

基于生物安全性的无线能量传输系统发射线圈优化设计^①

贾智伟^{②*} 颜国正^{③*} 石 煜* 朱柄全*

(* 上海交通大学电子信息与电气工程学院 820 所 上海 200240)

(** 长沙理工大学电气与信息工程学院 长沙 410077)

摘 要 针对为胶囊内窥镜供能的无线能量传输技术在应用过程中对人体组织可能造成伤害的问题,进行了无线能量传输系统发射线圈优化设计研究。分析了人体组织安全性与无线能量传输系统发射线圈之间的关系,提出用磁场均匀度、频率稳定度等指标来评价发射线圈性能,并建立了以能量传输效率为目标函数、以人体安全性和能量需求为约束条件的最优化模型。该模型可用来全面评价发射线圈性能,从而为发射线圈的设计提供依据。采用上述方法对 4 种类型的发射线圈进行了评价,评价结果证明了该方法的可行性。

关键词 无线能量传输系统, 人体组织安全性, 磁场均匀度, 频率稳定度

0 引 言

无线胶囊内窥镜可以实现无创、全消化道检测,日益受到胃肠道医生的关注^[1,4]。与传统内窥镜法相比,无痛胶囊内窥镜检测更易被病人接受^[5]。但目前临床应用的胶囊内窥镜(M2A)采用纽扣电池供电,只能在 6~8h 内平均提供 25mW 的能量^[2],仅够以 2fr/s 的速度对消化道图像信息进行采集和传输,更无法主动运动进行定点检测^[6]。要实现主动运动、定点采集和传输图像信息,其功耗至少在 350 mW 以上^[7],以目前的电池技术根本无法做到,因此,必须探寻新的供能方式^[8]。基于电磁感应的经皮能量传输已经在人工脏器方面获得了广泛应用,这种通过皮肤组织进行非接触供能的能量传输方式可用于为胶囊内窥镜供能。无线能量传输系统在实现过程中可能对人体造成两种危害。一种是由发射线圈形成的交变电磁场引起的,因而人体生物组织暴露在交变磁场中的安全性问题已受到关注,并且相关操作受到严格限制^[9]。另一种是由接收线圈在体内接收能量时发热导致温升引起的。接收线圈 42.5℃ 的温升上限^[10]对整个系统的设计是一种严格限制。

要突破以上限制,除了提高传输效率外,胶囊内

窥镜的供能技术还必须解决能量传输的稳定性问题,确保胶囊内窥镜在位置和姿态任意变化的情况下,既保证能量传输系统能提供可使其正常工作的能量,又使得磁场和接收到的能量不会由于过大而引起人体组织安全问题。已有成果表明:3D 接收线圈能够用于解决内窥镜的姿态稳定性问题^[11],并且效果好于 3D 发射线圈^[12];设计能够形成均匀磁场的发射线圈可用于解决内窥镜的位置稳定性问题,现已用直筒式螺线管^[13]、亥姆霍兹线圈^[14]实现了构建磁场的方案,但是没有对其磁场均匀性进行分析。文献[15]提出了解决周围环境变化时发射线圈固有频率漂移问题的方案。但是能耗太大,而且实现复杂。在此基础上,发射线圈驱动的磁场造成的人体安全性问题也受到关注^[14,16],但是接收线圈的温升限制没有加以考虑。而文献[17]在设计接收线圈时虽然考虑了温升限制,但是忽略了温升限制对发射线圈的影响。如何在安全性限制条件下制定传输效率高、磁场均匀且频率稳定性好的线圈是下一步研究的重点。本文在分析无线能量传输系统中人体组织安全性的基础上,提出了一种以能量传输效率为目标函数、以人体安全性和能量需求为约束条件的最优化方法。该方法可以全面准确地评价发射线圈的性能,为设计稳定安全的无线能量发射

① 863 计划(2007AA04Z234,2008AA04Z201),国家自然科学基金(60875061,31170968,30800235),载人航天领域预先研究(010203)和上海市科委(09DZ1907400)资助项目。

② 男,1981 年生,博士;研究方向:无线能量传输;E-mail: jiayege@hotmail.com

③ 通讯作者,E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn

(收稿日期:2011-06-27)

线圈提供指导。

1 无线能量传输系统

1.1 磁场均匀度

若发射线圈在规定的工作区域内产生强度均匀的磁场,就能使接收线圈在任意位置接收功率保持稳定,而且避免体表位置磁场强度太高引发的人体安全性问题和功率过剩导致的温升问题。因此,构建磁场强度足够均匀的电磁场成为发射线圈设计的重要指标。定义磁场均匀度为 $\gamma = \max\left(\frac{B_1 - B_2}{B_0}\right)$, 其中 B_1, B_2 为区域上任意两点的磁场强度, B_0 为区域中心的磁场强度。

1.2 发射电路谐振频率稳定度

环境变化会引起发射线圈电感变化,从而使其固有频率偏离驱动频率,驱动电流减小,接收功率达不到能量要求。文献[16]提出用电抗器调整可调电感,但这种方法能耗大、控制复杂、难以实现。由于驱动电流与频率漂移紧密相关,可用固定电压下电流的下降程度来评估频率漂移的程度及后果。

定义谐振稳定度 $\eta_f = \frac{I}{I_{\max}}$, 其中 $I_{\max}$ 为固定电压下的最大电流,对应于固有频率与驱动频率相等,有

$$\eta_f = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{Q^2}{\omega_0^2} \cdot \left(\frac{1}{\sqrt{L_1 C}} - \frac{1}{\sqrt{L_0 C}} \right)^2}} \quad (1)$$

其中 L_0, L_1 分别为变化前后的电感值, C 为电容, Q 为谐振电路品质因数, ω_0 为初始谐振频率。

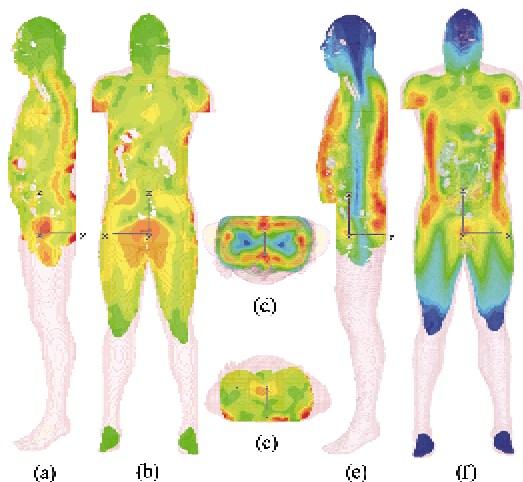
1.3 人体生物组织安全性

电磁场作用于生物体,会引起两类生物效应,即热效应和非热效应。热效应会使人体组织由于吸收电磁场能量而温度升高,非热效应会导致人体不适,产生“电激效应”(electrical stimulation effects)。关于人体暴露于时变电磁场的安全性问题,国际上最主要的标准是国际非电离辐射防护委员会(ICNIRP)的《限制时变电场、磁场和电磁场暴露的导则》。当无线能量传输系统工作频率选在 100 ~ 400 kHz 时,以 J (感应电流密度)和 SAR (比吸收率)作为安全性衡量指标,有 $SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho}$ 和 $J = \sigma H$ 。其中 σ 为电介质常数, ρ 为密度, E 为电场强度, H 为磁场强度。这两个指标的限制见表 1。

表 1 ICNIRP 的基本限制

频率范围 f (kHz)	J (A/m ²)	SAR (W/kg)	
100 ~ 10000	头与躯干	头与躯干	四肢
	$f \times 10^{-2}$	10	20

为了得到分辨率较高的人体电磁计算模型,基于美国国家医学图书馆可视人体项目 (visual human project, VHP) 的彩色人体断层照片,建立了人体电磁仿真模型。运用电磁计算软件 CST (computer simulation technology),可计算电磁场在人体产生的电流密度和 SAR ,并依据安全限值,对其电磁剂量进行安全性评估。图 1 为仿真结果的截面图。



(a) 截面 $x=0$ 的电流密度分布; (b) 截面 $y=0$ 的电流密度分布;
(c) 截面 $z=0$ 的电流密度分布; (d) 截面 $z=0$ 的 SAR 分布;
(e) 截面 $x=0$ 的 SAR 分布; (f) 截面 $y=0$ 的 SAR 分布

图 1 处于发射线圈电磁场中的人体电流密度和 SAR 值分布

1.4 能量传输效率

发射线圈的电路不论是用 E 类运放或是 H 桥电路,都可以归结为两种类型:串联谐振电路和并联谐振电路。串联谐振电路在传输性能上优于并联谐振电路^[18],图 2 为串联谐振电路。

