

회전자계 역수신 코일을 이용한 관벽의 자기공명 영상

문치웅 · 조종운

인제대학교 의용공학과

(2001년 8월 23일 접수, 2001년 9월 21일 채택)

Magnetic Resonance Imaging of Lumen Wall using Quadrature-typed Inside-out Receiver Coil

Chi-Woong Mun, Jong-Woon Cho

Dept. of Biomedical Engineering, Inje University

(Received August 23, 2001. Accepted September 21, 2001)

요약 : 본 연구에서는 회전자계역수신코일(quadrature typed inside-out receiver coil)을 제작하고 이를 이용하여 코일 바깥 영역인 팬텀 관벽에 대한 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, 이하 MRI라 함)을 얻었다. 자기공명영상법에 있어서 역 솔레노이드코일이나 8극 코일과 같은 기존의 역수신코일(inside-out receiver coil)은 영상영역(Imaging region)이 좁을 뿐만 아니라 영상영역 내의 영상신호가 불균일(inhomogeneous)하다는 단점들이 있었다. 본 연구에서는 이들을 보완하면서 신호대잡음비(S/N ratio)도 이론적으로 약 1.4배 높일 수 있는 회전자계역수신코일(quadrature inside-out receiver coil)을 제안하여 관벽의 영상을 얻을 수 있는 코일을 개발하였다. 코일은 두 개의 안장코일(saddle coil)을 서로 수직 방향으로 배치하여 서로 간섭을 일으키지 않으면서 최대의 신호를 수신할 수 있게 하였다. 코일에 대한 컴퓨터 모의실험(simulation)을 8극코일, 단일안장코일과 회전자계코일에 대해서 수행하였고 이들 각각 코일을 제작하여 팬텀 관벽의 영상 실험을 1.5T와 0.3T MRI 장치에서 수행하였다. 회전자계역수신코일의 성능은 단일안장코일과 8극코일보다 감도의 균일도가 우수하였고 신호대 잡음비도 단일안장코일에 비하여 약 36% 높게 측정되어 이론적인 41%와 근사한 결과를 얻었다.

Abstract : This study proposes a quadrature-typed inside-out receiver coil to obtain magnetic resonance(MR) images of lumen wall. This means that the coil should receive the signals from out-side of receiver coil. This coil has wide and uniform sensitive region to compare with previous coils such as anti-solenoid coil, octal-pole coil and so on. These coils have the disadvantages that sensitive region is narrow and inhomogenous. The proposed coil is consist of two saddle coils of which directions are orthogonal to one another. The sensitivity maps of octal-pole coil, single-saddle coil and quadrature-typed inside-out coil were obtained by computer simulation. And phantom images for each coil were obtained to evaluate the performances of the coil using both 1.5T superconducting and 0.3 permanent magnet MRI system. The uniformity of quadrature coil's sensitivity map was superior to that of octal-pole coil. Experimentally measured SNR of quadrature coil is also 36% higher than that of single-saddle coil. This study shows the possibility of quadrature-typed inside-out receiver coil for the MR lumen wall images.

Key words :

서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, 이하 MRI라

<속보논문>

“이 논문은 1999년도 한국학술진흥재단의 연구비에 의하여 지원되었음”(KRF-99-003-E00199)

통신저자 : 문치웅, (621-749) 경상남도 김해시 어방동 607

인제대학교 의용공학과

Tel. (055)320-3297, Fax. (055)337-1303

E-mail. mcw@bse.inje.ac.kr

함)은 강한 자장 속에서 인체에 무해한 방법으로 인체 내부의 2차원 단면 영상이나 3차원 영상을 얻어 질병을 진단할 수 있도록 하는 의료영상 기기이다. MRI는 인체에 대한 무해성과 함께 다양한 진단기능으로 그 사용 범위가 확장되어가고 있다. 양질의 MR 영상이라 함은 해상도 및 SNR이 높고 artifact가 없어서 정상조직과 비 정상조직을 쉽게 구별해 낼 수 있는 대조도(contrast)가 높은 영상을 말한다. MRI system의 성능이 향상됨에 따라 과거에는 불가능했던 새로운 영상기법들이 구현되고 또한 MR 영상의 질도 상당한 수준까지 향상되었다. 양

질의 영상을 획득하고자 하는 노력은 계속되고 있는데 그 중의 하나가 인체의 특정 부분을 고해상도로 영상화하려는 노력이다. 관심영역(region of interest : ROI)의 조직과 수신코일을 매우 가깝게 접근시키면 ROI 영역에 대한 코일의 감도를 높일 수가 있기 때문에 양질의 고해상도 영상을 얻을 수 있다. 혈관 또는 직장의 주변과 같은 인체의 특정 부위에 대하여 고 해상도이면서 높은 신호대잡음비(Signal-to-noise ratio : SNR)를 갖는 양질의 영상을 얻고자 하는 것도 그러한 경향의 일부이다. 보통 MR 수신코일(receiver coil)은 영상을 얻고자 하는 부위를 바깥에서 둘러싸는 형태를 취하며 코일 안에 위치하는 대상체(object)의 크기가 얻고자 하는 영상영역(Field of view : FOV)의 최소 값이 된다. 보다 높은 해상도를 얻기 위해서 FOV값을 코일 내부에 있는 대상체의 크기보다 작게 할 경우 aliasing artifact를 만들어내는 문제가 발생한다. 이외에도 고해상도 영상을 얻을 경우 화적소(Voxel)의 크기가 작아지기 때문에 SNR이 급격히 줄어들어 영상의 질을 떨어뜨리게 된다. 이러한 문제들을 해결하고 짧은 시간에 양질의 MR 영상을 얻기 위해서는 영상을 얻고자하는 관심부위(Volume of interest : VOI)에 적당한 크기의 수신코일을 가까이 위치시키는 것이 유리하다. 동물 또는 인체 내부에 수신코일을 삽입하여 고해상도의 영상을 얻으려는 시도는 이미 많은 연구자들에 의해 시도되어 왔다¹. 자궁경부코일²⁻⁵, 직장코일⁴⁻⁵ 등은 그러한 목적으로 만들어진 코일이며 특히 혈관의 벽(lumen or vessel wall)을 영상화하고자 하는 연구⁶⁻⁹도 많은 연구자들의 관심거리였다. MR 수신코일이 대상체에 삽입되려면 코일의 크기가 일반 수신코일보다 훨씬 작아야 한다. 이러한 코일을 사용하면 코일의 수신감도는 코일로부터 거리가 멀어질 수록 나빠지기 때문에 대상체의 크기보다 FOV를 줄여도 aliasing artifact 문제가 없다. 또한 수신코일이 영상을 얻으려는 관심영역의 조직에 매우 가깝게 접근하므로 감도를 높일 수가 있어서 고해상도이면서도 SNR이 높은 양질의 MR 영상을 얻을 수 있다. 여기서 사용되는 수신 코일이 일반 코일과 다른 점은 영상영역(Imaging region)이 코일의 바깥부분이라는 것이다. 즉 영상관심 영역은 코일을 둘러싸고 있는 주변의 조직이 된다. 가장 간단한 구조를 가지면서 오래 동안 많이 이용되는 코일은 고리형(loop type)의 표면코일(surface coil)이다. 고리형의 표면코일을 이용하여 자궁경부 및 직장의 영상 및 분광정보를 얻어 실제 임상에 적용하고 있는 예도 있다. 이러한 목적으로 설계·제작된 코일을 역수신코일(inside-out receiver coil, 혹은 뒤집음-탐침이라고도 함¹⁰)이라고 부른다.

초전도 MRI에서 사용하기 위한 역수신코일로 역-솔레노이드형(Anti-solenoid type), 이중표면코일형(dual surface coil type), 안장형 코일(saddle typed coil)¹⁰ 외에 8극 코일형(octal pole coil type)¹¹과 같은 많은 코일들이 제안되었으나 임상적으로 사용되기에는 몇 가지 단점들을 가지고 있다. 예를 들어 어떤 형태의 코일은 axial, sagittal, coronal과 같은 임의 방향의 단면 영상들을 얻지 못하고 일부방향의 영상만 가능하다는지, 어떤 형태의 코일들은 임의의 방향으로 영상을 얻을

수 있다하더라도 FOV내의 코일 수신감도(sensitivity)가 균일하지 못한 것이 대부분이었다. 이러한 단점을 보완하기 위해 제안된 8극 코일도 수신감도가 코일 둘레로는 균일하지만 방사선 방향으로는 코일에서 멀어질 수록 감도가 급격히 떨어지는 단점이 있다. 또 역-솔레노이드형 코일은 기하학적 구조 때문에 코일의 중앙부에서 둘레 방향의 감도는 좋게 나타나지만 이 지역에서 코일의 축 방향으로 중앙에서 벗어나면 감도는 급격히 떨어진다. 이러한 역수신코일들의 단점 때문에 실제 임상적용이 활발하지 못한 형편으로 이러한 단점을 보완하여 실제 사용이 가능한 새로운 역수신코일의 등장이 필요하였다. 따라서 본 연구에서는 최근에 제안되었던 8극형 역수신 코일과 회전자계 역수신 코일을 제작하고 영상을 얻어 비교함으로써 임상적용 가능성의 여부를 알아보려고 한다. 자기공명 영상법에 있어서 영상영역(Imaging region)이 좁고 그 영상영역 내에서도 영상신호의 감도가 공간적으로 균일하지 못하다는(inhomogeneous) 기존 역수신코일(inside-out receiver coil)들의 단점들을 보완하면서 SNR도 약 1.41($\cong\sqrt{2}$)배 높일 수 있는 회전자계수신방식(quadratic receiving method)¹²⁻¹³의 역수신코일을 제안하고 이를 설계·제작하여 phantom의 관벽영상을 얻어 그 동작 및 성능을 확인하였다.

재료 및 방법

8극형 역수신코일(octal pole inside-out receiver coil)

본 연구에서 제작된 8극형 역수신코일의 구조를 그림 1에 나타내었다. (a)에는 측면, (b)에는 정면에서 본 모습이다. 아크릴 원통의 바깥에 zig-zag 모양으로 구리선을 감아 8개의 구리선이 원통의 축과 나란하고 구리선간에 등간격의 배열되도록 하였다. 여기서 화살표가 나타내는 전류의 상대적인 방향에 의해 발생하는 자장은 원통의 중심으로부터 방사형으로 퍼져 가는 방향을 갖도록 하고 있다. 이러한 코일의 바깥 영역에서 보면 코일의 둘레방향(ϕ) 뿐만 아니라 코일의 축(z) 방향으로의 감도가 균일하지만 방사형 방향으로의 감도가 급격하게 떨어지는 단점을 지니고 있다.

회전자계수신코일(quadrature-typed inside-out receiver coil)

회전자계수신코일은 그림 2(a)와 (b)에 나타난 바와 같이 잘 알려진 안장코일(saddle coil)을 기본구조로 하고 있다. (a) 그림의 안장코일은 상하 방향(y)의 성분을 갖는 자장을 검출하게 된다(선형편향자계 : linearly polarized magnetic field). 회전자계를 검출하기 위해서 좌우 방향(x) 성분의 자장도 검출해야 하는데 이를 위해서는 같은 구조의 안장코일을 하나 더 제작하여 그림 2(a), (b)에서처럼 두 코일이 서로 90° 방향으로 배열된 구조가 되도록 제작하였다. 신호를 검출할 때에는 두 코일로부터 나오는 신호 중에서 하나를 90° 위상전이 시킨 다음 나머지 신호와 더하게 되면 회전자계 신호를 얻게된다. 독립된 이 두 안장코일을 그림 2(c)처럼 서로 직각이 되게 결합 구조가 되면 하나의 회전자계 수신코일이 구성된다. 각각의 안

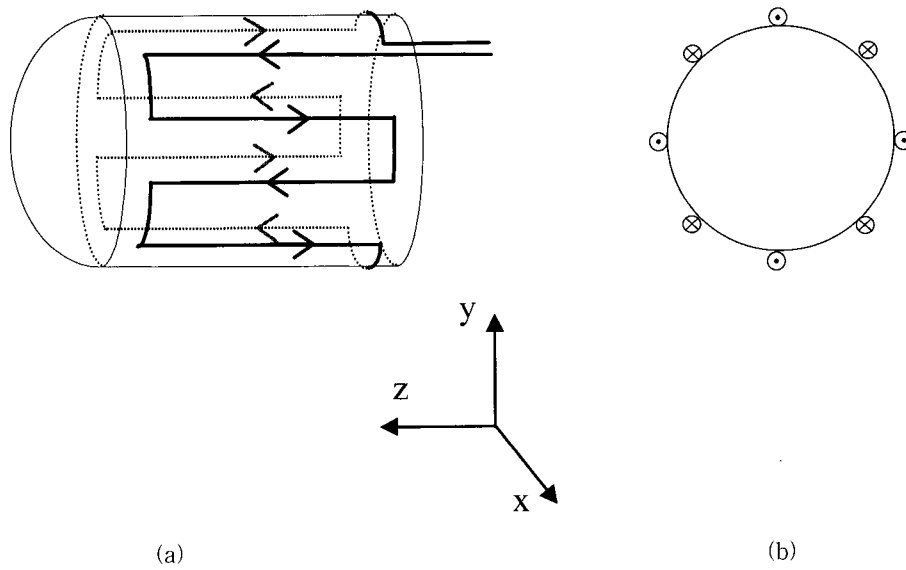


Fig 1. The structure of octal pole inside-out receiver coil. (a) side-view and (b) front view with rectangular coordinate system. Arrows indicate the relative direction of current on the coil wires

그림 1. 8극 역수신코일의 구조 직각 좌표계에서 본 (a) 측면 모습 (b) 정면 모습. 화살표는 상대적인 전류의 방향을 나타낸다

장 코일은 정합회로(tuning circuit)를 가지고 있으며 이 들은 주자석(main magnet)의 자장에 대응하는 공명주파수(resonance or Larmor frequency)에서 임피던스가 전치증폭기의 입력 임피던스(일반적으로 50Ω)가 되도록 조절하였다. 이들 두 안장코일에서 독립적으로 수신된 각각의 신호는 그림 2(c)에서 보인 것처럼 정합회로 다음 단계에서 더해진 후 전치증폭기(pre-amplifier)에서 증폭되는데 이 과정에서 최대의 신호가 얻어지도록 두 안장코일의 배열 각도와 정합회로를 미세 조절하였다. 회전자계 방식의 코일을 제작할 때는 두 안장 코일간의 간섭을 최소화 시켜서 각각의 코일을 공명주파수에 정합을 시킬 때 다른 코일의 정합 조절된 상태가 영향을 받지 않도록 해야 하므로 세심한 주의를 요한다.

컴퓨터 모의 실험

본 연구는 “좁은 관에 MR 수신코일을 삽입하여 코일의 주변을 둘러싸고 있는 관벽 주변에 대한 MR 영상을 얻는 것”으로 단순화시킬 수 있다. 이때의 관심이 되는 영상 영역은 삽입된 코일의 바깥 부분이 된다. 이를 위해 두 안장코일이 서로 수직 방향으로 신호를 수신하는 구조를 갖는 회전자계 역수신 코일(Quadrature typed inside-out receiver coil)을 제안하고 이를 설계·제작하기 전에 잘 알려진 Bio-savart 법칙을 이용하여 C 언어로 컴퓨터 모의 실험을 실행하였다. 코일의 능동선(active wire)으로부터 계산된 자장에서 횡단면(transverse) 성분의 크기(coil sensitivity)를 구하여 영상으로 나타내었다.

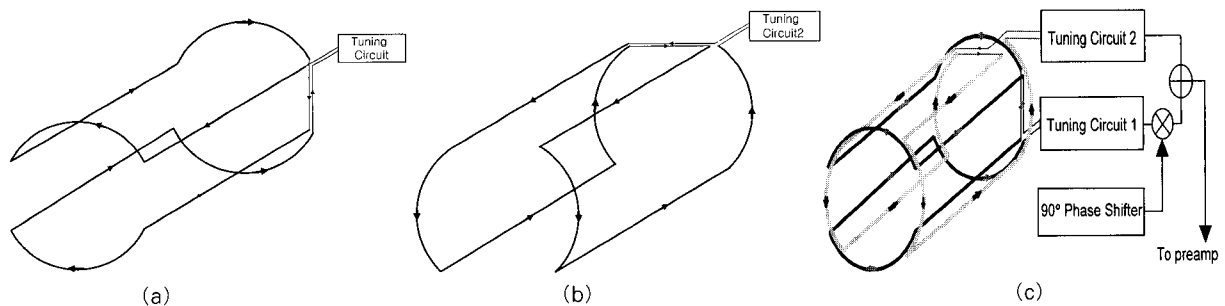


Fig. 2. The proposed structure of quadratic inside-out receiver coil. (a) A saddle coil with (b) another 90° rotated saddle coil. (c) Each saddle coil has tuning circuit. Output signals are added to send to preamplifier after the phase of one output signal from tuning circuit is shifted by 90° degree

그림 2. 제안된 회전자계 역수신코일의 구조. (a) 하나의 안장 코일과 (b) 90° 방향을 갖는 다른 안장코일. (c) 각 코일은 정합 회로를 가지고 있다. 한 정합회로의 출력 신호를 90° 위상전이 시킨 후 더하여 최종 신호를 얻는다

기존의 안장형 코일, 8극 코일들에 대한 감도지도(sensitivity map)를 구하고 제안된 회전자계역수신코일의 결과와 비교하여 평가하였다. 또 단일안장코일로 된 선형편향자계코일과 제안된 회전자계코일의 감도영역 균일성을 컴퓨터 모의실험으로 비교하였다. 본 실험에서 측정된 코일의 감도영역은 코일의 중앙에서 phantom 관벽을 관찰하기에 가장 알맞은 단면을 택하였다.

