스는 인덕턴스 성분에 좌우된다.

페루프의 자속(magnetic flux)은 식(5)와 같이 자계와 면적 벡터의 스칼라곱으로 정의된다.

$$\phi_m = \oint \vec{B} \cdot \vec{ds} \quad (5)$$

그러나 일반적으로 자계를 위치에 대한 함수로 표현하기 어렵기 때문에 그림 5에서와 같이 식(6)을 사용하여 페루프의 면적을 분할하여 근사적으로 자속을 구하여야 한다. 이때 면적 분할이 많을수록 참값에 가까운 계산 결과를 얻게 된다.

$$\phi_m \approx \sum_k \Delta \vec{B}_k \cdot \Delta \vec{s}_k \quad (6)$$

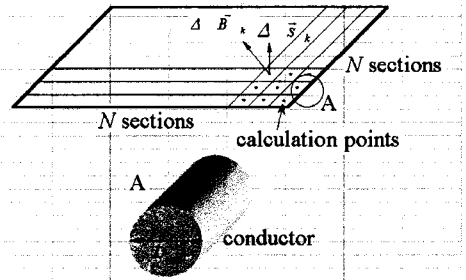


그림 5. 사각형 코일의 임피던스 계산

한편, 그림 6과 같이 인접한 두 개의 사각형 코일의 권선수를 N_1 과 N_2 라 할 때, 자기인덕턴스와 상호인덕턴스는 각각 다음 관계식(7)과 (8)로부터 계산된다.

$$L = N^2 \frac{\phi_m}{i} \quad (7)$$

$$M = N_1 \cdot N_2 \frac{\phi_m}{i} \quad (8)$$

이때, 임피던스는 다음 식(9)과 같다.

$$Z = \omega L \quad (9)$$

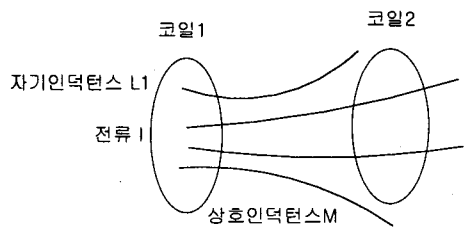


그림 6. 인덕턴스의 정의

실제 장치에서는 각각의 사각형 코일에 대한 자속을 구하고 임피던스를 계산한 다음 모두 합산하여 전체 장치의 인덕턴스를 구하게 되는데, 제작된 자계 발생장치는 내부 코일 각 22 개, 외부 코일 각 52 개로 되어 있으므로 이들 각각을 모두 고려하여 인덕턴스를 구하는 것은

매우 복잡한 작업이다. 따라서 본 연구에서는 직경 2.3 ϕ 코일의 22 개, 52 개 묶음을 각각 동일한 도체 단면적을

갖는 직경 D_{equi} 인 하나의 원형 도체로 가정하고 전체 인덕턴스를 구하였다. 52 개 묶음의 D_{equi} 은 16.6 mm, 22 개 묶음은 10.6 mm으로 가정하였다. 다음 표 2와 그림 7은 한 평면의 면적 분할 개수에 따른 장치의 인덕턴스 계산 결과를 표와 그림으로 나타낸 것이다.

표 2. 요소 분할 개수에 따른 자계 노출장치 인덕턴스

분할 요소수	인덕턴스(mH)	측정값대비 오차
25,600	50.969	0.934%
32,400	51.112	0.656%
40,000	51.222	0.443%
90,000	51.516	0.128%
160,000	51.635	0.359%
360,000	51.730	0.544%
640,000	51.781	0.643%
1,000,000	51.805	0.689%

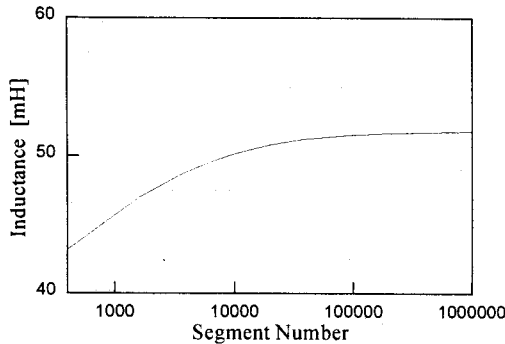


그림 7. 요소 분할 개수에 따른 자계 노출장치 인덕턴스

위에서 보듯이 면적 분할 개수가 적을 때에는 인덕턴스 계산 결과의 오차가 크고 많아질수록 참값에 수렴하는 양상을 보였다. 면적 분할 개수($N \times N$)를 1,000,000으로 하였을 때 인덕턴스 수치 계산값은 51.8mH로써 인덕턴스 측정 결과인 51.45 mH와 매우 유사하여 본 연구의 접근 방법이 유효함을 확인하였다. 보다 구체적으로 표 3에 제작된 자계 발생장치의 자기인덕턴스 및 상호인덕턴스의 해석결과를 각각 수록하였다.

