

핵자기공명영상에서 선형성의 증강을 위한 원통형 Multi-Loop Z-경사자기장 코일의 설계와 제작

이동훈 · 백승태 · 김승희

배재대학교 물리학과

(2000년 2월 9일 접수, 2000년 12월 7일 채택)

Design and Construction of Cylindrical Multi-Loop Z-gradient Coil for Linearity Improvement in MRI

D.H. Lee, S.T. Baek, S.H. Kim

Dept of physics, Paichai University

(Received February 9, 2000. Accepted December 7, 2000)

요약: 본 논문에서는 핵자기공명영상의 고해상도를 이루고, 영상의 신뢰성을 높이기 위해서 선형성이 증가된 경사자기장 코일의 설계와 제작에 목적을 두었다. Maxwell pair를 이용하여 Z-경사자기장의 선형성을 증강시키기 위해 코일의 기하학적인 형태의 이론적인 계산과 몇 가지 형태의 코일로부터 예상되는 자기장 및 경사자기장의 분포를 구현했다. 즉, 코일 축 방향의 자기장을 구면좌표계에서 전개하는 방법으로 Maxwell pair의 크기와 위치를 계산하고, 유한요소법을 이용하여 자기장 및 경사자기장의 2차원 분포를 그렸다. 더불어 이론적인 계산 결과와 함께 자기장의 2차원 분포를 토대로 실제 경사자기장 코일을 제작하였고 이를 0.15 T 핵자기공명영상기에 적용하여, 영상을 획득하였다. 기존의 방법에 따른 Maxwell pairs 형태를 이용한 경우에 코일지름의 40% DSV(diameter spherical volume)내에서 DSV의 5% 이내의 뒤틀림(distortion)을 갖는 선형성이 유지되었고, 새롭게 시도된 방법에 의한 경사자기장 코일의 경우는 코일지름의 70% DSV 내에서 DSV의 5% 이내의 뒤틀림을 갖는 선형성을 유지하였으며, 설계 제작된 경사자기장 코일과 RF-코일을 이용하여 이를 확인하였다. 본 연구에서 제작된 경사자기장 코일의 선형성은 Maxwell pair 코일보다 향상된 결과를 보았으며, 본 논문에서 제시하는 방법은 자기공명영상의 해상도 향상에 기여할 것으로 판단된다.

Abstract: The aim of this paper was to design and to construct gradient coils with an improved field linearity, which can achieve the high resolution MRI. Theoretical calculations of magnetic field and of gradient field with different coil geometries have produced their corresponding field maps to accomplish the linearity improvement of gradient coils using Maxwell pairs. Axial magnetic field was calculated to determine both sizes and locations of Maxwell pairs by the expansion of spherical harmonics and 2 dimensional field maps have been created by the finite element method. Using the theoretical and experimental results, a gradient coil set has been fabricated to obtain images on a 0.15 T MRI system. Gradient field linearity was improved to obtain the linearity of 5% distortion within 70% of DSV (diameter spherical volume) for the gradient coil, constructed in the present study, as compared with the linearity of 5% distortion within 40% of DSV for a conventional Maxwell pair type gradient. The linearity improvement has been confirmed by acquiring MR images with the currently built gradient coil and rf-coil system at 6.3 MHz. The field linearity of the gradient coil, constructed for the present study, has been improved in comparison with the conventional Maxwell pair, which may contribute to enhance resolution of MR images.

Key words: Linearity improvement, High resolution magnetic resonance imaging, Finite element method

서 론

핵자기공명영상진단장치는 현대의학에서 이용되는 필수적인 진단 장비중의 하나이다. 1970년대에 그 탄생을 보았던 자기공명영상법에 그 원리를 두고 있으며[1], 지금까지 기법 및 하드웨어에서 많은 발전을 거듭해오고 있다. 특히, 1990년 후반에

이 논문은 1997년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.

통신저자: 이동훈

Tel. (042)520-5609, Fax. (042)520-5638

E-mail. dhlee@mail.paichai.ac.kr

들어서면서 새로이 등장한 기능영상과 고속영상 등 다양한 분야의 자기공명진단법에서는 하드웨어의 빠른 발전을 요구하고 있다. 그 중에서 경사자기장코일(gradient coil)이 차지하는 비중은 점점 더 높아 가고 있다.

경사자기장코일은 영상의 품질향상에 필수적인 부분이다. 특히, 영상의 고해상도 획득, 다양한 펄스시퀀스(pulse sequence) 성취 및 고속영상이 이용되는 진단 방법에 적합한 형태의 설계 및 제조는 매우 중요하며 필수적이다. 이러한 경사자기장코일은 코일 내부에서 경사자기장의 선형성 및 영상영역 내에서 경사자기장의 높은 균일성이 요구된다[2~4]. 특히, Saint-Jalmes 등은 시늬실험을 통한 Z-경사자기장의 선형성의 향상을 확인했으며[3], Joseph 는 multiple winding 방법을 통하여 일반화된 Z-경사자기장을 설계하였다[5]. 본 논문에서는 Saint-Jalmes 등이 시도했던 계산상의 오류를 바로잡아 시늬 실험을 시도했으며, Joseph 의 방법보다는 비교적 간단한 방법으로 Z-경사자기장의 선형성을 향상시켰다. 이를 토대로 선형성 및 균일성이 증강된 Z-경사자기장코일을 설계 및 제작했고, 코일로부터 형성되는 경사자기장의 분포 및 기존형태의 경사자기장코일과의 비교하는 것을 연구의 목적으로 하였다. 더불어, 낮은 자기장에서 개선형의 Z-경사자기장코일을 이용한 영상을 획득하여 선형성의 향상을 확인하였다.

방 법

Maxwell pair를 이용하여 Z-경사자기장의 선형성을 증강시키기 위한 코일의 기하학적인 형태에 대하여 이론적인 계산과 몇 가지 형태의 코일로부터 예상되는 자기장 및 경사자기장의 분포를 구현했다. 이를 위하여, 코일 축 방향의 자기장을 구면좌표계에서 전개하는 방법으로 Maxwell pair의 크기와 위치를 계산했으며, 유한요소법을 이용하여 자기장 및 경사자기장의 2차원 분포를 그렸다. 이론적인 계산 결과 및 2차원 자기장 분포를 토대로, 크기를 $\frac{1}{10}$ 로 축소시킨 경사자기장 코일을 제작하였으며, 이를 0.15 T 핵자기공명영상기에 적용하여 영상을 획득하였다.

일반적인 Maxwell pair 코일 형태의 경우에는 경사자기장의 선형성이 유지되는 영상부피(imaging volume)를 나타내는 DSV(diameter spherical volume)는 코일지름의 40% 이내에서 유지 가능한 정도로 매우 작다[3~4]. 경사자기장의 선형성이 유지되어야만 왜곡 없이 영상을 얻을 수 있는데, 여기에서 DSV란 실제로 획득된 영상의 부피를 일정한 지름의 구(sphere)로 나타내는 것으로, 자기장의 균일도나 경사자기장의 선형성이 유지하는 영역이 어느 정도 되는가를 표현하는 척도이다. 본 논문에서는 Mathematica(version 4.0)를 이용하여 자기장의 선형성이 향상된 이중 Maxwell pairs system에 대한 반지름의 비, 중심으로부터 코일까지의 거리의 비 그리고 loop 간의 전류비 등을 계산하였다. 이때, 전류에 의해서 생성되는

자기 유도 \vec{B} 는 Biot-Savart's 법칙에 의해 계산되었다. 이와 같은 방법으로 계산된 구성비율 이용하여 최적의 경사자기장코일을 설계하였다. 더불어, Ansoft사의 Maxwell 3D 프로그램을 Windows NT 환경 하에서 구동 시켜 설계된 형태의 코일에서 발생하는 자기장 및 경사자기장의 분포를 구현하였다.

1. RF-탐침의 제작

본 연구에서 지향하는 0.15 Tesla의 자기장에 대응하고, 수소의 공명진동수와 같은 6.3 MHz에서 공명선을 얻을 수 있도록 RF-탐침이 설계 및 제작되었다. 코일을 제작하기 전에 내경과 외경이 각각 10 mm, 12 mm이고 길이가 약 70 mm인 코일 틀(coil former)을 제작하였다. 또한 시료의 채움인자를 증강시켜 신호대잡음비를 향상시킬 수 있도록, 외경이 10 mm인 시료 틀(sample holder)을 제작하였다. 코일은 틀 위에 직접 전선을 감는 방법으로 코일의 감긴 횟수는 38회로 하였으며, 코일의 형태는 감도를 높일 수 있는 솔레노이드로 제작하였다. 더욱이, RF-코일의 영상 중심을 경사자기장의 중심에 일치시켜야 하기 때문에, 전선을 코일 틀에 감기 전에 모든 재원을 미리 측정했고 수시로 확인작업을 하면서 RF-코일을 제작하였다. 이때, RF-자기장과 경사자기장의 중심은 시료가 들어가는 입구에서 24.5 mm 떨어진 곳으로 결정하였다.

