

자기공명영상시스템에서의 의료용 리드선의 전자기적 호환 연구

Electromagnetic Compatibility Study of a Medical Lead for MRI Systems

유형석*
(Hyongsuk Yoo)

Abstract - In the presence of an electrically conducting medical lead, radio frequency (RF) coils in magnetic resonance imaging (MRI) systems may concentrate the RF energy and cause tissue heating near the lead. A novel design for a medical lead to reduce this heating by introducing pins in the lead is presented. Peak 10 g specific absorption rate (SAR) in heart tissue, an indicator of heating, was calculated and compared for both conventional (Medtronic) lead design and our proposed design. Remcom XFDTD software was used to calculate the peak SAR distribution in a realistic model of the human body. The model contained a medical lead that was exposed to RF magnetic fields at 64 MHz (1.5 T), 128 MHz (3 T) and 300 MHz (7 T) using a model of an MR birdcage body coil. The proposed design of adding pins to the medical lead can significantly reduce the heating from different MRI systems.

Key Words : Magnetic resonance imaging, Specific absorption rate, Radio frequency

1. 서론

고령화 사회로 진입하면서 노인성 질환으로 인한 고통 및 비용이 증가하고 있다. 심장질환, 뇌혈관 질환, 암, 관절질환 등이 지속적으로 증가하고 있으며 특히 뇌, 심장질환은 갈수록 그 환자수가 증가하고 있다. 이러한 질환의 진단 과정에서 의료영상기기의 활용이 늘어나고 있는 추세이며, 자기공명영상시스템은 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 대표적인 의료영상기기이다. 특히 7 Tesla(T) 이상의 초고자기장(Ultra-High-Field) MRI 시스템은 기존 임상에서 사용되어지는 3 Tesla이하의 MRI시스템보다 뛰어난 신호 대 잡음비 및 해상도를 가지고 있으며, 조기 뇌질환 발견에 주요한 역할로 기대된다^{[1]-[3]}.

인체 삽입형 의료기기를 몸에 지닌 환자들은 강한 자석 성질과 고주파(RF)를 가진 MRI시스템을 함부로 사용할 수 없다. MRI 촬영시 발생하는 다양한 고주파로 인한 유기전류가 의료용 리드선에서 산란된 전장을 발생하여 결국 인체 내에서의 온도 상승으로 환자에게 치명적인 문제점을 일으킬 수 있다^{[4][5]}.

본 논문에서는 MRI환경에서의 의료용 리드선의 전자기적 호환 연구를 통하여 병원에서 사용하는 1.5 T, 3 T는 물론 현재 연구용으로 사용되는 7 T 시스템 모두에서 사용가능한 새로운 의료기기를 제안하고자 한다. 인체에 미치는 영향을 분석하기 위해서 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 전자파인체 흡수율(Specific Absorption Rate, SAR)를 계산하여 그 값을 여러 조건에서 비교하였다. 본 연구에서 T형태의 핀을 주기적으로 리드선에 배열함

으로써 현재 상용화된 Medtronic사의 코일^[6]형태의 리드선보다 훨씬 전자기학적으로 안전한 결과를 도출하였다. 또한, 인체조직과의 안전성을 고려하여, 니티놀(NiTi)을 이용하였고, Parylene-C로 절연하여 의료용 리드선의 성능을 극대화하였다. 이러한 연구를 통하여 향후 인체 삽입 가능한 여러 의료기기의 MRI에서 안전하게 사용가능하리라 기대된다.

2. 본론

2.1 시뮬레이션 환경

본 연구에서는 고주파 (RF) 입력소스로 하이패스형 자기공명 새장형(birdcage) 코일을 사용하였다. 그림 1(a)에서 보는 것처럼, 새

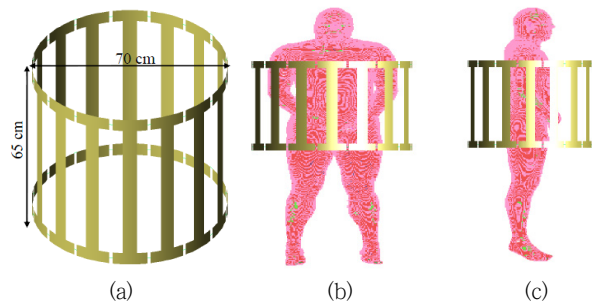


그림 1 (a) 하이패스형 birdcage 코일 크기 (b) 정면도 (c) 인체 구조의 측면도

Fig. 1 (a) Dimensions of a highpass MR birdcage coil (b) Front view (c) Side view of a realistic human body mesh with an RF coil

* Corresponding Author : School of Electrical Eng., University of Ulsan, Korea.

