

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2007161

用于胃肠道微型机器人的组合螺线管式 无线能量发射系统研究*

姜萍萍^{1,2}, 付文浩^{1,2}, 王志武^{1,2}, 颜国正^{1,2}

(1. 上海交通大学电子信息与电气工程学院 上海 200240; 2. 上海智慧戒毒与康复工程技术研究中心 上海 200240)

摘要:为保障胃肠道微型机器人在体内稳定、可靠工作,以扩大无线能量传输系统的工作范围、提高接收能量及其稳定性为目标,研究了新型组合螺线管式无线能量发射系统。通过有限元仿真分析,确定发射线圈的最佳结构及结构参数。基于最小传输能量要求及所提出的发射线圈性能评估指标,优化确定发射线圈的匝数。研制的发射线圈尺寸为50 cm×50 cm×42 cm,较传统的亥姆霍兹线圈在轴线方向上扩大了17 cm,可以更完整的覆盖人体胃肠道区域。实验结果表明,采用边长为12 mm的三维正交能量接收线圈,在发射线圈内任意位置及姿态下,负载接收能量超过660 mW。在发射线圈非边缘区域,接收能量的位置稳定度超过了80%,能够较好的满足为胃肠道微型机器人供能的实用要求。

关键词:胃肠道微型机器人;无线能量传输系统;组合螺线管式能量发射线圈;性能评估指标;位置稳定度

中图分类号: TH776 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Research on combined solenoid wireless power transmitting system for gastrointestinal micro-robot

Jiang Pingping^{1,2}, Fu Wenhao^{1,2}, Wang Zhiwu^{1,2}, Yan Guozheng^{1,2}

(1. School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China;

2. Shanghai Engineering Research Center of Intelligent Detoxification and Rehabilitation Technology, Shanghai 200240, China)

Abstract: In order to ensure the stable and reliable work of gastrointestinal (GI) micro-robots in human body, with the goal of expanding the working range of the wireless power transfer (WPT) system, improving the received power and its stability, studies a new type of combined solenoid WPT system. Through finite element simulation analysis, the best configuration and structure parameters of the power transmitting coil (PTC) is determined. According to the minimum power transmitting requirement and the proposed performance evaluation index of the PTC, the number of turns of the PTC is optimized and determined. The size of the fabricated PTC is 50 cm×50 cm×42 cm, which is 17 cm larger than that of the traditional Helmholtz coil in the axial direction, the PTC can cover the human GI region more completely. The experiment results show that using a three-dimensional orthogonal power receiving coil with a side length of 12 mm, the load received power exceeds 660 mW at any position and orientations inside the PTC. In the non-edge area of the PTC, the position stability of the received power exceeds 80%. The system can meet the practical requirement of power supply for gastrointestinal micro robot.

Keywords: gastrointestinal micro-robot; wireless power transfer system; combined solenoid power transmitting coil; performance evaluation index; position stability

0 引言

胃肠道微型机器人是一种用于消化道疾病无创诊

查的新型设备,和传统内窥镜相比,具有介入程度低、病人无痛苦的优点,代表了消化道疾病诊查技术的一个重要发展方向^[1]。由于功能丰富,系统能耗随之大幅上升。常规的纽扣电池容量有限,无法满足要求^[2]。

收稿日期:2020-11-24 Received Date: 2020-11-24

* 基金项目:国家自然科学基金(81971767)、上海市科委项目(19142203800)资助

因此,能量供给成为发展胃肠道微型机器人技术的一大瓶颈。

从传输距离、传输介质特性及安全性等方面考虑,基于电磁感应原理的无线能量传输技术(wireless power transfer, WPT)被认为是最适合用于植入式医学系统的供能方法^[3-4]。在这种方法中,能量经磁场耦合从体外能量发射线圈(power transmitting coil, PTC)传递到体内能量接收线圈(power receiving coil, PRC)。用于胃肠道微型机器人时,WPT技术面临一些特殊的挑战:1)机器人具有主动运动功能,通常由直流电机驱动,同时还包含图像采集模块、通信控制模块等,因此总能量需求一般在500 mW以上^[5],远大于常规植入式医学系统;2)机器人内部空间狭窄,接收线圈尺寸严格受限,使得体内外线圈之间距离远、尺寸相差悬殊,耦合系数小,能量传输效率很低^[6-7];3)接收线圈在体内的位置和姿态随机器人的运动不断改变,导致接收能量波动,影响机器人工作的稳定性^[8]。近年来,研究人员围绕着提升WPT系统的性能开展了大量工作。

为了提高接收能量的位置稳定性,需要发射线圈在机器人工作范围内产生均匀磁场,磁场均匀性与发射线圈的结构有关。当前,发射线圈的类型主要有亥姆霍兹线圈^[9-10],单螺线管线圈^[11-12]、螺线管对线圈^[13-14]、双层螺线管对线圈^[15]及分段螺线管线圈^[16]等。研究发现^[17],亥姆霍兹线圈磁场最弱,磁场分布均匀性最好;螺线管线圈磁场最强,但磁场分布均匀性差。Yang等^[16]提出了一种用于胶囊内镜的分段螺线管线圈,它由多个可独立控制的同轴螺线管线圈组成,根据胶囊的位置,选择一个或多个线圈工作,使胶囊更靠近组合线圈的中心。这种方法需要较为准确的检测接收线圈的位置。

发射线圈的尺寸也是WPT系统的关键参数之一,发射磁场均匀性、能量传输效率均与线圈尺寸成反比^[18]。目前,大多数WPT系统研究以胶囊内窥镜为应用对象,发射线圈多设计为便携式,线圈尺寸一般在40 cm以下,所设定的目标能量在数十到300 mW之间^[5],线圈规格和目标能量均难以满足胃肠道微型机器人的实用要求。因此,必须研究尺寸更大、传输能量更高、稳定性好的WPT系统。

本文开展了新型WPT系统研究,扩大发射线圈的尺寸为50 cm×50 cm×42 cm,以便于容纳支撑人体的检查床,同时完整的覆盖人体腹部。推导了和负载最大接收能量及能量传输效率相关的发射线圈性能评估指标,以最小600 mW传输能量为目标,通过有限元仿真分析及实验方法,优化确定了组合螺线管式发射线圈结构及线圈匝数,在满足能量需求的前提下,提高能量传输效率及接收能量稳定性。

1 发射线圈性能评估指标

基于磁共振耦合原理的无线能量传输系统的等效电路如图1所示,其中, R_1 、 L_1 分别代表发射线圈的等效串联电阻和串联电感, C_1 为串联谐振匹配电容, V_i 为发射线圈提供频率为 f 的交流激励信号; R_2 、 L_2 、 C_2 则为接收回路相应的电路参数。 R_L 为胃肠道微型机器人等效负载。假设发射回路和接收回路的电流分别为 $I_1(t)$ 和 $I_2(t)$, M 为两线圈之间的互感,则两回路的电路方程为:

$$\begin{bmatrix} V_i \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_1 + j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1} & -j\omega M \\ -j\omega M & R_2 + j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2} + R_L \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \end{bmatrix} \quad (1)$$

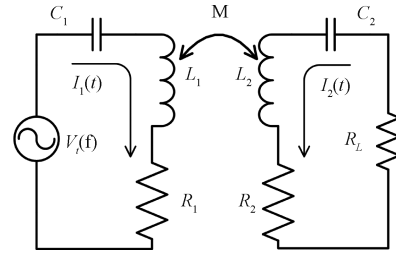


图1 WPT系统等效电路

Fig. 1 Equivalent circuit of WPT system

在胃肠道机器人的应用中,由于两线圈尺寸相差大,距离远,同时 $I_2(t)$ 很小,故可忽略接收回路对发射回路的影响。当两回路均以频率 f 谐振时,则上式可简化为:

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

由此,可求得:

$$\begin{cases} I_1 = \frac{V_i}{R_1} \\ I_2 = \frac{j\omega M V_i}{R_1(R_2 + R_L)} \end{cases} \quad (3)$$

此时负载 R_L 上的接收功率 P_L 为:

$$P_L = I_2^2 R_L = (\omega M I_1)^2 \frac{R_L}{(R_2 + R_L)^2} \quad (4)$$

能量传输效率 η 定义为负载上的接收功率与发射功率之比,即:

$$\eta = \frac{P_L}{P_i} = \frac{I_2^2 R_L}{I_1 V_i} = \frac{\omega^2 M^2 R_L}{R_1(R_2 + R_L)^2} \quad (5)$$

由式(4)和(5)可知,互感 M 的定量表示将明确发射线圈对于 P_L 及 η 的影响。为简化分析,假设接收线圈位

于发射线圈的中心处,且两线圈同向,则发射线圈和接收线圈之间的互感为:

$$M = \frac{\Phi_r}{I_1} = \frac{BS_r \cos 0}{I_1} - \frac{\mu_0 \mu_{eff} H S_r}{I_1} = H_{c0} \cdot C_r \quad (6)$$

其中, $C_r = \mu_0 \mu_{eff} S_r$, 为与接收线圈面积 S_r 及接收线圈铁芯材料有效磁导率 μ_{eff} 有关的一个常数。 $H_{c0} = H/I_1$, 代表驱动电流为 1 A 时发射线圈中心处的磁场强度。

将 M 代入后, 可得:

$$\eta = \frac{H_{c0}^2}{R_1} \cdot \omega^2 \frac{R_L}{(R_2 + R_L)^2} \cdot C_r^2 \quad (7)$$

可见, H_{c0}^2/R_1 可表征发射线圈对传输效率的影响, 由于 H_{c0} 对应单位电流磁场, 其实际物理意义即为发射端发射效率。在频率、线圈尺寸及匝数相同的条件下, 则可将 H_{c0} 作为评价发射线圈结构的一个指标。

此时, P_L 为:

$$P_L = \omega^2 H_{c0}^2 I_1^2 \frac{R_L}{(R_2 + R_L)^2} \cdot C_r^2 = \omega^2 H_{ct}^2 \frac{R_L}{(R_2 + R_L)^2} \cdot C_r^2 \quad (8)$$

其中, H_{ct} 为发射电流为 I_1 时发射线圈的磁场强度。最大发射电流 I_m 对应于最大负载接收功率 P_{Lm} 。 I_m 受限于串联谐振电容的耐压值 U_{cmax} , 即: $I_m = \left(\frac{U_{cmax}}{Q_1} \right) / R_1 =$

$\frac{U_{cmax}}{\omega L_1}$, 则最大磁场强度 $H_{cm} = H_{c0} \cdot \frac{U_{cmax}}{\omega L_1}$ 。

对于螺线管线圈, 根据磁场的可叠加性, 场点处的磁场强度与线圈匝数成正比。因此, P_{Lm} 可表示为:

$$P_{Lm} = \omega^2 H_{cm}^2 \frac{R_L}{(R_2 + R_L)^2} \cdot C_r^2 = H_{c0}^2 \frac{U_{cmax}^2}{L_1^2} \frac{R_L}{(R_2 + R_L)^2} \cdot C_r^2 = H_{c1}^2 \frac{N_t^2}{L_1^2} U_{cmax}^2 \frac{R_L}{(R_2 + R_L)^2} \cdot C_r^2 \quad (9)$$

H_{c1} 为单匝发射线圈通以单位电流后的中心磁场强度, N_t 为发射线圈匝数。由于频率不影响 H_{c1} , 而 L_1 及 R_2 均随频率增加而增大, 可见, P_{Lm} 随频率增加而减小。 P_{Lm} 应大于胃肠道微型机器人所需的最小能量。由上式可知, $H_{c1} N_t / L_1$ 可作为发射线圈影响 P_{Lm} 的评估指标, 代表了单位电流下发射线圈提供最大能量的能力。

通过以上分析, 建立了发射线圈优化设计时的评估指标 H_{c0}^2/R_1 及 $H_{c1} N_t / L_1$ 。对于特定结构的发射线圈, 由于频率不影响磁场强度, 因此, $N_t^2/R_1 \cdot N_t / L_1$ 可用于优化确定发射线圈的匝数, 分别代表匝数对 η 及 P_{Lm} 的影响。在匝数、尺寸相同时, H_{c0} 则可以作为比较发射线圈结构优劣的参数。此外, 为减小接收能量随空间位置的波动, 要求在全工作空间内, 发射磁场强度应尽可能均匀, 这也是由发射线圈的结构所决定的。

2 新型无线能量发射系统设计

2.1 发射线圈结构优化设计

常见的单层或双层螺线管对发射线圈由上下两组相同的螺线管线圈同轴放置而成, 线圈中心区域的磁场较边缘区域显著减弱, 导致能量传输效率低, 接收能量小。实际应用时, 人体腹部主要处于线圈的中心区域, 为保证在此范围内接收到充足能量, 往往需要提高发射能量, 但线圈边缘的磁场也随之增强, 增加了对附近人体组织的辐射风险。为此, 本文研究了组合螺线管式发射线圈, 在常规螺线管对线圈的中间区域增加一组或两组线圈, 以提高中心区域的磁场强度, 改善发射磁场的整体均匀性。

为优化确定发射线圈的结构及参数, 利用 ANSYS Maxwell 有限元分析软件, 在相同安匝数的激励条件下, 比较了 2 组、3 组及 4 组螺线管线圈组合所产生的磁场分布特性。

3 种发射线圈结构如图 2 所示, 分别用 PTC-1、PTC-2 及 PTC-3 表示。为降低实物制作的难度, 将发射线圈设计成方形。各线圈的边长取为 50 cm, 上下两组线圈的中心距为 50 cm。PTC-2 的中间线圈在上下两组线圈之间等距放置。为确定 PTC-3 的最佳结构, 以中间线圈与相邻端部线圈间距为变量, 进行参数优化仿真。图 3 所示是各种间距下, PTC-3 内部 YZ 平面上 $y=15$ cm 处, 沿 Z 轴方向的磁场分布曲线。可见, 当间距为 18 cm 时, 在磁场均匀性及磁场强度范围两方面综合性能最优, 此时各线圈的间距分别为 18-14-18 cm。

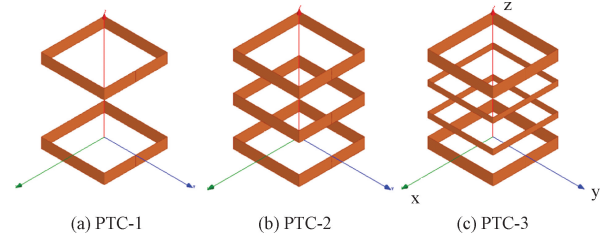


图 2 发射线圈结构

Fig. 2 Configuration of the PTC structure

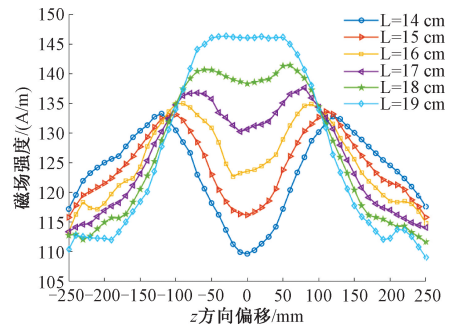


图 3 不同间距下沿 z 轴方向的磁场分布

Fig. 3 Magnetic field distribution along the z-axis with different spacing

3种线圈在YZ平面内的磁场分布如图4所示。可见,PTC-1中间区域磁场弱,在整个区域内,磁场均匀性很差。PTC-2及PTC-3中心区域的磁场强度显著增强,磁场均匀性得到大幅改善。考虑线圈结构的对称性,进一步分析YZ平面第一象限20 cm×20 cm范围内的磁场分布特性,绘制该区域内磁场分布曲面图及概率分布直方图,如图5所示。统计磁场强度的平均值 $\bar{H}$ 、最小磁场强度 $H_{\min}$ 、中心磁场强度 $H(0,0,0)$,这些值反映了磁场的整体强度,应尽可能大,以提高接收功率。根据式(10)计算磁场均匀度 γ_H ,计算结果见表1。

$$\gamma_H = \text{Min} \left(1 - \frac{|H(y,z) - H(0,0)|}{H(0,0)} \right) \times 100\% \quad (10)$$

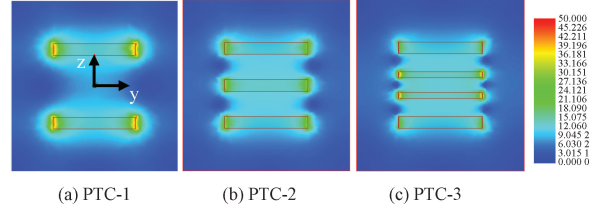


图4 3种能量发射线圈在YZ平面内的磁场分布
Fig. 4 Magnetic field distribution of the three PTCs in the YZ plane

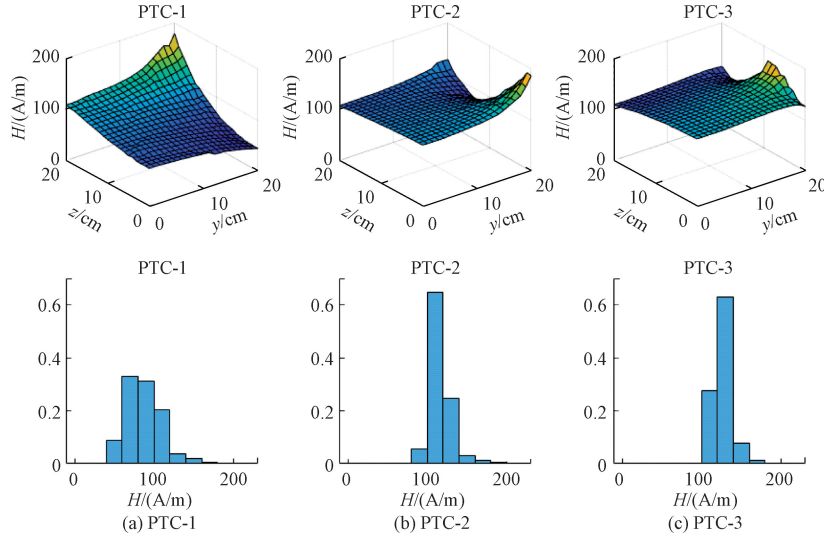


图5 3种能量发射线圈磁场分布曲面图及直方图

Fig. 5 Surface diagram and histogram of the magnetic field distribution of three PTCs

表1 3种能量发射线圈磁场强度及磁场均匀性指标对比

Table 1 Index comparison of the magnetic field intensity and uniformity of three PTCs

发射 线圈类型	$\bar{H}/$ (A/m)	$H_{\min}/$ (A/m)	$H(0,0,0)/$ (A/m)	$\gamma_H/\%$
PTC-1	87	44	76	36
PTC-2	117	81	121	44
PTC-3	128	100	133	70

由直方图可见,对于PTC-3,有63%位置的磁场强度分布在 $[120, 140]$ A/m之间,7.9%位置的磁场强度处于 $[140, 160]$ A/m范围内。PTC-2则有65%位置的磁场强度分布在 $[100, 120]$ A/m之间。根据 $\bar{H}$ 、 $H_{\min}$ 及 $H(0,0,0)$ 同样可以判断,PTC-3所产生的磁场最强,PTC-2次之,PTC-1最弱。 $\bar{H}$ 与 $H(0,0,0)$ 数值接近,因此可以用 $H(0,0,0)$ 表征磁场的平均强度,以简化计算。PTC-3的 γ_H 远大于另两种线圈。因此,PTC-3线圈结构最佳。

2.2 发射线圈匝数优化设计

如第1节所述, N_t^2/R_1 、 N_t/L_1 可用于优化确定发射线圈的匝数,其中 R_1 、 L_1 均为工作频率 f 及线圈匝数 N_t 的函数。本文实际绕制了边长为50 cm的方形线圈,用阻抗分析仪测试了各种匝数和频率下线圈的等效串联电阻和电感,由此建立了 N_t^2/R_1 、 N_t/L_1 随 f 和 N_t 变化的关系,如图6所示。根据前期研究结论,对于螺旋管对发射

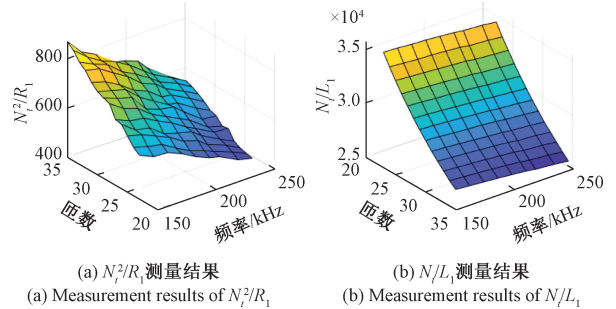


图6 N_t^2/R_1 、随 f 及 N_t 变化的测量结果

Fig. 6 Measurement results of N_t^2/R_1 and N_t/L_1 vs. f and N_t

线圈,当采用典型的三维正交接收线圈,在相同的发射磁场强度下,最大负载功率在 220~240 kHz 的频率范围内取得^[19]。为此,计算两参数在 220KHz 频率处随匝数的变化关系,如图 7 所示。

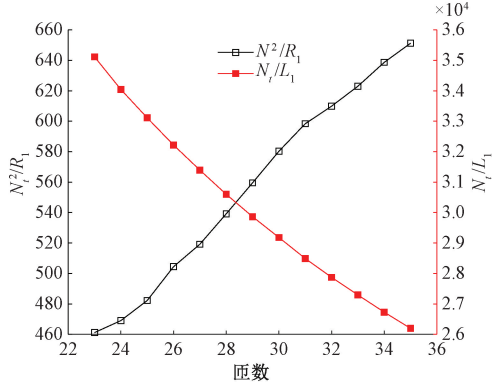


图 7 220 kHz 处 N_t^2/R_l 、 N_t/L_l 随 N_t 的变化关系

Fig. 7 Relationship of N_t^2/R_l 、 N_t/L_l vs. N_t at 220 kHz

由图 6、7 可知, N_t^2/R_l 随匝数增加而增大,随频率增大而减小, N_t/L_l 则随匝数及频率增大而减小,即匝数越多,能量传输效率越高,最大接收功率越小。因此应在满足胃肠道微型机器人能量需求的前提下,取较大的匝数以提高能量传输效率。