RF-코일을 위한 tank 회로구성은 tuning capacitor(1~50 pF) 2개와 matching capacitor(1~30 pF) 2개를 사용하였다. 특히, 회로에서 간섭(interference)으로 인해 탐침(probe)을 가로질러 회로에 직접적으로 영향을 줄 수 있는 전압의 생성을 억제하기 위하여 matching capacitors를 RF-신호가 들어오는 부분과 접지 되는 부분에 각각 연결함으로써 완전한 대칭을 이루는 균형된 회로(balanced circuit)를 제작하였다. 이러한 방법으로 코일 양 끝단의 전압차이를 없애고 탐침(probe)에 대한 간섭전류(interference current)의 영향을 최소화시켰다[6]. 영상획득과정에서, 시험시료는 자기완화시간을 줄이기 위해서 상자성 물질인 $CuSO_4$ 가 10 mM 섞인 증류수를 사용하였다. 그림 1은 본 연구에서 제작된 솔레노이드형 RF-코일로서 코일 부분에 시험시료가 장착된 모양을 나타내고 있다.

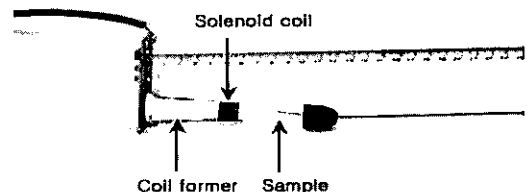


그림 1. Solenoid RF-코일에 시료가 들어간 상태
Fig. 1. Solenoid RF-coil and a sample loaded in it

2. 선형성의 향상을 위한 Z-경사자기장코일의 최적화

경사자기장코일 내 자기장의 선형성을 증강시키기 위해서, 이중 Maxwell pairs system을 이용하여 코일에서 발생하는 자기장에 대하여 위치에 대한 3, 5, 7차 항까지 소거시키고, 1차 항의 경사자기장과 예러 항이 될 9차 이상의 작은 값을 갖도록 설계하였다.

원형의 코일 도선 내에 흐르는 전류에 대한 임의의 위치 P에서의 Z 방향의 자기장 $B_z(P)$ 에 대한 계산은 다음 식(1)과 같이 주어진다[2,7]. 여기서 Z 방향의 자기장만을 고려하는 이유는 MRI용 경사자기장의 방향은 주 자장 방향인 Z-축을 향하고 있기 때문이다.

$$B_z(P) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{1}{n!} B_n \rho^n P_n(\cos \theta) \quad (1)$$

이때 $B_z(0) = \frac{\mu_0 I}{R(1+z^2)^{3/2}}$ 이고, $B_n = \frac{d^n B_z(0)}{dz^n}$

이 되므로 각 항은 아래와 같이 표현되어 질 수 있다

$$B_1 = \frac{dB_z(0)}{dz} = \frac{-3\mu_0 I X}{R^3(1+X^2)^{5/2}}$$

$$B_3 = \frac{15\mu_0 I(3-4X^2)}{R^4(1+X^2)^{9/2}}$$

$$B_5 = \frac{315\mu_0 I(-5+20X^2-5X^4)}{R^6(1+X^2)^{13/2}}$$

$$B_7 = \frac{2835\mu_0 I(35-280X^2+336X^4-64X^6)}{R^8(1+X^2)^{17/2}}$$

... = ...

이 경우, 선형성의 증강을 보이기 위해서는 거리 ρ 에 대해서 3, 5, 7차 항들을 제거할 수 있어야 하며, 짝수 항들은 코일 loop의 대칭적인 배열 때문에 모두 소거된다. 그림 2에서는 Z-경사자기장 코일을 위한 이중 Maxwell pairs system의 일반적인 형태를 보여주고 있다. 안쪽 pair의 반지름 R_1 , 중심에서 떨어진 거리 D_1 , 및 인가전류 I_1 에 대하여, 바깥 쪽 pair의 경우, 반지름 R_2 , 중심에서 떨어진 거리 D_2 및 인가전류 I_2 를 이용하였다. 이중 Maxwell pairs system에 대하여, 중심에서 코일까지의 거리 D_1 , D_2 와 코일 loop의 반지름 R_1 , R_2 간의 비율 각각 $X_1 = \frac{D_1}{R_1}$, $X_2 = \frac{D_2}{R_2}$ 로 정의하고, 이를 바탕으로 선형성이 증강된 Z-경사자기장코일의 반지름, loop의 위치 및

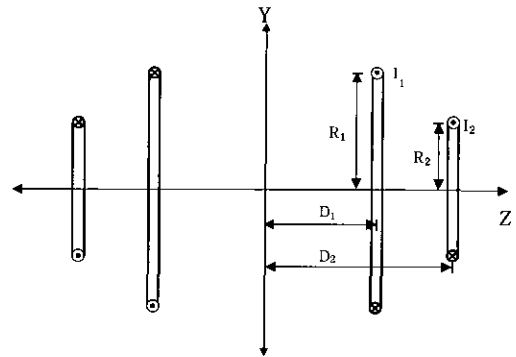


그림 2. 두 쌍의 Maxwell pair system
Fig. 2. Double Maxwell pair system

인가전류의 비등을 각각 계산하였다.

