

논문 2007-44SC-4-9

3.0 T MRI를 위한 병렬전송 고주파 코일 구조 비교와 최적화

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

오 창 현*, 이 흥 규**, 류 연 철***, 현 정 호****, 최 혁 진***

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

요 약

3.0 T 이상의 고자장 MRI의 경우 특히 body 영상에서는 전자기파의 특성상 피촬영체 내부의 자장 불균일도가 매우 심하여 부분적으로 SAR(Specific Absorption Ratio)가 인체 허용치 이상으로 높아지는 경우가 있다. 본 연구에서는 3.0 T Body MRI에서 이와 같은 문제점을 극복하기 위한 병렬전송 고주파 코일 (parallel-transmission radio frequency coil)의 element 구조와 동작 방법을 최적화하고 FDTD 시뮬레이션을 통하여 유용성을 검증토록 하였다. 이를 위해 3가지 형태의 전송 고주파 코일 element에 대하여 여러가지 parameter를 실험 및 시뮬레이션을 통해 비교하였으며 각각의 element에 독립적으로 공급되는 고주파 펄스는 코일 내부의 피촬영체에 적절한 자장의 크기와 최소의 SAR를 가지면서 자장의 균일도를 향상시키는 방향으로 최적화하였다. 예로 3.0 T Body MRI에서 25 cm × 8 cm 코일 요소를 12 채널로 구성하는 방식의 경우 최적화 이전에는 70 % 이상의 자장의 불균일도를 보인 반면 최적화 후에는 26 % 이하로 개선시킬 수 있었다. 따라서 본 연구에서 제안된 코일구조는 (초)고자장 MRI에도 유용하게 적용될 것으로 판단된다.

Abstract

In high field (> 3 T) MR imaging, the magnetic field inhomogeneity in the target object increases due to the nonuniform electro-magnetic characteristics of the relatively high RF 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 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 field non-uniformity of more than 70 % without optimization was reduced to about 26 % after the optimization of driving patterns. The experimental as well as simulation results show that the proposed parallel driving scheme is clinically useful for (ultra) high field MRI.

Keywords : Transmission RF Coil, Parallel Transmission, SAR, Ultra High Field MRI

* 정회원, 고려대학교 전자 및 정보공학부

(Dept. of Electronics and Information Engineering, Korea University)

** 정회원, 한국과학기술원 전기 및 전자공학과

(Dept. of Electrical Engineering, KAIST)

*** 학생회원, 고려대학교 전자정보공학과

(Dept. of Electronics and Information Engineering, Korea University)

**** 학생회원, 고려대학교 의공학협동과정

(Dept. of Biomedical Engineering, Korea University)

※ 본 논문은 보건복지부 보건의료기술진흥사업(A02 - 0607)의 지원으로 수행되었습니다.

접수일자: 2007년4월27일, 수정완료일: 2007년6월4일

I. 서 론

고고자장 MRI에서는 자장이 높아질수록 전자기파의 특성상 코일 내부의 피촬영체에 인가되는 자장이 불균일하게 되어 통상 body 영상에서는 3.0 T, head 영상에서는 5.0-7.0 T 이상에서 관심영역 내에서 균일한 영상을 획득하기가 힘들게 된다. 동일한 주파수에서는 특히 관심영역이 큰 Body 코일에서 더욱 이러한 현상을 볼 수 있는데 최근 이러한 현상을 없애고 균일한 자장 영역을 넓히기 위해 코일의 구조를 바꾸는 연구결과가 나오기 시작하였다. 그 중에서도 여러 개의 코일을 연결하여 보다 넓은 영역의 균일한 필드를 만들어 내려는 연구가 활발해지고 있다^[1-4].

현재 TX를 위한 RF 코일의 연구에서는 그림 1과 같이 여러 개의 작은 코일들을 서로 연결하여 사용하는 방법(a), 긴 스트립 라인들을 쉴드에 연결하여 사용하는 방법(b), 작은 스트립 라인들을 연결하여 사용하는 방법(c), 길이가 짧은 여러 개의 볼륨코일들을 연결하여 사용하는 방법(d)에 대한 연구가 주로 이루어지고 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 RF 펄스 구동패턴을 최적화하였다.

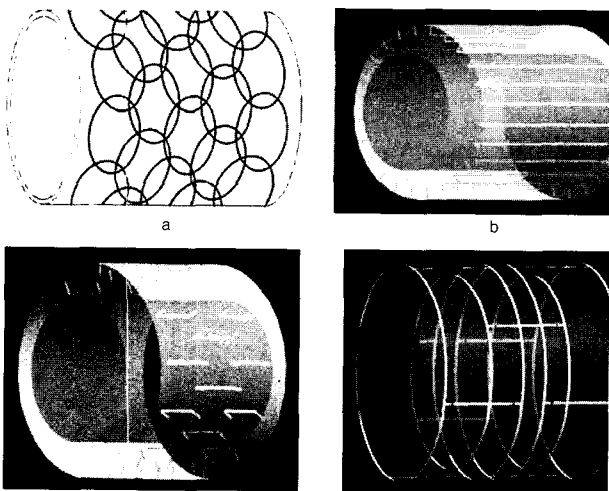


그림 1. 여러 가지 Parallel TX 코일의 구조
 Fig. 1. Various structures of the parallel-TX RF coil.
 (a) Overlapped small loops
 (b) Long strip lines (each strip line is connected to the shield layer which works as a return current path)
 (c) Short strip lines
 (d) Overlapped (multiple) volume coils

II. 본 론

1. 코일의 자장패턴에 관한 시뮬레이션

다채널 코일의 최적화 과정에 앞서 코일Element가 만드는 필드의 효율성을 비교하였다. 그림 2에 비교를 위한 필드 시뮬레이션에 사용된 코일 Element의 형태를 보였다. 필드 시뮬레이션은 FDTD방법을 이용하였으며 XFDTD 6.3(Remcom, USA) 프로그램을 이용하였다. (a) 길이가 58 cm이고 쉴드와 3.5 cm 떨어진 스트립라인, (b) 쉴드와 0.5 cm 떨어지고 3 cm x 58 cm인 루프 형태의 코일을 쉴드와 수직인 방향으로 놓은 형태의 코일, (c) 쉴드와 3.5 cm 떨어지고 8 cm x 58 cm인 루프 형태의 코일, (d) 쉴드와 3.5 cm 떨어지고 8 cm x 25 cm의 루프형태코일, (e) 쉴드와 3.5 cm 떨어지고 20 cm x 25 cm의 루프형태 코일의 다섯 가지의 코일 형태에 대해 자장의 분포를 시뮬레이션 하였다.

시뮬레이션에 사용된 쉴드와 팬텀의 직경은 각각 66 cm와 44 cm이며 코일의 중심에서 Axial 단면의 필드의 pattern과 phase pattern, 필드의 세기를 비교하였다. 팬텀은 균일한 원기둥형의 물통을 사용하였다. 시뮬레이션의 결과 가장 자장의 불균일도가 작은 루프 형태의 코일을 선정하여 관심영역 내부에서의 자장분포를 균일하게 생성하도록 하는 최적화방법을 연구하였다.

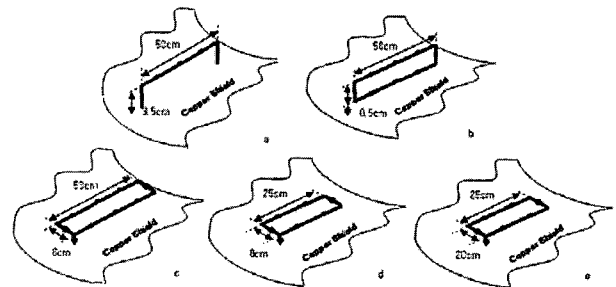


그림 2. 본 연구에 사용한 여러 형태의 코일
 Fig. 2. Coil structures used in this study.

- (a) Strip line (3 cm x 58 cm)
- (b) Vertical loop (3 cm x 58 cm)
- (c) Loop (8 cm x 58 cm)
- (d) Loop (8 cm x 25 cm)
- (e) Loop (20 cm x 25 cm)

2. 코일 구동 RF 펄스패턴의 최적화

τ 시간에 걸쳐 펄스를 가한 후 관심영역 내의 검출할 수 있는 신호의 크기는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$SI(\tau) \propto M_{20} \cos(V\rho |B_1^+| \gamma \tau) \tag{1}$$

M_{20} 는 평형상태일 때 magnetization을 나타내고 V 는 인가전압, γ 는 gyromagnetic ratio, \widehat{B}_1^+ 는 세차운동의 방향을 나타낸다. 즉 세차각(flip angle)을 결정하는 요소는 $V\rho|\widehat{B}_1^+|\gamma\tau$ 가 된다. 이 수식을 시뮬레이션에 적용하여 각 코일의 인가전압의 크기와 위상을 조절하여 자장의 균일도를 최적화하였다. 필드의 균일도는 다음과 같은 수식으로 표현하였으며 수치의 크기는 관심영역 내에서 필드의 불균일도가 높을수록 높은 값을 나타낸다.

$$Homogeneity = \frac{H_{max} - H_{min}}{H_{max} + H_{min}} \quad (2)$$

Iterative 방법을 사용하여, 인가되는 전압의 크기를 최적화하는 방법(optimization 1)과 전압의 크기와 위상을 동시에 최적화 하는 방법(optimization 2)의 두 가지 방식으로 최적화하여 그 결과를 비교하였다. 최적화에는 8 cm × 25 cm Element를 이용한 12 채널 코일을 이용하였으며 필드는 5 mm × 5 mm × 5 mm 해상도의 타원형 팬텀이 코일 내부에 위치하였을 때 생성된 것을 이용하였다.

최적화과정을 통하여 구하여진 인가전압을 이용하여 SAR 특성을 관찰하였다. SAR 값은 시뮬레이션을 통하여 구하여진 E 필드와 전기전도율 (σ , electric conductivity, S/m) 그리고 밀도 (ρ , kg/m³)를 이용하여 다음의 수식 (3)과 같이 구할 수 있다.

$$SAR(r) = \frac{\sigma}{2\rho} \left| \sum_{j=1}^{N=12} E(r)_j R_j \right|^2 \quad (3)$$

SAR 수식에서 j는 각각의 채널을 형성하는 코일의 고유번호이다.

III. 실험 및 결과

1. 자장패턴에 관한 시뮬레이션

5 가지 코일 Element가 생성하는 자장계산 시뮬레이션 결과를 그림 3에 보였다. 그림에서 필드의 크기는 팬텀의 내부에 생성되는 값을 표시한 것이며 dB 스케일로 표시하였다.

시뮬레이션 결과 팬텀 중심부에서 필드의 세기는 8 cm × 58 cm를 제외한 나머지 세 코일이 비슷하게 나왔고 필드의 균일도를 비교할 때 8 cm × 25 cm와 3 cm × 58 cm (vertical 루프) 코일이 양호한 균일도를

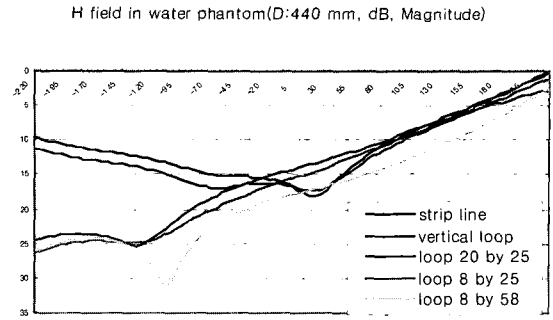


그림 3. 각 코일의 필드 Intensity (코일의 위치: 우측 30 cm 지점)
Fig. 3. The field intensities of each coil elements.

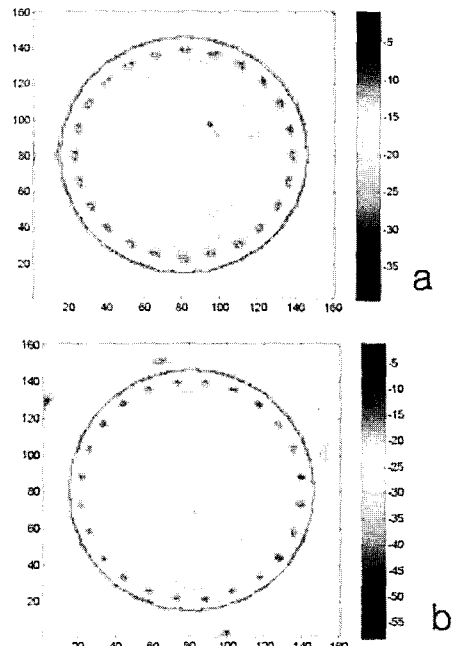


그림 4. 스트립 라인구조의 RF 코일로부터 얻은 자장의 분포(a)와 루프 형태의 RF 코일로부터 얻은 자장의 분포(b)
Fig. 4. Field patterns from (a) the strip line elements and (b) the loop elements.

보였다. 스트립 라인의 경우 팬텀 중심부에서는 양호한 균일도를 보였으나 반대쪽 자장이 오히려 증가하게 되어 국부적인 자장 조정에는 적합하지 않은 결과를 보였다.

8 cm × 25 cm 크기의 루프와 스트립 라인형태의 코일 Element에 대해 자장을 시뮬레이션하여 그 결과를 그림 4에 보였다. 각각 16 채널의 코일 Element를 이용하였으며 중앙의 횡단면에 생성되는 필드의 값을 표시하였다.

그림 4에서 보는 바와 같이 스트립 라인과 루프형태의 코일의 경우 공히 관심영역 안에서 어느 한 부분이

갑자기 필드의 세기가 약해지는 곳이 있고 전체적으로 관심영역 안에서의 필드가 균일하지 못하여 이 코일에서의 필드를 더 균일하게 만드는 것이 필요함을 알 수 있다. 필드의 균일도면에서 스트립 라인은 92 % 루프는 82 %의 값을 보였다.

2. 코일 구동패턴의 최적화

최적화 과정을 통하여 각각의 코일 Element에 인가되는 전압의 크기(optimization 1, optimization 2에 모두 사용됨)와 위상(optimization 2에 사용됨)의 크기를 구하여 그림 5에 나타내었다. 전압의 크기는 최적화하기 전의 전압 값에 대한 상대비율을 나타내며 위상은 각 Element에 보정되어지는 값으로 라디안(radian)으로 나타내었다.

위의 결과로 얻은 필드의 형태를 최적화 과정을 거치

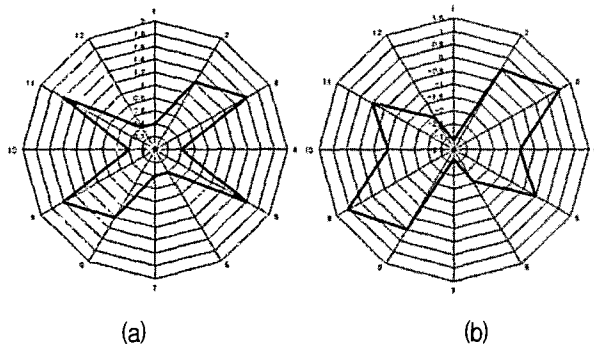


그림 5. 최적화된 코일에 인가된 전압의 크기(a)와 위상 (단위: radian)(b)

Fig. 5. Polar plot of (a) the relative amplitudes and (b) phases(unit: radian) for driving voltages.

