

0.3 Tesla MRI 용 Quadrature 고주파코일

이 준혁*, 이 수열*, 강 동현**, 문 치용**

*건국대학교 의과대학 의공학과, **삼성종합기술원 의료기기팀

A Quadrature RF Coil for 0.3 Tesla MRI Systems

J.H. Lee*, S.Y. Lee*, D.H. Khang**, C.W. Mun**

*Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University

**Medical Equip. Lab., Samsung Advanced Institute of Technology

A quadrature RF coil has been developed for 0.3 Tesla permanent MRI systems. The quadrature RF coil is composed of a solenoid coil and a saddle shaped coil. To minimize the coupling ratio between the two coils, each coil is serially connected to a small extra loop, and the small loops are magnetically coupled to each other. By deliberately adjusting relative positions of the small loops, we have decreased the coupling ratio up to -30dB.

1. 서론

자기공명영상시스템에서 영상신호의 감도를 개선하기 위해 quadrature 고주파코일이 널리 쓰이고 있다. Quadrature 고주파코일은 일반 코일에 비해 영상신호의 감도를 최대 1.4 배까지 개선할 수 있는 것으로 알려져 있다.^{1,2} 1.0 Tesla 이상의 고자장 자기공명영상시스템에서는 한 개의 고주파코일을 90 deg. 위상차를 가지는 두 곳에서 구동하는 방식의 quadrature 고주파코일이 주로 쓰이지만, 0.5 Tesla 이하의 저자장 자기공명영상시스템에서는 2개의 독립된 고주파코일을 90deg. 위상차를 가지면서 독립적으로 구동하는 방식이 일반적으로 쓰인다. 두 개의 독립된 코일로 quadrature 고주파코일을 만드는 경우, 두 고주파코일 사이의 결합을 줄이는 것은 코일의 성능을 결정하는데 매우 중요한 요소이다. 본 논문에서는 두 고주파코일 사이의 결합을 쉽게 줄일 수 있는 방법을 가진 저자장 MRI 용 quadrature 고주파코일에 대해서 소개하고자 한다.

2. 방법

Quadrature 고주파코일을 2개의 고주파코일로 만드는 경우, 두 코일 사이에는 자기적인 결합뿐만 아니라 전기적인 결합도 가지게 된다. 그 중 자기적인 결합은 두 코일이 만드는 자계가 서로 직교하도록 만들으로써 제거할 수 있다. 자계가 서로 직교하도록 만드는 일은 이론적으로 두 코일의 상대적인 위치를 조정함

으로써 실현할 수 있으나, 코일의 제작 오차 등으로 인해 두 자계를 정확히 직교하도록 만드는 것은 어려운 문제이다. 특히 코일의 임피던스 정합을 위하여 고전압용 가변 캐패시터를 코일에 부착하는 경우, 두 코일 사이의 자기적인 결합을 줄이기 위해 코일의 상대적인 위치를 미세 조정하는 일은 매우 어려운 일이라 할 수 있다.

본 연구에서는 두 코일 사이의 자기적인 결합을 줄이기 위해 각각의 고주파 코일에 작은 크기의 환형 코일을 직렬로 연결하였다. 이 환형 코일도 자계를 형성하기 때문에 영상에 영향을 줄 수도 있지만, 작은 크기의 환형코일을 영상 영역으로부터 먼 곳에 배치함으로써 환형 코일이 만드는 자계가 영상에 미치는 영향을 극소화할 수 있다. 각각의 코일에 부착된 환형 코일들은 서로 자기적으로 결합하도록 배치하였고, 이 두 환형 코일 사이의 자기결합도는 환형 코일의 상대적인 위치를 미세 조정함으로써 줄일 수 있다. 즉 두 고주파코일의 자기 인덕턴스를 L_1, L_2 , 두 고주파코일 사이의 상호인덕턴스를 M_{12} , 두 환형코일의 자기인덕턴스를 l_1, l_2 , 환형코일 사이의 상호인덕턴스를 m_{12} 라 하면, 두 고주파코일의 임피던스는 아래의 식으로 주어진다.

$$Z_1 = j\omega(L_1 + l_1 + M_{12} + m_{12}) \quad (1)$$

$$Z_2 = j\omega(L_2 + l_2 + M_{12} + m_{12}) \quad (2)$$

위 식에서 두 고주파코일 사이의 자기결합도를 줄이기 위해서는 M_{12} 를 최소화하는 것이 필요하나, 이를 미세 조정하는 것은 어렵다. 그러나 미세 조정 구조가 되어 있는 m_{12} 를 M_{12} 와 서로 상쇄가 되도록 하면 두 코일 사이의 자기결합도를 크게 줄일 수 있게 된다.

3. 실험 및 결과

본 논문에서 제안한 방법을 검증해보기 위해 직경이 28cm 인 머리 촬영용

quadrature 고주파코일을 제작하였다. 고주파코일은 권선수가 3인 솔레노이드 코일과 권선수가 1인 안장코일로 만들었다. 두 코일은 폭이 3cm인 동판으로 만들었는데 이들 코일의 형상을 그림 1에 보였다.

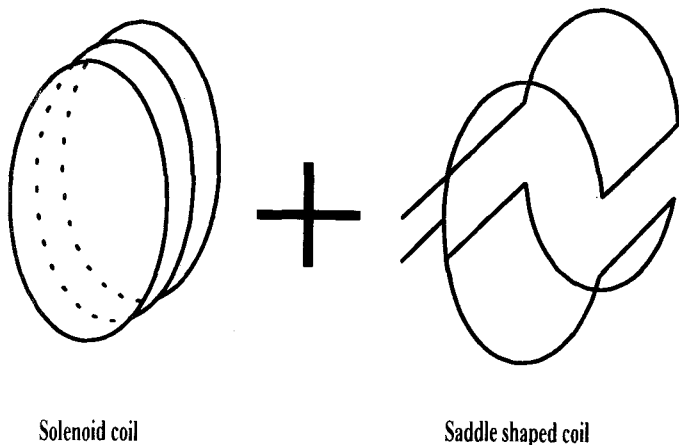


그림 1 Quadrature 고주파코일의 구조
Fig.1 Structure of the quadrature RF coil

각각의 코일에 대해 독립된 임피던스 정합을 행하였을 때의 Q 값은 솔레노이드코일이 330, 안장코일이 280 정도였다. 이 두 코일을 조합하여 quadrature 고주파 코일을 만들었는데 자기결합을 줄이기 위해 각각의 코일에 직경 6cm인 환형 코일을 부착하였다. 이 두 환형 코일의 상대적인 위치는 미세 조정이 가능하도록 하였고, 환형코일의 위치는 임피던스 정합장치 부근에 두므로써 환형코일이 영상에 미치는 영향을 최소화하였다. 환형코일의 형상을 그림 2에 보였다.

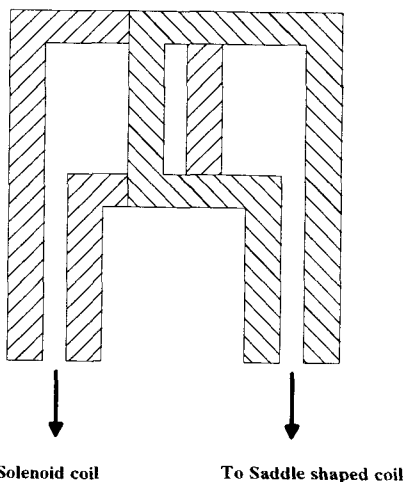


그림 2 환형코일의 형상
Fig.2 Shape of the loop coils

환형 코일 사이의 상대적인 위치를 미세 조정함으로써 두 코일 사이의 결합도를 -30dB 이하로 줄일 수 있었다. 제작한 quadrature 고주파코일로 자기공명영상을 얻기 위해 그림 3에 보이는 quadrature hybrid를 제작하였다.

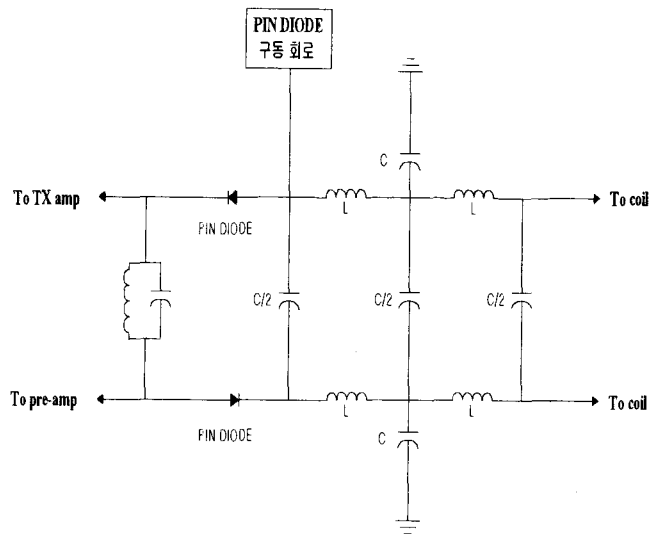


그림 3 The quadrature hybrid
Fig. 3 The quadrature hybrid

이 quadrature hybrid는 고주파 전력 증폭기로부터의 출력을 90deg 의 위상차를 가진 두 출력으로 양분하는 역할과, 두 코일이 수신하는 신호를 90deg 의 위상차를 가지고 더해주는 역할을 담당한다. Quadrature hybrid 내의 PIN 다이오드는 스핀을 여기할 때 전리증폭기를 보호하고, 자기공명신호를 수신할 때 전력증폭기 잡음의 유입을 방지하는 역할을 담당한다. 제작한 quadrature 고주파코일을 이용하여 0.3Tesla 영구자석 MRI로 영상실험을 행했다. 영상 실험 결과 제작한 quadrature 고주파 코일은 솔레노이드 코일이나 안장코일에 비해 신호대잡음비가 향상됨을 알 수 있었다.

4. 토의

저자장 MRI 시스템에 사용할 수 있는 quadrature 고주파코일을 개발하였다. 두 코일 사이의 자기결합도를 줄이기 위해 본 논문에서 제안한 방법으로, 두 코일 사이의 결합도를 -30dB 까지 줄일 수 있었다.

참고문헌

- [1] D.I. Hoult, and R.E. Richards, J. Magn. Reson., Vol.24, pp.71, 1976
- [2] W.A. Edelstein, et al., Magn. Reson. Med., Vol.3, pp.604, 1986