

홍동희* 나정웅 조장희

한국과학기술원

1. 서론

NMR CT(Nuclear Magnetic Resonance Computerized Tomography)는 magnetic moment와 작은동량을 갖는 magnetic system에 나타나는 현상(NMR 현상)을 이용하는 3차원 영상기법이다. 즉, 임의의 원자에 정자계를 가하면 원자핵의 magnetic moment가 외부에서 가해진 정자계의 방향을 축으로 세차운동을 하게된다. 이때, 세차운동의 주파수는 가해진 정자계의 세기와 원자의 종류에 따라 결정되는데 이를 Larmor Frequency라 한다. 이원자들은 NMR RF coil을 통하여, Larmor frequency와 같은 주파수의 전자파를 흡수하거나 방출한다. 이때 방출하는 전자파 신호(FID signal; free induction decay signal)를 받아들여 해당원자의 분포를 재구성하는 방법이다. NMR 수신기에 detect 되는 신호 $s(t)$ 는 다음과 같다.

$$s(t) \propto \iiint_{-\infty}^{\infty} f(x, y, z) e^{i\delta[G_x x t + G_y y t + G_z z t]} dx dy dz$$

여기서 $f(x, y, z)$: NMR Object function
 G_x : x축 방향으로 정자계의 경사계수
 G_y : y " "
 G_z : z " "

영상의 재구성이란 (G_x, G_y, G_z)를 parameter 로 하여 $\{s(t)\}$ 를 얻어 Fourier 역변환을 하여 Object function $f(x, y, z)$ 를 얻는다. 최근에, NMR CT는 인체에 해가 없고, 해상력이 좋은 영상과 특정원자의 분포와 임의의 방향으로 인체의 해부학적 단면을 제공하고 이상조직을 선명하게 구분할 수 있는 등 많은 장점으로 인하여 큰 주목을 받고 있다. 특히, 초전도 자석의 이용으로 신호대잡음비(SNR)와 영상의 해상도는 크게 증가 되었다.

NMR 영상법에 있어서, 신호대잡음비는 Larmor frequency에 비례한다(1). 보다 좋은 SNR을 얻기 위해서는 정자계의 세기를 크게 하여야 한다. 보통 쓰이는 전자석으로 수소원자에 대한 Larmor frequency를 10MHz 이상 올리기가 힘이 드나, 초전도 자석을 이용하면 80MHz 이상까지도 가능하다. 이 논문에서는 85MHz에서 동작하는 새로운 형태의 NMR RF coil에 대해서 살펴본다.

일반적으로 NMR RF coil의 요구되는 특성을 살펴보면 다음과 같다.

- i) NMR RF coil의 sensitivity (즉,SNR)가 높을 것
- ii) RF coil로 부터 발생 되는 자기장도가 coil 내부에서 가능한 균일할 것
- iii) tuning하기 좋을 것 등이다.

비교적 Larmor frequency가 낮음(10MHz이하) 재래식 RF coil로는 saddle, solenodal, elliptical type coil 등 다수의 종류가 있다. Larmor frequency가 높아지면 이러한 RF coil들은 coil들의 active wire(자계를 만들어 내는)에 흐르는 전류가 위상지연효과를 지니 적합하지 못하다. 보다 높은 주파수에서는 distributed RF coil을 사용한다.(2). 그림1과 같은 distributed RF coil을 사용할 경우 80MHz 이상에서 동작시킬 수 있다(3).

이 distributed RF coil은 sensitivity와 homogeneity가 비교적 좋아 높은 주파수를 사용하는 high field NMR 영상법에 적합하다. 그러나 형태가 큰 NMR RF coil(whole body용 coil)인 경우 동작 주파수를 어느 이상 높일 수 없는 점, 또한 동작 주파수가 낮은 경우나 비교적 작은 RF coil(목부위 용 coil)에서는 전송선의 길이가 길어 문제를 제기하는 등 단점이 있다.

이 논문에서는 sensitivity와 homogeneity가 뛰어나고

구조가 간단하여 제작하기 쉬운 새로운 형태의 lumped resonator type RF coil에 대해서 살펴 보기로 한다.

2. Distributed NMR RF coil

높은 주파수를 사용하는 high field NMR 영상 시스템에 쓰이는 distributed NMR RF coil의 동작원리를 살펴보면 다음과 같다. 즉, 그림1 에서 보는바와 같이 자장을 발생시키는 2부분의 active wire 들의 사이를 전송선(여기서는 동축선)으로 직렬 연결하여 ring resonator 를 공진시키면 2부분의 active wire에는 전류의 방향이 서로 반대가 되어 RF coil 내부에 원하는 자장이 발생하게 된다. 또한 공진이 일어날 경우, active wire에는 전류가 최대가 되고 전송선에서는 전압이 최대가 되므로 인체에서 소모되는 전계에 의한 손실을 줄여 NMR 신호의 SNR 을 증가시킬수 있게 된다. 이 RF coil의 동작 주파수는 ring resonator의 공진 주파수가 되고 RF coil의 공진 시 입력임피던스가 RF 출력 증폭기의 출력임피던스(50Ω)와 같아야 최대 전력이 공급되므로 이 RF coil에 정합회로를 부착시켜야 한다. 이 RF coil의 등가회로는 그림1에 있다. 결합상수가 작은 경우 공진조건은 다음식과 같다.

$$Z_0 = \frac{1}{\omega_0 L} \tan \frac{\beta l}{2}$$

여기서 Z_0 : 전송선의 특성 임피던스

β : 전송선의 위상정수

l : 전송선의 길이

L : active wire의 인덕턴스

$\omega_0 = 2\pi f_0$, f_0 : 공진주파수

이 RF coil은 active wire를 적절히 배치 하면 자계의 homogeneity도 좋아 high field NMR RF coil로 잘 이용된다. 그러나 위식에서 볼수 있듯이 active wire의 인덕턴스에 따라 전송선의 길이가 주어지므로 active wire의 인덕턴스가 큰 코일이나 whole body용 코일과 같이 크기가 큰 코일에서는 실제적으로 불가능한 경우가 발생한다. 실제적인 경우 정자계의 세기가 2 Tesla 인 경우 수소원자의 Larmor frequency는 약 85MHz가 되는데, 이때에는 비교적 크기가 작은 head용 RF coil 로 이 distributed RF coil을 이용하면 적합하다. 크기가 큰 whole body용 coil을 만들때에는 전송선의 길이가 짧게 되어 실제 제작시 많은 어려움이 있다. 또한 공진을 일으키기 위한 전송선은 NMR signal의 신호대 잡음비를 감소시켜 RF coil의 sensitivity를 떨어뜨리게 된다.

3. Lumped Resonator Type NMR RF coil

앞에서 언급한 distributed RF coil의 단점인 전송선을 사용한 ring resonator 대신 lumped element를 사용하여 그림2와 같은 등가회로를 갖는 RF coil에 대해서 살펴 보기로 한다. 입력 임피던스는 다음과 같이 주어진다.

$$Z_{in} = \frac{M^2 R_2 \omega^2}{R_2^2 + (\omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2})^2} + \left[(\omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1}) - \frac{M^2 \omega^2 (\omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2})}{R_2^2 + (\omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2})^2} \right]$$

그림3은 주파수를 축으로 하여 입력 임피던스를 그린것이다. 인덕턴스가 주어질때 C_1, C_2 를 조정하면 공진주파수를 변화시킬수 있고 임피던스 정합을시킬수 있다.

이 RF coil은 공진이 일어날 경우 서로 마주보고 있는 도체판에 면전류가 서로 방향이 반대가 되게 할때 원하는 자계가 생성된다. 또한 active section에 면전류가 흐르게 되어 자계의 homogeneity를 좋게 하며 active section의 인덕턴스가 낮아(low inductance RF coil), coil 내부의 전계를 줄여 NMR signal의 SNR을 증가시킨다.

또한 전송선을 사용하지 않으므로 distributed RF coil로는 제작할 수 없는 RF coil을 제작가능하게 하고 평판 구조를 사용하고 전송선을 사용하지 않으므로 distributed RF coil보다 Q factor가 커져 SNR 이 향상된다.

그림 4,5는 lumped resonator type RF coil을 이용해서 인체의 두부의 단면들을 촬영한것이다.

4. 결 론

높은 주파수(85MHz)를 사용하는 NMR 영상 시스템에 사용되는 distributed RF coil의 단점을 보완하여 sensitivity와 homogeneity가 좋고 구조가 간단하여 제작하기 용이한 새로운 형태의 NMR RF coil을 제작하였다. 이 RF coil은 40-100 MHz 에서 우수한 특성을 지니고 있으며 약간의 변형을 취하면 100 MHz 이상의 높은 주파수에서도 동작할것이 예상된다.

참고문헌

1. D.I. Hoult and R.E. Richards, "The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment," J. of Mag. Resonance, Vol. 24, p. 71, 1976.
2. W.S. Hinshaw and R.C. Gauss, European Patent, No. 81303522.7, 1981.
3. Peter Röschmann, "Ringresonator RF-Probes for proton imaging above 1 Tesla," society of Magnetic Resonance in Medicine third annual meeting, Aug. 13-17, pp. 634-638, 1984.

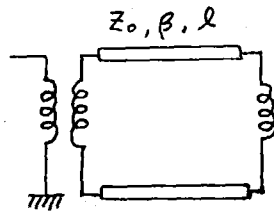
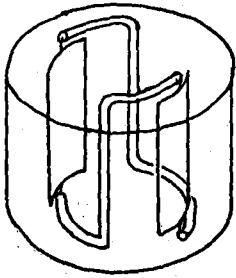


그림1. distributed NMR RF coil의 구조와 동가회로

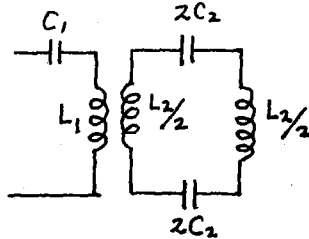
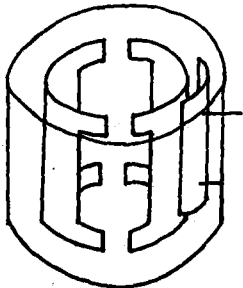
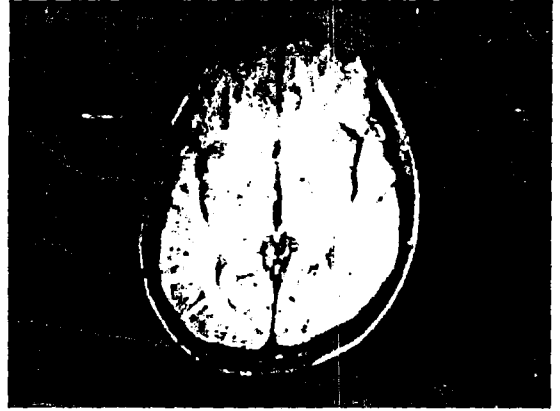


그림4. lumped resonator type RF coil을 이용한 인체 두부의 NMR 영상.
 $f_0 = 85 \text{ MHz}$

그림2. lumped resonator type RF coil의 구조와 동가회로

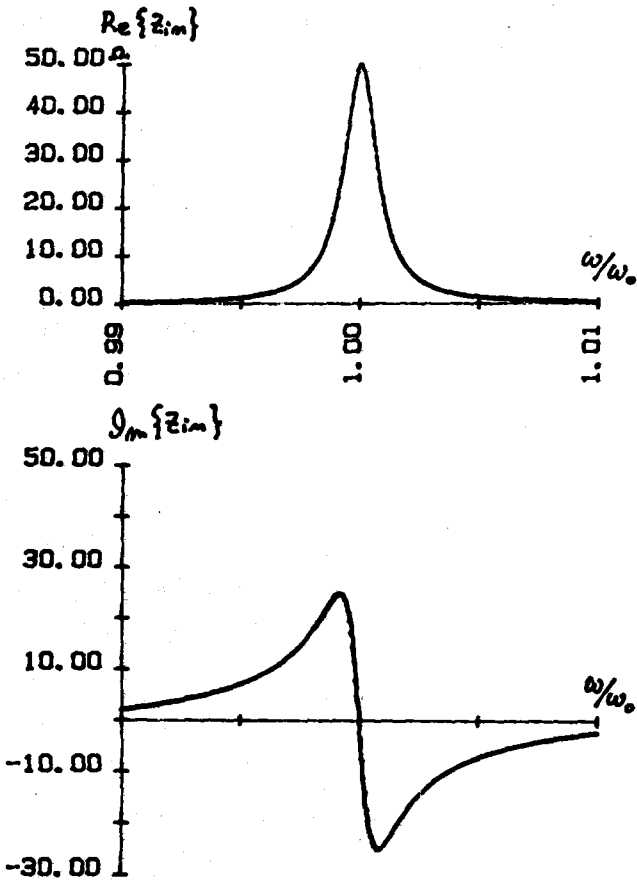


그림3. $Q=600$ 일때의 입력 임피던스