

論文97-34S-1-9

# 개방형 자기공명영상시스템용 경사자계코일의 새로운 설계 기법

## (A New Gradient Coil Design Technique for Open Magnetic Resonance Imaging Systems)

李壽烈\*, 朴富植\*, 李定漢\*\*, 李浣\*\*

(Soo Yeol Lee, Bu Sik Park, Jeong Han Yi, and Wan Yi)

### 요 약

대부분의 개방형 자기공명영상시스템은 공간주파수 영역에서 자계에너지를 최소화하는 과정으로 설계된 평면형 경사자계코일을 사용하고 있다. 이 평면형 경사자계코일은 일반적인 경사자계코일에 비해 인덕턴스가 상대적으로 작은 장점이 있으나 자기공명영상의 왜곡에 영향을 주는 자계의 선형도가 좋지 않다는 문제점이 있었다. 자계에너지를 최소화하는 과정으로 설계된 전류밀도함수의 공간주파수 축을 스케일링함으로써 코일의 인덕턴스를 크게 증가시키지 않으면서 자계 선형도를 높이는 방법을 제안하였다. 제안한 방법으로 설계된 평면형 경사자계코일의 성능지수가 기존의 평면형 경사자계코일의 성능지수보다 뛰어난을 입증하였다.

### Abstract

Most open magnetic resonance imaging systems have used the planar gradient coils whose inductances were minimized through the magnetic energy minimization procedure in the spatial frequency domain. Though the planar gradient coils have smaller inductance than conventional gradient coils, the planar gradient coils often suffer from their poor magnetic field linearity. Scaling the spatial frequencies of the current density function designed by the magnetic energy minimization, magnetic field linearity of the planar gradient coils can be greatly improved with small sacrifice of gradient coil inductance. We have found that the figure of merit of the planar gradient coils, defined by the gradient strength divided by the linearity error and the inductance, can be improved by proposed technique.

### I. 서 론

자기공명영상시스템은 1970년대 그 촬영 원리가 개발된 이래로 비약적인 발전을 거듭하여 이제는 가장

중요한 진단용 영상시스템의 하나로 자리를 잡았다. 최근에는 자기공명영상을 실시간으로 시행하면서 동시에 조직검사용 바늘을 환부에 정확하게 삽입하거나, 혹은 간단한 수술을 하는 등의 중재의학적(interventional)인 응용을 위한 자기공명영상시스템이 개발되고 있다. 이러한 중재의학적 응용을 위해서는 자기공명영상시스템의 형상이 기존의 원통형, 혹은 사각통형의 폐쇄형에서 개방형으로 바뀌어야만 한다. 따라서 대부분의 개방형 자기공명영상시스템의 주자석(main magnet)으로 개방형으로 제작이 용이한 영구자석이 쓰이고 있다. 자기공명영상시스템의 개방화를 위해서는 경사자계코일의 형상 또한 개방형이 되어야 하는데 이에 가장 적합한 형태의 경사자계코일은 두 개의 평행한 평면으로

\* 正會員, 建國大學校 醫科大學 醫工學科

(Dept. of Biomedical Eng., College of Medicine, Konkuk University)

\*\* 正會員, 三星綜合技術院 醫療器機室

(Medical Equipment Lab., Samsung Advanced Institute of Technology)

※ 이 논문은 삼성綜合技術院의 지원으로 이루어졌음.

接受日字: 1996年10月8日, 수정완료일: 1997年1月7日

구성된 평면형 경사자계코일이다.

자기공명영상시스템용 경사자계코일을 설계하는데 있어 중요한 요소는 발생하는 경사자계의 선형성과 경사자계코일의 인덕턴스이다. 공간적으로 왜곡이 적은 자기공명영상을 얻기 위해서는 경사자계의 선형성이 좋아야 하며 또한 고속 촬영등을 위해 경사자계코일에 펄스형 구동전류를 빠른 속도로 주입하기 위해서는 경사자계코일의 인덕턴스가 작아야 바람직하다. 최근 경사자계코일의 인덕턴스를 공간주파수 영역에서 최소화시키는 기법이 개발되었다<sup>[1-4]</sup>. 기존 경사자계코일의 경우 원하는 경사자계 강도를 얻기 위해 경사자계코일의 권선수를 늘려 전선의 배치가 한 곳에 집중되어 있는 반면 공간주파수 영역에서 인덕턴스를 최소화시키는 기법으로 설계된 경사자계코일의 권선은 공간적으로 분산되어 있다<sup>[5]</sup>. 이 분산된 권선 모양이 마치 지문과 같아 이 기법으로 설계된 경사자계코일을 지문형 경사자계코일이라고도 부른다. 경사자계코일의 인덕턴스 보다는 선형성을 좋게 하는데 치중하는 설계 방법으로는 몇 개의 권선 모양을 정해 놓고 이들의 상호 위치를 선형성 오차가 최소화되도록 정해주는 방법이 있으나 이 방법은 설계과정에서 경사자계코일의 인덕턴스를 전혀 고려하지 못한다는 문제가 있다<sup>[6]</sup>.

지문형 경사자계코일은 전선의 배치가 집중되어 있는 코일에 비해 인덕턴스가 상당히 작아질 수 있음이 밝혀졌으나 인덕턴스를 최소화하는 과정과 경사자계의 선형성을 향상시키는 과정은 서로 상충적인 관계에서 지문형 경사자계코일의 경사자계 선형성은 만족스럽지 못한 경우가 많다. 본 논문에서는 지문형 경사자계코일의 인덕턴스를 다소 희생하면서 경사자계의 선형성을 대폭 향상시킬 수 있는 새로운 방법을 제안하였다. 제안한 방법으로 설계한 경사자계코일의 축소판을 실제로 제작하여 실험한 결과를 제시하였다.

## II. 공간주파수 영역에서 경사자계코일 인덕턴스의 최소화

그림1에 개방형 자기공명영상시스템에서 요구되는 평면형 경사자계코일의 구조를 나타내었다.

이 평면형 경사자계코일은 촬영 도중 환자에의 접근이 최대한 용이하도록 두 개의 평행한 평면으로 이루어져 있으며, 각기 평면 위에는 경사자계 형성을 위한 권선이 배치되어 있다. 이 평면의 크기와 모양은 자기

공명영상시스템 주자석의 형상에 의해서 결정되나 편의상 평면의 크기는 무한대인 것으로 가정된 상태에서 모든 논의를 진행하기로 하고, 평면의 크기를 유한하게 제한했을 때 나타나는 결과는 후술하겠다. 그림1에서 주자계(main magnetic field)의 방향은 y-방향이고 두 평면 사이의 거리는 2a이다.

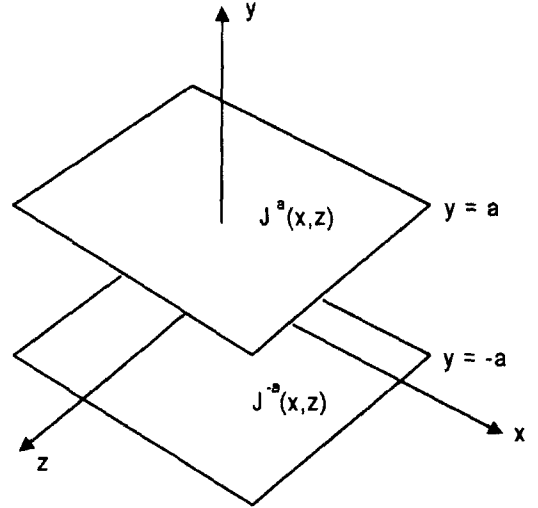


그림 1. 평면형 경사자계코일의 구조. 주자계의 방향은 y-방향이다.

Fig. 1. Structure of the planar gradient coil. The main magnetic field is along the y-axis.

경사자계를 형성하는 전류는 모두 두 개의 평면 위에만 있으므로 이 전류밀도함수는 아래의 식으로 표현할 수 있다.

$$\vec{j}(x, y, z) = [j_x^a(x, z) \vec{a}_x + j_z^a(x, z) \vec{a}_z] \delta(y-a) + [j_x^{-a}(x, z) \vec{a}_x + j_z^{-a}(x, z) \vec{a}_z] \delta(y+a) \quad (1)$$

위 식에서  $j_x^a$ 와  $j_z^a$ 는 각기  $y = a$ 인 평면 위에서 x- 및 z- 방향의 전류밀도 성분, 그리고  $j_x^{-a}$ 와  $j_z^{-a}$ 는 각기  $y = -a$ 인 평면 위에서 x- 및 z- 방향의 전류밀도 성분을 나타낸다. 이 전류밀도가 생성하는 자계를 공간주파수 영역에서 구하기 위해 그린함수(Greens function)  $\frac{1}{|\vec{r} - \vec{r}'|}$ 를 푸리에(Fourier) 변환식으로 표현하면 다음과 같다<sup>[3]</sup>.

$$\frac{1}{|\vec{r} - \vec{r}'|} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a^2 + \beta^2}} e^{j\alpha(x-x')} e^{j\beta(y-y')} e^{-|\gamma-z-z'|} d\alpha d\beta \quad (2)$$

식(2)에서  $\alpha$ 와  $\beta$ 는 자기 x- 및 z-방향의 공간주파수를,  $\vec{r}(x, y, z)$ 와  $\vec{r}'(x', y', z')$ 는 자기 관측점과 전류밀도가 있는 점의 좌표를 나타낸다.  $j_x^a(x, z)$ 를 2차원 푸리에 변환한 것을  $j_x^a(\alpha, \beta)$ 라 하고 z-성분의 전류밀도 함수에 대해서도 마찬가지로 한다. 전류밀도함수가 형성하는 자계를 구하기 위해 자계벡터 전위  $\vec{A}(\vec{r})$ 를 표시하면

$$\vec{A}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_S \frac{\vec{J}(\vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|} dS' = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{1}{|\vec{r}|} * \vec{J}(\vec{r}) \quad (3)$$

이다. 위 식에서 S는 전류가 분포해 있는 면을,  $\mu_0$ 는 자유공간에서의 투자율(permeability)을, 그리고 \*는 2차원 컨볼루션(convolution)을 나타낸다. 따라서 자기공명영상 공간인  $-a < y < a$ 의 범위에서 자계벡터전위의 각 성분은 아래와 같이 표현된다.

$$A_x(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{8\pi^2} \iint \frac{dad\beta}{\sqrt{a^2 + \beta^2}} e^{j\alpha x} e^{i\beta z} \{ e^{-\sqrt{a^2 + \beta^2}(a-y)} j_x^a(\alpha, \beta) + e^{-\sqrt{a^2 + \beta^2}(a+y)} j_x^{-a}(\alpha, \beta) \} \quad (4)$$

$$A_y(\vec{r}) = 0 \quad (5)$$

$$A_z(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{8\pi^2} \iint \frac{dad\beta}{\sqrt{a^2 + \beta^2}} e^{j\alpha x} e^{i\beta z} \{ e^{-\sqrt{a^2 + \beta^2}(a-y)} j_z^a(\alpha, \beta) + e^{-\sqrt{a^2 + \beta^2}(a+y)} j_z^{-a}(\alpha, \beta) \} \quad (6)$$

위 자계벡터전위에 커얼(curl)을 취해 주자계와 같은 방향인 자속 밀도의 y-성분을 구하면

$$B_y(\vec{r}) = \frac{i\mu_0}{8\pi^2} \iint dad\beta e^{j\alpha x} e^{i\beta z} \frac{\sqrt{a^2 + \beta^2}}{\beta} \{ e^{-\sqrt{a^2 + \beta^2}(a-y)} j_x^a(\alpha, \beta) + e^{-\sqrt{a^2 + \beta^2}(a+y)} j_x^{-a}(\alpha, \beta) \} \quad (7)$$

이다. 경사자계코일의 인덕턴스를 최소화 하기 위해서는 경사자계코일이 생성하는 자계에너지를 최소화 해야 한다. 자계에너지 W는 공간주파수 영역에서 아래 식으로 표현된다.

$$W = \frac{1}{8\pi^2} \iint (a_x j_x^* + a_z j_z^*) dad\beta \quad (8)$$

여기서  $a_x, a_z$ 는 자계벡터전위의 x-, z-성분에 대한 푸리에 변환을,  $j_x^*$ 와  $j_z^*$ 는 자기  $j_x$ 와  $j_z$ 의 공액

(conjugate)를 나타내고 있다.  $a_x, a_z$ 를 구하여 식(8)에 대입하면

$$W = \frac{\mu_0}{16\pi^2} \iint dad\beta \frac{\sqrt{a^2 + \beta^2}}{\beta} \{ |j_x^a|^2 + |j_x^{-a}|^2 + e^{-\sqrt{a^2 + \beta^2}2a} (j_x^a j_x^{-a} + j_x^{-a} j_x^a) \} \quad (9)$$

를 얻을 수 있다. 정해진 위치에서 원하는 크기의 자속 밀도를 만들도록 하는 제한 조건을 부과한 상태에서 자계에너지 W를 최소화하는 전류밀도함수를 찾는다면 이 전류밀도함수로 구성된 경사자계코일의 인덕턴스는 최소화 될 것이다. 사용할 제한 조건을 아래에 나타내었다.

$$B_y(\vec{r}_i) = B_{y,i} \quad \text{for } i = 1, 2, \dots, N \quad (10)$$

여기서 N은 원하는 자속 밀도  $B_{y,i}$ 가 생성되기를 바라는 공간 위치  $\vec{r}_i$ 의 수이다. 공간 위치는 자기공명영상을 얻을 위치에서 적당히 정해야 하고 자속 밀도의 크기는 원하는 방향으로 경사자계가 형성되도록 정해야 할 것이다. 논의를 보다 간단히 하기 위해서 전류밀도 함수의 대칭성을 이용하겠다. 경사자계를 형성하기 위해서는 아래의 대칭성이 만족되어야 한다.

$$j_x^a(\alpha, \beta) = j_x^{-a}(\alpha, \beta) \quad \text{for x-, z-gradients} \quad (11)$$

$$j_x^a(\alpha, \beta) = j_x^{-a}(\alpha, \beta) \quad \text{for y-gradient} \quad (12)$$

위의 대칭성을 식(9)에 적용하여 x- 혹은 z-방향의 경사자계코일이 형성하는 자계 에너지를 구해 보면 아래의 식으로 표현된다.

$$W = \frac{\mu_0}{4\pi^2} \iint dad\beta \frac{\sqrt{a^2 + \beta^2}}{\beta^2} |j_x^a|^2 e^{-a\sqrt{a^2 + \beta^2}} \cosh[a\sqrt{a^2 + \beta^2}] \quad (13)$$