针对采用典型的绕制在立方铁氧体磁芯上的三维接收线圈的 WPT 系统,设定以下参数:磁芯的有效磁导率为 210^[18],接收线圈边长为 1 cm,等效串联电阻 R_2 为 10 Ω ,负载等效电阻 R_l 为 30 Ω ,发射端真空谐振补偿电容的耐压值为 20 kV,接收线圈的姿态系数,即同一位置因姿态变化引起的最小接收能量与最大接收能量之比为 $\sqrt{3}/3$,最小传输能量为 600 mW,余量系数为 0.8。根据单匝线圈在 YZ 截面上的最小磁场强度 H_{cl} ,由式(11),

可计算得到 $\frac{N_t}{L_l} \geq 2.64 \times 10^4$ 。由图 7 可知,线圈匝数取值应在 34 匝以内,同时匝数越大,能量传输效率越高。为此,本文取单边线圈(包括 1 个端部线圈和 1 个中间线圈)的总匝数为 33。

$$\left(H_{cl} \frac{N_t}{L_l} \right)^2 \times (20 \times 10^3)^2 \times \frac{30}{40^2} \times (\mu_0 \times 210 \times 0.01^2) \times \frac{\sqrt{3}}{3} \times 0.8 \times 2 \geq 0.6 \quad (11)$$

2.3 无线能量发射电路改进设计

无线能量发射电路为发射线圈提供交变电流,其主要由 PWM 信号发生电路、全桥驱动电路、全桥逆变电路及 LC 串联谐振电路组成,如图 8 所示。PWM 信号发生电路产生特定频率的方波信号,经栅极驱动电路放大后控制全桥逆变电路中的 4 个功率 MOSFET 分

时导通。全桥逆变电路中开关管 S1 和 S4 的驱动信号波形相同,同时导通或断开;S2 和 S3 驱动信号波形相同。S1(S4)和 S2(S3)驱动信号波形互补,两对桥臂交替导通,从而将直流电压 V_{dd} 转换为对应频率的交流激励信号,当调节 LC 回路谐振频率和激励信号频率一致时,产生最大正弦激励电流,激发交变磁场。为了解决前期研究中存在的控制信号频率不便调节、同一半桥上下两桥臂易直通烧毁的问题,本文设计了基于移相全桥软开关控制器 UCC3895 的 PWM 信号发生电路。

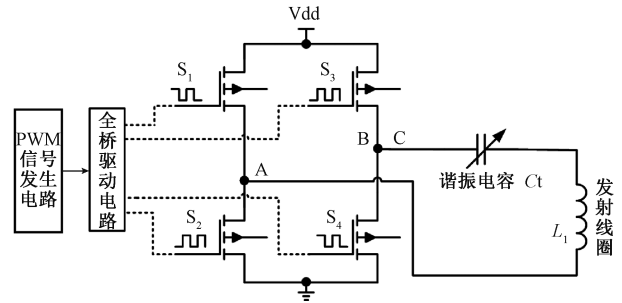


图 8 能量发射电路原理

Fig. 8 Principle of power transmitting circuit

UCC3895 借助外部的振荡器定时电阻,可方便的调节输出信号的频率,最高工作频率可达 1 MHz。此外还具有输出导通延迟时间可控功能,可以灵活的调节同一半桥中互补输出的上下两桥臂驱动信号之间的死区时间,从而确保两桥臂交替导通,不会发生直通短路。

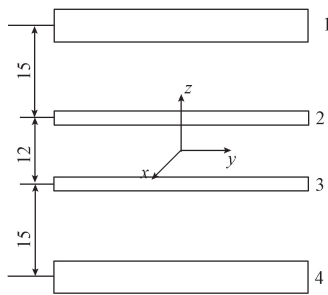
3 实验与结果

3.1 实验系统

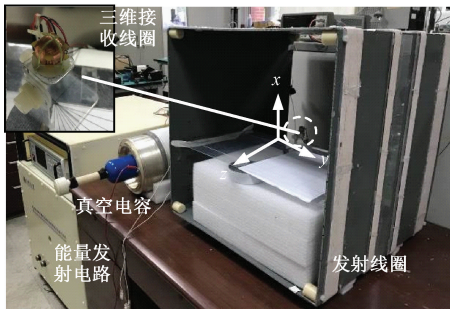
根据前文分析结果,制作了 WPT 实验系统,如图 9(b)所示。

发射线圈采用 PTC-3 形式,由 4 个方形螺线管线圈组合而成,总体尺寸为 50 cm×50 cm×42 cm,参考理论分析结果,各组线圈之间的中心距分别为 15、12 和 15 cm,如图 9(a)所示。上下端线圈 1 和 4 各为 22 匝,中间两线圈 2 和 3 匝数为 11。线圈 1 和 2 串联构成线圈组 1,线圈 3 和 4 串联构成线圈组 2。为减小趋肤效应对线圈阻值的影响,提高线圈的品质因数 Q ,使用线规为 AWG38,股数为 180 的利兹线绕制各个线圈。发射端谐振电容采用可调真空电容,耐压值为 20 KV。采用边长为 12 mm 的三维立方正交接收线圈,各维线圈产生的感应电动势,经全波整流后并联输出给阻值为 30 Ω 的机器人等效负载 R_l 。利用高精度数字万用表测量 R_l 两端的直流电压

U_L , 接收能量即为 $P_L = U_L^2/R_L$ 。发射线圈及接收线圈的具体参数如表2所示。



(a) 能量发射线圈结构
(a) Configuration of the PTC



(b) WPT系统实物图
(b) Photo of the WPT system

图9 实验系统

Fig. 9 Experiment system

表2 能量发射线圈及三维能量接收线圈参数
Table 2 The parameters of the PTC and 3D PRC

参数	发射线圈	三维接收线圈		
		a	b	c
匝数	66(22+11+11+22)	96	90	84
等效串联电阻/ Ω	1.18	11.9	11.4	10.9
Q值	664	37	54	48
线圈尺寸	50 cm×50 cm×42 cm	边长 12 mm		

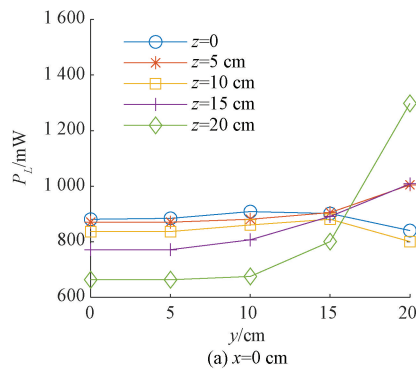
3.2 接收能量及位置稳定性测试

线圈XYZ坐标如图9(b)中所示,原点位于发射线圈中心。基于方形发射线圈的对称性,取线圈YZ截面内 $0 \leq y, z \leq 20$ cm 为测试区间,沿y轴及z轴每隔5 cm 设置一个测试点,分别在 $x=0, 5, 10, 15$ cm 4个高度截面进行测试,共计100个测试点。测试时使接收线圈最外围线圈与发射磁场同向,测量负载 R_L 两端的电压,计算各点的接收能量,并根据式(12),计算各点的接收能量位置稳定度。由发射线圈Q值(664)及电容耐压值20 kV,可知最大发射电压为30 V。实验前,在线圈磁场强度最小位置处测试发现,当发射电压为15 V,可以保证最小接收能量大于600 mW。因此测试时取发射电压为15 V,以降低实际使用时人体受辐射风险。

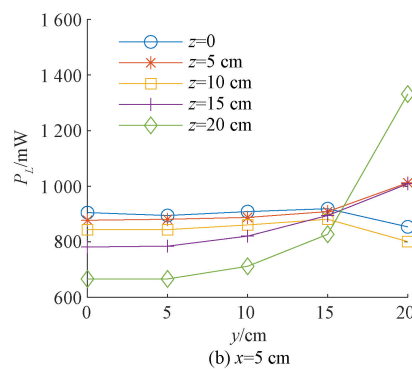
$$\gamma(y, z) = \left(1 - \frac{|P_L(y, z) - P_L(0, 0)|}{P_L(0, 0)} \right) \times 100\% \quad (12)$$

4个平面内各点的接收能量如图10所示。随着x值增大,即越靠近线圈绕组的平面上,接收能量整体增大, $x=15$ cm 平面接收能量最大。各个平面内接收能量的分布规律基本一致。传统的亥姆霍兹线圈,中心区域磁场较弱,接收能量低,本文研究的新型发射线圈越靠近中心区域,即z越小,接收能量越大,当z在 $[0, 15]$ cm 范围内时,即微型机器人的主要工作范围,接收能量均大于800 mW,远大于 $z=20$ cm 时的接收能量。在 $y \leq 15$ cm 的区域内,接收能量的变化范围在660~900 mW之间, y值越大,即越靠近线圈绕组,接收能量越大。而当y接近20 cm,在一些位置,由于离线圈绕组十分接近,如(20, 15)、(20, 20)位置靠近端部绕组,(20, 5)接近中间绕组,磁场强度较中心区域骤增,接收能量显著增大。在测试空间内,(0, 0, 20)位置的接收能量最小,为663 mW;在线圈中心(0, 0, 0)处的接收能量为880 mW。

各点的接收能量位置稳定度 $\gamma(y, z)$ 如图11所示。可见,在每个测试平面内,除了极限位置(20, 20)外,其他位置的接收能量的稳定度均超过了75%。在20 cm×15 cm的常用范围内,位置稳定度超过了80%。



(a) $x=0$ cm



(b) $x=5$ cm

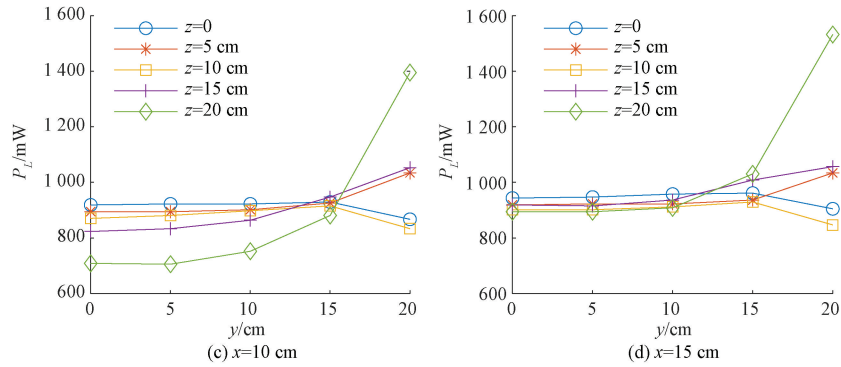


图10 接收能量测试结果

Fig. 10 Test results of the received power

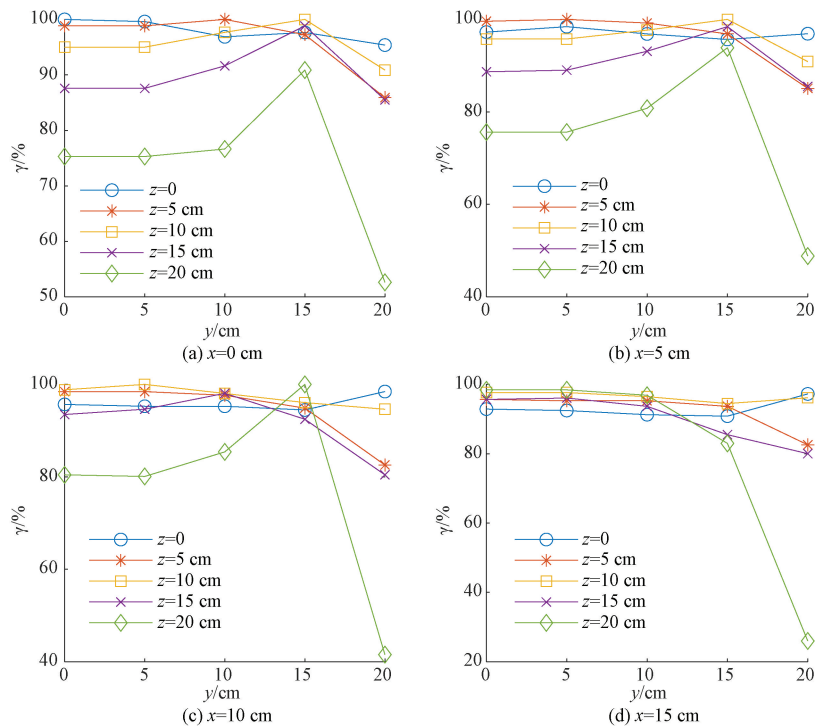


图11 接收能量稳定度测试结果

Fig. 11 Test results of the stability of the received power

3.3 接收能量姿态稳定性测试

测试接收线圈在不同姿态下的接收能量,了解接收能量的姿态稳定性。使接收线圈如图12所示转角方向转动,在 $\theta_1 = 0^\circ$ 和 45° 时,使 θ_2 角以 10° 为间隔从 0° 变化到 90° ,为保证各个姿态下的接收能量超过600 mW,将发射电压提高到20 V,测试各个姿态下的接收能量,并与理论计算值比较,结果如图13所示。实测值和理论值变化趋势一致。当 $\theta_1 = 0^\circ, \theta_2 = 0^\circ$ 时获得最大接收能量1 269 mW;在 $\theta_1 = 45^\circ, \theta_2 = 40^\circ$ 时,测得最小接收能量为693 mW,最大最小接收能量之比为0.55,与理论分析结

果 $\sqrt{3}/3$ 基本一致。

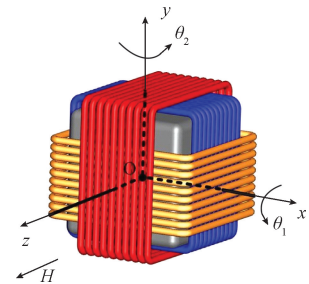


图12 三维能量接收线圈姿态角

Fig. 12 3D PRC orientation angle

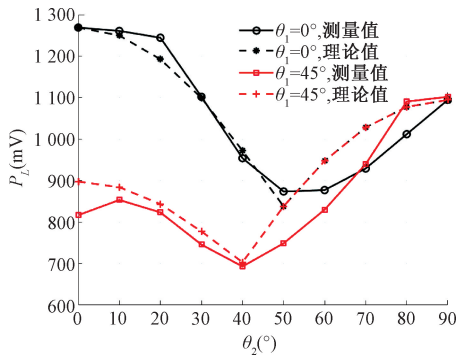


图13 各种姿态下的接收能量

Fig. 13 The received power at various orientations

3.4 与其他研究结果比较

将本文所研究的 WPT 系统和其他一些用于胃肠道微型机器人的 WPT 系统进行性能比较,结果如表 3 所示。可见,在有效供能空间及传输能量两方面,本系统都有较大提升。表中的接收能量实验结果仅在 15 V 发射电压下获得,而由电容耐压值及发射线圈 Q 值可知,系统最大允许发射电压为 30 V,实际接收能量仍有很大的提升空间。

表3 与应用于胃肠道机器人的其他典型 WPT 系统性能比较

Table 3 Performance comparison with other typical WPT systems for GI micro-robot

参考文献	频率/ kHz	PTC 类型	PTC 尺寸/cm	PTC 中心 距离/cm	PRC 尺寸/mm	P _L / mW
文献[8]	1 000	亥姆霍兹	Φ30	15	Φ10	≥300
文献[20]	218	螺旋管对	Φ50	25	Φ10.3	600
文献[19]	220	螺旋管对	Φ69	34.5	Φ9.5	≤750
文献[18]	246	改进的亥姆霍兹	Φ40	30	8(磁芯)	≥570
本文方法	220	组合螺旋管	50×50	42	12	≥663

4 结 论

本文研究了适合胃肠道微型机器人临床检查用的新型无线能量发射系统。研究了优化发射线圈设计的理论方法,提出了与 WPT 系统两大关键性能指标,即最大传输能量及能量传输效率相关的发射线圈评估指标,可用于优化确定发射线圈的结构及线圈匝数。相对于传统的实验比较方法,使得设计过程更加简单和高效。

采用组合螺旋管式发射线圈结构,4 组线圈同时激励,以增强线圈中心区域的磁场强度,提高接收能量。与文献[17]中方法相比,避免了检测接收线圈位置的要求及对发射线圈的分时选通控制。

实验结果表明,采用边长为 12 mm 的三维正交能量接收线圈,在任意位置和姿态下,系统能够为机器人等效负载提供至少 660 mW 以上的能量。尤其是线圈中心区域,接收能量显著增强,不仅改善了系统的位置稳定性,同时使发射线圈的有效工作区域与人体腹部范围更加吻合,提高了发射线圈的空间利用率,减小了人体组织的电磁辐射风险。改进的 WPT 系统能够更好的满足胃肠道微型机器人的临床检查需求,后续将进一步和胃肠道微型机器人集成,开展离体、活体动物实验,促进胃肠道微型机器人系统的完善和应用。

参考文献

- [1] MAPARA S S, PATRAVALE V B. Medical capsule robots: A renaissance for diagnostics, drug delivery and surgical treatment [J]. Journal of Controlled Release, 2017, 261: 337-351.
- [2] 李达伟, 姜萍萍, 柯全, 等. 肠道机器人无线能量发射系统优化设计 [J]. 上海交通大学学报, 2018, 52(9): 1031-1037.
LI D W, JIANG P P, KE Q, et al. Optimal design of wireless power transfer system for gastrointestinal robots [J]. Journal of Shanghai Jiao Tong University, 2018, 52(9): 1031-1037.
- [3] LENAERTS B, PUERS R. Omnidirectional inductive powering for biomedical implants [M]. The Netherlands: Springer, 2009.
- [4] MOORE J, CASTELLANOS S, XU S, et al. Applications of wireless power transfer in medicine: State-of-the-art reviews [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2019, 47: 22-38.
- [5] BASAR M R, AHMAD M Y, CHO J, et al. Application of wireless power transmission systems in wireless capsule endoscopy: An overview [J]. Sensors, 2014, 14(6): 10929-10951.
- [6] MENG Y C, WANG ZH W, JIANG P P, et al. Optimization and analysis of Helmholtz-like three-coil wireless power transfer system applied in gastrointestinal robots [J]. Journal of Power Electron, 2020, 20: 1088-1098.
- [7] SHADID R, NOGHANIAN S. A literature survey on wireless power transfer for biomedical devices [J]. International Journal of Antennas and Propagation, 2018, 2018(5): 1-11.
- [8] CARTA R, SFAKIOTAKIS M, PATEROMICHELAKIS N, et al. A multi-coil inductive powering system for an endoscopic capsule with vibratory actuation [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2011, 172(1): 253-258.
- [9] BASAR M R, AHMAD M Y, CHO J, et al. An

- improved wearable resonant wireless power transfer system for biomedical capsule endoscope[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2018, 65(10): 7772-7781.
- [10] XIN W H, YAN G Z, WANG W X. A stable wireless energy transmission system for gastrointestinal microsystems [J]. Journal of Medical Engineering & Technology, 2010, 34(1): 64-70.
- [11] MIAH M S, JAYATHURATHNAGE P, ICHELN C, et al. High-efficiency wireless power transfer system for capsule endoscope[C]. 2019 13th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), Oslo, Norway, 2019: 1-5.
- [12] MA G Y, YAN G Z, HE X. Power transmission for gastrointestinal microsystems using inductive coupling [J]. Physiological Measurement, 2007, 28(3): 9-18.
- [13] KE Q, JIANG P P, YAN G ZH. Standardized design of the transmitting coils in inductive coupled endoscope robot driving systems[J]. Journal of Power Electronics, 2017, 17(3): 835-847.
- [14] 邝帅, 颜国正, 王志武, 等. 无线胶囊内窥镜新型接收线圈结构设计与分析方法[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(11): 58-66.
- KUANG SH, YAN G ZH, WANG ZH W, et al. Design of novel structure and analysis method for receiving coil of wireless capsule endoscopy [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(11): 58-66.
- [15] 贾智伟, 颜国正, 石煜, 等. 胶囊内窥镜的无线能量传输系统优化设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2011, 25(12): 1060-1065.
- JIA ZH W, YAN G ZH, SHI Y. et al. Optimal design of wireless power transmission system for capsule endoscopes[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2011, 25(12): 1060-1065.
- [16] YANG Y, XIE X, LI G, et al. A combined transmitting coil design for high efficiency WPT of endoscopic capsule[C]. 2015 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), Lisbon, 2015: 97-100.
- [17] 石煜. 人体胃肠道腔内微诊疗系统无线能量传输关键技术及其应用研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2015.
- SH Y. Research on wireless power transmission key technology and application used in micro systems for diagnosis and treatment of human gastrointestinal tract [D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2015.
- [18] BASAR M R, AHMAD M Y, CHO J, et al. An improved resonant wireless power transfer system with optimum coil configuration for capsule endoscopy [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2016, 249: 207-216.
- [19] 柯全. 微型肠道机器人诊查系统及其无线能量传输技术研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2017.
- KE Q. Research on an endoscope micro robot system and its wireless power transmission technology [D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2017.
- [20] HE S, YAN G ZH, KE Q, et al. A wirelessly powered expanding-extending robotic capsule endoscope for human intestine[J]. Int. J. Precis. Eng. Manuf. 2015, 16: 1075-1084.

作者简介



姜萍萍 (通信作者), 1997 年、2000 年于合肥工业大学分别获得学士和硕士学位, 2005 年于上海交通大学获得博士学位, 现为上海交通大学副教授, 主要研究方向为智能检测系统和精密医疗仪器。
E-mail: jpp99@sjtu.edu.cn

Jiang Pingping (Corresponding author) received her B. Sc. and M. Sc. degrees both from Hefei University of Technology in 1997 and 2000, respectively. She received her Ph. D. degree in 2005 from Shanghai Jiao Tong University. Now, she is an associate professor in Shanghai Jiao Tong University. Her main research interest includes intelligent measurement systems and precision medical instruments.



付文浩, 2016 年于上海交通大学获得学士学位, 现为上海交通大学在读硕士研究生, 主要研究方向为胃肠道微机器人的无线供能技术。
E-mail:

Fu Wenhao received his B. Sc. degree from Shanghai Jiao Tong University in 2016. Now, he is an M. Sc. candidate in Shanghai Jiao Tong University. His main research interest includes wireless power transfer technology of gastrointestinal micro-robot.