

핵자기공명 영상법을 위한 내부 영상용 뒤집음-탐침의 제작

고락길*, 이동훈*, 정은기**

* 배재대학교 물리학과

** 연세대학교 의과대학 진단방사선과

Construction of Magnetic Resonance Imaging Inside-out probes for Internal Imaging

R.K. Ko*, D.H. Lee* and E.K. Jeong**

* Dept. of Physics, Paichai Univ.

** Dept. of Diagnostic Radiology, Yonsei Univ.

Abstract

In imaging the samples or human internal organs in a tube shape, general RF-probe types (that encircles a sample or places on top of the sample) are usually unsuitable for the internal imaging due to the degradation of signal-to-noise ratios(SNR's). In the present study the inside-out probes for Magnetic Resonance Imaging (MRI) have been constructed in the three different shapes such as an anti-solenoidal, a saddle and a dual surface types which are positioned as close to the area as possible by putting the probe inside the tubelike sample to improve filling factor. RF-field distributions have also been calculated depending upon the geometrical changes of anti-solenoid probes. Moreover, the performance of the inside-out probes has been checked by measuring SNR's of the images acquired. The inside-out probes constructed in this study produced better SNR's and rf-field uniformity in the area close to the probes in comparing with any other commercial probes. There is a high possibility that the constructed probes in the present study are applicable to the diagnosis of human bodies.

서론

핵자기공명법은 제반 기초 과학, 공학 및 의학에서 널리 이용되어 오고 있는데, 이는 비파괴적으로 정보를 얻을 수 있고, 원하는 핵자만을 선택할 수 있는 등 어떤 다른 기법에 비교해서 월등한 특성들이 있기 때문이다. 그러나 성공적인 결과를 얻기 위해서는 rf-탐침(probe)의 감도가 언제나 문제로 대두된다. 핵자기공명법에서 쓰이는 탐침은 안테나와 같아서 탐침에서 멀리 떨어진 위치로부터의 신호는 가까운 경우 보다 미약하게 된다. 그러므로, 높은 신호대잡음비(signal-to-noise ratio)를 갖는 신호를 얻기 위해서는 관찰 부위에 직접 가까이할 수 있으면서 탐침이 제어할 공간과 그 관찰 부위의 제작이 비슷해서 탐침의 채움인자(filling factor)가 높아야 한다.^{1,2)}

일반적으로 핵자기공명에서 90°의 rf-펄스(rf-pulse)가 가해진 후 획득되는 신호대잡음비(signal-to-noise ratio)에 기여하는 인자들 중 코일에 관여되는 요소만을 생각하면, 다음과 같은 식으로 표시할 수 있다.¹⁾

$$\text{Signal/Noise} = \text{constant} \times f(M_0, \mu_0, \omega_0, F, \mathcal{A}) \eta (QV_c/T_c)^{1/2} \quad (1)$$

이때, M_0 는 핵의 자기화(magnetization); μ_0 는 투자율(permeability); Q 는 코일의 품질인자(quality factor); ω_0 는 Larmor frequency; V_c 는 코일의 부피; F 는 앰플리피카터(preamp)의 noise figure; T_c 는 탐침의 온도; \mathcal{A} 는 수신기(receiver)의 대역폭(bandwidth) 등이다. 즉, $M_0, \mu_0, \omega_0, F, \mathcal{A}$ 등과 같은 인자들의 함수 항과 탐침에 의한 부분들로 나눌 수 있을 것이다. 여기서 탐침에 기여하는 인자는 채움인자 $\eta = V_c/2V_c$ (여기서 V_s 는 시료의 부피, 품질인자 Q , 코일의 부피

V_c 와 탐침의 온도 T_c 이다. 높은 신호대잡음비를 얻는데 있어서, 코일의 품질인자와 채움인자를 크게 하여 코일과 시료사이의 coupling을 높이는 것이 매우 중요하다는 것을 알 수 있다.

현재 임상용이나 연구용 핵자기공명 영상기와 핵자기공명 분광기에 이용되는 탐침은 크게 두 가지 종류로 나눌 수 있다. 즉, 탐침이 시료 전체를 감싸는 형태와 시료의 표면에 위치하여 탐침 근방으로부터의 신호에 민감하게 반응하는 형태가 그것이다. 먼저, 시료(혹은, 인체 부위)를 감싸는 형태에는 솔레노이드 코일, birdcage 코일³⁾, Alderman-Grant 코일⁴⁾, saddle 코일⁵⁾ 등이 있다. 일반적으로 이들 코일 내부에서는 발생하는 rf-자기장이 매우 균일하며 채움인자가 클 경우, 감도도 높다는 장점이 있다. 또 다른 형태에는 표면코일(surface coil)⁶⁾ 처럼 시료의 표면에 가까이 놓고, 코일의 반지름 이내의 거리에 접근시켜서 이용되는 탐침이 있다. 표면코일은 시료의 기하학적인 모양을 감안하여, 시료 표면에서의 신호에 특히 관심이 있는 경우 이용되어 오고 있다.

그런데, 이와 같은 두 가지 일반적인 형태의 탐침으로 관 모양의 시료나 인체 내부(구강, 직장, 질, 땃줄 등)로부터 핵자기공명 영상이나 핵자기공명 분광선을 얻는 경우, 채움인자가 작아져 신호가 미약해지고 해상도가 저하되어 진단 및 분석에 큰 어려움이 있게 된다. 따라서, 관 모양의 인체 부위나 시료를 위하여, 그 부위에 최대한 가까이 위치시킬 수 있고, 또한 관심 부위만을 국소화시킬 수 있는 고감도의 탐침이 필요하게 된다. 본 논문에서 제작된 뒤집음-탐침의 하나인 역-솔레노이드형에 의해 발생하는 자기장에 대한 원리는 Jackson 등에 의해서 제시되었다.⁷⁻⁹⁾

본 논문에서는 핵자기공명 영상법(Nuclear Magnetic Resonance Imaging)에서 rf-탐침을 둘러싸는 시료나 인체 부위로부터 고해상도의 영상이나 분광선을 얻을 수 있는 고감도의 뒤집음-탐침을 제작하여 인체 내부 진단 활용에 기여하는데 그 목적을 두고 있다. 이를 위하여, 역-솔레노이드(anti-solenoid) 코일, saddle 코일, 이중표면(dual surface) 코일 형태 등을 써서 기존의 핵자기공명 영상 장치에서 쓸 수 있는 뒤집음-탐침의 설계, 제작 및 성능에 대한 시험을 하고 인체 진단에의 활용 가능성에 대해서 알아보았다.

실험방법

탐침의 설계 및 제작 시에 다음과 같은 문제점들을 고려했다: 1) 탐침 내의 코일에서 발생될 rf-자기장의 균일한 영역이 코일 외부에 위치하게 될 부위를 최대한 덮을 수 있어야 하며, 2) rf-자기장의 방향이 가능한 한 외부 자기장의 방향과 수직이 되어야 한다. 만일, 수직이 되지 않을 때는 채움인자와 rf-자기장의 균일도가 줄어들게 된다.¹⁰⁾

1) 뒤집음-탐침의 설계 및 제작

이상의 두 가지 사항들을 토대로 하여 몇 가지 형태의 코일을 갖는 탐침들을 설계 및 제작하였다. 먼저, 역-솔레노이드 코일 형태를 이용한 뒤집음-탐침을 설계 및 제작하였다. 그림(1)

에서와 같이 두 쌍의 솔레노이드 코일의 축은 외부의 자기장의 방향과 나란하게 위치시켜, 코일을 흐르는 전류에 의해서 형성되는 rf-자기장의 방향은 원통 축과 수직이 되며, 균일한 rf-자기장의 영역은 솔레노이드 코일의 원통을 둘러싸는 고리 모양을 이루게 된다. 이상과 같이 제작된 역-솔레노이드 형태의 코일 이외에, 서로 직교하는 두 개의 표면코일을 하나로 합친 이중표면코일(dual surface coil)과 saddle 코일을 제작하였다.

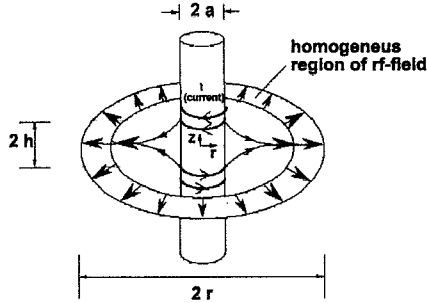


Fig. 1. RF-field distribution for an anti-solenoid coil.

2) 탐침의 tuning/matching 조건 확인

설계 제작된 탐침은 외부 자기장의 세기에 따라서 적당한 진동수에 tuning과 matching 조건을 찾았다. Tuning과 matching 조건은 회로망 분석기(network analyzer -- wavetek benchmark 1150)에 return-loss bridge를 연결하여 탐침에 분석기로부터 rf-입력을 넣어주고, 되돌아오는 출력을 감지기(sensor)로 관찰해서 탐침의 품질인자(quality factor)를 측정하였다. 1.5 Tesla 인 외부 자기장 내에서의 ¹H 진동수에 해당하는 63.86 MHz에 맞추었다. 각 탐침의 품질인자는 시험시료 안에 넣지 않은 경우(unloaded)와 시험시료 안에 넣었을 때(loaded)의 두 가지 경우에 있어서 측정했다.(표(1) 참조)

| Coil description | | Q(Unloaded) | Q(Loaded) |
|-------------------|-----------------------|-------------|-----------|
| Antisolenoid Coil | Interval (# of turns) | | |
| | 0.5cm(2) | 144 | 80 |
| | 1.0cm(2) | 73 | 47 |
| | 1.5cm(2) | 71 | 40 |
| | 1.5cm(3) | 64 | 24 |
| Saddle Coil | | 110 | 82 |
| Dual Surface Coil | | 177 | 148 |

Table 1. Quality factors of the inside-out 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.

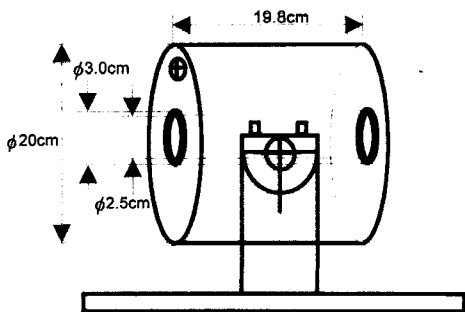


Fig. 2. Phantom for testing the probes: the phantom is made of acryl and is filled with distilled water doped with 20mM of CuSO₄

3) 탐침 시험용 시료의 제작

이상과 같이 제작된 코일 형태의 탐침들의 성능을 시험할 수 있는 시험시료를 제작하였다. 본 연구에서 제작된 탐침은 자체를 둘러싸고 있는 시료로부터 발생되는 신호를 얻어야 하므로 시험 시료를 그림(2)과 같이 시료의 중앙을 비우는 형태로 제작하였다. 즉, 탐침이 위치할 수 있는 공간을 비우고 시료가 탐침을 둘러싸도록 설계 및 제작했다.

그리고, 탐침의 축과 주자기장(main magnetic field) 방향과의 각도를 변화하면서 실험할 수 있도록 시험 시료에 각도기를 부착시켜서 주자기장의 방향을 기준으로 하여, ±15°의 변화를 가할 수 있게 했다.

4) ¹H 영상 획득 및 신호대잡음비의 측정

이상에서 설계 및 제작된 뒤집음-탐침을 이용하여 시험용 시료에 대한 ¹H 영상을 얻었다. 영상획득 시에는 GRASS(Gradient Recalled Acquisition in Steady State)¹¹⁾ sequence를 사용했다.(그림(3) 참조) 제작된 탐침이 획득하는 신호가 매우 강했고 이로 인한 신호의 포화를 막기 위해서 각임각(flip angle)은 10°로 했다. 영상의 크기(field of view)는 8cm, TR/TE=300/17ms, 0.5 NEX(number of excitation), matrix 크기는 256x128 등이었다. 위의 세 가지 형태의 탐침과 제작된 시료를 써서 성능을 비교 분석하기 위하여, 상품화된 코일인 몸통코일(body coil), 머리코일(head coil) 등으로부터 동일 조건에서 획득된 시험 시료 영상 등과 신호대잡음비 등을 측정 및 비교하였다.

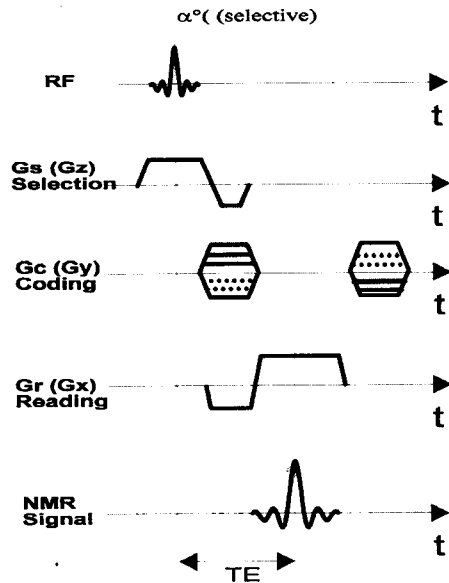


Fig. 3. Timing diagram of GRASS sequence: flip angle α of an RF-pulse was 10° instead of 90° to prevent signal saturation.

결과

본 논문에서 제작된 역-솔레노이드, saddle, 이중표면 코일 등 세 가지 형태의 뒤집음-탐침의 성능을 알기 위해서 측정된 품질인자를 표1에서와 같이 측정하였다. 서론에서 설명한 바와 같이 획득된 신호에 있어서 신호대잡음비는 품질인자의 제곱근에 비례한다. 즉, 품질인자는 고감도 탐침을 제작하기 위해서는 향상시켜야 하는 중요한 인자이다.

그림(4a-e)에서는 각 탐침에 대한 시험용 시료의 영상과 그 영상내의 한 수평선상에서의 수평밀도곡선(profiles)을 함께 보이고 있다. 영상 내의 원 부분은 비어있는 공간이고 물이 있는 원의 외부에서 영상 신호 획득이 이루어졌다. 대부분 동일한 조건에서 (단, 머리코일과 몸통코일과 같은 시제품 코일의 경우 phase wrapping 현상에 의한 liasing을 없애기 위해서 0.5 NEX 대신, 2 NEX를 썼다.) 획득된 영상들인데 수평밀도곡선에서 분

수 있듯이 본 연구에서 제작된 뒤집음-탐침의 경우 몸통코일, 머리코일과 같은 상품화된 코일(commercial coils) 등에 비교할 때, 향상된 해상도를 갖는다는 것을 알 수 있다. 역-솔레노이드형 코일의 경우, 획득된 axial영상은(축 방향에 수직으로 자른 단면의 비파괴 영상) 코일 둘레에서 매우 균일함을 보인다. 그리고 saddle 코일과 이중표면코일(dual surface coil)의 경우는 균일성 면에서는 역-솔레노이드형 형태보다는 반 정도로 감소하지만, 실제 saddle 형태나 이중표면코일의 경우는 영상 영역에 대한 역-솔레노이드형 코일에 비교할 때, 약 2배 멀리 확장됨을 볼 수 있다. 서로 다른 탐침들에 대한 성능을 비교하기 위해서 영상 내에서 탐침이 위치하는 공간의 한 쪽 끝 부분에서 중심으로부터 멀어지는 방향으로 8-10곳의 위치에서 신호대잡음비를 측정하여 그림(5)에 한 그래프로 표시하였다.

역-솔레노이드형의 뒤집음-탐침의 경우 기하학적인 차이에 따른 발생 rf-자기장을 Biot-Savart 법칙을 이용하여 계산하였고, $z=0$ 인 평면 위에서 환형의 rf-자기장 균일 영역 바깥쪽으로의 방향 r이 증가함에 따른 rf-자기장 분포의 변화를 나타내었다. 계산 시에는 구리선의 감긴수를 1회로 하였다. 그림(6a)에서는 탐침의 외경을 2.5cm로 고정시키고 두 솔레노이드 간격 2h를 0.5, 1.0, 1.5, 3.0cm로 조절할 경우의 rf-자기장 분포를 나타내고 있다. 그림(6b)에서는 2h를 1.0cm로 고정시키고 2a를 0.5, 1.0, 1.5, 3.0cm 등으로 변화시킬 때 차이를 갖는 rf-자기장의 분포를 볼 수 있다. 그림(6a)에서 $r=1.5$ cm에서의 수직선은 핵자기공명 영상시 시험 시료의 빈 공간을 제외하고 시료의 중심에서 물이 시작되는 부분이다. 다시 말해서 영상 신호가 보이기

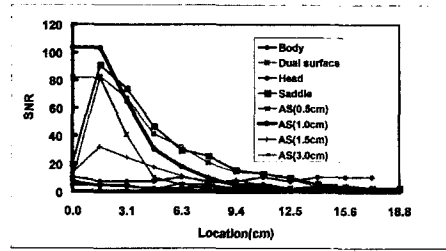


Fig. 5. Signal-to-noise ratios for the probes: signal-to-noise ratios for the commercial probes (body coil, head coil), for the anti-solenoid(AS) probes with the solenoid distances, 0.5, 1.0, 1.5, 3.0cm, and for dual surface coil and saddle coil.

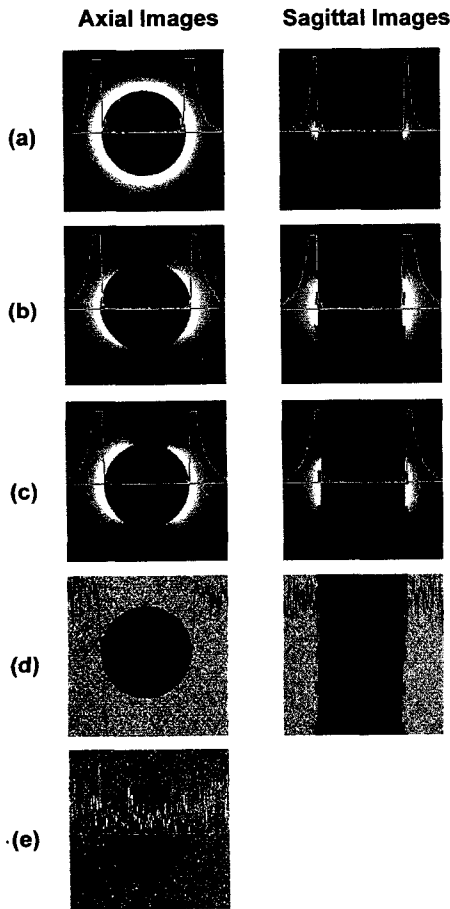
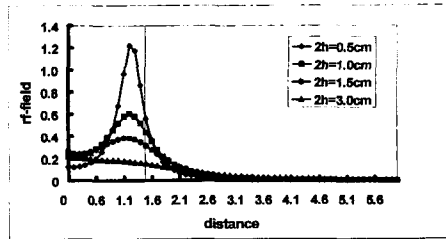
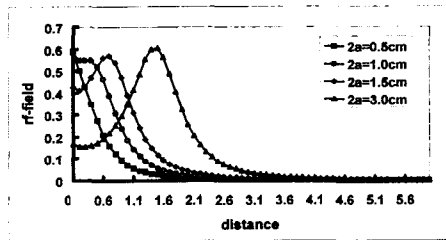


Fig. 4. 2 dimensional images of the water phantom: on the left column axial images which are on the plane perpendicular to the probe axis are shown while sagittal images are presented on the right column. (a) images for the 0.5cm(2h) anti-solenoid probe (b) imaging for the dual surface coil (c) imaging for the saddle coil (d) images for the head coil (e) images for the body coil.



(a)



(b)

Fig. 6. Computer simulated rf-field distribution.

시작하는 위치라고 말할 수 있다. 코일의 지름이 일정하고 솔레노이드 간격이 증가할 수록 신호의 세기는 감소하며 코일 중앙에서 형성되는 균일 rf-자기장 영역은 증가하는 현상을 볼 수 있다.

역-솔레노이드형 탐침의 경우, 두 솔레노이드 간의 간격 2h의 값이 커질 수록 균일한 rf-자기장 영역이 커지는 반면, 2h 값이 커져서 탐침의 지름 2a 이상으로 증가될 수록 신호대잡음비가 감소하는 현상을 볼 수 있다. 따라서, 역-솔레노이드 형태의 뒤집음-탐침을 이용하는 경우 환형의 관심부위의 크기에 따라서 두 솔레노이드의 간격을 조절하여 탐침의 지름 정도 되었을 때, 최적의 신호대잡음비를 얻을 수 있을 것이다. 그리고, saddle이나 이중표면 형태의 코일을 이용하면 비록 시료의 전체 둘레에 대한 정보를 얻을 수는 없으나, 이미 실험 결과에서 볼 수 있듯이 동일한 탐침의 지름에 대한 역-솔레노이드 형태보다 더 넓은 균일영역을 얻게 되어 이러한 형태의 탐침 또한 중요성을 가질 것이다.

결론 및 논의

본 논문에서 제작된 몇 가지 형태의 뒤집음-탐침을 이용하면 다음과 같은 중요한 응용이 가능할 것이다. 현재 한국에서 주요한 여성 질환 중의 하나인 자궁질환이나 남성의 전립선에 관계되는 질병 등의 진단용 핵자기공명 영상기 탐침으로 이용할 수 있을 것이다. 지금까지 얻은 영상을 토대로 할 때 병변 진단에 큰 역할이 기대된다. 뒤집음-탐침을 인체 내부에 비파괴적으로 위치 시켜서, 핵자기공명 영상을 얻을 때, 현재 시제품으로 이용되고 있는 어떠한 탐침을 이용할 때보다도 더 향상된 해상도를 갖는 영상을 얻을 수 있을 것이고 신뢰도가 더욱 향상된 병변 진단이 가능할 것이다.

참고문헌

1. A. Abragam, "The Principles of Nuclear Magnetism," Oxford Univ. Press (Clarendon), London and New York, 1961.
2. D.I. Hoult and R.E. Richards, *The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment*, J. Magn. Reson., Vol. 24, pp. 71-85, 1976.
3. C.E. Hayes, W.A. Edelstein, J.F. Schenck, O.M. Mueller, M. Eash, *An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5T*, J. Magn. Reson., Vol. 63, pp. 622-628, 1985.
4. D.W. Alderman, and D.M. Grant, *An efficient decoupler coil design which reduces heating in conductive samples in superconducting spectrometers*. J. Magn. Reson., Vol. 36, pp. 447-451, 1979.
5. D.M. Ginsberg and M.I. Melchner, *Optimum geometry of saddle coils for generating a uniform magnetic field*, Rev. Sci. Instrum., Vol. 41, pp. 122-123, 1970.
6. J.J.H. Ackerman, T.H. Grove, G.G. Wong, D.G. Gadian, and G.K. Radda, *Mapping of metabolites in whole animals by ³¹P NMR using surface coils (diagnosis application)*, Nature, Vol. 283, pp. 167-170, 1980.
7. R.K. Cooper and J.A. Jackson, *Remote(inside-out) NMR. I. Remote production of a region of homogeneous magnetic field*, J. Magn. Reson., Vol. 41, pp. 400-405, 1980.
8. L.J. Burnett and J.A. Jackson, *Remote(inside-out) NMR. II. Sensitivity of NMR detection for external samples*, J. Magn. Reson., Vol. 41, pp. 406-410, 1980.
9. J.A. Jackson, L.J. Burnett, and J.F. Harmon, *Remote(inside-out) NMR. III. Detection of nuclear magnetic resonance in a remotely produced region of homogeneous magnetic field*, J. Magn. Reson., Vol. 41, pp. 411-421, 1980.
10. J. Hua, G.C. Hurst, and *et al.*, *Intravascular (catheter) NMR Receiver Coil: Technical Developments and In-Vivo Imaging Results*, SMRM IX, pp. 1335, 1990.
11. Harms SE, Flaming DP, Fisher CF, Fulmer HY, *New method for fast MR imaging of the knee*, Radiology, Vol. 173, pp. 743-750, 1989.