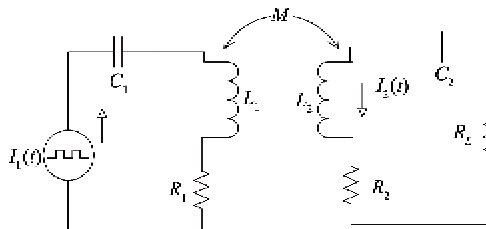


图 2 串联谐振电路

图中 R_1, R_2 分别表示发射线圈和接收线圈的绕组, L_1 和 L_2 为两个线圈的电感, C_1 和 C_2 为对应的

电容。 R_L 代表负载电阻, M 表示两个线圈的互感。 $I_1(t)$ 是频率为 f 的方波。

当两个线圈同时谐振并且谐振频率同为 ω 时, 上述环路的方程为

$$\begin{bmatrix} V(t) \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_1 & -j\omega M \\ -j\omega M & R_2 + R_L \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_1(t) \\ I_2(t) \end{bmatrix} \quad (2)$$

在弱耦合情形下, 次级线圈对初级线圈的作用可以忽略, 定义传输效率为负载上接收功率与电压源功率之比为 $\eta = \frac{\omega^2 M^2 R_L}{(R_2 + R_L)^2 R_1}$ 。在低频情形时磁滞效应可以忽略, 均匀磁场中, $\Psi = B_1 \cdot S \cdot \mu_e = I \cdot B' \cdot S \cdot \mu_e$, 那么 $M = \frac{\Psi_{12}}{I_1} = B' S \mu_e$, 其中 S 为接收线圈在磁场方向上的投影面积, μ_e 为实际相对磁导率, B 为磁通密度, B' 为磁通密度系数, 等于 B 在 $I_1 = 1A$ 时的值, 只与线圈结构有关。那么有

$$\eta = \frac{\omega^2 B'^2 S^2 \mu_e^2 R_L}{(R_2 + R_L)^2 R_1} \quad (3)$$

$$P = \frac{\omega^2 B'^2 S^2 \mu_e^2 R_L I^2}{(R_2 + R_L)^2} \quad (4)$$

1.5 发射线圈结构优化模型

若磁场均匀度为 γ , 中心位置磁通常数为 B' , 最小所需发射电流为 I_s , 谐振稳定度为 η_f , 那么与发射线圈相关的传输效率因素为 $\frac{B'^2}{R}$ 。定义接收能

量稳定度为 $\eta_e = \frac{P_{\max}}{P_{\min}}$, 有 $\eta_e = \frac{(1 + \gamma)^2}{\eta_f^2}$ 。

当 $P_{\min}$ 满足输出功率要求即 $P_{\min} \geq P_0$ 时, 为防止接收线圈过热, 要求 $P_{\max}$ 尽量小, 假设接收线圈上容许的最大功率为 P'_0 , 那么 $P_{\max} \leq P'_0$, 令 $K = \frac{1}{P_0} \cdot P'_0$, 则有 $\eta_e = \frac{(1 + \gamma)^2}{\eta_f^2} \leq K$ 。于是, 为了保证整个系统能够在对人体安全的条件下高效稳定地提供足够能量, 可对发射线圈的设计建立如下数学规划模型:

$$\max \left(\frac{B'^2}{R} \right) \quad (5)$$

$$\text{s. t. } \begin{cases} P_{\min} \geq P_0 \\ SAR \leq 10 \\ J \leq f \cdot 10^{-2} \\ \frac{\eta_f^2}{(1 + \gamma)^2} \leq K \end{cases} \quad (6)$$

其中 P_0 为系统需求能量, f 为驱动频率(kHz)。

2 实验

已有工作中, 构建发射线圈常用亥姆霍兹线圈和螺线管线圈, 前者产生的磁场比较均匀, 后者产生的磁场密度较大。结合这两种线圈的特点, 本文给出了螺线管线圈对的设计, 依据上一部分中给出的最优化模型, 在传输效率、安全性与稳定性等方面对这几种设计方案进行评价。

如图3所示, 直筒螺线管线圈(a)是最常见的线圈结构, 螺形线绕在圆柱面上。亥姆霍兹线圈(b)由两个结构完全相同、同轴绕制的圆形线圈对组成, 两线圈之间的距离与圆形线圈的半径相同。螺线管线圈对(c)综合了前两者的特点, 是由两个结构完全相同、同轴布置的螺线管线圈组成, 两个线圈相对距离与螺线管的半径相同。

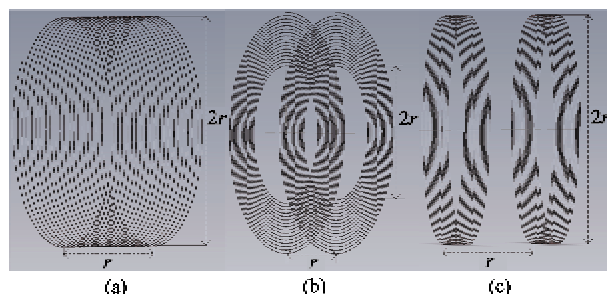


图3 (a) 螺线管线圈 (b) 亥姆霍兹线圈 (c) 螺线管线圈对

考虑正常人体消化系统位置与腹部大小, 线圈内径选择为 $r = 200\text{mm}$ 。以 ABS 材料为骨架, 采用每根 180 股的 AWG38 铜丝制成的丝包线来绕制发射线圈。发射线圈覆盖接收线圈的活动范围, 形成 $\Phi 200 \times 200\text{mm}$ 的交变磁场区域, 采用图4中的平台以步距为 10mm 对磁通密度进行测量。不同结构发射线圈的均匀度和对应的磁通密度系数情况见图5。

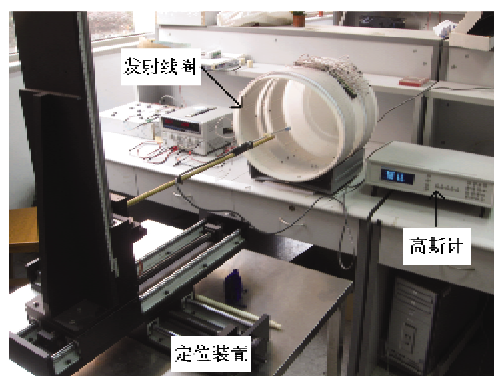


图4 磁通密度测量平台

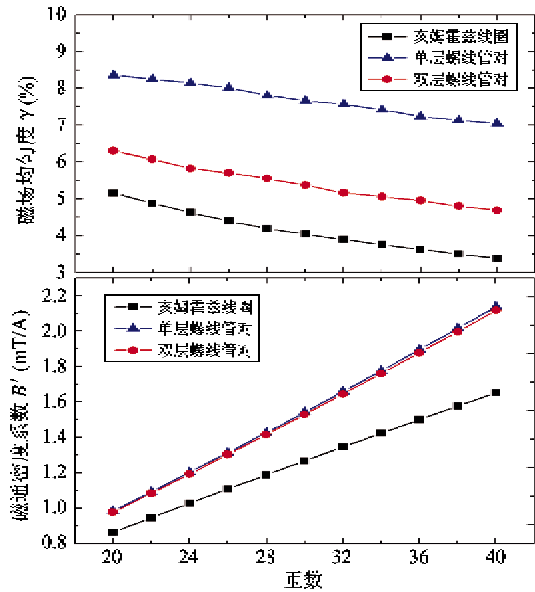


图5 磁场均匀度与磁通密度系数

发射线圈固有频率的漂移主要由人体姿态变化引起,可采用以双手举起与双手放下两种姿态作为极限状态来测试人体对发射线圈的影响。分别测量线圈在人体处于上述两种姿态时的电感,将其值代入式(1)即可求得稳定度。以频率 $f = 218\text{kHz}$ 为例,不同结构的发射线圈对应的稳定度如图6。

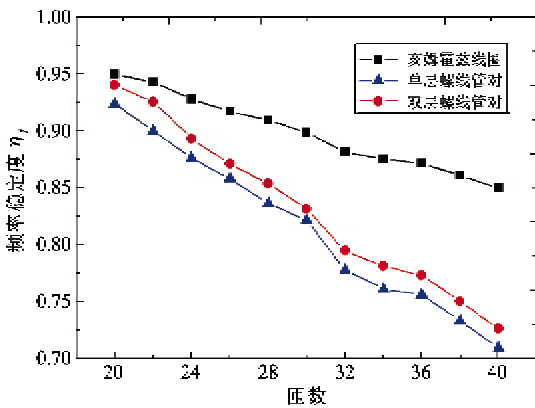


图6 频率稳定度

将上述平台用于测量直桶螺线管线圈,得到磁场均匀度为 $\gamma = 78.98\%$,磁通密度系数最小值为 $B' = 4.21\text{mT/A}$ 。频率稳定度为0.523,对应的接收能量稳定度为11.71。

运用电磁计算软件 CST 可以计算出不同结构的发射线圈产生的电磁场对人体造成的影响,包括电流密度 J 与 SAR 值。图7显示了驱动电流为1A时发射线圈在人体中形成的电流密度和比吸收率最大值。

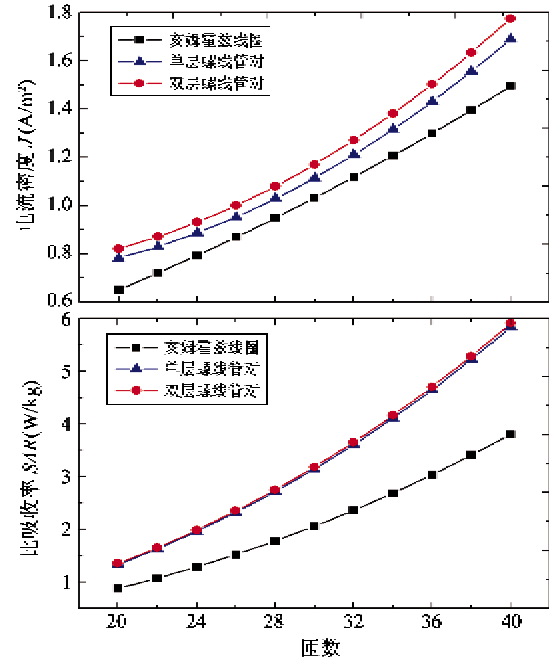


图7 电流密度与 SAR 最大值

将仿真结果与表1中对这两个参数的限制进行对照,就可以得到符合安全标准的各个结构发射线圈的驱动电流上限。

考虑无线能量传输系统为图8中的主动式胶囊内窥镜供能,最低能量要求为500mW,已有的接收线圈与等效负载参数见表2。

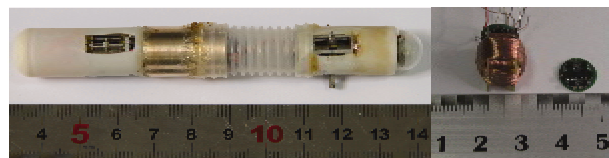


图8 胶囊内窥镜与接收线圈

表2 能量传输系统参数

参数	$S(\text{m}^2)$	μ_r	$R_2(\Omega)$	$R_L(\Omega)$	$f(\text{kHz})$
值	5.9×10^{-3}	3	13	21.78	218

将表2中的参数代入式(4)有 $B'I \geq 2.25 \times 10^{-4}$,再将生物安全性的电流限制代入后可以得到发射线圈的磁通密度系数的最低要求 B'_1 。将 B'_1 与图5中的磁通密度系数 B' 进行对比,满足 $B' \geq B'_1$ 的线圈结构能够在安全的交变磁场中提供足够能量。图9展示了这两者的比较。

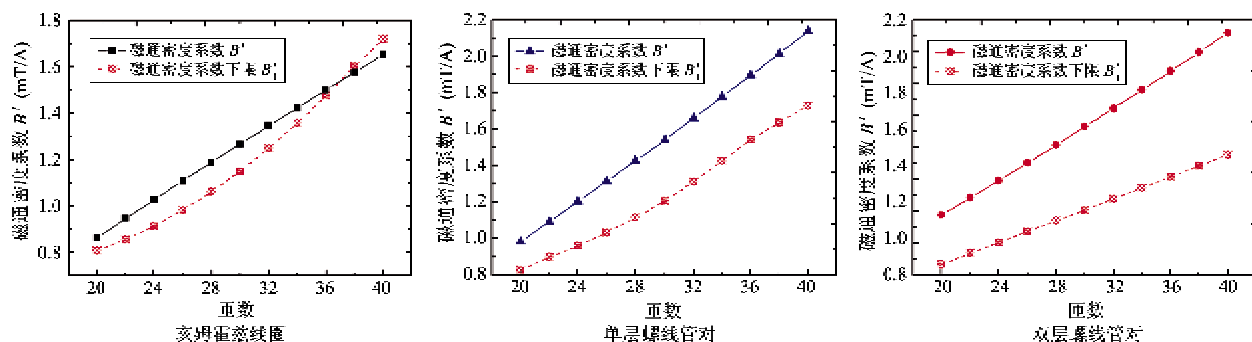
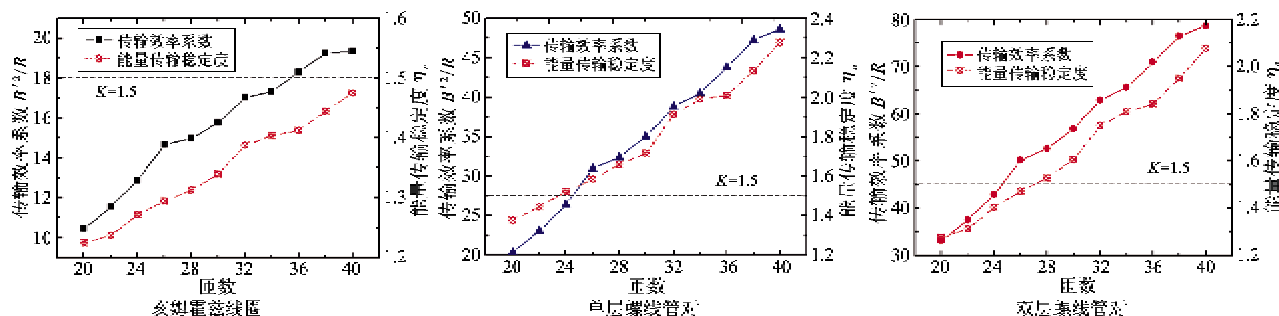


图9 磁通密度系数与安全性限制结果的比较

考虑到接收线圈的散热情况,为保证在能量传输过程中接收线圈的温升控制在 42.5°C 以内,接收线圈设计时容许的接收功率最大值与额定接收功率之比为 $K = 1.5$,将接收线圈的接收能量稳定性 η_e 与 K 对比,当 $\eta_e \leq K$ 时,磁场中的接收线圈不会对人体安全造成危害。图 10 显示了不同结构的发射线圈对应的比较情况。通过上述两个参数对比,可

以得到系统在发射线圈结构上的可行域:亥姆霍兹线圈匝数小于 36,单层螺线管对匝数小于 24,双层螺线管对匝数小于 26。图 10 同时显示了对应发射线圈结构的能量传输效率系数,通过可行域上的传输效率系数对比,发现匝数为 26 的双层螺线管对的结构传输效率系数最高。

图10 能量传输稳定性条件下 ($\eta_e \leq K = 1.5$) 的传输效率系数比较

以上实验是在 $r = 200\text{mm}$, $f = 218\text{kHz}$ 的情况下进行的,针对不同工况下的无线能量传输系统,发射线圈可能在尺寸和驱动频率上会有其它的约束条件,而接收线圈的散热能力也会不同。对这些情况下的发射线圈结构优化可以用相同方法实现。

3 结果分析

图 5 的结果验证了图 4 所展示测试平台的有效性,并且发现随着匝数的增加,发射线圈的磁通密度系数上升,磁场均匀度下降。

图 6 的结果表明环境变化对发射线圈固有频率的影响,而且频率稳定度随匝数的增加而下降,因此在发射线圈设计过程中从结构上考虑并解决频率稳定度的问题是很有必要的。

图 9 的结果表明某些结构的发射线圈形成的交

变磁场会超出安全性限制,在发射线圈实际应用过程中考虑人体组织安全性是有必要的。另外,安全性可行域的获得说明了下述处理过程的有效性:从电磁场仿真结果与安全性指标限制的对应关系得到线圈容许的最大电流,然后将其与磁通密度系数和传输能量要求进行比较得到安全性可行域。

图 10 的结果首先反映了接收线圈结构对其接收效果及散热能力要求等方面的影响。验证了公式 (9) 的可行性。通过与接收线圈参数 K 比较,得到了满足散热要求的发射线圈可行域。然后,对可行域上相应的能量传输系数进行对比,最终得到满足安全性要求的发射线圈较优设计方案。

4 结论

为了在安全条件下利用无线能量传输技术传输足够的能量,本文分析了磁场中的人体组织安全性

以及接收线圈在胃肠道中的温升安全性对发射线圈结构带来的限制,提出了多个参数来衡量发射线圈的安全性性能,并在此基础上建立了最优化模型来评估和指导发射线圈的设计。搭建了测试平台对 4 种不同结构的线圈参数进行测量,测量结果验证了测试平台的有效性,得到了满足安全性要求的效率较高的设计方案,证实了这种优化设计方法的可行性。

参考文献

- [1] Moglia A, Menciassi A, Schurr M O, et al. Wireless capsule endoscopy: from diagnostic devices to multipurpose robotic systems. *Biomedical Microdevices*, 2007, 9 (2): 235-243
- [2] Mc Caffrey C, Chevalerias O, O'Mathuna C, et al. Swallowable-capsule technology. *IEEE Pervasive Computing*, 2008, 7(1): 23-29
- [3] Swain P. The future of wireless capsule endoscopy. *World Journal of Gastroenterology*, 2008, 14(26): 4142-4145
- [4] Carpi F. Magnetic capsule endoscopy: the future is around the corner. *Expert Review of Medical Devices*, 2010, 7(2): 161-164
- [5] Eliakim R. M2A capsule endoscopy - a painless voyage in the small bowel and beyond. *Israel Medical Association Journal*, 2004, 6(9): 560-561
- [6] Delvaux M, Gay G. Capsule endoscopy: technique and indications. *Best Practice & Research in Clinical Gastroenterology*, 2008, 22(5): 813-837
- [7] Carta R, Sfakiotakis M. A multi-coil inductive powering system for an endoscopic capsule with vibratory actuation. *Sensors and Actuators*, 2011, 171(1): 253-258
- [8] Lenaerts B, Puers R. An inductive power link for a wireless endoscope. *Biosensors & Bioelectronics*, 2007, 22 (7): 1390-1395
- [9] ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) (1998). Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, 1998, 74: 494-522
- [10] Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering. Basic Knowledge and Safety Management of Medical and Biological Engineering. 4th ed. Tokyo, Japan: Nankodo Co. Ltd., 2002. 42-60
- [11] Lee S W, Kim J D. Design of two-dimensional coils for wireless power transmission to in vivo robotic capsule. In: Proceedings of the 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, 2005. 6631-6634
- [12] Lenaerts B, Puers R. Inductive powering of a freely moving system. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2005, 123-24: 522-530
- [13] Lenaerts B, Puers R. An omnidirectional transcutaneous power link for capsule endoscopy. In: Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, Aachen, Germany, 2006. 46-49
- [14] Xin W, Yan G. Study of a wireless power transmission system for an active capsule endoscope. *Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010, 6: 113-122
- [15] Lenaerts B, Puers R. Automatic inductance compensation for class E driven flexible coils. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2008, 145-146: 154-160
- [16] Shiba K, Higaki N. Analysis of SAR and current density in human tissue surrounding an energy transmitting coil for a wireless capsule endoscope. In: Proceedings of the 20th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility, Zurich, Switzerland, 2009. 149-152
- [17] Shiba K, Morimasa A. Design and development of low-loss transformer for powering small implantable medical devices. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2010, 4(2): 77-85
- [18] Ma G, Yan G. Power transmission for gastrointestinal microsystems using inductive coupling. *Physiological Measurement*, 2007, 28(3): N9-18

Optimization design of transmitting coils in a wireless power transmission system based on the human tissue safety

Jia Zhiwei^{***}, Yan Guozheng^{*}, Shi Yu^{*}, Zhu Bingquan^{*}

(^{*}No. 820 Institute, School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240)

(^{**}Department of Electronics & Information Engineering, Changsha University of Science & Technology, Changsha 410077)

Abstract

The study was conducted to eliminate the possible damages to human tissues when the wireless power transmission technique is used to provide energy for a capsule endoscope by optimization of the design of transmitting coils. Firstly, the relationship between human safety and transmitting coils were analyzed. Then the indicators of magnetic field uniformity, frequency stability and others were proposed to evaluate the performance of transmission coils. Finally, an optimization model, which aims at improving energy transfer efficiency and is constrained by human security and energy needs, was established. This model could be utilized to evaluate the performance of the transmitting coils and provide the basis for transmitting coil design. Four kinds of transmitting coils were evaluated in the experiment, and the results verified the feasibility of the proposed method.

Key words: wireless power transmission system, safety of human tissue, magnetic field uniformity, frequency stability