

FDTD 방법을 이용한 3T MRI용 RF 코일의 해석

FDTD Analysis of 3T MRI RF Coils

이종오* · 박준서* · 명노훈* · 박부식** · 김용권** · 정성택**

Jong-Oh Lee* · Jun-So Park* · Noh-Hoon Myung* ·
Bu-Sik Park** · Yong-Gwon Kim** · Sung-Taek Chung**

요 약

본 논문은 MRI용 RF 코일로 널리 사용되고 있는 Birdcage type과 이의 변형인 Spiral type의 RF 코일을 FDTD 방법을 이용하여 해석, 설계하였다. 기존의 저자장 (1T, 1.5T) MRI용 RF 코일의 해석 방법은 코일의 공진 주파수를 얻기 위해서 LC 등가 회로를 사용하였으며 코일 내부의 필드 분포를 얻기 위하여 Biot-Savart 법칙을 이용한 방법이 널리 사용되어 왔다. 그러나 3T이상의 고주파에서 동작하는 RF 코일의 해석에는 위의 방법이 커다란 오차를 일으킬 수 있다. 따라서 본 논문에서는 고주파 해석이 가능한 전파 (Full Wave) 해석 방법인 FDTD 방법을 이용하여 3T MRI용 RF 코일을 해석하고 설계하였다. 또한 FDTD 방법을 이용하여 본 논문에서 실제 제작된 Birdcage type과 Spiral type RF 코일에 적용하여 이 방법의 타당성을 실험적으로 검증하였으며 Spiral type의 RF 코일이 B1 field 균일도면에서 Highpass Birdcage type보다 우수함을 수치 해석적으로 검증하였다.

Abstract

In this paper, Birdcage type RF coils used widely as RF coils for MRI and its applicable type, spiral type RF coil are analyzed and designed using FDTD method. In low tesla (1T, 1.5T) MRI system, several tools have been used for the analysis and design of the RF coils for MRI. This includes, so-called, LC equivalent circuit method for predicting the resonance frequency of the coil and the Biot-Savart law to determine the field distribution within the coil. Both of the circuit analysis and Biot-Savart law are low frequency techniques. Therefore, at high frequency applications, the circuit model approximation breaks down because the coil geometry is a significant fraction of the wavelength. In this paper, we analyzed and designed RF coils for 3T MRI using FDTD method. This method is a full wave analysis and very accurate at low and high frequencies. Also, this RF coils are actually fabricated and FDTD models of RF coils for MRI are proven.

I. 서 론

MRI 시스템은 영상 해석 능력의 우수성으로 인해 의료 영상 부분에서 그 사용이 증가하고 있다. 그리고 기존의 저자장 (1T, 1.5T) MRI 시스템의 영상 해석 능력 (분해능)의 한계가 오면서 그보다 높은 자장을 이용한 3T(Tesla) 이상의 MRI 시스템의

개발이 진행되고 있다. 그러나 높은 자장에 의한 영상의 해석력 증가는 얻을 수 있으나 사용되는 RF 필드 주파수의 증가로 인한 인체 내 자장의 왜곡은 더욱 심각하게 되었다. 이러한 왜곡은 인체 매질의 높은 유전율에 의한 것으로 인체를 대상으로 하고 있는 MRI에서는 피할 수 없는 문제가 되고 있다. 따라서 본 논문에서는 고자장 (3T 이상) MRI 시스

「본 연구는 (주)메디너스의 연구지원으로 이루어졌습니다.」

* 한국과학기술원 전자전신학과(Department of Electrical Engineering & Computer Science, KAIST)

** (주)메디너스(MEDINUS Co., Ltd)

· 논문 번호 . 20000728-16S

· 수정완료일자 2000년 8월 24일

템을 위한 RF 코일을 해석하는 데 있어서 코일간 또는 코일과 인체 매질간의 상호 결합을 고려할 수 있는 전파 해석 방법인 FDTD (Finite Difference Time Domain) 방법^{[1]-[3]}을 이용하였다.

MRI용 RF 코일을 해석하고 설계하기 위해서 지금까지 사용된 방법으로는 집중 소자인 L과 C를 이용한 등가회로를 이용하여 RF 코일의 주파수 특성을 얻었으며 또한 Biot-Savart 법칙을 이용하여 코일 내의 자장 분포를 해석하였다. 이 방법은 RF 코일을 이루는 도체선들을 인덕터로 모델링하여 등가 LC회로를 만든 다음 키르흐호프의 전압, 전류법칙을 이용하여 선형 대수방정식의 해로서 코일의 공진 주파수와 전류 분포를 구하는 방법이다. 이러한 방법은 간단하고, 특히 저주파에서 동작하는 RF 코일의 해석에 매우 효과적이다. 그러나 도체선들을 인덕터로 모델링함으로써 도체에서의 전류분포 변화와 복사손실을 무시하였다. 또한 코일내부에 인체 매질이 존재할 경우 코일과 인체 매질간의 상호 결합을 고려할 수 없다. 따라서 이러한 방법은 고주파에서 동작하는 RF 코일의 해석에서는 커다란 오차를 일으킬 수 있다.

본 논문에서는 고자장 (3T MRI : $f=127.74$ MHz) MRI 시스템에서 동작하는 RF 코일의 해석과 설계를 위해서 Maxwell 방정식의 정확한 해를 구하기 위한 수치 해석적 접근 방법인 FDTD 방법을 이용하여 임의의 RF 코일에 대한 정확한 해석 방법을 논하였다. 이 방법은 저주파나 고주파에서도 유효한 방법이며 또한 등가 회로로 해석할 수 없는 RF 차폐를 갖는 코일이나 코일 내부에 임의의 매질이 있는

상태에서도 적용할 수 있다는 점에서 어떠한 복잡한 RF 코일도 해석할 수 있다는 장점이 있다.

본 논문에서 해석하고자 하는 RF 코일은 최근에 널리 사용되고 있는 Birdcage type RF 코일이며 이 코일은 코일 내부에 넓은 범위의 B1 field 균일도를 갖는다는 장점이 있다^[4]. 또한 B1 field의 균일도를 향상시키기 위해서 Birdcage RF 코일을 변형한 Spiral type의 RF 코일이 해석되었다^[5].

II. Birdcage RF 코일의 등가회로 해석

RF 코일의 구조는 그림 1에서 보듯이 도체선과 콘덴서로 이루어져 있으며 이들이 서로 복잡한 구조를 갖고 있기 때문에 직접 Maxwell 방정식을 이용하여 해석하는 것은 거의 불가능하다. 그러나 RF 코일의 크기가 파장에 비해 작을 때 즉, 저자장 (저주파) RF 코일 경우에 도체선들을 인덕터스로 모델링하여 그림 2와 같이 L과 C를 이용한 등가 회로를 만든 다음 키르흐호프의 전압, 전류 법칙을 적용하여 선형 대수방정식의 해를 구하면 다음과 같다.

$$(I)_m = \begin{cases} \cos \frac{2\pi mi}{N} & m=0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \\ \sin \frac{2\pi mi}{N} & m=1, 2, \dots, \frac{N}{2}-1 \end{cases} \quad (1)$$

위 수식에서 보듯이 N 개의 서로 독립된 해를 가지며 $m=1$ 의 해만이 $\sin \phi$ 또는 $\cos \phi$ 형태의 해를 갖는다. 이러한 전류 분포는 코일 내부에 매우 균일한 B1 field을 형성한다. 따라서 $m=1$ 모드가 RF 코일의 동작 주파수를 결정한다. 또한 각 모드에 해

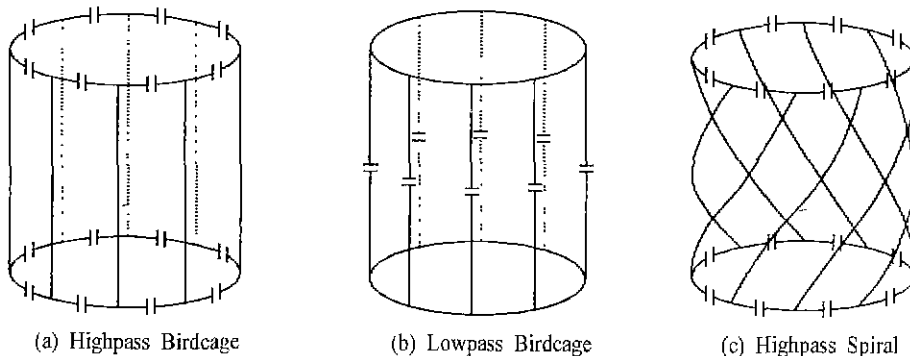
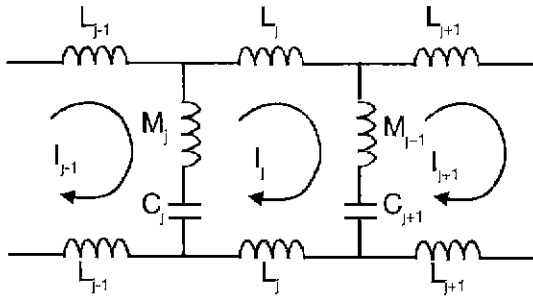


그림 1. MRI용 RF 코일
Fig. 1. RF coils for MRI.



M : Rod Inductance including self and mutual
 L : Endring Inductance including self and mutual
 C : Capacitor between Rods

그림 2. Lowpass Birdcage RF 코일의 등가 회로
 Fig. 2. Equivalent circuit of lowpass type birdcage RF coil.

당하는 공진 주파수는 다음과 같다.

$$\omega_m = \left[C \left(M + \frac{L}{2 \sin^2(\pi m / N)} \right) \right]^{-1/2}, \quad (m = 0, 1, \dots, \frac{N}{2}) \quad (2)$$

Endring의 공진 모드($m=0$)는 $f=0$ Hz의 공진 주파수를 가지며 $m=1$ 의 공진 모드는 두 번째 낮은 공진 주파수를 갖는다. 위의 결과는 Lowpass type의 Birdcage에 해당하면 Highpass type일 경우 위와 비슷한 절차를 밟을 때 $m=1$ 의 공진 모드는 두 번째 높은 공진 주파수를 가짐을 알 수 있다.

III. Birdcage RF 코일의 FDTD 해석

FDTD 방법을 이용하여 3T ($f=127.74$ MHz) 에서 동작하는 Birdcage type의 RF 코일을 해석하였다. FDTD 방법을 이용하여 Birdcage type의 RF 코일을 해석한 예로 1998년에 발표된 논문이 있다^[6]. 이 논문에서는 MoM 방법과 FDTD 방법을 이용하여 RF 코일을 해석하였다. 먼저 MoM 방법을 이용하여 RF 코일의 공진 주파수와 전류 분포를 구한 다음 여기서 구한 전류 분포를 이용하여 Maxwell 방정식에 입력 전류를 주는 방법으로 FDTD 방법에 적용하여 B1 field 분포를 구하였다. 그러나 본 논문에서는 위와 같이 두 가지 방법을 겸용하지 않고 FDTD 방법만을 이용하여 공진 주파수, 전류 분포,

B1 field 분포를 구하였으며 위에서 MoM 방법을 이용하여 구한 결과와 일치하였다.

3-1 Lowpass Birdcage RF 코일

본 수치 해석에서 사용된 예는 8개의 코일 leg를 갖는 직경 26 cm, 길이 26cm의 Lowpass type Birdcage RF 코일이다. 그리고 코일은 반경 0.2 cm인 도체선으로 이루어져 있으며 코일에 사용된 캐패시턴스 값은 2.06 pF이다. 이러한 구조는 논문[6]에서 사용된 구조와 같다.

주파수 함수로서 코일의 입력 어드미턴스는 그림 3과 같다. 8개의 코일 leg를 갖는 경우에 위의 등가 회로 해석에서 보듯이 5개의 공진 모드가 있으며 lowpass type에서 가장 작은 공진 모드는 $f=0$ MHz이며 첫 번째 보이는 공진 모드가 동작 모드가 된다. FDTD 방법을 이용하여 얻은 공진 특성은 MoM 방법의 결과와 일치하였다. RF 코일에 동작 모드에 해당하는 입력 주파수로 선형 여기 할 경우 코일의 각 endring과 leg에서의 전류 분포는 그림 4와 같으며 코일 endring을 따라서는 sin함수의 전류 분포를 가지며 또한 각 코일 leg를 따라서는 cos함수의 전류 분포를 가짐을 알 수 있다. 이는 코일 내부에 균일한 B1 field를 만들어 주고 있음을 보여 준다.

3-2 Highpass Birdcage RF 코일

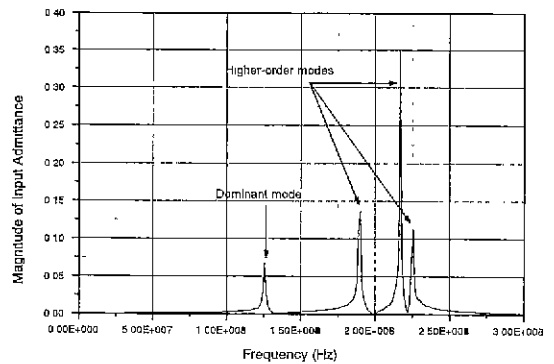
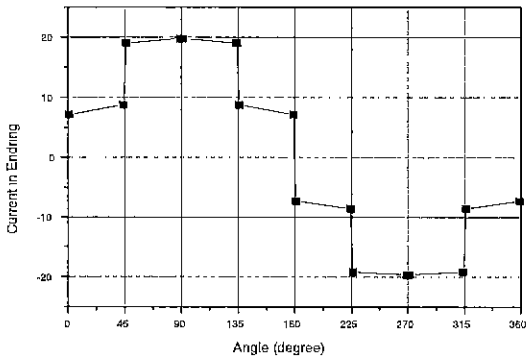
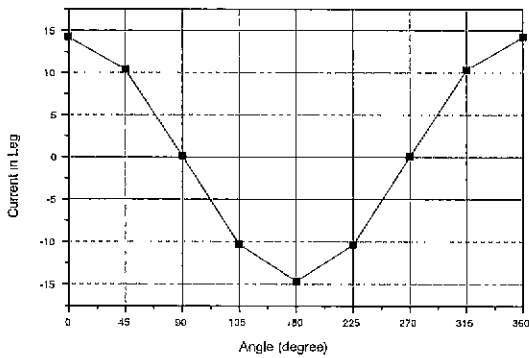


그림 3. Lowpass Birdcage RF 코일의 입력 어드미턴스

Fig. 3. Input admittance of lowpass birdcage RF coil.



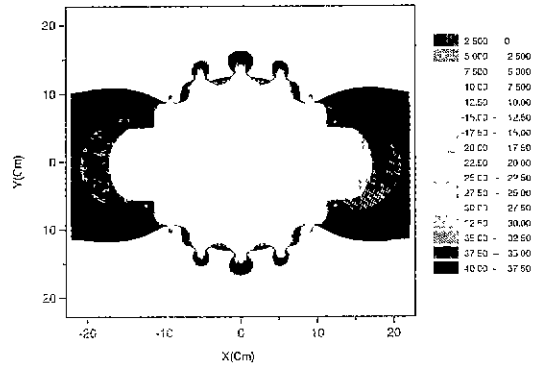
(a) along endrings



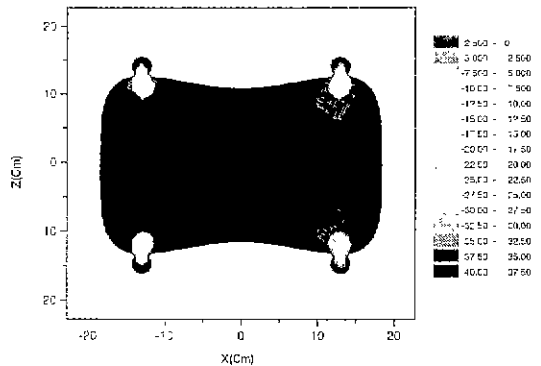
(b) along legs

그림 4. RF 코일의 동작 모드에서의 전류 분포
Fig. 4. Current distribution of RF coil in operating mode.

본 수치해석에서 사용된 예는 16개의 코일 leg를 갖는 직경 26 cm, 길이 26cm의 Highpass Birdcage RF 코일이다. 그리고 코일은 반경 0.2 cm인 도체선들로 이루어져 있다. 또한 $f=127.74$ MHz의 동작 주파수($m=1$ 모드)를 얻기 위한 캐패시턴스 값은 18.2pF이다. 해석 방법은 Lowpass type과 같으며 두 번째로 큰 공진 주파수가 동작 모드가 된다. 동작 모드에서 RF 코일의 B1 field 균일도를 알아보기 위해서 코일 내부에서의 B1 field를 각 단면(xy-plane, xz-plane)에서 보면 그림 5와 같으며 코일 내부에서 전체적으로 균일한 분포를 가짐을 알 수 있다. 그림에서 최대 자장 크기를 0 dB로 정규화 하였으며 도체선 주위에서 가장 큰 값을 가짐을 알 수 있다. 또한 선형 여기를 하였기 때문에 B_x 성분만 보이며, B_y 성분은 거의 0이다.



(a) xy-plane



(b) xz-plane

그림 5. Highpass Birdcage RF 코일의 B1 field 분포 (선형 여기)
Fig. 5. B1 field distribution of highpass birdcage RF coil (linear excitation).

IV. Spiral RF 코일의 FDTD 해석

Spiral type의 RF 코일의 구조는 그림 1(c)와 같으며 본 수치 해석에서 사용된 예는 16개의 코일 leg를 갖는 직경 25 cm, 길이 25 cm이며 코일은 반경 0.2 cm인 도체선들로 이루어져 있다. 또한 위, 아래 endring간에 휨 각은 90° 이다. FDTD 해석 방법은 앞 절의 Birdcage의 경우와 같으며 3T ($f=127.74$ MHz) 에서 동작하는 RF 코일을 위해서 사용된 캐패시턴스 값을 찾아내었다. 이는 실제 제작, 측정하여 얻은 캐패시턴스 값과 일치함을 알 수 있었다. 또한 실제로 MRI RF 코일의 사용시 코일 내부에 인체 매질이 존재하므로 이를 고려하기 위해서 RF

코일 내부에 팬텀이 존재하는 경우와 그렇지 않은 경우의 두 가지 경우에 대해서 수치 해석을 하였으며 이를 비교, 검토하였다.

먼저 팬텀이 없는 경우에 2 단자망 해석 결과를 살펴보면 그림 6과 같다. 본 절에서는 2 단자망 해석(즉 S-parameter 해석)을 하였는데 이는 Quadrature로 여기할 경우에는 2 단자망 해석이 필요하기 때문이다. 앞 절에의 경우 선형 여기를 하였기 때문에 입력 어드미턴스만으로도 RF 코일의 공진 모드를 찾아낼 수 있었다. 그러나 Quadrature로 여기할 경우에는 두 입력단 간의 S21을 검토하여 충분한 Isolation이 되고 있나를 살펴보아야 한다. 그림 6에서 보듯이 실제로 S11이 작고 또한 S21도 작은 경우가 우리가 원하는 동작 모드가 되는 것이다. 이러한 경우에 해당하는 3T ($f=127.74$ MHz) 용 동작 모드를 얻기 위한 캐패시턴스 값은 19pF이다.

다음으로 위와 똑같은 구조의 RF 코일에 유전율이 36이고 직경 20 cm, 길이 10 cm인 팬텀을 넣고 해석하였다. 이 경우 팬텀이 없는 경우와 같은 캐패시턴스 값을 사용할 경우 동작 모드의 주파수에는 거의 변화가 없음을 알 수 있다. 이는 위의 팬텀이 RF 코일에 충분한 부하를 주지 않음을 보여 준다. 실제로 유전율이 36보다 큰 팬텀을 사용하면 같은 캐패시턴스 값에서 동작 주파수가 작아짐을 알 수 있었다.