코일의 설계

본 연구에서 제안된 회전자계코일은 그림 2의 구조로 제작되었다. 그림 2와 같은 기하학적 구조의 안장코일을 만들기 위해 에나멜로 표면 코팅 처리된 구리선으로 그림 3에 나타난 크기의 코일을 2개 만들고 이들을 지름 3cm, 길이 5cm의 플라스틱 원통 위에서 서로 기하학적으로 수직 배열이 되도록 하였다. 그림 3에서 코일의 길이는 그림 2의 조건을 만족하기 위해 L_a 와 L_d 를 각각 3.14cm와 1.57cm로 설계되었으며 코일의 길이 L 은 4cm로 하였다. 그림 3의 설계도에 의해 만들어진 코일은 지름 3cm 길이 5cm의 플라스틱 원통에 감겨 그림 2(a)의 구조가 되도록 하였다. 이 위에 또 다른 그림 2(b)의 코일을 얹어 그림 2(c)의 회전자계코일을 완성하였다.

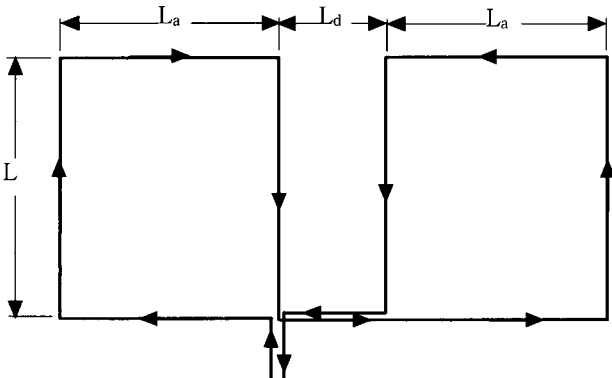


Fig. 3. The design diagram of the unfolded saddle coil
그림 3. 안장코일을 제작하기 위해 코일을 펼쳐놓은 그림

정합회로

각 안장코일에서 신호를 효율적으로 수신하기 위해서는 코일의 임피던스가 신호의 중앙주파수(MRI의 주자석에 의해 결정되는 공명주파수)에서 전치증폭기의 임피던스와 같아야 한다. 코일의 임피던스는 코일 주변환경 특히 대상체와 코일이 얼마나 결합(coupling)되어 있는가에 따라 달라지기 때문에 (loading effect) 코일의 성능을 최대로 발휘하려면 정합회로 (tuning circuit)를 통해 수시로 조절되어야 한다. 상업화된 코일에서는 auto-tuning기능이 있어 scan 전에 자동으로 tuning을 하기 때문에 사용자는 더 이상 신경을 쓸 필요는 없지만 본 연구에서는 자동정합(auto-tuning) 기능은 고려하지 않았다. 본 연구에서 사용된 정합회로는 다음의 그림 4와 같다. L 은 안장코일의 인덕턴스를 나타내고 C_{T1} , C_{T2} 는 tuning capa-

citance, C_{M1} , C_{M2} 는 matching capacitance이다. 코일 L_d 와 양방향 diode D 는 RF의 Transmit(Tx) mode에서 코일의 tuning 상태를 바꾸어 줌으로써 강한 RF pulse가 수신코일에 유도되는 것을 방지하는 것 외에도 전치증폭기(pre-amplifier)를 보호하기 위한 decoupling 회로이다. 본 연구에서 코일의 정합회로 조절에 사용된 계측기는 휴렛팩커드사의 회로망 분석기(Network Analyzer, model 명 : HP8712ET)로 Smith-chart display mode에서 수행되었다.

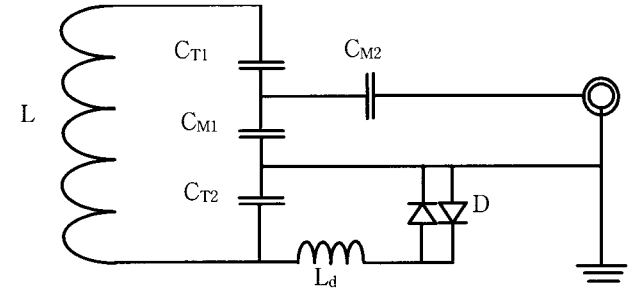


Fig. 4. Tuning circuit for single saddle coil
그림 4. 단일 안장코일의 정합회로

MR 영상실험

제작된 코일의 동작 여부와 성능을 평가하기 위해 Acryl 재료를 이용하여 그림 5의 구조로 지름 20cm, 길이 20cm의 원통형 phantom을 제작하였다. Phantom의 중앙에 그림 5처럼 지름 4 cm의 빈 원통관을 두어 역수신코일을 삽입할 수 있도록 하였다. Phantom의 내부에는 $MnCl_2$ 가 0.2~0.4 mMol/l로 doping된 물을 가득 채웠다. 그림 5의 점선으로 된 면은 실험에 사용된 MR 영상의 단면을 나타내고 있다. Phantom 안으로 끼워져 있는 것은 역수신코일과 동축선을 나타낸다. 실험 결과로 얻어진 영상들의 평가는 코일로부터 일정하게 떨어진 부분의 일정한 면적에서 SNR, 영상신호의 균일도 등을 측정하

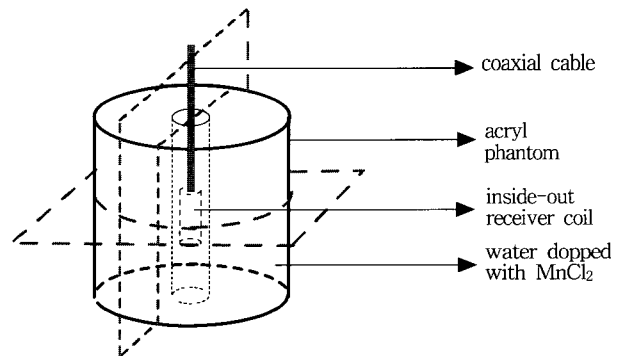


Fig. 5. The structure of the phantom made of acryl. The phantom was filled with dopped water with $MnCl_2$. Dotted planes show the experimental image slices
그림 5. 아크릴로 만든 phantom의 구조. 내부에는 $MnCl_2$ 수용액을 채웠다. 점선은 실험에서 얻은 영상단면이다

여 비교하는 방법을 사용하였다.

결 과

컴퓨터 모의 실험

Biot-Savart 법칙을 이용하여 컴퓨터 모사실험(computer simulation)으로 구한 안장코일(그림 2)과 8극형 코일(그림 1)의 감도지도를 그림 6의 (a)와 (b)에서 각각 보이고 있다. 그림의 명암은 각 코일감도의 횡축성분 크기($=\sqrt{(x \text{ component})^2 + (y \text{ component})^2}$)를 나타낸다. 그림에서 사각형의 점들은 전류가 흐르는 코일의 선들을 나타내고 있다. 또한 그림 6의 (a)에서 중앙선의 검은 점(타원 모양으로 중앙에서 밖으로 갈수록 밝아지는 점)과 그림 6 (b)에서 중앙에 검은 영역들은 자장의 상쇄로 감도가 0에 가까운 영역이다. 이 그림은 8극형 코일의 수신감도가 안장코일보다 코일의 바깥 영역에서 둘레 방향으로 균일하고 영역도 넓다는 것을 보여주고 있다.

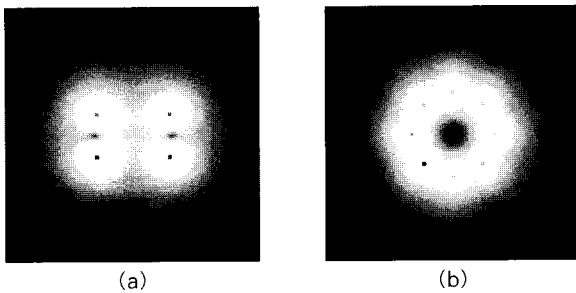


Fig. 6. Computer simulated sensitivity map of (a) saddle and (b) octal-pole receiver coil obtained by Biot-Savart law. Octal-pole coil has more homogeneous sensitivity profile in circular direction at outer region of coil wire than that of saddle coil. Dark points in the bright region are the conducting wires of the coil

그림 6. Biot-Savart 법칙을 이용하여 구한 (a)안장코일과 (b)8극형 코일의 감도를 컴퓨터 모의 실험으로 계산하여 얻은 영상. 코일 바깥의 영역에서 8극형 코일이 안장코일보다 코일의 둘레방향으로 감도가 균일함을 보여주고 있다. 감도가 높은 부분의 검은 점은 코일을 나타낸다

그림 7은 단일안장코일로 된 선형 편향자계코일과 제안된 회전자계코일의 감도지도를 Bio-savart 법칙을 이용하여 컴퓨터 모의실험에 의해 구한 것이다. 컴퓨터 모의실험에서는 MRI 장치의 주자장 방향을 z 방향으로 하고 $z=0$, 즉 코일의 중앙을 지나는 axial 평면에서 자장의 x 성분과 y 성분을 계산하였다. 그림 7의 두 영상에서 보인 명암은 각 코일의 횡축성분 크기($=\sqrt{(x \text{ component})^2 + (y \text{ component})^2}$)를 나타내고 있다. 예상한 바와 같이 안장코일보다 회전자계 코일이 코일의 안쪽뿐만 아니라 코일의 바깥 영역에서도 감도의 균일도가 좋은 것을 알 수 있다. 밝은 부분 안의 어두운 점들은 코일을 이루고

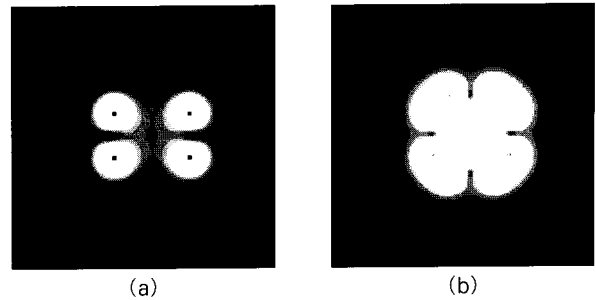


Fig. 7. Computer simulated sensitivity map of (a) single saddle coil and (b) quadrature receiver coil obtained by Biot-Savart law. As expected, quadrature coil has more homogeneous sensitivity profile in circular direction at outer region of coil wire than that of single saddle coil. Dark points in the bright region are the conducting wires of the coil

그림 7. 컴퓨터 모의실험에 의한 단일 안장코일과 회전자계코일에 대한 감도영상. 코일 안쪽 부분뿐만 아니라 코일의 바깥 영역에서도 회전자계코일에 대한 신호의 균일도와 감도가 좋은 것을 알 수 있다. 밝은 부분 안의 어두운 점들이 코일의 도선을 나타낸다

있는 도선을 나타낸다.

코일의 제작

a) 단일 안장코일

그림 8은 0.3T용 안장코일의 제작 과정을 보여주고 있다. 그림 3의 설계 그림을 바탕으로 말안장 코일을 실제 제작하여 찍은 사진이다. 셀로판지위에 설계도면을 실측으로 그린 다음 구리선을 이용해서 설계된 모양을 따라 그림 8(a)의 그림처럼 만든 다음 투명 접착제로 고정시켰다. 그림 8(b)는 단일 안장코일을 제작하여 찍은 사진이다. 본 연구에서 제작된 1.5T용 회전자계코일의 사진은 그림 9에서 보이고 있다. 코일을 감은 횟수는 63.8MHz(1.5T)에서는 1-2회로 정합이 가능하였지만 13.4 MHz(0.3T)에서는 6-8회 정도에서 정합 되었다. 사용된 구리선의 굵기는 1.5T용에 1mm, 0.3T용에는 0.5mm를 사용하였다. 이를 지름 3cm의 플라스틱 원통 위에 얹어 안장코일을 완성시킨 모습이 그림 8(b)에 나타나 있다. 코일의 길이는 4cm로 하였다.

b) 회전자계안장코일과 정합회로

회전자계안장코일을 만들기 위해 상기와 같은 방법으로 그림 8 왼쪽의 펼친 안장코일을 하나 더 제작한다. 이때 처음 만든 안장코일 위에 올려놓을 것을 고려하여 조금 크게 만든다. 이렇게 해서 완성한 회전자계안장코일에 정합회로를 연결한 모습을 그림 9에 사진으로 나타내었다. 사진 9(a)의 코일은 1.5T에서, 사진 9(b)의 코일은 0.3T에서 정합 되도록 제작된 코일이다. 두 개의 안장코일 각각에는 그림 4의 정합회로를 연결하여 MRI 장치에 따라 정해지는 공명주파수에서 정합 되도록 조절하였다. 이때 편이상 안쪽에 위치하는 안장코일을 안장코일1, 바깥쪽에 위치하는 안장코일을 안장코일2라고 부른다. 두 개의 안장 코일 1, 2가 기하학적으로 정확하게 수직이 되도록

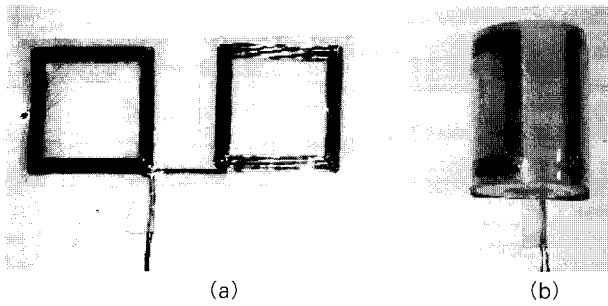


Fig. 8. Picture of (a) an unfolded coil and (b) manufactured saddle coil on the plastic cylinder

그림 8. 안장 코일의 펼친 모습과 플라스틱 원통 위에 실제 제작된 모습

조절하기 위해 두 코일의 상대적인 위치를 조절할 수 있도록 바깥쪽의 코일이 ϕ 방향으로 움직일 수 있도록 하였다. 이때 두 안장코일간의 결합이 최소화되도록 서로 수직인 기하학적 구조를 가져야하는데 그렇지 못한 경우 기생공명현상이 발생하여 MR 신호의 loss를 가져올 수 있기 때문에 주의해야한다. 처음 제작하였을 때는 두 안장코일(코일1, 코일2)간의 결합(coupling)이 발생하였으나 두 코일간의 위치를 미세 조절하여 두 안장코일간의 결합을 제거한 후 tuning하였다.

c) 위상천이 및 가산회로(Summing Circuit)

그림 9의 회전자계코일은 두 단일 안장코일(코일1, 코일2)로부터 신호를 더하여 최종신호를 만들어 낸다. 두 신호를 더하기 전에 한 코일에서 나온 신호의 위상을 90° 바꾸어 주어야 하는데 그림 2(c)의 오른쪽의 90° phase shifter와 가산기로 표시된 부분이 이 기능을 담당하고 있다. 이러한 동작의 수행은 1.5T에서는 2 WAY- 90° 전력분배기(power splitter, Mini-Circuits사의 PSCQ-2-70N)를 이용하였고 0.3T MRI system에서는 내장되어 있는 장치를 사용하였다.

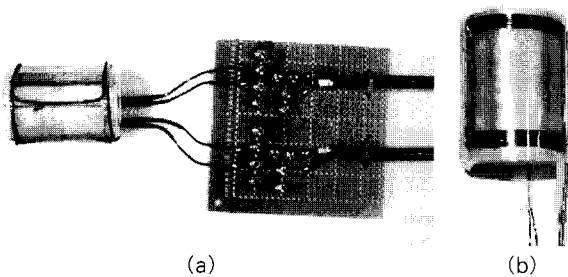


Fig. 9. (a) Outshape of quadrature inside-out receiver coil and tuning-tuning circuit for 1.5T and (b) only coil for 0.3T

그림 9. 완성된 회전자계 역수신코일의 외관. (a) 1.5T용 코일과 정합회로 (b) 0.3T용 코일외관

Phantom 영상

Phantom(그림 5)의 중앙에 만들어져 있는 지름 4 cm의 관 의공학회지 : 제22권, 제5호, 2001

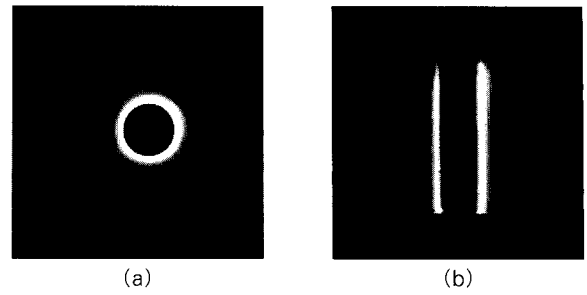


그림 10. Phantom image. Phantom was filled with water dopped with CuSO_4 , MnCl_2 or Gd-DTPA . (a) Axial image : vertical plane to the coil (b) Sagittal image : Horizontal plane to coil direction (see dotted lines of phantom figure at Fig. 5)

안에 코일을 넣어 코일 주변의 phantom 관벽 영상을 얻었다. 그림 10(a)와 (b)는 8극형 코일을 이용하여 그림 5 모양의 phantom에서 Axial과 Sagittal 방향으로 얻은 MR 영상이다. Phantom 그림에서 점선으로 나타낸 수평방향의 평면과 수직 방향의 평면은 각각 axial과 sagittal 방향의 영상을 나타낸다. 영상을 보면 코일에서 가까운 관벽의 영상은 SNR (signal-to-noise ratio)가 높고 코일 둘레 방향으로는 감도가 균일하지만 코일에서 멀어지면 코일의 감도가 급격히 떨어진다는 단점을 가지고 있다.

그림 11은 0.3T MRI 장치에서 얻은 phantom의 관벽 영상이다. (a)는 단일안장역수신코일로 얻은 영상이고 (b)는 본 연구에서 제안한 회전자계역수신코일로 얻은 영상이다. 본 연구에서는 코일 둘레의 신호를 분석하기 위해 phantom 중앙에 같은 지름을 갖는 원(* 기호)을 표시하고 이 원의 원주 상에서 영상신호를 측정하고 분석하였다. 본 연구에서는 이 원주를 ROI와 구별하기 위해 LOI(line of interest)라고 부른다. 이 LOI에서 두 영상의 SNR 비는 1.36으로 회전자계 수신코일이 단일 안장코일보다 약 36%의 SNR이 높았다. 그림 12는 1.5T

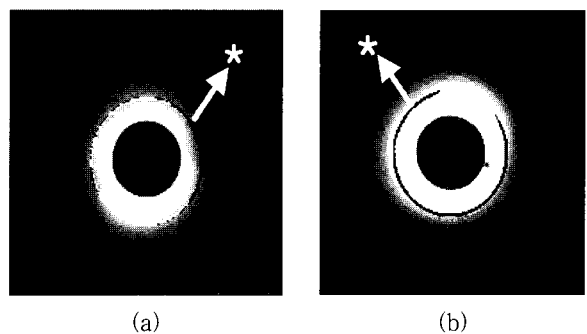


Fig. 11. 0.3T phantom images obtained by (a) single-saddle coil and by (b) quadrature coil. Circles(*) in two images represents the LOI's to measure and analysis the image signal intensity

그림 11. 0.3T phantom 관벽영상. 두 영상에서 *로 표시된 원은 영상신호를 측정하고 분석하기 위한 LOI 이다. (a) 단일 안장 코일로 얻은 영상 (b) 회전자계코일로 얻은 영상

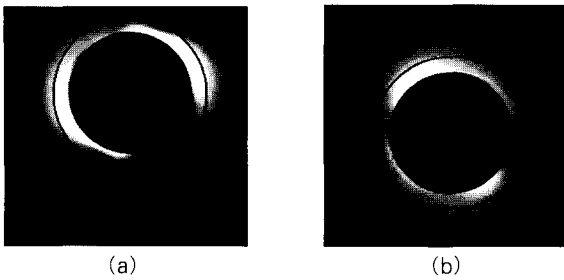


Fig. 12. 1.5T phantom images obtained by (a) single-saddle coil and by (b) quadrature coil. Circles in two images represents the LOI's to measure and analysis the image signal intensity

그림 12. 1.5T phantom 관벽영상. 두 영상에서 검은 선으로 된 원은 LOI에서 영상신호를 측정하고 분석하기 위한 것이다. (a) 단일안장 코일로 얻은 영상 (b) 회전자계코일로 얻은 영상

MRI 장치에서 얻은 phantom 관벽영상이다. (a)는 단일안장역 수신코일로 얻은 영상이고 (b)는 본 연구에서 제안한 회전자계역수신코일로 얻은 영상이다. 이 실험에서 회전자계역수신코일 영상의 SNR이 단일안장코일 영상보다 36%의 SNR이 높았다.

결론 및 고찰

본 연구에서는 관벽 즉 코일의 바깥 영역의 영상을 얻기 위한 역수신코일로 회전자계코일의 구조를 제안하고 팬텀 영상을 얻었다. 기존에 제안되었던 8극역수신코일 팬텀영상과 본 연구에서 제안된 회전자계역수신코일을 제작하여 얻은 팬텀 영상을 비교하였을 때는 회전자계역수신코일이 8극역수신코일보다 영상영역이 넓었다. 이는 8극코일의 구조에 기인한 것으로 그림 1에 보인 것처럼 인접한 코일에 흐르는 전류의 방향이 반대이기 때문에 코일에서 먼 영역에서는 인접한 코일로 발생한 자기기가 서로 상쇄되는 효과가 있어서 감도가 떨어지는 것으로 생각된다. 또 잘 알려진 구조를 갖는 단일 안장코일과의 비교에서도 0.3T와 1.5T 모두에서 SNR이 36% 정도 높게 나왔다. 코일의 내부 영상을 얻을 때 회전자계코일이 단일안장코일보다 이론적으로 약 41% ($\cong\sqrt{2}$) SNR이 높은 것으로 되어있다. 실험치가 36%로 낮게 나온 것은 코일 1과 코일 2간의 결합(coupling)을 완전히 제거하지 못한 것이 원인인 것으로 보인다. 보다 정밀한 제작과정을 거쳐 두 코일의 결합을 더욱 감소시키면 SNR을 향상시킬 뿐만 아니라 양질의 영상을 얻을 수 있을 것이다. 그림 12(a)를 보면 감도의 균일도 역시 회전자계코일이 좋은 것으로 나타났다.

동물 또는 인체에 코일을 삽입하여 고해상도이면서도 높은 SNR의 MR 영상을 얻고자 하는 경우에는 코일이 삽입되어 MR 신호를 얻는 동안의 코일 위치와 방향이 코일의 수신 감도와 밀접한 관계가 있다. 대부분의 MR 코일들은 그 구조에 의해 감도가 방향에 따라 달라지는 지향성을 나타내며 주자석의 자장(B_0)방향과 수직일 때 가장 큰 신호를 얻는 것으로 알

려져 있다. 따라서 수신코일의 모양은 주자석의 종류에 따라 달라진다. 따라서 수신 코일의 모양은 조직에 삽입되기 쉽고 수신감도가 최대가 되는 방향을 가진 구조의 형태를 이룰 것이다. 혈관, 직장, 자궁경부 등이 대체로 머리에서 다리(또는 다리에서 머리)로의 방향성을 가지고 있다고 가정하고 코일을 제작하였다. 원통 모양의 초전도 주자석 안에 들어간 대상체 내에 코일을 삽입하면 코일의 삽입 방향과 주자석의 방향이 같아지므로 코일의 수신감도 방향이 코일의 삽입 방향과 수직이 되도록 수신코일을 설계하게 된다. 초전도 자석과 같이 사람이 누운 방향과 주자석의 자장 방향이 수평을 이루는 주자석인 경우에는 solenoid coil의 방향이 주자석의 방향과 같은 경우가 대부분이어서 solenoid 형의 코일을 사용할 수 없다. 또한 코일 바깥 영역이 영상 영역이므로 이 부분에서 수신감도가 좋아야 하며 공간상으로 균일한 감도(homogeneous sensitivity)를 가져야 한다. 본 연구에서는 두 안장코일로 된 회전자계코일만을 제작하여 0.3T 수직자계 MRI 시스템에서는 phantom과 코일을 세워 실험할 수 있었지만 인체에 적용시킬 수 없다. 따라서 수직자계 주자석을 갖는 MRI 장치에서 인체에 회전자계코일을 적용시키기 위해서는 안장코일과 솔레노이드 코일을 결합한 구조를 가져야 할 것이다.

기존의 역수신코일에 비해 SNR이 높고 수신감도가 균일한 장점을 가지고 있기 때문에 FOV가 수 cm까지 줄인 양질의 고해상도 영상을 얻을 수 있었다. 특히 특정 부위의 살아있는 조직에서 직접 자기공명 분광(Magnetic resonance spectroscopy) 정보를 얻어 조직의 신진대사를 관찰할 수 있는 MR 분광(spectroscopy) 정보를 얻고자 할 때는 SNR 및 균일한 수신 감도가 매우 중요하므로 본 연구에서 제안된 방식을 사용한 코일을 이용하면 매우 유리할 것으로 예상된다. 인체의 자궁경부코일(Cervix coil) 또는 내장벽코일(Endo coil)로 쉽게 임상적 응용이 가능하고 더 나아가 혈관벽코일(Intravascular or Catheter coil)까지 발전이 가능할 것으로 충분히 기대할 수 있다.

참고 문헌

1. T.H.R. Farmer, et al., *Maximizing Contrast of Noise with Inductively Coupled Implanted Coils*, *Invest Radiolo*, V.25, p. 552-558, May 1990
2. N.M. de Souza, at. al, *AJR*, 163, 607-612, 1994
3. K.S. Cho, Y.M. Kim, S.T. Kim, C.W. Mun, J.Y. Nam, J.E. Mok, and Y.H. Auh, *Endovaginal Surface Coil MR Imaging of the Human Uterine Cervical Carcinoma*, 3rd ISMRM meeting, Nice, France, Vol. 2, p. 222, 1995
4. C.W. Mun, K.S. Cho, S.T. Kim, Y.M. Kim, J.H. Lim, and T.-H. Lim, *Endovaginal and Endorectal Surface Coils for in-vivo Human MR Imaging and Spectroscopy*, 3rd ISMRM meeting, Nice, France, Vol. 2, p.

- 987, 1995
5. 문치웅, 조경식, 김상태, 김용만, 이정희, 임태환, 자궁경부암 진단용 MR 질내 표면코일과 전립선암 진단용 MR 경직장표면코일의 제작 : 인체에서의 MR 영상과 MR 분광, 대한의용생체공학회, Vol. 16(4), p. 481-489, 1995
 6. J. Hua, G.C. Hurst, and et al., *Intravascular(catheter) NMR Receiver Coil : Technical Developments and In- Vivo Imaging Results*, SMRM, 9-th Annual Meeting, p135, 1990
 7. A.J. Martin, D.B. Plewes, and R.M. Henkelman, *Intravascular MR Receiver Coil Design*, SMRM, 9-th Annual Meeting, p.1172, 1990
 8. G.C. Hurst, J. Hus, J.L. Duerk, A.M. Cohen, *Intravascular(Catheter) NMR Receiver Probe: Preliminary Design Analysis and Application to Canine Iliofemoral Imaging*, Magn. Reson. Med., V.24, p.343-357, 1992
 9. A.J. Martin, et al., *MR Imaging of the Arterial Wall*, SMRM, 10-th Annual Meeting, p.967, 1991
 10. 이동훈, 고락길, 정은기, 핵자기공명 영상법과 핵자기공명법을 위한 뒤집음-탐침의 개발에 대한 연구, 의공학회지, 제16권, 제3호, p.309-315, 1995
 11. C.W. Mun, et al., *Octal-pole Inside-out MR Receiver Coil : Design Considerations*, ISMRM, 4-th Scientific Meeting and Exhibition, p.404, 1996
 12. C.-N. Chen, D.I. Hoult, and V.J. Sank, *Quadrature Detection Coils-A Further $\sqrt{2}$ Improvement in Sensitivity*, J. Magn. Reson. V.54, p324-327, 1983
 13. J.S. Hyde, et al. *Quadrature Detection Surface Coil*, Magn. Reson. Med. V.4, p.179-184, 1987
 14. H.H. Quick, M.E. Ladd, J.F. Debatin, D. Nanz, *Vascular Stents as RF-Antennas for Intravascular MR-Guidance and -Imaigng*, Proc. Intl. Soc. Magn. Reson. Med. 7 (1999)
 15. J. Jin, *Electromagnetic Analysis and Design in Magnetic Resonance Imaging*, CRC Press, 1999
 16. E. M. Haacke, et. al. *Magnetic Resoance Imaging : Physical Principles and Sequence Design*, WILEY-LISS, 1999
 17. C.H. Durney et. al. *Introduction to Modern Electromagnetics*, McGraw-Hill, 1969