위 식은  $j_x^a(\alpha, \beta)$ 에 관한 함수인데 이를 제한 조건 하에서 최소화시키기 위해 라그랑지(Lagrange) 방정식을 세우면 아래와 같다.

$$E(j_x^a) = W - \sum_{j=1}^N \lambda_j [B_y(\vec{r}_j) - B_{y,j}] \quad (14)$$

위 식에서  $\lambda_j$ 는 라그랑지 곱셈변수(Lagrange multiplier)를 나타낸다. 위 방정식을  $j_x^a$ 에 대해 미분하여 자계에너지가 최소가 되는 전류밀도함수를 구해 보면

$$j_x^a(\alpha, \beta) = - \frac{j\beta}{2 \cosh(a\sqrt{a^2 + \beta^2})} \sum_{j=1}^N \lambda_j e^{j\alpha x} e^{-i\beta z} \cosh(y_j \sqrt{a^2 + \beta^2}) \quad (15)$$

이다. 식(15)를 식(7)에 대입하여  $\lambda_j$ 에 관한 방정식을 세우면

$$B_{y,i} = \sum_{j=1}^N C_{ij} \lambda_j \quad (16)$$

$$C_{ij} = \frac{\mu_0}{8\pi^2} \iint dad\beta e^{i\alpha(x_i-x_j)} \frac{\sqrt{a^2+\beta^2} e^{-\alpha\sqrt{a^2+\beta^2}}}{\cosh(\alpha\sqrt{a^2+\beta^2})} \times \cosh(y_j\sqrt{a^2+\beta^2}) \cosh(y_i\sqrt{a^2+\beta^2}) \quad (17)$$

을 얻을 수 있다. y-방향 경사자계코일에 대한 전류밀도함수에 대해서도 같은 과정으로 구할 수 있는데 그 결과 식은 식(15) 및 (17)의 모든 cosh함수를 sinh함수로 대체한 것과 같다.

### III. 전류밀도함수에 대한 공간주파수 스케일링

지문형 경사자계코일은 권선이 집중되어 있는 일반 경사자계 코일에 비해 인덕턴스가 작은 장점이 있으나 인덕턴스를 최소화시키는 것에 중점을 두는 설계 때문에 경사자계의 선형도가 저하되는 문제점이 있다. 이것은 지문형 경사자계코일을 인덕턴스가 최소화 되는 방향으로 설계를 했기 때문에 영상 영역의 중심 부근에서는 자계의 선형성이 보장되나 영상 영역의 외곽 부근에서는 자계가 급격하게 감쇠하는 경향이 있기 때문이다. 지문형 경사자계코일의 설계 과정에 있어 경사자계의 선형성을 유지하기 위해 자계에너지 최소화 과정에서 제한 조건을 부과하지만 제한 조건에 사용되는 공간 위치의 수가 작을 경우에는 선형성이 열악해지고 공간 위치의 수가 많을 경우에는 경사자계코일의 권선 모양이 너무 복잡해져 실제로 구현하기가 어려워지는 문제점이 있다. 그래서 일반적으로 사용되는 제한 조건의 공간 위치 수는 대개 4에서 8 사이의 수를 선택하는 것이 일반적이다<sup>[5]</sup>. 이러한 문제점을 해결하기 위해 II장에서 구한 전류밀도함수의 공간주파수 축을 스케일링하는 방법을 고안하였다.

x-, 혹은 z-방향의 경사자계를 형성하는 전류밀도함수를 공간주파수 영역에서 나타내는 식(15)에서 공간주파수 축  $a$  및  $\beta$ 를 각기  $k_a$ ,  $k_\beta$ 배 만큼 스케일링한 전류밀도함수  $j'$ 을 구하면

$$j'_x(a, \beta) = - \frac{j(\beta/k_\beta)}{2\cosh[2\sqrt{(a/k_a)^2 + (\beta/k_\beta)^2}]} \times \sum_{j=1}^N \lambda_j e^{-j(a/k_a)x_j} e^{j(\beta/k_\beta)z_j} \cosh(y_j\sqrt{(a/k_a)^2 + (\beta/k_\beta)^2}) \quad (18)$$

이다. 공간주파수 축  $a$  및  $\beta$ 를  $k_a$ 와  $k_\beta$ 배씩 스케일링하게 되면 전류밀도함수의 모양이 공간주파수 방향에서 확장되거나 축소되고 이는 경사자계코일의 형상이 공간축 상에서 축소되거나 확장됨을 의미한다. 즉 스케일링 계수를 조절해 주면 제한 조건 (10)을 만족시키면서도 경사자계코일의 형상을 임의로 확장하거나 축소할 수 있고, 최적의 스케일링 계수를 찾아서 경사자계코일의 성능을 향상시킬 수 있다. 식(18)에서의 라그랑지 곱셈변수  $\lambda_j$ 는 아래의 방정식으로 구해진다.

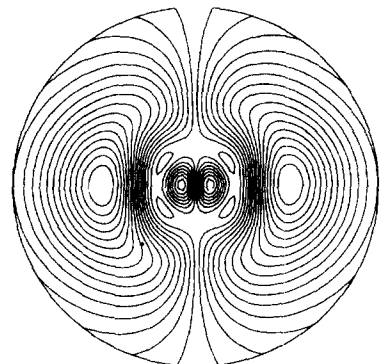
$$B_{y,i} = \sum_{j=1}^N C'_{ij} \lambda_j \quad (19)$$

$$C'_{ij} = \frac{\mu_0}{8\pi^2 k_a k_\beta} \iint dad\beta e^{i\alpha(x_i-x_j)} e^{i\beta(z_i-z_j/k_\beta)} \frac{\sqrt{a^2+\beta^2} e^{-\alpha\sqrt{a^2+\beta^2}}}{\cosh[(a\sqrt{a^2+\beta^2} + (\beta/k_\beta)^2]} \times \cosh(y_j\sqrt{a^2+\beta^2}) \cosh(y_i\sqrt{a^2+\beta^2} + (\beta/k_\beta)^2) \quad (20)$$

y-방향 경사자계코일에 대해서도 마찬가지로의 계산을 할 수 있으며 결과식은 모든 식의 cosh 함수 대신에 sinh 함수를 대입한 것과 같다.

### IV. 결 과

제안한 공간주파수 스케일링 기법을 이용하여 x-방향 및 y-방향의 경사자계코일을 설계하였다. z-방향의 경사자계코일은 x-방향의 경사자계코일을 90° 회전한 것과 동일하므로 논의를 생략하겠다. 설계한 경사자계코일은 양면으로 이루어져 있으며 양면 사이의 간격은 50cm이고 경사자계코일을 영구자석의 극면에 부착하기 용이하도록 각 면의 크기는 직경이 100cm인 원으로 제한하였다. 그림2의 (a),(b),(c)에 각기  $k_a = k_\beta = 1, 0.8, 0.6$ 인 경우의 x-방향 경사자계코일의 권선 형태를 나타내었다.



(a)

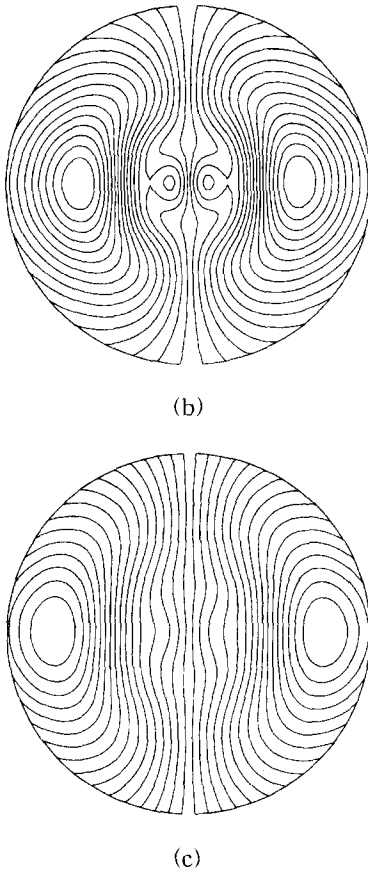


그림 2. 공간주파수 스케일링 기법으로 설계한 x-방향 경사자계코일 한 면 위의 권선 모양. 다른 면 위의 권선 모양 및 전류 방향도 위와 동일하고 모든 코일의 크기는 직경 1m 원 안으로 제한 되어 있다. (a)  $k_a = k_\beta = 1.0$  (b)  $k_a = k_\beta = 0.8$  (c)  $k_a = k_\beta = 0.6$

Fig. 2. The x-directional gradient coil patterns on one plane. The coil patterns and current directions on the other plane are the same as the ones shown in the figure. All the coil positions are restricted within the circle whose diameter is 1m. (a)  $k_a = k_\beta = 1.0$  (b)  $k_a = k_\beta = 0.8$  (c)  $k_a = k_\beta = 0.6$

표 1. x-방향 경사자계코일 설계 시 사용한 제한 조건

Table 1. The constraints used in the x-gradient coil design.

번호	위치 좌표(cm)			자속밀도 (Gauss)
1	1.0	1.0	1.0	4
2	1.0	12.5	1.0	4
3	12.5	1.0	1.0	50
4	1.0	1.0	12.5	4

다른 면의 권선형태와 전류 방향도 이와 동일하다. 이 경사자계코일을 설계했을 때 사용한 제한 조건의 수는 4로 하였으며 이 제한 조건은 표1에 나타나 있다. 이 제한조건에서 점 1과 3은 x-방향으로 4 Gauss/cm의 경사자계를 만들도록 하고 있으며 점 1,2,4는 같은 x-값을 갖는 위치들에서 균일한 자속밀도 값을 갖도록 제한하고 있다. 권선 형태는 x-방향을 전류밀도함수를 z-방향으로 적분한 뒤 이 적분된 값을 등간격으로 등고선으로 분할하여 얻은 것이다. 즉 권선 형태는 연속적인 분포를 갖는 전류밀도함수를 이산적인 권선으로 근사시킨 것이라 할 수 있다. 전류밀도의 분포는 1차적으로 크기가 3m×3m인 사각면 안에서 구한 뒤 직경 1m 원 밖으로 나간 권선을 강제적으로 직경 1m 원주위로 이동을 시켰다. 이렇게 권선의 위치를 직경이 1m인 원 안으로 제한하여도 제한하지 않은 경우와 비교하여 경사자계의 선형성이 크게 차이가 나지 않았다. 권선 수는 연속 분포 전류밀도함수가 만드는 경사자계의 선형성 오차와 크게 차이가 나지 않는 선형성 오차를 만드는 수준인 16으로 하였다. 그림2에서 알 수 있듯이  $k_a = k_\beta$ 를 작게 할 수록 권선은 원의 외곽 쪽으로 향하게 되고 이 현상은 경사자계의 선형성을 향상시키는 결과를 낳는다.  $k_a = k_\beta$ 가 1보다 큰 경우에는 권선이 안쪽으로 집중되어 선형성이 오히려 저하되므로 그 결과를 여기에 예시하지 않았다. 그림3의 그래프에 설계된 x-방향 경사자계코일들의 선형성 오차와 인덕턴스를 나타내었다.

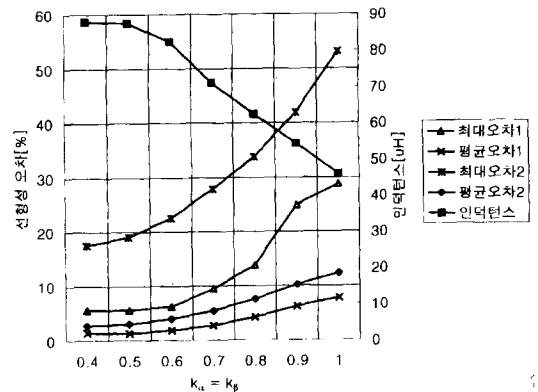


그림 3. 공간주파수 스케일링 기법으로 설계한 x-방향 경사자계코일의 선형성 오차 및 인덕턴스

Fig. 3. Linearity errors and inductances of the x-gradient coils designed by the frequency scaling technique.

인체 몸통과 유사한 장축길이가 40cm, 단축길이가 30cm, 그리고 통길이가 30cm인 타원통 내에서 100개의 점을 등간격으로 표본한 뒤 이 점들에서의 자계를 구해 선형성 오차를 구하였다. 선형성 오차1은 이상적인 자속밀도 값과 실제 자속밀도 값과의 차이를, 선형성 오차2는 이상적인 경사자계의 기울기와 실제 기울기와의 차이를 나타낸다. 그리고 최대오차는 100개 점에서의 오차 중 최대치를, 평균오차는 100개 점에서의 RMS 오차를 나타낸다. 자속밀도 값은 곡선 모양의 권선을 3,000~5,000개 정도의 짧은 선분으로 분할한 뒤 이에 대해 Bio-Savart법칙을 적용하여 구하였다. 경사자계코일의 인덕턴스는 설계한 경사자계코일의 1/4 크기로 제작한 경사자계코일 한 면의 인덕턴스를 나타낸다. 그림에서 알 수 있듯이  $k_a = k_b$ 가 작아짐에 따라 선형성 오차는 크게 줄어드는 반면 경사자계코일의 인덕턴스는 완만하게 상승함을 알 수 있다. 표2에 설계한 경사자계코일의 성능지수를 나타내었다.

표 2. 경사자계코일들의 성능지수 h  
Table 2. Figure of merit hs of the gradient coils.

	$k_a = k_b$							집중형
	1.0	0.9	0.8	0.7	0.6	0.5	0.4	
x-경사자계코일의 $\eta$	1.00	1.08	1.42	1.94	2.44	2.99	2.49	-
y-경사자계코일의 $\eta$	1.00	1.14	1.36	1.79	1.25	0.43	-	0.621*

\* Maxwell 경사자계코일

성능지수  $\eta$ 은 아래의 식으로 정의하였다.

$$\eta = \frac{G_o}{E_1 L} \quad (21)$$

위 식에서  $G_o$ 는 원점에서의 경사자계강도를,  $E_1$ 는 평균 선형성 오차1을, 그리고  $L$ 은 경사자계코일의 인덕턴스를 나타낸다. 표2에서  $k_a = k_b = 0.5$ 에서 x-방향 경사자계코일의 성능지수가 최대가 됨을 알 수 있다.

그림4에 같은 방법으로 설계한 y-방향 경사자계코일의 권선 형태를 나타내었다.

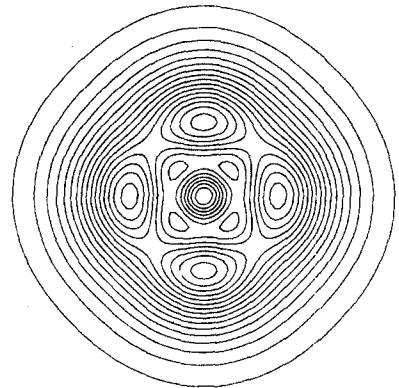
여기서도 마찬가지로 양면 사이의 간격은 50cm로 하고 면의 크기는 직경 100cm인 원으로 제한하였다. 사용한 제한조건을 표3에 나타내었다.

표 3. y-방향 경사자계코일 설계 시 사용한 제한 조건

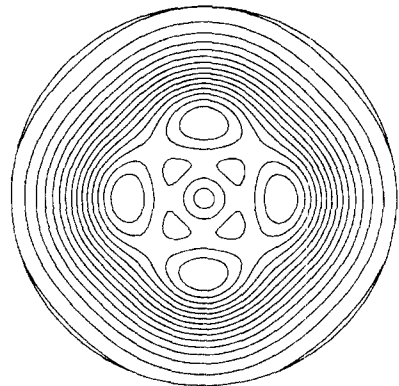
Table 3. The constraints used in the y-gradient coil design.

번호	위치 좌표(cm)			자속밀도 (Gauss)
1	1.0	1.0	1.0	4
2	1.0	12.5	1.0	50
3	12.5	1.0	1.0	4
4	1.0	1.0	12.5	4

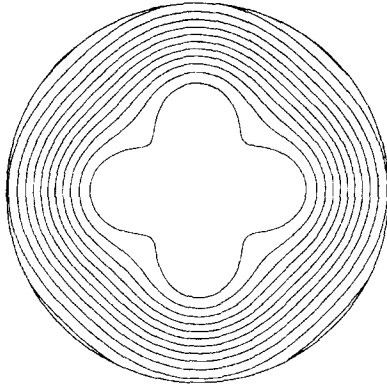
그림4의 (a),(b),(c)에는 각기  $k_a = k_b = 1, 0.8, 0.6$ 인 경우의 권선 형태를 나타내었다. x-방향 경사자계코일에서의 마찬가지로  $k_a = k_b$ 를 작게 할 수록 권선이 원의 외부쪽으로 향하게 되어 경사자계의 선형성이 향상된다. 그림5에 설계한 y-방향 경사자계코일들의 선형성 오차 및 인덕턴스를 나타내었다.



(a)



(b)



(c)

그림 4. 공간주파수 스케일링 기법으로 설계한 y-방향 경사자계코일 한 면 위의 권선 모양. 다른 면 위의 권선 모양은 위와 동일하고 전류 방향은 위와 반대이다. 모든 코일의 크기는 직경 1m 원 안으로 제한 되어 있다. (a)  $k_\alpha = k_\beta = 1.0$  (b)  $k_\alpha = k_\beta = 0.8$  (c)  $k_\alpha = k_\beta = 0.6$

Fig. 4. The y-directional gradient coil patterns on one plane. The coil patterns of the other plane are the same as the ones shown in the figure while the current directions of the other plane are opposite to the ones shown. All the coil positions are restricted within the circle whose diameter is 1m. (a)  $k_\alpha = k_\beta = 1.0$  (b)  $k_\alpha = k_\beta = 0.8$  (c)  $k_\alpha = k_\beta = 0.6$

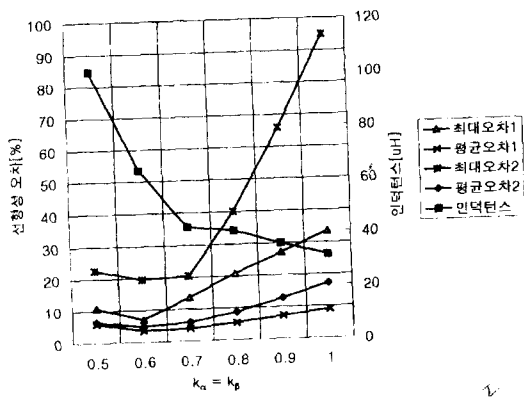


그림 5. 공간주파수 스케일링 기법으로 설계한 y-방향 경사자계코일의 선형성 오차 및 인덕턴스

Fig. 5. Linearity errors and inductances of the y-gradient coils designed by the frequency scaling technique.

인덕턴스는 x-방향 경사자계코일과 마찬가지로 설계값

의 1/4 크기로 제작한 경사자계코일 한면에 대한 값이다. 그림5에서 알 수 있듯이  $k_\alpha = k_\beta$ 을 작게할 수록 선형성 오차는 감소하고 인덕턴스는 증가한다. 표2에 y-방향 경사자계코일들의 성능지수를 나타내었다.  $k_\alpha = k_\beta = 0.7$ 인 경우에 성능지수가 최대값이 됨을 알 수 있다. 지문형 코일이 아닌 권선이 집중된 일반 경사자계코일과 비교하기 위해 y-방향 경사자계코일을 맥스웰(Maxwell) 코일로 실현한 결과를 표2에 함께 예시하였다. 맥스웰 코일은 전류 방향이 서로 반대인 2개의 원형 코일로 이루어져 있으며 원형코일의 반경은 원형코일 사이의 간격의  $1/\sqrt{3}$ 배이다. 이 맥스웰 코일은 구조가 매우 단순하면서도 그 성능이 매우 우수해 각종 자기공명영상시스템에서 널리 쓰이고 있다<sup>[5]</sup>. 맥스웰 코일의 권선수는 지문형 코일과 같은 경사자계강도를 갖도록 하였다. 표2의 결과에서 지문형 코일이 권선 집중형 코일의 대표라 할 수 있는 맥스웰 코일에 비해 성능지수가 상대적으로 높다는 것을 알 수 있다.

### V. 결론

인덕턴스를 최소화하여 설계한 평면형 경사자계코일은 선형성 오차가 큰 문제점이 있었는데 이를 공간주파수 스케일링 기법으로 해결하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법으로 설계된 경사자계코일들은 인덕턴스를 최소화하여 설계된 평면형 코일에 비해 인덕턴스는 다소 증가하지만 선형성 오차가 크게 줄어 경사자계코일의 전체적인 성능지수는 향상됨을 알 수 있었다. 제안한 방법은 개방형 자기공명영상시스템에 사용할 수 있는 평면형 경사자계코일에 사용이 국한되지만 본 논문에서 제안한 방법은 초전도전자석 자기공명영상시스템에서 사용되는 원통형 경사자계코일의 설계에도 응용할 수 있을 것으로 생각한다. 그리고 경사자계코일과 주자석과의 상호작용으로 생기는 와전류 및 경사자계의 왜곡을 최소화시키기 위한 차폐형 경사자계코일의 설계에도 응용될 수 있을 것이다.

### 참고 문헌

[1] R. Turner, A target field approach to optimal coil design, J. Phys. D:Appl. Phys., vol.19, pp.L147-L151, 1986.  
 [2] M. Engelsberg, R. E. de Souza, and C. M.

- Dias Pazos, The limitations of a target field approach to coil design, J. Phys. D:Appl. Phys., vol.21, pp.1062-1066, 1988.
- [3] M. A. Martens, L. S. Petropoulos, R. W. Brown, J. H. Andrews, M. A. Morich, and J. L. Patrick, Insertable biplanar gradient coils for magnetic resonance imaging, Rev. Sci. Instrum., vol.62, no.11, pp.2639-2645, 1991.
- [4] R. Turner, Minimum inductance coils, J. Phys. E:Sci. Instrum., vol.21, pp.948-952, 1988.
- [5] R. Turner, Gradient coil design: A review of methods, Magn. Reson. Imag., vol.11, pp.903-920, 1993.
- [6] E. C. Wong, A. Jesmanowicz, and J. S. Hyde, Coil optimization for MRI by conjugate gradient descent, Magn. Reson. Med., vol.21, pp.39-48, 1991.

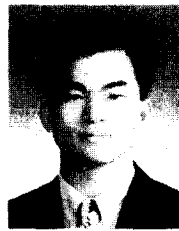
저 자 소 개



李壽烈(正會員)

1960년 6월 8일생. 1983년 2월 서울대학교 전자공학과 졸업(공학사). 1989년 8월 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(공학박사). 1989년 9월 ~ 1992년 2월 삼성전자 정보통신연구소 선임연구원.

1992년 3월 ~ 현재 건국대학교 의공학과 부교수. 주관심 분야는 의료영상시스템, 영상처리, 광학시스템 등임.



朴富植(正會員)

1973년 9월 27일생. 1996년 2월 건국대학교 의공학과 졸업(공학사). 1996년 3월 ~ 현재 건국대학교 의공학과 석사과정. 주관심 분야는 의료영상시스템, 영상처리 등임.



李定漢(正會員)

1961년생. 1984년 2월 서울시립대학교 전자공학과 졸업(공학사). 1992년 8월 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(공학박사). 1992년 9월 ~ 1994년 10월 한국과학기술원 연구원. 1994년 11월 ~

현재 삼성종합기술원 선임연구원. 주관심 분야는 의용전자, 영상처리, 전력전자 등임.



李浣(正會員)

1954년생. 1978년 2월 한양대학교 전자공학과 졸업(공학사). 1993년 2월 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(공학박사). 1993년 ~ 1994년 한국과학기술원 연구원. 1995년 5월 ~ 현재 삼성종합기술원 수석연구원. 주관심 분야는 신호처리, 영상처리, 시스템설계 등임.

현재 삼성종합기술원 수석연구원. 주관심 분야는 신호처리, 영상처리, 시스템설계 등임.