

경사자장의 선형성 향상을 위한 핵자기공명 영상용 Z-방향 경사자기장 코일 설계

고 락 길, 이 동 훈, 백 승 태, 김 송 회, 권 영 길, 류 강 식
한국전기연구소, 배재대학교 물리학과

Design of Z-directional gradient coil to improve gradient linearity for the nuclear magnetic resonance imaging(NMRI)

Rock-kil Ko, Dong-Hoon Lee, Seung-tae Baek, Song-Hui Kim, Young-kil Kwon, Kang-Sik Ryu
Korea Electrotechnology Research Institute, Dept. of Physics, PaiChai University

Abstract -Gradient coil offers the spatial informations of sample or patient in Nuclear Magnetic Resonance Imaging(NMRI) and its gradient field linearity over the field of view(FOV) has many influence on the MR imaging. Accurate and good quality MR imaging can be acquired by the high gradient field linearity over the FOV. So it is an important part to design of gradient coil with good linearity in the wide imaging range. Usually, Z-directional gradient field is generated by using the Helmholtz type coil which is consisted of one-pair loop with anti-current path. It gets less about 40% linearity of the diameter spherical volume(DSV).

In this study, we calculated optimized geometrical parameters of two-pair loop system to cancel odd terms up to B_7 included effectively. we also analyzed and compared the gradient field distribution and linearity of the common Helmholtz coil with them of the two-pair loop system.

1. 서 론

핵자기공명 영상장치(MRI)에서 경사자기장 코일은 핵자기공명 분광장치와 구별되는 장치로, 균일한 주 자장에 공간적으로 자장 세기의 차이가 지는 경사자기장을 발생시켜 영상을 얻고자하는 영역에서 선형적인 자장 변화의 분포를 갖게 만들어 준다. 이 경사자기장에 의해 핵자들의 공진주파수와 Phase가 공간적으로 차이를 갖게 되고, RF 코일을 통해 얻은 MR 신호는 영상 대상인 시료나 환자에 대한 위치 정보를 제공하게 된다. 경사자기장 코일은 원통형의 고자장 마그네트 축에 평행하게 위치하게 되므로 일반적으로 원통형의 모양을 가진다. 경사자기장 코일에 의해 발생하는 경사자기장은 항상 주 자기장(Z 방향; B_z)을 향하지만 X, Y, Z 각 방향으로 그 세기의 차이가 있게 되는 것이다. 즉, $G_z = \partial B_z / \partial B_z$, $G_x = \partial B_z / \partial B_x$, $G_y = \partial B_z / \partial B_y$ 이다. 각각의 경사자기장은 서로 직교해야 하며, 일반적으로 영상의 응용에 있어서는 5%이하의 선형적인 편차가 요구된다.

일반적으로 Z-방향의 경사자장을 발생시키기 위해 사용되는 Helmholtz 형태는 전류 흐름의 경로가 서로 반대로 인가되는 한 쌍의 loop로 구성되어 있으며, 이는 3차 항까지 소거하기 위해 두 코일 사이의 간격이 $\sqrt{3}$ 로 경사자장의 선형성이 코일 지름을 갖는 구(DSV; Diameter spherical volume)의 약 40%이하에서 유지된다.

본 연구는 세 방향의 경사코일 중에서 주 자기장 방향인 Z-방향 경사자기장 코일의 선형성 향상을 위해 두 쌍의 전류 loop를 갖는 형태의 코일로 7차 항까지 소거시킬 수 있는 최적 구조를 계산하여 설계하고 이를 기존의 Helmholtz 코일의 자장 분포 및 선형성에 대해 비교 분석한다.

2. 본 론

2.1 Z-방향 경사자기장

핵자기공명 영상에서는 Z-방향의 정자장인 B_z 만이 관심의 대상이며, 이는 Biot-Savart 공식에 의해 계산되어진다. Z-방향의 경사자기장 코일은 주로 원통형으로 대칭성을 갖게 되고, 이는 구 좌표계 상에서 Legendre Polynomials, P_n 으로 다음과 같이 전개할 수 있다.(그림 1. 참조)

$$B_z(M) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{1}{n!} \frac{d^n B_z(0)}{dz^n} \rho^n P_n(\cos \theta)$$

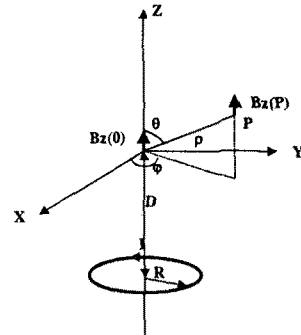


그림 1. 원형 전류 loop에 의해 발생하는 B_z 계산을 위한 구 좌표계

서로 반대 방향의 전류 흐름을 갖는 Maxwell pair 형태의 Z-방향 경사자기장의 모든 짝수 항들은 소거가 된다. 그러므로 Z-방향에 대한 미분식, $B_n = d^n B_z(0) / dz^n$ 는

$$B_z(0) = \frac{\mu_0 I}{R(1+X^2)^{3/2}}$$

$$B_1 = \frac{dB_z(0)}{dz} = \frac{-3\mu_0 IX}{R^2(1+X^2)^{5/2}}$$

$$B_3 = \frac{d^3 B_z(0)}{dz^3} = \frac{15\mu_0 IX(3-4X^2)}{R^4(1+X^2)^{9/2}}$$

$$B_5 = \frac{d^5 B_z(0)}{dz^5}, B_7, \dots$$

같은 방법으로 전개시킬 수 있다. 여기서 $X = D/R$ 이고, $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{H/m}$ 이다.

이를 이용하여 한 쌍의 loop을 갖는 일반적인 Helmholtz는 최적화된 조건 $X = D/R = \sqrt{3}/2$ 으로 설계하여 3차 항까지 소거시킬 수 있음을 알 수 있다.

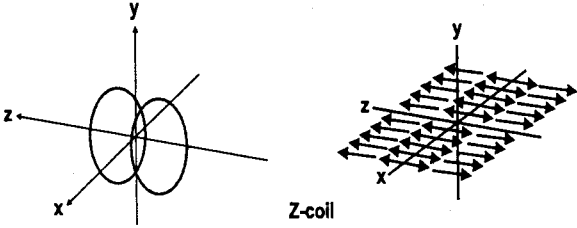


그림 2. 한 쌍의 loop를 갖는 Helmholtz coil

2.2 두 쌍의 loop를 갖는 경사자기장 코일의 설계

두 쌍의 loop을 갖는 Maxwell pair를 이용하면 7차 항까지 소거하기 위한 방정식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \sum B_3 &= I_1 B_3(X_1)/R_1^2 + I_2 B_3(X_2)/R_2^2 = 0 \\ \sum B_5 &= I_1 B_5(X_1)/R_1^4 + I_2 B_5(X_2)/R_2^4 = 0 \\ \sum B_7 &= I_1 B_7(X_1)/R_1^6 + I_2 B_7(X_2)/R_2^6 = 0 \end{aligned}$$

여기서, $X_1 = D_1/R_1$ 이고, $X_2 = D_2/R_2$ 이다.

이는 8차 연립방정식으로 전개되고, 해로써 코일 반지름, 코일간의 거리 및 각 pair간의 전류 비를 알 수 있게 된다.

각 loop의 반지름이 서로 다른 경우와 같은 경우 즉 $R_1/R_2 = 1$ 에 대한 최적 수치를 구하고 서로의 특성을 비교한다. 실제 원통형의 주 마그네트와 결합하여 영상을 얻는데 있어서는 다음과 같은 이유에서 R_1 과 R_2 을 서로 같게 제작할 것이다.

첫째, R_1 과 R_2 가 다른 경우 작은 반경을 갖는 코일에 의해 시료나 환자가 위치할 수 있는 경사자장 코일의 bore 크기가 제한되어진다.

둘째, 정확한 권선으로 설계와 실제 제작상의 오차를 줄이기 위해 미리 권선 될 위치에 turns 수를 고려하여 홈을 주어 bobbin을 가공하고 권선을 한다. 이때, R_1 과 R_2 가 같으면 bobbin 제작과 권선 작업이 용이하다는 장점을 갖는다.

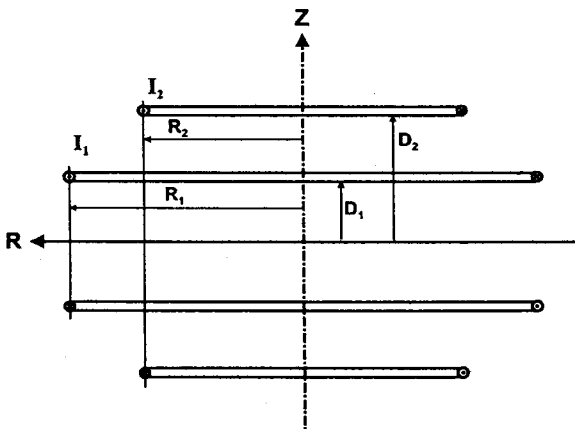


그림 3. 두 쌍의 Maxwell pair 코일의 parameters

2.3 해석결과 및 고찰

2.3.1 코일들의 설계 치수

경사자기장 코일의 크기를 bore의 반지름은 30.5cm에 길이가 80cm 내에 들도록 설계하였다. 7차 항까지의 소거를 위해, 위에서 제시된 8차 연립방정식을 풀어 설계에 필요한 parameter들을 구하였다. R_1 과 R_2 가 서로 다른 경우(A)와 R_1 과 R_2 가 서로 같은 경우(B, C)에 대해 분석하였다. C는 B의 경우보다 D_2 가 길게 하여 더 넓은 영상 영역을 꺾하였다. 더불어 Helmholtz도(D) 함께 보였다.

표 1.은 계산에 의한 각 코일들의 설계 치수를 나타내고 있다.

	R_1	R_2	D_1	D_2	I_1	I_2
A	30.5	23.5	15.0	31.9	20.0	49.5
B	30.5	30.5	13.5	25.6	20.0	150.0
C	30.5	30.5	13.6	36.2	20.0	54.5
D	30.5		26.4		20.0	

표 1. 각 코일들의 설계 치수

그림 4.는 설계된 경사자장 코일의 중심에서 Z 축에 따른 경사자장의 변화를 보여주고 있다. 각 loop에 의해 서로 반대 방향으로 발생하는 자장은 코일의 중심에서 zero가 되고 중심에서 멀어짐에 따라 경사자장의 선형성이 감소되는 것을 볼 수 있다. 실제 영상에서는 선형적으로 변화하는 영역에서 왜곡 없는 영상을 획득할 수 있게 된다. 선형성의 영역을 보면 $C < A < B < D$ 순으로, 경사자장의 세기는 $B < A < C < D$ 순으로 좋음을 알 수 있다. 그러나, A의 경우 $R_2 = 23.5$ 에 의해 이용 가능 영역이 제한됨을 이미 언급했다. 같은 bore 크기를 갖는 B와 C는 경사자장의 세기와 선형성 측면에서 각각 우위를 차지하며, 전체 코일의 길이는 B가 더 짧게 제작할 수 있는 장점이 있다. 기존의 Helmholtz인 D는 전체적으로, 성능이 떨어짐을 알 수 있다.

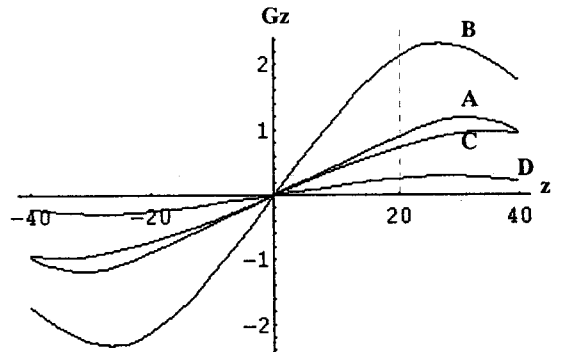


그림 4. Z 축에 따른 각 코일의 경사자장의 변화

2.3.2 Maxwell 3D에 의한 분석

설계된 각 코일의 치수를 가지고, Windows NT에서 Ansoft사의 Maxwell 3D 프로그램을 이용하여 분석하였다.

전체 코일의 수직 중심 평면에 대한 경사자장의 분포와 방향, 세기 등을 분석하였고, 코일 중심으로부터 20cm 떨어진 곳의 수평 단면에 대한 경사자장의 모습으로 선

형성을 분석하였다.

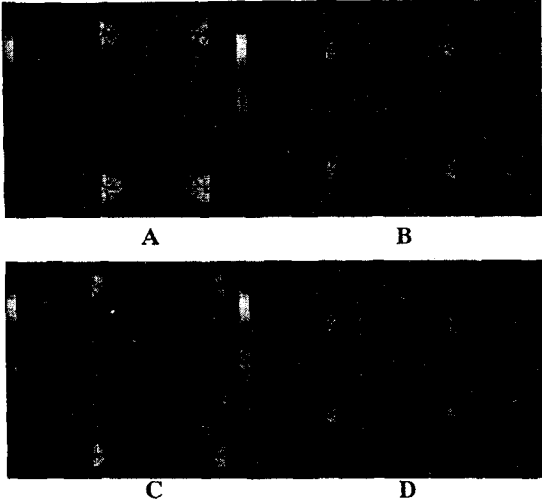


그림 5. 수직 중심 평면에 대한 경사자기장

그림 5의 자장 분포와 방향을 통해 D보다 다른 A, B, C의 코일들의 선형성이 매우 우수한 것을 알 수 있다. 특히, A와 C의 경우 영상 획득 영역이 넓음을 알 수 있다.

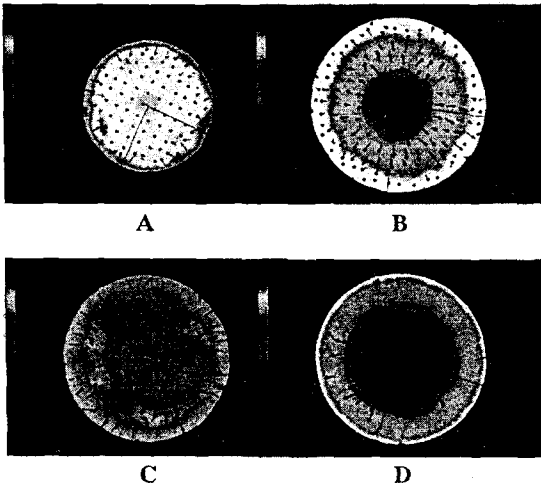


그림 6. 코일 중심으로부터 20cm 떨어진 수평 단면에 대한 경사자기장

중심으로부터 20cm 떨어진 수평 단면의 경사자기장을 통해 C의 경우 다른 코일에 비해 더 넓은 영역에서 선형성을 유지하고 있음을 알 수 있다. A의 경우($R_2=23.5$ cm) 단면적의 약 65%정도, C의 경우($R_2=30.5$ cm)에서는 단면적의 약 50% 정도에서 선형성을 유지하고 있는 것으로 나타나고 있다. 그러나, A는 $R_2=30.5$ cm의 영역에서 본다면 선형성은 약 40%로서 C의 선형성이 더 우수하다고 할 수 있다.

3. 결 론

본 연구를 통해, 두 쌍의 loop을 이용한 경사자기장 코일을 이용하여 경사자기장 코일을 설계, 제작하는 것이 일반적인 한 쌍의 Helmholtz 형태의 경사자기장 코일

구성보다 넓은 영역에서 높은 경사자기장의 선형성을 향상시킬 수 있음을 알 수 있다.

서로 다른 지름을 가지는 loop으로 구성하였을 때, 작은 코일의 크기로 시료나 환자의 위치공간이 제한되어지므로 실제 사용할 수 있는 영역을 비교했을 때, 같은 크기의 두 쌍의 loop으로 구성하는 것이 더 우수함을 알 수 있다. 또한 실제 제작 측면에서도 더 용이하다.

이는 한국전기연구소의 초전도응용연구사업팀에서 제작 중인 전신촬영용 초전도 마그네트와 함께 구성될 MRI system에서 경사자기장 코일 설계 시 활용될 수 있을 것이며, 실제 영상 시 기존의 경사자기장 코일에 비해 왜곡 없는 양질의 MR 영상을 제공할 것이다.

[참 고 문 헌]

- [1] Zang-Hee Cho, Foundations of Medical Imaging, John Wiley & Son, 1993
- [2] Herve Saint-Jalmes, Jacques Taquin, Yves Barjhoux, "Design Data for Efficient Axial Gradient Coils; Application to NMR Imaging", Magnetic Resonance In Medicine, 2, 245-252, 1985
- [3] R. Tuner, "Gradient coil design: A review of methods", Magnetic Resonance Imaging, 11, 903-920, 1993
- [4] Peter G. Morris, Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Biology, Clarendon Press, Oxford, 1986