

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2209347

用于胃肠道机器人的 C 型组合式无线能量 发射线圈的设计与实验^{*}

汪佐儿^{1,2}, 王志武^{1,2}, 汪 炜^{1,2}, 庄浩宇^{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:现有适用于胃肠道机器人的无线能量传输系统的能量传输效率低、接收功率低且接收能量的位置均匀性差,无法满足功能复杂的新型胃肠道机器人的能量需求。本文提出了一种新型 C 型组合式发射线圈结构,通过有限元仿真分析供能单元组的磁感应强度大小和位置均匀性,确定供能单元组中线圈对间距的实验优化范围。最后搭建实验平台,优化供能单元组中线圈对间距,通过系统的能量传输效率、接收功率以及接收功率的位置均匀度对设计进行评估与验证。实验结果表明:当线圈对间距为 150 mm 时,中心位置的接收功率为 1 165.34 mW,系统的能量传输效率为 6.08%。系统的平均功率约为 1 100 mW,平均能量传输效率达 6% 以上,接收功率的平均位置均匀度达 94%。新型 C 型结构磁芯以及采用同一时刻只有一个供能单元组工作的组合式线圈结构,极大地改善了系统的接收功率与能量传输效率,并有较高的接收能量的位置均匀性。

关键词: 胃肠道机器人;无线能量传输系统;无线能量发射线圈;供能单元组;位置均匀度

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

Design and experiment of C-shaped combined wireless power transmitting coils for the gastrointestinal capsule robot

Wang Zuoer^{1,2}, Wang Zhiwu^{1,2}, Wang Wei^{1,2}, Zhuang Haoyu^{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 and Rehabilitation Technology, Shanghai 200240, China)

Abstract: The existing wireless energy transfer systems are suitable for gastrointestinal robot that have low energy transmission efficiency, low received power, and poor location uniformity of received energy, which cannot meet the energy requirement of new gastrointestinal robots with complex functions. In this article, a new type of C-shaped combined transmitting coil structure is proposed. The magnetic flux density of the power supply unit is analyzed by finite element simulation, and position uniformity, determine the experimental optimization range of the coil pair spacing in the power supply unit group. Finally, an experimental platform is established to optimize the coil pair spacing distance in the power supply unit, and the design is evaluated and verified through the energy transmission efficiency of the system, the received power, and the position uniformity of the received power. Experimental results show that when the coil pair spacing distance is 150 mm, the received power at the center position is 1 165.34 mW, and the energy transmission efficiency of the system is 6.08%. The average power of the system is about 1 100 mW, the average energy transmission efficiency is over 6%, and the average position uniformity of the received power is 94%. By introducing a new type of C-structure magnetic core and adopting a combined coil structure in which only one power supply unit group works at the same time, the received power and energy transmission efficiency of the system are greatly improved, and the position uniformity of received energy is high.

Keywords: gastrointestinal capsule robot; wireless power transfer system; wireless power transmitting coil; power supply unit; position uniformity

0 引言

胃肠道恶性肿瘤包括胃癌、食管癌、结肠癌、直肠癌和肛门癌,是全球第五大常见的癌症和第三大死亡原因^[1]。根据2020年健康统计年鉴^[2],2019年中国城市居民的胃肠道恶性肿瘤的死亡率为41.71/10万,在所有恶性肿瘤的占比为25.8%,在所有疾病的占比为6.64%。由此可见,胃肠道疾病严重威胁我国居民的身体健康。准确诊断胃肠道疾病且及时发现早期癌变症状,可以有效预防恶性肿瘤的发展,对胃肠道疾病的治疗具有重要意义^[3]。肠道微型诊查机器人是目前胃肠道疾病微创诊查的重要研究方向,相较于传统的胶囊机器人诊查方案,新增运动驻留功能以及药物释放功能。因此肠道微型诊查机器人的能量需求更大,传统的纽扣电池供能方案难以满足需求。基于感应耦合的无线能量传输方案可以持续为肠道微型诊查机器人持续提供能量,是当前相关领域的科研人员的研究重点^[4]。

相较于能量传输效率较高的经皮能量传输方案^[5-7],适用于肠道微型诊查机器人的无线能量传输系统具有发射线圈与接收线圈尺寸相差大、距离远以及相对姿态和位置不确定的特点,属于弱耦合系统,系统的能量传输效率低^[8]。针对肠道微型诊查机器人在肠道内姿态不稳定和位置不固定的特点,发射线圈需要提供均匀稳定的交变磁场。近十年,国内为研究人员围绕提高无线能量系统的能量传输效率进行了大量研究,提出了不同结构的发射线圈结构与接收线圈结构。

现阶段主要采用一维发射三维接收的无线供能方案。对于发射线圈,典型的结构主要有螺线管线圈^[9]、螺线管线圈对^[10-11]、亥姆霍兹线圈^[12]、双层螺线管线圈对^[13]以及分段螺线管线圈^[14]。高晋阳等^[15]通过有限元仿真分析发现,螺线管结构的中心磁场强度最强,但磁场均匀性最差;亥姆霍兹线圈结构中心磁场强度最弱,但磁场均匀性最好。Basar等^[16-18]在亥姆霍兹线圈基础上增加辅助线圈,研究了三线圈以及四线圈结构的改进亥姆霍兹线圈。改进改进亥姆霍兹线圈具有更好的磁场均匀性和能量传输效率,但接收功率太低或线圈尺寸较小无法满足实际需求。Meng等^[19]设计了带磁芯的平板线圈对,实验表明通过引入磁芯,能够增强线圈间的磁感应强度,提高系统的能量传输效率。Khan等^[20]采用两个正交的平板螺旋线圈结构,可以对三维接收线圈进行初步定位和供能,但接收线圈的接收功率的位置均匀性较差。庄浩宇等^[21]设计并验证了方形螺旋式平板发射线圈对,结构更加简单,线圈对间距便于调整,可使用于身材各异的人群,但该结构的磁场均匀性有待验证。

为满足肠道微型诊查机器人工作能量的需求,本文首次提出C型磁芯线圈对结构,并以此为基础设计出C型组合式发射线圈结构。新型线圈结构由多组C型磁芯线圈对组成,根据接收线圈位置每次工作时只有一个供能单元组工作。在线圈中引入磁芯,能够增加线圈的电感和品质因素Q。此外,磁芯的引入会降低整个磁路的磁阻,对整个磁场的磁力线产生收束作用,增强线圈对正对区域的磁感应强度,进而实现系统传输效率的提高。

参考变压器铁芯环绕线圈的思路,在I型磁芯线圈对结构的基础上,提出C型磁芯线圈对结构,并将其应用于肠道机器人的无线能量传输系统中。实验表明在相同驱动电流下,C型磁芯线圈对结构能够大幅提高系统的接收功率以及能量传输效率。最后,通过有限元仿真和实验验证,C型组合式发射线圈结构的效果得到验证,具有较好的接收能量的均匀性和能量传输效率,能够满足肠道微型诊查机器人的能量需求。

1 C型组合式线圈无线能量传输系统

1.1 无线能量传输系统的原理

本文设计的适用于肠道诊查微型机器人的无线能量传输系统,采用电磁感应原理。无线能量传输系统主要分为体外的发射端以及体内的接收端两大部分。系统的能量传输过程为:体外的直流电源通过驱动电路产生一定频率的交流电,谐振电路将交流电以最佳谐振状态在发射线圈产生交变磁场;体内的接收线圈在交变磁场中产生感应电动势,接收端的谐振电路将谐振状态调整至于发射端的谐振频率一致,整流电路将交变电流转化为直流电流,最后通过稳压电路转化为稳定的直流电压为负载供电。

无线能量传输系统的等效电路模型如图1所示,其中 R_1 、 R_2 分别表示发射线圈与接收线圈的等效串联电阻, L_1 、 L_2 分别表示发射线圈与接收线圈的等效串联电感, C_1 、 C_2 分别表示发射线圈与接收线圈的串联谐振电容, I_1 、 I_2 分别表示发射回路与接收回路的电流, M 为发射线圈与接收线圈的之间的互感, V_i 为发射端频率为 f 的交流信号激励, R_L 为肠道诊查机器人的等效负载。系统的回路方程为:

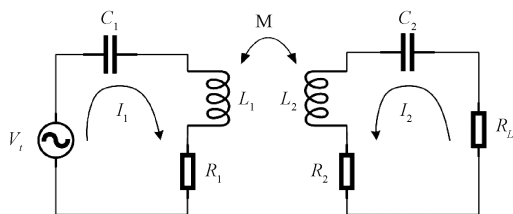


图1 无线能量传输系统等效电路模型

Fig. 1 Equivalent circuit model of the wireless power transmission system

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

在肠道诊查微型机器人系统中,发射线圈的尺寸远大于接收线圈的尺寸,且两种线圈距离远,接收线圈的感应电流 I_2 很小,因此可以忽略接收线圈对发射线圈的影响。当发射回路与接收回路均处于谐振状态时,上述回路方程可简化为:

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

由此,发射线圈与接收线圈的电流为:

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

肠道诊查微型机器人的等效负载 R_L 上的接收功率 P_L 为:

$$P_L = \frac{V_L^2}{R_L} = I_2^2 R_L = \frac{\omega^2 M^2 V_t^2 R_L}{R_1^2 (R_2 + R_L)^2} \quad (4)$$

因此,系统的能量传输效率 η 即等效负载 R_L 上的接收功率 P_L 与发射功率 P_T 之比为:

$$\eta = \frac{P_L}{P_T} = \frac{\frac{V_L^2}{R_L}}{V_t I_1} = \frac{\omega^2 M^2 R_L}{R_1 (R_2 + R_L)^2} \quad (5)$$

在实验过程中,采用上述式(4)与(5)分别计算负载的接收功率以及系统的能量传输效率。

1.2 C型组合式线圈无线能量传输系统设计

相较于传统的胶囊内窥镜,肠道诊查微型机器人增加了药物释放、组织活检以及运动驻留等功能,传统的发射线圈方案能量传输效率较低,提供给机器人的能量较低,无法满足能量需求。为满足新型肠道诊查微型机器人的能量需求,一种新型的无线能量发射线圈结构设计出来,如图2所示。

新型发射线圈结构被命名为C型组合式线圈,由16个C型磁芯线圈对组成,如图2所示,其中灰色物体表示磁芯结构,橘黄色圆柱壳表示螺旋线圈结构。每个C型磁芯线圈对由一个截面为矩形的C型磁芯体和套在磁芯两端的两个螺旋线圈组成。相较于传统在线圈对中直接安装I型磁芯结构聚集线圈间的磁力线,C型磁芯结构能够引导线圈对外部的磁力线,进一步提高线圈间的磁感应强度。每个螺旋管线圈均用多股利兹线绕制以减小趋肤效应,提高能量传输效率。

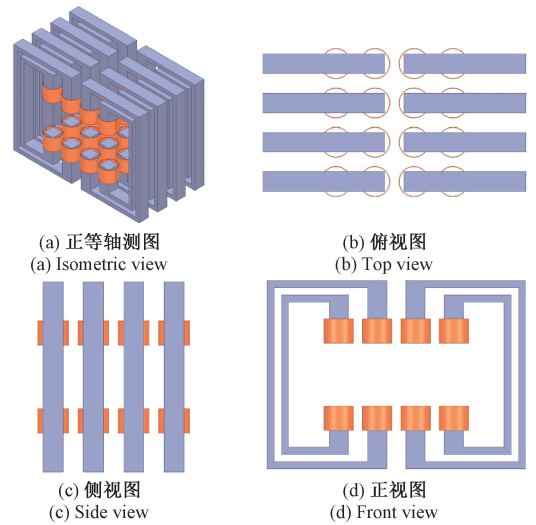


图2 C型组合式线圈示意图

Fig. 2 Schematic diagram of C-shaped combined coil

如图3所示,在C型组合式线圈结构中,相邻的四组C型磁芯线圈对组成一个供能单元组,供能单元组中四组线圈对中心轴线围绕的长方体区域为有效供能区域。在有效供能区域内,肠道诊查微型机器人能量接收满足其供能需求且稳定可靠,相邻的供能单元组的有效供能区域间没有缝隙。在系统工作时,根据肠道微型诊查机器人所处位置,任意时刻,仅有有效供能区域包含机器人的供能单元组处于工作状态,其余供能单元组处于关闭状态。根据上述的工作模式,任意时刻系统只有一个供能单元组工作,提供较小体积的磁感应区域。相较于传统大线圈提供较大体积的磁感应区域以满足机器人运动到不同地方的供能方案,C型组合式线圈结构的方案能在同一时刻减少供能区域,提高能量的使用率进而提高系统的能量传输效率。

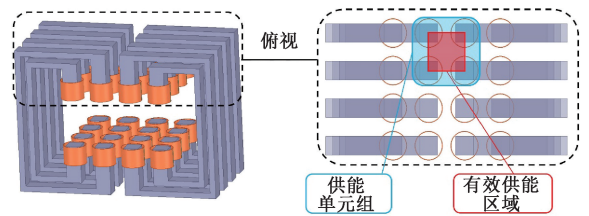


图3 C型组合式线圈及其供能单元组

Fig. 3 C-shaped combined coil and its power supply unit

2 仿真分析

2.1 仿真模型搭建

C型组合式线圈由若干个供能单元组组成,可以根据实际使用需求进行扩展,如图4所示。当系统工作时,

根据接收线圈的位置,仅有距离接收线圈最近的供能单元组进行工作,其余供能单元组不工作,以此提高有效供能区域的利用率,从而提高系统的能量传输效率。各个供能单元根据循环检测接收线圈的位置,使用电路开关及其控制电路板进行开关及切换。作为C型组合式发射线圈的基本单元,任意一个供能单元组能够用来评估发射系统的性能。

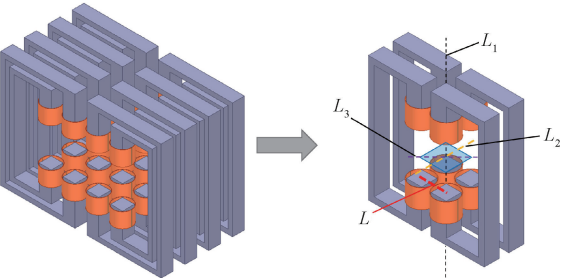


图4 C型组合式线圈及其供能单元组示意图
Fig. 4 Schematic diagram of C-shaped combined coil and its power supply unit

基于上述无线能量传输理论的分析,通过 ANSYS Maxwell 3D 仿真软件对C型组合式线圈结构进行仿真分析。为简化整体仿真的复杂度,减少计算量,使用薄壁圆筒模型近似模拟单层密绕的线圈,简化后的模型对于分析线圈产生的磁场感应强度分布情况没有较大影响。每匝线圈的电流设置为1.5 A,线圈匝数为20匝。

供能单元组中每对C型磁芯线圈的线圈之间的间距 L 为变量,其余线圈参数与仿真参数保持不变。如图5右侧图形,选择 L_1 、 L_2 、 L_3 以及 L_4 作为衡量供能单元组有效供能区域的磁感应强度的典型线段,其中线段 L_1 为供能单元组的竖直中心轴线;线段 L_2 为供能单元的水平中心对称线,位于供能单元组线圈中间的空隙处; L_4 位于供能单元组中心水平面上,穿过供能单元组的中心位置与两组C型磁芯线圈对线圈的中心位置;线段 L_4 为供能单元组中一对C型磁芯线圈的中心轴线,不仅用来反映供能单元组内部C型磁芯线圈对正对区域的磁感应强度分布特性,同时验证各个C型磁芯线圈对的正对区域的磁感应强度分布的相互影响,验证磁场间的相互叠加效果。

2.2 仿真结果及分析

仿真结果如图5所示,4张曲线图分别反应了供能单元组中的不同线圈对间距 L 在线段 L_1 、 L_2 、 L_3 以及 L_4 上的磁感应强度分布特性。不同线圈对间距 L 以10 mm为间隔在130~220 mm内变化,用于分析间距 L 对有效供能区域的磁感应强度的强弱影响以及磁感应强度的位置均匀性影响。

在图5(a)中,供能单元组的线圈对间距 L 越小,线段 L_1 上的平均磁感应强度越大。随着 L 的增大,线段

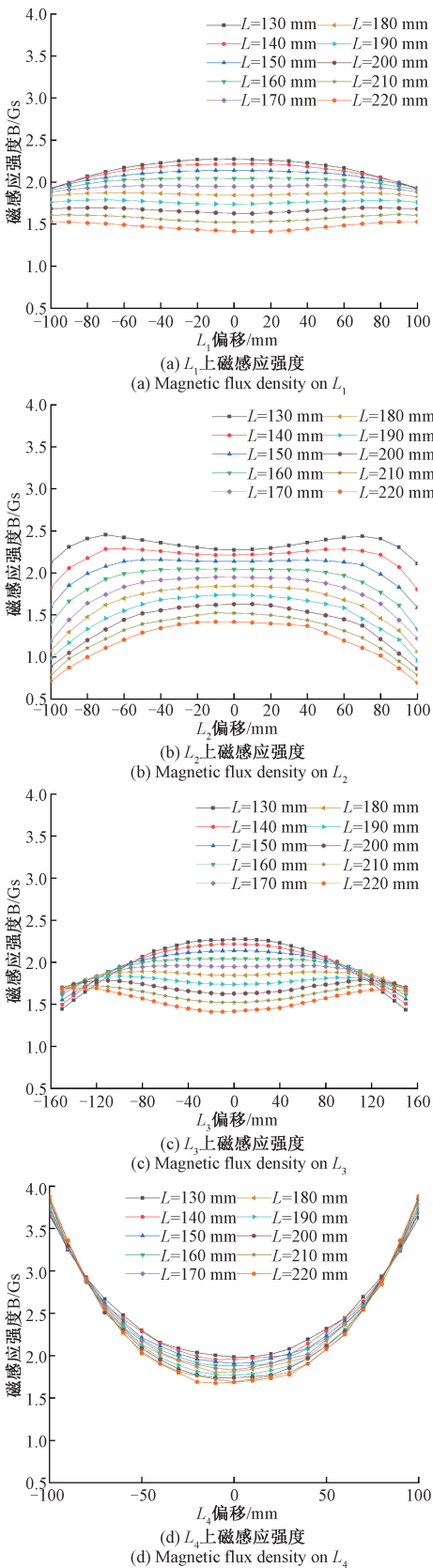


图5 不同间距 L 下典型线段的仿真结果
Fig. 5 Simulation results of different L on typical line

L_1 的磁感应强度位置均匀性逐渐增加,磁感应强度在 L_1 上的分布曲线逐渐趋近为平直的直线。随着 L 的进一步增加,各线圈对在中心位置的磁场叠加效果减弱,曲线的磁感应强度位置均匀性下降。

在图 5(b)中,供能单元组在 L_2 上的平均磁感应强度随着线圈对间距 L 的增大而逐渐减小;磁感应强度在偏移距离为 ± 60 mm 内的位置均匀性随着线圈对间距 L 的增加先增加后减少。

在图 5(c)中,供能单元组在 L_3 上的平均磁感应强度随着线圈对间距 L 的增大而逐渐减小;磁感应强度在线段 L_3 上的位置均匀性随着线圈对间距 L 的增加先增加后减少;随着线圈对间距 L 的增加,各线圈对在中心位置的磁场叠加效果减弱,线段 L_3 的中心位置的磁感应强度下降。磁感应强度在 L_3 上的分布曲线在 $L = 180$ mm 以及 190 mm 时趋近为平直的直线,整体磁感应强度位置均匀性较强。

在图 5(d)中,不同线圈对间距 L 下的线段 L_4 的磁感应强度曲线趋势几乎一致,磁感应强度在中心位置的磁感应强度最小,随着偏移距离的增加,离线圈的距离越近,磁感应强度就越大。线段 L_4 中心位置附近偏移距离为 ± 50 mm 的磁感应强度受磁场的叠加效果较大,随线圈对间距 L 减小而增大;线段 L_4 靠近线圈即偏移距离绝对值大于 50 mm 的磁感应强度受磁场的叠加效果较小,几乎不受线圈对间距 L 的变化影响。

综合考虑上述线段 L_1 、 L_2 、 L_3 以及 L_4 上的磁感应强度大小以及位置均匀性随着供能单元组中线圈对间距 L 在 $[130, 220]$ mm 的变化,以平均磁感应强度大小以及磁感应强度均匀性为考察指标,减少后续实验验证及优化的工作量,选择 $L = [150, 190]$ mm 5 个间距作为后续实验优化的线圈对间距。

3 实验及结果分析

3.1 单线圈对实验

实验系统平台如图 6 所示,发射驱动电路产生 218 kHz 占空比约为 50% 的方波信号。可调真空电容与发射线圈串联连接接入发射驱动电路中,通过旋钮调节电容值大小使发射电路达到谐振状态。接收线圈使用多股利兹线绕制在圆柱壳磁芯上,线圈两端与调谐电容串联连接在整流芯片上,负载设置为肠道微型诊查机器人的等效电阻 30Ω 。数字万用表用于测量负载两端的接收电压,用于计算接收线圈的接收功率大小以及系统的能量传输效率。

单个线圈对对比实验的发射线圈分别采用如图 7(a)所示的 I 型磁芯发射线圈对或如图 7(b)所示的 C 型磁芯发射线圈对。两种结构的线圈对除了磁芯结构

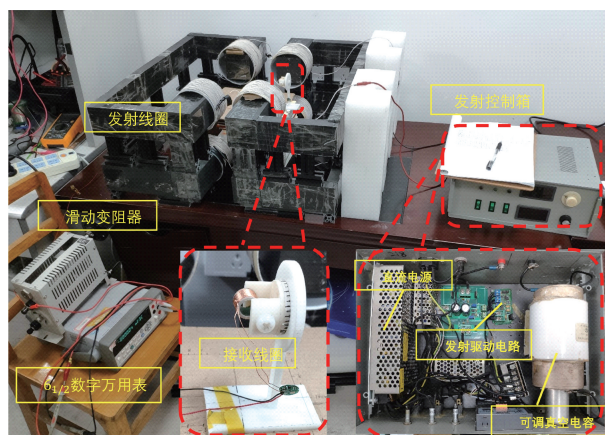
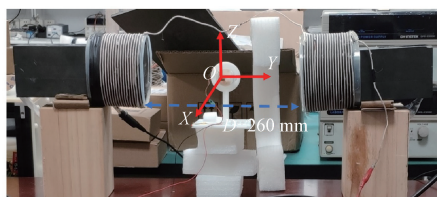


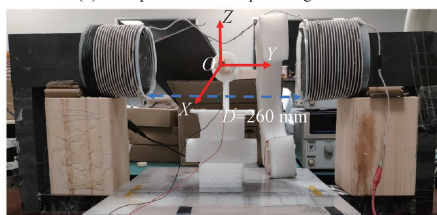
图 6 实验系统平台

Fig. 6 Experimental system platform

不同,其余参数保持一致。发射线圈采用股数为 300、直径为 0.05 mm 的多股利兹线绕制,使用多股利兹线能够减小交变磁场中的趋肤效应,提高线圈的品质因素。单个线圈在截面积为 $80 \text{ mm} \times 80 \text{ mm}$ 的方形长方体磁芯块紧密绕制,匝数为 20,线圈直径为 120 mm,高度约为 100 mm,线圈对中线圈间距 D 为 260 mm。C 型磁芯线圈对在 I 型磁芯线圈对的基础上使用厚度为 30 mm 的磁芯块在线圈外连接置于线圈中的两个磁芯块,整体磁芯结构形状类似于字母 C。磁芯材料选择锰锌铁氧体,具体型号为 PC44。实验前,使用阻抗分析仪测量两种结构线圈对的串联谐振电容,调整发射控制箱中的可调真空电容使发射电路处于谐振状态。两组线圈结构分进行实验,调节发射盒驱动电压调整旋钮,将发射电流均设置在 2 A,处于相同的驱动电流下。



(a) I型磁芯线圈对
(a) Coil pair with I-shaped magnetic core



(b) C型磁芯线圈对
(b) Coil pair with C-shaped magnetic core

图 7 单线圈对实验平台

Fig. 7 Experimental platform of single coil pair

如图 7(a)与(b)所示,以两种线圈结构的线圈对中心轴线的中心位置为原点建立三维直角坐标系,在实验过程中,在 X 轴上 $[-100, 100]$ mm 范围内以间隔距离为 10 mm 选取 21 个点进行测量,在 Y 轴上 $[-60, 60]$ mm 范围内以间隔距离为 10 mm 选取 13 个点进行测量。记录数字万用表上负载的接收电压,取 3 次的平均值进行接收能量以及系统能量传输效率的计算以减小误差,实验结果如图 8 所示。

