

7 T 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기 최적화

Transmit Receive RF Resonator Optimization at 7 T MRI System

Mohammad Wajih Alam* · 유형석*
(Mohammad Wajih Alam · Hyongsuk Yoo)

Abstract - Magnetic resonance imaging has a potential to produce clear anatomical as well as functional images of human body. However, the ability to diagnose is limited by signal to noise ratio (SNR) and the resolution of current medical systems. To remove the challenges prevalent due to the use of high field scanners, dedicated radio frequency coils are used. Transverse electromagnetic coils have an advantage of providing homogeneous magnetic field throughout the region but with low signal to noise ratio while surface coils have an advantage of providing higher signal to noise ratio but with low homogeneity. This research combines both the advantage into one by utilizing transmit only transverse electromagnetic radio frequency coils (8 channel) along with receive only surface coils (by varying the number) for better imaging of brain. A 7 Tesla 32-channel close fitting helmet shaped phased-array surface coils along with the combination of 8 channel transmit only transverse electromagnetic coils provided good homogeneity as well as significant SNR improvements throughout the human brain.

Key Words : Magnetic resonance imaging, Resonator, Radio frequency, 7 T

1. 서 론

7 Tesla(T) 이상의 초고자기장(Ultra-High-Field) 자기공명영상시스템은(Magnetic Resonance Imaging System) 기존 임상에서 사용되어지는 3 Tesla이하의 MRI보다 뛰어난 신호 대 잡음비 및 해상도를 가지고 있으며, 조기 뇌질환 발견에 주요한 역할로 기대된다.^{[1]-[3]} 현재 병원에서 주로 사용가능한 가장 높은 자장의 세기는 3 T이며, 휴대폰에서 주로 사용되는 다중입출력(MIMO, Multi Input, Multiple Output) 공진기를 사용하지 않고 단일 채널의 공진기를 주로 임상용으로 사용하고 있다.

자기공명영상시스템에서 신호 대 잡음비를 높이기 위해서는 외부자장인 B0 필드를 강하게 하거나, 고주파코일(RF coil, Radio Frequency)에서 발생하는 자기장인 B1 필드를 효율적인 공진기 구조를 이용하여 크게 하는 방법이 있다. RF 코일은 단일 또는 다채널의 공진기 구조가 조합된 형태를 의미하며 크게 RF 펄스를 송신하는 송신부 공진기와 수신하는 수신부 공진기 두 가지로 나누고 있으며, 최근에는 두 가지를 동시에 하는 코일도 개발되어져 있으며, body 코일과 head 코일이 대표적이다. 7 T 자기공명영상시스템에서는 해당 공진주파수(298 MHz)에 해당하는 신호의 파장의 길이가 머리 내부에서는 머리의 크기보다 짧아지므로 머리에 작용하는 B1 필드의 비균질성이 심화되는 특

성이 나타난다. 이러한 비균질성을 완화하고 머리에 균일한 자기장을 작용시키기 위해서 다채널 Transverse Electromagnetic (TEM) transceiver RF 공진기가 제안되어진다^[3]. 현재의 7 T MRI 시스템에서의 인체 머리촬영은 주로 body 코일에서 송신하

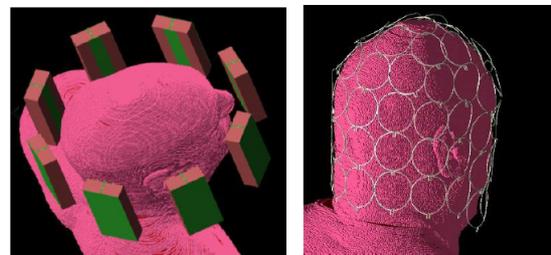
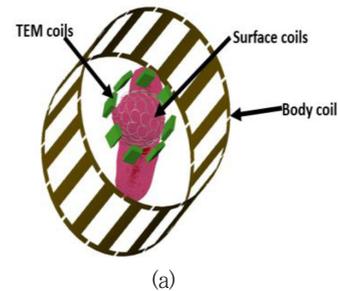


그림 1 코일의 구조 (a) 기본적인 3가지 RF 코일 (b) TEM 코일 (c) Surface 코일

Fig. 1 Structure of RF coils, (a) three basic different RF coils, (b) TEM coil (c) Surface coil

† Corresponding Author : School of Electrical Eng., University of Ulsan, Korea.

E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr

* School of Dept. of Biomedical Engineering, University of Ulsan, Korea.

Received : August 30, 2016; Accepted : September 28, 2016

고 다채널의 수신용 surface 코일을 이용하여 신호를 수신하거나, TEM 코일을 이용하여 송수신을 동시에 하는 것이 보편적이다. B1 필드는 송신부에서 인체로 작용하는 B_1^+ 필드와 인체에서 작용된 뒤 수신부로 되돌아오는 B_1^- 필드가 있다. TEM 코일은 body 코일보다 강하고 균일한 B_1^+ 필드를 머리에 작용시키지만 surface 코일보다 낮은 신호 대 잡음비를 가진다. 반면에 surface 코일은 높은 신호 대 잡음비를 가지는 대신에 송신부로 사용할 경우 B_1^+ 필드의 비균일성이 심화되는 단점을 가진다^{[4],[5]}. 양질의 영상을 얻기 위해서는 높은 신호 대 잡음비를 가지고 균질한 B1 필드를 작용시키는 고주파코일이 필요하다. 본 논문에서는 기존에 시도되지 않은 TEM 코일을 이용하여 신호를 송신하여 B_1^+ 필드의 균일성을 높이고, 다채널의 surface 코일을 이용하여 신호를 수신하여 신호 대 잡음비를 높이는 시스템을 구현하였다. 이러한 특성을 입증하기 위하여 그림 1에서처럼 7 T MRI 시스템에 RF coil의 공진 주파수가 298 MHz를 가지는 구조를 인체 머리 모형과 함께 모델링하였고 인체 모형을 중심으로 인체 머리에 적합한 제한된 다양한 채널의 (8, 16, 32 채널) Loop형 surface 코일과 8 채널 TEM 코일을 이용하여 B1 필드를 비교 분석하였다.

2. 본 론

2.1 TEM RF 공진기

그림 2는 일반적인 마이크로스트립을 이용한 TEM RF 공진기를 나타낸다. 유전체는 teflon(상대유전율=2.08, loss tan=0.004)을 사용 하였으며, 유전체의 높이 및 길이는 각각 20 mm, 150 mm이며 마이크로스트립의 폭은 18 mm이다^[4]. 일반적인 마이크로스트립을 이용한 공진기는 반파장 공진을 이용하며 두 개의 병렬 커패시터(C1, Ct)가 급전 및 종단부분에 연결 된다. 이러한 병

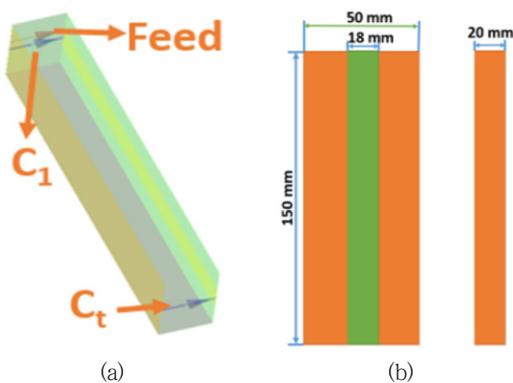


그림 2 TEM RF 공진기의 3D 모델과 규격 (a) 송신용 TEM 공진기 3D 모델 (b) 송신용 TEM 공진기 규격

Fig. 2 3D model and detail dimension of a TEM resonator (a) 3D model of a single channel transmit only TEM resonator (b) detail dimension of a single channel transmit only TEM resonator

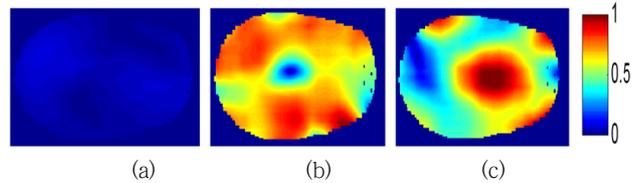


그림 3 B_1^+ 필드 분포 (a) body 코일 (b) 최적화되지 않은 TEM 코일 (c) 최적화된 TEM 코일

Fig. 3 B_1^+ map (a) B_1^+ map for body coil (b) B_1^+ map for transmit only TEM coils (without optimization) (c) B_1^+ map for transmit only TEM coils (with optimization)

렬 커패시터는 RF 공진기의 전기적인 길이를 줄이기 위해서 사용되며, 라머(Larmor) 주파수(298MHz, 7T)에 정합을 위해서 사용된다. 종단 부분에 연결된 Ct의 경우 공진기와 머리 사이의 위치에 따라 약 0.5-1pF 정도의 커패시턴스 값을 가지는 반면에 급전 부분에 연결된 C1은 해당 공진 주파수에서의 임피던스매칭을 위해 조절되는 값으로, 입력단과 50옴 임피던스 매칭을 할 경우에 커패시턴스값은 약 50-60 pF 사이의 값을 가진다. 마이크로스트립을 이용한 RF 공진기가 인체 head 코일 및 body 코일을 위한 다채널 코일의 요소(element)로서 사용되고 있으며, 각 RF 공진기의 전류 크기 및 위상을 독립적으로 조절함으로써의 불균일성을 완화시키기 위한 RF shimming을 효과적으로 적용시킬 수 있다.

본 논문에서는 유한차분시간(Finite Difference Time Domain) 기법의 상용 소프트웨어 SEMCAD X^[6]을 사용하여 RF 자기장 세기를 계산하였다. 그림 3은 인체 머리의 중심 단면에서의 body 코일과 8채널의 TEM 코일에 의한 B_1^+ 필드 분포이다. 예상한 것처럼 body 코일은 머리와와의 거리가 비교적 멀기 때문에 TEM 코일에 비해 상당히 약한 B_1^+ 필드를 가진다. 특히 그림 3(c)는 최적화기법^[5]을 사용하여 다채널 TEM 코일의 각 채널별 입력단자의 전류의 세기와 위상 차를 조절하여 나타난 B_1^+ 필드분포이며, 비균질 문제에 상당히 효과적으로 대처할 수 있다. 각 TEM RF 공진기의 입력 전력은 1 Watt로 정규화 하였으며, 각 공진기간의 커플링은 -15 dB 이하이다.

2.2 Surface RF 공진기

수신용 Surface 코일 공진기를 구현하기 위해 그림 4처럼 Rogers 4003(상대유전율=3.38)을 이용하였으며, 구형 형태를 고려하여 curvature형태로 디자인하였다. 298 MHz에 공진을 맞추기 위해서 C1, C2 두 개의 커패시터를 사용하였으며, 인체 머리에 8, 16, 32 채널을 구현하기 위해 대략 반지름 약 23 mm이며 자세한 구조는 그림 4(b)에 있다. 50옴으로 임피던스 매칭을 할 경우 C1, C2의 각 커패시턴스는 약1.5-3pF, 10-20pF 사이의 값을 가지며, TEM 공진기와surface 공진기 모두 공통적으로 종단 부분에 연결된 Ct와C2의 값이 작아질수록 공진주파수값이 높아지고, 값이 커질수록 공진주파수값이 낮아지는 현상을 볼 수 있다. 특히, 급전부분에 연결된 커패시터 C1은 임피던스매칭에 사

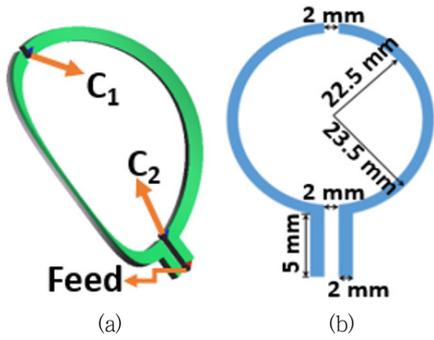


그림 4 Surface RF 공진기의 3D 모델과 규격 (a) 수신용 surface 공진기 3D 모델 (b) 수신용 surface 공진기 규격

Fig. 4 3D model and detail dimension of a surface resonator (a) 3D model of a single channel receive only surface resonator (b) detail dimension of a single channel receive only surface resonator

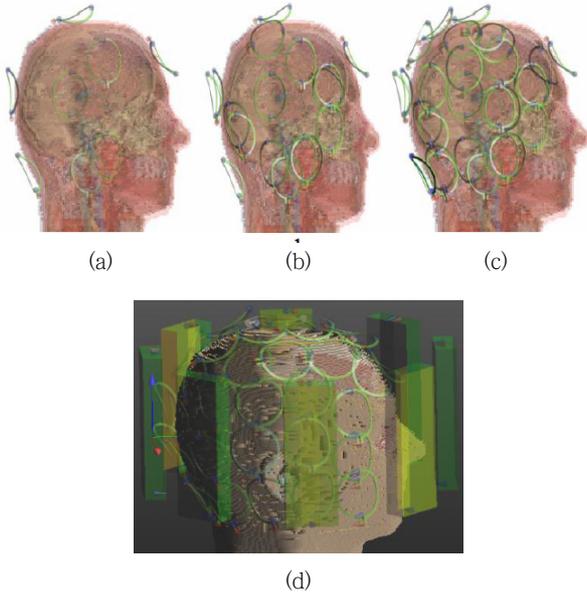


그림 5 인체 머리 모델에서의 코일 배열 (a) 8 채널 (b) 16채널 (c) 32 채널 (d) 제안된 32개의 receive 코일과 8개의 TEM 코일

Fig. 5 Coil arrangement around human head model (a) 8 channel (b) 16 channel (c) 32 channel (d) Effective arrangement of transmit-only TEM coils and receive-only surface coils

용되기 때문에 각 공진기에 해당하는 매칭 값에서 벗어난 커패시턴스 값을 가질 경우 공진주파수에서의 S11값이 크게 감소하는 비효율적인 형태를 보이는 것이 일반적이다. 코일 array에서는 decoupling이 신호 대 잡음비를 극대화하기 위해 상당히 중요하며, 인접한 코일간의 capacitive 또는 inductive 네트워크를 사용하여 coupling을 -15 dB 이하로 최소화하였다.

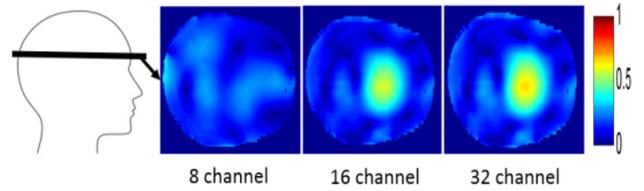


그림 6 수신용 surface 코일의 최적화된 B_1^- 필드 분포

Fig. 6 B_1^- map for receive only surface coils with optimization

표 1 수신용 surface 코일 배치에 따른 B_1^- 필드 분포 비교

Table 1 Comparison of B_1^- field distribution between different receive coil arrangements

	8 channel	16 channel	32 channel
ΣB_1^- on head [T]	3.52	5.04	7.52
Mean value [μ T]	0.58	0.83	1.24
Standard deviation [μ T]	0.58	1.77	2.43

2.3 TEM 공진기와(송신)과 Surface 공진기(수신) 배열

Surface 코일의 성능을 평가하기 위해 본 연구에서는 8, 16, 32 채널 3가지의 경우를 그림 5(a)-(c)처럼 모델링하여 시뮬레이션 하였다. 32채널을 이용하여 머리 주요한 부분의 대부분을 덮을 수가 있었으며, 그림 5(d)는 최종적으로 제안된 8채널 TEM 송신 코일과 32채널 Surface 수신 코일 모델링이다. Receive 코일의 성능을 평가하기 위해서는 B_1^- 필드를 그림 6처럼 머리 중심을 위치를 최적화하여 비교 분석 하였다. Convex 최적화를 이용하였으며, 자세한 최적화기법은 참고문헌[3]에 있으며, 최적화 시간은 1분미만이다. 좀 더 자세한 비교를 하기 위하여 표 1에서처럼 머리에서의 B_1^- 필드 전체 값, 평균 값(mean value), 표준 편차(standard deviation)를 각각 구하였으며, 32채널에서 가장 좋은 값을 얻을 수 있었다. 실제 표준 편차보다 임상에서는 B_1^- 평균값이 가장 중요한 것을 고려하는 점과 인체 머리의 대부분을 차지할 수 있는 점에서 32채널 수신 코일과 8채널의 송신 코일의 조합이 가장 적합한 것으로 판단된다. 아직 임상 결과를 얻기에는 7 T MRI시스템에서의 다채널 RF 시스템이 부족하지만, 고령화 사회에 뇌질환이 점점 늘어가는 추세를 고려 할 때 본 논문에서 제안된 병합된 송수신 RF 코일 시스템은 미래 MRI 시스템에서는 상당한 효과가 있으리라 판단된다.

3. 결 론

7 T 자기공명영상시스템은 현재 임상 진료 및 진단에 사용되기 위해서 많은 연구가 진행 중이며, 특히 고령화 사회에 뇌질환

정복에 중요한 도구로 사용되리라 기대된다. 인체의 뇌를 좀 더 정확하고 자세하기 보기 위해서는 인체에 최대한 가까운 RF 코일이 필요하며, 자장 불균질 해결을 위해서는 다채널의 RF 공진기도 요구된다. 이러한 모든 점을 고려할 때 본 논문에서는 기존의 body 코일(송신)과 surface 코일(수신)의 조합대신 8채널 송신 TEM 코일과 32 채널의 수신 surface 코일의 조합으로 훨씬 더 강한 B1필드를 구현함으로써 더 강한 신호 대 잡음비를 구현하였다. 이러한 연구결과는 향후 병원의 7 T MRI 시스템에서 높은 해상도 및 뇌질환 조기 발견을 위해 많이 사용되어지리라 판단된다.

감사의 글

This work was supported by the Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2013R1A1A2060266).

References

- [1] J. 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. Vaughan, L. DelaBarre, C. Snyder, J. Tian, C. Akgun, D. Shrivastava, W. Liu, C. Olson, G. Adriany, J. Strupp, P. Anderson, A. Gopinath, and P. Moortele, "9.4 T human MRI: Preliminary results," *Magn. Reson Med.*, vol. 56, pp. 1274-1282, Oct. 2006
- [3] H. Yoo, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "A method to localize RF B1 field in high-field magnetic resonance imaging systems," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 59, no.12, pp.3365-3371, Dec. 2012
- [4] J. T. Vaughan and J. R. Griffiths, "RF coils for MRI", Wiley, Aug. 2012.
- [5] W. Zhao, J. Cohen-Adad, J. R. Polimeni, B. Keil, B. Guerin, K. Setsompop, P. Serano, A. Mareyam, P. Hoecht, and L.L. Wald, "Nineteen-channel receive array and four-channel transmit array coil for cervical spinal cord imaging at 7 T", *Magn Reson Med*, vol. 72, no 1, pp. 291-300, Jul. 2014.
- [6] SEMCAD X by SPEAG, www.speag.com



Mohammad Wajih Alam

20013년 Bachelor in Electrical and Electronic Engineering, Chittagong University of Engineering and Technology, Chittagong, Bangladesh. 2016년 Master's in Biomedical Engineering, University of Ulsan, South Korea



유형석 (Hyoungsik Yoo)

2003년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업. 2004~2009년 University of Minnesota 전기공학과 졸업(공학석사, 박사). 2009~2010년 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 부교수
E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr