

고온초전도 선재와 정합회로를 이용한 RF coil 제작에 대한 기초연구

Study on fabricated RF coil using high-temperature superconductor tape and matching circuit for low field MRI system

김동혁^{1,2}, 고락길², 강부민², 하동우², 손명환², 문치웅^{3,*}

D.H. Kim^{1,2}, R.K. Ko², B.M. Kang², D.W. Ha², M.H. Sohn², C.W. Mun^{3,*}

Abstract: The substantial improvement of the signal-to-noise ratio (SNR) can be achieved with small-size samples or low-field MRI system by high-temperature superconducting(HTS) RF coil. The typical HTS RF coil made of HTS thin film is expensive and is limited the coil geometry to planar surface coil. In this study, commercial Bi-2223 HTS tapes was used as RF coil for a 0.35T permanent MRI system. It has advantages of both much lower cost and easier fabrication over HTS thin film coil. SNR gain of the image obtained from the HTS RF coil over a conventional Cu RF coil at room temperature was about 2.4-fold and 1.9-fold using the spin echo pulse sequence and gradient echo pulse sequence respectively.

Key Words: high-temperature superconducting(HTS), Bi-2223 tape, signal-to-noise ratio, RF coil, MRI

1. 서 론

MRI(Magnetic Resonance Imaging) 기술은 균일한 자기장 내에 위치한 환자 또는 샘플 내의 수소 원자핵과 RF 신호 사이의 핵자기공명 현상을 이용하여 해부학적 영상을 획득한다. MR 영상의 품질은 MR 신호 (Magnetic Resonance signal)와 배경 신호(Background signal)인 잡음(noise)의 비율로 정의되는 신호 대 잡음비(SNR: Signal-to-Noise Ratio)로 평가된다.

영상의 SNR를 높이기 위한 가장 일반적인 방법은 MRI 장치의 자장 세기를 증가시켜 영상의 신호(signal)를 증가시키는 방법이다[1]. 그러나 이 방법은 자장을 높이기 위해 MRI 장치의 마그네트를 교체해야 된다. 또한 자장의 세기가 증가됨에 따라 공명주파수가 비례적으로 증가되므로 MRI 장치의 spectrometer 장비들을 교체해야 되므로 결국 새로운 MRI 장치의 구매로 이어져 높은 비용이 소요된다.

또 다른 SNR 향상 방법은 MR 영상을 획득 할 때 noise를 줄이는 방법이다. MR 영상에서 잡음(noise)은 두 가지의 원인이 존재한다. 첫 번째로 샘플(또는 환자)의 열적 잡음과 또 하나는 RF 신호를 획득 할 때 RF 코일에 의해 발생하는 열적 잡음이다. 영상을 획득하는 동안에는 이 두 가지 noise가 동시에 발생한다. 수식(1)은 RF 코일과 샘플(또는 환자)의 저항 및 온도로 표현되는 열적 잡음과 SNR의 관계를 나타낸다[2].

여기서 B_1 은 RF 코일에 의해 생성되는 단위 전류에 대한 자장의 세기, R_{coil} , T_{coil} 은 RF 코일의 저항과 온도, R_{sample} , T_{sample} 은 샘플의 저항과 온도이다.

$$SNR \propto \frac{B_1}{\sqrt{R_{coil} T_{coil} + R_{sample} T_{sample}}} \quad (1)$$

식(1)에서 R_{sample} 및 T_{sample} 은 대상 샘플에 의해 결정되고, B_1 은 인체에 대한 유해정도를 나타내는 전자흡수율(SAR)의 허용 범위가 규정되어 있기 때문에 MRI 장치에 의해 제한된다. 그러므로 잡음 감소로 SNR을 개선할 수 있는 방법은 RF 코일의 저항과 온도를 감소시키는 것이다. 이를 위해 극저온에서 전기저항이 제로인 고온초전도체를 활용한 HTS RF 코일에 대한 선행 연구가 수행되었다[3-4]. 선행된 HTS RF 코일 연구는 HTS thin film을 사용하여 영상 품질의 향상을 확인하였다[3]. 그러나 MRI용 RF 코일에 HTS thin film을 사용할 때 3가지의 제한점이 있다. 첫 번째는 코일이 기하학적으로 평면구조를 가지게 되며, 두 번째는 영상화하는 면적을 나타내는 FOV(Field Of View)내 비 균일한 영상신호의 문제가 발생하며, 세 번째는 RF 코일의 제작이 기술적으로 어렵다는 것이다. HTS thin film은 LaAlO₃ 또는 사파이어 단결정 기판 위에 반도체 공정(물리적 및 화학적 진공 증착 공정)을 통해 제작된다[4-6].

식(2)은 코일 구조와 샘플의 기하학적 관계에 의해서 결정되는 채움 인자(filling factor : η)와 SNR과의 관계식을 나타낸다. 여기서 η 은 filling factor, Q 는 quality factor를 나타낸다.

$$SNR \propto \sqrt{\eta Q} \quad (2)$$

Filling factor를 최대 높이기 위해서는 volume 코일과 같이 코일이 샘플을 최대한 둘러싸야 한다. 그러나 HTS thin film으로 제작된 평면구조의 표면(surface) 코일은 낮은 filling factor를 갖기 때문에 volume 코일보다 낮은 SNR을 갖는다[7].

그러나 최근 비스무스(Bismuth)를 기본으로 하는 tape 형태의 HTS tape(Bi-2223, Bi-2212) 선재가 개발되고 상용화 되었다. 최근 기존 구리 선재를 HTS 선재로 대체하여 volume을 갖는 MRI용 HTS RF 코일

¹학생회원 : 인제대 대학원 의용공학과 석사과정

²정 회원 : 한국전기연구원 초전도연구센터

³정 회원 : 인제대 의용공학과 부교수

*교신저자 : mcw@inje.ac.kr

원고접수 : 2012년 02월 03일

심사완료 : 2012년 03월 20일

게재확정 : 2012년 03월 21일

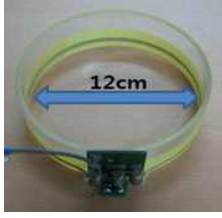


Fig. 1. A fabricated HTS surface coil with matching circuit.

에 대한 연구가 진행 중이다. HTS tape 선재를 활용한 선행 연구에서는 MR 신호를 유기전류에 의해 간접적으로 받는 인덕티브 커플링 방법으로 구성하였다. 인덕티브 커플링 방법을 통한 영상 신호의 획득은 수신전용 코일(pick up coil)과 초전도 공진 코일, 튜닝 코일 3 개가 필요하고 그 사이 간격을 조절하여야 한다 [8-12]. 그러므로 HTS RF 코일 제작 시 구조적으로 복잡해진다.

본 연구는 Bi-2223 HTS tape 선재를 이용한 저자장 MRI용 HTS volume 코일 제작에 대한 기초연구로 single turn 형태의 표면 RF coil을 구리 선재와 HTS 선재로 제작하고 MRI 영상을 획득하여 영상의 SNR를 서로 비교 분석하였다. 또한 선행 연구와 달리 HTS 코일에 정합회로를 직접 연결하여 HTS RF 코일을 구성하였다.

2. 실험 방법

2. 1. 표면 코일 제작 및 특성 평가

표면 코일을 제작하는데 사용한 HTS 선재는 상용화된 Bi-2223 HTS tape(InnoST Co., Ltd, Beijing, China)로 폭과 두께는 각각 4.22 mm, 0.2 mm이다. MRI 마그네트 내에서 HTS tape가 경험하게 되는 자장세기인 0.35 T에서 임계전류는 27.3 A였다.

HTS tape를 이용하여 그림 1과 같이 지름 12 cm의 아크릴 실린더 위에 원형 코일을 만들고 양 끝단을 정합회로에 연결하였다. 정합회로는 non-magnetic capacitor (American Technical Ceramics)를 사용하여 중심주파수인 15 MHz의 공진회로로 구성하였다. 수신 전용 RF coil만을 지원하는 MRI 장치에서 사용하기 위해 passive decoupling 회로를 추가하였다. 코일 제작 시 초전도 선재에 열적 손상을 최소화하기 위해 녹는점이 낮은 인듐 주석을 솔더로 사용하였다.

제작한 HTS RF 코일의 성능 비교를 위하여 임상용 RF 코일에서 일반적으로 사용하는 구리 선재로 지름 12 cm의 동일한 형태의 Cu RF 코일을 제작 하였다. 제작된 RF 코일들은 styrofoam case 내에서 상온인 300 K과 액체질소 온도인 77 K의 동작 온도 조건에서 영상 실험 전에 network analyzer로 코일의 송수신 특성을 평가하였다. 안테나의 송수신 감도를 나타내는 Q-factor는 식(3)을 이용하여 측정하였다[13]. 공진 주파수와 임피던스(impedance), 반사계수 (reflection coefficient)를 측정하여 최적의 Q-factor를 갖도록 하였다.

$$Q = \frac{\text{center frequency}}{-3\text{dB bandwidth}} \quad (3)$$

2. 2. MRI system 및 image parameter

제작된 HTS RF 코일의 성능을 평가하기 위해서 국내 MRI 업체인 (주)ISOL Technology의 0.35T

자장을 갖는 영구 자석 기반의 임상용 개방형 MRI 장치인 Relax 모델을 사용하여 MR 영상을 획득하고 분석하였다. 영상 실험에 사용한 pulse sequence는 Spin Echo(SE) sequence와 Gradient Recalled Echo(GRE) sequence(flip angle: 60°)이다. 황산니켈(NiSO₄) 혼합용액을 넣은 영상 시편(phantom)과 자몽(grapefruit) 그리고 피실험자 1명의 손목에 대한 영상을 획득하였다. 실험 여건 상 각 샘플마다의 최적 영상 파라미터를 찾아 적용하지 못하고 모든 샘플에 대해 동일한 영상 파라미터를 적용하였다. 본 연구에서 사용한 영상 파라미터는 TR(repetition time)/TE(echo time)=300/15 ms, slice thickness=5 mm, slice gap=12 mm, average=1, matrix size=256x128 이다.

2. 3. 영상 재구성 및 SNR 측정

MATLAB (Mathworks, MA, USA)을 기반으로 한 GUI(Graphical User Interface) 프로그램을 제작하여 MR raw data로부터 MR 영상을 재구성하고 분석하였다.

$$SNR = \frac{ROI_{\text{average}} - Background_{\text{average}}}{Background_{\text{standard deviation}}} \quad (4)$$

SNR 측정은 수식(4)을 이용하여 재구성된 영상에서 100 개의 pixel을 포함하는 관심영역(ROI; Region Of Interest)과 background를 설정한 후 각각의 영역에서 pixel intensity의 평균값을 측정하여 그 비율을 계산하였다. Background 영역은 영상의 4 곳을 설정하여 이들의 평균값과 표준편차를 구하여 사용하였다[2].

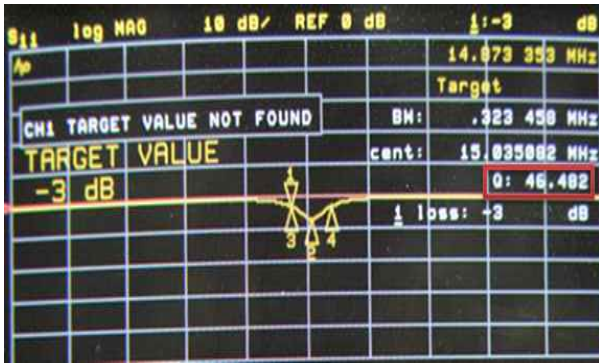
3. 실험결과 및 고찰

정합회로와 passive coupling 회로를 부착 후 상온(300 K)과 극저온(77 K)의 상태에서 RF 코일에 대한 impedance와 Q-factor 값의 변화를 network analyzer로 확인하였다. 50Ω로 맞추어진 impedance 값은 동작 온도에 대해 변화 없이 유지되었다. 그림 2와 같이 상온에서 300kHz로 측정된 -3dB Bandwidth는 극저온에서 60kHz로 감소하여 Q-factor 값이 상온에서 46, 극저온에서 243으로 5 배 이상 증가하였다.

표 1과 그림 3은 제작된 Cu RF 코일과 HTS RF 코일을 상온과 극저온 온도 및 두 종류의 pulse sequence(SE, GRE)에 따라 획득한 영상과 영상으로부터 SNR를 측정하여 SNR의 향상 비율을 서로 비교하였다.

Table 1. Comparison of the SNR ratio between the Cu and the HTS RF coils depending on the temperature and the pulse sequence.

Sample	Condition	SE	GRE
NiSO ₄ solution	Cu _{77K} /Cu _{300K}	1.5	1.6
	HTS _{77K} /Cu _{300K}	2.4	1.9
	HTS _{77K} /Cu _{77K}	1.5	1.2
Grapefruit	Cu _{77K} /Cu _{300K}	1.4	1.7
	HTS _{77K} /Cu _{300K}	2.2	2.0
Human wrist (capitate)	HTS _{77K} /Cu _{300K}	-	2.6



(a) reflection coefficient at 300K



(b) reflection coefficient at 77K

Fig. 2. Measurement of reflection coefficient and Q-factor at different temperature with HTS RF coil.

그림 3(a)의 NiSO₄ 용액 시편 영상의 경우 Cu RF 코일로 획득한 영상보다 HTS RF 코일로 획득한 SE 영상에서 2.4 배, GRE 영상에서 1.9 배 SNR 이 향상되었다. Cu RF 코일 경우 극저온에서 획득한 영상이 상온에서 획득한 영상 보다 SNR 이 1.5~1.6 배 증가하였다.

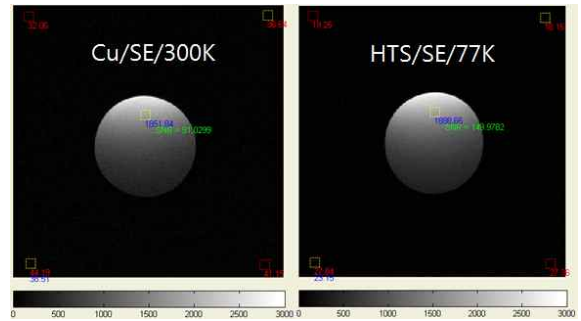
그림 3(b)의 자몽 영상은 HTS RF 코일과 Cu RF 코일로 획득한 SE 영상과 GRE 영상을 비교했을 때, HTS RF 코일 영상이 각각 2.2 배와 2.0 배의 SNR 향상을 확인하였다.

그림 3(c)에서 손목 영상 획득 시 피실험자의 움직임에 의해 동일한 단면의 영상에서 ROI를 설정하기 어려움으로 획득한 영상 중 공통적으로 나타나는 적색 박스의 유두골(capitate) 부위를 ROI로 설정하여 비교하였다. GRE 영상에서 2.6배 SNR이 향상되었고, SE 영상에서는 artifact 발생으로 SNR 측정을 할 수가 없어 결과에서 제외하였다.

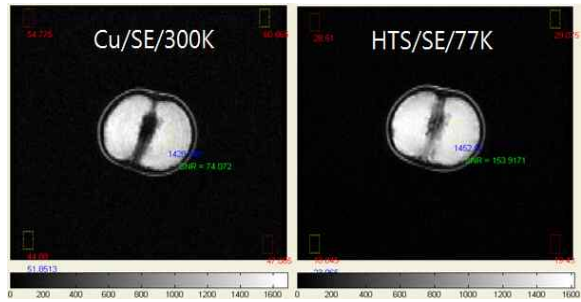
본 연구에서 제작된 Cu RF 코일이 77K의 극저온에서 운전되는 $T_{coil}=77K$ 일 때의 경우 상온에서 획득한 영상에 비해 평균 1.5배 정도 영상 품질이 향상됨을 확인하였다. 또한 HTS RF 코일을 사용하여 영상을 획득하는 $T_{coil}=77K$, $R_{coil}\approx 0\Omega$ 인 경우 최소 2.0배 이상 향상된 영상을 획득할 수 있었다.

HTS RF 코일로 2배 이상 향상된 영상의 획득은 Cu RF 코일을 사용하여 동일한 영상을 획득하기 위해서 영상 획득 시간이 2배 이상 소요됨을 의미한다. 그러므로 HTS RF 코일은 Cu RF 코일에 비해 영상 획득 시간을 획기적으로 감소시킬 수 있다.

본 연구에서는 수신전용 코일(pick up coil)과 초전도 공진 코일, 튜닝 코일을 사용하지 않는 상대적으로 간단한 직접 정합회로를 구성하여 선행 연구의 인덕티



(a)



(b)



(c)

Fig. 3. Comparison SE and GRE MR image of NiSO₄ solution(a), and grapefruit(b) and human arm(c) using Cu and HTS RF coil at 300 K and 77 K.

브 커플링 방식의 HTS RF 코일[8-12] 보다 쉽게 제작할 수 있었다. 또한 정합회로에 사용된 variable capacitor의 값을 변화시킴으로 튜닝과 매칭을 보다 용이하게 조절 할 수 있었다.

4. 결 론

Bi-2223 HTS tape 선재와 직접 정합회로로 제작된 MRI용 HTS RF 코일을 사용하여 기존 Cu RF 코일로 획득한 영상에 비해 평균 2 배 이상 SNR 이 향상되고 비교적 간단한 제작과정을 통해 volume 코일의 제작 가능성을 확인하였다.

감사의 글

MRI 영상 실험을 수행할 수 있도록 MRI 장치를 지원해 주신 (주)ISOL Technology에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1] C. Chen and D. I. Hoult, "Biomedical Magnetic Resonance Technology" New York: Adam Hilger, 1989.
- [2] K. H. Lee, M. C. Cheng, K. C. Chan, K. K. Wong, Simon S. M. Yeung, K. C. Lee, Q. Y. Ma, and Edward S. Yang, "Performance of Large-Size Superconducting Coil in 0.21T MRI System," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, no. 11, November, 2004.
- [3] R. Black, T. A. Early, P. B. Roemer, O. M. Mueller, A. Mogro-Campero, L. G. Turner, and G. A. Johnson, "A high-temperature superconducting receiver for nuclear magnetic resonance microscopy," Science, vol. 259, no. 5096, pp. 793 - 795, Feb. 1993.
- [4] Q. Ma, "RF applications of high temperature superconductors in MHz range," IEEE Trans. Appl. Supercond., vol. 9, no. 2, pp. 3565 - 3568, Jun. 1999.
- [5] Haase A, W Hanicke, J Frahm, "The influence of experimental parameters in surface-coil," NMR J. Magn. Reson. vol. 56, pp. 401 - 402, 1984
- [6] MCCheng, B P Yan, K H Lee, QYMa and E S Yang, A high temperature superconductor tape RF receiver coil for a low field magnetic resonance imaging system, Supercond. Sci. Technol, vol. 18, pp. 1100 - 1105, 2005.
- [7] Hill H D W, "Improved sensitivity of NMR spectroscopy probes by use of high temperature superconductive detection coils," IEEE Trans. Appl. Supercond, vol. 7 pp. 3750 - 3755, 1997
- [8] G. Grasso, A. Malagoli, N. Scati, P. Guasconi, S. Roncallo, and A. S. Siri, "Radio frequency response of Ag-sheathed (Bi, Pb)2Sr2Ca2Cu3O10+x superconducting tapes," Supercond. Sci. Technol., vol. 13, no. 10, pp. L15 - L18, Oct. 2000.
- [9] Hong-Chang Yang, Kuen-Lin Tsai, Ji-Cheng Chen, Chiu-Hsien Wu, Heng-Er Horng, Jyh-Horng Chen and Li-Wei Kuo, "High-Tc superconducting surface coils for improving the image quality on a 3T imager," Supercond. Sci. Technol. vol. 20 pp. 777 - 780, 2007.
- [10] In-Tsang Lin, Hong-Chang Yang, Chang-Wei Hsieh, Tun Jao and Jyh-Horng Chen, "Human hand imaging using a 20cm high-temperature superconducting coil in a 3T magnetic resonance imaging system," J. Appl. Phys, vol. 107, pp. 124701, 2010.
- [11] Bracanovic D, Esmail AA, Penn SJ, "Surface YBa2Cu3O7 receive coils for low field MRI," IEEE Trans Appl Supercond vol. 11, pp. 2422 - 2424, 2001.
- [12] Ginefri JC, Darrasse L, Crozat P. "High-temperature superconducting surface coil for in vivo microimaging of the human skin," Magn Reson Med, vol. 45, pp. 376 - 382, 2001.
- [13] Darko Kajfez and Eugene J. Hwan, "Q-factor Measurement with Network Analyzer," IEEE Trans Microwave theory and techniques, vol. Mn-32, no. 7, July 1984.

저 자 소 개



김동혁(金東赫)

1985년 08월 04일생, 2010년 인제대 의생명공대 의용공학과 졸업, 현재 인제대 대학원 의용공학과 석사과정.



고락길(高樂吉)

1972년 5월 1일생, 1995년 배재대 물리학과 졸업, 1997년 배재대 대학원 졸업(석사), 2007년 부산대 대학원 물리학과 수료(박사), 현재 한국전기연구원 선임연구원.



강부민(姜富敏)

1982년 04월 09일생, 2010년 부경대학교 공업화학학과 졸업, 현재 부경대 대학원 공업화학학과 졸업(석사).



하동우(河東雨)

1962년 07 12일생, 1985년 경북대학교 금속공학과 졸업(학사), 1987년 경북대학교 대학원 금속공학과 졸업(석사), 2001년 연세대학교 대학원 금속공학과 졸업(박사), 1987년~현재 한국전기연구원 책임연구원, 2004. 8~2005. 7 미국 NHMFL 방문연구원.



손명환(孫明煥)

1963년 04월 21일생, 1986년 부산대 자연과학대 물리학과 졸업, 1988년 부산대 대학원 물리학과 졸업(석사), 1998년 부산대 대학원 물리학과 졸업(박사), 현재 한국전기연구원 초전도연구센터 책임연구원.



문치용(文治雄)

1960년 07월 29일생, 1983년 서강대 공대 전자공학과 졸업, 1991년 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(공학석박사), 현재 인제대학교 의용공학과 부교수.