

NMR 센서용 자석과 고주파 코일 기술

김인규[°], 김진태^{*}, 이명래^{**}

Magnets and RF Surface Coils for NMR Sensor Applications

In Gyoo Kim[°], Jin Tae Kim^{*}, Myung Lae Lee^{**}

요약

화학, 의학, 물리, 생물 등 다양한 분야에서 활용도가 높지만 거대한 자석과 제어장치로 인해 휴대할 수 없는 NMR 장치를 소형 센서로 제작하기 위한 기본 개념을 제시하고, NMR 센서 프로브의 구성 요소인 자석과 고주파 코일의 전산모사와 실제 설계, 제작을 통해 기본적인 특성을 살펴보았다. Nd-Fe-B 희토류 영구 자석은 직경 3~6 mm, 높이 1~7 mm의 다양한 크기로 제작하여 크기에 따른 자기장 세기를 조사하였다. CMOS 공정을 적용한 원형의 면-코일은 Al-1%Si 금속을 증착, 패터닝 후 400°C에서 열처리하여 제작하였으며, 선폭 10 μm, 간격 2 μm, 외경 ~0.4 mm 크기로 제작되었고, 10.47 MHz에서 8.7 Ω/mm의 높은 저항 임피던스와 낮은 Q 값 (< 1)이 측정되었다. 한편, PCB 기술로 제작한 PCB 면-코일은 선폭 100 μm 이상, 외경 약 2 mm로 제작되었고, 10.27 MHz에서 1 Ω 이하의 낮은 저항 임피던스와 4.85±0.18의 Q 값을 갖는 것으로 평가되었다.

Key Words : NMR sensor, Nd magnet, surface coil, diagnostic sensor, smart sensor

ABSTRACT

The basic concept for making NMR sensors which are highly utilizable in various fields such as chemistry, medicine, physics, and biology is presented and key components of the NMR sensor, ie. magnets and surface coils were investigated through computer simulation and characterized after being fabricated. The Nd rare-earth permanent magnets were fabricated in various sizes and characterized ranging from 3 to 6 mm in diameter and 1 to 7 mm in height. Using CMOS process, the circular spiral surface-coils were fabricated by depositing Al-1%Si metal and being annealed at 400 °C. The line width, gap, and outer diameter were designed to be 10 μm, 2 μm and 0.4 mm, respectively. A high resistive impedance of 8.7 Ω/mm and a low Q value less than 1 at 10.47 MHz were measured. On the other hand, the PCB surface coils with a line width of 100 μm and 150 μm and an outer diameter of about 2 mm show a low resistive impedance of less than 1 Ω, and a high Q value of 4.85 ± 0.18 at 10.27 MHz.

I. 서론

의료분야에서 널리 사용되는 영상의학 진단 장치인

MRI(자기 공명 영상법, magnetic resonance imaging)는 핵자기 공명(nuclear magnetic resonance, NMR)의 원리를 이용하여 인체 조직 내의 양성자(수소원자

※ This work was supported by Institute for Information & Communications Technology Promotion (IITP) grant funded by the Korea government (MSIT, Grant No. 2017-0-00052, Omni-sensory smart physical sensor original technology for human body sensing and diagnosis).

[°] First and Author: (ORCID:0000-0002-8508-7023)Electronics and Telecommunications Research Institute, kig547@etri.re.kr, 정회원

^{*} (ORCID:0000-0002-8508-7023)Electronics and Telecommunications Research Institute, jintae@etri.re.kr, 정회원

^{**} (ORCID:0000-0002-8508-7023)Electronics and Telecommunications Research Institute, mlee@etri.re.kr, 정회원

논문번호 : KICS201806-0-110-SE, Received June 8, 2018; Revised August 30, 2018; Accepted August 31, 2018

핵, ^1H , 불소 원자핵(^{19}F) 등을 대상으로 NMR 신호의 공간적인 정보를 영상으로 볼 수 있도록 해준다. NMR은 매우 강력한 다용도 분석 도구로서 MRI뿐만 아니라 유기화학^[1], 촉매작용^[2], 생물학^[3], 의료^[4] 및 산업 분야^[5]에서도 널리 사용되고 있다. 화학 이동량(chemical shift), 상호작용 상수(coupling constants), 완화시간(relaxation time) 등의 기본 정보를 측정함으로써 다양한 화학물질과 다양한 물리 현상을 다룰 수 있고,^[6,7] 특히 고분자 화합물 등의 화학구조를 원자간 결합 수준에서 완벽하게 분석해 낼 수 있다.^[8] 생물학 분야에서는 대사산물을 연구하는 대사체학에도 유용한 것으로 입증되고 있으며^[9] 생물의 구조 분석에도 이용되고 있다.^[10,11]

이러한 장점들에도 불구하고 NMR은 대형 초전도 자석을 이용하면서 초전도 성질을 유지하기 위해 액체 질소와 액체 헬륨을 정기적으로 공급해야 하는 등 많은 운용비용이 들고 고가의 서비스 비용이 필요하며 휴대할 수 없어 다양한 현장에서 필요한 분석을 하는 것이 불가능하다는 점 등의 단점을 갖는다. 또한 질량분석기(mass spectrometer)에 비해 낮은 감도를 갖는 데, 이런 문제들을 해결하기 위해 소형 프로브와 발전된 전자회로 기술을 접목하여 휴대할 수 있으면서 산업현장에서, 환자 옆에서 바로 NMR 측정을 할 수 있는 휴대가 가능한 소형 NMR 장치들이 개발되어 왔다.^[12-16] 이들은 회로류 계열의 탁구공 크기 정도의 소형 영구자석과 소형 면-코일(surface coil)로 구성되어 있는데, 자석을 더 작게 만들어 코일과 일체형 프로브를 형성하여 내시경에 장착하거나 모바일 스마트 기기에 장착할 수 있는 소형 NMR 센서를 제공하지는 못하고 있다.

본 논문에서는 NMR 센서의 개념을 제시하고 센서 구현을 위한 요소 기술로서 소형 회로류 자석과 프로브용 고주파 코일에 대해 고찰하고자 한다.

II. 본 론

핵자기공명(NMR)은 원자의 핵스핀 에너지 준위가 자기장 하에서 분리(Zeeman 분리)가 되면서 분리된 에너지 차이에 해당하는 에너지를 자기장에 수직하게 가했을 때 공명이 일어나는 현상이다. 그림 1은 이러한 원리로 구성된 NMR 장치의 개념도로서 자기장 B_0 와 그에 수직하면서 서로 수직한 두 개의 코일로 이루어진 것을 나타낸다. 수직한 두 개의 코일 중 하나는 공명 천이를 유도하기 위한 섭동 자기장을 인가하는 코일이고 다른 하나는 공명 신호를 검출하는 역할을

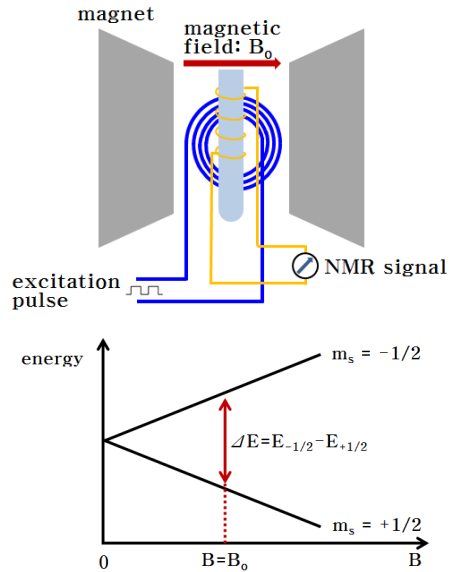


그림 1. NMR 장치 구조도(위)와 핵스핀 I=1/2인 원자핵의 Zeeman 에너지 분리 개념도(아래)
Fig. 1. Schematic diagram of an NMR apparatus and Zeeman energy splitting of nuclear spin with I=1/2.

한다. 그림 1의 아래 그림은 핵스핀이 1/2인 경우에 자기장이 증가함에 따라 분리된 두 개의 에너지 준위 차이가 점점 커지는 것을 나타낸다. 이때 각각의 에너지 준위를 나타내는 식은 다음과 같다.

$$E = \gamma \hbar B m_s \quad (1)$$

여기서 E는 Zeeman 에너지 준위이고, γ 는 자기회전비(gyromagnetic ratio)로서 자기모멘트와 각운동량의 비이며, m_s 는 핵스핀의 자기양자수이다.^[17]

2.1 NMR 센서

대부분의 NMR 장치들은 그림 1과 같이 자기장 발생 장치와 프로브 코일로 구성되는데 검출하는 시료 형상, 측정 물리량 등에 따라서 자석, 코일 등에 다양한 변화를 가지면서 발전되어 왔다. 자석은 영구자석부터 전자석, 초전도 자석, 펄스형 자석 등이 개발되었고, 2차원 영상 정보를 얻기 위해 자기장에 기울기를 주는 장치도 개발되어 MRI에 이용되고 있다. NMR 신호 검출 코일도 그림 1과 같은 2중코일 방식, 여기용 고주파 신호 공급과 NMR 신호를 하나의 코일로 수행하는 단일 코일 방식, MRI에서 특정 부위의 NMR 이미지를 볼 수 있도록 특수하게 제작되는 코일 등 다양한 종류가 있으며,^[18] 수 마이크로 리터의 아주 적은 용량의 시료에 대해 고 감도 측정이 가능한 소형

NMR 장치가 개발되기도 하였는데, 이 장치에서는 프로브 코일로 2.5 mm×2.5 mm 크기의 마이크로 표면 코일(surface coil)과 0.5 T의 자기장을 발생하는 탁구공 크기의 영구자석을 사용한다.^{14,19)}

NMR 장치의 구성 요소들 가운데 시료에 접하는 프로브에 소형 자석과 고주파 펄스 송신 및 NMR 신호 검출 용 코일을 집적하여 그림 2와 같은 구조로 제작하여 직경 수 밀리미터의 작은 프로브 헤드를 제작하면 내시경, 휴대용 기기에 장착하여 시료 크기, 형상 등에 구애받지 않으면서 의료 진단, 물질 분석, 환경 모니터링 등 다양한 용도에 NMR 측정법을 활용할 수 있다.²⁰⁾ 이런 구조의 NMR 프로브를 구현하려면 작으면서 고 자기장을 생성할 수 있는 자석과 고 감도의 고주파 코일이 필요한데, 자석으로는 Nd-Fe-B 이나 SmCo 같은 희토류계열의 영구자석을 사용하거나 페라이트 코어를 갖는 펄스 동작형 전자석 등을 이용할 수 있고, 고주파 코일은 나선형 면-코일 (surface coil)을 이용할 수 있다.

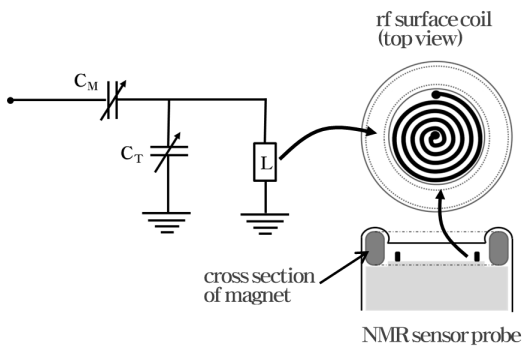


그림 2. NMR 센서 프로브 개념도
Fig. 2. Schematic diagram of an NMR sensor.

2.2 Nd-Fe-B 영구자석

먼저, 소형 자석의 성능을 조사하기 위해 업체에 의뢰하여 Nd-Fe-B 희토류 영구자석을 직경 3~6 mm, 높이 1~7 mm를 갖도록 다양한 크기로 제작하여 자기장 세기와 자석 크기의 상관관계를 살펴보았다. 자석 제조 과정은 제작된 자석의 조성과 자기적 특성은 표 1과 같다. 표 1의 자기특성 표에서 B_r 은 잔류자화 (remanent induction), H_c 는 보자력(coercivity), H_{ci} 는 진성보자력(intrinsic coercivity)을 의미하며, BH_{max} 는 최대 에너지적(maximum energy product)을 나타낸다. 자기장의 세기는 Hall 센서를 갖는 가우스 미터를 이용하여 자석의 표면에서 1.5 mm 떨어진 위치에서 측정하였으며, 자석의 크기와 자기장의 세기 측정값을

표 1. 제작된 Nd-Fe-B 자석의 조성과 자기적 특성
Table 1. Compositions and magnetic properties of fabricated Nd-Fe-B magnets.

comp. (%)	Nd	Fe	Dy	B	Al	Nb
	22.55	balance	1.6	0.96	0.18	0.004

mag. const.	Br	1.33~1.37 T
	Hc	979 kA/m
	Hcj	≥1353 kA/m
	BHmax	342~366 kJ/m ³

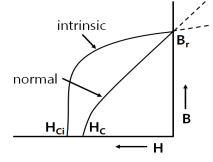


그림 3에 나타내었다. 삽입도는 측정에 사용한 제작된 자석의 사진 이미지이며, 자석의 직경과 높이가 커질수록 자기장 측정값이 커지는 것을 볼 수 있다. NMR 신호 검출을 위해서는 자기장의 세기와 더불어 자기장 균일도도 중요한데, COMSOL을 이용한 전자기 시뮬레이션을 통해 두 개의 자석의 거리에 따라 자기장 균일도가 어떻게 변화되는지를 살펴보았으며 그 결과를 그림 4에 나타내었다. 그림 4에서 위의 그림은 직경 5 mm, 높이 1 mm 인 크기와 잔류 자속 밀도 0.5 T 인 경우의 자기력선의 방향과 세기의 시뮬레이션 결과를 나타내며 아래 그림은 두 자석 사이의 거리를 2~4 mm까지 다르게 했을 때 위치에 따른 자기장 세기 분포를 나타낸다.

그림 4에서 유추할 수 있는 것처럼 1% 미만의 균일도를 갖는 구간은 모든 경우에서 채 1 mm가 안되는데, 균일도가 높은 구간을 늘리기 위한 방편으로 그림 5와 같은 Halbach array를 이용하여 자석을 제조하는 방법이 널리 사용되고 있는데, 여러 다른 자기장 방향을 갖는 작은 자석들을 특정한 모양으로 배열시

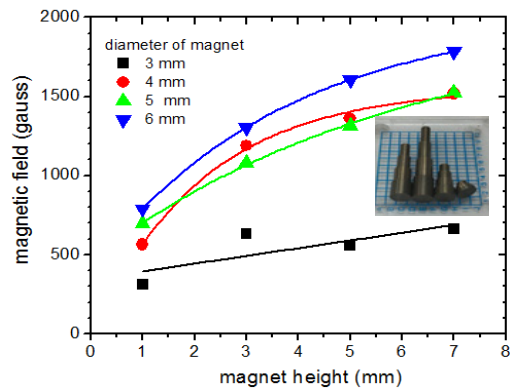


그림 3. 자석 표면에서 1.5 mm 떨어진 위치에서 측정된 자기장 세기의 자석 크기에 따른 변화
Fig. 3. Size dependences of magnetic field measured at 1.5 mm distance above the magnet surface.

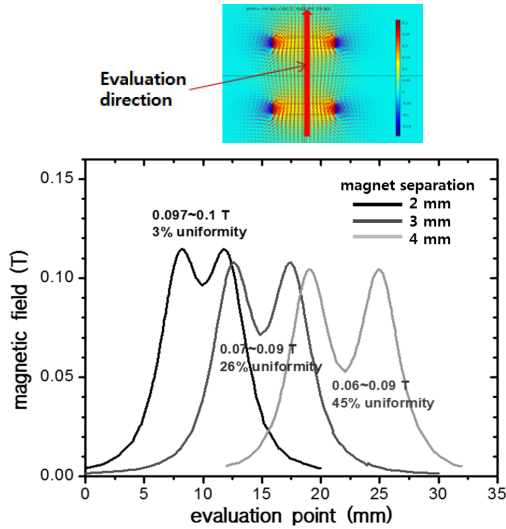


그림 4. 두 개의 자석의 떨어진 거리에 따른 자기장 세기 분포 시뮬레이션
 Fig. 4. Simulation of magnetic field along the separation between two magnets.

켜 제작해야 하는 것으로 본 연구개발의 목적에서 필요로 하는 정도의 수 밀리미터 크기로 소형 자석으로 제작하기에는 많은 어려움이 따른다.

2.3 고주파 면-코일

NMR 센서의 시료 감지 영역인 고주파 코일의 체적 또는 면적이 크지 않더라도 NMR 신호를 측정하는 코일 영역을 시료가 충분히 채우면 고감도 측정이 가능하다. NMR 센서의 활용 목적에 따라 액상이거나 충분히 유연하여 작은 영역에 채워질 수 있는 시료를 대상으로 한다면 프로브 코일을 3차원 형태로 제작하여 측정 감도를 더욱 좋게 할 수 있으나, 면상 구조이면서 접촉방식으로 측정해야 하는 시료를 대상으로 한다면 면-코일의 형태로 프로브 코일을 제작할 필요가 있다. 본 논문에서는 면-코일을 사용하는 구조로 센서를 구성하는 것을 전제로 하고 있으며, 따라서 반도체 공정이나 PCB 제작 공정을 이용하여 제작하는 고주파 면-코일 구조에 대해 고찰한다.

코일의 감도를 나타내는 Q 값 (quality factor) 은 특정 주파수에서의 인덕턴스와 임피던스의 비로 정의되는 데, 이들 값은 코일 선폭, 선 간격 등의 매개변수와 밀접하게 관계되므로, 그 경향을 알아보기 위해 COMSOL 소프트웨어를 이용하여 손쉽게 모델링할 수 있는 8각형 모양의 고주파 코일의 전자기 시뮬레이션을 실시하였다. 하나의 시뮬레이션 결과로 얻어진 코일 주변의 자기력선과 세기 분포를 그림 6에 보였다.

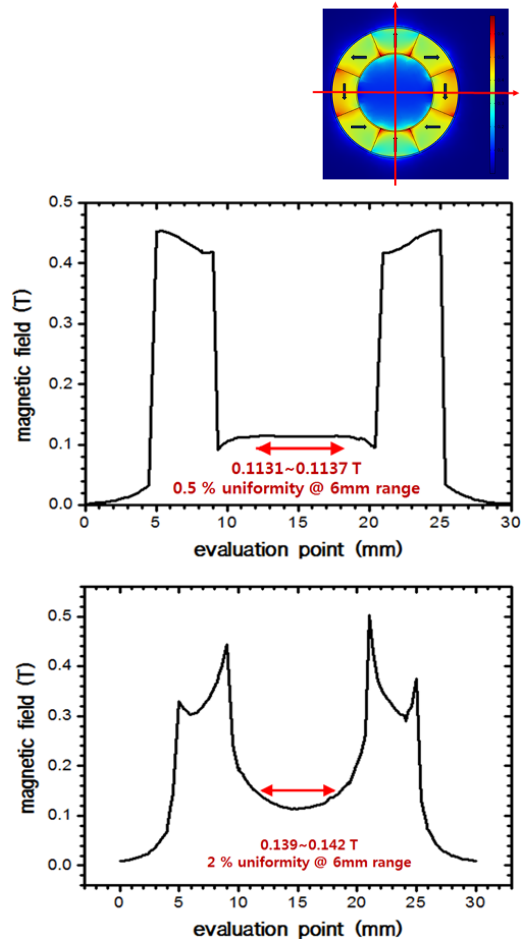


그림 5. Halbach array 구조의 자석(맨 위)에서 좌우 방향과 (위) 상하 방향의 (아래) 자기장 세기의 공간 분포 시뮬레이션 결과
 Fig. 5. Simulation results of magnetic field distribution along left to right (top) and bottom to top direction (bottom).

시뮬레이션 결과에서 인덕턴스와 임피던스를 주파수의 함수로 추출할 수 있으며, 그 결과는 그림 7에 보인 것처럼 코일 선폭이 증가할수록 인덕턴스는 증가하고 반대로 임피던스는 감소하는(Q 값 증가) 경향을 보였다. 시뮬레이션에 사용한 주파수 범위에서 인덕턴스와 임피던스의 변화는 1% 미만으로 코일의 기하학적인 변화의 영향에 비해 무시할 수 있는 수준이다. 주파수가 10 MHz에서 20 MHz로 증가함에 따라 인덕턴스가 약 10% 감소하지만 임피던스는 더 많이 약 40% 감소하기 때문에 주파수가 증가함에 따라 Q 값은 증가하는 것을 예상할 수 있다.

시뮬레이션 데이터를 토대로 선폭 10~25 μm , 선 간격 2~5 μm , 그리고 감진 횟수 3~10 회 조건의 원형

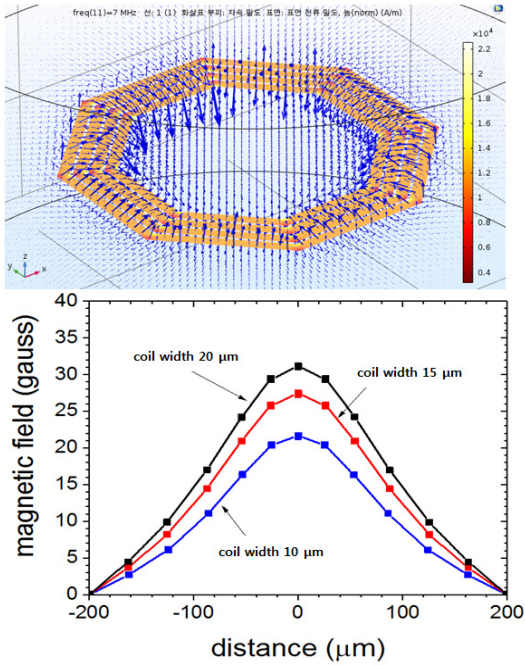


그림 6. 코일 중심부에서 수직 방향 거리에 따른 자속 분포의 시뮬레이션 결과
 Fig. 6. Simulation result of magnetic field profiles along vertical direction at the center of coil.

나선 코일을 설계하여 CMOS 파운드리에서 제작하여 그 특성을 평가하였다. 그림 8은 실리콘 웨이퍼 위에 실리콘 산화막 절연막을 입히고 그 위에 Al1%Si 금속을 증착하여 제작한 10 μm, 간격 2 μm인 10 회 감긴 (턴 수 10) 외부 직경이 약 0.4 mm인 면-코일의 현미경 이미지이다. 이렇게 제작된 시료들의 고주파 특성을 측정하기 위해 PCB 기판에 패키징하여 네트워크 분석기(Tektronix, TTR503A)를 이용하여 1-Port short 셋업으로 주파수 특성을 측정하였고 Smith chart 상의 10.47 MHz 주파수에서 임피던스와 인덕턴스 값을 구해 $Q=2\pi fL/R=\chi/R$ 의 관계식에서 구한 Q 값을 코일 크기에 대해 플랫폼한 결과를 그림 9에 표시하였다. CMOS 공정으로 Al-1%Si 금속을 사용하여 제작한 코일의 10.27 MHz 주파수에서 단위 길이 당 저항 임피던스가 ~8.7 Ω/mm 로 비교적 크기 때문에 그림 9의 위 그림에서 보는 것처럼 코일 감긴 횟수(턴 수)가 증가함에 따라 Q가 급격히 낮아지는 경향을 보이게 되며, 아래 그림에서 보는 것처럼 동일한 턴 수 (10 turns)에서는 선폭이 증가함에 따라서 Q가 증가하는 것을 보여주는데, 시뮬레이션 결과와 비교하면 선폭이 증가함에 따라 인덕턴스가 감소하지만 저항이 감소하는 효과가 크고, 공정상으로도 선폭이 증가함에

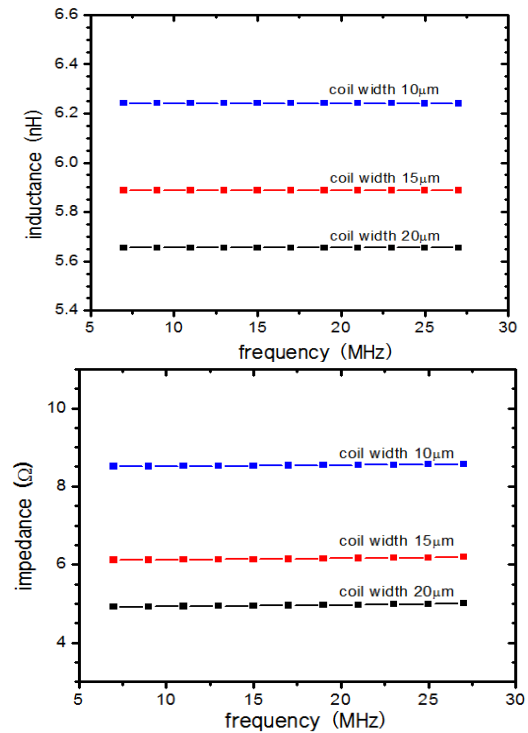


그림 7. 원형 나선형 면-코일의 선폭에 따른 인덕티브 임피던스(위)와 저항 임피던스(아래)의 전자기 시뮬레이션 (COMSOL) 결과
 Fig. 7. Simulation result of inductive impedance (above) and resistive impedance (below) according to the line width of circular spiral surface coil.

따라서 저항이 감소하기 때문에 Q가 증가하는 경향을 보이는 것으로 해석할 수 있다.

면-코일을 PCB로 제작할 수도 있는데 이렇게 함으로써 공정 시간 및 비용을 크게 단축할 수 있는 장점이 있고, 유연 기판에 제작할 경우 잠재적으로 다양한 형태의 프로브를 제작할 수 있게 해준다. 여기서는

표 2. 제작된 PCB 면-코일의 크기, 저항 임피던스, 인덕티브 임피던스, 인덕턴스 및 Q 값

Table 2. Summary of size, resistive impedance, inductive impedance, inductance, and Q-values of fabricated PCB surface coils

Freq=10.27MHz	Size (D _o , w, s, D _{in} , in mm)	Length (mm)	R (Ω)	X (Ω)	L = X/2πf (nH)	Q (=X/R)	
PCB1	Coil #1	0.6, 0.15, 0.1, 2.1	13.216	0.79	4.19	65.0	5.30
	Coil #2	0.6, 0.1, 0.1, 1.8	11.325	0.84	4.21	65.3	5.01
	Coil #3	1.0, 0.15, 0.1, 2.5	16.660	0.87	4.36	67.6	5.01
	Coil #4	1.0, 0.1, 0.1, 2.1	14.882	0.91	4.42	68.5	4.86
PCB2	Coil #1	0.6, 0.15, 0.1, 2.1	13.216	0.87	4.22	65.4	4.85
	Coil #2	0.6, 0.1, 0.1, 1.8	11.325	0.89	4.22	65.4	4.74
	Coil #3	1.0, 0.15, 0.1, 2.5	16.660	0.90	4.35	67.4	4.83
	Coil #4	1.0, 0.1, 0.1, 2.1	14.882	0.95	4.43	68.7	4.66
PCB3	Coil #1	0.6, 0.15, 0.1, 2.1	13.216	0.88	4.23	65.6	4.81
	Coil #2	0.6, 0.1, 0.1, 1.8	11.325	0.90	4.22	65.4	4.69
	Coil #3	1.0, 0.15, 0.1, 2.5	16.660	0.91	4.36	67.6	4.79
	Coil #4	1.0, 0.1, 0.1, 2.1	14.882	0.95	4.42	68.5	4.65

PCB 면-코일의 특성을 살펴본다. 그림 10에 보인 것과 같이 1.8 mm~2.5 mm 외경을 갖는 코일 턴 수 3의 면-코일을 PCB로 제작하였으며, 선폭(w), 간격(s), 내경(D_i), 외경(D_{out})을 달리하는 4종의 면-코일을 제

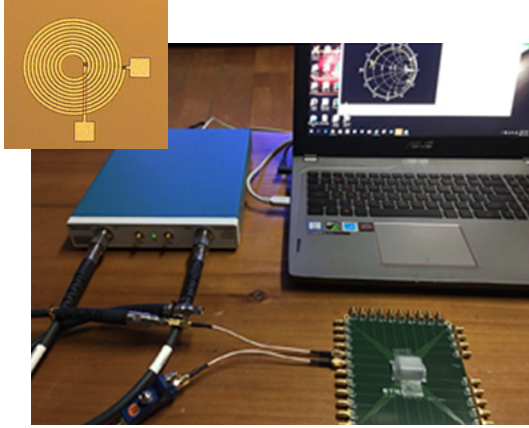


그림 8. 실리콘 기판위에 제작한 면-코일의 네트워크 분석기 측정 셋업
Fig. 8. Network analyzer measurement setup for surface-coil fabricated on silicon wafer.

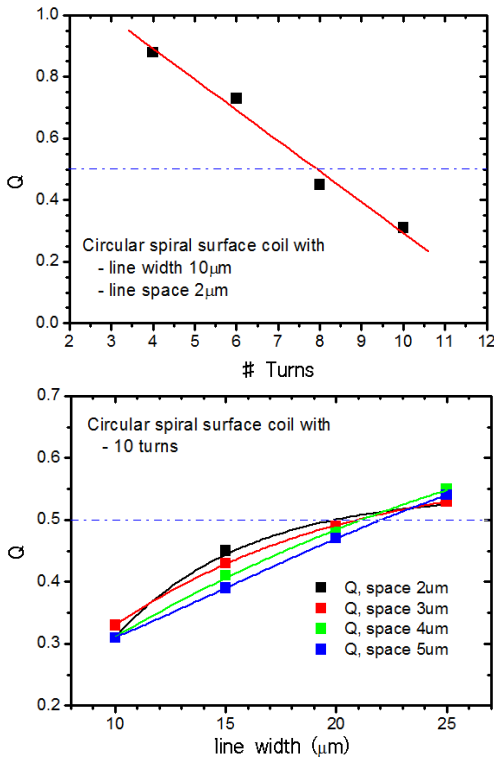


그림 9. 네트워크 분석기 측정 결과로부터 구한 Q 값. 위에서부터 코일 감긴 횟수와 코일 선폭에 대한 그래프
Fig. 9. Quality factors (Q-values) calculated from the network analyzer data.

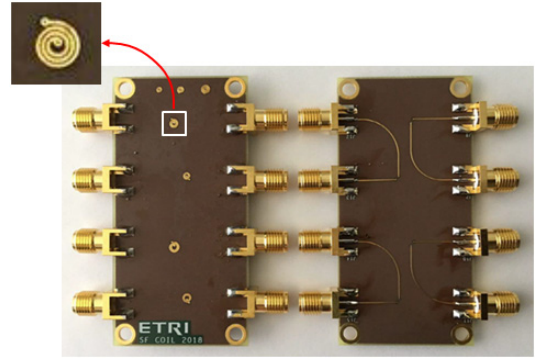


그림 10. 면-코일이 제작된 PCB 기판 앞면(좌)과 뒷면(우)
Fig. 10. Printed circuit board patterned with surface coils, front view (left) and rear view (right). Inset shows a surface coil.

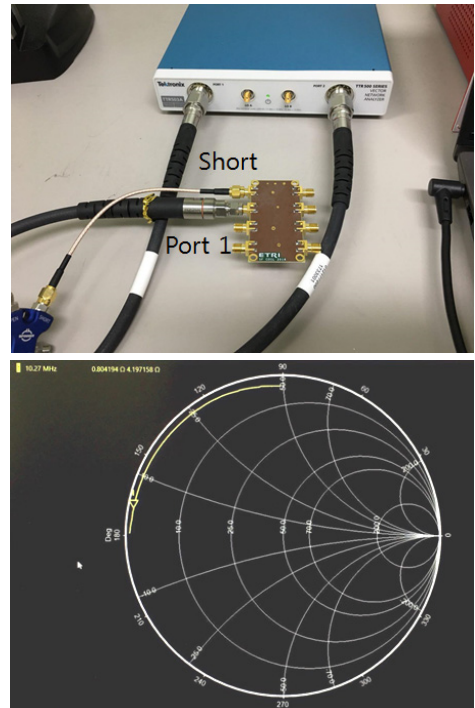


그림 11. PCB 면-코일의 네트워크 분석기 측정 셋업 (위)과 Smith chart 측정 예 (아래)
Fig. 11. Network analyzer measurement setup for PCB surface coil and a Smith chart data.

작하였고, 제작 공정의 재현성을 보기 위해 동일한 구조로 3쌍의 PCB 면-코일을 제작하여 특성을 평가하였다.

네트워크 분석기 측정은 앞에서와 마찬가지로 그림 11, 위에 보인 것처럼 1-port short 셋업으로 실시하였고, 아래 그림과 같은 Smith 차트 측정을 통해 주파수 10.27 MHz에서 저항 임피던스와 인덕티브 임피던스

를 측정하여 Q 값을 산출하였다. 면-코일의 크기와 네트워크 분석기 측정값 및 산출된 Q 값을 표 2에 정리하였다. 구리 배선을 사용함으로써 저항 임피던스 값이 1 옴 이하로 낮아졌고, 60 nH 이상의 인덕턴스를 얻었으며, 4.6~5.3의 Q 값을 얻을 수 있었다.

III. 결 론

본 논문에서는 화학, 의학, 물리, 생물 등 다양한 분야에서 활용도가 높지만 장치적 성격이 강해 휴대할 수 없는 NMR 장치를 소형 센서로 제작하기 위한 기본 개념을 제시하고, NMR 센서를 구성하는 주요 성분인 자석과 고주파 코일을 기초 단계로 제작하여 기본적인 특성을 살펴보았다. 면-코일의 경우 코일을 형성하는 금속의 전기전도도가 높아야하기 때문에 Al을 이용하고 후속 열처리가 필요한 CMOS 공정은 적합하지 않을 수도 있지만, Au 금속도금을 적용하여 수 마이크로 이상의 두께로 패턴을 형성하면 높은 Q 값을 갖는 면-코일을 제작할 수 있을 것으로 예상된다. 한편, 현재 PCB 기술로 50 마이크로 이하의 미세 패턴 형성이 가능하기 때문에 파운드리를 이용하지 않고 유연기판이나 BT 기판 등에 PCB 면-코일을 제작하여 NMR 센서에 적용할 수 있을 것으로 기대된다. 본 연구에서는 선폭 100 μm 와 150 μm 인 PCB 면-코일을 제작하여 주파수 10.27 MHz에서 Q=4.6~5.3인 면-코일을 제작할 수 있음을 보였다.

References

[1] N. Harada, "Determination of absolute configurations by X ray crystallography and ^1H NMR anisotropy," *Chirality*, vol. 20, no. 5, pp. 691-723, Oct. 2008.

[2] G. M. Scheuermann, L. Rumi, P. Steurer, B. Willi, and R. Muelhaupt, "Palladium nanoparticles on graphite oxide and its functionalized graphene derivatives as highly active catalysts for the Suzuki-Miyaura coupling reaction," *J. Am. Chem. Soc.*, vol. 131, no. 23, pp. 8262-8270, Jun. 2009.

[3] R. Salditos and C. K. Larive, "Quantitative NMR for bioanalysis and metabolomics," *Anal. Bioanal. Chem.*, vol. 404, no. 4, pp. 1165-1179, Sep. 2012.

[4] M. Ala-Korpela, "Critical evaluation of ^1H

NMR metabonomics of serum as a methodology for disease risk assessment and diagnostics," *Clin. Chem. Lab. Med.*, vol. 46, no. 1, pp. 27-42, Jan. 2008.

[5] C. Sanchez, C. Boissiere, D. Grosso, C. Laberty, and L. Nicole, "Design, synthesis, and properties of inorganic and hybrid thin films having periodically organized nanoporosity," *Chem. Mater.*, vol. 20, no. 3, pp. 682-737, Feb. 2008.

