

### 3 T 자기공명영상시스템에서의 SRR을 이용한 RF 공진기

#### A RF Resonator Using Square SRR at 3 T MRI

손혁우\* · 조영기\* · 유형석†

(Hyeok-Woo Son · Young-Ki Cho · Hyongsuk Yoo)

**Abstract** - This paper demonstrates a new radio frequency (RF) resonator at 3 T magnetic resonance imaging (MRI) system. An approach based on a split ring resonator (SRR) having effective metamaterial properties is investigated. Electromagnetic simulation results are compared for RF resonators and discussed in detail at 3 T. A new RF resonator has approximately 10% higher magnetic fields at the center of the human phantom than the previous RF resonator.

**Key Words** : Magnetic Resonance Imaging, Resonator, Radio Frequency, 3 T

#### 1. 서론

초고자기장(Ultra-High-Field) 자기공명영상 (Magnetic Resonance Imaging)시스템(7 Tesla 이상)은 우수한 신호 대 잡음비 및 해상도를 가지고 있으며, 현재 임상용으로 승인을 받기 위해서 많은 연구를 하고 있다[1]-[3]. 현재 병원에서 사용가능한 가장 높은 자장의 세기는 3 Tesla (T)이며, 향후 7 T이상의 MRI시스템이 임상용으로 승인 받더라도 1.5 T처럼 여전히 3 T MRI시스템은 많이 이용되리라 생각한다.

자기공명영상장치에서 신호 대 잡음비를 높이기 위해서는 정자장(static magnetic field,  $B_0$ )를 세게 하거나,  $B_1$  필드(고주파 코일에서 발생하는 자장)를 크게 하는 방법이 있다. 후자의 방법은 간단히 환자에 착용하는 고주파 코일(Radio Frequency Coil)을 효율적으로 디자인함으로써 전자에 비해 상당히 효과적이며 기술적으로 부담이 적다. 현재 병원에서는 다양한 RF coil이 사용되고 있으며, 특히 몸통(심장, 유방 등)에 이용되는 것은 Loop형 coil이 대표적이다[4]. 본 논문에서는 기존에 널리 이용되는 Loop형 coil에 최근 많이 연구되고 있는 metamaterial특성을 가지는 Split Ring Resonator (SRR)를 Loop와 함께 배열함으로써  $B_1$  필드의 특성을 좋게 하고자 한다[5].

이러한 특성을 입증하기 위하여 3 T MRI 시스템에 RF coil의 공진 주파수가 127.7 MHz를 가지는 구조를 인체 팬텀 모형과 함께 모델링되었으며, 새롭게 디자인한 RF coil에 의하여  $B_1$ 이 얻어진다. 본 논문에서는 인체 모형을 중심으로 기존의 Loop형

RF 공진기와 새롭게 제안한 SRR이 추가적으로 배열된 Loop형 RF 공진기를 비교 분석하여 그 우수성을 입증하였다. 인체 모형의 가장 깊은 부분에서 기존의 공진기보다 약 10% 이상의 강한  $B_1$ 값을 얻을 수 있었다. 새롭게 디자인된 공진기는 향후 병원의 3T MRI 시스템에서 높은 신호 대 잡음비 및 해상도를 위해 사용가능하리라 판단된다.

#### 2. 본론

##### 2.1 사각 SRR의 공진 현상

1999년 Pendry에 의해서 제안되고 실험된 음의 투자율을 갖는 메타물질 구조는 주기적인 SRR (Split Ring Resonator)들로 구성되었다[6]. 본 논문에서는 단일 사각 SRR의 음의 투자율을 갖는 특성이 RF 공진기에 어떤 효과를 가져오는지 확인 하고자

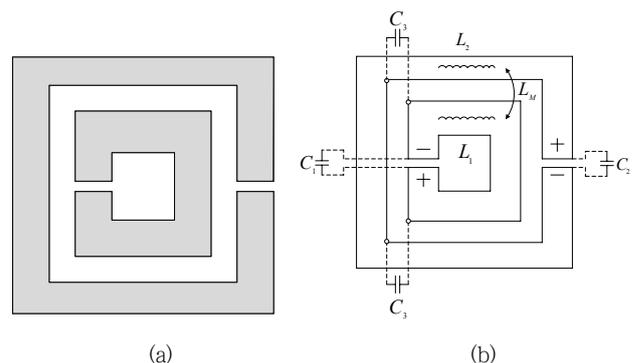


그림 1 기본 단일 사각 SRR (a) 구조 (b) 분포 인덕턴스 및 분포 커패시턴스

Fig. 1 General square unit SRR (a) illustration (b) distributed inductance and capacitance

\* School of Electronics Engineering, Kyungpook National University, Korea

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

E-mail: hsyoo@ulsan.ac.kr

Received : December 17, 2014; Accepted : January 27, 2015

한다.

그림 1(a)는 일반적인 평면형 SRR 구조의 형상을 보여주고 있으며, 그림 1(b)는 SRR에 존재하는 공진을 발생시키는 LC 성분들을 나타낸다. 바깥 도체선과 안쪽의 도체선에 의한 인덕턴스 성분은  $L_1$ 과  $L_2$ 으로 표현하며, 두 도체선 사이의 결합 현상에 의한 상호 인덕턴스  $L_M$ 이 발생한다. 바깥과 안쪽 도체선 갭에 의해 발생하는 커패시턴스 성분은  $C_1$ 과  $C_2$ 로 표현하며 도체선 사이에도 커패시턴스 성분  $C_3$ 이 존재한다. 위에서 언급된 인덕턴스와 커패시턴스 성분에 의해서 SRR은 LC 공진기로 동작을 한다. Retrieval method[6]를 이용하여 그림 1의 단일 SRR 구조에 대한 유효 투자율 값을 그림 2에 나타내었다. 3 T 자기공명영상시스템에서의 라머(Larmor) 주파수인 127.7 MHz에서 공진을 일어나도록 도체선 갭에 집중 커패시터 소자를 삽입하였다. 그림 2에서는 보는 것처럼, 라머 주파수에서 음의 투자율을 갖는 것을 확인할 수 있다.

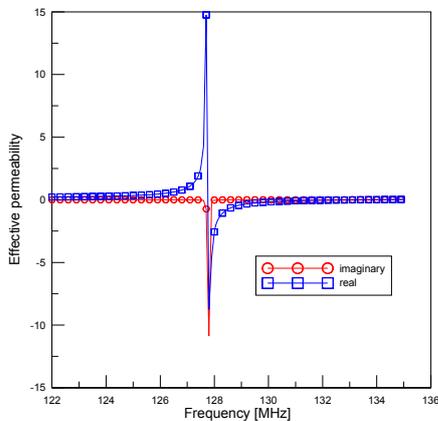


그림 2 사각 단일 SRR 구조의 유효 투자율  
Fig. 2 Effective permeability of the square unit SRR

2.2 SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기

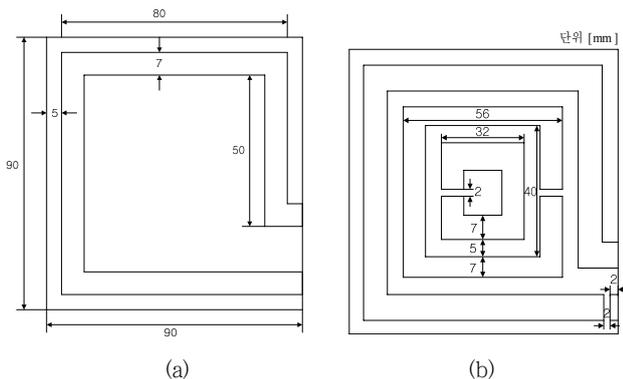


그림 3 RF 공진기 구조 (a) 일반적인 루프 공진기 (b) SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기  
Fig. 3 RF resonator structures (a) general loop resonator (b)

3 T 자기공명영상시스템에서의 SRR을 이용한 RF 공진기

loop resonator with the square SRR

사각 단일 SRR 구조는 그림 2에서와 같이 음의 유효 투자율 값을 가지는 것을 알 수 있었으며, 이를 바탕으로 그림 3(b)와 같이 일반적인 루프 공진기에 평면형의 사각 SRR 구조를 삽입하였다. 그림 3(a)는 일반적인 루프 공진기를 나타낸다.

평면 루프 공진기를 위하여 5 mm 두께를 가진 Teflon( $\epsilon_r=2.08$ , loss tan=0.004)를 사용하였으며, RF shielding 및 접지를 위한 금속판이 공진기 아랫면에 존재 한다. 그리고 라머 주파수(127.7 MHz, 3 T)에 공진이 일어나기 위한 정합은 먼저, 일반 루프 공진기의 경우 공진기의 입력단 및 종단에 병렬 커패시터를 이용하여 정합하였으며 커패시턴스 값은 각각 155 pF, 12.3 pF이다. SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기의 경우 입력단에는 직렬 커패시턴스, 병렬 인덕턴스를 이용하여 정합하였으며 그 값은 각각 12 pF, 400 nH이며 종단에는 병렬 커패시턴스로 정합하였으며 그 값은 600 pF이다. 일반 루프 공진기 및 사각 SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기의 구조 치수는 그림 3에 나타내었다.

그림 4는 구형 팬텀을 이용한 모의 실험 모델을 보여준다. 모

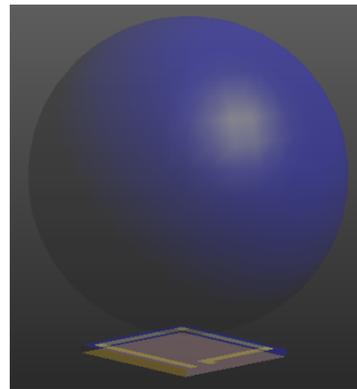


그림 4 구형 팬텀을 이용한 모의 실험 모델  
Fig. 4 The simulation model of RF coil with a spherical phantom

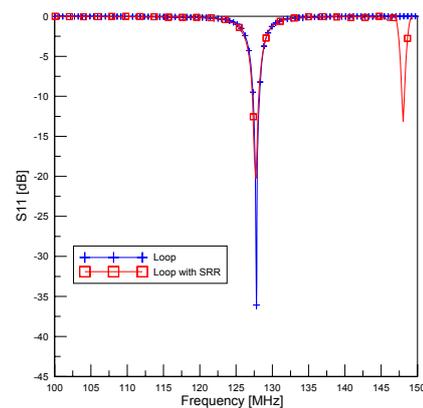


그림 5 RF 공진기의 주파수 응답  
Fig. 5 The frequency response of RF resonators (S11)

의 실험은 유한차분시간(Finite Difference Time Domain) 기법의 상용 소프트웨어 SEMCAD X[7]를 사용하였다. 이 때, 구형 팬텀은 루프 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 하였으며, 팬텀 반경은 100 mm이다.

루프 공진기 및 SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기의 주파수 응답 특성은 그림 5에 나타내었다. 라머 주파수인 127.7 MHz에서 반사계수가 -20 dB 이상으로 공진이 잘 일어남을 알 수 있다. SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기의 경우 147 MHz에서도 공진이 일어나는 것을 확인 할 수 있는데, 이는 일반적인 루프 공진기의 고차 모드에서 일어나는 공진이다.

그림 6은 라머 주파수인 공진 주파수에서 루프 공진기의 정규화된 표면 전류 밀도 분포를 보여준다. SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기에서 일반 루프 공진기와 사각 SRR 사이에 바깥 도체와는 결합이 잘 이루어졌으며, 안쪽 도체와는 상대적으로 결합이 약한 것을 알 수 있다.

병렬 영상에서 최적화 방법을 이용하여  $B_1^+$  균일성 및

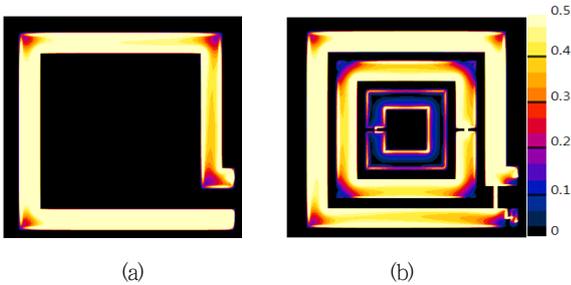


그림 6 RF 코일의 정규화된 표면 전류 밀도 분포 (a) 루프 코일 (b) SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기

Fig. 6 Normalized surface current density distribution on the RF coils (a) loop coil (b) loop coil with the square SRR

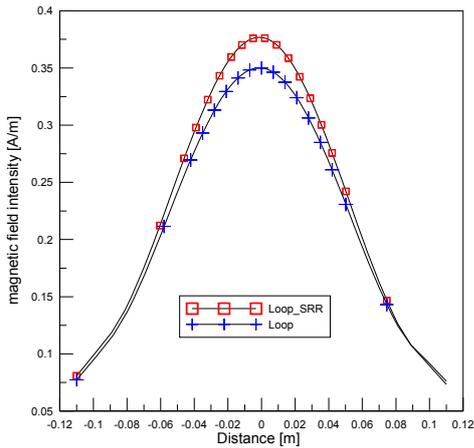


그림 7 구형 팬텀 중앙에서의 RF 투과 자기장 세기[A/m]  
Fig. 7 The penetration magnetic field intensity at the center of the spherical phantom [A/m]

localization을 위해서는 팬텀 중앙에서의 투과 자기장 세기의 값이 크면 효과적으로 최적화 시킬 수 있다. 그림 7에서와 같이 SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기의 팬텀 중앙에서의 투과 자기장 세기의 최대값이 기존의 일반적인 루프 공진기보다 투과되는 자기장의 세기가 큰 것을 알 수 있다. 각 공진기의 입력 전력은 1 Watt로 정규화 하였다. 병렬 영상을 위한 다채널 코일의 요소로서 SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기가 다채널 코일의 요소로서 유용할 것으로 보인다. 그림 8은 구형 팬텀 중앙에서의 RF 투과 자기장 분포를 보여준다. SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기의 경우 구형 팬텀 중앙으로 투과되는 자장의 세기가 큰 것을 알 수 있다. 표 1은 구형 팬텀 중앙으로 투과되는 깊이[mm]에 따른 RF 자기장의 세기를 나타내었다.

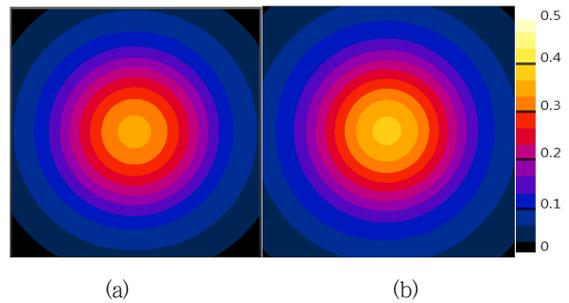


그림 8 구형 팬텀 중앙에서의 RF 투과 자기장 분포 (a) 루프 공진기 (b) loop resonator with a square SRR [A/m]

Fig. 8 Distribution of the penetration magnetic field at the center of the spherical phantom (a) loop resonator (b) loop resonator with a square SRR [A/m]

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

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

공진기 \ 깊이	20	40	60	80	100
루프코일	3.143	1.893	0.994	0.561	0.350
SSRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기	5.738	2.506	1.166	0.622	0.375

### 3. 결 론

3 T 자기공명영상시스템은 현재 임상 진료 및 진단에 관해서 중요한 도구로 사용되고 있다. 그러나 연구용으로 사용되는 초고 자장(>7 T) 자기공명영상시스템보다는 좋은 신호 대 잡음비를 제공하지 않으므로, 효율적인 B1필드를 가지는 RF 공진기의 개발이 필요하다. 본 논문에서는 현재 3 T MRI시스템에서 널리 사용

되고 있는 Loop형 공진기에 metamaterial특성을 가지는 Split Ring Resonator (SRR)를 추가함으로써 B1필드의 특성을 향상시킬 수 있다. 이러한 SRR이 추가적으로 배열된 loop형 RF 공진기는 향후 병원에서 임상적으로 사용가능하리라 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, 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. Moorteel, "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. Moorteel, 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] J. B. Pendry, A. J. Holden, D. J. Robbins, and W. J. Stewart, "Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena." *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 47, no. 11, pp. 2075-2084, 1999.

[6] D. R. Smith, D. C. Vier, Th. Koschny, and C. M. Soukoulis, "Electromagnetic parameter retrieval from inhomogeneous metamaterials," *Phys. Rev. E*, vol. 71, 036617, 2005.

[7] Sim4life by ZMT, [www.zurichmedtech.com](http://www.zurichmedtech.com)

**저 자 소 개**



**손 혁 우(Hyeok-Woo Son)**

2009년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 학사  
 2011년 경북대학교 전자공학부 석사  
 2011년 ~ 현재 경북대학교 전자공학부 박사과정



**조 영 기(Young-Ki Cho)**

1978년 서울대학교 전자공학과 학사  
 1981년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사  
 1998년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 박사  
 1981년 ~ 현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수



**유 형 석(Hyoungsuk Yoo)**

2003년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업  
 2006~2009년 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 조교수  
 E-mail : [hsyoo@ulsan.ac.kr](mailto:hsyoo@ulsan.ac.kr)