ISSN 1975-8359(Print) / ISSN 2287-4364(Online)
The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers Vol. 64, No. 3, pp. 429~432, 2015
http://dx.doi.org/10.5370/KIEE.2015.64.3.429

다양한 MRI 시스템에서 사용가능한 의료용 리드선

A New Medical Lead for Various MRI Systems

김 홍 준* · 유 형 석†
(Hongjoon Kim · Hyoungsuk Yoo)

Abstract - Radio Frequency (RF) coils in Magnetic Resonance Imaging (MRI) systems interact with a patient's tissues, resulting in the absorption of RF energy by the tissues. The presence of an electrically conducting medical implant may concentrate the RF energy and causes tissue heating near the implant devices. Here we present a novel design for a medical lead to reduce this undesired heating. Specific Absorption Rate (SAR), an indicator of heating, was calculated. Remcom XFdtd software was used to calculate the peak SAR distribution (1g and 10 g) 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 MRI), 128 MHz (3 T MRI) and 300 MHz (7 T MRI) using a model of an MR birdcage body coil. Our results demonstrate that, our proposed design of adding nails to the medical lead can significantly reduce the SAR for different MRI systems.

Key Words : Radio Frequency (RF) coils, Magnetic Resonance Imaging (MRI), Specific Absorption Rate (SAR), Pacemaker, Implatable Cardioverter Defibrillator

1. 서 론

초고자기장(Ultra-High-Field) 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)시스템(7 Tesla 이상)은 우수한 신호 대 잡음비 및 해상도를 가지고 있으며, 현재 임상용으로 승인을 받기 위해서 많은 연구를 하고 있다[1]~[3]. 현재 병원에서 사용가능한 가장 높은 자장의 세기는 3 Tesla (T)이며, 향후 7 T이상의 MRI시스템이 임상용으로 승인 받더라도 1.5 T처럼 여전히 3 T MRI시스템은 많이 이용되리라 판단된다. 이러한 MRI영상을 촬영하기 위해서는 기본적으로 MRI의 강한 자장인 B0 필드(DC magnetic field)에 영향을 받지 않는 물질을 환자는 지녀서는 안 되며, 또한 고주파(Radio Frequency) 코일이 발생시키는 B1 필드(RF field)에도 영향을 받는 인체이식형 의료기기를 착용해서는 안 된다. 표 1에서 보는 것처럼 대부분의 MRI환경에서의 위험요소는 재료공학 및 전자회로의 발전으로 인하여 Magnet(B0 필드) 관련 문제는 많이 해소되었으나, RF 안전에 관해서는 여전히 문제로 남아있다. 특히 심장박동조율기(Pacemaker), 삽입형제세동기(Implatable Cardioverter Defibrillator, ICD)와 같은 비교적 긴 lead선을 가지는 의료기기는 RF 영향을 많이 받는다. 그림 1에서는 보는 것처럼 MRI 촬영시 발생되는 고주파는 유기전류를 생성하여 lead tip에서 전장을 산란시켜 결국 온도상승을 야기하며 결국 환자의 안전에도 영향을 주게 된다[4][5]. 최근 논문[6]에서는 이러한 문제점을 해결하기 위해서 1.5 T MRI시스템에서 단순히 lead선을 디자인하여 인체모형이 아닌 균질한 phantom을 이용하여 전장의 분포를 측정하였다.

본 논문에서는 MRI의 고주파의 영향을 측정하기 위하여 인체흡수율(Specific Absorption Rate, SAR)를 계산하여 그 결과를 분석하였다. 병원에서 사용가능한 1.5 T, 3 T MRI시스템 뿐 아니라 연구용으로 사용되는 7 T MRI에서도 사용가능한 lead선을 새롭게 디자인하였으며 산란된 전장의 감소를 시뮬레이션을 통해 증명하였다. 다양한 구조와 3가지의 다른 MRI시스템에서의 SAR 변화를 자세하게 비교 설명하였으며, 최적화된 lead선을 제시하였다. 이러한 연구를 통하여 향후 인체 삽입 가능한 여러 의료기기의 MRI에서 안전하게 사용가능하리라 기대된다.

