

# 고자장 MRI에서의 영상 영역에 대한 $B_1^+$ 균질성

## $B_1^+$ Homogenization over Whole Field of View in High Field MRI

김홍준 · 손혁우\* · 조영기\* · 유형석\*\*

Hongjoon Kim · HyeokWoo Son\* · Youngki Cho\* · Hyoungsuk Yoo\*\*

### 요 약

정 자장( $B_0$ )의 세기가 7 T(Tesla) 또는 9.4 T 고자장 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 시스템은 정 자장의 세기가 1.5 T 또는 3 T MRI(Magnetic Resonance Imaging) 시스템에 비하여 인가된 RF(Radio Frequency) 필드의 높은 불균질성을 보여준다. 다채널(multi-channel) RF 코일에서는 인가된 RF 자장( $B_1^+$ )의 불균질성을 개선시키기 위해서 각각의 코일 소자(element)에 인가되는 전류의 크기와 위상을 독립적으로 조절할 수 있다. 선택된 관심 영역에서의 RF 자장이 균일하도록 RF 코일의 각 요소로 들어가는 최적화된 전류의 크기와 위상 값을 얻기 위해서 iterative 방법과 함께 convex 최적화 방법이 사용된다. 이러한 방법을 입증하기 위하여 9.4 T MRI 시스템에 RF 코일의 공진 주파수가 400 MHz을 가지는 다채널 전송 선로 코일이 인체 두상 모형과 함께 모델링되었으며, 이 코일에 의하여 자장이 얻어진다. 9.4 T MRI 시스템을 위한 시뮬레이션 결과가 자세히 논의된다.

### Abstract

In high static field magnetic resonance imaging(MRI) systems,  $B_0$  fields of 7 T and 9.4 T, the impressed RF field shows larger inhomogeneity than in clinical MRI systems with  $B_0$  fields of 1.5 T and 3.0 T. In multi-channel RF coils, the magnitude and phase of the input to each coil element can be controlled independently to reduce the non-uniformity of the impressed RF  $B_1^+$  field. The convex optimization technique has been used to obtain the optimum excitation parameters with iterative solutions for homogeneity in a selected ROI(Region of Interest). To demonstrate the technique, the multichannel transmission line coil was modeled together with a human head phantom at 400 MHz for the 9.4 T MRI system and  $B_1^+$  fields are obtained. In this paper, all the optimized  $B_1^+$  in each isolated ROIs are combined to achieve significantly improved homogeneity over the entire field of view. The simulation results for 9.4 T MRI systems are discussed in detail.

Key words : Magnetic Resonance Imaging(MRI), Convex Optimization, Transmission Line Coil, RF  $B_1^+$  Field, Parallel Excitation, High Field MRI

### I. 서 론

초고자장 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 시

스템(4 T 이상)은 우수한 신호 대 잡음비(SNR)를 가지고 있으며, 현대 의학에서 진단과 분석을 위한 중요한 도구로 사용될 가능성이 높아, 현재 많은 연구

「이 논문은 2011년 울산대학교 연구비에 의하여 연구되었음.」

경북대학교 전기공학과(Department of Electrical Engineering, IT College, Kyungpook National University)

\*경북대학교 전자공학부(School of Electronics Engineering, IT College, Kyungpook National University)

\*\*울산대학교 전기공학부 의공학과(Department of Biomedical Engineering, School of Electrical Engineering, University of Ulsan)

· 논문 번호 : 20111115-141

· 교신저자 : 유형석(e-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr)

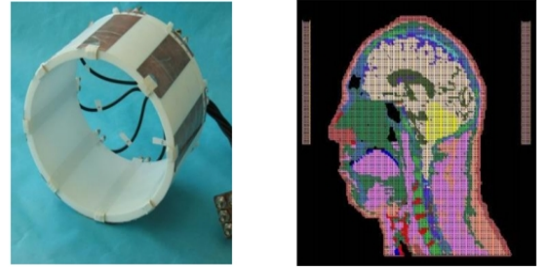
· 심사일자 : 2011년 12월 26일 · 수정완료일자 : 2011년 12월 29일

가 이루어지고 있다<sup>[1]-[3]</sup>. 그러나 초고자기장에서는 전자기파의 특성상 RF 코일에 의한 자장이 불균일하여 관심 영역(region of interest) 내에서 균일한 영상을 획득하기가 힘들다. 고자기장에서 단일 포트를 가지는 새장 코일(birdcage coil)은 자장의 불균질성을 쉽게 개선시킬 수 없다. 각 코일 소자에 여기되는 전류의 위상과 크기를 조절함으로써 독립적으로 조절되는 다채널 코일은 균일한 자장을 얻기 위해 사용된다. 7.0 T 이상에서 전체 영상 영역(field of view)에 균일한 자장을 만들어 내려는 연구가 활발해지고 있다. 그림 1(a)는 현재 사용되고 있는 고해상도 MRI TEM(transverse electromagnetic) head 코일이며, 그림 1(b)는 본 논문에서 사용된 3차원 인체 head 모형 시뮬레이션 모형이다.

관심 영역 내부에서의 자장 분포를 균일하게 생성되도록 각 코일 소자들의 파라미터들은 iterative convex 최적 방법에 의해서 최적화 할 수 있다. 기존의 convex 최적방법을 이용한 localization 방법<sup>[4]</sup>은 특정 영역의 자기장 분포를 원하는 것으로 만드는 것이며, 본 연구에서는 영상 영역 중 각각 다른 지점에서의 관심 영역을 위한 각 코일 소자의 최적화된 파라미터들을 구한 후 자장의 균일성을 개선시키기 위한 효과적인 방법에 대해서 기술한다. 이러한 방법을 입증하기 위하여 9.4 T MRI 시스템에 RF 코일의 공진 주파수가 400 MHz을 가지는 다채널 전송 선로 코일이 인체 두상 모형과 함께 모델링되었으며, 이 코일에 의하여 자장이 얻어진다. 관심 영역의 특정 영역에서 자장의 크기가 최대가 되게끔 각각의 코일 소자에 인가되는 전류의 크기와 위상을 결정하기 위해서 iterative convex 최적화 방법이 사용된다. 본 논문에서는 각각의 관심 영역 부분에서 최적화된 모든 자장들이 전체 영상 영역에 향상된 균질성을 이루기 위해서 결합되는 기법에 대해서 소개된다.

## II. 방 법

각 코일 소자의 자장 분포는 FDTD(Finite Difference Time Domain) 방법을 이용하는 REMCOM사의 XFDTD 시뮬레이션을 이용하여 계산하였다. 대칭 구조를 가지는 코일 소자는 TEM 모드가 전송되는 16개의 전송 선로 소자들로 구성되며, 주파수가 400



(a) TEM head 코일  
(a) TEM head coil

(b) 3D 인체 head 모형  
(b) 3D human head model

그림 1. TEM head 코일  
Fig. 1. TEM head coil.

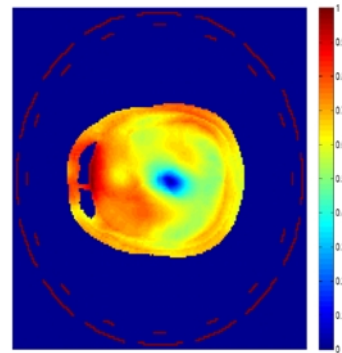


그림 2. 최적화 하지 않은  $B_1^+$ (16 채널)  
Fig. 2. Uncontrolled  $B_1^+$ (16 channel).

MHz이고, 인체 두상 모형 내에서 시뮬레이션하였다. 공진 주파수가 400 MHz인 이유는 9.4 T에서의 라모르(Larmor) 주파수가 400 MHz이기 때문이다.

그림 2는 16개의 동일한 선 전류와 함께 최적화되지 않은 자장 분포를 나타낸다. 이전의 연구에서는 iterative 방법과 함께 convex 최적화를 이용하여 고자장 MRI 시스템에서 자장을 원하는 영역에 집중하는 방법을 제안하였다<sup>[5]</sup>.

이와 같은 방법의 목적은 관심 영역에서 자장의 크기를 증가시키고, 또한 관심 영역 밖에서는 균일한 자장의 분포를 유지하기 위해서이다. 이러한 집중 방법(localization method)은 관심 영역에 따라 여기되는 전류의 크기와 위상이 달라진다. 집중 방법에 의해 얻어진 각기 다른 관심 영역들을 하나의 관심 영역으로 결합을 하면, 전체 영상 영역에 대한 균일한 자장을 그림 3과 같이 얻을 수 있다. 이상적인 모델에서는 단지 관심 영역들이 자장을 가지는 것들

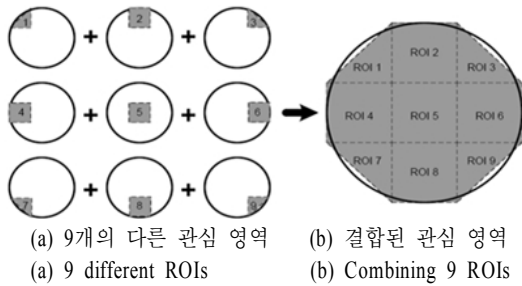


그림 3. 다른 영역으로 분포된 자장의 이상적인 결합 모델

Fig. 3. Ideal model of combining localized fields.

가정하지만, 이 가정은 비 관심 영역에서 자장이 완벽하게 억제되고, 균일할 때 유효하다.

### 2-1 Convex Formulation

본 연구에서 주된 목적 중 하나는 특정 대상 영역에서는 신호의 크기를 증가시키고, 특정 대상 영역을 제외한 영역<sup>[4]</sup>에서는 신호의 크기를 감소시키는 것이다. RF 자장은  $w$ (가중치)에 비례하기 때문에 각각의 코일 소자에서의 전체 필드를 표현하기 위해서 송신 필드를  $\sum B_{1,s}^+ w$ 로 표현할 수 있다. 이 때  $w$ 는 각각의 코일 소자에 여기되는 선형 크기 및 위상이다. 특정 대상 영역에서는 신호의 크기를 증가시키고 특정 대상 영역을 제외한 영역에서는 신호의 크기를 감소시키는 목적을 만족하는 기본적인 convex formulation은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} & \text{minimize } \max |B_{1,s}^+ w|, s \in \text{Suppression Region} \\ & \text{subject to } B_{1,c}^+ w = 1, c \in \text{Center of Target} \end{aligned} \quad (1)$$

$B_{1,s}^+$ ,  $B_{1,c}^+$ 는 각각 특정 대상 영역 제외한 영역에서의 RF 자장, 특정 대상 영역 중심에서의 RF 자장을 나타낸다. 위에서 언급한 convex formulation에서는  $B_{1,c}^+ w$ 의 중심값을 1로 설정함으로써 특정 대상 영역을 제외한 영역에서의  $B_{1,c}^+ w$ 의 최대값을 최소화할 수 있지만, 최적화된  $w$  값을 얻기 위해서는 제약이 있다.  $B_{1,c}^+$ 는 오직 한 점에서 필드 값을 구하는 반면  $B_{1,s}^+$ 는 상당히 많은 필드 포인트를 구성하기 때문에 convex formulation에서  $B_{1,s}^+$ 는 최적의  $w$  값을 결정하는데  $B_{1,c}^+$ 보다 더 중요하다.

위의 기본적인 조건과 함께 특정 대상 영역 이외

의 영역에서 균일한 RF 자장을 얻기 위한  $B_{1,s}^+$ 의 적절한 선택이 요구된다. Convex formulation의  $w$ 에 대한 해는 convex formulation 프로그래밍 CVX에 의해서 계산되었다<sup>[6]</sup>. 최적의  $B_{1,s}^+$ 를 구하기 위해서 convex formulation과 함께 iteration 알고리즘을 이용한다.

### 2-2 Simulation Result

그림 4(a)와 4(b)는 관심 영역이 각각 좌측과 우측일 때의 자장을 나타내고, 그림 4(f)는 이 두 개의 자장을 결합했을 때 자장을 보여준다. 그림 4(g)는 그림 4(f)의 중앙 영역에 자장의 균일성을 증가시키기 위해서 관심 영역이 중앙에 위치한 자장과 결합했을 때 자장을 보여준다. 그림 4(c)는 관심 영역이 중앙일 때의 자장 분포를 나타낸다. 그림 4(d)와 (e)는 관심 영역이 각각 위와 아래일 때의 자장 분포를 나타낸다. 이러한 localized된 자장은 특정 지역의 높은 신호 대 잡음비를 가지는 영상에도 도움이 되며, 본 논문에서는 이러한 localized된 자장을 combination 방법을 이용하여 전체 영상의 균질화를 높이는데 그 목적이 있다.

그림 4(i)와 4(j)는 균일화된 자장 분포를 보여주는 데, 이를 통하여 자장의 균질도 개선 여부를 명확하게 확인할 수 있다.

표 1에 수록된 바와 같이, 균질성 에러가 25 %에서 약 7 %로 감소하였다. 전체적으로 균질성을 좋아지기 위해서는 우선적으로 localized된 필드의 위치를 선택적으로 얻어야 한다.

표 1. 표준편차, 평균값, 균질성오차 값 비교

Table 1. Comparison for the values(Standard deviation, mean value, homogeneity error) over the whole region.

	Fig. 3(f)	Fig. 3(g)	Fig. 3(h)	Fig. 3(i)	Fig. 3(j)
Standard Deviation (SD) of $B_1^+$	0.1852	0.1171	0.0981	0.0711	0.0598
Mean value (MV) of $B_1^+$	0.7401	0.8188	0.8507	0.8640	0.8695
Homogeneity error[%] =SD/MV	25.02 %	14.31 %	11.54 %	8.23 %	6.88 %

### III. 결 론

고자장 MRI 시스템은 높은 신호 대 잡음비와 병렬 영상 이득 때문에 다채널 RF 코일과 함께 영상 의학에서 진단 및 분석을 위한 중요한 도구로 사용되고 있다. 그러나 고자장 MRI 시스템에서는 파장이 인체보다 더 작기 때문에 그에 따른 불균일한 자장은 고려해야 할 문제점 중의 하나이다. 시뮬레이션 결과는 제안된 방법을 수행한 후에 9.4 T MRI 시스템에서 전체 영상 영역에 대한 균일한 자장을 보여준다.

본 논문에서는 격리된 각각의 관심 영역에서의 집중된 자장을 결합 또는 평균화함으로써 자장의 균일성을 향상시키는 연구는 고자장 MRI 시스템에서 자장의 균질도 향상에 매우 유용할 것으로 판단된다.

### 참 고 문 헌

- [1] J. T. Vaughan, M. Garwood, C. M. Collins, W. Liu, L. Delabarre, G. Adriany, P. Andersen, H. Merkle, R. Goebel, M. B. Smith, and K. Ugurbil, "7T vs 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images", *Magn. Reson. Med.*, vol. 46, no. 1, pp. 24-30, Jul. 2001.
- [2] J. T. Vaughan, Lance DelaBarre, Carl Snyder, Jinfeng Tian, Can Akgun, Devashish Shrivastava, Wanzahn Liu, Chris Olson, Gregor Adriany, John Strupp, Peter Andersen, Anand Gopinath, Pierre-Francois van de Moortele, Michael Garwood, and Kamil Ugurbil, "9.4T human MRI: Preliminary results", *Magn. Reson. Med.*, vol. 56, no. 6, pp. 1274-1282, Dec. 2006.
- [3] J. Vaughan, *RF Coil for Imaging System*, U.S. patent 6,633:161, 2003.
- [4] Chris Olson, Hyongsuk Yoo, Lance Delabarre, J. T. Vaughan, and Anand Gopinath, "RF  $B_1$  field localizations through convex optimization", *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 54, pp. 31-37, Jan. 2011.
- [5] Hyongsuk Yoo, Anand Gopinath, and J. T. Vau-

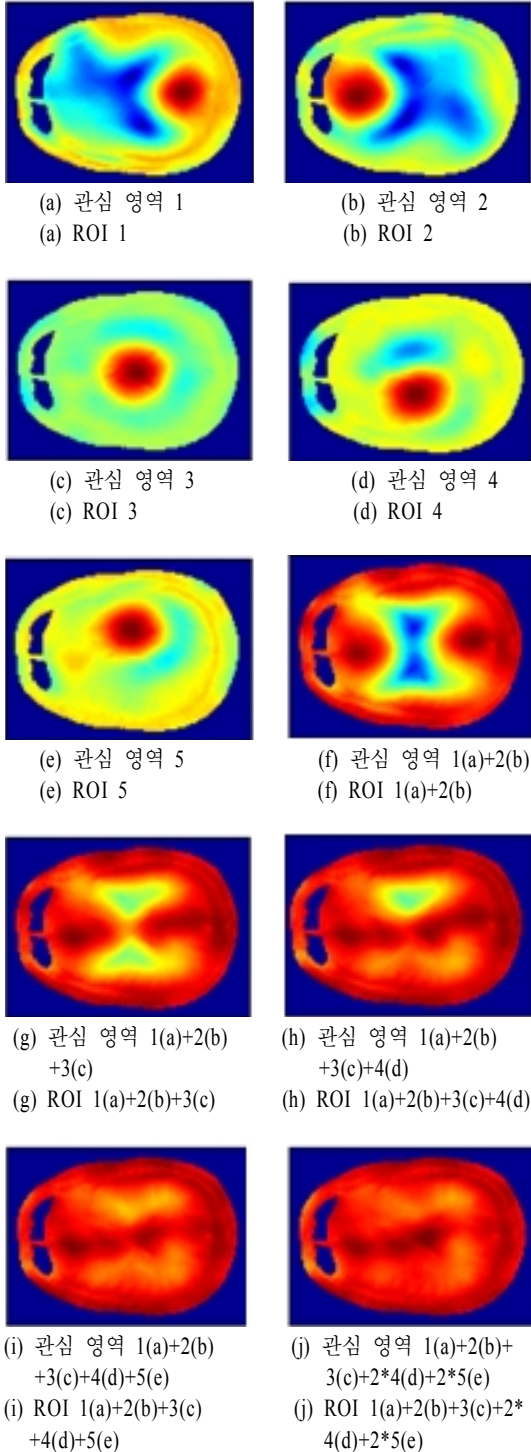


그림 4.  $B_1^+$  localized [(a)~(e)] and combined [(f)~(j)] 결과(9.4 T MRI 시스템, 16 채널)

Fig. 4.  $B_1^+$  localized [(a)~(e)] and combined [(f)~(j)] results(9.4 T MRI system, 16 channel).

ghan, "RF B<sub>1</sub> field localizations at 9.4T through convex optimization with an iterative method", in *Proc. 17th Annu. Meeting ISMRM*, Hawaii, USA, Apr. 2009.

[6] M. Grant, S. Boyd, "CVX: Matlab software for disciplined convex programming", <http://stanford.edu/boyd/cvx>, 2007.

### 김 홍 준



1997년: 경북대학교 전기공학과 (공학사)  
2006년: University of Wisconsin-Madison 전기공학과 (공학박사)  
2006년~2011년: City University of New York 전기공학과 조교수  
2011년~현재: 경북대학교 IT 대학

전기공학과 조교수

[주 관심분야] RF 통신 시스템, 전자기학, 통신이론, 마이크로웨이브 회로 설계, solid state device, 레이더 시스템 등

### 조 영 기



1978년: 서울대학교 전자공학과 (공학사)  
1981년: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학석사)  
1998년: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학박사)  
2008년: 한국전자과학회 회장

1981년~현재: 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

[주 관심분야] 전자기 산란 및 복사, 주기 구조, 안테나 이론 등

### 손 혁 우



2009년 2월: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (공학사)  
2011년 2월: 경북대학교 전자공학부 (공학석사)  
2011년 3월~현재: 경북대학교 전자공학부 박사과정

[주 관심분야] 안테나, Metamaterial, MRI RF 코일 등

[주 관심분야] 안테나, Metamaterial, MRI RF 코일 등

### 유 형 석



2003년: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (공학사)  
2006년: University of Minnesota 전기공학과 (공학석사)  
2009년: University of Minnesota 전기공학과 (공학박사)  
2009년~2010년: Center for Magnetic Resonance Research (CMRR), University of Minnesota, Post-Doctor 연구원

2010년~2011년: Cardiac Rhythm Disease Management, Medtronic, USA, MRI 연구원

2011년~현재: 울산대학교 전기공학부 조교수

[주 관심분야] 전자기 이론, Metamaterial, 안테나, 생체 이식형 소자, 고자장 MRI 시스템 등