

개방형 자기공명영상시스템을 위한 볼록형 경사자계코일

문찬흥* · 박현욱* · 조민형** · 이수열**

*한국과학기술원 전기 및 전자공학파, **경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공
(2000년 1월 14일 접수, 2000년 4월 10일 채택)

Convex Gradient Coils for an Open Magnetic Resonance Imaging System

C.H. Moon*, H.W. Park*, M.H. Cho**, S.Y. Lee**

*Dept. of Electrical Engineering, KAIST

**Dept. of Medical Eng., Graduate School of East-West Med., Kyung Hee Univ.

(Received January 14, 2000. Accepted April 10, 2000)

요약 : 중재적 시술을 위한 자기공명영상(MRI)용 주자석은 수직 자계를 가지는 경우가 대부분인데 본 논문에서는 수직 자계를 발생하는 주자석에 장착할 수 있는 볼록형 경사자계코일을 소개하였다. 중재적 시술에 필요한 고속 촬영을 하기 위해서는 강한 경사자계 및 낮은 코일 인덕턴스가 필요한데 본 논문에서는 이를 효율적으로 실현하기 위해 경사자계코일을 볼록 곡면 위에 실현하였다. 기존 방법에서처럼 평면 위에 경사자계코일을 실현하지 않고 볼록 곡면 위에 실현함으로써 경사자계코일의 자계 강도 특성 및 코일 인덕턴스 특성을 향상시킬 수 있을 뿐만 아니라 중재적 시술을 위한 경사자계코일 내 공간을 충분히 확보할 수 있다. Prolate spheroid 좌표계에서 표현되는 경사자계코일 면을 정의하였고, 유한요소법을 이용한 볼록형 경사자계코일 설계 방법을 기술하였다. 또한 경사자계코일 면의 곡률에 따라 경사자계코일의 성능이 어떻게 변화하는지에 대한 결과를 제시하였다.

Abstract : The main magnet of an open MRI system usually has vertical magnetic field for the easiness of interventional studies. In this paper, we introduce a convex gradient coil that can be used for interventional studies using a vertical field open MRI system. For efficient interventional studies using fast MRI techniques, stronger gradient field strength and smaller coil inductance are required. To satisfy this requirement, we have used convex gradient coil surfaces rather than planar ones. By placing gradient coil wires on the convex surfaces, we can improve the accessibility to the patient during the scan while maintaining the space for imaging. We have defined the convex surfaces at the prolate spheroidal coordinate, and we have developed convex gradient coil design procedures using the finite element method. We also present simulation results on the gradient coil performances with respect to the curvature of the convex surfaces.

Key words : Magnetic resonance imaging, Gradient coil, Convex surface, Minimum inductance, Finite element method, Prolate spheroidal coordinate

서 론

최근 자기공명영상(MRI) 시스템으로 촬영을 하면서 간단함

수술을 하거나 생검(biopsy)을 하는 등의 중재의학적(interventional) 응용을 위한 개방형 MRI 시스템 연구개발이 활발히 진행되어 왔다. 개방형 MRI 시스템으로 중재의학적 시술을 하기 위해서는 고자장시스템보다는 저자장시스템이 적합하기 때문에 대부분의 개방형 MRI 시스템은 초전도 전자석보다는 0.3 Tesla 정도의 자속 밀도를 가진 영구자석을 주자석으로 많이 채택하고 있다. 영구자석은 주자계를 수직방향으로 만들기 때문에 솔레노이드 고주파코일을 수신 코일로 쓸 수 있어 수신 감도 면에서 유리한 점이 있다. 최근에는 개방형 MRI 시스

* 본 연구는 보건복지부에서 주관한 99년도 의료공학 선도기술개발사업 지원에 의해 이루어진 것임.

통신저자 : 이수열 (449-701) 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1

경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공

Tel. (0331)201-2980, Fax. (0331)204-8119

E-mail. sylee01@nms.kyunghee.ac.kr

탐의 수신 감도를 더욱 높이기 위해 0.5 Tesla 이상의 수직 자계형 초전도 전자석을 사용한 개방형 MRI 시스템의 개발도 활발히 이루어지고 있어 향후에는 개방형 MRI 시스템의 사용이 더욱 확대될 것으로 예견되고 있다. 영구자석 MRI에서와 같이 주자계가 수직 방향인 MRI 시스템에서는 평면형 경사자계코일이 주로 쓰이고 있다. 평면형 경사자계코일은 일반적인 초전도전자석 MRI 시스템에서 쓰이는 원통형 경사자계코일에 비해 단위 전류 당 경사자계 강도가 높다는 장점이 있으나 경사자계의 선형성은 떨어지는 단점이 있다. 평면형 경사자계코일의 성능을 높이기 위한 연구가 그 동안 많이 수행되어 왔었다[1-10]. 경사자계코일의 성능은 통상적으로 단위전류 당 경사자계의 강도, 촬영영역 내 경사자계의 선형성, 경사자계코일의 인덕턴스 등의 지표를 이용하여 평가되고 있다. 경사자계 강도와 선형성은 높을수록, 그리고 코일 인덕턴스는 낮을수록 자기공명영상을 얻는데 유리하다.

중재의학적 시술을 위한 개방형 MRI 시스템에서 사용되는 경사자계코일의 성능을 평가하는데 또 하나의 중요한 요소로 촬영 중 환자에의 접근용이성(accessibility)이 있다. 촬영 중 의사가 환자에게 접근하여 각종 중재적 시술을 하기 위해서는 경사자계코일의 입구에서부터 촬영 영역인 경사자계코일의 중앙 지점까지 용이하게 접근할 수 있어야 한다. 그러나 기존의 평면형 경사자계코일은 코일을 이루는 상하 면 사이의 거리를 가깝게 하면 환자에게 접근하는 것이 용이하지 않다는 문제점을 가지고 있다. 중재의학적 응용에서는 고속 촬영이 필수적이고, 고속 촬영을 하기 위해서는 경사자계 강도가 커야 하는데 이를 위해 평면형 경사자계코일의 상하 면 사이의 간격을 줄일 수밖에 없는 경우가 많다. 이 경우 환자에의 접근용이성이 나빠져 중재의학적 응용이 무척 어려워지게 된다. 본 연구에서는 평면형 경사자계코일을 이루는 상하 면 사이의 거리를 작게 하면서도 환자에게의 접근용이성을 확보하기 위해 경사자계코일의 입구에서는 면 사이의 거리가 크고 중앙으로 갈수록 면 사이의 거리가 작아지는 볼록 곡면 위에서 경사자계코일을 설계하는 방법을 제시하였다. 볼록 곡면의 곡률은 중재의학적 응용 용도에 따라 선택할 수 있어야 하는데 본 논문에서는 볼록 곡면을 prolate spheroid 좌표계에서 정의하여 곡면의 곡률을 임의로 조절할 수 있게 하였다. 또한 볼록 곡면 위의 경사자계코일 모양을 유한요소법을 이용해 설계하는 방법에 대해 소개하였고, 여러 곡률의 볼록 곡면에 대해 설계한 경사자계코일의 성능을 구해 비교하였다.

볼록 곡면을 위한 좌표계의 선택 - Prolate spheroid 좌표계

경사자계코일 권선이 놓이는 면을 표현할 수 있는 좌표계의 선택은 경사자계코일의 설계에 있어 중요하다. 수직 자계형 MRI 시스템에 사용되는 경사자계 코일은 마주 보는 두 개의 상하 면으로 구성된다. 종래에는 이 상하 면이 평면으로 구성되었으나 본 연구에서는 중재의학적 응용 효율을 높이기 위해

상하 면이 서로 마주 보는 방향으로 볼록한 형상을 가지고 있는 곡면을 선택하였다. 서로 마주 보는 방향으로 볼록한 형상을 가지는 두 개의 곡면을 표현하는데 prolate spheroid 좌표계가 매우 적합하다. Prolate spheroid 좌표계(β, α, ϕ)는 직각 좌표계(x, y, z)와 아래의 관계식으로 매개된다[1].

$$\begin{aligned} x &= a \sinh \beta \sin \alpha \cos \phi \\ y &= a \sinh \beta \sin \alpha \sin \phi \\ z &= a \cosh \beta \cos \alpha \end{aligned} \tag{1}$$

그림 1에 Prolate spheroid 좌표계를 나타내었다.

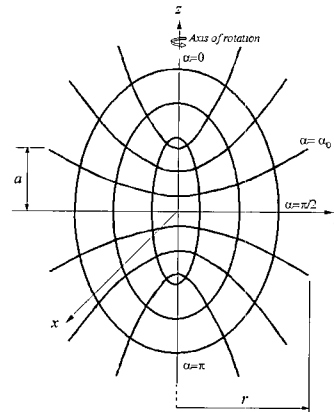


그림 1. Prolate spheroid 좌표계. z-축 방향으로 회전 대칭성을 가진다

Fig. 1. Prolate spheroidal coordinate. It has a rotational symmetry about the z-axis

Prolate spheroid 좌표계로 쉽게 표현되는 면 중에서 경사자계코일 면으로 적합한 면은 hyperboloid 면이다.

Hyperboloid 면은 prolate spheroid 좌표계에서 $\alpha = \text{constant}$ ($0 \leq \alpha \leq \pi$)로 정해지는 곡면이다. 이 곡면은 중심 쪽으로 볼록면이 향해 있고 중심에서 멀어질수록 상하면 사이의 거리가 커져 중재의학적 시술을 지향하는 개방형 경사자계코일 면으로 매우 적합하다. 상하 hyperboloid면 사이의 중심 거리 g_c 는 아래의 식으로 표현된다.

$$g_c = 2a \cos \alpha \tag{2}$$

Hyperboloid면의 곡률은 α 값을 조절함에 따라 바뀌게 되는데 $\alpha=0, \pi$ 인 경우는 곡률이 무한대인 침모양의 볼록면이,

그리고 $\alpha=\pi/2$ 인 경우 곡률이 0인 평면이 된다. 그림 2에 보인 것처럼 hyperboloid면을 투영한 면의 모양이 원이고 그 원의 직경을 D, 경사자계코일 입구쪽에서 면사이의 거리를 g_e 라 하면 g_e 는 아래의 식으로 표현된다.

$$g_c = \sqrt{\frac{D^2 + 4a^2 \sin^2 \alpha}{\tan^2 \alpha}} \quad (3)$$

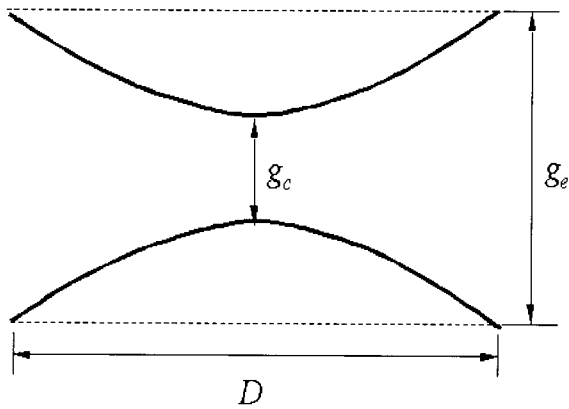


그림 2. Hyperboloid면과 관련된 변수들. g_c 와 g_e 는 각각 중앙 및 경계에서 두 면 사이의 거리를 나타낸다.
 Fig. 2. Variables associated with the hyperboloid surface. g_c and g_e represent the distances between the two surfaces at the center and the edge, respectively.

따라서 경사자계코일 설계 시 원하는 g_c , g_e , D 가 주어지면 prolate spheroid 좌표계에서 hyperboloid면을 결정지우는 a 값과 α 값을 정할 수 있게 된다. 표1에 $D=1.0m$ 일 때 g_c , g_e 에 따른 a 와 α 값의 변화를 나타내었다.

표 1. g_c , g_e 에 따른 a 와 α 값의 변화. $D=1.0m$
 Table 1. a and α values with respect to g_c and g_e . $D=1.0m$

g_c (cm)	g_e (cm)	a	α
49	50	3.5	1.50
47	50	1.38	1.40
44.7	50	1.02	1.35
43.6	50	0.91	1.33
41.6	50	0.78	1.30
37.4	50	0.59	1.25
35.4	50	0.53	0.23

그림 3에 hyperboloid면의 예를 나타내었다. 그림 3(a)에는 표1에서 $\alpha=1.25$ 인 경우를, 그리고 (b)에는 $\alpha=1.5$ 인 경우를 나타내었다. 그림에서 알 수 있는 것처럼 α 값을 변화하여 hyperboloid면의 곡률을 용이하게 변경할 수 있다.

Hyperboloid면 위의 전류가 만드는 자계의 계산

종래의 경사자계코일은 평면이나 원통면 위에 놓이는 것이

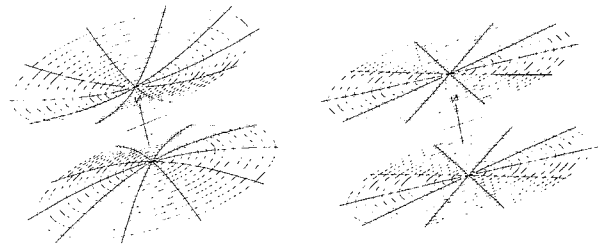


그림 3. Hyperboloid면 예. (a) $\alpha = 1.25$ (b) $\alpha = 1.5$
 Fig. 3. Examples of hyperboloid surfaces. (a) $\alpha = 1.25$ (b) $\alpha = 1.5$

일반적이었다. 코일이 놓이는 면이 평면이나 원통면인 경우의 경사자계코일 설계 방법은 그 동안 많이 개발되었다. 평면은 직각좌표계에서, 그리고 원통면은 원통좌표계에서 쉽게 표현되고, 직각좌표계나 원통좌표계는 공간주파수 영역에서 정현파 함수나 Bessel 함수로 쉽게 표현되기 때문에 평면이나 원통면 위의 경사자계코일 설계는 해석적인 방법으로 수행할 수 있었다. 그러나 hyperboloid면 위에 흐르는 전류밀도함수를 공간주파수 영역에서 해석적으로 나타내는 것은 수학적으로 대단히 복잡하여 그 실효성이 매우 적다. 따라서 본 연구에서는 경사자계코일을 설계하는데 있어 해석적인 방법보다는 수치해석적인 방법을 채택하였다. 수치해석적으로 경사자계코일을 설계하는 경우에는 경사자계코일 면을 작은 요소(element)들로 나눈 뒤 원하는 자계 분포를 만들어 내는 전류밀도 함수의 값을 요소의 꼭지점(node)에서 구하는 방법이 일반적으로 사용되어 왔다. 수치해석적으로 경사자계코일을 설계하는 데 있어 사용되는 요소들의 모양은 일반적으로 삼각형이다. 그림 4에 일반적인 삼각형 요소의 예를 나타내었다.

삼각형 요소는 세 꼭지점 P, Q, S로 이루어져 있고 각 꼭지점 사이를 잇는 벡터를 \vec{p} , \vec{q} , \vec{s} 로 표시하였다. 그리고 요소 면내에서의 전류밀도는 공간 위치에 상관없이 상수 벡

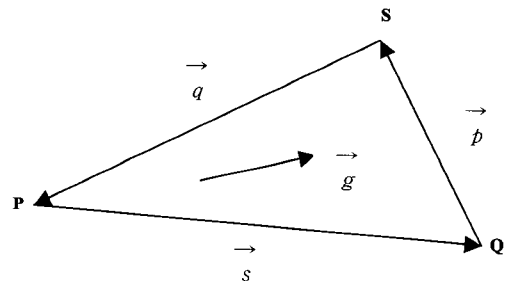


그림 4. 삼각형 요소의 모양. 삼각형 요소 내에서의 전류밀도는 크기와 방향이 일정하다
 Fig. 4. The geometry of a triangular element. The amplitude and direction of the current density are constant inside the element

터 \vec{g} 로 표시된다고 가정한다. 물론 요소 면의 크기가 충분히 작아야만 위의 가정이 성립하고, 설계 오차도 줄어들게 된다. 전류밀도벡터 $\vec{J}(\vec{r})$ 에 대한 스트림(stream) 함수 σ 는 아래의 식으로 정의된다.

$$\sigma(\vec{r}) = \int \vec{J}(\vec{r}') d\vec{r}' \quad (4)$$

위 식에서 선적분 방향으로 2차원 좌표계를 이루는 축들 중 어느 하나가 일반적으로 선택된다. 스트림 함수의 등고선은 곧바로 코일 권선의 모양이 되기 때문에 경사자계코일을 설계하는 것은 곧 스트림함수를 설계하는 것이 된다. 삼각형 꼭지점 P, Q, S에서의 스트림 함수값, 즉 노드치를 각각 $\sigma_p, \sigma_q, \sigma_s$ 라 하고 삼각형의 면적을 S_e 라 하면 삼각형 면 내에서의 전류밀도 벡터는 아래의 식으로 주어진다[3].

$$\vec{g} = \frac{1}{2S_e} (\sigma_p \vec{p} + \sigma_q \vec{q} + \sigma_s \vec{s}) \quad (5)$$

식(5)로 표현되는 요소 면 위의 전류밀도가 만드는 벡터자위(vector magnetic potential) \vec{A}^e 는 아래의 식으로 표현된다.

$$\vec{A}^e = C^e (\sigma_p \vec{p} + \sigma_q \vec{q} + \sigma_s \vec{s}) \quad (6)$$

위 식에서 상수 C^e 는 아래와 같이 그린(Green) 함수를 적분한 것이다.

$$C^e = \frac{\mu_0}{8\pi S_e} \int \frac{1}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \quad (7)$$

식(6)은 아래와 같이 행렬로 표현할 수 있다.

$$\begin{pmatrix} A_x^e \\ A_y^e \\ A_z^e \end{pmatrix} = C^e \begin{pmatrix} p_x & q_x & s_x \\ p_y & q_y & s_y \\ p_z & q_z & s_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_p \\ \sigma_q \\ \sigma_s \end{pmatrix} \quad (8)$$

삼각형 요소 면 위에서 그린함수의 적분을 효율적으로 계산하는 방법은 S. Pissanetzky의 논문에서 잘 나타나 있다. 경사자계코일 면 위의 전체 전류가 만드는 벡터자위는 각 요소면들이 만드는 벡터자위를 모두 합치면 된다. 따라서 벡터자위는 노드치 벡터 $\Gamma = (\dots \sigma_p \sigma_q \sigma_s \dots)^T$ 의 선형 결합으로 표현할 수 있다. 즉

$$\begin{pmatrix} A_x \\ A_y \\ A_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Lambda & C^e p_x & C^e q_x & C^e s_x & \Lambda \\ \Lambda & C^e p_y & C^e q_y & C^e s_y & \Lambda \\ \Lambda & C^e p_z & C^e q_z & C^e s_z & \Lambda \end{pmatrix} \Gamma = K_A \Gamma \quad (9)$$

위 식에서 K_A 는 경사자계코일 면의 기하학적인 모양과 삼각형 메쉬의 모양에만 의존하는 행렬이다. 식(9)를 통해 경사자계코일 면 위의 전류밀도가 만드는 벡터자위를 구한 뒤 자속밀도벡터 \vec{B} 는 벡터자위에 회전(curl)을 취하여 구할 수 있다. 즉,

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A} \quad (10)$$

이다.

자계 에너지의 계산

경사자계코일의 성능을 결정 짓는 중요한 지수 중 하나는 코일의 인덕턴스이다. 코일의 인덕턴스가 작아야 경사자계코일을 고속으로 구동할 수 있기 때문이다. 경사자계코일의 인덕턴스를 줄이는 것은 경사자계코일에 전류를 흘릴 때 발생하는 자계 에너지를 줄이는 것과 같다. 삼각형 모양의 한 요소면 S_e 에 의해서 생성되는 자계 에너지 W^e 는 아래의 식으로 표현된다.

$$W^e = \frac{1}{2} \int \vec{g} \cdot \vec{a} dS \quad (11)$$

경사자계코일 전체가 만드는 자계 에너지 W 는 전장에서 설명한 스트림함수의 노드치와 아래의 관계식에 의해서 결정된다.

$$W = \sum W^e = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^N W_{j,k} \sigma_j \sigma_k \quad (12)$$

식(12)에서 $W_{j,k}$ 는 j, k번째 노드에서의 전류밀도 값과 벡터자위 값으로부터 계산할 수 있다. 식(12)에서 자계 에너지 W 가 벡터자위나 자속밀도벡터와는 달리 노드치에 대해 2차 결합을 하고 있는 것은 노드 사이의 상호 자기 결합(magnetic coupling)에 기인하는 것이다.

최적 스트림 함수의 계산

원하는 지점 (x_t, y_t, z_t) 에서 이상적인 자속밀도치 B_t 를 만들어 내면서 자계 에너지를 최소화하는 스트림 함수를 구하는 것이 경사자계코일 설계의 목표이다. 즉 최대한 이상적인 경사

자계 분포를 만드는 제한 조건 아래 경사자계코일이 만드는 자계 에너지를 최소화함으로써 경사자계코일의 인덕턴스를 최소화하고자 하는 것이다. 이를 위해 노드치 벡터 Γ 를 변수로 하는 스칼라 함수 f 를 아래의 식으로 정의하였다.

$$f(\Gamma) = w_0 W + \sum_{i=1}^T w_B [B_i(x_i, y_i, z_i) - B_i]^2 \quad (13)$$

위 식 f 를 최소화하는 Γ 는 conjugate gradient 방법과 같은 반복계산법을 통해 구할 수 있다.

설계 예

중재적 시술을 목표로 하는 개방형 영구자석 MRI 시스템에 사용될 수 있는 블록형 경사자계코일을 설계하였다. 전신촬영을 할 수 있도록 경사자계코일 입구에서의 간격 g_c 는 0.5m로 하였으며, 경사자계코일을 투영한 면의 직경 D 는 1.0m로 하였다. Prolate spheroid 좌표계에서 α 값을 조정하면 경사자계코일 중앙에서의 간격 g_c 를 조정할 수 있다. 경사자계 분포에 대한 목표치는 직경이 0.3m인 구 표면에서 설정하였다. 구 표면 위에서 위선 및 경선 방향으로 각기 15° 간격으로 목표점 (x_i, y_i, z_i) 를 정하고 그 목표점에서의 이상적인 자속밀도치 B_i 를 정하였다. 자속밀도치는 원하는 한쪽 방향으로 선형 경사자계가 생기도록 하였으며 중심에서의 경사자계 강도는 0.04T/m가 되게 하였다.

경사자계코일을 설계하는데 있어 메쉬의 생성은 MATLAB 5.3판의 PDETOOL을 사용하였다. 그림 5에 PDETOOL을 사용하여 만든 메쉬의 한 예를 보였다. 메쉬는 일단 사각형 평면 위에서 생성하였고 사각형의 크기는 경사자계코일의 직경을 고려하여 1.0m×1.0m로 하였다.

경사자계코일 면은 평면이 아닌 hyperboloid 곡면이므로 메쉬 또한 이 곡면 위에서 생성되어야만 한다. 본 연구에서는 곡

면 위에서의 메쉬 생성을 쉽게 하기 위해 앞서 언급한 평면 위의 메쉬를 hyperboloid 곡면 위로 투영하는 방법을 사용하였다. 평면 위의 메쉬를 곡면 위로 투영할 경우 곡률이 큰 부분의 메쉬 크기가 커지는 문제점이 있으나 MRI용 경사자계코일 면의 곡률은 그렇게 크지 않기 때문에 메쉬 크기 편차에 따른 설계 오차는 무시할 수 있는 정도이다. 그림 6 (a)에 경사자계코일 곡면과 사각평면 위의 메쉬를 보였다. 그리고 그림 6(b)에는 이 메쉬를 상하 곡면 위로 투영한 모양을 나타내었다. 실제 계산에서는 면 당 5,620개의 노드와 10,916개의 요소를 사용하였다.

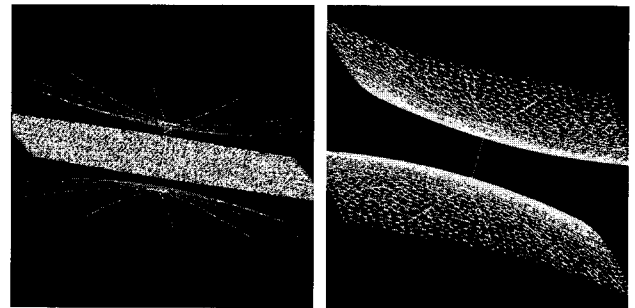


그림 6. (a) 경사자계코일이 놓이는 두 개의 곡면과 그 곡면들의 중앙에 위치한 사각 평면 위에 생성한 메쉬
(b) 사각 평면 위의 메쉬를 곡면 위로 투영한 메쉬의 모양
Fig. 6. (a) The two gradient coil surfaces and the mesh on the rectangular plane located at the middle of the two surfaces
(b) The mesh projected onto the gradient coil surfaces

메쉬를 생성한 뒤 식(13)으로 표현되는 함수 f 를 최소화하는 스트림함수의 노드치 벡터를 conjugate gradient 방법으로 찾았다. 삼각형 메쉬 상에서 스트림함수의 노드치를 찾은 뒤 권선 모양을 계산하기 위해 삼각형 메쉬를 정사각형 메쉬로 분할하였다. 그림 7에 이 과정을 보였다.

그림 7에 보인 것처럼 삼각형 메쉬보다 충분히 작은 크기의

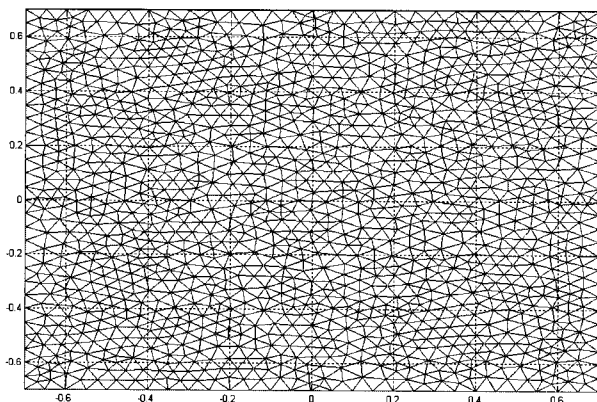


그림 5. 경사자계코일 설계를 위해 메쉬를 생성한 예
Fig. 5. An example of mesh generation for the design of gradient coils

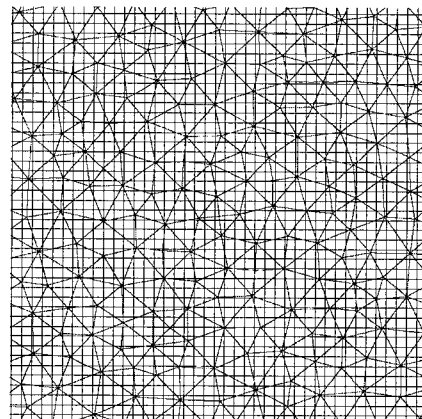


그림 7. 삼각형 메쉬를 크기가 더 작은 정사각형 메쉬로 분할한 모양
Fig. 7. Triangular meshes are divided by smaller square meshes

정사각형 메쉬로 경사자계코일 면을 분할 한 뒤 정사각형 메쉬 노드점에서의 스트림 함수 값을 이미 구한 삼각형 메쉬의 노드치로부터 보간법을 이용해 구했다. 그리고 곡면 위에서의 스트림 함수 및 권선의 모양을 효과적으로 도시하기 위해 정사각형 메쉬를 prolate spheroid 좌표계의 β 방향으로 등간격이 되도록 하였다.

정사각형 메쉬의 노드에서 구한 스트림 함수의 예를 그림 8과 그림 9에 보였다. 그림 8에는 x 방향 경사자계코일의 스트림 함수를, 그리고 그림 9에는 z 방향 경사자계코일에 대한 스트림 함수를 나타내었다. 설계에 있어 주자계의 방향은 z 방향으로 하였다. 따라서 y 방향 경사자계코일은 x 방향 경사자계코일을 단순히 90° 회전하여 얻을 수 있다. 그림 8과 그림 9의 설계에 있어서 경사자계코일의 입구 및 중앙에서의 간극 g_e 와 g_c 는 각기 0.5m와 0.4m로 하였으며 가중치 W_w 와 W_b 는 경사자계코일이 최적의 성능을 갖도록 조정하였다. 경사자계코일의 성능은 아래의 지표 η_2 를 이용해 구했다.

$$\eta_2 = \frac{(G/I)^2 / L}{\text{Linearity error}} \left(\frac{g_e}{g_c} \right) = \eta_1 \left(\frac{g_e}{g_c} \right) \quad (14)$$

식 (14)에서 G/I 는 단위 전류 당 경사자계의 강도를, L 은 경사자계코일의 인덕턴스를, 그리고 *Linearity error*는 경사자계코일의 선형성을 나타낸다. 종래에는 경사자계코일의 성능지수로 η_1 이 주로 사용되었다. 경사자계코일의 선형성은 다음의 식으로 구하였다.

$$\text{Linearity error} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (B_i - B_c)^2} \quad (15)$$

위 식에서 B_i 와 B_c 는 정해진 점에서 각기 실제 자속밀도와 이상적인 자속밀도 값을 나타낸다. 실제 자속밀도는 최종 구해진 스트림함수를 등간격으로 이산화한 코일의 궤적을 구한 다음 Bio-Savart 법칙을 써서 구하였다.