표 1 MRI환경에서의 이식형 의료기기의 위험요소
Table 1 Implantable device hazards in MRI

위험요소	Field 상호작용	임상적인 영향	디자인 요소
케이스 발열	경사자계코일	* 불편함 * 조직적 손상	Pacemaker의 크기와 표면적을 최소화
힘과 토크	B0 Field	* Pacemaker나 리드선이 이탈	강자성체 최소화
진동	고정되어 있고 기울기가 있음	* Pacemaker 기능불량	내구성이 좋은 부품을 장착, 연결
리드선 발열	B1 Field RF (고주파 영향)	* 온도상승 * 조직과의 접촉이 끊어짐	리드선 모델링

* Department of Electrical Engineering, IT College, Kyungpook National University, Korea
† Corresponding Author : School of Electrical Engineering, University of Ulsan, Korea
E-mail: hsyoo@ulsan.ac.kr
Received : December 01, 2014; Accepted : February 23, 2015

Copyright ⓒ The Korean Institute of Electrical Engineers

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/)which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

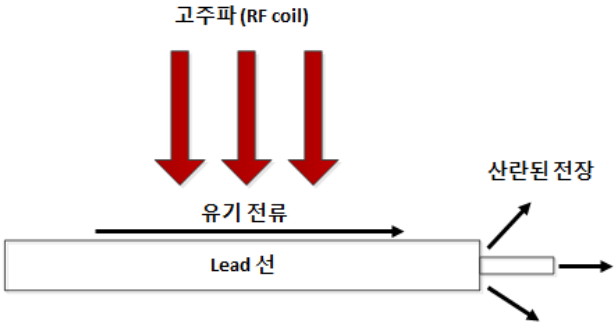

그림 1 산란된 전장에 의한 lead선 끝에서의 온도상승모델
Fig. 1 Heating at the lead tip due to scattered electric fields

2. 본 론

2.1 Lead 모델 디자인

인체모델에서의 SAR값을 계산하기 위하여 Remcom사의 XFdtd를 사용하였다. RF source로는 high-pass MR birdcage 코일을 인체형으로 디자인하였다. 코일의 직경은 사람 몸통이 들어갈 수 있는 지름 70 cm, 길이 65 cm이며, 이는 실제로 병원에서 사용가능한 body coil이다. 이 body coil의 capacitor 값을 변화시켜서 우리가 원하는 주파수인 64 MHz(1.5 T), 128 MHz(3 T), 300 MHz(7 T)에 각각 공진시켰다. 사용된 인체모델은 총 39 가지의 다른 조직으로 이루어져 있으며, 총 118*70*378 셀을 가지는 상당히 정확한 3차원 시뮬레이션 모델이다.

그림 2는 본 논문에서 제안된 의료용 리드선 구조와 Pin의 구조이다. 모델링된 lead선은 총 40 cm의 길이이며 그 중 끝단 1 cm는 인체조직에 접하는 부위이므로 피복이 벗겨져 있는 형태이다. 단면적 구조를 보면 안쪽에는 지름 1.6 cm의 구리선으로 되어있으며 바깥쪽은 테플론으로 절연되어 있다. 이러한 기본적인 lead선 구조에 T모양의 pin을 주기적으로 배열함으로써 SAR영향을 최소화하고자 한다. 그림 2(a)에서 보는 것처럼 Nn은 한 turn에서의 pin 개수이며, Ns는 pin의 set 개수이다. 그림 2(b)는 pin 구조의 기본적인 수치를 보여주고 있으며 이는 MRI 시스템에 따라 달라질 수 있는 요소이다. 이러한 conductive pin은 유기된 전류를 주기적으로 분산시키며 결국 lead tip에서의 산란된 전장을 효과적으로 차단해 주는 역할을 한다. 또한 pin의 크기가 lead에 유기되는 고주파의 파장보다 상당히 작기 때문에 핀의 edge에 발생하는 열은 매우 적음을 시뮬레이션으로 확인하였다.

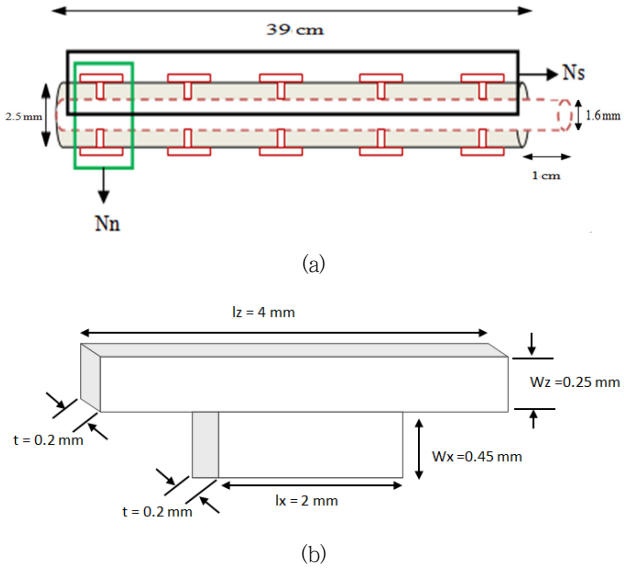

그림 2 (a) 제안된 의료용 리드선 구조 및 (b) 핀 구조
Fig. 2 (a) Medical lead with the proposed design and (b) the dimension of a pin

표 2 1.5 T, 3 T, 7 T MRI 시스템에서의 Lead 모델에서의 핀개수에 따른 1g SAR and 10g SAR (Wx = 0.45 mm, t = 0.2 mm, lx = 2 mm, lz = 4mm, Wz = 0.25 mm)
Table 2 1g SAR and 10g SAR vs. the number of pins (Nn, Ns) for 1.5 T, 3 T, and 7 T MRI systems (Wx = 0.45 mm, t = 0.2 mm, lx = 2 mm, lz = 4mm, Wz = 0.25 mm)

No. of pins	64 MHz (1.5T)		128 MHz (3T)		300 MHz (7T)	
	1g SAR (W/kg)	10g SAR (W/kg)	1g SAR (W/kg)	10g SAR (W/kg)	1g SAR (W/kg)	10g SAR (W/kg)
No pins	0.46	0.065	3.28	0.48	2.59	0.805
Nn=1, Ns=30	0.37	0.055	1.24	0.196	1.5	0.525
Nn=2, Ns=40	0.24	0.037	0.72	0.124	1.5	0.42

2.2 Simulation 결과

인체모델의 SAR값을 계산하기 위하여 64 MHz(1.5 T), 128 MHz(3 T), 300 MHz(7 T)에서 시뮬레이션을 각각 하였다. 표 2에서는 보는 것처럼 Nn=1, Ns=30과 Nn=2, Ns=40의 두가지에 경우에 대해서 1g SAR와 10g SAR를 계산하였다. 먼저 10g SAR를 살펴보면 No pins경우보다 64 MHz(1.5 T), 128 MHz(3 T)에서는 최소 15% 이상 최대 74% 정도 SAR가 감소하였으며, 300 MHz(7 T) 약 48 % 정도 감소한 SAR값을 확인하였다. 또한 Ns에 개수(Nn=2 고정)에 따른 peak 1g SAR값을 계산하였으며, 그림 3처럼 Ns가 증가함에 따라 peak 1g SAR값이 점차 줄어드는 것을 알 수 있다. 이러한 결과는 주파수마다의 특징을 잘 고려하여 가장 최적화된 Ns의 개수를 파악하는데 유용하다.

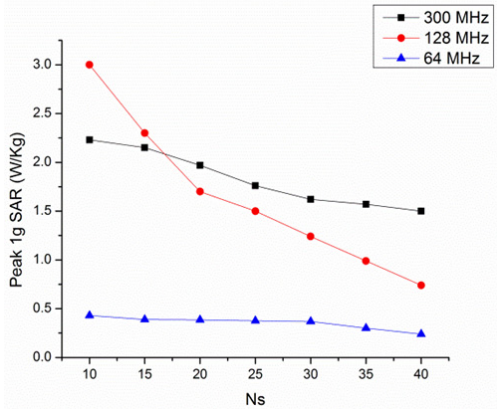

그림 3 Nn=2일 때 Ns의 변화에 따른 1g peak SAR 값

Fig. 3 Variation of 1g peak SAR due to increment of Ns with Nn=2

표 3 1.5 T, 3 T, 7 T MRI 시스템에서의 Lead모델 Pin 길이에 따른 1g SAR and 10g SAR (Wx = 0.45 mm, t = 0.2 mm, lx = 2 mm, lz = 4mm, Wz = 0.25 mm)

Table 3 1g SAR and 10g SAR vs. pin length(lz) for 1.5 T, 3 T, and 7 T MRI systems (Wx = 0.45 mm, t = 0.2 mm, lx = 2 mm, lz = 4mm, Wz = 0.25 mm)

Pin Length **lz** (mm)	64 MHz (1.5T)		128 MHz (3T)		300 MHz (7T)	
	1g SAR (W/kg)	10g SAR (W/kg)	1g SAR (W/kg)	10g SAR (W/kg)	1g SAR (W/kg)	10g SAR (W/kg)
lz = 3	0.28	0.044	0.85	0.14	1.96	0.455
lz = 4	0.24	0.037	0.72	0.124	1.505	0.42
lz = 6	0.22	0.032	0.56	0.104	1.855	0.455

Pin의 최적화된 구조를 알아보기 위하여 가장 큰 영향의 변화를 가지는 lz에 따른 SAR값의 변화를 알아보았다. 그림 2에서의 기본적인 구조에 lz값은 4 mm인데 이를 lz=3, lz=6으로 변화시켜서 1g SAR와 10g SAR값을 표 3에 정리하였다. lz값이 증가함에 따라서 64 MHz(1.5 T), 128 MHz(3 T)에서는 SAR값이 줄어들었으나, 300 MHz(7 T)에서는 조금 증가하였다. 실제 최적화된 lead모델을 구현하기 위해서는 초고해상도 7 T MRI시스템에서는 기존 병원에서 사용가능한 1.5 T, 3 T MRI시스템과는 차별이 필요함을 표 3에서 알 수 있다.

본 논문에서는 다양한 MRI시스템에서 최적화된 lead모델을 구현하기 위하여 많은 다양한 조건에서 시뮬레이션을 한 결과 표 4와 같은 결과를 도출하였다. 먼저 핀의 개수는 여러 시뮬레이션 결과 Nn=2, Ns=40이 효과적이며, Wx는 lead선의 구조상 0.45 mm로 고정하였다. 64 MHz(1.5 T)와 128 MHz(3 T)는 상대적으로 주파수 차이가 크지 않으므로 같은 구조의 lead선을 사용해도 무방할 것으로 판단되지만, 상대적으로 고주파인 300 MHz(7 T)인 경우에는 lz를 줄일 경우 SAR값이 좋아지기 때문에 좀 더 짧은 lead모델이 필요하다.

표 4 1.5 T, 3 T, 7 T MRI 시스템에서의 최적화된 Pin 개수와 구조

Table 4 Optimum pin dimensions and optimum number of pins for 1.5 T, 3 T, and 7 T MRI systems

Frequency (MHz)	Pin Dimensions (mm)					No. of Pins	
	lz	Wz	lx	Wx	t	Nn	Ns
64	6	0.25	2	0.45	0.2	2	40
128	6	0.25	2	0.45	0.2	2	40
300	4	0.25	2	0.45	0.2	2	40

3. 결 론

최근 MRI환경에서의 고주파 문제로 인한 이식형 의료기기의 안전 문제가 대두되고 있다. 본 논문에서는 이러한 문제점을 극복하기 위해 고주파 환경에서의 가장 문제점인 인체삽입형 의료기기의 lead선을 새롭게 모델링하였다. 새로운 pin의 구조와 위치를 주기적으로 배열함으로써 인체흡수율(SAR)를 상당히 줄일 수 있었으며, 64 MHz(1.5 T), 128 MHz(3 T)와 같은 병원에서 사용하는 MRI시스템 뿐 만 아니라 연구용 MRI인 300 MHz(7 T)에서도 그 효과를 시뮬레이션으로 입증하였다. 이러한 연구를 통하여 추후 MRI 고주파 안전문제는 상당히 줄어 들 것으로 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 (2013R1A1A2060266).

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. Uğurbil, "7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images," Magn Reson Med, vol. 46, no. 1, pp. 24-30, 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, 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. Biomed. Eng., vol. 59,

no.12, pp.3365-3371, 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] E. Mattei, M. Triventi, G. Calcagnini, F. Censi, W. Kainz, G. Mendoza, H. I Bassen, and P. Bartolini, “Complexity of MRI induced heating on metallic leads: Experimental measurements of 374 configurations,” Biomedical Engg. Online, vol.7, 2008
[6] R. Das and H. Yoo, “Innovative design of implanted medical lead to reduce MRI-induced scattered electric fields”, IEE Electronics Letters, vol. 49, pp. 323-324, 2013

저 자 소 개

김 홍 준(Hongjoon Kim)

1997년: 경북대학교 전기공학과(공학사)
2006년: University of Wisconsin-Madison 전기공학과 (공학박사)
2006년～2011년: City University of New York 전기공학과 조교수
2011년～현재: 경북대학교 IT 대학 전기공학과 부교수
E-mail : hongjoon@knu.ac.kr

유 형 석(Hyoungsuk Yoo)

2003년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업
2006~2009년 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 조교수
E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr