

자기공명미세영상 및 분광법을 위한 나선형 RF 표면코일의 감는 횟수에 따른 민감도 평가

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, *University of California, Irvine, USA

우동철 · 하승훈* · 최치봉 · 최보영

본 연구의 목적은 고해상도 미세영상을 얻을 수 있는 기술을 확보하기 위하여 나선형 multi-turned RF 표면코일(surface coil)의 민감도(sensitivity)를 평가하고자 하였다. RF 코일의 자기장 분포를 시뮬레이션 함으로서 자기장의 불균질성(inhomogeneity)을 조사하고, 그 결과를 토대로 개선된 RF 코일을 디자인할 수 있다. 1, 3, 5번씩 감은 나선형 코일을 조사한 결과, 3번 감은 나선형 코일의 민감도가 가장 높은 것으로 나타났다. 이를 통하여 나선형 RF 코일의 감는 횟수를 조절함으로써 코일의 민감도를 향상시킬 수 있다는 것을 확인할 수 있었다. 그리고 지나치게 감는 횟수를 늘리면 오히려 코일의 impedance를 증가시키게 되어 민감도를 감소시키며, 동시에 matching이 어려워진다는 사실을 확인하였다. 본 연구의 결과로서 지름이 4 cm인 나선형 wire RF 표면코일의 최적의 감는 횟수를 발견하였다. 또한 나선형 표면코일에서 감는 횟수의 증가는 항상 민감도에 긍정적인 영향을 미치는 것이 아니며, 반드시 최적의 감는 횟수를 찾아야 한다는 것을 확인하였다.

중심단어: 표면코일, 민감도, 미세영상

서 론

자기공명미세영상법(magnetic resonance microscopic imaging, MRMI)은 인체 조직 구조와 같은 분자 단위의 미세 조직 영상을 *in vivo* 상태에서 비침습적으로 얻을 수 있을 뿐만 아니라 신뢰성 높은 생물학적 정보까지 줄 수 있는 획기적인 방법으로 알려져 있으며 전세계적으로 그 연구가 활발히 진행되고 있다.¹⁻³⁾ 따라서 자기공명미세영상을 위하여 국소부분 영상 촬영에 적합한 RF 코일의 개발이 계속 진행되어 왔고 그에 따른 연구용 및 임상용 펄스시퀀스까지 많은 발전이 있었다.^{4,5)}

자기공명미세영상법에서 영상 신호를 감지하는 센서 역할을 하는 RF 코일의 민감도가 높으면 높을수록, 그것은 대상체로부터 더 많은 신호를 얻을 수 있을 것이고 즉, 향상된 신호대잡음비(signal to noise ratio, SNR)를 만족시켜 결국 더 정확한 형태학적 정보를 줄 수 있게 된다.⁶⁾ 보통

RF 코일은 크게 체적(volume) 코일과 표면(surface) 코일로 나눌 수 있는데 체적 코일은 균일한 자기장을 얻을 수 있기 때문에 대조도 분포가 고른 영상을 얻을 수 있는 장점이 있는 반면, 표면코일에 비하여 높은 SNR 신호대잡음비(signal to noise ratio, SNR)를 기대할 수 없고, 대상체의 크기와 모양에 제한을 받을 수 있다. 그러나 표면코일은 대상체의 크기와 모양에 관계없이 특정 영역에서 높은 SNR을 얻을 수 있는 장점이 있기 때문에 인체 피부와 같이 작은 영상영역(field of view, FOV)과 높은 해상도를 얻어야 하는 자기공명미세영상에 있어 가장 적합한 RF 코일으로써 사용되고 있다.⁷⁾

최근 자기공명미세영상 및 분광법의 해상도를 극대화하기 위하여 RF 표면코일의 새로운 구조적 개선이 필요하다는 의견이 대두되고 있으며, 전세계적으로 매우 활발한 연구가 진행되고 있다. 따라서 이러한 구조적 개선을 미리 평가할 수 있는 RF 코일과 같은 MR 장비의 액세서리들의 성능 시뮬레이션과 분석 방법 또한 필수불가결하다.⁸⁻¹⁰⁾ 본 연구에서는 고해상도 자기공명미세영상을 위하여 1.5 T MRI/MRS 장비에서 적용 가능한 여러 가지 나선형 표면코일의 감는 횟수에 따른 민감도(sensitivity)에 대하여 조사 평가하였다.

이 논문은 2006년 7월 11일 접수하여 2006년 9월 19일 채택되었음.
 책임저자: 최보영, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505번지
 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
 Tel: 02)590-2427, Fax: 02)590-2425
 E-mail: bychoe@catholic.ac.kr

대상 및 방법

1. 이론(Theory)

RF 표면코일을 제작하는 데 있어서 tuning-matching하는 데 가장 기본적 요소인 resistance, inductance, capacitance를 고려하여 1.5 T에서 양성자의 자기공명 주파수(64.87 MHz)와 일치하는 코일을 설계해야 하며, 코일의 고유 자기공명 주파수는 다음과 같이 결정된다.¹¹⁻¹³⁾

$$\omega_r = \frac{1}{\sqrt{(L_{total} - M_{total}) C}} \quad (1)$$

RF 표면코일을 제작하는 데 있어서 코일이 가지고 있는 고유의 inductance는 이론적으로 다음과 같은 식에 의해서 구할 수 있다.^{13,14)}

$$L = \frac{1}{I^2} \iiint_V A \cdot JdV \quad (2)$$

여기에서 J는 자유공간에서의 current density, V는 코일에 의해 생성되는 volume, A는 J에 의해 유도되는 자기장 벡터이다. 이 식으로부터 다음과 같이 single-loop RF 표면코일의 inductance를 유도할 수 있다.

$$L = 0.002l(\ln \frac{2l}{a} - a) \quad (3)$$

$$L = 0.002l(\ln \frac{2l}{w} + \frac{1}{2}) \quad (4)$$

(l: length of wire or tape
a: radius of wire
w: width of tape

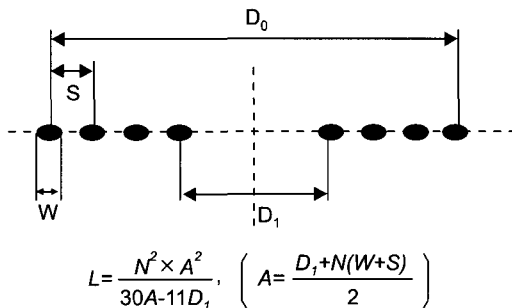


Fig. 1. The inductance of a flat multi-turned spiral RF surface coil. The D_0 and D_1 is the outer and inner diameter, respectively. The w is the width of a tape or the diameter of a wire, and s is the gap between the wires (L : inductance).

식(3)은 wire로 RF Coil을 제작할 경우, 식(4)는 tape로 제작할 경우 RF coil의 inductance 계산식이다.

결국 위의 inductance 값과 자기공명 주파수, impedance 등에 의해서 capacitance의 크기가 정해진다. 그리고, multi-turned spiral 표면코일의 경우는 Fig. 1¹⁵⁾에서 보여지는 것과 같이 코일의 고유 파라미터들을 유도할 수 있다.

2. Simulation

제작하고자 하는 RF 표면코일의 자기장의 형태를 MATLAB[®](©1994-2006 The MathWorks, Inc.)으로 시뮬레이션하여 그것을 미리 예측할 수 있다. 시뮬레이션 방법은 ‘Biot-Savart’법칙과 표면코일의 구조에 대한 정보를 토대로 RF 코일의 주변에서 위치에 따른 자기장의 세기를 계산하였다. 사용된 식은 다음과 같다.

$$B = K_m I \int \frac{dl \times \hat{r}}{r^2} \quad (5)$$

여기서 $K_m = \frac{\mu_0}{4\pi}$ 은 magnetic constant, I는 coil의 흐르는 전류, \hat{r} 는 임의의 지점에서의 방향 벡터이다.

3. Hardware and coil design

실험에 사용된 장비는 1.5 T magnet (© 1996 Oxford Magnet Technology Ltd.), 25 mT/m gradient coil (© 2004 Copley Controls Corp.), RF amplitude system (© Analogic Corp. 2006)을 사용하였다. 고해상도의 영상을 얻기 위하여 영상영역을 최대한 작게 하였으며, Fig. 2와 같이 RF 표면코일의 지름은 4 cm로 제작하였고 decoupling을 위한 cross diode, 주파수의 tuning-matching을 위한 variable capacitor 등이 사용되었고 나선형 표면코일들은 모두 지름은 4 cm를 유지하면서 그 감는 횟수만 달리하여 실험하였다.

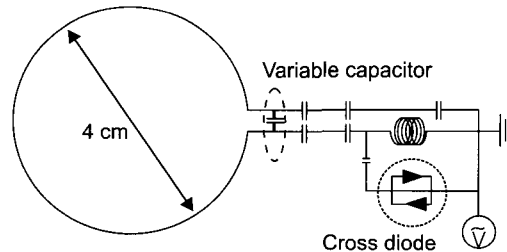


Fig. 2. The scheme of a single loop surface coil with the copper wire, ceramic capacitors and diodes. This single loop coil, as well as multi-turned spiral coils, has a 4 cm diameter.

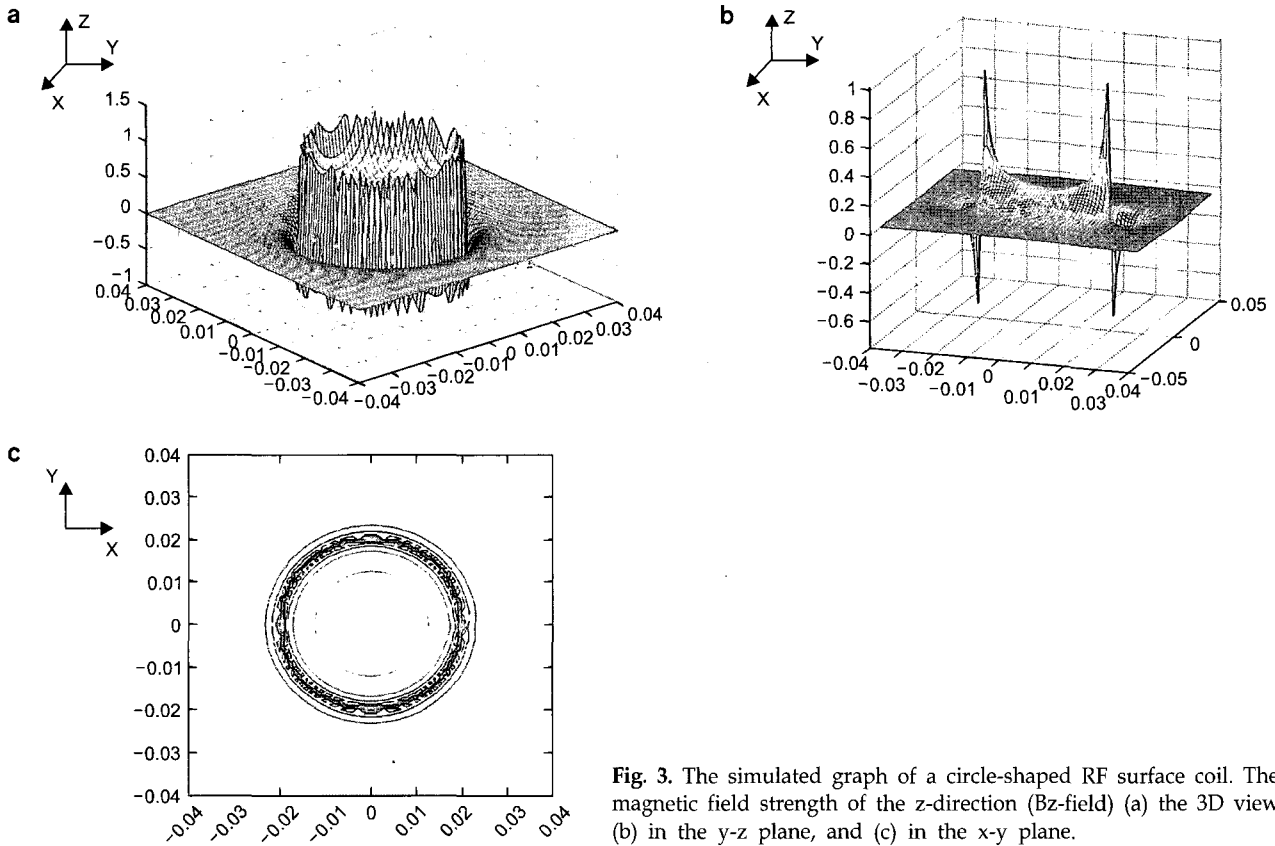


Fig. 3. The simulated graph of a circle-shaped RF surface coil. The magnetic field strength of the z-direction (Bz-field) (a) the 3D view (b) in the y-z plane, and (c) in the x-y plane.

결 과

1. Simulation

Fig. 3에서 보는 바와 같이 표면코일의 수직인 방향을 z 방향으로 보았을 때 x-y와 y-z 평면에서 예측한 자기장의 분포와 공간적으로 표현된 결과를 얻었다. 원형의 형태를 가지고 있는 RF 코일의 형태와 같이 시뮬레이션 결과 역시 도선 주위에서는 자기장 크기가 큰 형태를 가지고 있다는 것을 알 수 있었다. 본 결과를 토대로 RF 표면코일의 중앙 부근에서 어느 정도의 균일한 영역의 자기장 분포가 나타날 것이라는 예측할 수 있었다. 시뮬레이션 결과는 코일에 흐르는 전류 세기 및 방향과는 독립적인 것으로 나타났다.

2. RF 표면코일 성능(Performance)

도선을 한번 감은 지름 4 cm 표면코일을 제작하였고(Fig. 4a), 그것은 1.5 T MR 장비에서 water 팬텀으로 측정한 ROI는 약 3 cm 정도로 나타났으며(Fig. 4b) 또한 그것의 Q-fac-

tor와 민감도를 측정하였다(Fig. 5). 그리고 세 번, 다섯 번 감은 나선형 코일들(Fig. 4c, d)을 제작하여 그것의 Q-Factor와 bandwidth를 측정하였다(Table 1). Q-factor을 측정하기 위한 대상체는 water팬텀을 사용하였으며 대상체를 올려놓았을 때(loaded) 그리고 대상체가 없을 때(unloaded) 각각의 Q-factor의 차이(Q-factor ratio=(Unloaded-Loaded)/Unloaded)로서 RF coil의 민감도를 가늠할 수 있었다.

제작된 모든 RF 표면코일들은 1.5 T MR장비에 맞도록 64.87 MHz에 공명주파수를 맞추었다. 그러나 5번 감은 나선형 표면코일의 경우는 고유 impedance가 너무 크기 때문에 phase Shift가 크게 일어나 45 MHz 이상으로 matching이 불가능하였다. 제작된 single turned 표면코일로는 돼지의 피부를 *in vitro*로, 인체 손바닥을 *in vivo*로 촬영하였다(Fig. 6). 본 MR영상들은 다음과 같은 영상획득조건 제원을 갖는다: 돼지 피부영상 - FOV=80×80 mm², matrix=192×192. 인체 손바닥 영상 - FOV=100×100 mm², matrix=256×192이고 나머지 조건제원은 TR/TE=450/12 msec, NEX=4, slice thickness/gap=1.6/0.2 mm, and pulse sequence=gradient echo로 촬영. 돼지 피부의 영상으로부터 피부의 표피, 진피, 하피

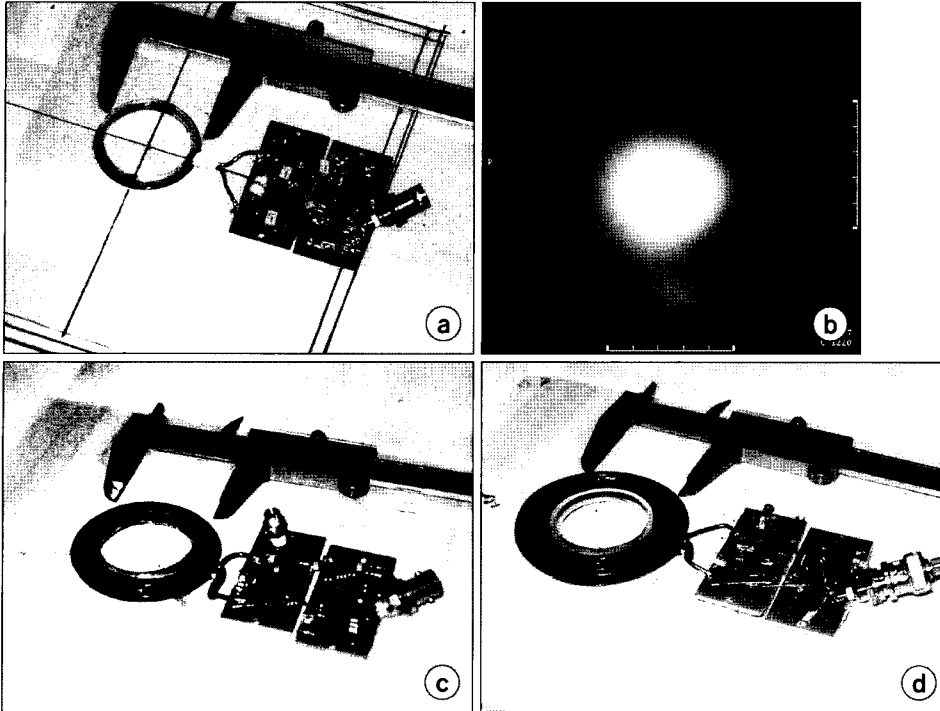


Fig. 4. (a) The single loop RF surface coil, (b) the obtained ROI image using a phantom, (c) the three turned-multi spiral surface coil, and (d) the 5-turned spiral surface coil.

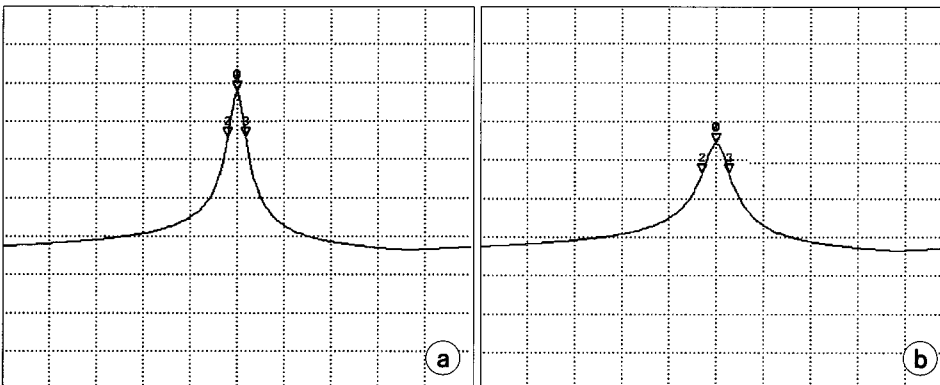


Fig. 5. The measured Q-factor and bandwidth by a network analyzer: (a) unloading an object and (b) loading an object.

Table 1. Q-factor and bandwidth of each spiral coil.

	Q-factor			Band width	
	Loaded (db)	Unloaded (db)	(unloaded -loaded)/unloaded Q-factor ratio	Loaded (KHz)	Unloaded (KHz)
Single turned coil	108	167	0.353	588	343
3-turned spiral coil	63	151.9	0.586	10,000	428
5-turned spiral coil	54	104	0.480	790	430

등의 각 층을 뚜렷하게 확인할 수 있었고, 인체 손바닥 영상에서도 포피, 진피 등의 구분이 가능하였다.

고찰 및 결론

시뮬레이션 결과는 water 팬텀을 가지고 ROI를 촬영한 결과와 매우 유사한 형태의 모양을 가지는 것을 볼 수 있었고 시뮬레이션과 실제와의 대략적인 유사성을 확인하였다. 각각 제작된 표면코일들의 Q-factor를 비교하고 그 민감도를 측정 한 결과 1번 감은 표면코일에 비하여 3번 감았을 때 그 민감도가 높은 것으로 보아 더욱 개선된 SNR을 가

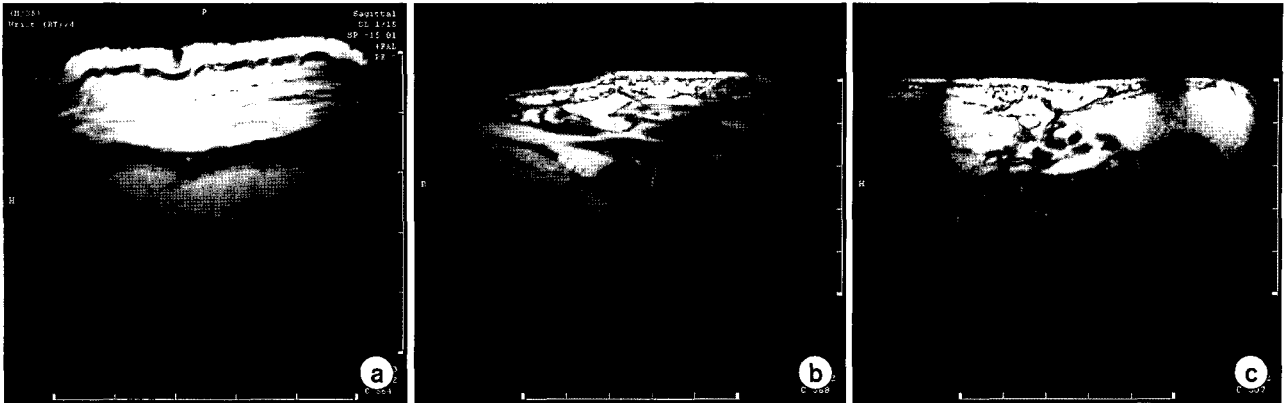


Fig. 6. The typical T1-weighted MR images using the single loop surface coil: (a) pork skin, (b) human palm (sagittal) and (c) human palm (axial).

지는 MRI 영상을 기대할 수 있었다. 그러나 5번 감은 나선형 표면코일은 그 민감도가 더욱 떨어지고 Q-factor 또한 현격히 줄어드는 것으로 보아 나선형 표면코일을 제작 시에는 그 최적화된 감는 횟수가 존재함을 알 수 있었다. 이 실험에서 사용된 4 cm의 지름을 가지는 나선형 표면코일의 최적 감는 횟수는 1~3번 사이에서 있을 것으로 예상된다. 또한 감는 횟수를 3번 이상 지나치게 많이 늘렸을 경우에는 RF 표면코일의 impedance가 커지기 때문에 큰 phase shifting이 일어나 공명시키고자 하는 주파수(1.5 T: 64.87 MHz)에 matching하기가 어려웠다.¹⁶⁻²⁰⁾ 대체로 나선형 표면코일에 있어서 높은 SNR을 기대하기 위하여 감는 횟수를 늘리지만,^{21,22)} 감는 횟수는 SNR이나 민감도에 항상 비례하는 것이 아니다. 사실 표면코일의 impedance가 MR영상에 주는 영향은 거의 무시할 수 있다고 보고되고 있으나, 한편으로는 impedance와 관계된 RF 표면코일의 성능에 대한 연구는 현재 매우 활발히 진행 중이다. 표면코일의 impedance의 영향은 대상체의 자기화에 의해서 유도되는 전류의 손실과 관계되기 때문에 결국에는 저항을 줄이기 위하여 MR RF 표면코일의 구조 및 재료의 개선을 위한 연구가 계속 진행되어야 할 것으로 사료된다.²³⁾

본 연구의 결과로 나선형 표면코일을 제작할 경우에는 그 최적의 감는 횟수를 예상해야 하며, 뿐만 아니라, 촬영하고자 하는 부위에 맞는 MR RF 표면코일을 제작할 경우에는 항상 표면코일의 모양이나 길이, 부품, 재질 등의 다양한 것들의 최적값을 구해야 할 것이다. 그러나, 미세영상 촬영을 위해서는 RF 표면코일의 성능 또한 중요하지만, 높은 gradient field (예, 40 mT/m)을 만들 수 있는 gradient coil 및 spectrometer, power supply 등의 부가적인 장비들도 그것

을 지원해 줄 수 있어야 한다. 본 연구는 나선형 표면코일의 감는 횟수의 최적값을 찾는 데 주력하였지만, 더 나아가 특정 신체부위나 특수한 대상체를 촬영하기 위한 MR RF sensor를 개발할 수 있는 연구로 확장할 수 있을 것으로 사료된다. 따라서 아직까지 MR RF 표면코일의 다양한 요소들을 변화시켜 사용자들이나 여러 임상 분야에서 원하는 MR RF sensor를 개발해야 할 여지가 남아있다.

감사의 글

본 연구는 아래 연구비의 도움으로 이루어졌습니다.

This study was supported by a grant of the Seoul R&BD Program (10550), the Korea Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea. (02-PJ3-PG6-EV07-0002) and a grant of the 2005 Nuclear R&D Plan Program, Ministry of Science & Technology, Korea.

참 고 문 헌

1. Rallan D, Harland CC: Skin imaging: is it clinically useful? Clin Exp Dermatol 29:453-459 (2004)
2. Weis J, Ericsson A, Astrom G, Szomolanyi P, Hemmingsson A: High-resolution spectroscopic imaging of the human skin. Magn Reson Imaging 19:275-278 (2001)
3. Bittoun J, Saint-Jalmes H, Querleux BG, et al: In vivo high-resolution MR imaging of the skin in a whole-body system at 1.5 T. Radiology 176:457-460 (1990)
4. Wehrli FW, Ma J: In vivo MR microscopy of the human skin. Magn Reson Med 37:185-191 (1997)
5. Thali MJ, Dirnhofer R, Becker R, Oliver W, Potter K: Is virtual histology the next step after the virtual autopsy

- Magnetic resonance microscopy in forensic medicine. *Magn Reson Imaging* 22:1131-1138 (2004)
6. Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R: *Magnetic Resonance Imaging Physical Principles and Sequence Design*. 1st ed. A John Wiley & Sons Inc., New York (1999), pp. 850- 861
 7. Jayasundar R, Hall LD, Bleehen NM: RF coils for combined MR and hyperthermia studies: II. MR coil as a hyperthermic applicator. *Magn Reson Imaging* 19:117-122 (2001)
 8. Murphy-Boesch J, Koretsky AP: An in vivo NMR probe circuit for improved sensitivity. *J Magn Reson* 54:526-532 (1983)
 9. Kato H, Ishida T: Development of an agar phantom adaptable for simulation of various tissues in the range 5-40 MHz. *Phys Med Biol* 32:221-226 (1987)
 10. Tomanek B, Ryner L, Hoult D, Kozlowski P, Saunders JK: Dual surface coil with high-b, homogeneity for deep organ MR imaging. *Magn Reson Imaging* 15:1199-1204 (1997)
 11. Zhang X, Ugurbil K, Chen W: Micro-strip RF surface coil design for extremely high-field MRI and spectroscopy. *Magn Reson Med* 46:443-450 (2001)
 12. Hoult DI, Richards RE: The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment. *J Magn Reson* 24:71-85 (1976)
 13. Jin JM: *Electromagnetic Analysis and Design in MR Imaging*. 1st ed. CRC Press, Boca Raton, FL (1998)
 14. Hoult DI: Sensitivity and power deposition in a high-field imaging experiment. *J Magn Reson Imaging* 12:46-67 (2000)
 15. Frederick Grover: *Inductance Calculations: Working Formulas and Tables*. 1st ed. Dover Publications, Inc., New York (1946), p. 167
 16. Bulte JWM, Peter CM, Zijl V, Mori S: Magnetic resonance microscopy and histology of the CNS. *Trends Biotech* 20: S24-S27 (2002)
 17. Hayes CE: An adjustable RF coil loading device. *Magn Reson Imaging* 11:81-86 (1993)
 18. Edelstein WA, Bottomley PA, Pfeifer LM: A signal-to-noise calibration procedure for NMR imaging systems. *Med Phys* 11:180-185 (1984)
 19. Foo TKF, Hayes CE, Kang YW: An analytical model for the design of RF resonators for MR body imaging. *Magn Reson Med* 21:165-177 (1991)
 20. Hoult DI, Richards RE: The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment. *J Magn Reson* 24: 71-85 (1976)
 21. Song HP, Litchfield JB, Morris HD: Three-dimensional microscopic MRI of maize kernels during drying. *Journal of Agricultural Engineering Research* 53:51-69 (1992)
 22. Keltner JR, Carlson JW, Roos MS, Wong ST, Wong TL, Budinger TF: Electromagnetic fields of surface coil in vivo NMR at high frequencies. *Magn Reson Med* 22:467-480 (1991)
 23. Almazana RP, Perezb L, Arocaa C, Sanchezb MC, Lopezb E, Sanchez P: Magnetometric sensors based on planar spiral coils. *J Magn Magn Mater* 254:630-632 (2003)

Sensitivity Assessment of Spiral RF Surface Coils for MR Microscopic Imaging and Spectroscopy

Dong-Cheol Woo, Seung-Hoon Ha*, Chi-Bong Choi, Bo-Young Choe

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine,
The Catholic University of Korea, Seoul, Korea,
*Department of Radiological Sciences, University of California, Irvine, USA

The purpose of this study was to improve the technique so as to develop an advanced sensitive RF surface coil for investigating the sensitivities of the multi-spiral surface coils, and we eventually wanted to achieve high resolution of the microscopic MR images and MR spectra. The magnetic field inhomogeneity and shape of a surface coil were statistically estimated by simulation of the magnetic field distribution. On the basis of the experimental results with single, 3 and 5-turned spiral RF surface coils, we found that the 3-turned coil had the highest sensitivity. The present study showed that the sensitivity of the RF surface coil was improved by increasing the number of spiral coil turns, and also the SNR of the RF surface coil was dependent upon the number of spiral coil turns. However, we found, rather strikingly, that the sensitivity of excessive turns of the coils was decreased due to the rise of the coil's impedance. Thus, the present results demonstrated that the sensitivity was not proportional to the number of a spiral RF coil's turns, and the number of spiral coil turns should be optimized for obtaining the highest sensitivity and SNR.

Key Words: Spiral RF surface coil, MR microscopic imaging, Sensitivity