

MRI용 차폐된 X,Y-경사자계코일의 최소전력설계*

이덕래, 김선경, 양윤정, 이흥규**, 안창범***, 오창현
고려대학교 전자및정보공학부 및 (주)메디슨**, 광운대학교***

Minimum-Power Design of Actively-Shielded Transverse Gradient Coils for MRI*

D.R. Lee, S.K. Kim, Y.J. Yang, H.K. Lee**, C.B. Ahn*** and C.H. Oh
Department of Electronics and Info. Engr., Korea University, Medison Ltd.**, and
Kwangwoon Univ.***

ABSTRACT

A new design scheme of actively-shielded x,y-gradient coils for Magnetic Resonance Imaging(MRI) is proposed. An actively-shielded x-gradient coil has been designed as an example and the results are presented. In MRI, gradient coils are needed for spatial selection and position coding to obtain the position information of the NMR signal. They are usually switched on and off during imaging and the eddy current induced by the current switching usually degrades the final image quality. To reduce or remove this kind of problems, the active shielding has been proposed few years ago. In this paper, a new design scheme for actively-shielded x,y-gradient coils, namely, a minimum-power design scheme using current-loop elements, has been proposed. Its utility in designing MRI gradient coils has been shown by using simulation. The design scheme seems to be useful for actively-shielded transverse gradient coils, even of non-cylindrical or of arbitrary-selected shapes.

서론

이 논문의 목적은 MRI용 x 또는 y방향(transverse 방향)의 경사자계코일을 설계하는 것이다. MRI에서 경사자계코일은 공간선택이나 공간적 위치를 coding 하기 위해서 쓰인다. 보통 영상촬영중에 switching을 시키는데 그 순간 발생하는 eddy current는 MRI촬영에 나쁜 영향을 미치며 이를 줄이는 여러 방법이 제안되었었다[1]. 첫번째 방법은 전류에 overshoot를 가하여 eddy current에 의한 경사자계를 상쇄시키는 방법이다. 이 방법에 의한 보정은 보통 최소 2-3%의

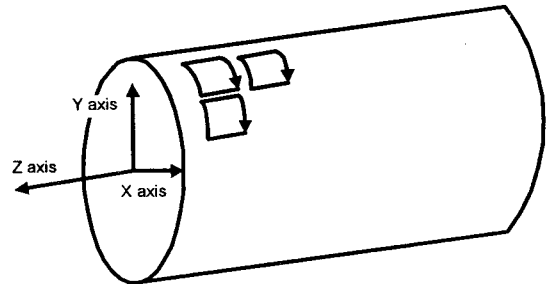


그림1. 원통형 frame 위에 배치된 loop current elements.

잔여 gradient를 남겨 대부분의 영상 촬영의 경우 사용이 가능하지만 다른 방향 axis사이에 연관된 성분을 보정할 수 없다는 점등의 단점이 있다. 이런 단점을 보완하기 위해 개발된 방법이 active shielding을 이용한 방법으로서 코일과 eddy current를 만드는 자석의 conducting surface 사이에 추가로 shielding coil을 배치시키는 방법이다[1]. 이 방법은 추후 Turner 등에 의해 최소 인덕턴스 설계에 의한 Target Field Approach[2]로 발전되었다.

본 논문에서는 과거의 사용되었던 두 방향 line current element에 의한 코일설계방법[1-3]과는 달리 작은 loop current element를 사용하였다. 이 방법은 특징은 최소전력방법 또는 최소 inductance설계법을 선택적으로 사용할 수 있는 것은 물론 임의로 선택된 모양의 코일도 설계할 수 있다는 등의 장점을 가지고 있다[4].

본론

제안된 경사자계코일은 65cm직경의 primary layer와 차폐를 위한 74cm직경의 shield layer로 이루어져 있다. 그 위의 전류소는 그림1과 같이 작은 사각형 모양으로서 시계방향의 loop current로 정의되었다. 모두 40(φ방향)×20(z방향)의 800개의 전류소를 정의하여 Target field approach를 사용하여 최소전력방

*: 본연구는 한국과학재단(과제번호:94-0100-09-01-3) 및 보건복지부(G7과제)의 도움으로 수행 되었음.

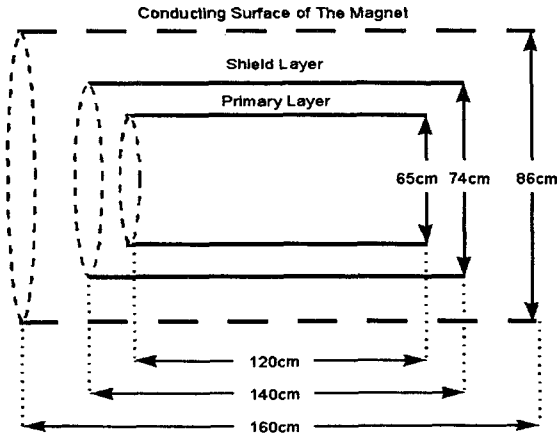


그림2. 설계한 x경사 자계코일의 모양과 크기.

범으로 다음과 같이 설계하였다.

$$B_z(x_0, y_0, z_0) = \int_z \int_{\phi} i_p(z, \phi) [B_z(x_0, y_0, z_0; r_p, \phi, z) + \int_{z'} \int_{\phi'} i_s(z' - z, \phi' - \phi) B_z(x_0, y_0, z_0; r_s, \phi', z') d\phi' dz'] d\phi dz.$$

여기서 r_p , r_s 는 각각 primary, shield layer의 반지름이며 $B_z(x_0, y_0, z_0; r, \phi, z)$ 는 극좌표계로 (r, ϕ, z) 에 위치한 전류소로부터 생기는 (x_0, y_0, z_0) 에서의 z방향 자기유도의 크기이다. $i_s(z, \phi)$ 는 $Z = \phi = 0$ 에 있는 primary layer의 전류소를 차폐하는 shield 전류의 분포이다. 이식은 이번 논문집의 R²경사자계코일[5]에서 사용한 1차원방법을 그대로 2차원으로 확장하여 적용한 식이다. 여기에서 B_z 의 Target위치에서의 조건을 만족하며 $i_p(z, \phi)$ 의 분포를 이용해서 구한 소비전력을 최소화하는 $i_p(z, \phi)$ 를 Lagrange Multiplier를 사용하여 구한다. $i_s(z, \phi)$ 는 구해진 $i_p(z, \phi)$ 를 사용하여 각각의 작은 element의 shield pattern을 조합하여 구한다.

결 과

본 논문에서는 x방향 경사자계코일을 설계하였으며 y방향 경사자계코일은 90° 회전시킨 모양으로 같은 설계 방법을 사용하여 설계가 가능하다. 설계한 x경사자계코일의 모양과 크기를 그림2에 보였다. Z방향 자기유도의 크기를 지정하기 위해 $(\pm 10, 0, 0)$, $(\pm 10, \pm 10, 0)$, $(\pm 10, 0, \pm 10)$ (단위: cm)의 위치의 자계를 지정하였다. 각각의 전류소의 크기를 구한 후 discrete한 전선의 위치로 다시 변환하여 최종코일의 wire 위치를 구하였다. 그림3에 설계된 코일의 primary layer에서의 전류패턴을 보였다. 그림4에 x-y평면상의 B_z 분포를 보였다. x방향으로 선형적으로 변하는 자계크기를 보여주고 있다. Simulation결과 0.2G/cm/100Amp의 경사자계를 얻을 수 있었으며

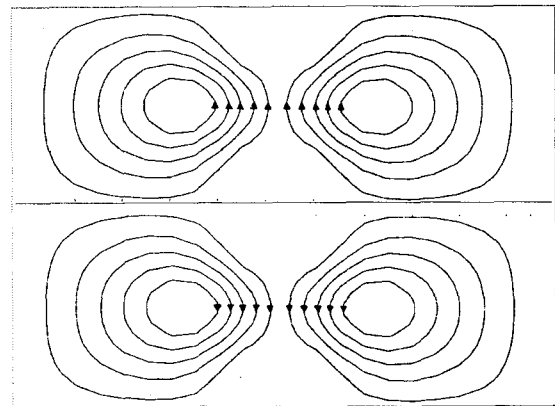


그림3. 설계된 코일 Primary layer의 전류 패턴.

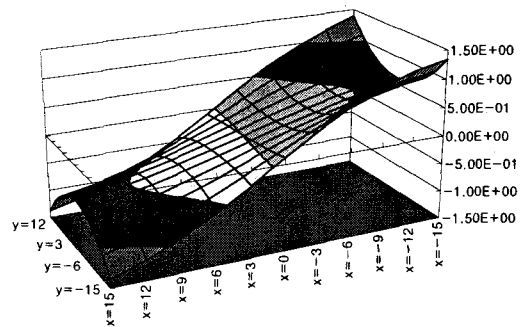


그림4. 그림3의 Primary layer의 전류 패턴과 그에 따라 구한 Shield전류패턴으로 계산한 x-y평면상 자계분포.

wire를 촘촘히 배열하면 1G/cm/100Amp까지 경사자계의 크기를 늘릴 수 있으리라 예상된다.

결 론

본 논문에서는 loop element를 사용한 새로운 차폐된 transverse방향 경사자계코일의 설계방법을 제안하였다. Simulation결과 70cm 내경의 코일로 100Amp에서 1G/cm까지의 경사자계를 얻을 수 있었다. 기존의 Target Field Approach[2]와는 달리 임의로 선택된 코일모양에 대해서도 적용이 되는 등의 장점을 고려해 볼 때 앞으로 MRI Hardware설계에 유용할 것으로 보인다.

참고문헌

1. Mansfield, P., Chapman, B., *Active magnetic screening of gradient coils in NMR imaging*, Journal of magnetic resonance 66: 573-576, 1986.
2. Turner, R., *A target field approach to optimal coil design*, J. Phys. D: 19, 1986.

MRI용 차폐된 X,Y-경사계코일의 최소전력설계

3. Martens, M.A., Petropoulos, L.S., Morich, M.A., Patrick, J.L., *Insertable biplaner gradient coils for magnetic resonance imaging*, Rev. Sci. Instrum: 28, 1991.
4. Oh, C.H., Lee, J.K., Cho, Z.H., *Minimum-inductance gradient coil design with arbitrarily-selected shape*, Proc. SMRIII: 311, 1995.
5. Oh, C.H., Yang, Y.J., Kim, S.K., Lee, Yi, Y., H.K., Ahn, C.B., *Actively-shielded brain-only r^2 -gradient coil for localized MRI/MRS*, Proc. of KOSOMBE, 1996.