[6] I. G. Kim and S. H. Choh, "Nuclear quadrupole interactions of ^{11}B in $\beta\text{-BaB}_2\text{O}_4$ single crystal studied by nuclear magnetic resonance," *J. Phys.: Condens. Matter*, vol. 11, pp. 8283-8289, 1999.

[7] K. O. Kim, D. M. Choi, C. E. Lee, and J-I. Jin, " ^1H nuclear magnetic resonance study of an incommensurate-commensurate phase transition in a dimesogenic liquid crystal," *J. Kor. Phys. Soc.*, vol. 72, no. 7, pp. 838-840, Apr. 2018.

[8] S. Raman, O. F. Lange, P. Rossi, M. Tyka, X. Wang, J. Aramini, G. Liu, T. A. Ramelot, A. Eletsy, T. Szyperski, M. A. Kennedy, J. Prestegard, G. T. Montelione, and D. Baker, "NMR structure determination for larger proteins using backbone-only data," *Science*, vol. 327, no. 5968, pp. 1014-1018, Feb. 2010.

[9] S. L. Robinette, R. Brüeschweiler, F. C. Schroeder, and A. S. Edison, "NMR in metabolomics and natural products research: two sides of the same coin," *Acc. Chem. Res.*, vol. 45, no. 2, pp. 288-297, Feb. 2012.

[10] I. C. Felli and R. Pierattelli, "Recent progress in NMR spectroscopy: Toward the study of intrinsically disordered proteins of increasing size and complexity," *IUBMB Life*, vol. 64, no. 6, pp. 473-481, Jun. 2012.

[11] S. S. Zalesskiy, E. Danieli, B. Blumich, and V. P. Ananikov, "Miniaturization of NMR systems: Desktop spectrometers, microcoil spectroscopy, and "NMR on a chip" for chemistry, biochemistry, and industry," *Chemical Rev.*, vol. 114, pp. 5641-5694, 2014.

[12] T. George, E. Urgiles, R. Toda, J. Z. Wilcox,

S. Douglas, C-S. Lee, K. Son, D. Miller, N. Myung, L. Madsen, G. Leskowitz, R. El-Gammal, and D. Weitekamp, "MEMS-based micro instruments for in-situ planetary exploration," in *Proc. SPIE-The Int. Soc. Optical Eng.*, vol. 5836, no. 20, pp. 188-199, May 2005.

- [13] T. George, L. Madsen, W. Tang, A. Chang-Chien, G. Leskowitz, and D. Weitekamp, "MEMS-based force-detected nuclear magnetic resonance spectrometer for in situ planetary exploration," *IEEE Aerospace Conf.*, vol. 1, pp. 1273-1278, 2001.
- [14] H. Lee, E. Sun, D. Ham, and R. Weissleder, "Chip-NMR biosensor for detection and molecular analysis of cells," *Nat. Med.*, vol. 14, no. 8, pp. 869-874, Aug. 2008.
- [15] K-M. Lei, P-I. Mak, M-K. Law, and R. P. Martins, "NMR-DMF: a modular nuclear magnetic resonance-digital micro fluidics system for biological assays," *Analyst*, vol. 139, pp. 6204-6213, 2014.
- [16] K-M. Lei, H. Heidari, P-I. Mak, M-K. Law, F. Maloberti, and R. P. Martins, "A handheld high-sensitivity micro-NMR CMOS platform with B-field stabilization for multi-type biological/chemistry assays," *IEEE J. Solid-State Cir.*, vol. 52, no. 1, pp. 284-297, Jan. 2017.
- [17] C. P. Slichter, *Principles of magnetic resonance*, 3rd Ed., Springer-Verlag, 1989.
- [18] H. Lee, "Introductory guide on MRI and MR spectroscopy," Keimyung Univ. Daegu, 2014.
- [19] N. Sun, T.-J. Yoon, H. Lee, W. Andress, R. Weissleder, and D. Ham, "Palm NMR and 1-chip NMR," *IEEE J. Solid-State Cir.*, vol. 46, no. 1, pp. 342-352, Jan. 2011.
- [20] I. G. Kim and I. You, *Apparatus for diagnosis*, Patent, KR-10-2018-0027104, Mar. 7, 2018.

김 인 규 (In Gyo Kim)



1999년 : 고려대학교 물리학과 박사
 1999년~2000년 : 일본 무기재
 질연연구소 (현 NIMS) 한-일
 과학자, 기술자 방문 프로그
 램 연구원
 2001년~현재 : 한국전자통신연
 구원, 책임연구원

<관심분야> NMR, 센서, 광전자소자, 그래핀, 에너
 지저장소자

김 진 태 (Jin Tae Kim)



2010년 : KAIST 박사
 2000년~현재 : 한국전자통신연
 구원, 책임연구원
 2011년~현재 : UST, 교수
 <관심분야> 센서, 광전자소자,
 그래핀, 이차원 물질, 나노
 광소자

이 명 래 (Myung Lae Lee)



1998년 : KAIST 물리학과 박
 사
 1998년~현재 : 한국전자통신연
 구원, 책임연구원/기술총괄
 <관심분야> MEMS, 광응용기
 술, 홀로그래픽소자, 무선전
 력전송, 메타물질, 나노광전
 소자, 양자정보통신소자