

# 3 T 자기공명영상시스템에서의 마이크로스트립을 이용한 다양한 RF 공진기

## RF Resonators Using Microstrip Transmission Line at 3 T MRI

유형석\*  
(Hyongsuk Yoo)

**Abstract** - This paper demonstrates four different radio frequency (RF) resonators at 3 T magnetic resonance imaging (MRI) system. An approach based on microstrip transmission line to identical RF resonators except upper stripline structure is investigated. Electromagnetic simulation results are compared for RF resonators and discussed in detail at 3 T.

**Key Words** : Magnetic resonance imaging, Resonator, Radio frequency, 3 T

### 1. 서론

고자기장 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)시스템(7 T 이상)은 우수한 신호 대 잡음비 및 해상도를 가지고 있으며, 현대 의학에서 임상 진단과 분석을 위한 중요한 도구로 사용되기 위하여 현재 많은 연구가 이루어지고 있다<sup>[1][3]</sup>. 그러나 고자기장 자기공명영상시스템에서는 RF 공진기에서 발생하는 자기장( $B_1^+$ )의 불균일성으로 인하여 임상 진단 및 분석을 위한 영상을 획득하기가 힘들다. 다채널(multi-channel) 코일을 이용하여  $B_1^+$ 의 불균일성 문제를 극복 할 방법에 대해서도 많은 연구가 이루어지고 있다<sup>[4]</sup>. 마이크로스트립을 이용한 RF 공진기가 인체 헤드(head) 코일 및 몸통(body) 코일을 위한 다채널 코일의 요소(element)로서 사용되고 있으며, 각 RF 공진기의 전류 크기 및 위상을 독립적으로 조절함으로써  $B_1^+$ 의 불균일성을 완화시키기 위한 RF shimming을 효과적으로 적용 시킬 수 있다<sup>[5]</sup>. 하지만 이러한 고해상도 자기공명영상시스템은 현재 연구용으로만 사용될 뿐 실제 임상에서는 적용되지 않고 있다. 따라서 본 논문에서는 고해상도에서 사용되는 다채널 RF 코일을 임상용 자기공명영상시스템인 3 T에서 사용가능한 마이크로스트립을 이용한 다양한 RF 공진기를 제안하였다. 구형 팬텀에 투과되는 RF 자기장 세기를 서로 비교하였으며 병렬 영상(parallel imaging)을 위한 다채널 코일의 요소로서 적합한지  $B_1^+$  분포를 통하여 확인하여 그 성능을 파악하였다.

### 2. 본론

#### 2.1 마이크로스트립을 이용한 RF 공진기

그림 1은 일반적인 마이크로스트립을 이용한 RF 공진기를 나타낸다. 유전체는 teflon( $\epsilon_r=2.08$ ,  $\text{loss tan}=0.004$ )을 사용하였으며, 유전체의 높이 및 길이는 각각 20 mm, 150 mm이며 마이크로스트립의 폭은 18 mm이다. 일반적인 마이크로스트립을 이용한 공진기는  $\lambda/2$  공진을 이용하며 두 개의 병렬 커패시터가 급전 및 종단부분에 연결 된다. 이러한 병렬 커패시터는 RF 공진기의 전기적인 길이를 줄이기 위해서 사용되며, 라머(Larmor) 주파수(128 MHz, 3T)에 정합을 위해서도 사용된다.

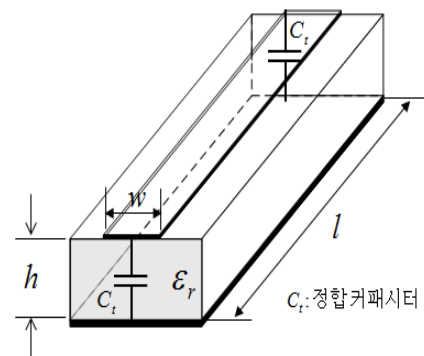


그림 1 마이크로스트립 구조  
Fig. 1 Illustration of microstrip transmission line

본 연구에서 주된 목적 중 하나는 유전 물질(인체)에 투과되는 RF 자기장의 크기를 증가 시키는 것이다. 자기공명영상시스템에서는  $B_1^+$ 에 따라 영상 해상도가 달라지는데,  $B_1^+$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다<sup>[1]</sup>.

