

# 새로운 자기공명영상촬영용 Quadrature Breast RF 코일

김선경, 양윤정\*\*, 이덕래, 이 윤, 안창범\*, 오창현  
고려대학교 전자및정보공학부, 광운대학교\*, (주)메디슨\*\*

## A New Quadrature Breast RF Coil for MRI

S. K. Kim, Y. J. Yang\*\*, D. R. Lee, Y. Yi, C. B. Ahn\*, and C. H. Oh  
Department of Electronics and Information Engineering, Korea University,  
Kwang-woon University\*, and Medison Ltd.\*\*

### ABSTRACT

A new quadrature RF coil is designed for Breast MR Imaging.

Quadrature RF coils for MRI have been useful to improve the signal-to-noise ratio (SNR) by " $\sqrt{2}$ " using two orthogonal RF coils in combination.

A modified Breast Quadrature coil is designed. It is a modified type of the high-pass birdcage coil. To reduce the field distortion, by using current feeding, the field pattern is optimized to achieve a quadrature circularly-polarized field pattern.

The coil has been implemented for receive-only mode, and tested by phantom imaging. The experimental results show the utility of the proposed RF coil.

### 서론

이 논문의 목적은 인체의 가슴영상을 위한 RF 코일을 설계하여 제작하고 imaging을 통하여 코일의 성능을 분석하는데 있다.

제시된 코일은 birdcage type으로 제작되었으며, SNR을 최대로 하기 위하여 Quadrature type으로 제작되었다. 코일의 모양은 반구의 형태의 형태이며 NMR 시그널을 받기만 하는 receive-only mode로 동작된다.

### 방법 및 결과

일반적인 Birdcage RF 코일의 변형된 모양이며 Fig. 1에 제작된 코일의 회로를 보였다.

Quadrature field를 만들기 위해서는 전류 feeding 방향에 의해서 x, y축 field를 만들었으며 전체 rod의 수는 8개이다. Ground loop에 의한 시그널의 간섭현상을 없애기 위하여 ground breaker를 사용하였다.

이 논문에서는 인체와 유사한 모양으로 phantom을 제작하여 실험하였다.

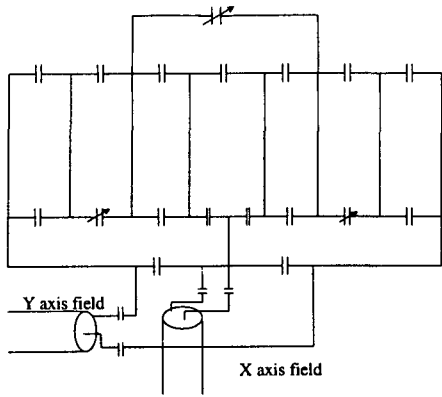


Fig. 1 Breast Coil의 등가회로도

코일의 구조를 Fig. 1에 보였다. 모든 Capacitor는 273pF으로 구성되어있고, variable capacitor로 tuning되었으며, matching capacitor를 이용하여 전송선로상에서 반사가 안되고 모든 입사파가 전달되도록 50Ω에 matching 시켰다. 코일은 42.58Mhz에 tune되었다.

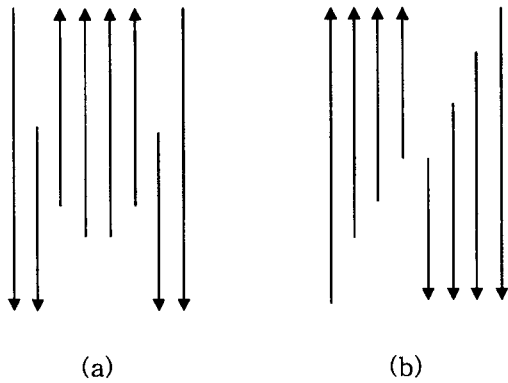


Fig. 2

- (a) 전류 feeding에 따른 x-field를 만들기 위한 전류의 세기와 방향.
- (b) 전류 feeding에 따른 y-field를 만들기 위한 전류의 세기와 방향.

Fig.1의 회로도에서 보듯이 전류 feeding을 양단자로 동시에 해주게 되면 Fig. 2 (a), (b)와 같은 전류의 방향과 세기가 형성되고 이것에 의하여 x, y축 field가 형성되므로 코일의 중앙

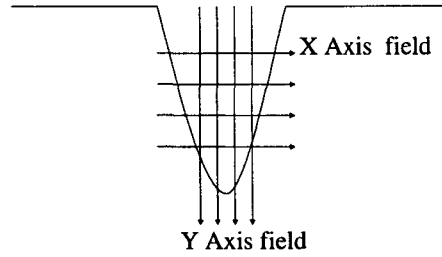


Fig. 3 Phantom 상에 x, y field를 형성하는 개념도

에서 Quadrature field가 만들어진다.

실제로 코일을 제작한 후에 설계되어진 대로 전류의 방향과 세기가 형성되는지 Network Analyzer와 sampling coil(a 50Ω-matched small loop coil)를 이용하여 검증하였다.

Table 1. Current pattern for X Axis field

Relative Intensity in[dB]	38	29	26	35	32	28	31	37
Phase [Deg]	87	92	-95	-95	-92	-92	77	82

Table 2. Current pattern for Y Axis field

Relative Intensity in[dB]	36	34	28	23	16	29	36	33
Phase [Deg]	-108	-110	-112	-113	76	68	67	67

Table 1, Table 2에서 보듯이 설계한 대로 field가 형성되었고 field세기도 일치한다. 4개의 rod와 반대방향 4개의 rod는 phase 차가 서로 대칭적으로 180° 임을 보이므로 field의 방향을 확인할 수 있다. Coil Quality Factor(Q)는 각각 phantom으로 loading 되었을 경우 157, 235였다.

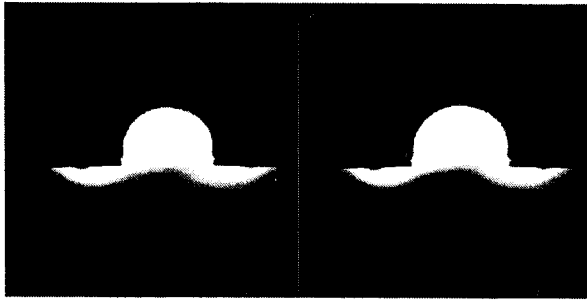


Fig. 4 Gradient Echo sequence로 얻은 phantom 영상(FA: 30°, FOV: 230×230, slice thickness: 4.5mm, TR: 500ms, TE: 9ms, NEX: 1)

Table 3. Body coil과 Breast coil의 SNR 비교

	Body Coil	Breast Coil
SNR	35	99

SNR 비교를 위해서 body coil과 같은 sequence를 사용하여 실험하였다. 제안된 코일로 얻은 영상이 Body coil로 얻은 영상보다 약 2.8배 좋은 SNR을 보였다.

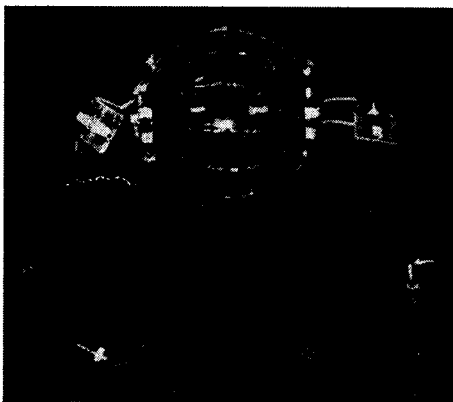


Fig. 5 제작된 Breast RF 코일의 사진. 코일의 반지름은 15cm임.

## 결론

본 연구에서 제시된 방법은 x, y축 field를 동시에 만들어주며 ROI(Region Of Interest)에서만 시그널이 나오며 그 외의 영역에서는 시그널이 나오지 않았으므로 실제 임상에 유용할 것으로 보이며 앞으로 volunteer를 통해 코일의 성능을 분석할 예정이다.

## 감사의 글

본 과제는 보건복지부 선도기술(G7) 의료공학기술 개발사업의 일부로 수행되었음.

## 참고문헌

1. V. J. Sank, C-N. Chen, and D. I. Hoult, "A Quadrature Coil for the Adult Human Head," *Journal of Magnetic Resonance* 69, pp. 36-242, 1986.
2. J. Lian, X. Hong, K. Gauntlett, Y. Ma. Street, and P. Roemer, "A Detectable Quadrature RF Breast Coil," ISMRM 5th annual meeting, p. 180, 1997.