

## 생체 실험용 2-軸 극저주파 자기장 발생 장치의 설계

김 정 호(金正鎬), 김 윤 명(金允溟)<sup>o</sup>

단국대학교 대학원 전자·컴퓨터 공학부

### Design of 2-Axis Magnetic Field Source for *In Vivo* Experiments at Extremely Low Frequency

Jeong-Ho Kim, Youn-Myoung Gimm<sup>o</sup>

Graduate School of Electronics and Computer Engineering, Dankook University

#### Abstract

In this paper, the design parameters for the magnetic field source at extremely low frequency are proposed. This facility can be used for *in vivo* experiments with small animals to investigate biological response to the driving magnetic fields. In case that the exposed animals are motionless, the animals may be affected by the directivity of driving field. To avoid this effect, a 2-axis ELF magnetic field driving apparatus was designed. The optimum location and number of turns of each coil were obtained by numerical analysis. Applying these data to the MATLAB code (for computation), the magnetic field distribution was obtained. The calculation result for a well-designed facility showed that the space in which the amplitude of the magnetic field lies within the 95% of the magnetic field distribution was more than 60% of each axis length.

Key words : Helmholtz coil, magnetic field source, in-vivo experiment

## I. 서론

장기간 노출이 지속되는 전원선 주파수의 전자기장에 대한 노출 안전기준은 논란의 여지가 많아 동물실험(*In Vivo*)을 통한 생체영향 연구가 앞으로도 계속되어야 하며, 이러한 동물실험을 위해서는 전자기장을 발생시킬 수 있는 특별한 장치가 필요하게 된다. 또한 극저주파(ELF)에서는 전기장보다는 자기장에 의한 영향이 더욱 지배적이므로 이의 영향을 평가하기 위해서는 순수한 자기장을 발생시킬 수 있는 자기장 발생장치가 필요하다. 만약 노출될 실험대상 동물이 홀더(holder) 내에 고정되어 있을 경우에는, 자기장 방향과 동물사이에 일정한 방향성이 있게 되므로 발생 자기장의 방향성에 의한 영향

이 존재할 수 있다. 이를 줄이기 위해서는 수평 및 수직 자기장을 동시에 발생시키는 2-軸 이상의 자기장 발생구조가 요구된다. 3-軸 자기장 구조가 가장 이상적이지만, 그 구조의 복잡성으로 인하여 대부분의 경우 2축 자기장 발생장치가 제작되고 있다.<sup>[1]</sup> 본 논문에서는 60 Hz 전류에 의하여 각 축의 중심 자기장이 1 mT (10 Gauss)이고 총 합성 자기장이 약 1.4 mT인 2축 자기장 발생장치를 설계하고 그 특성을 고찰해 보고자 한다.

## II. 자기장 발생장치의 설계

### 2-1. 자기장 발생 이론 및 상호 인덕턴스

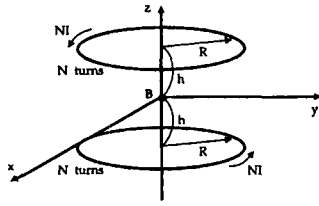


그림 1. 상하 두 개의 동일 복수 권선에 의해 자기장을 발생시키는 구조.

Fig. 1. Structure of magnetic field source by the two same coils.

그림 1과 같이 상하 두 개의 동일 복수 권선(N turns)에 의해 자기장을 발생시키는 경우, 원점(原點)에서는 자기장의 수평성분들이 모두 상쇄되어 0이 되며 수직 성분만이 존재한다. 원점에서의 자기장 **B**는 비오-사바르 법칙(Biot-Savart's law)을 적용하여 다음과 같이 구해진다.<sup>[2]</sup>

$$B = \mu_0 \frac{N \cdot I \cdot R^2}{(h^2 + R^2)^{3/2}} \quad [T] \quad (1)$$

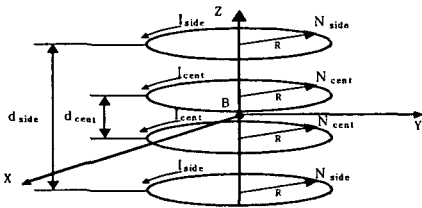


그림 2. 권선수가 다른 4중 코일에 의해 자기장을 발생시키는 구조.

Fig. 2. Structure of magnetic field source by the fourfold coil whose number of turns differ.

그림 2와 같이 외곽과 가운데 부분의 권선수가 각기 다른 4중 코일에 의해 발생하는 자기장 **B**는 식(2)와 같이 된다.  $I_{cent} = I_{side} = I$  라고 할 때,

$$B = \mu_0 R^2 I \left[ \frac{N_{side}}{[(d_{side}/2)^2 + R^2]^{3/2}} + \frac{N_{cent}}{[(d_{cent}/2)^2 + R^2]^{3/2}} \right] \quad [T] \quad (2)$$

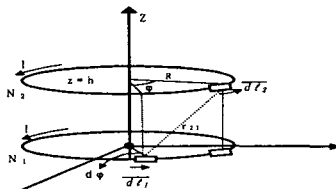


그림 3. 상호 인덕턴스 계산을 위한 코일 배치.  
Fig. 3. Coil arrangement for mutual inductance calculation.

그림 3처럼 軸이 동일한 두 루프 회로에서 각 루프회로가  $N_1$  및  $N_2$ 의 복수권선으로 구성되어 있고  $d\ell_1, d\ell_2$ 를 각 루프에서의 임의의 선소(線素), 그리고 두 선소 벡터가 이루는 각을  $\phi$  라고 할 때, 이 두 코일간의 상호 인덕턴스  $L_m$ 은 식(3)과 같이 표현할 수 있다.<sup>[3]</sup>

$$L_m = \frac{N_1 N_2 \mu_0}{4\pi} \oint_{c_2} \oint_{c_1} \frac{d\ell_1 \cdot d\ell_2}{r_{21}} \quad [H] \quad (3)$$

식 (3)을 정리하여 수치 계산하기에 좀 더 편리한 식으로 변형시키면<sup>[4]</sup> 식 (4)와 같다.

$$L_m = 2N_1 N_2 \mu_0 R^2 \int_0^{\pi/2} \frac{-\cos 2\phi d\phi}{\sqrt{h^2 + 2R^2(1 + \cos 2\phi)}} \quad (4)$$

(단  $\phi = \pi - 2\phi$  임.)

### 2-2. 자기장 발생 장치의 설계

설계 하고자 하는 장치는 생체실험 대상이 유동적이지 않고 홀더(holder)내에 고정된 상태에서 특정 자기장에 대한 반응을 실험하기 위한 목적으로 사용될 것이다. 따라서 장치 내에 발생하는 자기장은 고정된 실험대상의 방향성에 가능한 限 무관하여야 하며, 생체 영향의 자기장 방향 의존성을 줄이기 위해 수직 및 수평코일에 의한 2축 자기장 발생 장치를 설계하였다. 가장 쉽게 생각할 수 있는 구조로 2軸의 자기장을 발생시킬 수 있는 수평 및 수직 코일을 노출상자 모서리에 각각 2개씩만 사용하는 경우를 생각할 수 있다. 그러나 이 경우 장치 내부의 자기장 분포는 위치에 따라 급격하게 변화할 것이므로 실용성이 없다. 따라서 이때의 비균일 영역을 적절히 보상해 줄 수 있는 개선된 구조로, 그림 4처럼 각 軸의 중간부분에 2개씩의 동일 코일을 추가하여 수평·수직 각 4개씩, 총 8개의 코일로 자기장을 발생시키는 구조로, 동물 실험에 쓸 수 있는 균일 자기장 영역이 확대 되도록 하였다.

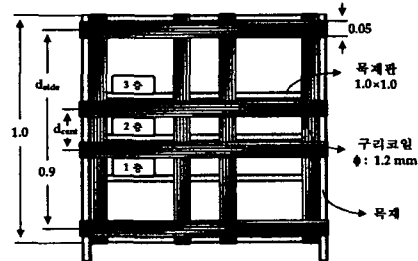


그림 4. 2軸 자기장 발생장치의 설계도 [m].  
Fig. 4. Schematic of 2-axes magnetic field generating apparatus [m].

장치 내부에 균일 자기장 분포영역을 최대화 할 수 있는 각 코일의 권선비 및 코일간 간격을 결정하기 위하여 별도의 최적화 시뮬레이션을 이용하였다. 즉, 정방향의 장치 내부를 그림 5와 같이 3개의 중심평면(xy/xz/yz-평면)으로 분할한 후, 정4각형 한 변의 길이의 70%에 해당되는 각 평면상에서, 전체 코일에 의해 발생하는 수직 자기장 성분( $B_z$  or  $B_y$ )의 편차가 최소로 되는  $d_{cent}/d_{side}$  및  $N_{cent}/N_{side}$  비율의 조합을 찾아보았다. 정확도  $10^{-3}$ 의 스텝으로 계산해 본 결과,  $d_{cent}/d_{side} = 0.256$  (5) 및  $N_{cent}/N_{side} = 0.423$  (6)이 얻어졌으며 이 값을 이용하여 각 코일간 거리와 코일의 권선수를 결정하였다.

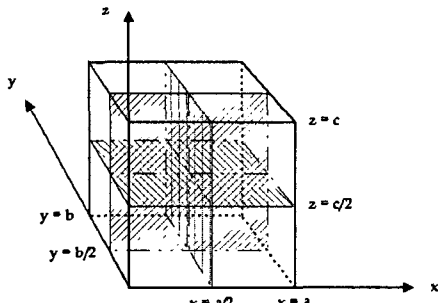


그림 5. 최적화 시뮬레이션을 위한 평면의 구성.  
Fig. 5. Planes for coil optimizing simulation.

코일의 연결방식은, 필요 인가전압을 가능한 낮추면서 각 코일의 通電전류도 일정하게( $I_{side} = I_{cen}$ ) 할 수 있는 연결방법을 고려하여, 외부코일과 내부코일 각 한 개씩을 직렬로 연결하고, 이 4쌍의 직렬코일들을 다시 병렬로 연결하였다.



그림 6. 2軸 자기장 발생장치의 수평(LH), 수직(LV) 코일의 연결 방식.  
Fig. 6. Connection method of horizontal(LH), vertical(LV) coils of 2-axes magnetic field source.

그림 6에서  $L_{Hside}$ 는  $z=c$  평면에 있는 수평 외곽 코일의 자체 임피던스와 나머지 3개의 수평코일과의 상호 인덕턴스 합이며, 수평 코일과 수직 코일과의 상호 임피던스는 식 (3)에서  $\overline{dl}_1 \cdot \overline{dl}_2 = 0$  이므로, 무시 하였다.

xy 平面上의 圓電流에 대한 z-軸上에서의 자속밀도에 관한 식(2)를 이용하여 최대 자기장 1 mT 발생을 위한 전류와 권선수의 관계를 구할 수가 있다. 이식에서  $\pi R^2 = d_{side}^2$ 이 되는 반지름 R인 근사 圓

을 생각하였다. 이 조건에서 식(6)을 만족시키는 인가 전류에 대한 코일의 권선수의 계산이 가능하며, 이것을 그림 7에 나타내었다. 그리고 권선수에 따른 인덕턴스 및 임피던스도 계산이 가능하며, 이로써 원통형 코일의 전체 임피던스 및 인가전압을 구할 수 있다. 이렇게 구해진 값들은 그림 7과 같다.

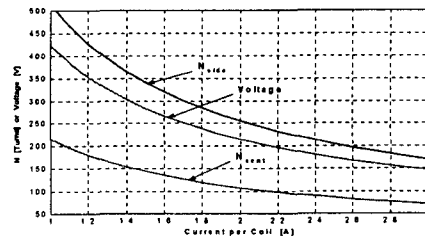


그림 7. 單軸장치의 중앙 점에서 1 mT 자기장 발생을 위한 전류, 권선數 및 인가전압 (60 Hz 일때).  
Fig. 7. At a center point of a single axis device current, number of turns and impressed voltage for 1 mT magnetic field generation when it is 60Hz.

그림 7에서는, 그림 2의 원점에서의 자기장의 세기가 1 mT가 되도록 하는 권선數 및 전류를 계산하여, 전류가 증가함에 따라 권선數가 감소함을 보였으며, 그 결과 전류의 증가에 따라 임피던스가 감소함을 그림 8에 보였다.  $Z_{side}$ 와  $Z_{cent}$ 는 그림 6에서 외곽 및 가운데 코일 각각의 임피던스의 크기이며,  $Z_t$ 는 그림 6에서의 전체 임피던스의 크기이다. 각 축마다 1 mT의 자기장이 발생되므로, 좌표계의 원점에서는  $\sqrt{2}$  mT가 발생된다.

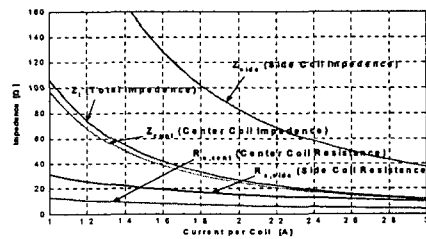


그림 8. 2軸장치에서  $\sqrt{2}$  mT 발생을 위한 인가 전류에 따른 임피던스 (60 Hz 일때).

Fig. 8. Impedance by supplied current for  $\sqrt{2}$  mT generation in 2-axes device when it is 60Hz.

최적화를 통해 구해진 單軸 원통형 장치 구조에서 인가전압에 대한 각 코일의 전류 및 자기장의 변화는 그림 9와 같이 된다.

권선수로 사용할 코일은 허용전류 2 A 부근인  $\phi = 1.2$  mm의 코일을 사용하기로 하고, 원통형 구조에서 각 코일의 권선수는  $N_{side} = 256$ ,  $N_{cent} = 108$ 로 결

정하였으며, 최종적인 2축 정육면체 자기장 발생 장치의 구조는 그림 10과 같다. 이 구조에서 각 축에서 1 mT의 자기장( $B_z$  or  $B_y$ )를 발생시키기 위한 각 파라미터 값들은 표 1과 같이 된다.

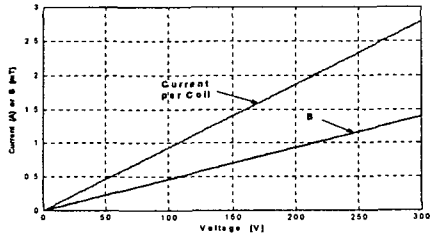


그림 9. 單軸 장치에서  $N_{side} = 256$ ,  $N_{cent} = 108$  일 때 인가전압에 따른 자속밀도 및 전류의 변화.  
Fig. 9. Change of magnetic flux density and current by impressed voltage when  $N_{side} = 256$  and  $N_{cent} = 108$  in a single axis device.

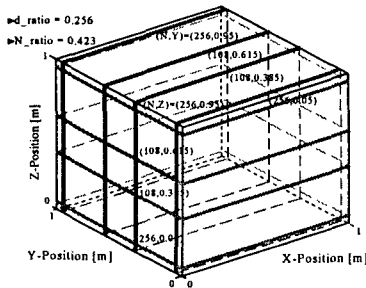


그림 10. 최적화를 통해 구해진 2축장치 구조도.  
Fig. 10. Structure of 2-axes device which was derived by optimization process.

최적화 시뮬레이션을 통해 얻어진  $d_{cent}$  및  $N_{cent}$  가 어느 정도의 균일 자기장 분포를 형성하는지를 확인하기 위해 표 1의 조건에서, 수평 코일들만을 구동할 때,  $d_{cent} = 0.23$  [m]로 고정하고  $N_{cent}$ 를 단계적으로 변화시키면서 장치 중심평면( $z = 0.5$  m) 상의 x-축과 y-축을 따라 발생하는 자기장의 평탄도를 평가해 보았으며, 그림 11과같이 수평코일에 2A의 전류를 흘릴때  $N_{cent}$ 에 따른 x 또는 y-축 위치에서의 자기장 세기의 변화를 계산한 결과,  $N_{cent} = 108$  일 때 최대의 평탄도를 확인할 수 있었고, 이 때의 발생 자기장이 1 mT가 됨을 확인할 수 있었다.

표 1. 그림 10의 구조에서 한 축 방향으로 1 mT의 자기장을 발생시키기 위한 각 파라미터.

Table 1. parameters for generation 1 mT magnetic field for each axis in Fig. 10.

Parameter	Value
장치 Size	1m × 1m × 1m (a×b×c)
각 루프별 권선 수*	256/108/108/256 [Turns]
Coil 간의 거리*	$d_{side} = 0.9$ [m] $d_{cent} = 0.23$ [m]
중심점에서 軸當 발생 자기장* ( $B_z$ or $B_y$ )	1 [mT] or 10 [Gauss]
2축 발생 총 합성자기장 (= B )	$1 \times \sqrt{2} = 1.41$ [mT] or 14.1 [Gauss]
각 코일당 인가 전류*	2 [A]

\* : 수평, 수직 코일 모두에 동일하게 적용됨

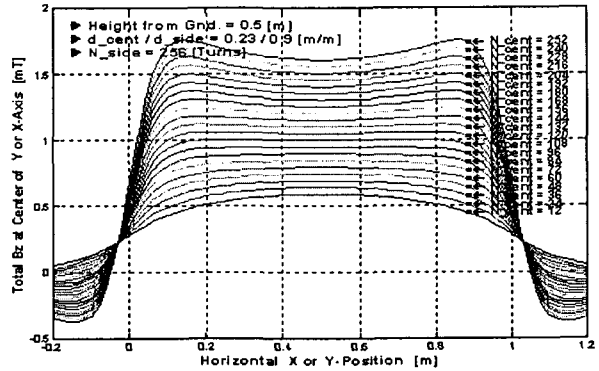


그림 11. 최적의 거리比와 권선比의 적합성 확인.  
Fig. 11.  $B_z$  at center point of y- or x-axis along horizontal x- or y-position with variable turns of  $N_{cent}$ .

2-3. 시뮬레이션 결과 및 분석

2축 자기장 발생장치의 자기장 분포특성을 확인해 보기 위해 표1의 설계 조건과 동일한 수치로 장치를 모델링하고, Biot-Savart 법칙을 적용하여 유도한 식을 이용해 임의의 xy-평면상에서 자기장 분포를 계산하였다. 계산 프로그램은 MATLAB을 이용하였으며, 결과는 그림 12~14과 같다. 여기에는, 측정될 xy-평면상에서  $B_z$ 성분의 각 분포에 대한 단면도를 圖示하였다.

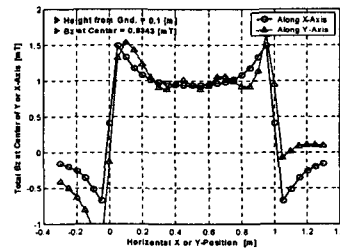


그림 12.  $z = 0.1$  m일 때의  $B_z$  분포의 단면도.  
Fig. 12. Cross sectional view of Distribution of  $B_z$  on  $z = 0.1$  m plane.

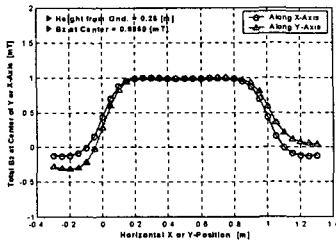


그림 13.  $z = 0.25$  m일 때의  $B_z$  분포의 단면도.  
Fig. 13. Cross sectional view of Distribution of  $B_z$  on  $z = 0.25$  m plane.

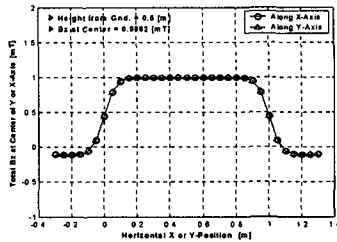


그림 14.  $z = 0.5$  m일 때의  $B_z$  분포의 단면도.  
Fig. 14. Cross sectional view of Distribution of  $B_z$  on  $z = 0.5$  m plane.

다음은 전체코일에 의해 발생하는 자기장  $B_z$ 의 기준 발생 자기장을 1 mT라고 했을 때, 각 높이에 따른 Error Rate를 그림 15~17에 圖示 하였다. 허용자기장 범위를 기준 자기장에 대해 100%±5% 以內라고 할 때, 자기장 발생 장치의 동물실험 사용가능 영역은 표 2와 같이 추정할 수 있다.

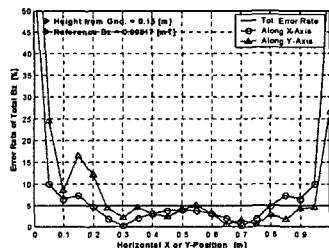


그림 15.  $z = 0.15$  m일 때의 편차율.  
Fig. 15. Error rate on  $z = 0.15$  m plane.

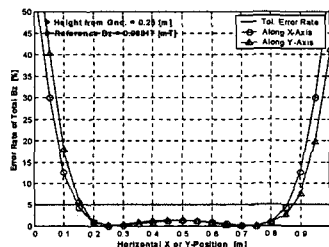


그림 16.  $z = 0.25$  m일 때의 편차율.  
Fig. 16. Error rate on  $z = 0.25$  m plane.

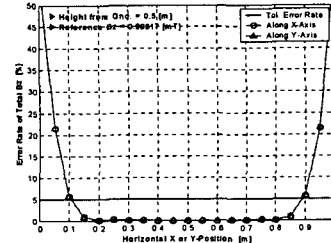


그림 17.  $z = 0.5$  m일 때의 편차율.  
Fig. 17. Error rate on  $z = 0.5$  m plane.

표 2. 편차율에 의해 추정된 사용 가능 영역  
Table 2. Usable area estimated by error rate.

Parameter		Value
장치의 Size		1m × 1m × 1m (a×b×c)
발생되는 $B_z$		1 [mT] (= 10 [Gauss])
허용 오차범위		±5 [%] 以內
사용 가능영역	x-軸	0.15 ~ 0.85 [m] (70%)
	y-軸	0.16 ~ 0.84 [m] (68%)
	z-軸	0.20 ~ 0.80 [m] (60%)

### III. 결론

본 논문에서는 생체 실험용으로 사용될 2軸 자기장 발생 장치를 설계하였다. 수치계산을 통해 구한 파라미터 값을 이용하여 2軸 4重 코일 형태의 장치를 설계·분석해본 결과, 각 축의 60% 이상의 사용 가능 영역 확보로, 비교적 양호한 공간 활용성을 나타냈으며, 이 영역 내에서는 95% 이상의 균일성을 보장받을 수 있다.

자기장의 발생은 코일에 흐르는 전류와 권선 수에 의해 결정되므로, 자기장 발생 장치 제작에 앞서 본 논문에서 제시한 계산이 선행된다면 효율적인 생체실험용 장치 제작이 가능할 것으로 생각된다.

### 참고문헌

- [1] 김상범, 이동일, 김정부, 유연표, 정시환, "자계 균일공간 확보를 위한 소동물 실험용 5G급 자계 발생장치의 최적설계 및 제작," 한국전자파학회 제 4회 전자기장의 생체영향에 관한 워크숍 발표자료집, pp. 239~248, 2000년 10월 18~19일.
- [2] 김영권 譯, John D. Kraus의 전자기학, 희중당, pp. 227~230, 1996.
- [3] Richard E. Dubroff, S. V. Marshall, G. G. Skitek, Electromagnetic Concepts and Applications, 4th edition, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1996.