

# 역-솔레노이드 코일을 이용한 내부 영상용 핵자기공명 영상 탐침의 제작

이동훈, 고락길  
배재대학교 물리학과

## Construction of Magnetic Resonance Imaging Probe for Internal Imaging Using Anti-Solenoid Coil

D.H. Lee, R.K. Ko

*Department of Physics, PaiChai University*

역-솔레노이드 코일 형태를 이용한 핵자기공명용 내부영상 탐침을 제작하였다. 역-솔레노이드 탐침들로 획득된 영상의 신호-대-잡음비를 시제품 탐침인 머리카oil과 몸통coil로 얻은 것들과 비교하였다. 내부영상에 관한, 본 논문에서 제작된 역-솔레노이드 탐침들이 위의 시제품 탐침들보다 향상된 가능성을 보였다. 그리고, 역-솔레노이드 탐침들이 형성하는 RF-자기장의 분포를 컴퓨터를 이용하여 계산하였다. 아울러, 본 논문에서 제작된 역-솔레노이드 탐침을 이용한 인체의 내부영상의 가능성에 대해서도 논의하였다.

Magnetic Resonance Imaging anti-solenoid probes have been constructed for the internal imaging. Signal-to-noise ratios of the images acquired by the anti-solenoid probes were compared with those obtained by commercial probes such as a head coil and a body coil. In terms of the internal imaging, the anti-solenoid probes, constructed in the present study, was performed better than the conventional commercial probes. Also, RF(radio-frequency)-field maps produced by the anti-solenoid probes have been simulated using computers. The possibility of human internal imaging using the anti-solenoid probes has been discussed as well.

**Key words** : magnetic resonance imaging; anti-solenoid probe; internal imaging

### I. 서 론

$$SNR = K \eta M_0 \mu_0 Q \omega_0 V_c / (4FKT_c \Delta f)^{1/2}$$

핵자기공명 영상 시에 중요한 요소 중에 하나로 RF-탐침(radio-frequency-probe)을 들 수 있다. 향상된 해상도를 얻기 위해서는 먼저 RF-탐침에 의한 신호의 신호-대-잡음비(signal-to-noise ratio)를 높여야 한다. 이론적으로 핵자기공명법에서 90°의 RF-펄스(RF-pulse)를 가한 이후 획득되는 신호의 신호-대-잡음비 SNR은 다음과 같은 식으로 표시된다.<sup>1)</sup>

이때,  $K$ 는 수신코일(receiver coil)의 기하학적인 모양에 의존하는 양으로 거의 1에 가깝다;  $\eta$ 는 채움인자;  $M_0$ 는 핵의 자기화(magnetization);  $\mu_0$ 는 투과율(permeability);  $Q$ 는 코일의 품격인자(filling factor);  $\omega_0$ 는 Larmor frequency;  $V_c$ 는 코일의 부피;  $F$ 는 앰플리피카터(preamplifier)의 noise figure;  $K$ 는 볼츠만 상수;  $T_c$ 는 탐침의 온도;  $\Delta f$ 는 수신기(receiver)의 띠틈(bandwidth) 등이다.

여기서 탐침에 기여하는 인자는 채움인자  $\eta = V_s/2V_c$ (여기서  $V_s$ 는 시료의 부피), 품격인자  $Q$ , 코일의 부피  $V_c$ 와 탐침의 온도  $T_c$ 이다. 즉, 탐침에 있어서 신호-대-잡음비는 다음과 같이 요약할 수 있을 것이다.

$$SNR = constant * f(K, M_o, \mu_o, w_o, F, \Delta f) \eta (QV_s/T_c)^{1/2}$$

즉, 높은 신호-대-잡음비를 얻는데 있어서, 코일의 품격인자와 채움인자를 크게 하는 것이 매우 중요하다. 따라서 인체 내부 영상 시 관찰 부위가 탐침에 비해서 매우 작다면, 이때 탐침의 채움인자가 줄게 되고 신호-대-잡음비도 함께 저하된다. 일반적인 형태의 핵자기공명 영상 탐침은 크게 두 가지로 분류된다. 첫째는 솔레노이드 코일, birdcage 코일,<sup>2)</sup> Alderman-Grant 코일,<sup>3)</sup> saddle 코일<sup>4)</sup> 등처럼 탐침이 영상 부위를 감싸는 것들이다. 이들의 특징은 탐침 내부에서 RF-자기장이 매우 균일하며, 채움인자가 클 경우 신호-대-잡음비도 높다는 장점이 있다. 둘째로 표면 코일(surface coil)이다. 표면 코일은 표면에서 그리 깊지 않아 코일의 반지름 이내의 위치에서 신호에 특히 관심을 갖는 경우에 이용된다. 그러나, 일반적으로 내부 영상이 필요한 인체 부위는 표피에서 멀리 떨어져 있고, 관찰 부위의 크기도 작다. 예를 들면 핏줄, 질, 직장, 구강 등이 그것이다. 이와 같은 부위는 관 모양을 하고 있으므로, 이런 부위의 기하학적인 특수성을 이용하여 관속에 넣을 수 있는 탐침을 제작하면 채움인자를 높일 수 있고 결국 높은 신호-대-잡음비를 얻을 수 있을 것이다. 이렇게 내부영상을 위해서는 앞서 기술한 두 가지의 기존형태의 탐침의 경우와는 달리 RF-자기장이 탐침의 외부에서 일정해야 한다. 본 연구에서는 탐침 외부의 영상을 위하여 역-솔레노이드 형태의 탐침을 제작하였다.

역-솔레노이드(anti-solenoid) 형태에 의한 RF-자기장의 분포는 Jackson 등에 의해서 제시되었다.<sup>6)</sup> 그림(1)에서와 같이 서로 마주 보는 솔레노이드 코일의 전류 방향이 서로 반대되는 경우 코일 축과 수직인 방향으로 두 솔레노이드 중심 근방에 균일한 RF-자기장이 형성되고 이 부위에서 영상 획득이 가능하게 된다.

## II. 실험방법

탐침의 설계 및 제작 시에 다음과 같은 조건들을 고려했다. 1) 탐침의 외형이 관 모양의 시료나 인체 내부로 들어가기 알맞은 실린더 모양을 하게 한다. 2) 코일의 RF-자기장의 균일한 영역이 코일의 외부에 위치하면서 외부의 주자기장과 가능한 한 수직이 되도록 한다. 만일 수직이 되지 않을 때는 채움 인자와 RF-자기장의 균일도가 줄어들게 된다.<sup>5)</sup> 3) 균일한 자기장이 코일 외부를 최대한 덮을 수 있어야 한다. 그래야 보다 넓은 영역에서 영상과 신호를 얻을 수 있기 때문이다.

Table 1. Quality factors of the anti-solenoid probes; quality factors for the probes without loading the sample (specified as unloaded) on the 2nd column; quality factors for the probes with the phantom sample loaded (specified as loaded) on the 3rd column.

Solenoid distance (# of turns)	Q(Unloaded)	Q(Loaded)
0.5cm (2)	144	80
1.0cm (2)	73	47
1.5cm (2)	71	40
1.5cm (3)	24	64
3.0cm (3)	13	50

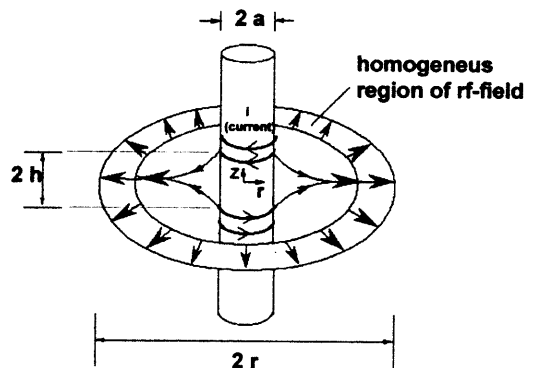


Fig. 1. RF-field distribution for an anti-solenoid coil.

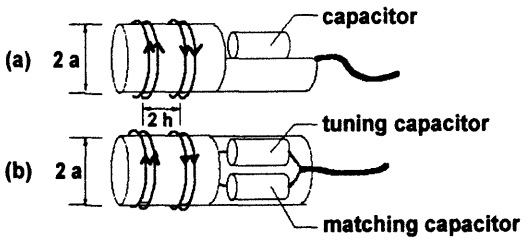


Fig. 2. Anti-solenoid probe; the diameter  $2a$  is 2.5cm, the distances between the two solenoids,  $2h$  for the anti-solenoid probes constructed are 0.5, 1.0, 1.5, 3.0cm (a) side-view of the anti-solenoid probe; (b) top-view of the anti-solenoid probe.

### 1. 뒤집음-탐침의 설계 및 제작

이상의 세 가지 조건들을 고려하여 역-솔레노이드 형태의 코일을 갖는 탐침들을 설계 및 제작하였다. 솔레노이드 코일 한 쌍을 서로 마주보게 위치시키고 전류를 서로 다른 방향으로 흐르게 하면, 두 자기장은 벡터적으로 합해져서 코일의 외부에 그림(1)과 같이 환형의 균일한 자기장 영역을 만들게 된다. 이때, 코일의 중심 축을 외부 자기장과 일치시키면 만들어진 환형의 RF-자기장은 외부 자기장과도 수직이 되어 조건을 만족시키게 된다. 그림(1)에서 보인 자기장의 형성 과정을 기초로 제작된 역-솔레노이드 코일을 그림(2)에 보였다. 전체 외경  $2a$ 는 2.5cm이고 한 쌍의 솔레노이드 코일간의 간격  $2h$ 는 0.5, 1.0, 1.5, 3.0cm 등 모두 네 가지로 만들었다. 두 코일 간격에 따른 자장의 세기를 고려하여 코일의 감은수(number of turns)가 2회와 3회인 것도 제작하였다. 코일은 지름 0.1cm인 구리 선을 이용하였고, 코일들의 재질로는 아크릴을 사용하였다. 제작된 탐침의 종류는 표[1]에서 알 수 있다.

### 2. 탐침의 tuning/matching조건 확인

설계 및 제작된 탐침의 tuning과 matching 조건을 외부 자기장의 세기에 따라 적당한 진동수에서 찾았다. 이때 사용한 장치는 회로망 분석기(network analyzer--wavetek benchmark 1150)로 이 장치에 return-loss bridge를 연결하여 탐침에 RF를 입력시키고 되돌아오는 출력을 감지기(sensor)로 관찰해서 tuning과 matching

조건을 찾았고, 더불어 각 탐침의 품질인자를 측정하였다. 공명 주파수는 1.5Tesla인 외부 자기장 내에서의  $^1\text{H}$  진동수에 해당하는 63.86MHz에 맞추었다. 용액이 채워진 시험용 시료에 제작된 탐침들을 넣지 않은 상태(unloaded)와 넣은 상태(loaded) 일 때의 품질인자가 표[1]에 있다.

### 3. 탐침 시험용 시료의 제작

외부로부터 신호를 얻을 수 있게 제작된 코일 형태의 탐침들의 성능을 시험할 수 있어야 하는 본 연구의 특성에 알맞게 시험용 시료를 설계 및 제작하였다. 본 연구에서 제작된 RF-탐침들은 자체를 둘러싸고 있는 시료로부터 발생하는 신호를 얻어야 하므로 그림(3)과 같이 탐침이 시료 내부에 위치할 수 있도록 시료의 가운데에 공간이 있고 그 둘레를 시료가 감싸는 형태로 제작하였다. 시험용 시료 틀의 재질은 모두 아크릴이고 틀 안은 증류수에  $\text{CuSO}_4$ 를 섞은 20mM의  $\text{CuSO}_4$  용액으로 채웠다.  $\text{CuSO}_4$ 를 섞는 이유는 핵자기 공명 실험 시 시료의  $T_1$ 을 줄일 수 있게 되어서, 비교적 짧은 TR을 쓰는 경우에도 강한 신호를 얻을 수 있고, 영상 시간도 줄일 수 있기 때문이다.

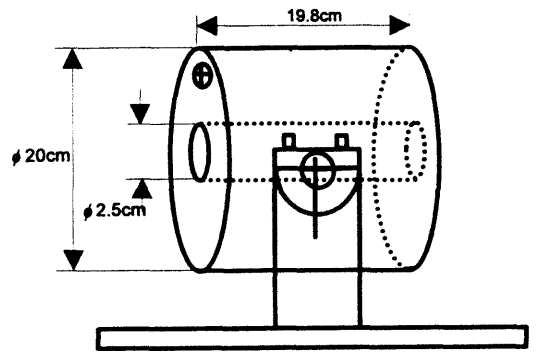


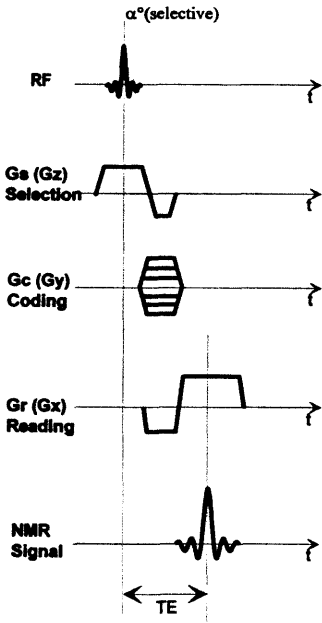
Fig. 3. Phantom for testing the probes; the phantom is made of acryl and is filled with distilled water doped with 20mM of  $\text{CuSO}_4$ .

시료의 가운데 빈 공간의 중심 축을 외부의 주 자기장과 일치시키고, 주자기장 방향을  $0^\circ$ 로 간주하여, 탐침을 그 안에 넣었을 때 탐침의 축과

주자기장과의 방향을  $\pm 15^\circ$ 까지 변화시킬 수 있게 제작했다. 시료의 받침에는 각도기를 부착시켜 정확한 각도를 측정할 수 있고, 시료 틀 위쪽에는 용액을 넣고 뺄 수 있는 나사 식의 개폐구가 있어 시간이 지나면서 기포로 인해 생긴 공간에 용액을 첨가할 수 있게 했다.

4.  $^1\text{H}$  영상 획득 및 신호-대-잡음비의 측정

이상에서 설계 및 제작된 역-솔레노이드 탐침들을 이용하여 시험용 시료에 대한  $^1\text{H}$  영상을 1.5Tesla의 주자기장을 갖는 초전도 자석의 핵자기공명 영상기에서 얻었다. 영상획득 시 펄스 형태는 그림(4)에서와 같은 일반적인 GRASS (Gradient Recalled Acquisition in Steady state)를 사용했고, 제작된 탐침이 획득하는 신호가 매우 강했기 때문에 이로 인해 생기는 신호의 포화를 막기 위해 RF-펄스의 격임각(flip angle)은  $10^\circ$ 로 했다. 영상의 크기는 8cm, TR/TE=300/17ms, 0.5Nex, matrix 크기는  $256 \times 256$ 이었다. 본 논문에서 제작한 탐침에 대한 성능 비교를 위해 기존의 몸통코일(body coil)과 머리코일(head coil)로도 동일 조건 하에서 영상을 얻었고, 이것들에 대한 신호-대-잡음비를 측정하여 비교했다.



III. 결 과

역-솔레노이드형 내부영상용 탐침은 Biot-Savart 법칙을 이용하여 그림(1)에서 처럼 한 쌍의 솔레노이드 코일이 동축 상에서 마주 보고 있을 때, 축 상의 중심에서 양 방향으로 발생하는 RF-자기장을 Mathematica(version2.2) 프로그램을 이용하여 계산하였다. 계산 시에는 코일의 감은수를 1회로 하였다. 그리고, 기하학적인 차이 특히 두 솔레노이드 간의 거리  $2h$ 의 변화에 따른 RF-자기장의 상태를 계산하고 2차원적인 자기장의 형태를 그림(5)에 그렸다. 그림(5)의 (a), (b), (c)에서는 탐침의 외경을 2.5cm로 조절할 경우 발생하는 RF-자기장의 분포를 보이고 있다. 코일의 간격이 넓어질수록  $z=0$  평면에서 형성되는 RF-자기장의 균일 영역은 넓어지나, 자기장의 크기가 감소해 가는 것을 알 수 있다. 그림(5)의 (d), (e), (f)에서는  $2h$ 를 1.0cm로 고정시키고  $2a$ 를 0.5, 1.0, 2.0cm 등으로 변화시킬 때 차이를 갖는 RF-자기장의 분포를 볼 수 있다.

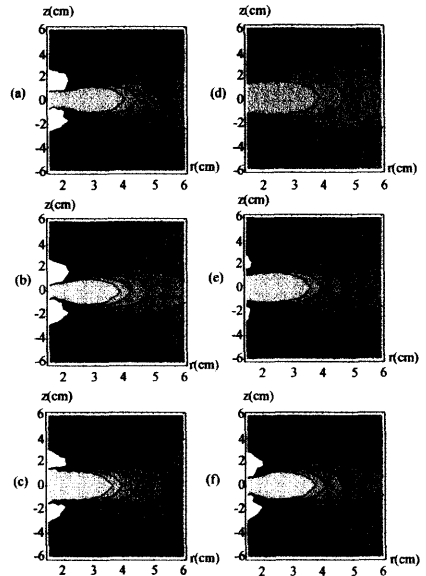


Fig. 5. Computer simulated RF-field maps; changes of RF-field distribution due to the changes of solenoid distance,  $2h$ , and radius,  $2a$ . The radius,  $2a$ , is fixed as 2.5cm and distance,  $2h$ , is (a) 0.5cm, (b) 1.0cm, (c) 2.0cm, respectively; the solenoid distance,  $2h$ , is fixed as 1.0cm and the radius,  $2a$ , is (d) 0.5cm, (e) 1.0cm, (f) 2.0cm, respectively.

Fig. 4. Timing diagram of GRASS sequence; flip angle  $\alpha$  of an RF-pulse was  $10^\circ$  instead of  $90^\circ$  to prevent signal saturation.

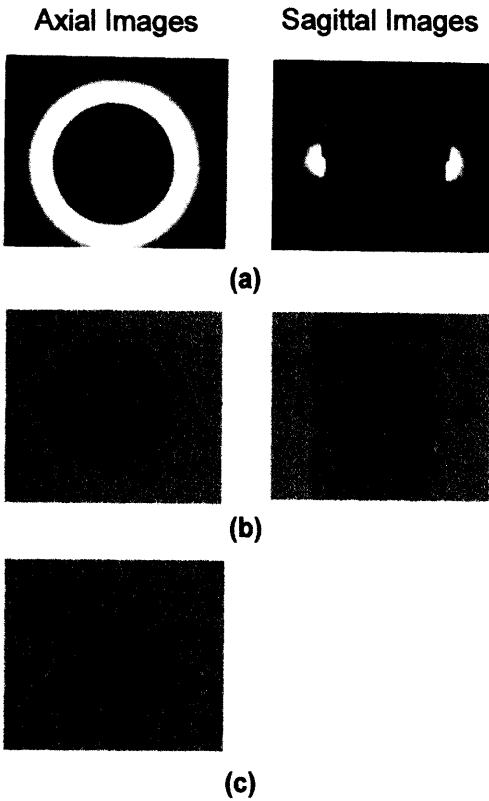


Fig. 6. 2 Dimensional images of the water phantom; on the left column axial are images which are on the plane perpendicular to the probe axis are shown while sagittal images are presented on the right column. (a) images for the 5mm anti-solenoid probe (b) images for the head coil (c) images for the body coil.

그림(6)에서는 각 탐침에 대한 시험용 시료의 영상을 보여주고 있다. 각각의 영상들은 모두 동일 조건하에서 얻은 영상으로서, 본 연구에서 제작된 역-솔레노이드 탐침으로 획득한 영상이 기존의 몸통코일(body coil)이나 머리카oil(head coil)과 같은 시제품 탐침으로 얻은 영상에 비해 월등하게 향상된 신호와 해상도를 얻었음을 알 수 있다. 이는 예상했던 대로 기존의 시제품 탐침들이 시료의 기하학적인 특성에는 적합하게 제작되지 않아 채움인자가 매우 작았기 때문이다. 그러므로 최적의 신호를 얻어 만족스런 결과를 얻기 위해서는 필요에 따라서 최적의 채움인자를

갖도록 제작하는 것이 매우 중요함을 알 수 있다. 각각의 탐침들에 대한 성능을 비교하기 위해, 영상 내에서 탐침이 위치하는 공간의 오른쪽 끝 부분에서 중심으로 부터 멀어지는 방향으로 8-10곳의 위치에서 신호-대-잡음비를 측정하여, 그림(7)에서와 같이 하나의 그래프에 표시하였다. 한 탐침내의 두 솔레노이드 간격이 0.5, 1.0, 1.5 cm인 경우 몸통코일과 머리카oil에 비해서 훨씬 향상된 신호-대-잡음비를 보이고 있다. 최대 10-20배 정도의 증가를 보인다. 역-솔레노이드 탐침의 각 제원의 차이에 따라서 솔레노이드의 간격이 1.0cm에서 1.5cm로 벗어나 증가되어 코일에서 멀어질수록 신호-대-잡음비는 감소하는 것이 관측된다.

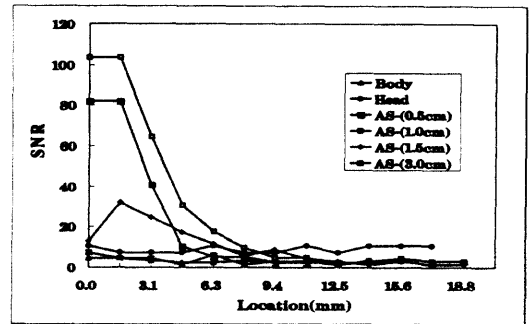


Fig. 7. Signal-to-noise ratios for the probes: signal-to-noise ratios for the commercial probes (body coil, and head coil) and for the anti-solenoid probes with the solenoid distances, 0.5, 1.0, 1.5, 3.0cm.

#### IV. 결론 및 논의

본 논문에서 제작된 내부 영상용 탐침을 응용하면 인체 내부 영상에 큰 도움이 될 것으로 예상된다. 역-솔레노이드 형태의 탐침을 관 형태의 인체내부의 관심 부위에 위치시켜서 영상을 얻을 때, 기존의 시제품 탐침에 비교하여 더욱 향상된 신호-대-잡음비 및 해상도를 얻을 수 있

을 것이다. 인체 응용에서는 여성의 자궁 질환이나 남성의 전립선에 관계되는 질병에 대한 진단에 큰 유용성을 보일 것으로 예상된다. 본 연구실에서는 역-솔레노이드와 같은 인체 활용에 대한 가능성을 계속 연구 중에 있다.

### 감사의 글

본 연구를 위해서 MRI Scanner를 이용하게 해 주신 연세대학교 의과대학의 정은기 박사님께 감사드립니다. 그리고, 시험용 시료제작에 도움을 주신 배재대학교 물리학과 김연수씨께도 감사드립니다. 그리고 본 논문은 95년도 배재대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 수행된 연구의 일부로 이에 감사드립니다.

### 참고문헌

1. A. Abragam, "The Principles of Nuclear Magnetism," Oxford Univ. Press (Clarendon), London and New York, 1961.
2. C.E. Hayes, W.A. Edelstein, et al., J. Magn. Reson. 63, 622 ('80).
3. D.W. Alderman, and D.M. Grant, J. Magn. Reson. 36, 447 ('79).
4. D.M. Ginsberg and M.I. Melchner, Rev. Sci. Instrum. 41, 122 ('70).
5. J. Hua, G.C. Hurst, and et al., SMRM IX, 1335 ('90).
6. R.K. Cooper and J.A. Jackson, J. Magn. Reson. 41, 400-405 ('80).