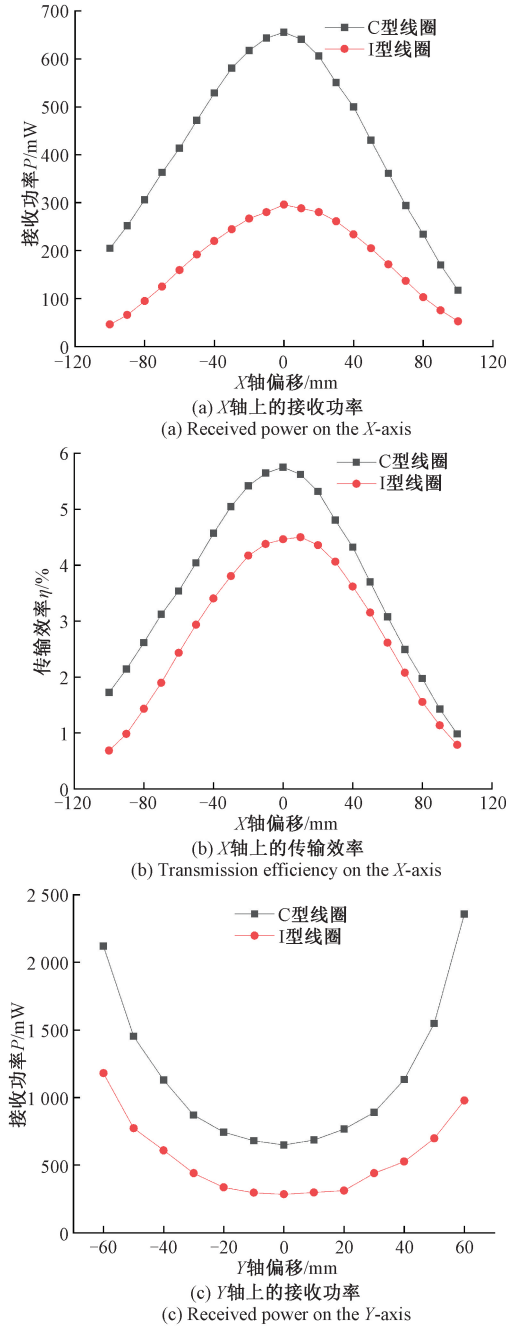


图 8 单线圈对实验结果

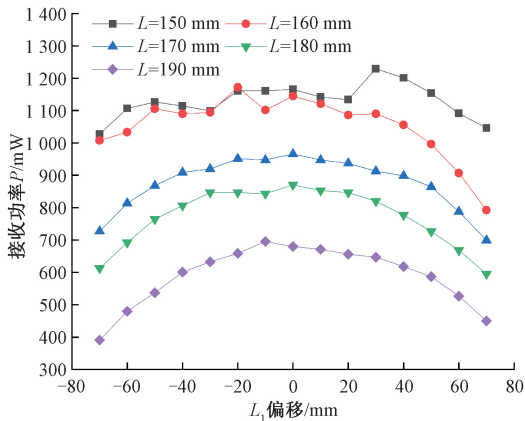
Fig. 8 Experimental results of the single coil

如图 8 所示,I 型磁芯线圈结构与 C 型磁芯线圈结构在 X 轴上与 Y 轴上的接收功率分布曲线与系统传输效率分布曲线趋势一致。在相同偏移位置,C 型磁芯线圈对的接收功率与能量传输效率均显著高于 I 型磁芯线圈对。在原点位置 $x=0$ mm、 $y=0$ mm 时,C 型磁芯线圈对的接收功率为 656 mW,比 I 型结构的接收功率提高了 360 mW,提升比例约为 122%;系统的能量传输效率为 5.75%,比 I 型结构提高了 1.29%,提升比例约为 29%。在 X 轴上 $[-100, 100]$ mm 范围内,I 型磁芯线圈对的平均接收功率为 181 mW,平均能量传输效率为 2.78%;而 C 型磁芯线圈对的平均接收功率为 426 mW,平均能量传输效率为 3.68%;相较于 I 型磁芯线圈对,C 型磁芯线圈对结构的平均接收功率提高了 245 mW,系统的能量传输效率提高了 0.91%。在 Y 轴 $[-60, 60]$ mm 范围内,I 型磁芯线圈对的平均接收功率为 552 mW,平均能量传输效率为 8.03%;C 型磁芯线圈对的平均接收功率为 1 156 mW,平均能量传输效率为 9.83%;相较于 I 型磁芯线圈对,C 型磁芯线圈对结构的平均接收功率提高了 604 mW,系统的能量传输效率提高了 1.8%。

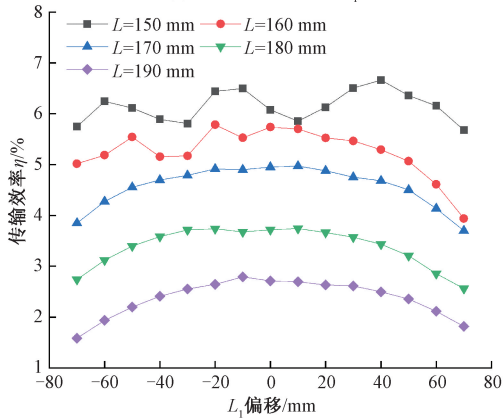
3.2 供能单元组实验

4 组 C 型磁芯线圈对构成一组 C 型组合式线圈的供能单元组。选择线段 L_1 、 L_2 、 L_3 作为衡量供能单元组有效供能区域性能的典型线段。根据供能单元组的仿真结果,考虑接收功率大小与位置均匀性,供能单元组中线圈对之间的最优间距在 $[150, 190]$ mm 内。在供能单元组实验中,线圈对间距 L 分别设置为 150、160、170、180 以及 190 mm 的 5 组,调节发射盒驱动电压将线圈的驱动电流设置为 1.5 A。以线段中心位置为原点,分别在测量线段 L_1 、 L_2 和 L_3 上在 $[-70, 70]$ mm 范围内以 10 mm 为间隔选取 15 个点进行测量,不同线圈对间距的各测量线段的实验结果如图 9 所示。

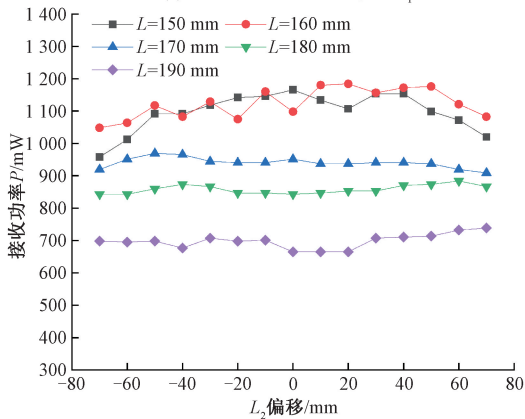
从图9实验结果图可以看出,接收线圈的接收功率曲线的变化趋势与系统的能量传输效率曲线变化曲线趋势基本一致。随着供能单元组的线圈对间距 L 从150 mm逐渐增加至190 mm, L_1 、 L_2 和 L_3 上的接收功率曲线和能量传输效率曲线不断下降。当 L 较大或较小时,供能单元组在 L_1 、 L_2 和 L_3 上的接收功率曲线和能量传输效率曲线波动较大,位置均匀性较差。为进一步反应各测量线段接收功率的位置均匀性,根据式(6),计算 L_1 、 L_2 和 L_3 上各测量点上的位置均匀度,计算结果如图11所示。



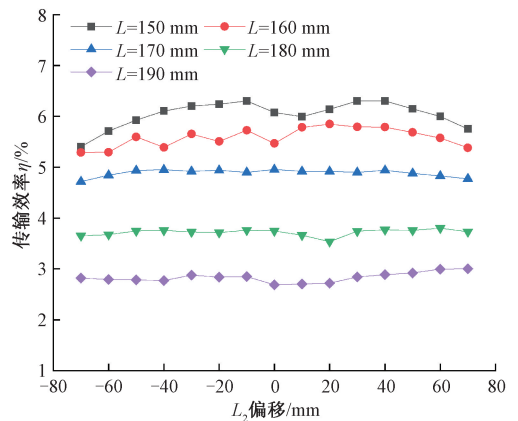
(a) L_1 上的接收功率
(a) Received power on L_1



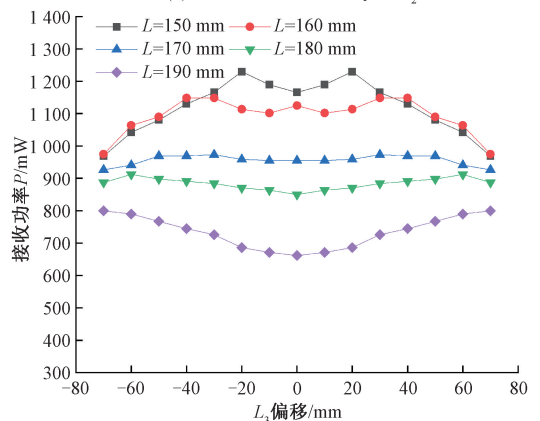
(b) L_1 上的传输效率
(b) Transmission efficiency on L_1



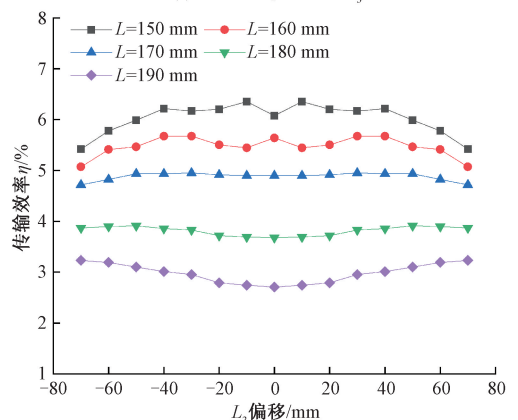
(c) L_2 上的接收功率
(c) Received power on L_2



(d) L_2 上的传输效率
(d) Transmission efficiency on L_2



(e) L_3 上的接收功率
(e) Received power on L_3



(f) L_3 上的传输效率
(f) Transmission efficiency on L_3

图9 不同间距 L 下供能单元组的实验结果

Fig. 9 Experimental results of different L of power supply unit

$$u(x, y, z) = \left(1 - \frac{|P(x, y, z) - P(0, 0, 0)|}{P(0, 0, 0)} \right) \times 100\%$$

(6)

图10(a)表示不同线圈对间距 L 在线段 L_1 上的接收功率位置均匀度曲线,从中可以看出供能单元组在 L_1 上的位置均匀度总体较差。图10(b)表示不同线圈对

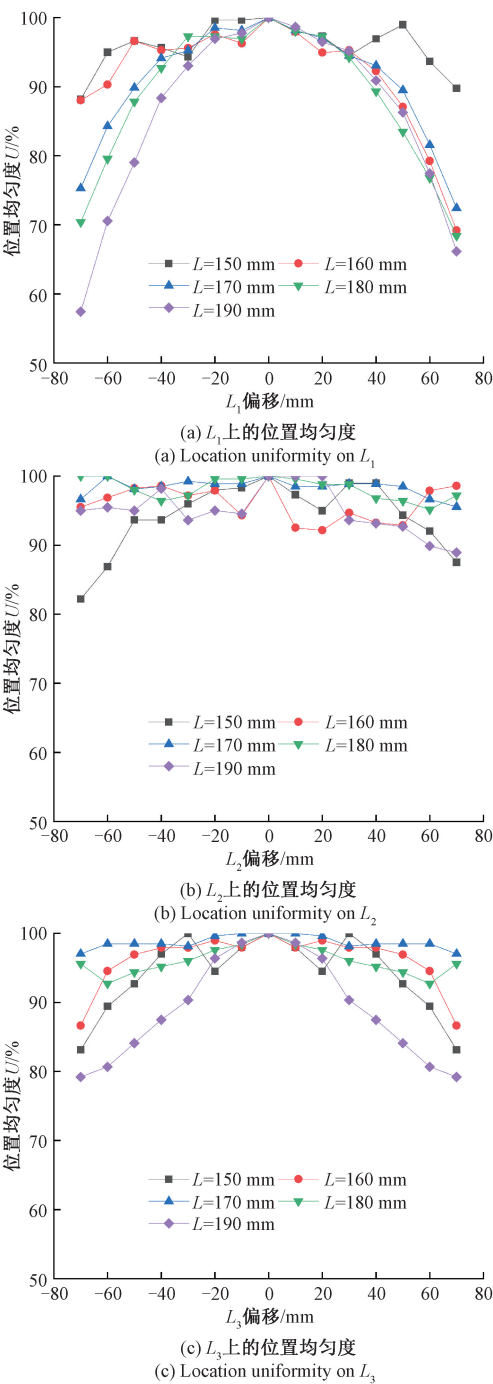


图 10 不同间距 L 下接收功率的位置均匀度
Fig. 10 Location uniformity of received power at different L

距 L 在线段 L_2 上的接收功率位置均匀度曲线, 供能单元组在 L_2 上的位置均匀度总体较好, 基本能在 90% 以上。图 10(c) 表示不同线圈对间距 L 在线段 L_3 上的接收功率位置均匀度曲线。当 $L=170\text{ mm}$ 时, 供能单元组在 L_3 上的位置均匀度均能达到 95% 以上, 曲线基本为平直的直线, 接收功率的位置均匀性最佳。

3.3 实验结果分析

单线圈对实验结果表明, 相较于传统的 I 型磁芯线圈对, 在相同线圈参数以及相同驱动电流等参数的情况下, C 型磁芯线圈对能够在线圈正对区域使相同接收线圈大幅提高接收功率, 同时能提高系统的能量传输效率。

为量化评估不同线圈对间距 L 的供能单元组的发射性能, 将图 9 和 10 中的实验数据进行整理。根据无线供能系统的接收功率、能量传输效率以及位置均匀性等要求, 选择接收功率的平均值 $\bar{P}_R$ 、系统能量传输效率的平均值 $\bar{\eta}$ 以及接收能量均匀度的平均值 $\bar{u}$ 3 个评价指标综合评价发射系统的性能。数据整理结果如表 1、2 和 3 所示。

Table 1 Measurement results on the vertical central axis L_1			
L/mm	$\bar{P}_R/\text{mW}$	$\bar{\eta}/\%$	$\bar{u}/\%$
150	1 130.59	6.14	95.87
160	1 053.14	5.25	91.70
170	876.67	4.57	90.78
180	771.24	3.38	88.62
190	588.68	2.37	86.27

Table 2 Measurement results on the central level symmetry line L_2			
L/mm	$\bar{P}_R/\text{mW}$	$\bar{\eta}/\%$	$\bar{u}/\%$
150	1 097.52	6.04	94.18
160	1 122.98	5.58	96.37
170	940.31	4.89	98.38
180	858.06	3.72	98.23
190	698.21	2.83	95.00

Table 3 Measurement results on the central level diagonal line L_3			
L/mm	$\bar{P}_R/\text{mW}$	$\bar{\eta}/\%$	$\bar{u}/\%$
150	1 118.32	6.02	93.95
160	1 093.61	5.47	96.11
170	955.99	4.88	98.70
180	884.09	3.81	95.97
190	735.44	2.98	89.90

从表 1、2 以及 3 数据可得,当 L 从 150 mm 逐渐增加到 190 mm 时,接收线圈在竖直中心轴线 L_1 与中心水平面对角线 L_3 上的接收功率的平均值 $\bar{P}_R$ 均逐渐减少,从 1100 mW 左右下降至 600~700 mW,下降约 500 mW。接收线圈在 L_2 上的接收功率总体趋势与 L_1 和 L_3 上的趋势保持一致,仅在 $L=160$ mm 时,接收线圈的平均接收功率较 $L=150$ 时有小幅上升,增加 25.46 mW。系统能量传输效率在 L_1 、 L_2 和 L_3 上的平均值 $\bar{\eta}$ 随间距 L 的变化趋势与接收功率在 L_1 以及 L_3 随 L 的变化趋势一致, $\bar{\eta}$ 从 $L=150$ mm 的 6% 左右下降至 $L=190$ mm 的 3%,下降约 3%。接收线圈的接收功率以及系统的能量传输效率受供能单元组的线圈对间距 L 影响大。

对于接收能量的位置均匀度,接收线圈在 L_1 、 L_2 和 L_3 上的位置均匀度的平均值都比较够,达 85% 以上。在测试线段 L_1 上,当 $L=150$ mm 时,接收线圈的位置均匀度的平均值最高,随着 L 的进一步增加逐渐下降。在测试线段 L_2 上,随着 L 的不断增加,接收线圈的位置均匀度的平均值先增加后减少;当 $L=170$ mm 时,接收线圈的位置均匀度的平均值最高,达到 98.38%,结合图 4(c)接收线圈在 L_2 上的接收功率曲线,此时接收功率曲线波动小,近似为一条直线。与在 L_2 类似,在测试线段 L_3 上,随着 L 的不断增加,接收线圈的位置均匀度的平均值先增加后减少;当 $L=170$ mm 时,接收线圈的位置均匀度的平均值最高,达到 98.70%,结合图 9(e)接收线圈在

L_3 上的接收功率曲线,此时接收功率曲线波动小,近似为一条直线。

综合以上分析,当 $L=150$ mm 时,供能单元组在竖直平面与中心水平面的接收线圈接收功率最高,在 L_1 、 L_2 和 L_3 上平均能达到 1 100 mW 作左右,能够满足肠道诊查微型机器人正常工作时所需能量要求,增加电机堵转功率激增时的工作稳定性,也能满足后续增加取样模块或药物释放等模块的功率需求。此外,当 $L=150$ mm 时,供能单元组在 L_1 、 L_2 和 L_3 上的位置均匀度能达到 94% 以上,即在竖直平面与中心水平面的接收线圈均匀性能够满足实际使用需求。

3.4 发射线圈性能比较

将供能单元组的线圈对间距 L 设置为 150 mm,本文所设计的 C 型组合式发射线圈在供能单元组有效供能区域的竖直中心轴线以及中心水平面的对称线以及对角线平均功率能达到约 1 100 mW,系统的平均传输效率达 6% 以上,平均位置均匀度达 94% 以上。此外,当 $L=150$ mm 时,在有效供能区域的中心位置即供能单元组的中心位置,接收线圈的接收功率为 1 165.34 mW,系统的能量传输效率为 6.08%。将本文研制的无线能量传输系统与现有一些用于肠道诊查微型机器人的无线能量传输系统的性能进行对比如表 4 所示。从表 4 对比可以看出本文设计的 C 型组合式发射线圈结构能够显著提升无线能量传输系统的接收功率,系统的能量传输效率与接收功率的位置均匀度也得到提升。

表 4 不同无线能量传输系统的性能对比						
Table 4 Performance comparison of different wireless power transfer systems						
参考文献	发射线圈结构	发射线圈磁芯	发射频率/kHz	接收功率/mW	传输效率/%	位置均匀度/%
文献[22]	螺线管对	-	5 000	90	1.3	-
文献[23]	组合式	I 型磁芯	218	800	5.1	-
文献[24]	亥姆霍兹	-	400	790	3.0	82.1
文献[16]	改进型亥姆霍兹	-	246	570	5.4	79.2
文献[19]	平行对置式	I 型磁芯	218	375	5.1	90
文献[21]	平板螺旋式	-	213	Max:787	5.7	-
本文	C 型组合式	C 型磁芯	218	1 100	6.0	94

4 结 论

本文研究了适用于肠道诊查微型机器人系统的新型无线能量发射系统,提出 C 型磁芯线圈对结构,并以此为基础设计 C 型组合式发射线圈结构。通过仿真分析 C 型组合式发射线圈的基本组成单元供能单元组的有效供能区域的磁感应强度分布,并对供能单元组中的线圈对

间距进行了分析。最后,搭建 C 型组合式发射线圈无线能量传输系统平台并测试其性能。实验表明 C 型磁芯线圈对结构能够大幅提升接收线圈的接收功率以及能量传输效率。当线圈对间距 L 为 150 mm 时,供能单元组在有效供能区域提供的平均接收功率为 1 100 mW,系统的平均能量传输效率 6%,平均的位置均匀度达 94% 以上。本文提出的 C 型组合式发射线圈结构能够显著提高接收线圈的接收功率以及有效供能

区域的位置均匀度,能够满足肠道诊查微型机器人的工作能量需求。本研究初步验证了 C 型组合式线圈结构的性能和优势,在后续的研究应用中,将增大线圈对上下间距,适应实际应用中身材各异的广泛人群,并对线圈匝数、磁芯材料等进行优化。

参考文献

- [1] SUDHAKAR P, SANAPALA P, NAIDU B P. Overview of early detection of gastrointestinal cancer[J]. Recent Advancements in Biomarkers and Early Detection of Gastrointestinal Cancers, 2020: 117-129.
- [2] 国家卫生和计划生育委员会. 2020 中国卫生健康统计年鉴[M]. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2020: 269-302.
National Health and Family Planning Commission. 2020 China health statistical yearbook [M]. China Union Medical College Press, 2020:269-302
- [3] MUTO M, YAO K, KAISE M, et al. Magnifying endoscopy simple diagnostic algorithm for early gastric cancer (MESDA-G) [J]. Digestive Endoscopy Official Journal of the Japan Gastroenterological Endoscopy Society, 2016, 28(4): 379-93.
- [4] ZHOU Y, LIU C, HUANG Y. Wireless power transfer for implanted medical application: A review [J]. Energies, 2020, 13(11): 2837.
- [5] OKINAGA T, YAMAMOTO T, KOSHIJI K. Transcutaneous energy transmission system for a totally implantable artificial heart using a two-wire archimedean spiral coil [C]. 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), 2021: 5407-5410.
- [6] MIURA D, SHIBA K. Transcutaneous energy transmission system for ventricular assist device with transmission distance of 2 cm: Stabilization of output voltage by compensation circuit[J]. Journal of the Japan Society of Applied Electromagnetics and Mechanics, 2021, 29(2): 358-364.
- [7] KAMEYAMA Y, MIURA D, SHIBA K. Air-core transcutaneous energy transmission system for ventricular assist device: Reduction of conducted emission using resonance and winding method of the isolation transformer[J]. Journal of the Japan Society of Applied Electromagnetics and Mechanics, 2021, 29 (2): 365-371.
- [8] 姜萍萍,付文浩,王志武,等. 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[J]. 仪器仪表学报,2021,42(2):114-122.
JIANG P P, FU W H, WANG ZH W, et al. Research on combined solenoid wireless power transmitting system for gastrointestinal micro-robot [J] Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021,42(2):114-122.
- [9] 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), IEEE, 2019: 1-5.
- [10] 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):55-63.
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):55-63.
- [11] KE Q, JIANG P, YAN G. Standardized design of the transmitting coils in inductive coupled endoscope robot driving systems[J]. Journal of Power Electronics, 2017, 17(3): 835-847.
- [12] BASAR M R, AHMAD M Y, CHO J, et al. Performance evaluation of power transmission coils for powering endoscopic wireless capsules [C]. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2015: 2263-2266.
- [13] 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):53-58.
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 Instrumentation, 2011,25(12):53-58.
- [14] 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),IEEE, 2015: 97-100.
- [15] 高晋阳. 用于肠道诊查的微型仿生机器人关键技术研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2017.
GAO J Y. Researches on key technologies and related

- experiments of micro-bionic robots for inspecting the intestines [D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2017.
- [16] 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.
- [17] BASAR M R, AHMAD M Y, CHO J, et al. Stable and high-efficiency wireless power transfer system for robotic capsule using a modified Helmholtz coil [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2016, 64(2): 1113-1122.
- [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] MENG Y, YAN G, JIANG P, et al. A novel wireless power transfer system with two parallel opposed coils for gastrointestinal capsule robot [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2021, 321: 112413.
- [20] KHAN S R, MITRA S, DESMULLIEZ M P Y. Use of a 3D wireless power transfer technique as a method for capsule localization [J]. IEEE Access, 2021, 9: 131685-131695.
- [21] 庄浩宇, 颜国正, 赵凯, 等. 用于肠道机器人的螺旋式平板发射线圈对设计 [J]. 光学精密工程, 2021, 29(1): 84-90.
- ZHUANG H Y, YAN G ZH, ZHAO K, et al. Design of spiral flat transmitting coil pair for intestinal robot [J]. Optics and Precision Engineering, 2021, 29(1): 84-90.
- [22] KHAN S R, PAVULURI S K, CUMMINS G, et al. Miniaturized 3D cross-type receiver for wirelessly powered capsule endoscopy [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2019, 67(5): 1985-1993.
- [23] CHEN F, JIANG P, YAN G, et al. Design of multi-coil wireless power transfer system for gastrointestinal capsule robot [J]. Journal of Shanghai Jiaotong University (Science), 2021, 26(1): 76-83.
- [24] XIN W, YAN G, WANG W. Study of a wireless power transmission system for an active capsule endoscope [J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2010, 6(1): 113-122.

作者简介



汪佐儿, 2020 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机器人的无线供电技术。

E-mail: wangzuozuo@sjtu.edu.cn

Wang Zuor received his B.Sc. degree from Shanghai Jiao Tong University in 2020. He is currently a master student at Shanghai Jiao Tong University. His main research interests include wireless power transfer technology of gastrointestinal capsule robot.



王志武 (通信作者), 2002 年于上海交通大学获得博士学位, 现为上海交通大学感知科学与工程学院副研究员, 主要从事微机电设计与控制方面的研究。

E-mail: zwwang@sjtu.edu.cn

Wang Zhiwu (Corresponding author) received his Ph.D. degree from Shanghai Jiao Tong University in 2002. He is currently an associate professor at Shanghai Jiao Tong University. His main research interests include design and control of MEMS.