E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr

Received : October 7, 2016; Accepted : November 27, 2016

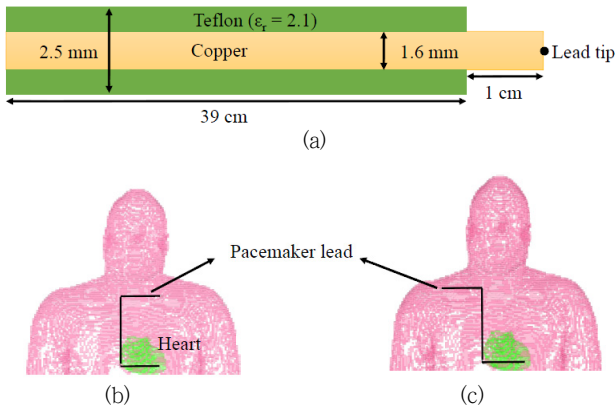


그림 2 (a) 삽입된 Lead 모델 단면도 (b) U 형태의 lead 배치 (c) Z 형태의 lead 배치

Fig. 2 (a) Cross-section of the lead model implant (b) U-shaped orientation of the lead (c) Z-shaped orientation of the lead

장형 코일은 길이가 65 cm, 지름이 72 cm이며, 16개의 동일한 leg 형태의 구조를 가진다. 끝단의 capacitor값을 조절하면서, 새장형 코일은 각각 64 MHz (60 pF), 128 MHz (10.65 pF), 300 MHz (4.5 pF)으로 정합되었다. 그림 1(b)-(c)는 새장형 코일과 인체모델을 보여주고 있으며, 정확한 SAR값을 계산하기 위하여 Remcom사의 XFDTD를 사용하였다. 모든 시뮬레이션 조건은 Perfectly matched layer 흡수 경계조건을 사용하였으며, 최소 -40 dB 이하의 반사계수를 가질 수 있게 설정하였다.

2.2 Lead 모델

그림 2(a)는 본 논문에서 제안된 의료용 리드선 구조이다. 모델링된 lead선은 총 40 cm의 길이이며 그 중 끝단 1cm는 인체 조직에 접하는 부위이므로 피복이 벗겨져 있는 형태이다. 단면적 구조를 보면 안쪽에는 지름 1.6 cm의 구리선으로 되어있으며 바깥쪽은 테플론으로 절연되어 있다. Lead의 배치는 크게 두 가지로 나눌 수가 있다. 첫 번째로 그림 2(b)처럼 U자 모양의 형태로, 왼쪽 가슴부터 오른쪽 심실까지 연결되어 있다. 두 번째는 그림 2(c)처럼 오른쪽 가슴부터 오른쪽 심실까지 Z자 모양의 형태를 가진다. 그리고 비교 실험하기 위해 현재 상용화된 Medtronic사의 의료형 lead구조는 그림 3(a)처럼 모델링 되었다. 의료형 lead에서의 발열을 최소화하기 위해서 기본적인 lead선 구조에 타이타늄합금(NiTi)의 T모양 pin을 주기적으로 배열하였다. 그림 3(b)에서 보는 것처럼 N_n 는 한 turn에서의 pin 개수이며, N_s 는 pin의 총 개수이다. 그림 3(c)는 pin구조의 기본적인 변수를 보여주고 있으며 이는 MRI 시스템에 따라 변화될 수 있는 요소이다. Lead 및 핀과 같이 새장형 코일에 비해 상당히 작은 기기들과 동시에 시뮬레이션하기 위해 아주 작은 voxel 크기가 필요하다. Lead만 있는 경우에는 $0.0625 * 0.0625 * 0.0625 \text{ mm}^3$ voxel 크기를 사용하였고, 핀이 박힌 lead일 경우에는 더 작은 $0.03 * 0.04 * 0.04 \text{ mm}^3$ voxel 크기를 사용하였다.

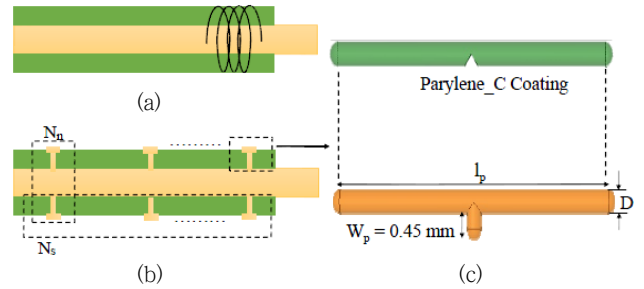


그림 3 (a) Medtronic사에서 사용된 의료용 lead (b) 핀이 장착된 제안된 의료용 lead (c) Nitinol 핀의 치수

Fig. 3 (a) Medical lead in the Medtronic design (b) Proposed medical lead with pins (c) Dimensions of a nitinol pin

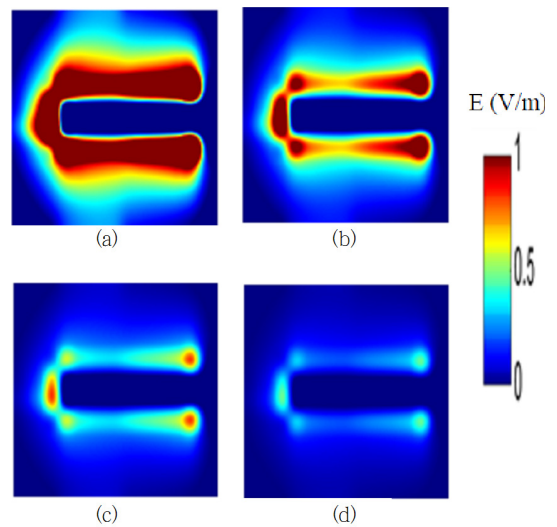


그림 4 64 MHz에서 Lead 끝에서의 표준화된 산란 전장 분포 (a) U 형태 경우 (b) Z 형태 경우 (c) 코일에 감긴 lead 경우 (d) 핀이 부착된 lead 경우

Fig. 4 Normalized scattered electric field distribution (64 MHz) at lead tip (a) U-shaped orientation (b) Z-shaped orientation. (c) Lead with coil (d) Lead with pins

2.3 시뮬레이션 결과

2.3.1 Worst-case 경우

시뮬레이션 결과에서 그림 2(b)의 U자 형태일 때가 가장 높은 전장분포가 lead tip에서 발견되었다. 또한, 64 MHz (1.5 T), 128 MHz (3 T), 300 MHz (7 T) 세 가지 모두의 경우에서 Z자 모양의 형태보다 U자 형태일 때가 높은 SAR값이 관찰되었다. 그림 4(a)와 4(b)는 64 MHz에서의 표준화된 산란 전장분포이며, U자 형태일 때가 강하고 넓은 전장분포를 보여준다. 따라서 나머지 시뮬레이션에는 최악의 조건(worst case)인 U자 형태를 이용하여 자기공명영상시스템에서의 의료용 리드선의 전자기적 호환을 분석하고자 한다.

2.3.2 Medtronic lead와 제안된 lead 비교

MRI 실제 촬영할 경우, 몸통 부위는 최대 local 10 g SAR가 10 W/kg로 제한되어 있다^[7]. 따라서 모든 결과값을 최대 10 W/kg의 SAR값으로 표준화하였다. Medtronic사에서 사용된 코일은 길이 5 cm이며, 세 가지 다른 주파수로 튜닝되었다. 그림 4(c)와 4(d)를 비교할 경우, 본 논문에서 제안된 핀이 부착된 lead선에서 보다 작은 전장의 분포가 발견되었다. 이는 Medtronic사의 코일은 주로 유기전류를 높은 impedance 원리를 이용한 것이기 때문에 주파수에 따라서 매우 민감하고 여러 주파수에 동시에 사용하기 어려운 메커니즘을 가지고 있다. 자세한 시뮬레이션 수치는 표 1에서 보는 것처럼 코일 및 핀이 부착된 lead 디자인에 따른 10 g SAR 최대값을 비교하였다.

표 1 코일 및 핀이 부착된 lead 디자인에 따른 10 g SAR 최대값 비교

Table 1 Comparison of peak 10 g SAR between lead designs with a coil and those with pins

Lead design	10 g peak SAR (W/kg)		
	64 MHz	128 MHz	300 MHz
No coil or pins	9.6	8.1	11
With coil	4.2	5.12	7.9
With pins ($N_n = 2, N_s = 30$)	2.6	3.15	6.26

2.3.3 절연체 효과

도체 핀은 전기적 성질을 가져 인체에 전류를 유기하거나 전기적으로 충격을 줄 수가 있기 때문에 일반적으로 도체 핀을 바로 사용하지는 않는다. 또한 도체 핀은 심장 안 밖으로 전기적 성질을 연결하여 원하지 않은 시뮬레이션 값을 야기할 수도 있으며, 핀의 가장자리에 강한 국소적 SAR를 발생시킨다. 따라서 본 논문에서는 절연코팅으로 파라크실렌 중합으로 얻는 플라스틱의 일종인 Parylene-C를 사용하였다. 고주파에서는 대부분의 전류가 표면위에 아주 얇게 흐르므로 코팅의 두께(Insulation thickness)가 매우 중요하다. 사용 가능한 Parylene-C의 최소 두께는 3 μ m이며, 그림 5(a)는 절연체의 유무에 대한 10 g SAR 최대값 변화를 보여준다. 64 MHz, 128 MHz는 예상과 같이 10 g SAR 최대값이 코팅 두께에 비례함을 알 수 있다. 하지만 300 MHz인 경우에는 인체 조직이 상대적으로 전도성이 강해지므로 코팅을 경계로 인체와 lead선 사이에 dielectric heating이 증가하여 SAR값의 상대적 증가가 약해지는 경향을 알 수 있다. 실제 공정을 고려하여 코팅의 두께는 10 μ m으로 사용하여 나머지 시뮬레이션을 수행하였다.

2.3.4 핀의 개수와 크기 영향 비교

그림 5(a)-(c)는 핀의 개수와 크기에 따른 10 g SAR 최대값 변화를 보여준다. 기본적으로 pin의 총 개수인 N_s 를 증가시키면 SAR 최대값은 줄어들며, N_n 의 증가는 더 많은 직렬성분의 커패

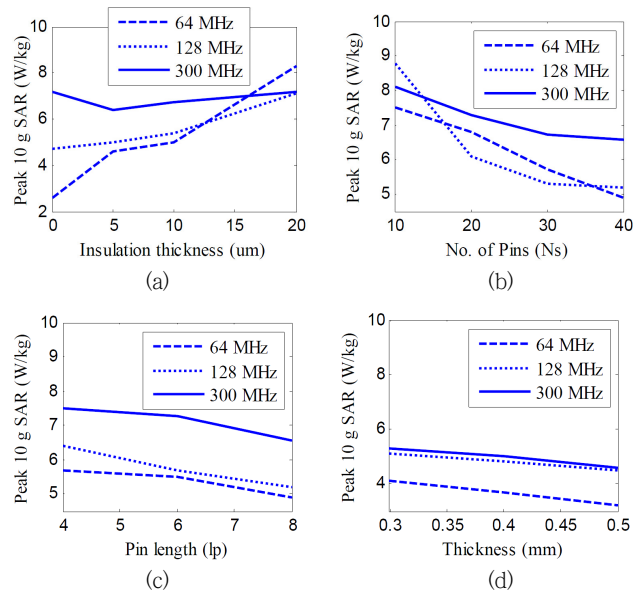


그림 5 (a) 절연코팅의 두께 차이에 의한 10 g SAR 최대값의 변화 (b) N_s 에 의한 변화 (c) l_p 에 의한 변화 (d) 두께에 의한 변화

Fig. 5 (a) Variation of peak 10 g SAR for different pin insulation-coating thickness (b) Variation of N_s (c) Variation of l_p (d) Variation of thickness

시턴스 성분을 증가시키기 때문에 2개로 고정하였다. 또한 모든 핀들은 중앙 구리선을 접촉하여야 하기 때문에 $W_p = 0.45$ 를 사용하였다. 핀의 길이(l_p , 단위 mm) 및 핀의 두께(D) 증가시키면 옴손실(ohmic loss)가 증가하여 SAR값을 감소 시킬 수 있다. 하지만 l_p 의 증가는 N_s 를 감소시키기 때문에 그림 5를 분석하면, $W_p=0.45$ mm, $l_p=4$ mm, $D=0.5$ mm, $N_s=2$ pin/cm ($N_s=78, 40$ cm lead)의 크기를 가진 핀이 1.5 T, 3 T, 7 T MRI 시스템에서 가장 최적화된 값이다.

3. 결론

최근 뇌질환 및 심장질환의 증가로 이식형 의료기기를 많이 사용하고 있으며, 최근 MRI환경에서의 고주파 안전문제가 대두되고 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해서 본 논문에서는 인체 이식형 의료기기를 다양한 조건과 세 가지 다른 MRI 환경에서 디자인하여 의료용 리드선의 전자기적 호환성을 시뮬레이션을 통해 각각 비교 분석하였다. Medtronic사의 코일구조에 비해 본 논문에서 제시한 절연된 핀 구조의 lead 디자인이 훨씬 낮은 SAR값을 보여주고 있으며, 특히 다양한 MRI시스템에서 모두 사용가능한 최적화된 값을 도출하였다. 이러한 연구를 통하여 추후 MRI 고주파 안전문제는 서서히 극복되어 1.5 T, 3 T는 물론 7 T 이상에서도 사용가능한 이식형 의료기기가 개발되리라 기대된다.

감사의 글

This work was supported by the Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2016R1D1A1A09918140).

References

- [1] J. Vaughan, M. Garwood, C. M. Collins, W. Liu, L. DelaBarre, G. Adriany, P. Andersen, H. Merkle, R. Goebel, M.B. Smith, and K. Ugurbil, "7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images," *Magn Reson Med*, vol. 46, no. 1, pp. 24-30, Jul. 2001.
- [2] J. Vaughan, L. DelaBarre, C. Snyder, J. Tian, C. Akgun, D. Shrivastava, W. Liu, C. Olson, G. Adriany, J. Strupp, P. Anderson, A. Gopinath, and P. Moortele, "9.4 T human MRI: Preliminary results," *Magn. Reson Med.*, vol. 56, pp. 1274-1282, Oct. 2006
- [3] H. Yoo, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "A method to localize RF B1 field in high-field magnetic resonance imaging systems," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 12, pp. 3365-3371, Dec. 2012
- [4] S. M. Park, R. Kamondetdacha, and J. A. Nyenhuis, "Calculation of MRI-Induced Heating of an Implanted medical lead wire with an electric field transfer function," *Journal of Magnetic Resonance Imaging.*, vol.26, pp. 1278-85, 2007.
- [5] R. Das and H. Yoo, "Innovative design of implanted medical lead to reduce MRI-induced scattered electric fields," *IET Electron. Lett.*, vol. 49, No. 5, pp. 323-324, Feb. 2013.
- [6] EH Villaseca, GL Dublin. "Electromagnetic trap for a lead," US Patent App., Jan 29, 2002.
- [7] L. A. Zaremba, "FDA guidelines for magnetic resonance equipment safety," Center for Devices and Radiol. Health, Food, Drug Admin., Rockville, MD, YEAR [Online]. Available: <http://www.aapm.org/meetings/02AM/pdf/8356-8054.pdf>.

저 자 소 개



유 형 석 (Hyongsuk Yoo)

2003년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업. 2004-2009년 University of Minnesota 전기공학과 졸업(공학석사, 박사). 2009-2010년 Center for Magnetic Resonance Research (CMRR), University of Minnesota, Post-Doctor 연구원. 2010년~2011년 Cardiac Rhythm Disease Management, Medtronic, USA, MRI 연구원. 2011년~현재 울산대학교 전기공학부 부교수

E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr