능동차폐형 초전도 MRI 마그네트의 설계

論 文
45~1~5

A Design of Actively Shielded Superconducting MRI Magnet

陳 弘 範* · 柳 康 植** · 宋 埈 泰***
(Hong-Beom Jin · Kang-Sik Ryu · Joon-Tae Song)

Abstract - Magnetic field theories for the design of highly homogeneous magnet are introduced and a nonlinear optimization method for the design of actively shielded superconducting magnet is presented. The presented design method can optimize both main coil and shielding coil simultaneously by setting constraints on stray field intensity at a specified distance from the magnet center. A 2-Tesla actively shielded superconducting magnet, with 90cm bore diameter, is designed using the presented method. The field homogeneity is 2ppm/30cm DSV and the 5 gauss stray field contour is within 4m axially and 3m radially from the magnet center.

Key Words : Superconducting MRI magnet, Field homogeneity, magnetic shield, stray field

1. 서 론

최근 MRI(Magnetic Resonance Imaging)용 마그네트의 개발동향은 화질향상 및 MRIS(MR Spectroscopy)를 위해 고자장화되는 추세이다. 그러나 마그네트의 자장이 커질수록 주위로의 누설자장이 증가하기 때문에 주위환경에 악영향을 준다. 의료용 장치나 컴퓨터, 자기 테이프 등은 자장에 영향을 받기 쉬우며, 특히 심장 보조장치(pacemaker)는 매우 특별한 주의가 필요하다. 미국 FDA(Food and Drug Administration)에서는 MRI실 밖으로의 누설자장을 5 가우스(gauss) 이하로 권장하고 있다[1]. 따라서 MRI용 마그네트에는 누설자장의 차폐장치가 필요하다. 자기차폐 방법으로는 연철 등의 자성체 판을 방의 일부 또는 전체에 설치하는 room shield 및 자성체 요크(yoke)로 마그네트를 둘러싸는 yoke shield가 있으며, room shield와 yoke shield의 중간형으로 cage 모양의 자성체 구조물 안에 마그네트를 설치하는 cage shield가 있다[2]. 최근에는 주코일(main coil) 외부에 초전도 차폐코일(shielding coil)을 배치하여 역자장을 발생시킴으로써 누설자장을 차폐하는 방법이 사용되고 있다[3]. 통상 전자와 같이 철을 사용하는 방법을 passive shield라하며 후자의 방법을 active shield라 한다. passive shield 방법은 단위 중량당의 자기 shield 효과가 작고 한번 설치되면 자장강도를 바꿀 수 없으며, 고자장으로 갈수록 차폐가 어렵다. 반면 active shield는 단위 중량당의 자기 차폐 효과가 크고 자장강도를 임의로 조정할 수 있으며, 고자장 차폐에 매우 유효하다. 이와 같은 자기차폐는 누설자장을 차폐하므로써 마그네트 주변에 있는 자성체의 자화에 의해 유입되는 불균일 자장을 감소시킴으로서 마그네트의 균등자장을 보호하는 부수적인 효과를 얻을 수 있다

본 논문에서는 인간 두뇌의 단층촬영이 가능한 보아직경 90cm의 초전도 MRI 마그네트를 설계하였다. 누설자장을 차폐하기 위하여 active shield 방식을 채용하여 설계하였으며, 설계 결과 5 gauss 영역은 마그네트의 원점으로부터 Z축(마그네트에 수평한 축) 상으로 4m, R축(마그네트에 수직한 축) 상으로 3m 이내로 제한되었고, 중심자장은 동작전류 400 A 에서 2 Tesla, 자장 균등도는 2ppm/30cm DSV(Diameter of Spherical Volume) 이었다. 본 논문에서는 MRI용 마그네트의 설계에 필요한 자장이론을 정리하고, active shield 방식의 초전도 MRI 마그네트의 설계방법을 제시하고자 한다.

2. 자장이론

MRI에 필요한 고균등 자장은 이론적으로 무한히 긴 단일 솔레노이드 코일에 의해 실현할 수 있지만, 이와 같은 길이의 마그네트를 만든다는 것은 실제적으로 불합리한 방법이다. 일반적으로 MRI용 마그네트의 설계에는 고차 보상 다분할 솔레노이드 방식[4]을 이용하고있다. 전류원(current source)이 없는 공간에서의 자장은 Legendre의 함수를 이용하여 전개할 수 있으며, 이것을 이용하여 저차 함수 항이 상쇄되도록 공간적으로 다수의 솔레노이드 코일을 배치하는 것이 고차 보상 다분할 솔레노이드 방식이다.

본 장에서는 스칼라 자기 포텐셜 V를 이용하여 $B=\nabla V$ 로 표현되는 자속밀도 B를 구좌표계에서 Legendre의 함수를 이용하여 Spherical harmonics로 전개함으로서 고균등 마그네트의 설계에 필요한 수식을 정리한다.

전류원이 없는 공간 내에서 스칼라 자기 포텐셜 V는 다음의 라플라스 방정식을 만족한다.

$$\nabla^2 V = 0 \tag{1}$$

식(1)의 일반 해를 구좌표계를 이용하여 나타내면 다음과 같다[5].

* 正 會 員 : 韓國電氣硏究所 超傳導應用硏究事業팀 硏究員
** 正 會 員 : 韓國電氣硏究所 超傳導應用硏究事業팀 팀長 · 工博
*** 正 會 員 : 成均館大 工大 電氣工學科 敎授 · 工博
接受日字 : 1995年 8月 22日
1次 修正 : 1995年 11月 24日
2次 修正 : 1995年 12月 21日

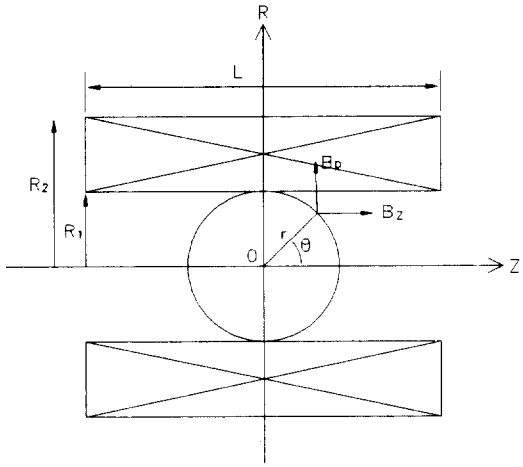


그림 1 솔레노이드 코일의 형상
Fig. 1 Configuration of solenoid coil

$$V(r,\theta,\phi)=\sum_{n=1}^{\infty}(A r^{n}+B r^{-n-1})\sum_{m=0}^{m=n}[C\sin m\phi +D\cos m\phi]x[EP_n^m(\cos\theta)+FQ_n^m(\cos\theta)] \quad (2)$$

여기서 m,n은 정수(단 m≤n), A,B,C,D,E,F는 경계조건에 의해 결정되는 계수이고 $P_n^m(\cos\theta)$와 $Q_n^m(\cos\theta)$는 각각 1, 2차 associated Legendre function이다.

솔레노이드 코일의 일반적인 형상을 그림1에 표시한다.

그림1의 솔레노이드 코일에 있어서 경계조건을 적용하면 스칼라 자기 포텐셜은 더욱 간단하게 표현된다. 그림에 나타낸 바와 같이 코일의 내반경 R_1을 반경으로 하는 구내에서는 라플라스 방정식이 성립한다. 따라서 이 구내에서 경계조건을 적용하여 수식을 간략화 한다. 이 구내의 미소반경($r \simeq 0$) 내에서 포텐셜은 유한한 값을 가지므로 식(2)에서 계수 B는 0이 되어야 한다. 또한 Z축상(θ=0)에서 포텐셜이 유한한 값을 유지하므로 식(2)에서 2차 associated Legendre function ($Q_n^m(1)=\infty$)은 제외되어 한다. 따라서 계수 F도 0이 되어야 한다. 이상을 종합하면 솔레노이드 코일의 내반경 R_1을 반경으로 하는 구내의 한 점에서의 스칼라 자기 포텐셜은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$V(r,\theta,\phi)=\sum_{n=1}^{\infty}Ar^{n}\sum_{m=0}^{m=n}[C\sin m\phi +D\cos m\phi]\ x[EP_n^m(\cos\theta)] \quad (3)$$

만일 그림1의 솔레노이드 코일이 z축에 대하여 완전 축대칭(perfect circular winding)인 이상적인 경우이라면 포텐셜 V는 ϕ에 따라 변화하지 않고 θ 및 r의 변화에만 의존하는 Surface zonal harmonics가 된다. 즉 식(3)에서 m=o인 경우 associated Legendre function은 Legendre Polynomial이 되어 포텐셜 V는 다음 식으로 간단하게 정리할 수 있다.

$$V(r,\theta)=\sum_{n=1}^{\infty}C_n r^{n}P_n(\cos\theta) \quad (4)$$

완전 축대칭인 이상적인 솔레노이드 코일의 중심부근에서의 자속밀도 B의 축방향(axial) 성분 B_Z, 및 반경방향(radial) 성분 B_ρ 는 다음의 관계식을 적용하여 구할 수 있다.

$$B=\nabla V \quad (5)$$

$$\mu P_n'(\mu)-P_{n-1}'(\mu)=nP_n(\mu) \quad (6)$$

$$(1-\mu^2\theta)P_n'(\mu)=n[P_{n-1}(\mu)-\mu P_n(\mu)] \quad (7)$$

여기서 $\mu=\cos\theta$, 이고 $P_n'(\mu)$ 은 Legendre Polynomial의 1차 미분이다. 이상으로부터 B_Z 및 B_ρ 성분은 다음과 같다.

$$B_Z(r,\theta)=\sum_{n=0}^{\infty}C_n(n+1)r^{n}P_n(\cos\theta) \quad (8)$$

$$B\rho(r,\theta)=-\sum_{n=0}^{\infty}C_n r^{n}\sin\theta P_n'(\cos\theta) \quad (9)$$

여기서 계수 C_n은 솔레노이드의 축상 자속밀도를 Taylor series로 나타낸 식(10)과 계수비교 하면 식(11)과 같다.

$$B_Z(z)=\sum_{n=0}^{\infty}\frac{1}{n!}\frac{\partial^{n}B_{Z(0)}}{\partial Z^{n}}Z^{n} \quad (10)$$

$$C_n=\frac{1}{(n+1)n!}\frac{\partial^{n}B_{z(o)}}{\partial Z^{n}} \quad (11)$$

식(11)을 식(8) 및 식(9)에 대입하면 B_Z 및 B_ρ성분은 각각 식(12),식(13)과 같다.

$$B_Z(r,\theta)=\sum_{n=0}^{\infty}\frac{1}{n!}\frac{\partial^{n}B_{Z(0)}}{\partial Z^{n}}r^{n}P_n(\cos\theta) \quad (12)$$

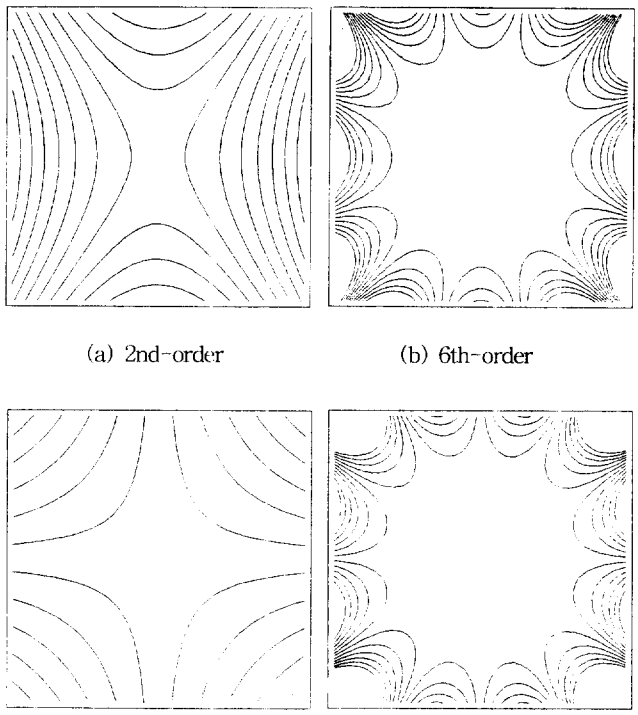
$$B\rho(r,\theta)= -\sum_{n=0}^{\infty}\frac{1}{(n+1)!}\frac{\partial^{n}B_{Z(o)}}{\partial Z^{n}}r^{n}\sin\theta P_n'(\cos\theta) \quad (13)$$

식(12) 및 식(13)에서 n=1,2,3,4,... 이며, 만일 그림1의 솔레노이드 코일이 Z=0 평면에 대하여 대칭인 경우 n은 짝수차항이 된다.

고차보상 다분할 솔레노이드 코일에 의한 균등자장 마그네트의 설계는 다수의 솔레노이드 코일을 공간적으로 적절히 배치하여 크기가 큰 저차 항의 자장불균일 성분을 상쇄시키는 것으로 마그네트의 자장 불균등도는 상쇄되지 않은 최초의 고차항에 의해 결정된다. 일반적으로 MRI에 필요한 자장 균등도를 얻기 위해서는 최소한 6차항까지 상쇄되도록 설계해야한다. 즉 8th order 마그네트가 되도록 한다. 이와 같이 정해진 각 차수항에서 B_Z와 B_ρ의 공간분포는 다음 식을 이용하여 등에러 곡선 (error contour)를 그려봄으로서 알 수 있다.

$$r^{n}P_n(\cos\theta)=Const. \quad (14)$$

$$r^{n}\sin\theta P_n'(\cos\theta)=Const. \quad (15)$$



(a) 2nd-order (b) 6th-order

(a′) 2nd-order (b′) 6th-order

그림 2 B_Z와 B_ρ의 등에러곡선
(a), (b) : B_Z의 등에러곡선
(a′), (b′) : B_ρ의 등에러곡선

Fig. 2 Error contours of B_Z and B_ρ
(a), (b) : Error contours of B_Z
(a′), (b′) : Error contours of B_ρ

그림2에는 B_Z 및 $B\rho$ 대해 n=2,6일 때, 즉 2nd, 6th order의 등에러곡선을 나타냈다. 그림2에서 알 수 있는 바와 같이 $B\rho$의 등에러곡선은 B_Z의 등에러곡선과 유사하며, 기본적으로 B_Z의 등에러곡선을 각각 $\pi/2n$(n=2,4...) 각도만큼 회전시킨 형상이다. 따라서 B_Z의 균등도를 향상시키면 B_ρ의 균등도는 자동적으로 향상되어 전체 자장 균등도가 증가하게 된다. 이와 같은 이유 때문에 균등자장 마그네트의 설계에서는 식(12)로 주어지는 B_Z성분의 자장만 고려해도 된다.

식(12)에서 $\frac{1}{n!}\frac{\partial^n B_{Z(0)}}{\partial Z^n}$는 코일의 특성(기하학적 형상 및 전류밀도)에 의존하는 성분으로 코일의 n차 source 항(source term)으로 정의하며 q_n으로 표기하기로 한다. 또한 $r^n P_n(\cos\theta)$는 구내의 좌표를 나타내는 n차의 좌표항(coordinate term)으로 정의한다. 솔레노이드 코일이 Z=0 평면에 대하여 대칭인 경우에 한정하고 n차의 source 항을 q_n으로 표기하여 식(12)를 다시 쓰면 식(16)과 같이된다.

$$B_Z(r,\theta)=B_0+q_2r^2P_2(\cos\theta)+q_4r^4P_4(\cos\theta)+q_6r^6P_6(\cos\theta)+\cdots\cdots \quad (16)$$

균등자장 발생용 마그네트의 설계는 중심부근의 어느 일정공간 내에서 중심자장에 근사한 자장 값만 발생하도록 만드는 것이므로 식(16)에서 B_o 이외의 항들은 자장의 불균일을 나타내는 성분들로 균등자장 마그네트의 자장오차 ΔB로 정의하기로 한다. 축대칭인 다수(예를 들어 k개)의 솔레노이드 코일을 Z=0 평면에 대하여 대칭적으로 배치하면 발생되는 자장오차는 다음 식(17)과 같이 각 코일의 짝수차 항의 자장오차 합으로 나타내진다.

$$\Delta B=\sum_{s=1}^{k}q_2^sr^2P_2(\cos\theta)+\sum_{s=1}^{k}q_4^sr^4P_4(\cos\theta)+\sum_{s=1}^{k}q_6^sr^6P_6(\cos\theta)+\cdots\cdots \quad (17)$$

따라서 균등자장 마그네트의 설계는 식(17)으로 주어지는 ΔB를 최소화하는 것이다. ΔB를 최소화하기 위해서는 식(17)에서 2차 항부터 고차 항까지의 각 source 항의 합($\sum_{s=1}^{k}q_2^s$, $\sum_{s=1}^{k}q_4^s$, ……)이 상쇄되어 영이 되도록 각 솔레노이드 코일의 기하학적 형상과 공간상의 위치를 결정하면 된다.

그림3에는 다수의 솔레노이드 코일을 배치하였을 경우에 솔레노이드 코일의 source 항의 계산식을 유도할 수 있는 단층 솔레노이드의 형상을 표시하였다. 단층 솔레노이드 코일의 Z축상 자속밀도는 비오사바르(Biot-Savart)법칙으로부터 c.g.s 단위계를 사용하면 다음 식과 같다.

$$B_Z=\frac{0.4\pi NI}{2L}\left[\frac{(Z-S)}{[R_o^2+(Z-S)^2]^{1/2}}+\frac{(L+S-Z)}{[R_o^2+(L+S-Z)^2]^{1/2}}\right] \quad (18)$$

여기서 N은 코일 권선수, I는 동작전류, L은 코일의 길이, R_o는 Z축으로부터 코일 중심까지의 거리, S는 Z=0 평면으로부터 코일 좌측단 까지의 거리이다.

단층 솔레노이드 코일의 source 항은 식(18)을 원점에서 미분함으로서 표1과 같이 계산된다. 다층 솔레노이드 코일의 source항은 코일을 여러 개의 단층 솔레노이드로 분할한 후, 표1을 이용하여 각 단층 솔레노이드의 source항을 합함으로서 계산 가능하다.

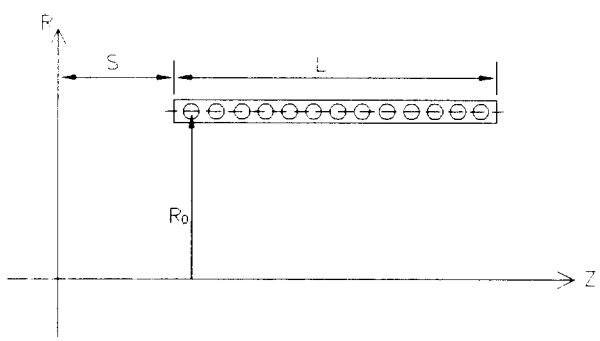


그림 3 단층 솔레노이드 코일의 형상

Fig. 3 Configuration of one layer solenoid coil

표 1 단층 솔레노이드 코일의 source 항

Table 1 Source terms of one layer solenoid coil

$$B_o = \frac{0.4\pi NI}{2L}\left[\frac{-S}{[R_o^2+S^2]^{1/2}} + \frac{(L+S)}{[R_o^2+(L+S)^2]^{1/2}}\right]$$

$$q_1 = \frac{0.4\pi NI}{2L}\left[\frac{R_o^2}{[R_o^2+S^2]^{3/2}} - \frac{R_o^2}{[R_o^2+(L+S)^2]^{3/2}}\right]$$

$$q_2 = \frac{1}{2}\frac{0.4\pi NI}{2L}\left[\frac{3SR_o^2}{[R_o^2+S^2]^{5/2}} - \frac{3(L+S)R_o^2}{[R_o^2+(L+S)^2]^{5/2}}\right]$$

$$q_3 = \frac{1}{6}\frac{0.4\pi NI}{2L}\left[\frac{12S^2R_o^2-3R_o^4}{[R_o^2+S^2]^{7/2}} - \frac{12(L+s)^2R_o^2-3R_o^4}{[R_o^2+(L+S)^2]^{7/2}}\right]$$

$$q_4 = \frac{1}{24}\frac{0.4\pi NI}{2L}\left[\frac{60S^3R_o^2-45SR_o^4}{[R_o^2+S^2]^{9/2}} - \frac{60(L+S)^3R_o^2-45(L+S)R_o^4}{[R_o^2+(L+S)^2]^{9/2}}\right]$$

$$q_5 = \frac{1}{120}\frac{0.4\pi NI}{2L}\left[\frac{360S^4R_o^2-540S^2R_o^4+45R_o^6}{[R_o^2+S^2]^{11/2}} - \frac{360(L+S)^4R_o^2-540(L+S)^2R_o^4+45R_o^6}{[R_o^2+(L+S)^2]^{11/2}}\right]$$

$$q_6 = \frac{1}{720}\frac{0.4\pi NI}{2L}\left[\frac{2520S^5R_o^2-6300S^3R_o^4+1575SR_o^6}{[R_o^2+S^2]^{13/2}} - \frac{2520(L+S)^5R_o^2-6300(L+S)^3R_o^4+1575(L+S)R_o^6}{[R_o^2+(L+S)^2]^{13/2}}\right]$$

3. 마그네트의 설계

앞에서도 언급한 바와 같이 균등자장 마그네트의 설계는 다수의 솔레노이드 코일을 Z=0 평면에 대칭적으로 배치하고 짝수차 source 항이 상쇄되도록 각 코일의 기하학적 형상과 공간상의 위치를 최적화 하는 것이다. 표1에서 알 수 있는 바와 같이 코일의 source항은 동작전류의 선형함수이며, 코일의 형상 및 위치 변수의 비선형 함수이다. 따라서 균등자장 마그네트의 설계는 비선형 함수의 해석문제이다.

본 논문에서는 IMSL(International Mathematical and Statistical Library)[6]의 NCONF subroutine을 활용하여 비선형 최적화 프로그램을 작성하였다. 일반적으로 비선형 함수는 수많은 국부최소값(local minimum)을 가지고 있으므로 초기치 설정이 매우 중요하다. 즉 초기치 설정을 잘해야 최적 해를 얻을 수 있으며 이것은 설계자의 경험에 의존하거나 그렇지 않으면 많은 시행착오를 반복해야 한다. 본 논문에서는 source 항과 동작전류의 선형관계를 이용하여 선형계획법(Linear Programming method)으로 초기형상을 결정하였다.

3.1 초기형상의 결정

능동차폐형 초전도 MRI 마그네트에서 제작비용에 큰 영향을 주는 요소는 주코일(main coil)과 차폐코일(shielding coil) 사이의 간격이다. 간격을 크게 할 수록 선재소요량이 적어지는 반면에 저온용기의 용적이 커지므로, 먼저 저온용기의 허용 용적을 결정한 후 허용한도 내에서 최대 간격으로 설계하는 것이 일반적이다.[7] 본 논문에서는 주코일의 내반경과 차폐코일의 내반경 사이의 간격을 20cm로 하였다. 선형계획법의 초기값으로서 주코일의 내반경을 45cm, 외반경은 48.5cm, 길이는 140cm로 하고, 차폐코일의 내반경은 65cm, 외반경은 68.5cm, 길이는 120cm로 하였다. 먼저 그림4에 나타낸 바와 같이 주코일과 차폐코일을 각각 20개의 전류요소(current element)로 분할한다. 그림4는 편의상 전체의 1/4 평면만 나타낸 것이다. 요소 수를 최소화하기 위해 목적함수로서 각 요소전류의 절대치의 총합을 설정하였다. 요소전류의 최적화를 통한 초기형상의 산출을 위하여 IMSL의 DLPRS subroutine을 활용하여 제약조건이 있는 선형 최적화 프로그램을 작성하였다. 본 방법은 revised simplex algorithm을 이용하여 제약조건이 있는 선형문제를 해석한다. 등호 제약조건으로서 중심 자속밀도를 2 테슬라, 8차까지의 source 항을 영으로 주었으며, 부등호 제약조건으로서 Z축상 4m 지점 및 R축상 3m 지점에서의 자속밀도의 절대치를 5 가우스 이하로 설정하였다. 또한 설계변수인 동작전류에 제약을 주어 주코일의 동작전류는 0~400 A, 차폐코일의 동작전류는 -400~0 A 의 boundary를 주었다. 이상을 간략하게 나타내면 다음과 같다.

등호 제약조건

$$\sum_{k=1}^{40} q_2^k = \sum_{k=1}^{40} q_4^k = \sum_{k=1}^{40} q_6^k = \sum_{k=1}^{40} q_8^k = 0$$

Bz(0,0)=2 Tesla

및 부등호 제약조건

$|\,Bz(\text{at } z=4m)\,| \le 5$ gauss

$|\,Bz(\text{at } r=3m)\,| \le 5$ gauss

하에서 다음의 요소전류를 변수로 하여

$0 \le I_1 \sim I_{20} \le 400$ ampere

$-400 \le I_{21} \sim I_{40} \le 0$ ampere

목적함수 $\sum_{k=1}^{40} |I_k|$ 를 최소화한다.

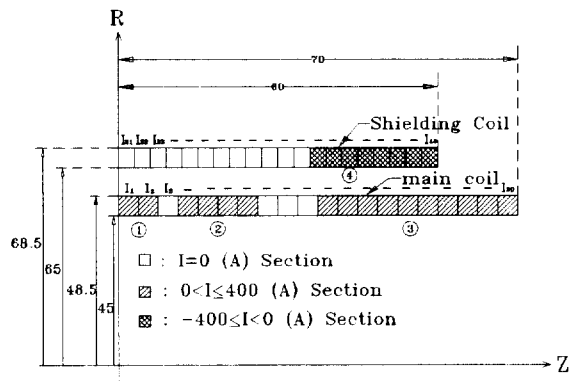


그림 4 전류요소의 분할 및 초기형상

Fig. 4 Division of current elements and initial shape

이상을 통해 마그네트의 초기형상으로서 그림4에 나타낸 바와 같이 주코일은 5 섹션(section), 차폐코일은 2 섹션으로 결정하였다.

3.2 코일 형상 및 위치의 최적화

3.1절에서 구한 초기형상을 비선형 최적화 프로그램의 초기치로 하여 각 섹션의 최적 형상(두께,길이) 및 위치를 결정하였다. 주코일 및 차폐코일의 동작전류는 동일 전원을 이용하기 위하여 각각 400 및 -400 A로 고정시켰다. 각 섹션의 외반경, 길이 및 중심으로부터 좌측단 까지의 거리를 설계변수로 하였으며, 제작상의 편의성을 고려하여 주코일 및 차폐코일의 내반경을 각각 45cm, 65cm로 일정하게 하였다. 선재소요량을 최소화하기 위하여 목적함수로서 총 선재길이를 설정하고 source 항, 중심 자속밀도 및 누설자장에 제약조건을 주었다. 또한 구해진 최적 형상과 위치가 실제적으로 제작불가능한 형상(예를 들어 각 섹션이 겹쳐지는 경우)이 되지 않도록 설계변수에도 제약조건을 주었다. 이상을 간략하게 요약하면 다음과 같다.

8차까지의 자장불균등 성분을 상쇄시키고, 원하는 중심자장을 발생시키기 위한 등호 제약조건

$$\sum_{k=1}^{7} q_2^k = \sum_{k=1}^{7} q_4^k = \sum_{k=1}^{7} q_6^k = \sum_{k=1}^{7} q_8^k = 0$$

Bz(0,0)=2 Tesla

및 누설자장을 지정값 이하로 제한하기 위한 부등호 제약조건

$|Bz(\text{at } z=4\text{m})| \le 5$ gauss

$|Bz(\text{at } r=3\text{m})| \le 5$ gauss

하에서 다음의 코일 형상 및 위치 변수를 설계변수로 하여

lower limits $\le X(i) \le$ upper limits

사용되는 총 선재길이

$$\sum_{k=1}^{7} \pi \cdot Td \cdot [R_2(k)^2 - R_1(k)^2] \cdot L(k)$$

를 최소화한다. 여기서 $R_1(k), R_2(k), L(k)$는 각 섹션의 내반경, 외반경 및 길이 이며, Td는 권선밀도(권선수 $/cm^2$), $X(i)$는 설계변수이다.

표2에는 비선형 최적화 프로그램으로 코일의 두께, 길이 및 위치를 최적화한 마그네트의 치수를 나타내었다. 비교를 위하여 초기형상의 치수를 괄호 안에 함께 나타냈으며, 단위는 cm로 표기하였다. 코일 번호는 그림4에 나타낸 바와같이 내측의 주코일을 1번, 중간 부분의 주코일을 2번, 외측의 주코일을 3번으로 하고, 차폐코일을 4번으로 표기하였다. 또한 표2에서 코일의 Z축상 위치를 나타내는 S는 Z=0 평면으로 부터 코일 좌측단 까지의 거리이다.

표3에는 설계한 마그네트의 사양을 나타내었다. 자장 균등도는 2ppm/30cm DSV 이며, 코일 내 최대 자속밀도는 4.6 Tesla, 저장에너지는 4.5 MJ 이다. 그림5 및 그림6에는 차폐코일이 없는 경우와 있는 경우의 자속 분포도를 비교하여 나타내었다. 차폐코일이 없는 경우에는 자속선이 마그네트 외부로 무한히 뻗어나가는 반면에 차폐코일이 있는 경우에는 차폐코일에 의해 누설 자장이 억제되는 것을 볼 수 있다. 차폐코일이 없는 경우 5 가우스 영역은 마그네트의 원점으로부터 Z축상으로 9.3m, R축상으로 7.4m 이었으나, 차폐코일이 있는 경우 5 가우스 영역은 마그네트의 원점으로부터 Z축상으로 4m, R축상으로 3m 이내로 제한되었다.

표 2 최적화한 마그네트의 치수

Table 2 Optimized dimension of the magnet

Coil	R1:내반경	R2: 외반경	L: 길이	S: 위치
1	45(45)	47.295(48.5)	5.605(7)	0(0)
2	45(45)	47.835(48.5)	12.16(10.5)	13.695(14)
3	45(45)	48.645(48.5)	31.35(35)	37.525(35)
4	65(65)	68.645(68.5)	20.9(24)	40.65(36)

표 3 마그네트의 사양

Table 3 Specification of the magnet

동작전류	주코일 : 400 A
	차폐코일 : -400 A
중심 자속밀도	2 Tesla
자장균등도	2 ppm/30cm DSV
누설자장	Z축상 4m < 5 gauss
	R 축상 3m < 5 gauss
코일 내 최대 자속밀도	4.6 Tesla
선재사양	치수 : 1.9x1.35 mm
	Ic=550 A at 4 Tesla
권선밀도	38.986 turns/cm^2
권선수	주코일 : 12596
	차폐코일 : 5938
선재길이	주코일 : 37 km
	차폐코일 : 25 km
인덕턴스	56.7 Henry
저장에너지	4.5 MJ

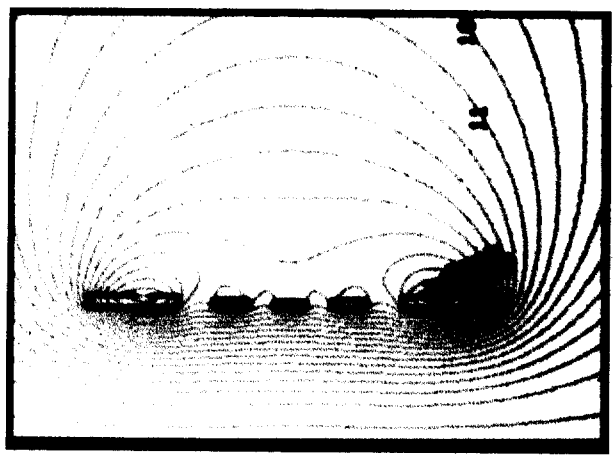


그림 5 차폐되지 않은 마그네트의 자속 분포

Fig. 5 Magnetic flux distributions of unshielded magnet

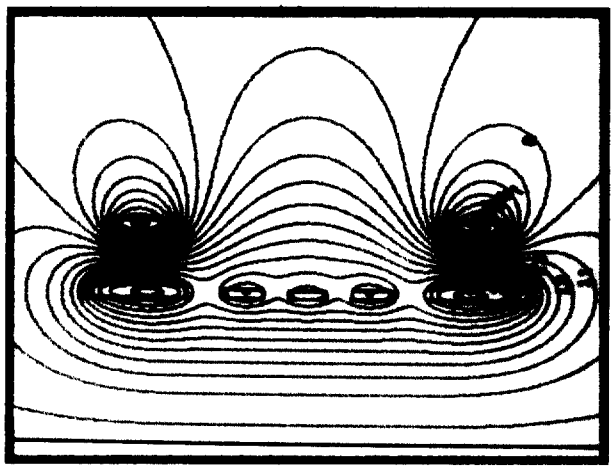


그림 6 능동차폐된 마그네트의 자속 분포
Fig. 6 Magnetic flux distributions of actively shielded magnet

4. 결 론

MRI를 위한 정자장 발생용 마그네트로서는 고분해능의 화상처리에 필수요건인 자장강도, 자장안정도 및 자장균등도의 측면에서 초전도 마그네트가 가장 적합하다. 초전도 마그네트는 강자장을 발생시키므로 주위로의 누설자장을 억제할 필요가 있다.

본 논문에서는 누설자장의 억제를 위해 능동차폐 방식을 적용하여 인간 두뇌의 단층촬영이 가능한 보아 직경 90cm의 초전도 마그네트를 설계하였다. 설계결과 누설자장이 설정한 영역 내에서 5 가우스 이하로 효과적으로 억제되었으며, 자장 균등도는 2ppm/30cm DSV 이었다. 본 논문에서 개발한 설계 법은 MRI용 마그네트의 설계식과 같이 초기치 산정이 어려운 비선형 다변수 함수의 초기치 산출을 용이하게 할 수 있으며, 마그네트의 제작비용에 비교적 큰 비중을 차지하는 선재소요량을 최소화할 수 있으므로 매우 실용적인 설계 법이라고 판단된다.

참 고 문 헌

[1] D. C. Hawksworth, "Development of Superconducting Magnet Systems for MRI," Advances in Cryogenic Engineering, Vol.35, pp.529-538, 1990.

[2] R. E. Schwall, "MRI-Superconductivity in the Marketplace," IEEE Transactions on Magnetics, Vol.23, pp1287-1293, 1987.

[3] D. C. Hawksworth, et al., "Considerations in the Design of MRI Magnets with Reduced Stray Fields," IEEE Transactions on Magnetics, Vol.23, No.2, pp1309-1314, 1987.

[4] 진홍범 외 11명, "20cm 상온 보아를 갖는 MRI용 초전도 마그네트의 제작 및 평가," 대한전기학회 하계학술대회 논문집 A, pp153-155, 1995.

[5] W. R. Smythe, Static and Dynamic Electricity, McGRAW-HILL BOOK COMPANY, pp.111-217, 1950.

[6] IMSL MATH/LIBRARY, IMSL, Inc., Version 1.1, 1989

[7] F. J. Davies, et al., "A 2-Tesla Active Shield Magnet for Whole Body Imaging and Spectroscopy," IEEE Transactions on Magnetics, Vol.27, No.2, pp1677-1680, 1991.

저 자 소 개

진 홍 범 (陳 弘 範)
1962년 11월 20일생. 1987년 성균관대학교 전기공학과 졸업. 1992년 동 대학원 박사과정 수료. 현재 한국전기연구소 초전도응용연구사업팀 연구원

류 강 식 (柳 康 植)
1956년 8월 20일생. 1980년 한양대 공대 전기공학과 졸업. 1984년 광운대 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1987년 한양대 대학원 전기공학과 졸업(공박). 현재 한국전기연구소 초전도응용연구사업팀 팀장

송 준 태 (宋 埈 泰)
1952년 2월 15일생. 1975년 연세대 공대 전자공학과 졸업. 1977년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1981년 동 대학원 전기공학과 졸업(공박). 1986년 미국 Rensselaer Polytechnic Institute연구교수. 현재 성균관대 공대 전기공학과 교수