$$\sum B_3 = \frac{I_1 \cdot B_3(X_1)}{R_1^2} - \frac{I_2 \cdot B_3(X_2)}{R_2^2} = 0$$

$$\sum B_5 = \frac{I_1 \cdot B_5(X_1)}{R_1^2} - \frac{I_2 \cdot B_5(X_2)}{R_2^2} = 0$$

$$\sum B_7 = \frac{I_1 \cdot B_7(X_1)}{R_1^2} - \frac{I_2 \cdot B_7(X_2)}{R_2^2} = 0$$

이들 연립방정식을 풀게 되면, 각 loop의 반지름의 비, $r = \frac{R_1}{R_2}$ 이 1이고 거리의 비 $d = \frac{D_1}{D_2}$ 가 0.38의 값을 가질 때 3, 5, 7차 항이 소거되었다. 더불어, 각 loop에 흐르는 전류를 계산하면 안쪽 pair에 흐르는 전류와 바깥쪽 pair에 흐르는 전류의 비는 1:2.7 이 된다. 이러한 계산과정을 거쳐 Grad-500의 경우, $R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=23.5\text{ cm}$, $D_1=15.0\text{ cm}$, $D_2=31.9\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=150.0\text{ A}$ 를 얻을 수 있었으며 Grad-600의 경우, $R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=30.5\text{ cm}$, $D_1=13.5\text{ cm}$, $D_2=26.5\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=49.5\text{ A}$ 를 얻을 수 있었다. 또한 일반적인 Maxwell pair의 경우에는 $R_1=30.5\text{ cm}$, $D_1=18.6\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$ 를 얻을 수 있었으며 Grad-Res의 경우에는 $R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=30.5\text{ cm}$, $D_1=13.6\text{ cm}$, $D_2=36.2\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=54.5\text{ A}$ 를 얻을 수 있었다. 여기에서 Grad-500과 Grad-600은 선형성의 정도를 비교하기 위해 제시했던 경사자기장코일의 구분을 위해 붙여진 명칭으로 Grad-500은 안쪽코일의 지름이 470 mm되는 경사자기장코일을 의미하고 Grad-600은 코일의 지름이 모두 610 mm가 되는 경사자기장 코일을 의미한다. 반면 Grad-Res는 이번 연구에서 선형성의 증강을 알아보기 위해 만들어진 최적화된 코일을 나타내고 있다.

3. X, Y, Z-경사자기장코일의 설계 및 제작

경사자기장코일의 형태는 X, Y 방향의 수직장의 경우 Golay형을 이용하였고, Z 방향 경사자기장의 선형성을 증가시킬 수 있도록, 기존의 Maxwell pair를 개선하여 설계 제작하였다.

Z-경사자기장코일

경사자기장 증폭기(gradient amplifier)와의 부하보정(load compensation)을 위해서 코일의 저항을 1Ω으로 맞추고 전선의 총 길이를 결정하였다. 따라서, 총 길이는 20 m가 되었으며 221 μH의 인덕턴스를 갖는 개선된 형태의 이중 Maxwell pairs 코일로 제작하였다. 안쪽 pair와 바깥쪽 pair의 감긴 수의 비는 1 : 2.7로 결정하였다. 이러한 감긴 수의 비를 결정하기 위해서 자기장 계산을 위한 Biot-Sarvart 법칙을 이용하여 선형성이 최적으로 되는 위치를 찾도록 전산시뮬레이션을 하였다. 이렇게, 부하보정과 선형성 증강이 감안된 후, 내경이 50 mm, 외경이 60 mm인 원통형의 코일형틀에 대해 정 중앙으로부터 각각 11 mm, 23 mm 떨어진 곳에 깊이 3 mm의 홈을 내어 직경이 1.2 mm인 도선을 이용하여 안쪽 코일에 15회, 바깥쪽 코일에는 40회 감았다. 각각의 Z-경사자기장 코일은 원통형의 형틀의 정 중앙으로부터 각각 11 mm, 23 mm 떨어진 곳에 위치하여 코일형틀에 대해 좌우대칭형을 이룬다.

X, Y-경사자기장코일

수직경사자기장 코일의 경우도 경사자기장 증폭기와의 부하보정을 위해서 직경이 1.2 mm인 도선을 이용하였으며, 코일의 총 저항을 1Ω으로 맞추어 길이를 결정하였다. 코일의 형태는 Golay형으로 X, Y-경사자기장코일은 실제로 원통형의 코일형틀의 정 중앙으로부터 11.7 mm, 13.65 mm 떨어진 점에서 각각의 축 방향과 일치하는 방향에 맞추어 좌우 대칭형을 이루고 있다. 코일의 형태가 Golay형이기 때문에 도선을 미리 원하는 규격에 맞게 사각형으로 감아 이를 원통 위에 부착시키

는 방법을 이용하였다. 이때, X, Y-경사자기장코일을 위해서 제작된 한쪽 면 위의 saddle 형태 사각형 크기는 각각 82×79 mm² 와 71×68 mm²로 하였다. 사각형의 가로길이는 코일이 만드는 호의 각도를 120° 로 하여 계산된 길이이고, 세로의 길이는 자기장의 중앙에서 코일이 만드는 호까지의 각도가 21.3° 인 점에서 다음 호까지의 각도가 68.7° 가 되는 점까지, 길이의 차를 계산하여 구하였다[2,8~9]. X, Y-경사자기장 코일의 방향은 그림 3에서도 알 수 있듯이 Z-경사자기장코일에 대해 직교하는 방향으로 일치한다. X, Y 코일의 크기가 서로 다른 이유는 Y-코일 위에 X-코일이 감기기 때문에 X-코일의 크기가 전체적으로 증가했기 때문이다.

이상의 경사자기장코일의 전체적인 형태는 그림 3과 같으며 이때 코일형틀을 가로지르는 수평선이 Z축 방향이 되며 실제로 제작된 경사자기장코일은 측면(그림 4)을 통하여 확인할 수 있다. 그림 5에서는 경사자기장코일 내에 장착된 RF-코일에 시험시료가 위치해 있는 모습을 확인할 수 있다.

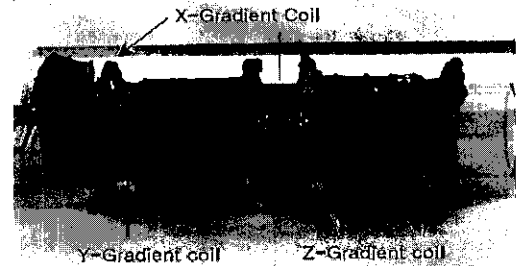


그림 4. 제작된 경사자기장 코일의 측면형태
Fig. 4. Side view of a gradient coil constructed for the present study

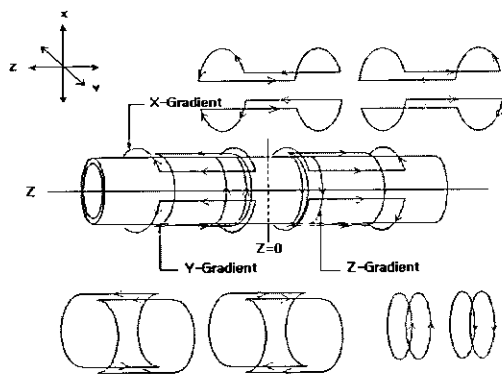


그림 3. 경사자기장 코일의 전체 외형도
Fig. 3. Schematic diagram of a gradient coil for the present study

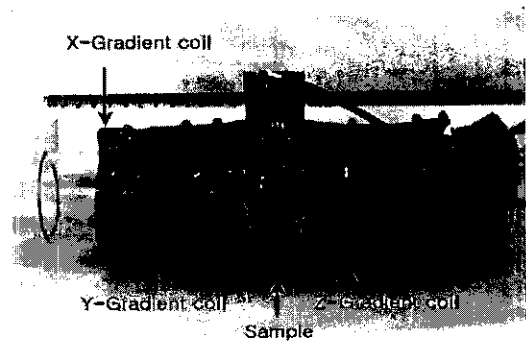


그림 5. 시료가 RF-코일과 경사자기장 내에 장착된 형태
Fig. 5. Gradient coil and a solenoid rf-coil with a sample loaded

결 과

1. 유한요소법을 이용한 자기장 및 경사자기장의 매핑

위에서 계산한 경사자기장 코일의 선형정도를 비교 분석하기 위해서 Ansoft사의 Maxwell 3D 프로그램을 Windows NT 환경 하에서 구동 시켜 경사자기장의 값을 입체적으로 묘사하였다. Maxwell 3D 프로그램의 계산방법은 유한요소법을 이용한다. 자기장이 미치는 영역내의 공간을 작은 삼각형으로 나누어서 그 삼각형을 지나는 field를 계산하여 전체 field의 구조를 파악하는 방법이다. 이러한 방법을 이용하여 Z-경사자기장 코일에 대한 자기장의 구조와 경사자기장의 분포를 구했다. 그림 6은 두 쌍의-경사자기장코일의 자기장의 세기의 분포를 표시한 것이다. 실제로 제작된 코일의 10배 크기로 시뮬실

험을 했으며, 중앙에 형성된 선형성이 높은 DSV(diameter spherical volume)영역이 Grad-500[그림 6(a)]과 Grad-Res [그림 6(d)]에서 향상된 것을 볼 수 있다. 그림 6에서는 field의 크기를 나타내고 있으며 화살표는 경사자기장을 나타낸다. Grad-500[그림 6(a)]의 경우, 선형성의 정도가 코일지름(30.5 cm)의 70 % DSV(diameter spherical volume)내에서 DSV의 5 %의 뒤틀림(distortion)을 갖는 선형성이 유지되었고 Grad-600[그림 6(b)]에서는 코일지름(30.5 cm)의 60 % DSV(diameter spherical volume)내에서 DSV의 5 %의 뒤틀림(distortion)을 갖는 선형성이 유지되었다. 또한 일반적인 Maxwell pairs[그림 6(c)]에서는 이미 보고된 바와 같이 코일 지름(30.5 cm)의 40 % DSV영역 내에서 5 % 정도의 뒤틀림을 보이는 선형성이 유지되었으며 Grad-Res[그림 6(d)]에서는 코일 지름(30.5 cm)의 70 % DSV영역 내에서 5 % 이내의 경사장 뒤틀림을 갖는

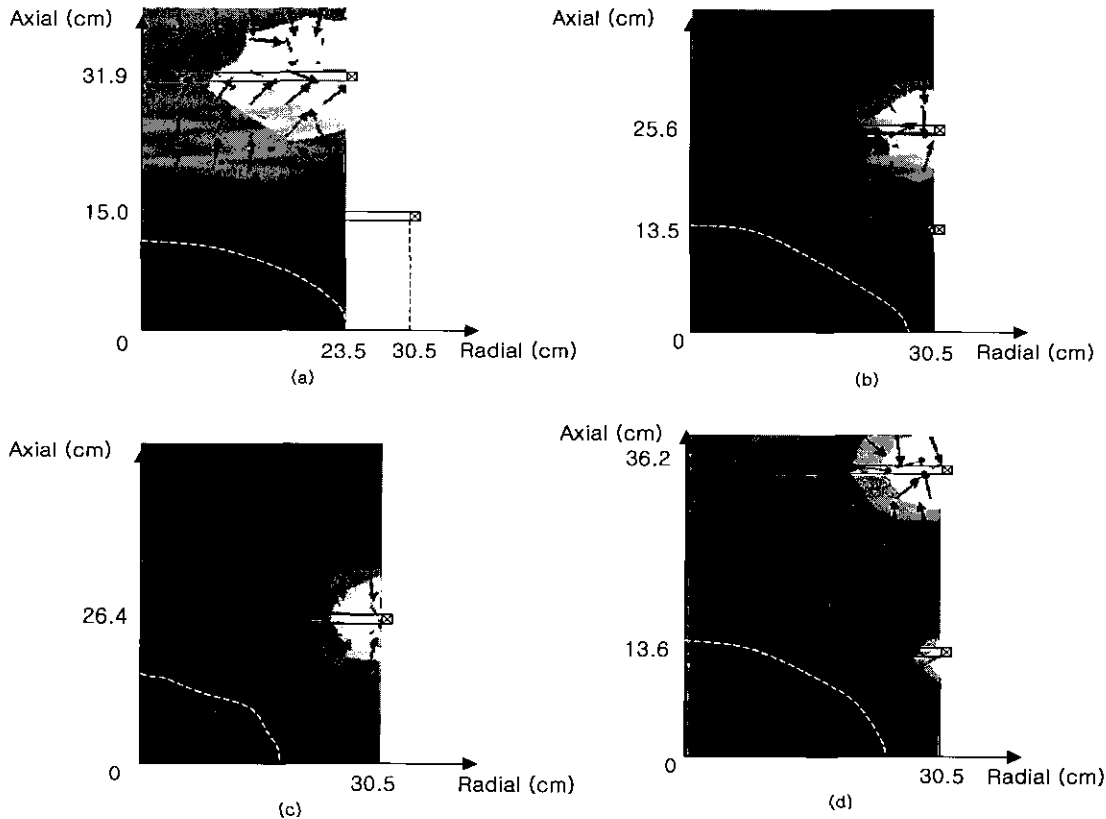


그림 6. (a) Grad-500 경사자기장 시뮬 매핑 ($R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=23.5\text{ cm}$, $D_1=15.0\text{ cm}$, $D_2=31.9\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=150.0\text{ A}$) (b) Grad-600 경사자기장 시뮬 매핑 ($R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=30.5\text{ cm}$, $D_1=13.5\text{ cm}$, $D_2=25.6\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=49.5\text{ A}$) (c) Maxwell pair 경사자기장 시뮬 매핑 ($R_1=30.5\text{ cm}$, $D_1=26.4\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$) (d) Grad-Res 경사자기장 시뮬 매핑 ($R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=30.5\text{ cm}$, $D_1=13.6\text{ cm}$, $D_2=36.2\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=54.5\text{ A}$)

Fig. 6. (a) Simulated field mapping for gradient coil Grad-500 ($R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=23.5\text{ cm}$, $D_1=15.0\text{ cm}$, $D_2=31.9\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=150.0\text{ A}$) (b) Simulated field mapping for gradient coil Grad-600 ($R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=30.5\text{ cm}$, $D_1=13.5\text{ cm}$, $D_2=25.6\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=49.5\text{ A}$) (c) Simulated field mapping for a maxwell pair ($R_1=30.5\text{ cm}$, $D_1=26.4\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$) (d) Simulated field mapping for gradient coil Grad-Res ($R_1=30.5\text{ cm}$, $R_2=30.5\text{ cm}$, $D_1=13.6\text{ cm}$, $D_2=36.2\text{ cm}$, $I_1=20\text{ A}$, $I_2=54.5\text{ A}$)

표 1. Maxwell pair와 비교한 경사자기장코일의 figure of merit

Table 1. Figure of merit values of gradient coils in comparing with that of Maxwell pair

	Efficiency ($\times 10E-6$ T/(m*A))	Inductance (mH)	Figure of Merit ($\times 10E-7$)	Figure of merit in comparing with Maxwell pair
Maxwell Pair	8.67	1.48	6.36	1.0
Grad 600	33.7	2.92	35.5	5.6
Grad Res	26.1	2.66	51.4	8.1

선형성이 유지 되었다.

이러한 선형성의 증강과 더불어 코일의 인덕턴스[10], 코일의 효율(efficiency)를 계산하였다[2]. 이를 통하여, 각 loop의 직경이 동일한 경사자기장 코일의 figure of merit을[2,11] 확인하고 Maxwell pair의 경우와 비교하였다. 표 1에서는 Maxwell pair와 비교한 각 경사자기장코일에 대한 figure of merit 값을 보이고 있다. 두 가지 코일의 경우 모두 Maxwell pair에 비하여 더 큰 figure of merit 값을 얻었으며, 이는 경사자기장코일의 성능 향상을 의미한다.

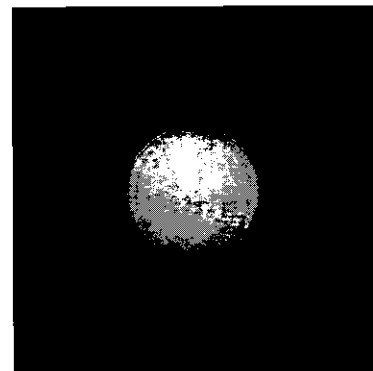
2. 시험시료 영상획득

이상과 같이 제작된 RF-코일과 경사자기장코일을 이용한 시험시료에 대한 영상은 그림 7에서 보이고 있다. 영상정보는 다음과 같다. 그림 7(a)는 솔레노이드 코일에서 얻은 axial 영상이다. FOV(field of view)는 20 mm, 영상두께는 2 mm, TE/TR=3000/8 ms 이다. 보이는 영상의 원은 시험시료튜브의 내경이 7 mm인 영상이다. 그림 7(b)는 saddle 코일에서 얻은 sagittal 영상이다. FOV(field of view)는 160 mm, 영상두께는 2 mm, TR/TE=3000/8 ms이다. 솔레노이드 코일의 경우 경사자기장코일 축과 수직을 이루기 때문에 실제 경사자기장 축 방향의 영역에 대한 선형성을 확인하기가 어렵다. 그러나, saddle 코일의 경우 감도는 솔레노이드 코일에 비해 떨어지지만, 코일의 축이 경사자기장의 축 방향과 일치하며 영상영역도 축 방향으로 넓어질 수 있기 때문에 경사자기장의 축 방향의 선형성을 확인하기에는 saddle 코일이 적당하다. 보이는 영상은 시험시료튜브의 내경이 13 mm 이고 길이는 44 mm이다. Sagittal 영상을 보면 중앙에서 Z-축으로 22 mm 떨어진 지점에서 선명한 영상을 얻었으며, 경사장 뒤틀림이 5% 이내인 선형성을 유지하는 영역이 코일 지름의 70% 이상인 DSV가 된다는 것을 확인하였다. 이상의 결과에서 경사자기장 코일이 만드는 선형성은 다른 Z-경사자기장 코일에 비해 더 넓은 영역에서 선형성이 증가한다.

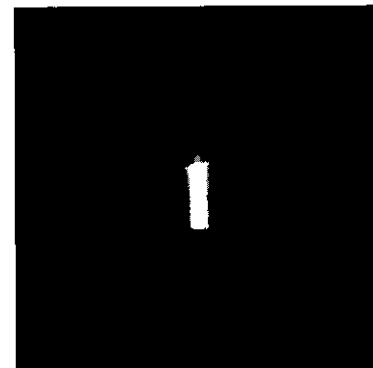
결론 및 논의

선형성이 높은 경사자기장의 구현을 통해서 코일지름의 DSV영역 내에서 선형성이 유지되는 영역의 향상을 보았다. 제작된 코일의 성능을 이용하여 넓은 범위에서 선명도와 해상도가 높은 영상을 얻을 수 있고, 획득된 영상으로 볼 때 위의

경사자기장 세기 분포 결과와 같이 선형성이 증가한 것을 볼 수 있었다. 일반적으로 사용하고있는 Maxwell pair 코일의 경우에 전체 코일지름의 DSV영역 내의 2차원 영상 면적에서 중앙으로부터 40% 정도가 5% 이내의 경사장 뒤틀림을 가질 정도의 선형성을 유지하는데 반하여, Grad_Res로 제작된 경사



(a)



(b)

그림 7. (a)Solenoid RF-코일 axial 영상 (FOV=20 mm : 영상 두께=2 mm : TR/TE=3000/8 ms, 시험시료튜브의 내경=7 mm) (b)Saddle RF-코일 sagittal 영상 (FOV=160 mm : 영상두께=2 mm : TR/TE=3000/8 ms, 시험시료튜브의 내경=13 mm, 길이=44 mm)

Fig. 7. (a)Axial image obtained using a solenoid RF-coil (FOV=20 mm : slice thickness=2 mm : TTR/TE=3000/8 ms, inner diameter of a phantom tube=7 mm) (b)Sagittal image obtained from a saddle RF-coil (FOV=160 mm : slice thickness=2 mm : TR/TE=3000/8 ms, inner diameter of a phantom tube=13 mm, tube length=44 mm)

정도의 선형성을 유지하는데 반하여, Grad_Res로 제작된 경사 자기장의 경우에는 코일지름의 DSV영역 내에서 약 70% 이상을 갖는 것을 확인 할 수 있었다. 직경이 60 mm인 경사자기장 코일 내에서 시료의 길이가 44 mm까지 영상을 얻을 수가 있었고, 이것은 Maxwell pair 경사자기장 코일과 비교하여 약 70%의 선형성 영역이 증가함을 알 수 있었다. 본 논문에서는 비교적 간단한 시늬실험을 통하여 경사자기장의 선형성 증강에 비중을 두었으며, 이에 대한 확인을 위해서 자기장 매핑, 실제 코일 제작 및 영상 획득하였다.

참 고 문 헌

1. P. C. Lauterbur, "Imaging formation by induced local interaction: examples employing nuclear magnetic resonance", Nature, Vol. 242, pp. 190-191, 1973
2. Robert. Turner, "Gradient Coil Design: A Review of Methods", Magn. Reson. Imaging, Vol. 11, pp. 903-920, 1993
3. H. Saint-Jalmes, J. Taquin, and Y. Barjhoux, "Design Data for Efficient Axial Gradient Coils: Application to NMR Imaging", Magn. Reson. Med. Vol. 2, pp. 245-252, 1985
4. Richard. K. Cooper and Jasper. A. Jackson, "Remote (Inside-Out) NMR, I. Remote Production of a Region of Homogeneous Magnetic Field", Jour. Magn. Reson, Vol. 41, pp. 400-405, 1980
5. P. M. Joseph. "Multiple winding MRI gradient coil", US Patent 5,289,129, 1994.
6. C. N. Chen and D. I. Hoult, "Biomedical Magnetic Resonance Technology", Bristol and New York, Adam Hilger, pp. 133-140, 1989
7. 이문수, 권영도, 류황, 이정남, 이종룡, 전성근, 전자기학, 서울, 교보문고, pp. 246-247
8. M. J. E. Golay, "Magnetic filed control apparatus", US Patent 3,515,979. November 4, 1957
9. P. A. Bottomley, "A versatile magnetic field gradient control system for NMR imaging". J. Phys. E, Sci. Instrum. Vol. 14, pp. 1081-1087, 1981
10. F. W. Grover, "Inductance Calculations", D. Van Nostrand Company, INC, New York, pp. 77-161, 1947
11. R. Turner, "Minimum inductance coils", J. Phys. E: Sci. Instrum., Vol. 21, pp. 948-952, 1988