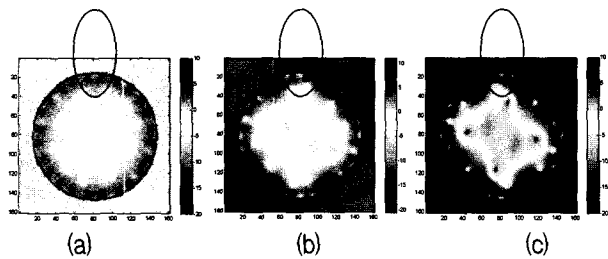


그림 6. (a) 최적화를 하지 않았을 때의 자장의 분포, (b) 인가된 전압의 크기만을 가지고 최적화를 하였을 때 자장의 분포, (c) 인가된 전압의 크기와 Phase를 가지고 최적화를 하였을 때 자장의 분포
가운데 타원은 영상촬영영역

Fig. 6. (a) Field map without optimization (identical magnitude with linear phase increment) (b) Field map with the optimization 1 (c) Field map with the optimization 2
Elliptical circles represent the region of interest.

지 않은 필드와 비교하여 그림 6에 나타내었다.

두 가지의 최적화 과정(Optimization 1, Optimization 2)을 거쳐 생성되는 필드의 최대값, 최소값, 그리고 균일도를 관심영역 내에서 최적화 과정을 거치지 않은 필

표 1. 최적화 전후의 자장의 최고, 최소값과 필드의 균일도 비교표

Optimization1 : 인가전압의 크기만으로 최적화
Optimization2 : 인가전압의 크기와 Phase를 전부 변화시켜 최적화

Table 1. Comparison of the maximum field strength, the minimum field strength, and the homogeneity.
Optimization1 : optimization of the amplitudes of the driving voltages
Optimization2 : optimization of the phases as well as the amplitudes of the driving voltages

	Max H (A/m)	Min H (A/m)	Field Homogeneity (%)
No Optimization	1.09	0.17	0.73
Optimization 1	0.59	0.23	0.44
Optimization 2	0.33	0.23	0.27

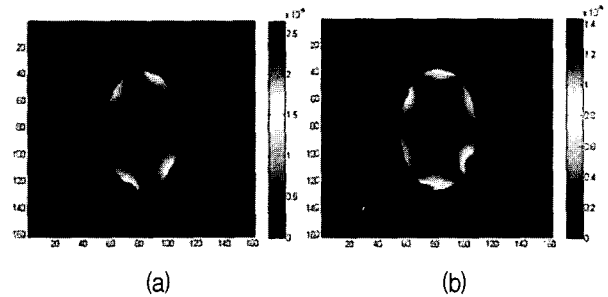


그림 7. 최적화의 결과로 얻은 SAR 값의 분포
(a) 최적화를 하지 않았을 때의 SAR 분포 (최대값: 2.65×10^{-4} W/kg), (b) optimization 1에 의한 SAR의 분포 (최대값: 1.43×10^{-4} W/kg), (c) optimization 2에 의한 SAR의 분포(최대값: 4.20×10^{-5} W/kg)

Fig. 7. Relative SAR for the three cases
(a) no-optimization (The maximum value: 2.65×10^{-4} W/kg), (b) by optimization 1(The maximum value: 1.43×10^{-4} W/kg), and (c) by optimization 2 (The maximum value: 4.20×10^{-5} W/kg)

드와 비교한 결과를 표 1에 나타내었다. 최적화하기 전 자장의 균일도가 73 % 정도였던 것이 최적화 후 약 26 % 까지 개선되었다.

표 1과 그림 6에서 알 수 있듯이 자장의 최대값의 세기는 작아졌으나 최소값의 세기는 현저히 증가하면서 전체적으로 관심영역 안에서의 자장 균일도가 높아졌음을 알 수 있다. 또한 인가된 전압의 크기로만 최적화하는 것 보다 인가된 전압의 크기와 위상을 동시에 조절하면서 최적화 과정을 수행하면 자장의 균일도를 더욱 개선시킬 수 있음을 알 수 있다.

그림 7은 각각의 최적화를 통하여 얻은 필드에 의한 SAR값을 표시한 그림이다. 팬텀의 최 외각부위를 따라 SAR의 최대값이 나타나게 되며 SAR의 최대값을 기준으로 하여 최적화시키기 전과 비교하여 optimization 1은 54.0 %, optimization 2는 15.9 % 줄어든 결과를 보여준다.

IV. 결 론

본 연구에서는 (초)고자장 MRI에서 자장의 균일도가 떨어지고 국부적 전장의 증가로 인해 SAR가 증가하는 문제점을 보완할 수 있는 병렬전송

(parallel-transmission) 방법이 (초)고자장 MRI 시스템에 적용될 수 있는가에 대해 이론적 고찰과 시뮬레이션으로 결과를 확인하였다. 먼저 12개의 Loop 코일 element를 사용한 3.0 T parallel-transmission body coil 구조를 가정하였고 인가되는 전압의 크기와 위상을 iterative 방법으로 조절하며 자장의 균일도를 최적화하였다. 제안된 구동 방식은 동일한 크기의 전압과 Linear-phase change를 사용한 통상적으로 사용되는 구동방식과 비교하여 볼 때 자장의 균일도가 2-3 배 향상되었다. 본 연구에서 수행한 3.0T MRI 용 Parallel RF 코일 구조와 구동 패턴에 대한 최적화 결과는 (초)고자장 MRI 에서 자장의 균일도 향상과 SAR 조절에 매우 유용할 것으로 판단된다.

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, C.J. Snyder, et al. "Efficient high-frequency body coil for high-field MRI", *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 52, pp. 851-859, 2004.
- [4] 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.

저 자 소 개



오 창 현(정회원)
 1979년 서울대학교 학사
 (전자공학과)
 1982년 한국과학기술원 석사
 (전기 및 전자공학과)
 1985년 한국과학기술원 박사
 (전기 및 전자공학과)

1985년~1993년 Columbia University 조교수
 1992년~현재 고려대학교 전자 및 정보공학부
 교수

<주관심분야: 신호처리, 영상처리, 의료영상시스
 템>



이 흥 규(정회원)
 1978년 서울대학교 학사
 (전기공학과)
 1980년 한국과학기술원 석사
 (전기 및 전자공학과)
 1981년~1986년 LG그룹
 의료시스템 연구실장

1990년 미국 U.C. Irvine 박사(Department of
 Radiological Sciences)

1990년~1996년 U.C. Irvine 책임연구원/조교수
 1996년~1997년 (주)메디슨 MRI 사업부 총괄

1998년~2007년 (주)아이솔테크놀로지 연구소장
 및 CTO

2007년~현재 한국과학기술원 전기 및 전자
 공학과 연구교수

<주관심분야: 방사선물리학, 의료영상시스템>



류 연 철(학생회원)
 1998년 고려대학교 학사
 (응용전자)
 2000년 고려대학교 석사(의공학)
 2000년~현재 고려대학교
 박사과정(응용전자)

<주관심분야: 의료영상시스템, 영
 상처리>



현 정 호(학생회원)
 1998년 한국항공대학교 학사
 (항공전자)
 2000년 고려대학교 석사(의공학)
 2000년~현재 고려대학교
 박사과정(의공학)

<주관심분야: 디지털시스템, 의료
 영상시스템>



최 혁 진(학생회원)
 2006년 고려대학교 학사
 (전자 및 정보공학부)
 2006년~현재 고려대학교
 석사과정(전자정보공학과)

<주관심분야: 의료영상시스템>