

Target Field Approach를 사용한 방사형 표면 경사자계코일의 설계*

이종권^o, 양윤정, 오창현
고려대학교 응용전자공학과

Radial Surface Gradient Coil Design Using Target Field Approach*

J.K. Lee^o, Y.J. Yang, C.H. Oh

Department of Applied Electronics, Korea University

ABSTRACT

이 논문의 목적은 Target field approach를 사용하여 2차원적인 공간선택을 할 수 있는 방사형 표면 경사 자계코일 (Radial SGC : Radial Surface Gradient Coil) 을 설계하는 것이다. 지금까지 쓰이던 원통형의 고차경사자계코일을 이용한 2차원적인 원형 선택방법은 한개의 RF Pulse로 2차원적인 공간 선택을 할 수 있는 장점이 있었으나 선택되어지는 체적의 지름이 6-8cm로 너무 크다는 단점이 있었다. 이 논문에서는 이와같은 단점을 극복하기 위해 영상을 얻고자하는 부분에 코일을 좀 더 가까이 붙일 수 있으며 선택되어지는 체적의 지름을 1-4cm 까지 줄일 수 있는 표면 고차자계코일을 Target field approach 방법을 이용하여 설계하였으며 Phantom 과 인체영상을 통해 제작된 코일의 성능을 확인해보았다. 과거에 사용되었던 Field component method에서는 선택되는 부분이 찌그러지는 경우가 있었으나 Target field approach 방법에 의해 설계된 코일에 의하여 선택되는 부분은 이상적인 원에 가까운 모양이 되었다.

서 론

고차자계코일은 하나의 RF pulse만으로 2차원의 체적 선택 (SHOT : Selection with High-Order gradient) 을 제공하므로 Localized volume spectroscopy나 Imaging에 매우 유용하다[1]. 한 개 또는 두개의 RF pulse를 이용하여 3차원적인 국소체적의 공간선택을 할 수 있는 방사형

경사자계를 사용하면 echo time을 줄이며 selection artifact를 줄일 수 있는 장점이 있다. 그러나 원통모양의 고차경사자계코일에서는 유용한 크기의 자계를 만들기 위해서 많은 전력이 필요하게 되므로, 사용범위가 small - bore animal system에 한정되어 왔다. 또한 일반적인 인체용 시스템에서 사용하기에는 선택되는 체적이 너무 커서 유용하지 못했다. 이러한 문제점을 극복하기 위해서 Radial surface gradient coil의 사용이 제안되었으며 그 장점은 아래와 같다.

(1) 단 두개의 선택적인 RF pulse만으로 3차원적인 공간 선택을 할 수 있다. 즉 z-방향 경사자계를 가한 상태에서 90° RF pulse로 영상을 얻고자 하는 물체의 한 면을 선택하고, 나머지 방향 (즉 radial 방향) 은 Pulsed radial gradient와 함께 또다른 RF pulse를 가함으로써 선택할 수 있다 (그림 1 참조).

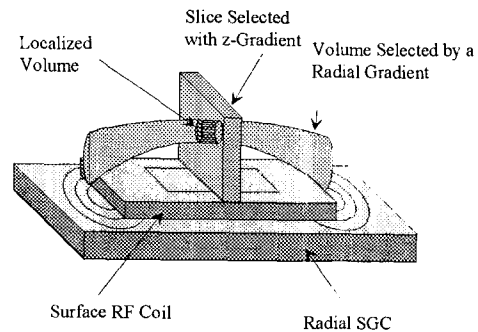


그림 1. 고차경사자계코일을 이용한 3차원 선택과정. Radial방향 경사자계와 90° RF pulse에 의해서 아령모양의 공간이 선택되어지고, Z Z방향 경사 자계코일과 180° RF pulse에 의해서 Z 방향 Slice 내의 스핀들이 선택적으로 Refocus 된다.

* : 본 연구는 학술진흥재단의 지원으로 수행되었음. (과제번호 : '95 01-E-0526).

(2) 적은 gradient driving power를 소모한다. 인체용 MRI시스템에서는 70cm 이상의 직경을 가진 원통 모양의 고차 경사자계코일을 이용해 지름 6-8cm 체적을 선택하려면 130Amp (순간 전력 10kWatt 이상) 이상이 드나, 이 논문에서 제안한 radial surface gradient coil은 지름 1-4cm 체적을 선택하는데 10Watt이하의 전력만이 필요하다.

이 코일의 설계를 위해서는 Field component method를 이용한 Radial surface gradient coil이 과거에 제안되었으나 선택되는 체적이 찌그러져서 타원형의 Volume이 선택되는 문제점이 남아 있었다[5]. 이에 이 논문에서는 Target field approach method를 이용해 앞에서 제안된 coil의 장점을 모두 가지며 동시에 선택되는 체적도 원에 가깝게 개선된 Radial surface gradient coil 설계 방법을 제안하고자 한다.

본 론

Target field approach method를 이용해 radial surface gradient coil을 설계하는 순서는 다음과 같다 [3 - 7].

(1) x-방향 으로 향하는 미소전류소를 xz 평면상에 x, z 방향 각각 2cm 간격으로 20 by 20 으로 배치시킨 후 선택된 Target position에서의 각각의 전류소로부터의 z-방향 자계를 구한다. 이렇게 구한 자계값을 행렬 G로 놓는다. 각각의 Target position은 선택 부분의 중심을 기준으로 각각 (0, 0, 0), (0, ±0.02, 0), (±0.02, 0, 0)으로 (단위 : meter), 각각의 Target field intensity는 0, 1, 1, 1로 정했다. X-방향의 전류가 (x₀, y₀, z₀)에 있을때 (x, y, z)에서의 z-방향 자계는 Biot-Savart 법칙을 이용해 다음의 식으로 구해진다. 즉,

$$B_z = \frac{\mu_0 I_x \Delta x}{4\pi} \frac{y - y_0}{((x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2)^{3/2}}$$

여기에서 μ₀ 는 자유공간에서의 permeability 이고 Δx는 전류소의 길이이며 I_x 는 Ampere단위의 x축 방향전류이다.

(2) 최소의 전력소모를 가지는 최적화된 2차원적 전류분포는 다음의 (a), (b) 두가지 조건을 만족시키면서 cost인 e² = i^ti 를 최소화함으로써 구할 수 있다. 여기에서 i 는 x-방향, z-방향 전류분포를 나타내는 column vector 이고 i^t 는 그것의 transposition이다.

- (a) $G i = I$. 이 조건은 target position에서 원하는 자계세기를 갖도록 하기 위한 조건이다. G 는 각각의 target position에서의 x, z 평면에 위치한 미소 전류소 부터의 자계의 행렬 형태이다. 그리고 I 은 각각의 Target position 에서 원하는 자계세기의 값을 나타낸다. 즉 $I = [0 \ 1 \ 1 \ 1]^t$.
- (b) $\nabla \cdot i = 0$. 이 조건은 전류의 연속성을 위한 조건이며 x, z 방향의 전류 모두를 고려하였다. 이 논문에서는 인접한 네개의 영역에서 밖으로 향하는 여덟개의 전류의 합이 영이 되도록 하여 전류의 연속성을 가지도록 하여 주었다.

위의 (a), (b) 두가지 조건을 합해서 행렬 형태로 나타낸 식은 $N i = I$ 이며 전력을 최소화 하는 i의 해는 $i = N^{-1} [N N^T]^{-1} I$ 이 된다.

결과 및 토론

설계한 방사형 표면 경사 자계코일은 제작후 한국 과학기술원의 2.0 Tesla MRI System에서 그 성능 확인을 위하여 실험을 하였다. 그림 2 에서 제작된 Wire Layout을 보였다. 이 코일을 사용하여 원형으로 선택한 후 국부영상을 Phantom과 사람의 머리에 대해 얻었으며 그림 3 에 그 결과를 보였다. 그림 3 (a)와 (c)는 각각 Phantom와 사람의 머리의 일반적인 Spin echo 영상을 Surface RF Coil을 이용하여 얻은 영상이고 (b)와 (d)는 각각 이 논문에서 제안한 Radial surface gradient coil을 이용하여 얻은 영상이다. 그림 3 (a) 와 (b) 의 영상에 각각 선택된 부분을 원으로 표시했다. 그림 3 (b) 와 (d) 로부터 거의 이상적인 원에 가까운 국소 체적이 선택되어진 것을 알 수 있다.

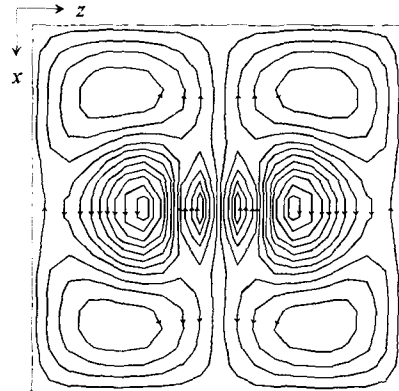


그림 2. 설계된 코일의 Wire layout

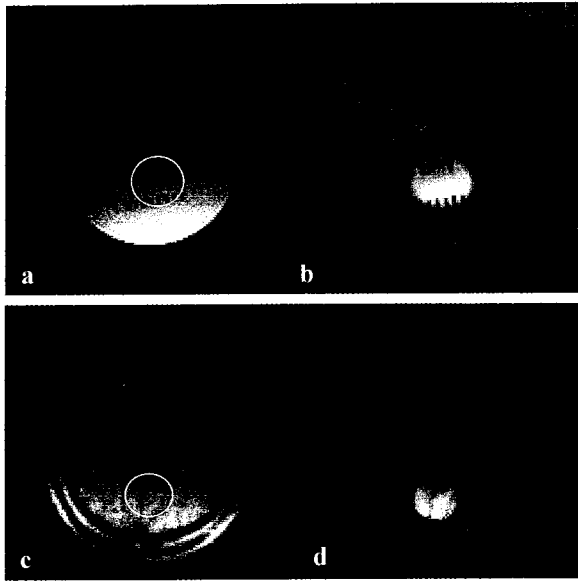


그림 3. 제안된 코일을 사용하여 얻은 Phantom 및 인체 머리의 영상. 아랫부분에 Surface RF 코일을 놓아 영상을 얻었다. 우측에서 선택된 부분의 위치를 일반적인 2-D MRI로 얻은 좌측의 영상에 표시하였다.

참고문헌

1. Oh CH, Hilal SK, Cho ZH, Mun IK, "New spatial localization method using pulsed high-order field gradients (SHOT: Selection with High-Order gradientT)," Magn. Reson. Med., Vol. 18-1, pp. 63-70, 1991.
2. Oh CH, Hilal SK, "Method and apparatus for spatial localization of magnetic resonance signals," US Patent # 5122748, June 1992.
3. Oh CH, Yi Y, Kim MG, Lee JK, Cho ZH, "High-order multi-dimensional design of distributed surface gradient coil," Proc. SMRM XII, p. 1310, 1993.
4. Oh CH, Lee JK, Yi Y, Kim MK, "Low-Power Design of the Surface Gradient Coil for Magnetic Resonance Imaging," Proc. KOSOMBE Fall Conference, Vol. 15, No. 2, pp. 33-35, 1993.
5. Oh CH, Lee JK, Yang YJ, Yi Y, Cho ZH, "Selection with High-Order gradientT (SHOT) Using Surface Gradient Coils (SGC)," Proc. SMR II, p.755, 1994.
6. Oh CH, Yang YJ, Lee JK, Yi Y, Cho ZH, "Localized MRS, CSI, and MRI with SHOT Using Radial SGC" Proc. SMR III, p. 311, 1995.
7. Lee JK, Yang YJ, Jung ST, Yi Y, Cho ZH, Oh CH, "A New Spatial Localization Technique Using High-Order Surface Gradient Coils (SGC)," Proc. KOSOMBE Fall Conference, Vol.16, No.2, pp. 43-46, 1994.