위와 같은 방법으로 캐퍼시턴스 값을 찾은 다음 3T용 동작 주파수에 해당하는 $f=127.74$ MHz의 사인 함수를 Quadrature 여기하였다. 충분히 정상 상태에 도달했을 때 임의의 시간에서 $z=0$ 인 xy 단면

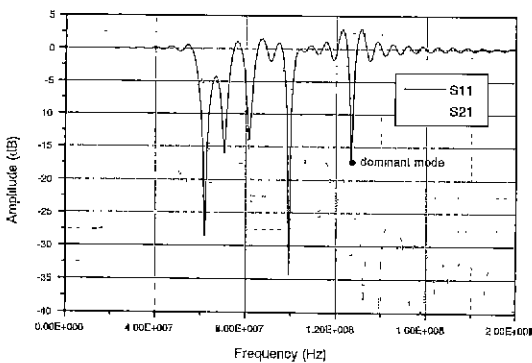
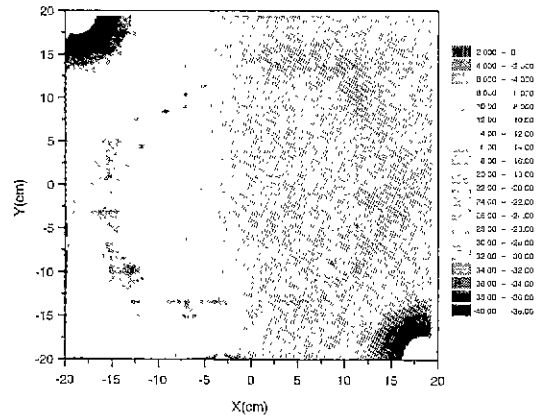
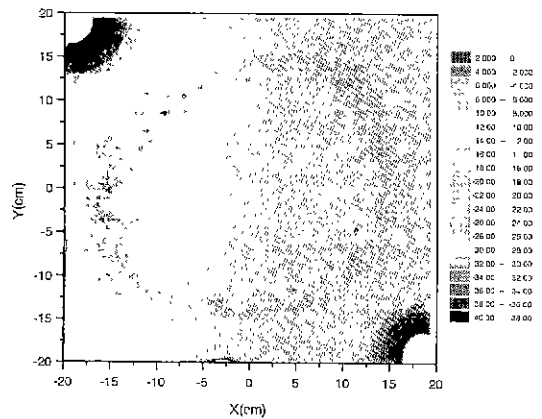


그림 6. Spiral type RF 코일의 S-parameters
Fig. 6. S-parameters of spiral type RF coil.



(a) 팬텀이 없을 경우



(b) 팬텀이 있을 경우

그림 7. Spiral type RF 코일의 B1 field 분포 (quadrature 여기)

Fig. 7. B1 field distribution of spiral type RF coil (quadrature excitation).

에서의 B1 field 분포를 보면 그림 7과 같으며 코일 내부에서 균일한 분포를 가짐을 알 수 있다. 또한 팬텀이 있을 경우 팬텀 내부로 필드가 집중하는 것을 볼 수 있다.

V. Spiral과 Birdcage RF 코일의 B1 field 균일도 비교

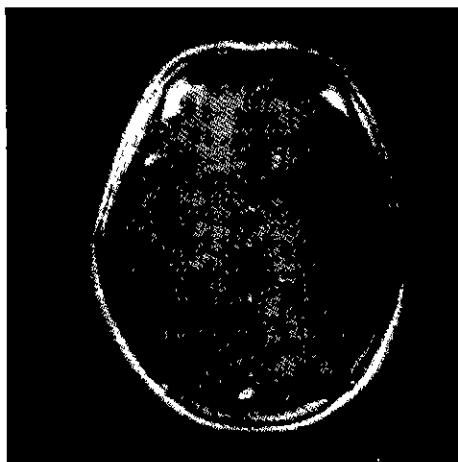
본 절에서는 똑같은 구조하에서 Spiral type과 Birdcage type RF 코일의 B1 field 균일도를 비교,

검토하였다. 우선 같은 조건의 RF 코일을 해석하기 위해서 직경 25 cm, 길이 25 cm이며 코일 leg의 개수는 16개로 선정하였다. 이러한 구조는 실제 제작되었으며 이를 이용하여 그림 8에 보인 바와 같이 두부의 MRI 영상을 얻었다.

위 구조의 Spiral type RF 코일 해석은 앞 절에서 설명되었으며 Birdcage type인 경우 3T($f=127.74$ MHz)에서 동작하기 위한 Highpass Birdcage에 사용된 캐패시턴스 값은 22pF이다. 이는 Spiral type인 경우의 $C=19$ pF보다 큰 값이다. 이에 대한 이유를 살펴보면 Spiral type인 경우 코일 leg를 90° 휜으로써 코일 leg의 길이가 그만큼 길어졌으며 코일 leg

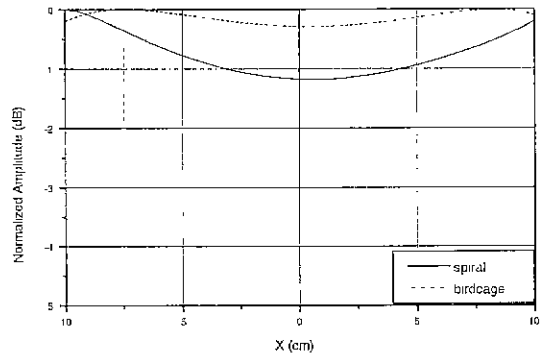


(a) Sagitta

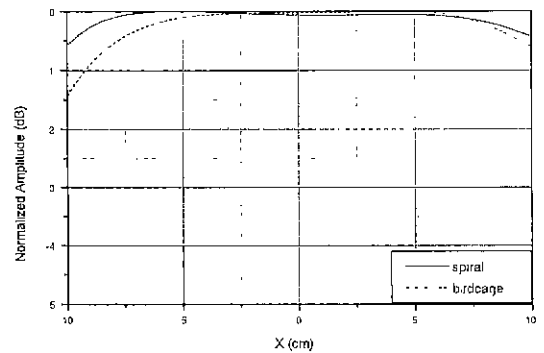


(b) Axial

그림 8. Spiral type RF 코일을 이용한 3T MRI 영상
Fig. 8. MRI images using spiral type RF coil.



(a) 팬텀이 없을 경우 (무 부하시)



(b) 팬텀이 있을 경우 (부하시)

그림 9. RF 코일의 B1 field 균일도 비교
Fig. 9. B1 field homogeneity of RF coils.

에 의한 인덕턴스 값이 증가하였기 때문이다. 같은 공진 주파수를 얻기 위해서는 인덕턴스 값이 증가할 경우 캐패시턴스 값이 감소하여야 하기 때문이다.

각 RF 코일에 대해서 팬텀이 없는 경우(즉, 무 부하시)와 팬텀이 있는 경우(즉, 부하시)에 단면 축을 따라서 팬텀 폭에 해당하는 20cm내에서 각각의 B1 field 분포를 살펴보았다(그림 7). 팬텀이 없는 경우에는 Spiral type보다 Highpass Birdcage type이 B1 field 균일도가 좋음을 알 수 있다. 그러나 실제로 RF 코일을 사용할 경우는 부하가 있는 경우이다. 따라서 팬텀 (유전율 36, 직경 20 cm, 길이 10 cm)이 있는 경우에 균일도를 살펴보는 것이 더욱 중요하다. 결과에서 보듯이 팬텀이 있을 경우 Highpass Birdcage type보다 Spiral type의 RF 코일이 보다 우수한 균일도를 보임을 알 수 있다.

VI. 결 론

MRI용 RF 코일을 해석하고 설계하기 위해서 지금까지 사용된 방법인 LC 등가회로를 이용한 방법은 고주파에서 동작하는 RF 코일의 해석에 커다란 오차를 일으킬 수 있다. 따라서 본 논문에서는 고주파 해석이 가능한 전파 (Full Wave) 해석 방법인 FDTD 방법을 이용하여 MRI용 RF 코일을 해석하고 설계하였다. 이 방법은 도체에서의 전류분포 변화, 복사 손실, 도체들간 또는 도체와 임의 인체 매질간의 상호 결합들을 고려할 수 있기 때문에 임의의 인체 매질을 갖는 임의의 RF 코일에 대해서 정확한 해석과 설계를 할 수 있다. FDTD 방법을 이용하여 임의의 RF 코일을 해석하기 위한 타당성을 검증하기 위해서 먼저 기준에 알려진 3T ($f=127.74$ MHz)에서 동작하는 Birdcage type의 RF 코일을 해석하여 봄으로써 MRI용 RF 코일의 해석에 FDTD 방법을 적용할 수 있다는 타당성을 얻었다. 또한 이 FDTD 방법을 이용하여 본 논문에서 실제 제작된 Birdcage type과 Spiral type RF 코일에 적용하여 이 방법의 타당성을 실험적으로 검증하였으며 Spiral type의 RF 코일이 B1 field 균일도면에서 Highpass Birdcage type보다 우수함을 수치 해석적으로 검증할 수 있었다.

이 중 오



1991년 2월: 서울시립대학교 전자공학과(공학사)
1997년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)
1997년 3월~현재: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 박사과정 [주 관심분야] 전자파 수치해석, 안테나, 초고주파 회로 설계, EMI/EMC 등

참 고 문 헌

- [1] Kane S. Yee, "Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media," *IEEE Trans. on Antennas and Propagation*, vol. 14, No. 3, pp. 302-307, May, 1966.
- [2] K. S. Kunz, *The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics*, CRC Press, 1993.
- [3] Allen Taflove, *Computational Electrodynamics The Finite Difference Time Domain Method*, Artech House, 1995.
- [4] C. E. Hayes, et al., "An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5T," *J. Magn. Reson.*, vol. 63. pp. 622-628, 1985.
- [5] D. C. Alsop, et al., "A Spiral Volume Coil for Improved RF Field Homogeneity at High Static Magnetic Field Strength", *Magn. Reson. Med.*, vol. 40, pp. 49-54, 1998.
- [6] J. Chen, Z. Feng, and J. M. Jin, "Numerical simulation of SAR and B1-field inhomogeneity of shielded RF coils loaded with the human head," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, pp. 650-659, 1998.

박 준 서



1998년 2월: 한양대학교 전자통신공학과(공학사)
2000년 8월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)
2000년 9월~현재: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 박사과정 [주 관심분야] 전자파 장애 해석 초고주파 회로 설계, MRI

명 노 훈



1976년 2월: 서울대학교 전기공학
과(공학사)
1982년 12월: Ohio State Univ. 전
기공학과(공학석사)
1986년 8월: Ohio State Univ. 전기
공학과(공학박사)
1986년 9월~현재: 한국과학기술
원 전기 및 전자공학과 교수

[주 관심분야] 전파전파 및 산란 해석, 마이크로파 공학,
이동 및 위성통신, EMI/EMC 등

박 부 식

1993년 2월: 건국대학교 의공학과(공학사)
1998년 2월: 건국대학교 의공학과(공학석사)
1997년 9월~2000년 3월: 메디슨 MRI 연구소
2000년 4월~현재: 메디너스 MRI 연구소

김 용 권

1993년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학사)
1995년 2월: 한국과학기술원 정보 및 통신공학과(공학석
사)
1995년 2월~1999년 1월: 도남시스템
1999년 1월~2000년 3월: 메디슨 MRI 연구소
2000년 4월~현재: 메디너스 MRI 연구소

정 성 택

1992년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학사)
1995년 2월: 한국과학기술원 정보 및 통신공학과(공학석
사)
2000년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학박
사)
1998년 1월~2000년 3월: 메디슨 MRI 연구소
2000년 4월~현재: 메디너스 MRI 연구소