선형성 오차는 직경 30cm 구 안에서 r 축 방향으로 4회, 위도방향으로 32회, 경도방향으로 16회 표본화한 점들 위에서 구

하였다. 표2에 hyperboloid면을 나타내는 α 값을 변화해 가면서 얻은 경사자계코일의 성능을 요약하였다. 경사자계코일의

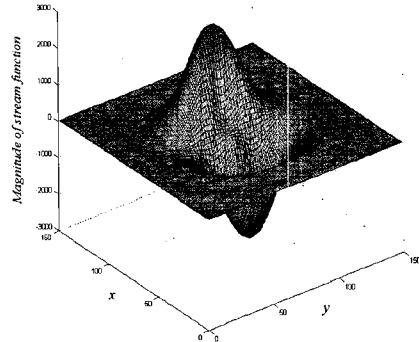


그림 8. x -경사자계코일에 대한 전류밀도 스트림 함수. $g_e=0.5m$, $g_c=0.4m$

Fig. 8. The stream function of the x -gradient coil. $g_e=0.5m$, $g_c=0.4m$

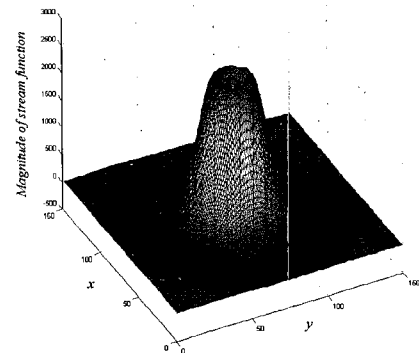


그림 9. z -경사자계코일에 대한 전류밀도 스트림 함수. $g_e=0.5m$, $g_c=0.4m$

Fig. 9. The stream function of the z -gradient coil. $g_e=0.5m$, $g_c=0.4m$

표 2. x -방향 경사자계코일의 성능. 권선수는 32이다

Table 2. Performances of the x -gradient coil. The number of turns is 32

α	1.25	1.3	1.35	1.4	1.5
$g_c(m)$	0.374	0.416	0.447	0.469	0.5
W_w/W_b	2820	12660	29600	52440	95770
Inductance(μH)	106.8	123.4	142.1	157.8	169.4
Linearity error($\times 10^{-5}$)	62.6	25.6	14.7	10.0	6.7
Gradient strength(mT/m/A)	0.23	0.17	0.15	0.13	0.12
Coil performance, η_1	0.81	0.90	0.98	1.06	1.18
g_e/g_c	1.337	1.202	1.119	1.066	1.0
Coil performance, η_2	1.08	1.08	1.27	1.12	1.18

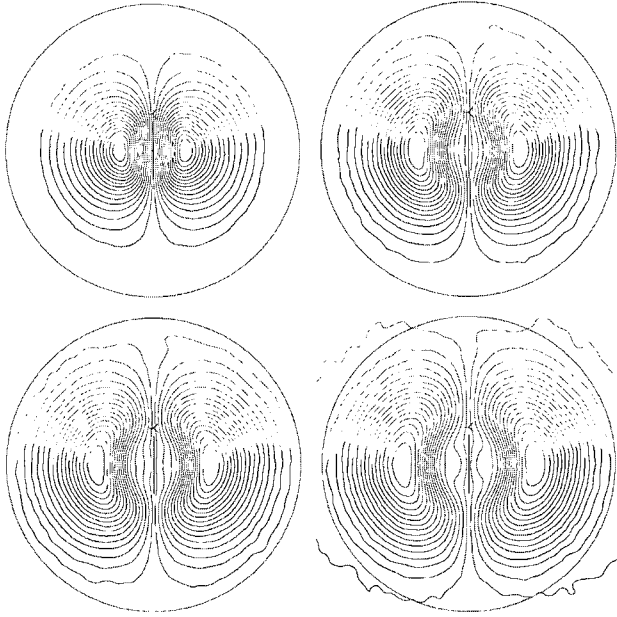


그림 10. x-경사자계코일에 대한 권선 궤적. Hyperboloid 곡면의 곡률은 좌상의 경우 $\alpha=1.23$, 우상의 경우 $\alpha=1.30$, 좌하의 경우 $\alpha=1.35$, 그리고 우하의 경우 $\alpha=1.50$ 이다

Fig. 10. The wire patterns of the x-gradient coil. Upper left: $\alpha=1.23$, upper right: $\alpha=1.30$, lower left: $\alpha=1.35$, lower right: $\alpha=1.50$

성능을 최적화하는 과정에서 코스트함수 f 의 가중치 W_w 와 W_B 는 경사자계코일의 에너지와 선형성 오차에 같은 정도의 가중치가 부여되도록 조절하였다.

표 2의 결과에서 알 수 있듯이 α 값을 감소시켜 중앙에서의 간극을 줄여나가면 경사자계의 강도는 강해지지만 선형성이 나빠진다. 경사자계의 간극이 작다는 것은 경사자계코일의 크기가 작다는 것과 같기 때문에 이 결과는 당연하다고 할 수 있다. 경사자계코일의 인덕턴스는 간극이 줄어들어 따라 감소한다. 종래의 경사자계코일 성능지수는 볼록형 경사자계코일이 평면형에 비해 약간 우수한 것을 알 수 있다. 그러나 중재적 응용을 위해 중요한 성능 지수인 입구에서의 간극 대비 중앙에서의 간극 비율을 고려한 경사자계코일의 성능 지수는 $\alpha=1.35$ 부근에서 최대임을 알 수 있다. 그림 10에 α 값에 따른 x-방향 경사자계코일 궤적의 변화를 나타내었다. α 값이 증가함에 따라 전류 회전의 중심부가 밖으로 나오면서 안쪽의 형상이 조금 더 복잡해 지는 과정을 볼 수 있다.

표 3에 z-방향 경사자계코일의 성능을 나타내었다.

z-방향 경사자계코일의 인덕턴스는 간극이 줄어들어 따라 감소하며, 중재적 응용을 위해 중요한 성능 지수인 입구에서의 간극 대비 중앙에서의 간극 비율을 고려한 경사자계코일의 성능 지수는 $\alpha=1.35$ 부근에서 최대임을 알 수 있다.

표 3. z-방향 경사자계코일의 성능. 권선수는 32이다

Table 3. Performances of the z-gradient coil. The number of turns is 32

α	1.25	1.3	1.35	1.4	1.5
g_c (m)	0.374	0.416	0.447	0.469	0.5
W_w/W_B	2820	12660	29600	52440	95770
Inductance(μ H)	68.1	83.1	92.0	97.5	104.6
Linearity error($\times 10^{-3}$)	33.9	16.7	11.1	8.6	6.7
Gradient strength (mT/m/A)	0.25	0.21	0.19	0.17	0.16
Coil performance, η_1	2.75	3.17	3.41	3.57	3.60
g_e/g_c	1.337	1.202	1.119	1.066	1.0
Coil performance, η_2	3.68	3.81	3.82	3.81	3.60

결 론

수직자계형 MRI를 중재의학적으로 응용하기 위한 경사자계코일을 설계하였다. 경사자계코일을 평면이 아닌 볼록 곡면에 실현함으로써 중재의학 목적의 경사자계코일 성능을 높일 수가 있었다. 볼록 곡면을 쉽게 나타내기 위해 prolate spheroid 좌표계를 선택하였고 이 좌표계에서 유한요소법을 이용하여 경사자계코일을 설계하는 절차를 개발하였다. 중재의학적 응용 목적에 따라 바뀔 수 있는 경사자계코일 곡면의 곡률에 대해서 경사자계코일의 성능이 어떻게 변하는지에 대한 결과도 제시하였다. 본 연구 결과는 향후 개발이 가속화될 것으로 예상되는 중재의학적 개방형 MRI에 많이 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. R. Turner, Minimum inductance coils, J. Phys. E: Sci. Instrum. Vol. 21, pp948-952, 1988. R. Turner, Gradient coil design: a review of methods, Magn. Reson. Imaging Vol. 11, pp902-920, 1993
2. S. Pissanetzky, Minimum energy MRI gradient coils of general geometry, Meas. Sci. Technol. Vol. 3, pp667-673, 1992
3. J.W. Carson and M.S. Roos, Shielded gradient coils on hyperbolic surfaces of revolution, Magn. Reson. Med. Vol. 34, pp762-769, 1995
4. Q. Liu et al., Improved, minimum-inductance, elliptic-cylinder z-gradient coil using axial and azimuthal current flow, J. Magn. Reson. Vol. B113, pp228-235, 1996

6. M.A. Martens et al., Insertable bi-planar gradient coil for MR imaging, *Rev. Sci. Instrum.* Vol. 62, pp2639-2645, 1991
7. S.Y. Lee et al., Planar gradient coil design by scaling the spatial frequencies of minimum inductance current density, *Magn. Reson. Med.* Vol. 38, pp858-861, 1997
8. R. Bowtell et al., Multilayer gradient coil design, *J. Magn. Reson.* Vol. 131, pp286-294, 1998
9. C.H. Moon, H.W. Park, and S.Y. Lee, A design method for minimum-inductance planar magnetic-resonance-imaging gradient coils considering the pole piece effect, *Meas. Sci. Technol.* Vol. 10, ppN136-141, 1999
10. 이수열, 강현수, 문찬홍, 박현욱, Pole piece 효과를 고려한 MRI용 최소 인덕턴스 경사자계코일 설계 기법, *의공학회지*, 제20권, 제5호, pp.537-544, 1999
11. G. Arfken, *Mathematical methods for physicists*, Tower Press, pp103-107, 1970