

자기공명영상 촬영 장치에서 다채널 RF Coil에 이용되는 기본 구조 RF Coil의 B1 Field 분석

김용권^{1*}

¹건양대학교 방사선학과

Basic RF Coils Used in Multi-channel RF Coil and Its B1 Field Distribution for Magnetic Resonance Imaging System

Yong-Gwon Kim^{1*}

¹Department of Radiological Science, Konyang University

요약 본 자기공명영상장치(MRI: Magnetic Resonance Imaging)의 구성 요소인 RF Coil의 성능은 영상의 신호대 잡음비(Signal to Noise Ratio)를 결정하는 장치이다. RF Coil의 성능은 민감도(Sensitivity)와 라디오주파수 필드 균질성(RF Field Uniformity)으로 나타내고, RF Coil에 의해 유기되는 라디오 주파수 자기장(B1 Field)의 세기는 RF Coil의 구조 및 배열에 따라 공간적으로 달라진다. MRI 신호의 크기는 RF Coil이 만들어내는 자기장의 세기에 의해 결정되기 때문에 RF Coil에 의해 형성되는 공간상의 B1 Field의 분포를 확인할 수 있어야 한다. 본 논문에서는 다채널 RF Coil 설계에 있어서 가장 기본이 되는 형태의 RF Coil 구조와 이의 B1 Field 분포를 Matlab을 이용하여 모의실험을 통해 확인 하였다. Matlab을 이용하여 계산된 기본 구조의 RF 코일이 형성하는 B1 Field 분포는 다채널 RF 코일 설계 시 매우 유용하게 사용될 수 있을 것이다.

Abstract RF coil is an important component of the Magnetic Resonance Imaging (MRI) system and the performance of RF coil is one of major factors for high SNR images. Sensitivity and RF field uniformity are parameters for evaluating RF coil performance. Since the B1 field is induced by RF coil, MR signal is strongly affected by RF coil structure and arrangement. In receiving MR signal, the RF coil sensitivity to MR Signal is also determined by the induced B1 field of RF coil. Therefore, the spatial distribution of B1 field must be verified. In this work, we performed computer simulation of the basic RF coil structures using Matlab and verified their sensitivity and uniformity through their B1 field distribution. This work will be useful for the advanced multi-channel RF coil design.

Key Words : Magnetic Resonance Imaging System, RF Coil, B1-field distribution, Sensitivity, Uniformity, Signal to Noise Ratio

1. 서론

자기공명 영상 촬영(MRI: Magnetic Resonance Imaging)은 자기장 내에서 수소 원자핵의 공명 현상을 이용하여 인체 내의 수소 밀도 및 Tissue간 이완특성을 영상화 하여 인체 내부의 해부학적 정보를 제공하는 장치이다[1]. 자기공명 영상 촬영장치는 크게 주자석(Main Magnet), 경사자장 시스템(Gradient System), 라디오 주파

수 시스템(RF System), 스펙트로미터(Spectrometer), 영상 촬영용 콘솔(Console)로 이루어져 있다. 라디오 주파수 코일(RF Coil: Radio Frequency Coil)은 라디오 주파수 시스템의 구성 요소로, 자기공명 영상촬영 장치의 구성에 있어서 가장 중요한 요소 중 하나이며, RF 코일의 성능은 영상의 신호대 잡음비(Signal to Noise Ratio)를 결정하는 장치이다. 신호대 잡음비가 항상 고해상력을 의미하지는 않지만[2], 높은 신호대 잡음비는 해상도 및 민감도를 결

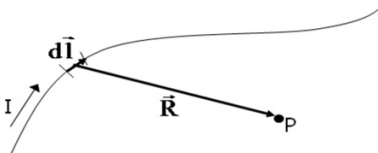
*교신저자 : 김용권(ygkim@konyang.ac.kr)

접수일 10년 10월 25일 수정일 (1차 10년 11월 16일, 2차 10년 11월 23일) 게재확정일 10년 12월 17일

정하는 중요한 인자이다 [3,4]. 자기공명 영상 촬영을 이용하여 임상적 진단을 하고자 할 때 촬영 부위에 적합한 RF 코일을 사용하는데, 각각의 RF 코일들은 촬영 부위의 형태에 따라 최적의 구조를 갖도록 설계되어 있어서 그 구조 또한 매우 다양하다. 이러한 여러 가지 형태의 RF 코일의 성능은 민감도(Sensitivity)와 라디오 주파수 필드 균질성(RF Field Uniformity)으로 나타낸다 [5-8]. RF 코일에서 발생하는 RF Magnetic Field를 B1 Field라 하며, RF 코일에서 발생된 B1 Field를 이용하여 자기장내에서 공명하는 수소 원자핵에 에너지를 주어 주자기장의 방향의 수직방향으로 순자화(Net magnetization) 성분을 회전시키는 데 이때의 회전된 각도를 숙입각(Flip Angle)이라고 한다. 에너지를 흡수한 수소원자핵은 이완(Relaxation) 과정을 거쳐 평형상태로 돌아가게 되는데, 이완과정에서 횡축 자기장 성분을 검출함으로써 자기공명 영상 신호를 얻을수 있다. RF 코일에 의해 유기되는 B1 Field의 세기는 RF 코일의 구조 및 배열에 따라 다르기 때문에 촬영하고자 하는 부위의 숙입각도 위치에 따라 다르게 된다. 자기공명 영상 신호의 크기는 RF 코일이 만들어내는 자기장의 세기에 의해 결정되기 때문에 촬영하고자 하는 대상에서 나오는 자기공명 영상 신호의 크기도 위치에 따라 많은 영향을 받게 된다. 즉, 신호에 대한 Sensitivity는 RF 코일이 만들어내는 자기장의 세기에 의해 결정 된다. 최적의 RF 코일을 설계하기 위해서 다양한 다채널 RF 코일을 구성하고 있는 기본적인 구조의 RF 코일이 형성하는 공간상의 B1 Field의 분포를 확인할 수 있어야 한다. 이 연구에서는 다채널 RF 코일 설계에 있어서 가장 기본이 되는 형태의 RF 코일 구조와 이의 B1 Field 분포를 모의실험을 통해 확인 하였다.

2. 이론 및 실험 방법

2.1 이론



[그림 1] 전류 I가 흐르는 도선에서의 단위 길이 dl에 의해 점 P에 형성되는 자기장의 세기

그림 1과 같이 단위 길이 dl에 흐르는 전류에 의해 형성되는 자기장의 세기는 Biot-Savart법칙에 의해 식 1에

의해 표현 된다.

$$d\vec{H} = \frac{I d\vec{l} \times \vec{R}}{4\pi R^3} \tag{1}$$

식 1을 이용하여 도선에 흐르는 전류에 의해 형성되는 자기장의 세기는 다음 식 2와 같이 표현된다.

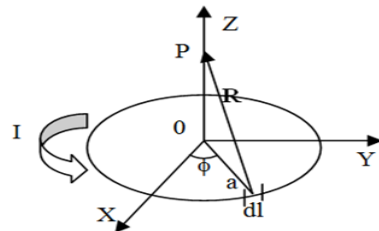
$$\vec{H} = \oint \frac{I d\vec{l} \times \vec{a}_R}{4\pi R^2} \tag{2}$$

아래의 그림과 같은 Loop에 흐르는 전류 I에 의해 생성 되는 자기장의 세기를 위의 식 2를 이용하여 계산하면 아래와 같다.

$$B(z) = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\hat{z} a^2 d\phi'}{[z^2 + a^2]^{3/2}} = \hat{z} \frac{\mu_0 I a^2}{2[z^2 + a^2]^{3/2}}$$

$$d\vec{l} = a d\phi \vec{a}_\phi, \vec{R} = z \vec{a}_z - a \vec{a}_r, \text{이므로,}$$

$$d\vec{l} \times \vec{R} = a z d\phi \vec{a}_\phi - a^2 d\phi \vec{a}_z \text{이다.}$$



