

수직자기장 MRI용 개방형 머리영상 코일에 대한 실험적 연구

이정한, 강동현, 김정희, 이완
삼성종합기술원 의료기기연구팀

Experimental study of open head coil in vertical field MRI

J. H. Yi, D. H. Kang, J. H. Kim, and W. Yi

Medical Electronics Team, Samsung Advanced Institute of Technology

ABSTRACT

Open MRI is a new concept in clinical application of the MRI such as interventional study. Receiving RF coils used in the open MRI must have open structures to insure convenient manipulations for the patient. In this paper, we presented experimental study for open head coil suitable to 0.3 Tesla vertical field MRI system with its experimental results.

설계 개념

자기공명 영상장치 (MRI : Magnetic Resonance Imaging system)의 새로운 형태로 개방형 구조에 대한 관심이 최근 들어 높아지고 있다. 개방형 MRI는 환자에게 3면이 열린 개방공간을 제공하므로 폐쇄공포증을 갖고 있는 환자도 어려움 없이 영상을 할 수 있다.⁽¹⁾ 더욱이 영상을 얻는 동안에도 개방공간을 통하여 환자에게 적절한 시술을 할 수 있는 장점이 있다. 즉 MRI를 이용한 중재적 시술이 가능해진다. 개방형 MRI는 개방형 주자석과 최대의 개방공간을 제공하는 고주파코일이 필수적이다.

일반적으로 MRI는 주자석의 자기장 방향에 따라 원통형 초전도자석 MRI와 같은 수평자기장 MRI와 영구자석 MRI 및 철심형 전자석 MRI로 대표되는 수직자기장 MRI가 있다. 개방형 MRI는 3면이 개방된 영구자석이나 철심형 전자석을 사용하는 것이 일반적이므로 수직자기장 MRI가 된다.

MRI장치에서 고주파코일은 주자기장과 수직인 고주파 자기장을 발생해야 하므로 자기장 방향에 따라 고주파 코일의 기본구조가 결정된다. 특히 0.5tesla 이하에서는 수평자기장 MRI에는 saddle형 수신코일을 사용하게 되지만 수직자기장 MRI에서는 solenoid형 수신코일을 사용할 수 있다. 이러한 고주파코일의 기본구조 차이 때문에 수

직 자기장 MRI는 수평자기장 MRI에 비해 SNR (Signal-to-Noise Ratio)이 높은 것이 잇점이다. 0.3 tesla 수직자기장 MRI는 0.5 tesla 수평자기장 MRI에 준하는 SNR을 얻을 수 있는 것으로 알려져있다.

고주파코일은 핵자기 스핀 여기용 송신코일과 자기공명 신호를 수신하는 수신코일을 하나의 코일로 사용할 수도 있고, 별도의 코일로 나누어 사용할 수도 있다. 일반적으로 저자기장 MRI에서 송신코일은 고정되어 있고, 수신코일을 영상부위에 맞도록 바꾸어 가며 사용을 한다.

개방형 MRI에서는 주자석뿐만 아니라 경사자기 코일과 고주파코일이 모두 개방구조를 가져야 한다. 경사자기 코일은 두개의 평면상에 구성이 되고, 송신코일도 고주파 자기장발생 능률 손실을 허용하면 C형 구조로 만들 수 있다.⁽²⁾ 이때 이 손실은 구동용 고주파 전력증폭기의 출력을 크게하면 보상이 된다. 그러나 수신코일을 개방구조로하면 수신감도가 크게 떨어진다. 수신감도 저하는 신호평균화로 보상을 할 수 있으나 영상시간이 길어지므로 실용적이지 않다. 따라서 수신코일은 필연적으로 원통구조가 된다. 따라서 개방형 MRI에 사용하는 수신코일은 수직자기장 MRI의 장점을 살리고 최대의 개방공간을 제공하는 구조를 갖도록 해야 한다. 수신코일에 의한 SNR은 다음의 식으로 표현할 수 있다.⁽³⁾

$$(SNR)_{coil} = KB_1(Q/T_c)^{1/2} F$$

여기에서 K 는 상수이고, B_1 은 수신코일이 단위전력 입력으로 발생하는 고주파 자기장의 세기, Q 는 코일의 성능인자 (quality factor), T_c 는 수신코일의 동작온도, F 는 체적율 (Filling Factor)로 영상대상의 체적과 수신코일의 유효체적의 비율이며 $0 \leq F \leq 1$ 이다. 위 식으로부터 영상의 SNR을 개선하려면 코일의 동작 온도를 낮추거나 체적율과 성능인자를 크게 해야함을 알 수 있다.

코일의 동작온도를 낮추는 것은 실용상 채택하기 어

렵고, 다만 액체질소로 냉각시키는 고온 초전도체 수신코일에 대한 연구결과가 발표되어 있다.⁽⁴⁾

체적율은 수신코일을 영상대상의 크기와 일치하도록 하면 최대값을 얻을 수 있으며, 영상부위에 따라 크기가 다른 코일을 사용하면 된다. 코일의 성능인자를 결정하는 요인은 코일권선의 전기저항과 공진회로용 가변용량의 Q, 영상하려는 물체의 전기적 손실이 있다. 권선의 전기저항은 표피효과를 고려해야 하며 가변용량의 Q는 손실이 적은 제품을 선정하면 된다. 영상대상의 전기적 손실은 제어나 변경이 불가능하다.

수신코일을 회전자기장 (rotating field 또는 quadrature) 코일로 하면 이론상 SNR을 $\sqrt{2}$ 배 개선할 수 있다. 수평자기장 MRI에서는 동일한 구조의 코일을 직각배치하고 두 코일간 결합을 없애면 회전자기장 코일을 구성할 수 있다. 이 경우에는 두 코일의 성능이 동일하므로 이론 값에 근접한 결과가 얻어진다. 그러나 수직자기장 MRI에서는 환자의 인입을 위해서 solenoid 코일과 saddle 코일로 회전자기장 코일을 구성해야 하므로 두 코일간의 수신감도를 정확히 평가해야 한다. 수신코일의 저항열잡음만 고려할 때 두 코일의 수신감도 차이가 $(\sqrt{2}-1)$ 보다 클 때 회전자기장 코일을 구성하면 오히려 SNR이 나빠진다.

본 논문에서는 최대의 SNR과 개방공간을 제공하는 0.3 tesla 개방형 MRI용 머리영상 코일에 대한 실험적 최적화 결과를 제시하였다. 코일의 내부에서 균일한 B_1 을 발생하도록 최적화하는 것은 가능하지만 최대 SNR을 얻도록 이론적으로 최적화하는 것은 불확정 요인이 많아 현실적으로 어렵다. 따라서 코일의 형상과 권선재질 및 형상 변화에 따른 성능변화를 코일의 전기적 특성 측정과 균일한 영상대상에 대한 영상의 SNR의 비교를 통하여 알아 보았으며, 이 결과는 머리영상 코일 뿐만 아니라 다른 부위용 코일에도 적용할 수 있다.

실험 결과

수직자기장 MRI에 사용할 수 있는 고주파코일의 구조는 앞에서 언급한 것처럼 solenoid와 saddle구조가 있다. 두 구조는 서로 직각방향의 자기장을 발생하므로 회전자기장 코일을 구성할 수 있다. 실험결과 0.3 tesla (H의 Larmor 주파수는 12.71MHz)의 머리영상 코일로 동조 가능한 최대 권 횡수는 3회였다. 따라서 solenoid 코일은 Helmholtz코일과 3회 solenoid가 가능하고 saddle 코일은 2회구조만 가능하다. 영상공간 내에서 균일한 B_1 을 얻기 위한 최적구조는 기존에 발표된 결과를 이용하였으며 3회 solenoid는 Helmholtz 코일의 중심에 1회 더 감는 구조로 하였다.⁽⁵⁾

그림 1은 본 논문에서 사용한 좌표계이고, 그림 2는

Helmholtz코일과 3회 solenoid코일의 B_1 을 계산한 것이다. 이때 코일을 만드는 원통의 직경은 25cm이다. 코일 중심축에서 B_1 균일도는 Helmholtz코일이 우수하였지만 20cm 전 영역에서 B_1 균일도는 3회 solenoid 코일이 더 뛰어나다. 두 코일의 비교영상에서 영상의 균일도는 둘다 실용상 충분하였다.

표 1에서 25cm 원통에 8mm 직경의 동관으로 만든 Helmholtz 코일과 saddle코일의 성능을 비교하였다. Q_v 와 Q_s 은 무부하 (시료가 없는)상태와 부하 (시료가 있는 : 머리)상태의 Q 이다. B_1 은 무부하로 공진상태인 코일에 0dBm의 전력을 가하고 1.5cm 직경의 코일로 검출한 전압이며, SNR은 물시료 영상에서 중앙 20 x 20 pixel의 값으로부터 평균값 (\bar{m})과 표준편차 (σ^2)의 비를 계산한 것이다. B_1 과 SNR로 부터 Helmholtz 코일이 saddle 코일보다 3배정도 수신감도가 좋음을 알 수 있다.

표 2에서 Helmholtz 코일과 3회 solenoid 코일의 성능을 비교하였다. 도체의 단면적은 5mm 동관과 8mm 동관, 0.5mm x 50mm 동관이 각각 12.6mm², 22mm², 25mm²이다. 공진회로에 사용한 가변용량은 최대 85pF의 플라스틱 유전체형이다. 동관은 단면적이 더 크지만 동관보다 성능이 나쁘며, 이것은 동관이 표유용량이 크고 이 표유용량을 통한 손실이 크기 때문으로 판단된다. 8mm 동관으로 만든 3회 solenoid 코일의 감도가 가장 우수하며 Helmholtz 코일 보다 15%의 SNR이 향상된다. 그림 3은 제작된 코일의 형태를 나타내고 있다. 그림 4는 3회 solenoid 코일로 얻은 횡축단면과 종축단면의 머리영상이다.

결 론

각 코일의 성능 비교실험으로부터 0.3 tesla 수직자기장 MRI 에 최적인 머리영상코일은 8mm 직경의 동관으로 만든 3회 solenoid 코일이었다. 이 코일은 3개의 8mm 동관관이 머리를 덮고 있어 거의 완전한 개방공간을 제공하므로 개방형 MRI에 적합한 구조이다. 이 코일의 성능은 머리영상을 통하여 확인할 수 있었다. Helmholtz 코일과 saddle 코일의 성능 비교로부터 수직자기장 MRI 가 수평자기장 MRI 보다 수신코일의 감도가 크기 때문에 더 좋은 SNR을 얻을 수 있음을 확인하였다. Helmholtz 코일과 saddle 코일을 결합한 회전자기장 코일은 실험 결과로부터 SNR 향상을 기대할 수 없으며, 코일 권선 구조가 복잡해지므로 개방구조로 만들 수도 없다. 다만 두 코일이 다른 B_1 분포특성을 갖고 있으므로 B_1 의 균일도를 개선하는 목적으로는 사용할 수 있을 것이다. 머리영상용 코일에 대한 실험 결과로부터 판단할 때 몸통영상 코일이나 무릎영상 코일도 권 횡수를 최적화 한 solenoid 코일이 가장 좋은 수신감도를 가질것으로 예상된다.

참고문헌

- 1.L.S.Petropoulos,"Activity shielded biplanar gradient coil set for open magnet geometries with vertically directed fields",proceedings of 3rd SMR,Aug.1995,9,942
- 2.S.Y.Lee,et al.,"A quadrature excitation RF coil for open MRI system",presented in 4th SMR,Apr.1996
- 3.D.I.Hoult and R.E.Richards,The signal-to-noiseratio of the nuclear magnetic resonance experiment,J.Magn.Reson., Vol.24,pp.71-85,1976
- 4.M.Yap,et al.,"High temperature superconducting probe for NMR Microscopy",proceedings of 3rd SMR,Aug. 1995,958
- 5.김봉수, "핵자기 공명 단층 촬영장치용 고주파코일 설계에 관한 연구",KAIST 석사논문,1985

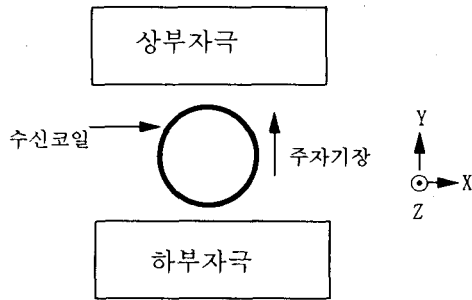
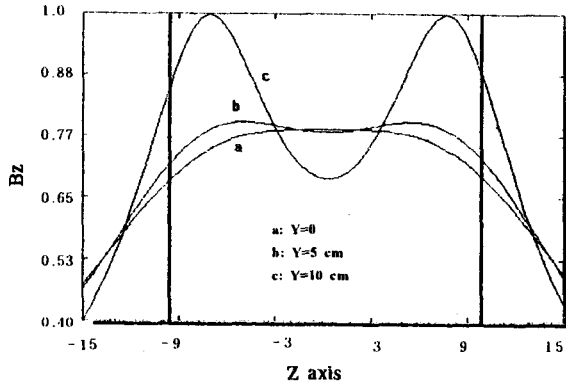
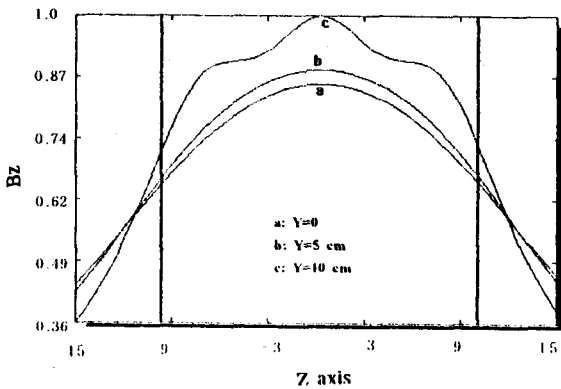


그림 1. 수직자기장 MRI의 좌표계



(a) Helmholtz coil



(b) 3회 Solenoid coil

그림 2. (a) Helmholtz 코일과 (b) 3회 solenoid 코일의 B_z .

코일형태	Q_0	Q_L	B_1	$S/N(\bar{m}/\sigma^2)$
Helmholtz	310	90	30	46.8
Saddle	190	96	11	14.7

표 1. Helmholtz 코일과 saddle 코일의 특성 비교

코일형태	권선재질	Q_0	$S/N(\bar{m}/\sigma^2)$
Helmholtz	5mm ϕ 동관	280	46.8
	8mm ϕ 동관	310	48
	0.5mm x 50mm 동관	240	29
3회 Solenoid	5mm ϕ 동관	330	50.6
	8mm ϕ 동관	370	55
	0.5mm x 50mm 동관	280	35.2

표 2. Helmholtz 코일과 solenoid 코일의 특성 비교



그림 3. 제작된 solenoid coil의 형태



그림 3. 3회 solenoid coil 로 얻은 머리 영상