환전류소를 이용한 MRI용 경사자계코일의 최소전력/최소인덕턴스설계

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

Minimum-Power and/or Minimum-Inductance Design of MRI Gradient Coils Using Loop-Current Elements

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

ABSTRACT

In MRI, gradient coils are needed for spatial selection and position coding to obtain the position information of the NMR signal. In this paper, a new design scheme for actively-shielded x, y-gradient coils, namely, a minimum-power and/or minimum-inductance design scheme using current-loop elements, has been proposed. Its utility in designing MRI gradient coils has been shown by using simulation. An actively-shielded x-gradient coil has been designed as an example and the results are presented. The design scheme seems to be useful for actively-shielded transverse gradient coils, even of non-cylindrical or of arbitrarily -selected shapes.

Ⅰ. 서 론

MRI에서 경사자계코일은 공간선택이나 공간적 위치를 coding하기 위해서 쓰인다. 지난 몇 년동안의 gradient coil의 제작 방법으로는 Active shielding, Minimum inductance, Minimum power design scheme등이 제안되었다[1-3].

Active shielding을 이용한 방법은 보통 영상촬영 중에 전류의 switching으로 인해 자석 내에 발생하는 eddy current를 줄이기 위해 제안된 방법으로 코일과 eddy current를 만드는 자석의 conducting surface 사이에 추가로 shielding coil을 배치시킨다[1]. 이 방법은 추후 Turner 등에 의해 최소 인덕턴스 설계에 의한 Target field approach[2]로 발전되었다.

종전의 방법들은 대부분의 경우에 유용하지만 cylindrical 이나 parallel-plate-shape 경사자계 코일의 경우에만 쓸 수 있었다. 본 논문에서는 작은 loop current element를 사용한 방법을 제안하였다. 이 방법의 특징은 최소전력방법 또는 최소inductance설계

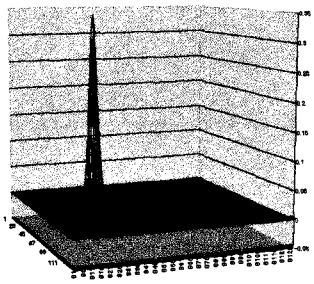

그림 1. Primary layer상의 1개의 전류소(loop current)를 shield하는 shield pattern

법을 선택적으로 사용할 수 있는 것은 물론 임의로 선택된 모양의 코일도 설계할 수 있다는 것이다[4-5]. 본 논문에서는 그 예로 actively shielded x-경사자계코일을 설계하였다.

Ⅱ. 본 론

경사자계코일을 Target field approach를 사용하여 다음과 같이 설계하였다. 이 코일은 primary layer와 차폐를 위한 shield layer로 이루어져 있다. 각 layer위의 전류소는 작은 loop current로 정의되었다. Target 위치 (x_0, y_0, z_0)에서의 z-방향 자기유도의 크기는 아래 식으로 표현할 수 있다. 즉,

$$B_z(x_0, y_0, z_0) =$$
$$\int_z \int_\phi i_p(z, \Phi)[B_z(x_0, y_0, z_0; r_p, \Phi, z) +$$
$$\int_{z'} \int_{\phi'} i_{s1}(z'-z, \Phi'-\Phi) B_z(x_0, y_0, z_0;$$

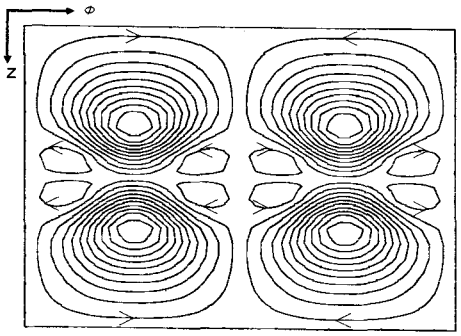

그림2. 설계한 코일의 primary layer의 전류패턴

$$r_s, \Phi', z')d\Phi' dz']d\Phi dz.$$

여기서 r_p, r_s는 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. $i_{s1}(z,\Phi)$는 $Z=\Phi=0$에 있는 primary layer의 전류소를 차폐하는 shield 전류의 분포이다.

Energy와 Power로 계산된 Cost는 다음과 같이 표현된다.

$$e^2=[\int_{\Phi'}\int_{z'}\int_{\Phi}\int_{z} i_p(z,\Phi)M_{pp}(z,\Phi,z',\Phi')i_p(z',\Phi') dzd\Phi dz' d\Phi'$$
$$+\int_{\Phi'}\int_{z'}\int_{\Phi}\int_{z} i_p(z,\Phi)M_{ps}((z,\Phi,z',\Phi')i_s(z',\Phi') dzd\Phi dz' d\Phi'$$
$$+\int_{\Phi'}\int_{z'}\int_{\Phi}\int_{z} i_s(z,\Phi)M_{ss}((z,\Phi,z',\Phi')i_s(z',\Phi') dzd\Phi dz' d\Phi']$$
$$+\gamma[\int_{\Phi}\int_{z} i_\Phi^2(z,\Phi)dzd\Phi+\int_{\Phi}\int_{z} i_z^2(z,\Phi)dzd\Phi]$$

여기서 M_{ab}는 i_a와 i_b사이의 mutual inductance이고 $i_z(z,\Phi)$와 $i_\Phi(z,\Phi)$는 각각 primary layer의 loop전류분포로부터 유도된 Z,Φ방향의 전류소이다. 위 식의 첫 번째항은 코일에 저장된 에너지이며 두 번째 항은 γ의 가중치로 곱해진 소비전력을 의미한다. 여기서 shield layer의 전력소비는 primary layer에 비해 하기 때문에 고려되지 않았다. Target field intensity의 제한아래 e^2은 소비전력과 코일 switching 시간을 고려한 인덕턴스값을 사용하여 선택된 적당한 γ를 사용하여 최소화된다. 여기서 소비전력은 $i_p(z,\Phi)$가 loop current의 크기로 주어졌으므로 이를 z와 Φ방향의 line current로 변환하여 구한다. $i_s(z,\Phi)$는 구해진 $i_p(z,\Phi)$를 사용하여 각각의 작은 element의 shield pattern을 조합하여 구한다.

B_z의 Target위치에서의 조건을 만족하며 e^2을 최소화하는 $i_p(z,\Phi)$는 Lagrange Multiplier와 matrix식을 사용하여 아래와 같이 구할 수 있다. 주어진 target field 조건은 아래의 식으로 표시된다.

$$\mathbf{I = Gc}$$

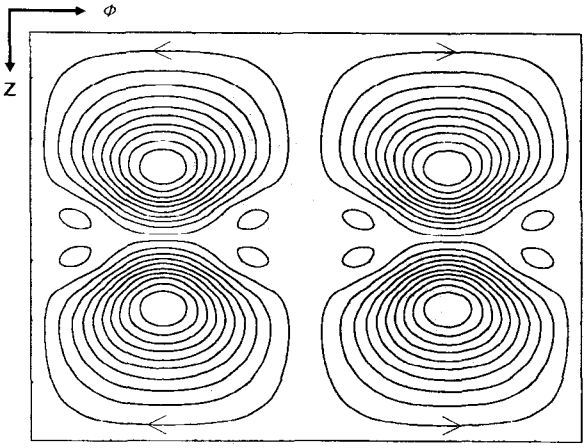

그림3. 설계한 코일의 shield layer의 전류패턴

여기서 **c**는 loop current element(primary)의 크기를 표시하는 column vector, **G**는 각각의 primary loop element와 그것을 차폐하는 shield pattern으로부터의 target 위치에서의 B_z, **I**은 그에 해당되는 target field를 표시하는 column vector이다. 주어진 **c**로부터 e^2은 아래 식으로 표시된다.

$$e^2=\mathbf{c}^t\mathbf{K}^t\mathbf{K}\mathbf{c}$$

여기서 $\mathbf{K}^t\mathbf{K}$는 주어진 loop element로부터 에너지와 소비전력의 합을 구하는 matrix식이다. 이 경우 주어진 target field 조건을 만족하며 e^2을 최소화하는 **c**를 구하면 된다.

Ⅲ. 결 과

본 논문에서는 x방향 경사자계코일을 설계하였으며 y방향 경사자계코일은 90^0 회전시킨 모양으로 같은 설계 방법을 사용하여 설계가 가능하다. 원통형의 primary, shield layer의 직경은 각각 65cm, 74cm로 가정하였다. 시계방향 loop element는 두 layer 각각 128×128개로 정의하였다. 그림1에 primary상의 1개의 전류소를 shield하는 shield layer의 전류 pattern, $i_{s1}(z,\Phi)$, 를 보였다. Φ를 0-360^0에 대해 보인 것으로 앞면(좌측)에 primary layer의 one-loop element를 차폐하는 전류분포를 볼 수 있다. Z-방향자기유도의 크기를 지정하기 위해 (±10,0,0), (±10,±10,0), (±10,0,±10) (단위: cm)의 위치의 자계를 지정하였다. 각각의 전류소의 크기를 구한 후 discrete한 전선의 위치로 다시 변환하여 최종코일의 wire 위치를 구하였다.

그림2, 그림3에 설계된 코일의 primary layer와 shield layer에서의 전류패턴을 보였다. 그림4에 x-y 평면상의 B_z분포를 보였다. x방향으로 선형적으로 변하는 자계크기를 보여주고 있다. Simulation결과 1G/cm/100Amp의 경사자계 크기를 얻을 수 있었다.

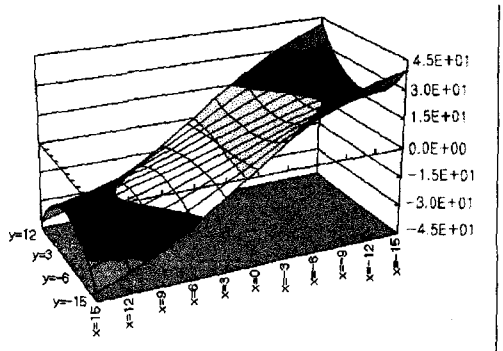

그림4. 그림2의 Primary layer의 전류 패턴과 그에 따라 구한 그림3의 Shield전류패턴으로 계산한 x-y평면상 자계분포.

Ⅳ. 결 론

본 논문에서는 loop current element를 사용한 새로운 차폐된 transverse방향 경사자계코일의 설계방법을 제안하였다. Simulation결과 65cm 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 매우 유용할 것으로 보인다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 (목적기초연구과제 : # 94-0100-09-01-3) 및 보건복지부 (G7의료공학기술개발과제)의 도움으로 수행되었음

참고문헌

1. P. Mansfield, B. Chapman, "Active magnetic screening of gradient coils in NMR imaging", *Journal of magnetic resonance 66* : 573-576, 1986.
2. R. Turner, "A target field approach to optimal coil design", *J. Phys. D:* 19, 1986.
3. M.A. Martens, L.S. Petropoulos, M.A. Morich, J.L. Patrick, "Insertable biplaner gradient coils for magnetic resonance imaging", *Rev. Sci. Instrum:* 28, 1991.
4. C.H. Oh, J.K. Lee, Z.H. Cho, "Minimum-inductance gradient coil design with arbitrarily -selected shape," *Proc. SMRⅢ:* 311, 1995.
5. C.H. Oh, D.R. Lee, C.B. Ahn, H.K. Lee, "Minimum-power and/or minimum-inductance gradient coil design scheme of arbitrarily -slected shapes using loop-curent elements," *Proc. ISMRMV:* 1469, 1997.