표 3. 자기인덕턴스 및 상호인덕턴스의 해석결과

코일	자기인덕턴스(mH)	상호인덕턴스(mH)
Coil 1(outer)	18.233	Coil 1 - Coil 234 1.936
Coil 2(inner)	3.748	Coil 2 - Coil 134 1.984
Coil 3(inner)	3.748	Coil 3 - Coil 124 1.984
Coil 4(outer)	18.233	Coil 4 - Coil 123 1.936
전체 시스템	43.962	7.840

제작된 자계 발생장치 내부의 자계 측정은 장치의 중심을 1000 mG로 고정하고 각 위치별로 측정하였다. 표 4의 결과를 보면 X축 방향으로는 +60cm ~ -60cm 까지 3%이내, Y축 방향으로는 +70cm ~ -70cm 까지 3%이내, Z축 방향으로도 +70cm ~ -70cm 까지 3%이내의 자계 균일도를 가짐을 확인할 수 있었다. 실제 동물실험

에 사용되는 공간인 각 축방향으로 +50cm ~ -50cm 에서는 2% 이내의 자계 균일도를 가짐을 확인하였다.

표 4. 1[G]에서의 자계 균일도 측정 결과표

거리 [cm]	측 방향					
	X 축	오차[%]	Y 축	오차[%]	Z 축	오차[%]
70	966	3.4	995	0.5	-	-
60	980	2.0	1001	0.1	1001	0.0
50	989	1.1	1001	0.1	1004	0.3
40	995	0.5	1001	0.1	1008	0.7
30	1001	0.1	1000	0.0	1004	0.3
20	1001	0.1	1004	0.4	1004	0.3
10	1001	0.1	1001	0.1	1004	0.3
0	1000	0.0	1000	0.0	1001	0.0
-10	1001	0.1	1001	0.1	-	-
-20	1001	0.1	1001	0.1	-	-
-30	995	0.5	1004	0.4	-	-
-40	992	0.8	1001	0.1	-	-
-50	982	1.8	1001	0.1	-	-
-60	973	2.7	1001	0.1	-	-
-70	950	5.0	985	1.5	-	-

4. 결 론

본 연구에서는 소동물을 대상으로 한 자계의 생체 영향 실험용 다중 4각 코일형 자계 발생장치를 설계제작하고 성능평가를 하였다. 3차원 자계 계산을 통하여 소동물 거주 공간의 자계 편차를 최소화 하는 코일 배치와 전류 크기를 찾았다. 내부 코일은 외부 코일의 1/4 위치, 전류 비는 22:52일 때 거주 공간의 자계 표준편차를 최소화 한다는 결과를 얻었다. 자계 발생장치의 설계에 있어 자계를 발생시키기 위한 전원 장치의 스펙을 결정하기 위해서는 자계 발생장치의 임피던스를 페루프의 면적을 분할하여 근사적으로 자속을 구하는 수치해석방법을 사용한 결과 면적 분할 개수($N \times N$)를 1,000,000으로 하였을 때 인덕턴스 수치 계산값은 51.8mH로써 인덕턴스 측정 결과는 51.45 mH와 매우 유사하여 본 연구의 접근 방법이 유효함을 확인하였다. 또한, 제작된 자계 발생장치 내부의 자계 측정은 장치의 중심을 1000 mG로 고정하고 각 위치별로 측정한 결과 3차원 자계 해석 결과와 매우 잘 일치하였으며 쥐의 거주 영역이 될 -0.5 m에서 +0.5 m 사이 영역에서는 기준점에 대하여 오차가 2% 이내임을 확인하였다.

(참 고 문 헌)

- [1] 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).
- [2] Korea Electric Power Research Institute: "Health assessment of electric and magnetic fields from power lines(I)," final report, TR.96EJ29.J1999.243 (1999).
- [3] S.H. Myung: "Analysis of magnetic field distribution around electric power facilities", CRIEPI/KEPRI/KERI Joint Workshop on Electric & Magnetic Field Effects, May 26-27 (1999).
- [4] K. Yamazaki and H. Fujinami: "Advanced design method and development of magnetic field generator with low-stray and high intensity magnetic field", CRIEPI Report T96011 (1994).