

3.0 T MRI를 위한 Parallel-Transmission RF 코일 구조의 비교와 최적화

Comparison and Optimization of Parallel-Transmission RF Coil Elements for 3.0 T Body MRI

오 창현***, 이 흥규***, 류 연철**, 현 정호**, 최 혁진**

Chang-Hyun Oh, Heung K. Lee, Yeun-Chul Ryu, Jung-Ho-Hyun, Hyuk-Jin Choi

Abstract - In high field (> 3 T) MR imaging, the magnetic field inhomogeneity in the target object increases due to the nonuniform electro-magnetic characteristics and relatively high Larmor frequency. Especially in the body imaging, the effect causes more serious problems resulting in locally high SAR(Specific Absorption Ratio). In this paper, we propose an optimized parallel-transmission RF coil element structure and show the utility of the coil by FDTD simulations to overcome the unwanted effects. Three types of TX coil elements are tested to maximize the efficiency and their driving patterns(amplitude and phase) optimized to have adequate field homogeneity, proper SAR level, and sufficient field strength. For the proposed coil element of 25 cm × 8 cm loop structure with 12 channels for a 3.0 T body coil, the 73% field non-uniformity without optimization was reduced to about 26% after optimization of driving patterns. The experimental as well as simulation results show the utility of the proposed parallel driving scheme is clinically useful for (ultra) high field MRI.

Key Words : Transmission RF Coil, Parallel Transmission, SAR, Ultra High Field MRI

3T 이상의 고자장 MRI의 경우 특히 Body 영상에서는 전자기파의 특성상 대상 내부의 자장에 불균일도가 매우 심하여지며 부분적으로 SAR(Specific Absorption Ratio)도 인체허용치 이상으로 높아지는 경우도 있다. 본 연구에서는 3 T Body MRI에서 이와 같은 문제를 극복하기 위한 Parallel-Transmission RF 코일의 Element 구조와 동작방법을 최적화하고 FDTD Simulation을 통하여 그 유용성을 검증하였다. 이를 위해 3 가지 형태의 TX Coil Element에 대하여 여러 가지 Parameter를 실험 및 Simulation을 통해 비교하였으며 각각의 Element에 독립적으로 공급되는 전원은 대상 내에 적절한 자장의 크기와 SAR를 가지면서 자장의 균일도를 향상시키는 방향으로 최적화하였다. 하나의 예로 3.0 T Body MRI의 경우 25 cm × 8 cm 코일 요소를 12 Channel로 구성하는 방식에서 최적화이전의 70 % 이상의 자장의 불균일도를 26 %로 줄일 수 있었다. 본 연구에서 제안된 코일구조는 (초)고자장 MRI에 유용하게 적용될 것으로 예상된다.

획득하기가 힘들게 된다. 특히 Body Coil에서 더욱 명확하게 이러한 현상을 볼 수가 있는데 최근 이러한 현상을 없애고 균일한 필드 영역을 넓히기 위해 코일의 구조를 바꾸는 연구 결과가 많이 나오고 있다. 그중에서도 여러 개의 코일을 연결하여 보다 넓은 영역의 균일한 필드를 만들어 내려는 연구가 많아지고 있다[1-5].

1. 3.0 T Parallel Transmission Body RF Coil 구조의 비교

자장이 높아질수록 전자기파의 특성상 코일 내부의 필드가 불균일하게 나타나게 되어 관심영역 내에서 균일한 영상을

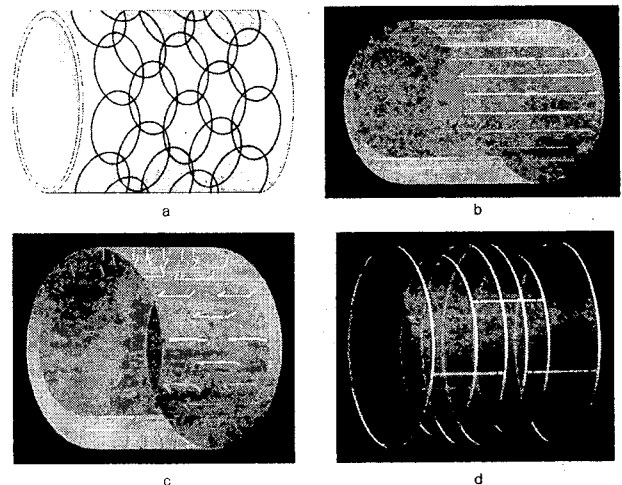


그림 1. 여러 가지 Parallel TX Coil의 구조

위의 그림과 같이 여러 개의 작은 코일들을 서로 연결하여 사용하는 방법(a), 긴 스트립 라인들을 쉘드에 연결하여 사용하는 방법(b), 작은 스트립 라인들을 연결하여 사용하는 방법(c), 길이가 짧은 여러 개의 볼륨코일들을 연결하여 사용하는

저자 소개

* : 高麗大學校 電子및情報工學科

** : 高麗大學校 大學院

*** : (주)아이슬테크놀로지

방법(d) 등이 있다. 본 연구에서는 이 중에서 스트립 라인 형태, 길이가 다른 루프형태, 루프코일을 수직으로 세운형태 등 여러 코일들의 특성을 알아보고 필드의 세기 및 균일도 정도를 확인한 후 가장 좋은 구조에 대해 다채널 Driving Pattern을 최적화시켜 보았다.

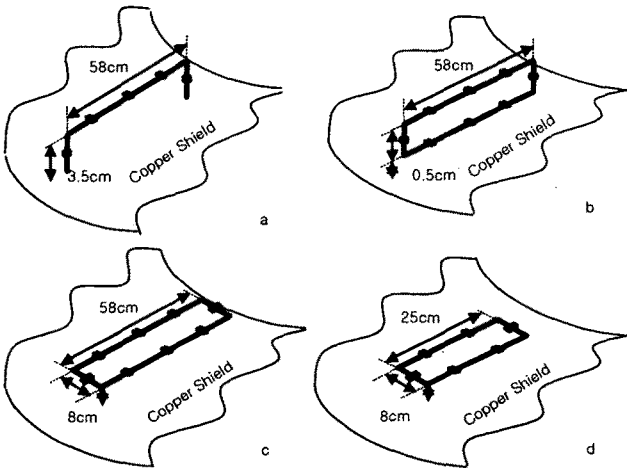


그림 2. 본 연구에 사용한 여러 형태의 코일

2. Field Simulation

먼저 여러 종류의 코일의 Element가 어떤 형태의 필드를 형성하는지를 FDTD를 이용하여 Simulation을 하였다. 위의 그림에서와 같이 길이가 58cm이고 쉴드와 3.5cm 떨어진 스트립라인(a), 쉴드와 3.5cm 떨어져 8cm*25cm인 루프 형태의 코일(b), 쉴드와 3.5cm 떨어져 8cm*58cm인 루프 형태의 코일(c), 쉴드와 0.5cm 떨어져 3cm*58cm인 루프 형태의 코일을 쉴드와 수직인 방향으로 놓은 형태의 코일(d)를 Simulation 하여 보았다.

Simulation에 사용된 쉴드와 팬텀의 직경은 각각 66cm와 44cm 사용하였고 코일의 중심에서 Axial 단면의 필드의 Pattern과 Phase Pattern, 필드의 세기를 비교하여 보았다:

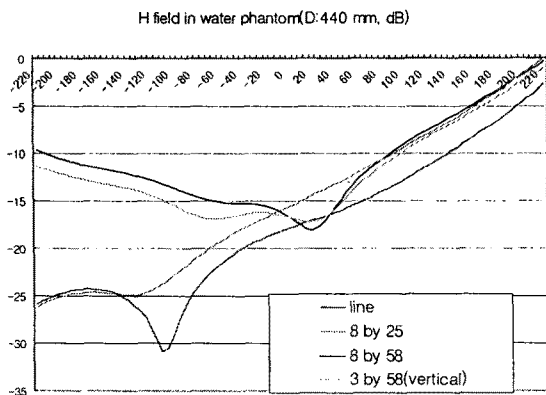


그림 3. 각 코일의 Field Intensity (코일의 위치: 우측 30 cm지점)

Simulation 결과 중앙에서 필드의 세기는 8cm*58cm를 제외한 나머지 세 코일이 비슷하게 나왔고 필드의 균일도를 보았을 때 8cm*25cm와 3cm*58cm(Vertical) 코일이 좋은 균일도를 보였다. 스트립 라인인 경우 센터 부분에서는 좋은 균일도를 보였으나 반대쪽자장이 오히려 증가하는 현상을 나타내어 극부적인 자장의 조정에는 적당하지 않은 결과를 보였다.

아래는 8cm*25cm크기 루프와 스트립 라인형태의 코일 Element에 대해 자장을 Simulation 하여 그 결과를 보였다..

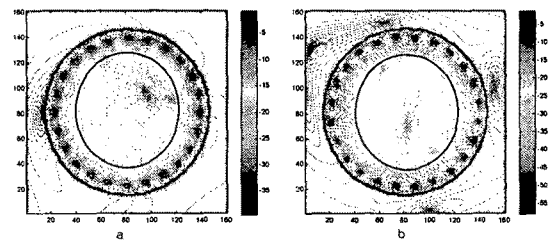


그림 4. 스트립 라인으로부터의 자장의 분포(a)와 루프 형태 코일로부터의 자장의 분포(b).

위의 그림에서 알 수 있듯이 스트립 라인인 경우에는 관심영역 안에서 어느 한 부분이 갑자기 필드의 세기가 약해지는 곳이 있음을 알 수 있었으나 루프 형태의 코일에서는 약해지는 부분은 있었지만 급격한 필드 세기의 저하는 찾을 수 없었다. 그러나 루프 형태의 코일 역시 관심영역 안에서의 필드가 균일하지 못하여 이 코일에서의 필드를 균일하게 만들 수 있는 방법을 연구 하였다.

3. Coil Driving Pattern의 Optimization

τ 동안에 펄스를 가한 후 관심영역 내의 Signal Intensity는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$SI(\tau) \propto M_{20} \sin(V\rho|B_1^+|\gamma\tau)$$

M_{20} 는 평형상태일 때 Magnetization을 나타내고 V 는 인가전압, γ 는 Gyromagnetic Ratio, B_1^+ 는 세차운동의 방향을 나타낸다. 즉 Flip Angle을 결정하는 요소는 $V\rho|B_1^+|\gamma\tau$ 가 된다. 이 수식을 Simulation에 적용 하여 각 코일의 인가전압의 크기와 Phase를 조절하여 자장의 균일도를 최적화하여 보았다. 필드의 균일도는 다음과 같은 수식으로 표현하였다.

$$Homogeneity = \frac{H_{max} - H_{min}}{H_{max} + H_{min}}$$

이러한 방법으로 최적화를 하기 전에는 필드의 균일도가 약 72%정도 되었다. 이것을 최적화하기 위하여 인가전압의 크기를 최적화하였고 그 후 그 결과를 초기치로 하여 인가전압의 Phase변화를 최적화하였다. 그 결과는 다음의 표로 정리하였다.

	Max H	Min H	Field Homogeneity
No Optimization	1.0888	0.1727	0.7262
Optimization1	0.5900	0.2279	0.4428
Optimization2	0.3294	0.2264	0.2682

표1. Optimization 전후의 자장의 최고, 최소값과 필드의 균일도. Optimization1 : 인가전압의 크기로만 최적화한 경우, Optimization2 : 인가전압의 크기와 Phase를 전부 변화시켜 최적화한 경우.

위의 표와 같이 최적화하기 전에는 자장의 균일도가 72% 정도였던 것이 최적화 후에는 약 26% 까지 개선되었다. 각 루프 코일에 인가된 전압의 크기와 Phase를 다음의 그림에 보였다.

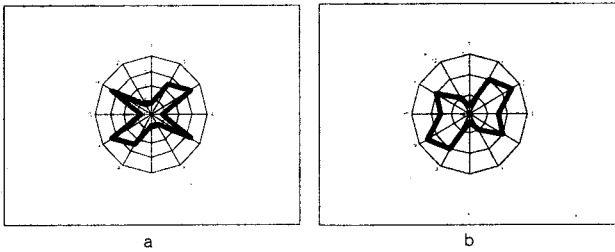


그림 5. 최적화된 코일에 인가된 전압의 크기와 Phase

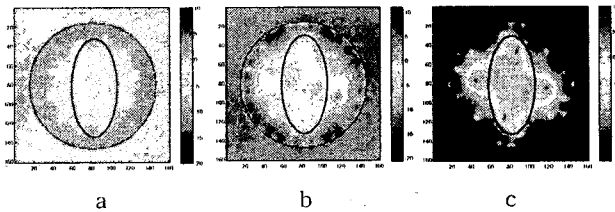


그림 6. (a) 최적화를 하지 않았을 때의 자장의 분포, (b) 인가된 전압의 크기만을 가지고 최적화를 하였을 때 자장의 분포, (c) 인가된 전압의 크기와 Phase를 가지고 최적화를 하였을 때 자장의 분포. 가운데 타원은 영상촬영영역을 나타낸다.

위의 그림과 같이 최적화를 하지 않은 상태의 자장의 분포, 인가된 전압의 크기를 조절하여 최적화를 하였을 때의 자장의 분포, 인가된 전압의 크기와 Phase를 조절하여 최적화한 경우의 자장의 분포를 비교하여 보았다. 표 1과 그림 6에서 알 수 있듯이 Maximum Field의 세기는 작아졌으나 Minimum Field의 세기는 많이 증가하면서 전체적으로 관심 영역 안에서의 필드의 균일도가 높아졌음을 알 수 있었다. 그리고 인가된 전압의 크기로만 최적화하는 것 보다 인가된 전압의 크기와 Phase를 동시에 조절하면서 최적화를 해야 자장의 균일도를 더 높일 수 있음을 알 수 있었다.

4. 결론

본 연구에서는 (초)고자장 MRI에서 자장의 균일도가 떨어지며 국부적 전장의 증가로 인해 SAR가 증가하는 것을 보완할 수 있는 Parallel Transmission방법의 적용가능성을 실험과 시뮬레이션으로 확인하였다. 코일 구조와 각 코일 Element에 인가되는 전압의 크기와 Phase를 조절 함으로서 자장의 균일도가 향상될 수 있음을 보였다. 이번 연구에서는 3 T Body RF 코일에 대한 최적화를 시도하였으나 SAR조절이나 초고자장 MRI에서도 이러한 Parallel RF Transmission 방법은 매우 유용할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] T. Vaughan, L. DelaBarre, C. Snyder, et al. "9.4 T Human MRI : Preliminary Results", Magnetic Resonance in Medicine vol. 56, pp. 1274-1282, 2006
- [2] J.T. Vaughan, M. Garwood, C.M. Collins, 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, 2001
- [3] J.T. Vaughan, G. Adriany, M. Garwood, et al. "Detunable Transverse Electromagnetic (TEM) Volume Coil for High-Field NMR", Magnetic Resonance in Medicine vol 47, pp. 990-1000, 2002
- [4] J.T. Vaughan, G. Adriany, C.J. Snyder, et al. "Efficient High-Frequency Body Coil for High-Field MRI", Magnetic Resonance in Medicine vol. 52, pp. 851-859, 2004
- [5] G. Adriany, P. V. de Moortele, F. Wiesinger, et al. "Transmit and Receive Transmission Line Arrays for 7 Tesla Parallel Imaging", Magnetic Resonance in Medicine vol 53, pp. 434-445, 2005

감사의 글

본 연구는 (주)아이솔테크놀로지와 보건복지부 보건의료기술진흥사업(A02-0607)의 지원으로 수행되었습니다.