[그림 2] loop에 흐르는 전류에 의해 점 P에 형성되는 자기장의 세기

$$B_z = \frac{\mu_0 I k}{4\pi \sqrt{a\rho}} \left[K(k) + \frac{a^2 - \rho^2 - z^2}{(a - \rho)^2 + z^2} E(k) \right] \tag{3}$$

$$B_\rho = \frac{\mu_0 I k z}{4\pi \rho \sqrt{a\rho}} \left[-K(k) + \frac{a^2 + \rho^2 + z^2}{(a - \rho)^2 + z^2} E(k) \right] \tag{4}$$

이때, $K(k)$, $E(k)$: Legendre's complete elliptic integrals of the first and second 이다.

2.2 실험 방법

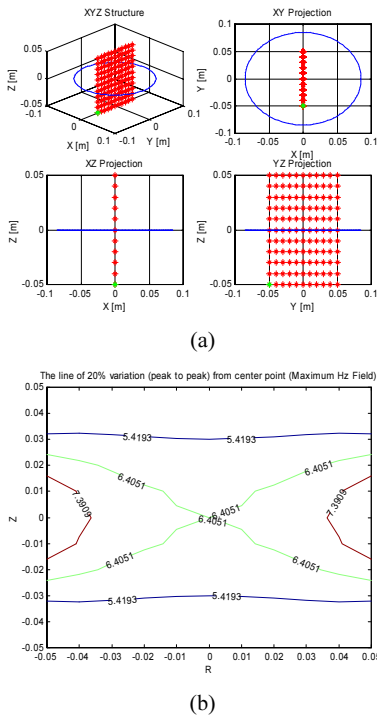
일반적으로 많이 이용되는 다채널 RF 코일은 One Loop 코일, Rectangular 코일 Pair, 8-shaped 코일과 Curved Rectangular 코일, 2-Set Saddle 코일 등의 기본 구조 RF 코일을 이용하여 구성된다. 본 연구에서 수행한 모의실험에서는 기본구조 RF 코일의 B1 Field 분포를 계산하기 위해 Matlab (Mathworks, USA)을 사용하였다. 각각의 기본구조 RF 코일은 크기와 형태에 따라서 그 구조가 정의되며, 정의된 RF 코일은 유한 요소의 단위 전류원을

이용하여 표현할 수 있다. 단위 전류원의 집합으로 표현되는 기본구조 RF 코일이 형성하는 B1 Field 분포는 Matlab을 이용하여 각각의 전류원으로부터 형성되는 계산점에서의 자기장의 세기를 모두 합산하여 계산하였다. 단위 전류원 및 원형 코일이 형성하는 자기장의 세기는 2.1장의 식 1-4를 이용하여 계산하였다.

3. 결과

3.1 One Loop 코일

일반적으로 다채널 코일에서 가장 많이 사용되는 코일 구조중의 하나는 원형코일이다. 그림 3(a)는 모의실험에 사용된 코일의 크기와 형태 및 B1 Field 계산점을 보여주고 있으며, 그림 3(b)는 B1 Field 계산점에서의 B1 Field의 세기를 보여주고 있다.



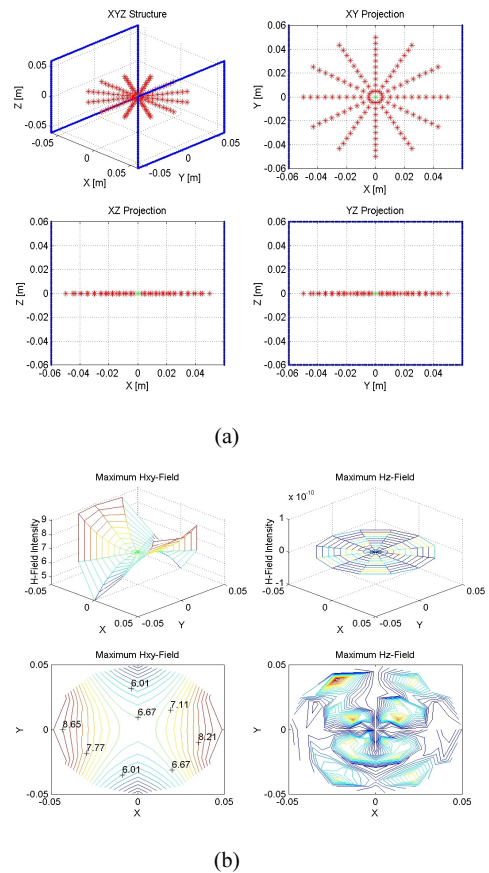
[그림 3] 원형 RF 코일 구조와 모의실험 결과 (a)원형 코일과 원형코일에 의해 형성되는 B1 필드의 세기 측정위치 (b) 원형코일이 형성하는 자기장의 세기 분포

위의 Simulation 결과에서 볼 수 있듯이 One-Loop 코일의 경우 Loop의 중앙 부분에서는 B1 Field의 세기가 매우 균일하지만 Loop와 가까워지는 부분에서는 급격히

증가함을 볼 수 있다. 하지만 위의 결과에서 볼 수 있듯이, 원형코일은 그 구성이 단순함에 비해 그 Field 분포가 매우 균일하기 때문에 현재 다용도 RF 코일 및 Shoulder 코일 및 다채널 코일 등에 널리 사용되고 있다.

3.2 Rectangular 코일 쌍

원형코일과 더불어 가장 많이 쓰이는 구조는 사각형의 형태를 갖추고 있다. 그림 4(a) 모의실험에 사용된 마주보는 사각형 코일의 크기와 형태 및 B1 Field 계산점을 보여주고 있으며, 그림 4(b)는 B1 Field 계산점에서의 B1 Field의 세기를 보여주고 있다.



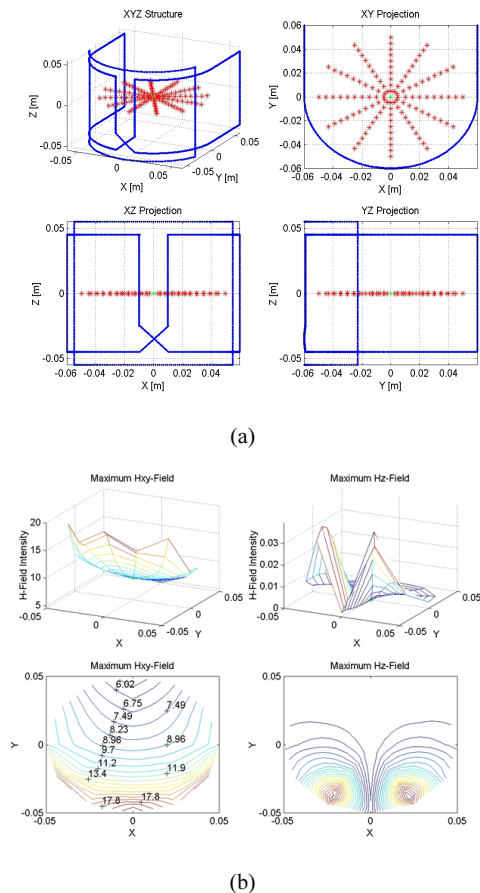
[그림 4] 원형 RF 코일 구조와 모의실험 결과 (a)원형 코일과 원형코일에 의해 형성되는 B1 필드의 세기 측정위치 (b) 원형코일이 형성하는 자기장의 세기 분포

위의 그림 4(a)와 같은 구조의 RF 코일이 만들어내는 RF Field 분포를 확인해 보면, 두 코일이 마주보는 선상의 중심점 부근에서는 B1 Field 분포가 매우 균일하지만,

중심점에서 벗어났을 경우 급격히 변화하는 것을 알 수 있다. 위의 결과를 분석해 보면 측정 영역의 가운데 부분에서 가장 균일하며 그 균일한 영역의 크기는 매우 작아서 실제 RF 코일에 위의 코일 페어만을 사용하는 경우에는 영상촬영 범위가 너무 좁을 것이고, B1 Field의 세기를 보완할 수 있는 코일을 추가함으로써 임상에서 사용할 수 있는 적절한 코일이 될 것이다.

3.3 8-shaped 코일과 Curved Rectangular 코일

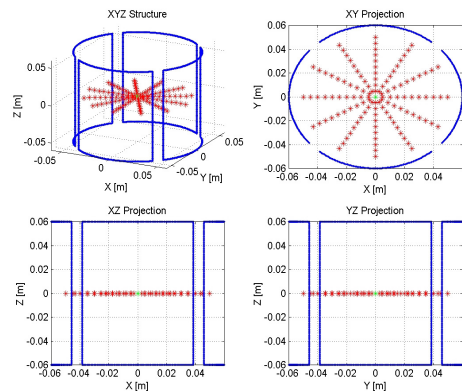
그림 5a와 같은 구조는 U자형의 프레임 위에 구성된 사각형의 구조를 갖는 코일과 8자형 코일의 조합으로, 실제 임상에서 사용되고 있는 Flexible 코일의 구성과 매우 유사하다. 그림 5(b)는 그림 5(a)에서 보여진 구조의 B1 Field 계산점에서의 B1 Field의 세기를 보여주고 있다.



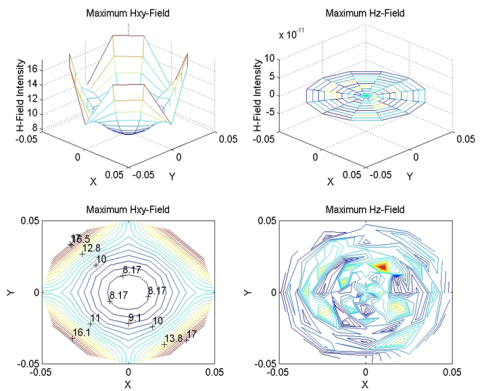
[그림 5] 원형 RF 코일 구조와 모의실험 결과 (a)원형 코일과 원형코일에 의해 형성되는 B1 필드의 세기 측정위치 (b) 원형코일이 형성하는 자기장의 세기 분포

위의 구조는 U자 형의 구조를 가지고 있으며 Extremity 촬영용 코일에 사용될 수 있는 구조이다. Field 분포를 본다면 코일 요소에 가까워 질수록 급격히 Field의 세기가 증가하므로 코일 요소와 가까운 부분에 대해서는 영상 촬영 영역이 좁고, 표면 신호를 강하게 획득하고자 할 때 사용할 수 있으며, 코일 요소의 Center로부터 원거리쪽의 Field의 경사가 매우 완만하므로 Center의 안쪽 일부분과 그 바깥쪽부분을 이용하여 비교적 넓은 영역의 영상 촬영이 가능할 것이다.

3.4 2-Set Saddle 코일



(a)



(b)

[그림 6] 실린더형의 표면에 두 쌍의 마주보는 RF 코일 구조(2-set Saddle)과 모의실험 결과 (a)2-set Saddle RF 코일과 코일에 의해 형성되는 B1 필드의 세기 측정위치 (b) 2-set Saddle이 형성하는 자기장의 세기 분포

위의 그림 6(b)의 2-set Saddle 코일의 모의실험 결과를 보면 B1 field 분포는 코일내부에서 상당히 균일을 볼

수 있으나 각 코일 요소가 근접해 있는 위치에서는 그 세기가 급격히 변하여 근접위치를 제외한 영역을 이용하여 영상을 촬영할 수 있을 것이다. 2-set Saddle 코일의 균일한 Region의 범위가 매우 넓기 때문에 촬영영역에서는 매우 균일한 영상을 얻을 수 있을 것처럼 보인다. 그러나 위의 코일의 경우 코일과 코일간의 상호인덕턴스가 매우 크기 때문에 각 코일간의 간섭이 작아야 실질적으로 사용할 수 있는데 실제 제작한 결과를 본다면 그 간섭이 매우 크기 때문에 위와 같은 구조의 코일을 사용하기 위해서는 코일간 간섭을 줄이기 위한 추가적인 Hardware 구성요소가 반드시 고려되어야한다.

4. 결론

본 연구에서는 모의실험을 통해 다채널 RF 코일에서 널리 이용되는 RF 코일들이 형성하는 B1 Field 분포를 확인할수 있었다. 원형코일은 그 구성이 단순함에 비해 그 Field 분포가 매우 균일하고, Rectangular 코일 쌍은 균일한 B1 Field의 분포 영역의 크기는 매우 작아서 균일도를 보완할 수 있는 코일을 추가함으로써 임상에서 사용할 수 있는 적절한 코일이 될 것이다. 8-shaped 코일과 Curved Rectangular 코일은 코일 요소에 가까운 영역에서 신호대 잡음비가 우수한 영상을 획득할 수 있을 것이고, 2-set Saddle 코일은 균일한 Region의 범위가 매우 넓기 코일과 코일사이의 간섭을 최소화 한다면 촬영영역에서는 매우 균일한 영상을 얻을 수 있을 것이다.

위의 모의실험 결과에서는 단순하고 기본적인 코일 구조만을 예를 들었지만 공통적으로 나타나는 현상이 있는데, 그것은 어떤 형태의 코일이라 할지라도 각 코일과 근접한 지역들은 그 Field Strength 의 변화가 너무 급격하여 영상을 획득하는데 적절하지 않은 영역이 발생하는 것을 알 수 있다. 즉, 모든 코일들은 Dead Zone을 갖고 있다고 할 수 있고, 이 영역은 코일 요소들의 형태에 따라 그 크기가 각각 다르다는 것을 나타내고 있다. 이는 코일 구조의 설정에 따라 유효 면적의 크기가 변하게 된다는 것을 의미하는 것이다. 그러므로 코일 설계를 하기 위해서는 반드시 이러한 특성을 고려하여 원하는 목적에 따라 최적의 Field를 구성하도록 RF 코일 구조를 선택하고 조합해야 한다. 본 연구에서는 다채널 RF 코일에서 널리 이용되는 기본 구조 RF 코일이 형성하는 B1 Field 분포를 나타냈으나, 실제 코일을 설계, 제작 하기 위해서는 좀 더 실용적이면서 복잡한 구조를 갖는 코일 내부의 B1 Field 분포에 관한 연구가 필요할 것이다. 또한 영상의 재구성 방법에 따라 코일이 생성하는 Field의 영향이 변화

므로 이에 대한 추가적인 연구도 필요한 것으로 보인다.

참고문헌

- [1] H. Busse, et al., "Advanced approach for intraoperative MRI guidance and potential benefit for neurosurgical applications". J Magn Reson Imaging, Vol. 24, pp. 140-151, May, 2006.
- [2] T. Watanabe, et al., "Manganese-enhanced 3D MRI of established and disrupted synaptic activity in the developing insect brain in vivo". J Neurosci Methods, Vol. 158, pp. 50-55, November, 2006.
- [3] P. M. Pattany, "3T MR imaging the pros and cons" Am J Neuroradiol, Vol. 25, pp. 1455-1456, October, 2004.
- [4] P. Mansfield, et al., "NMR Imaging in Biomedicine", Academic Press, New York, 1982
- [5] T. Vaughan, et al., "9.4T human MRI : Preliminary results", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 56, pp. 1274-1282, October, 2006
- [6] T. Vaughan, et al., "7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 46, pp. 24-30, July, 2001.
- [7] T. Vaughan, et al., "Efficient high-frequency body coil for high-field MRI", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 52, pp. 851-859, October, 2004.
- [8] G. Adriany, et al., "Transmit and receive transmission line arrays for 7 tesla parallel imaging", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 53, pp. 434-445, February, 2005.

김 용 권(Yong-Gwon Kim)

[정회원]



- 1995년 2월 : 한국과학기술원 정보 및 통신공학과 (공학석사)
- 2008년 2월 : 고려대학교 대학원 의공학협동과정 (공학박사)
- 2008년 6월 ~ 2009년 2월 : 삼성전기 책임연구원
- 2009년 3월 ~ 현재 : 건양대학교 방사선학과 교수

<관심분야>
의공학, 의료영상시스템