\* School of Electrical Eng., University of Ulsan, Korea.

E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr

Received : April 2, 2013; Accepted : April 18, 2013

$$B_1^+ = \frac{(B_x + jB_y)}{2} \quad (1)$$

여기서,  $j = \sqrt{-1}$ 이며,  $B_x$ 와  $B_y$ 는 RF 자기장의 x와 y방향의 복소 벡터를 의미한다. 투과되는 RF 자기장을 증가시키기 위해서 그림 2와 같이 마이크로스트립의 선로에 다양한 구조를 장하함으로써 RF 자기장의 크기를 비교 해본다. 네 개의 RF 공진기의 유전체 크기 및 마이크로스트립 선로의 폭은 동일하게 디자인 하였으며 정합을 위하여 급전 부분과 중단 부분에 병렬로 커패시터를 연결하였다. 미앤더 라인 공진기의 미앤더 라인(meander line) 폭과 길이는 각각 3 mm, 129 mm이다. 4개의 팔을 가지는 스텝 임피던스(steppped impedance) 공진기의 얇은 선로의 길이 및 폭은 7 mm, 70 mm이며 각 팔의 길이 및 폭은 2 mm, 20 mm로 동일하다. 양 끝에 미앤더 라인을 가지는 공진기는 일반적인 마이크로스트립 선로에 양 끝에 두 개의 미앤더 라인을 삽입하였다. 이 때 삽입된 미앤더 라인의 폭 및 길이는 각각 0.5 mm, 8 mm이다. 마지막으로 3단 스텝 임피던스 공진기의 얇은 선로의 길이 및 폭은 2.6 mm, 110 mm이고 굵은 선로의 길이 및 폭은 18 mm, 20 mm이다.

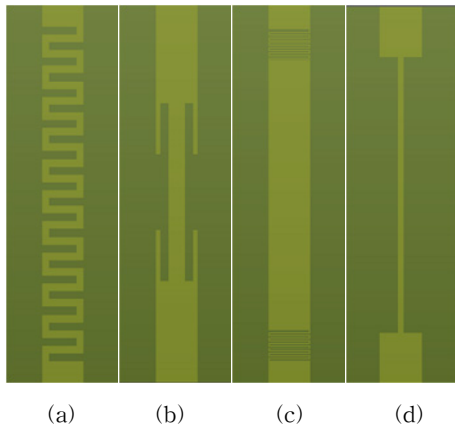


그림 2 여러 가지 RF 공진기 (a) 미앤더 라인 공진기 (b) 4개의 팔을 가지는 스텝 임피던스 공진기 (c) 양 끝에 미앤더 라인을 가지는 공진기 (d) 3단 스텝 임피던스 공진기

Fig. 2 RF resonators using microstrip line (a) meander line resonator (b) stepped impedance resonator with four-arms (c) resonator with two-meander lines (d) 3 section stepped impedance resonator

### 2.2 시뮬레이션 결과

유한차분시간(Finite Difference Time Domain) 기법의 상용 소프트웨어 SEMCAD X[6]을 사용하여 RF 자기장 세기 및  $B_1^+$ 를 계산하였다. 그림 3은 각 RF 공진기의 주파수 응답을 나타내며, 라머 주파수인 128 MHz에서 공진이 일어남을 알 수 있다.

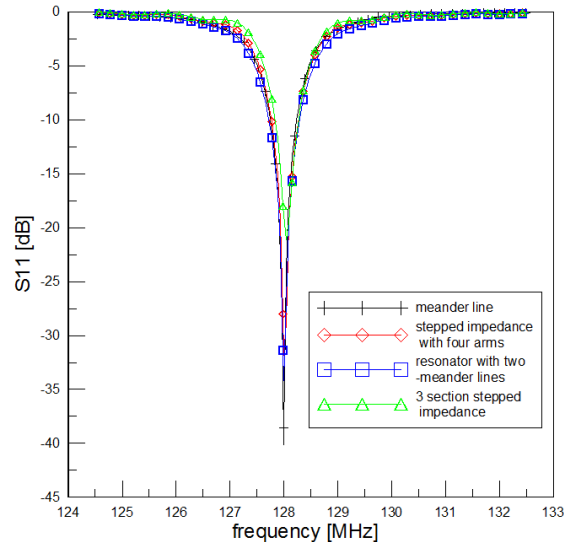


그림 3 RF 공진기의 주파수 응답  
Fig. 3 The frequency response of RF resonators (S11)

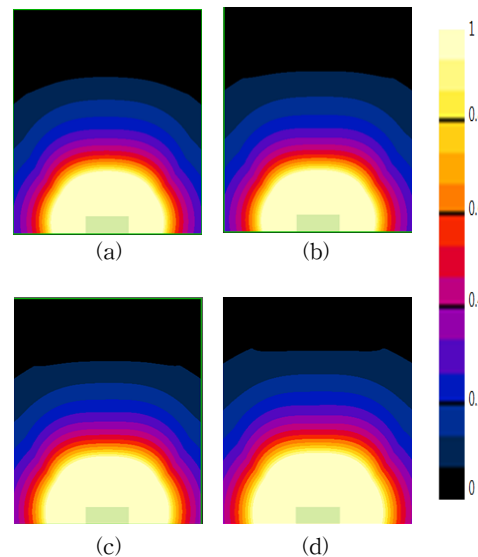


그림 4 구형 팬텀으로 투과되는 RF 자기장 분포 (a) 미앤더 라인 공진기 (b) 4개의 팔을 가지는 스텝 임피던스 공진기 (c) 양 끝에 미앤더 라인을 가지는 공진기

Fig. 4 The penetrated RF magnetic field distribution in the phantom (a) meander line resonator (b) stepped impedance resonator with four-arms (c) resonator with two-meander line (d) 3 section stepped impedance resonator

그림 4는 각 RF 공진기가 구형 팬텀(spherical phantom)에 투과되는 자기장세기를 나타낸다. 이 때, 구형 팬텀은 RF 공진기에서 10 mm 떨어져 있으며, 인체 머리와 유사하게 모델링을 하기 위해서 유전 상수 및 전도도는 각각  $\epsilon_r = 58.1$ ,  $\sigma = 0.539$  [S/m]으로 설정 하였고, 크기는 반경이 100 mm인 구형 팬텀을 사용하였다. 표 1은 팬텀으로 투과되는 깊이에 따라 RF 자기장 세기를 정리하였다. 4개의 팔

을 가지는 스텝 임피던스 공진기가 팬텀으로 투과되는 깊이 에 따른 RF 자기장의 세기가 가장 큰 것을 알 수 있다. 병렬 영상에서 최적화 방법을 이용하여  $B_1^+$  균일성 및 localization을 위해서는 팬텀 중앙에서의 값이 크면 효과적으로 최적화 시킬 수 있으므로 병렬 영상을 위한 다채널 코일의 요소로서 4 개의 팔을 가지는 스텝 임피던스 공진기가 유용할 것으로 보인다. 그림 5는 RF 공진기를 이용한 8 채널 코일의 팬텀 중앙에서의 횡단면  $B_1^+$  분포를 나타낸다. 각 RF 공진기의 입력 전력은 1 Watt로 정규화 하였으며, 각 공진기간의 커플링은 -15 dB이상이다. 표 1( $B_1^+$ 의 평균값=AVG,  $B_1^+$ 의 표준편차=STD)에 수록된 바와 같이, 팬텀 중앙에서의 투과되는 RF 자기장 크기가 제일 센 4개의 팔을 가지는 스텝 임피던스 공진기를 이용한 8채널 코일의  $B_1^+$ 가 가장 센 것을 알 수 있다.

표 1 팬텀으로 투과되는 깊이 [mm]에 따른 RF 자기장의 세기 [A/m]

Table 1 The RF magnetic field intensity [A/m] of the phantom along to the penetrating depth [mm]

	20	40	60	80	100
미앤더 라인	3.983	1.491	0.739	0.434	0.284
4 개의 팔을 가지는 스텝 임피던스	6.01	1.966	0.932	0.535	0.346
양 끝에 두 개의 미앤더 라인을 가지는 공진기	3.995	1.445	0.707	0.412	0.269
3단 스텝 임피던스	5.774	1.872	0.889	0.511	0.331

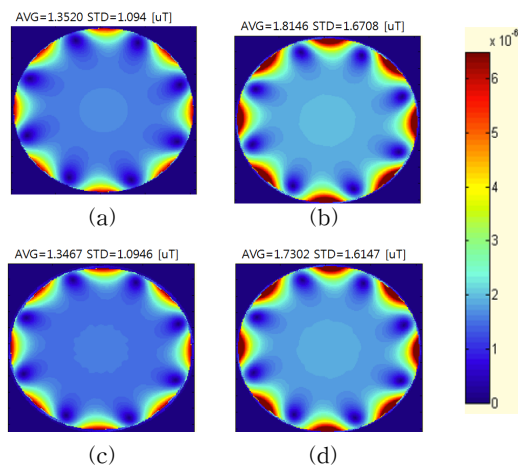


그림 5 RF 공진기를 이용한 8 채널 코일의  $B_1^+$  분포 (a) 미앤더 라인 공진기 (b) 4개의 팔을 가지는 스텝 임피던스 공진기 (c) 양 끝에 미앤더 라인을 가지는 공진기

Fig. 5 The  $B_1^+$  field distribution of 8-channel using RF resonators (a) meander line resonator (b) stepped impedance resonator with four-arms (c) resonator with two-meander line (d) 3 section stepped impedance resonator

### 3. 결 론

3 T 자기공명영상시스템은 현대 의학에서 임상 진료 및 진단에 관해서 중요한 도구로 사용되어 왔다. 그러나 초고자장(>7 T) 자기공명영상시스템보다는 좋은 신호 대 잡음비를 제공하지 않으므로, 효율이 좋은 RF 공진기를 필요로 한다. 병렬 영상에서 RF shimming을 통한  $B_1^+$ 의 균일성을 높이는 방법 또한 연구되어 오고 있으며, 마이크로스트립을 이용한 RF 공진기에 관한 연구도 많이 되고 있다. 본 논문에서는 4 개의 서로 다른 RF 공진기를 제안하였으며, 4 개의 팔을 가지는 스텝 임피던스 공진기의 경우 구형 팬텀의 중심에서 투과되는 RF 자기장의 크기가 가장 센 것을 확인하였으며, 이를 바탕으로 8채널 헤드 코일을 구성하였다. 8 채널 헤드 코일에서도 4 개의 팔을 가지는 스텝 임피던스 공진기의  $B_1^+$ 가 가장 강함을 알 수 있었다. 따라서, 4 개의 팔을 가지는 스텝 임피던스 공진기는 다채널 코일에서 병렬 영상을 위한 RF shimming에 유용할 것으로 보인다.

### 감사의 글

이 논문은 2011년 정부재원(미래창조과학부 신진연구사업비, NRF-2011-0014776)으로 한국연구재단의 지원을 받아 연구되었음

### 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, 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, 2006.
- [3] J. Vaughan, G. Adriany, C. J. Snyder, J. Tian, T. Thiel, L. Bolinger, H. Liu, L. DelaBarre, and K. Ugurbil, "Efficient high-frequency body coil for high-field MRI," Magn. Reson. Med., vol. 52, pp. 851-859, 2004.
- [4] G. Adriany, P-F. V. Moortele, F. Wiesinger, S. Moeller, J. P. Strupp, P. Anderson, C. Snyder, X. Zhang, W. Chen, K. P. Pruessmann, P. Boesiger, T. Vaughan, and K. Ugurbil, "Transmit and receive transmission line arrays for 7 Tesla parallel imaging," Magn. Reson. Med., vol. 53, pp.434-445, 2005.
- [5] H. Yoo, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "A method to localize RF B1 field in high-field magnetic resonance imaging systems," IEEE Trans.

Biomed. Eng., vol. 59, no. 12, pp. 3365-3371, 2012.

[6] SEMCAD X by SPEAG, [www.speag.com](http://www.speag.com)

---

## 저 자 소 개



### 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 Scientist, 2011년 ~ 현재: 울산대학교 전기공학부 조교수