

文章编号 1004-924X(2026)03-0415-10

适用于螺旋驱动式胶囊机器人内窥镜的 双端接收线圈设计与实验

文人庆^{1,2}, 颜国正^{2*}, 韩 玎², 姜萍萍¹, 王志武¹

(1. 上海交通大学 自动化与感知学院, 上海 200240;

2. 上海交通大学 生物医学工程学院, 上海 200240)

摘要:无线胶囊内窥镜是一种非侵入式肠道检测工具,但其缺乏主动运动能力,而基于主动运动平台的胶囊机器人内窥镜则是解决这一问题的有效方案。因此,设计了一种采用螺旋驱动式运动结构的胶囊机器人内窥镜,其可以通过控制螺旋驱动单元的转速和转向实现不同的动作。针对该机械结构,设计了与其适配的双端接收线圈,通过理论分析以及数学建模的方式计算了不同拓扑结构接收线圈的电气参数。最后,通过仿真模拟以及实际实验测试,评估了不同拓扑结构接收线圈的效率。实验结果表明,采用先整流后串联的拓扑结构时,双端接收线圈表现出较高的稳定性,线圈在感应产生 981 mW 功率时,能量传输效率为 2.75%。此外,管道实验也验证了无线能量传输系统能够满足胶囊机器人内窥镜运动和控制的功率需求。

关键词:胶囊机器人;内窥镜;无线能量传输;螺旋驱动式运动机构;双端接收线圈;无线能量传输效率

中图分类号:R318.6;TM15 **文献标识码:**A

doi:10.3718/OPE.20263403.0415

CSTR:32169.14.OPE.20263403.0415

Design and experiment of dual-end receiving coil for helical drive capsule robot endoscopes

WEN Renqing^{1,2}, YAN Guozheng^{2*}, HAN Ding², JIANG Pingping¹, WANG Zhiwu¹

(1. School of Automation and Intelligent Sensing, Shanghai Jiao Tong University,
Shanghai 200240, China;

2. School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

* Corresponding author, E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn

Abstract: Wireless capsule endoscopes provide a noninvasive approach for intestinal examination but remain limited by the absence of active mobility. To address this constraint, a capsule robotic endoscope based on an active motion platform was developed. A helical drive mechanism was designed to enable versatile locomotion through control of the rotational speed and direction of the helical drive unit. To accommodate this mechanical configuration, dual-ended receiving coils were designed, and the electrical parameters of coils with different topological structures were derived through theoretical analysis and mathematical modeling. The performance of the proposed coil topologies was subsequently assessed by simulation and

收稿日期:2025-11-18;修订日期:2025-12-12.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 62273225);上海市白玉兰人才计划浦江项目(No. 24PJB037)

validated through experimental testing. The results demonstrate that a rectifier-followed-by-series topology provides high stability for the dual-ended receiving coil, achieving a power transfer efficiency of 2.75% at 981 mW induced power. Pipeline experiments further confirm that the wireless power transfer system satisfies the power demands required for capsule endoscope robot locomotion and control.

Key words: capsule robots; endoscope; wireless power transfer; helical drive motion mechanism; dual-ended receiving coil; wireless power transfer efficiency

1 引 言

胃肠道在消化、营养吸收和代谢过程中发挥着关键作用。而胃肠道疾病,特别是胃肠道癌症,占全球癌症病例的 25% 和癌症相关死亡病例的三分之一^[1]。临床实践表明:早期癌症患者 5 年生存率大于 90%,这凸显了早期诊断和持续监测的重要性^[2]。在现有诊断手段中^[3-5],内镜仍是直接观察胃肠结构的最有效工具。然而,传统内镜检查需经侵入性插管操作,常伴随患者不适及感染、穿孔等风险^[6]。为克服以上局限,无线胶囊内镜(Wireless Capsule Endoscope, WCE)应运而生。该技术通过内置微型摄像头和无线发射器的可吞服胶囊,实现对消化道的无创检测^[7-8]。尽管传统 WCE 在成像质量、能效及数据传输方面取得显著进步,但其只能被动运动,无法进行针对性的检查。此外,检查时间长,检出率低,功能模块受限,以及胶囊滞留等问题阻碍了其在临床中的广泛应用。

近年来,研究人员一直聚焦于开发具有不同运动技术的主动运动式胶囊机器人内窥镜(Capsule Robot Endoscope, CRE),这类设备允许操作者控制胶囊的运动,实现精准且更有效的诊断^[9-12]。Valdastri 等^[9]开发了一种具有 6 个桨叶的 CRE,其驱动机构由微刷直流电机和丝杠组成,通过进行往复平移运动,使安装在内环上的桨片产生类似于“划桨”的动作,可以轻松稳定地在胃肠道中移动,但该结构的运动方向为单向而且容易划伤肠道。Gao 等^[10]提出的履带式 CRE 通过微型直流电机来驱动齿轮转动,从而带动履带转动,借助履带与肠道摩擦力实现机器人的爬动,但该机构的整体尺寸与重量始终居高不下。Yan 等^[11-12]提出的仿尺蠖式 CRE 通过模拟尺蠖虫的运动,依靠平移和锚定单元的依次配合实现运动,但该机构运动效率

偏低而且缺乏主动转向能力。由外部磁场驱动的 CRE 通过在胶囊内部放置永磁体并施加外部磁场控制机器人运动^[13-14],但该种 CRE 主要用于胃部监测而且缺乏与外部磁驱动机构兼容的诊断和治疗功能模块。

能量供应是 CRE 发展的基本瓶颈之一。随着活检采样或药物释放等功能模块的添加,CRE 正常工作所需的能量也逐渐增加,通常需要超过 500 mW 的能量^[15],而常见的银/锂电池仅能提供几分钟的运行时间,且存在潜在安全风险。无线能量传输(Wireless Power Transfer, WPT)系统被认为是一种可行的解决方案^[16-18]。而由于胃肠道蜿蜒曲折的特性,CRE 在工作时姿态不定,需要 WPT 系统具备全向传输能力。传统三维接收线圈由于占据内部大量空间、调谐电路复杂、传输功率低等特点而越来越不符合智能医疗设备的发展方向,多维能量发射系统与一维接收线圈的组合越来越受到青睐^[19-21]。多维发射线圈领域近年来也涌现很多成果,文献[19]提出了一种改进型鸟笼线圈+亥姆霍兹线圈的全向能量发射系统,实现了 3 个方向的非零均匀磁场分布。文献[20]提出了一种通过脉冲频率调制来控制三维发射线圈电流,从而实现全向能量传输的方法。文献[21]提出了一种正交组合式发射结构,通过调整各发射线圈电流,可以产生目标方向的磁场,该发射系统尺寸足够,适用于不同体型的患者,而且能够在腹部区域产生足够均匀的磁场。

本文提出了一种新型螺旋驱动式胶囊机器人内窥镜结构,通过扩张机构以及新型螺旋驱动机构不仅可以扩张胃肠道以提供清晰视野,调节各驱动单元电机转速与转向还可以轻松实现包括前进、后退以及旋转等动作。针对这种新型机械结构,设计了与该机构相适配的双端接收线圈,并比较了不同拓扑结构的双端接收线圈的能量传输性能,管道实验验证了该 WPT 系统能够

有效满足胶囊机器人实际工作时的能量需求。

2 结构及工作原理

螺旋驱动式 CRE 同时具备扩张以及主动运动功能,其整体结构如图 1 所示。其中,径向扩张机构的结构、工作原理与扩张性能^[11-12]已得到了充分的论证,这里主要介绍实现主动运动功能的螺旋驱动式运动机构。

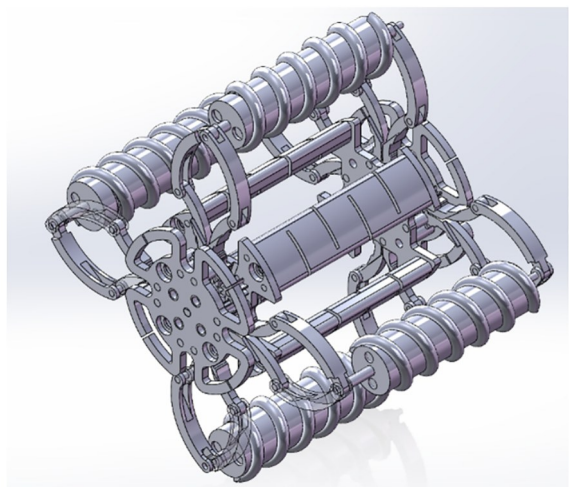


图 1 螺旋驱动式 CRE 整体机械结构
Fig. 1 Overall mechanical structure of screw-driven CRE

如图 2 所示,螺旋驱动式 CRE 运动机构由 4 个螺旋驱动单元(S_1, S_2, S_3 与 S_4)构成,这些单元以两两相对的形式(S_1 与 S_3, S_2 与 S_4)环绕机器人主体均匀分布。每个驱动单元配备有缠绕多头螺旋螺纹的驱动轮,并由嵌入密封空心腔室内的电机驱动。各单元通过联动机构与扩张装置相连,从而实现向外伸展或向内收缩。同一组内的驱动单元具有相同的螺纹旋向,而相邻单元间则采用反向螺纹设计。每个螺旋驱动单元均由独立电机驱动,通过控制各电机的转速与转向可使机器人执行不同的动作。

当单元 S_1 与 S_3 逆时针旋转、 S_2 与 S_4 顺时针旋转时,机构产生向前推力,驱动机器人前进;反之则实现后退运动。这种双向运动控制赋予机器人进退自如的运动能力。此外,通过对称螺旋驱动单元间的差速旋转可实现转向控制:当 S_1 与 S_3 存在转速差($F_1 \neq F_3$)时,执行垂直面转向;当 S_2 与 S_4 存在转速差($F_2 \neq F_4$)时,实现水平面转向。

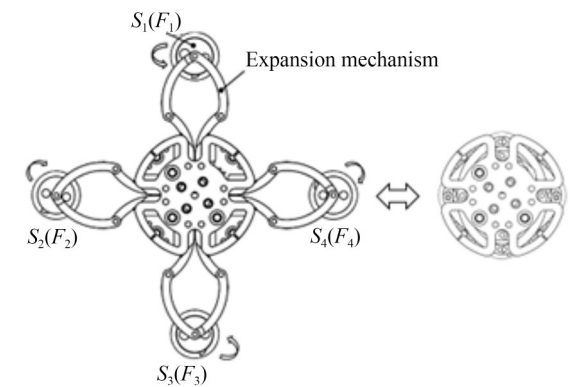


图 2 螺旋驱动式 CRE 收缩扩张及运动状态
Fig. 2 Contraction, expansion and movement states of screw-driven CRE

此种运动机构为机器人提供了灵活的多方向移动能力。

从胃部到肠道的整个消化道是一个复杂的生物力学环境,其特点是具有高度不规则的粘弹性粘膜表面以及固液相含量多变的特点,在不同环境下螺旋与肠壁的作用不同,需要有针对性地设计螺纹的结构参数。当机器人在充满液体的区域运动时,其驱动单元不会直接接触胃肠道壁,而是通过覆盖内表面的液体薄膜进行交互。相比之下,在较窄的肠道区域,螺旋直接与肠壁接触,机器人的运动可以通过倾斜平面滑块模型进行近似描述。

在实际工作环境下,液体和固体成分同时存在,机器人的运动受流体动力学和机械接触力的综合影响,通过引入权重系数(λ)综合评估机器人受到的作用力。影响机器人轴向推力和阻力扭矩的参数主要分为两类:机器人本身的结构参数(包括螺纹齿厚 f 、槽宽 ω 和槽深 h 等)以及消化道环境特性。本研究使用的螺纹几何参数基于文献[22]中验证的模拟结果,详见表 1。

表 1 螺纹结构的优化参数	
Tab. 1 Optimized parameters of thread structure	
螺纹结构参数	优化值
齿形尺寸 f/mm	0.72
槽宽 ω/mm	1.2
槽深 h/mm	0.68
螺旋角 $\theta/(\text{^\circ})$	45
半径 r/mm	3.5

3 WPT 系统设计

3.1 WPT 系统概述

螺旋驱动式 CRE 采用基于电磁感应原理的 WPT 系统供电。该系统由位于外部的发射线圈与位于体内的接收线圈组成,发射线圈在高频交流电的激励下在工作区域产生交变磁场,嵌入 CRE 内部的接收线圈通过电磁耦合感应产生电压。该电压经电源管理电路调谐、整流和稳压后为 CRE 的电机控制、无线通讯及图像采集等功能模块供电。

发射线圈采用之前研究^[21]中提出的配置,由一对位于人体径向的亥姆霍兹线圈以及两对位于人体轴向的马鞍形线圈依次紧密嵌套组成,具体结构如图 3 所示。该发射系统能够提供全向无线能量传输,确保机器人在任意姿态下均能接收到充足的能量。由于本文重点在于优化新型螺旋驱动式 CRE 的接收线圈设计,因此仅研究了亥姆霍兹线圈单独工作时的情况。

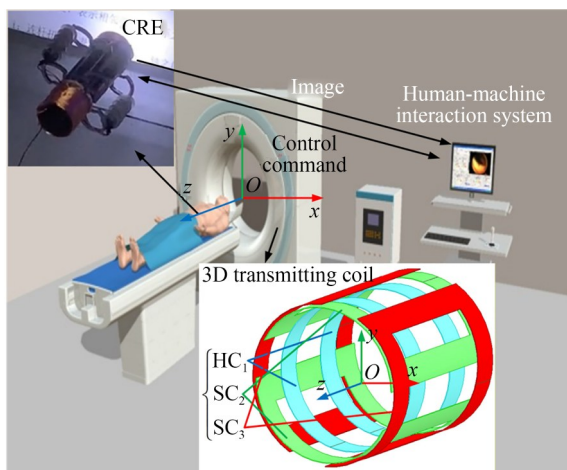


图 3 用于 CRE 的 WPT 系统

Fig. 3 WPT system for CRE

3.2 接收线圈设计

螺旋驱动式 CRE 的独特机械结构要求螺旋驱动单元在运动过程中与胃肠内壁保持紧密接触,并通过持续扩张和收缩动态适应胃肠道直径的变化。与仿尺蠖式 CRE 可将接收线圈安装在轴向伸缩机构外不同,螺旋驱动式 CRE 必须将线圈放置于机械结构的端部。

单端接收线圈具有布线简化、能量管理电路简单等优势。然而,将质量和功能组件集中于一端可能破坏重量平衡,导致倾斜并影响运动能力。此外,无线通信和图像模块均需要天线和外部收发模块交互,将两根天线放置于一端会增加信号干扰和屏蔽的风险。

相比之下,双端接收线圈可实现通信和图像模块的分布式放置,提升信号质量并减少干扰。此配置还可实现均衡的质量分布,从而提升运动稳定性并实现更顺畅的导航。

双端接收线圈可以采用并联或串联连接方式,同时整流操作可在线圈组合前或组合后进行,不同配置的拓扑结构如图 4 所示。为了尽可能提高 WPT 系统的能量传输效率,需要选择效率最高的拓扑结构。本文通过电路仿真的方式进行初步验证,再搭建实验平台进行系统验证。在仿真测试之前,需要确定线圈之间的耦合参数。

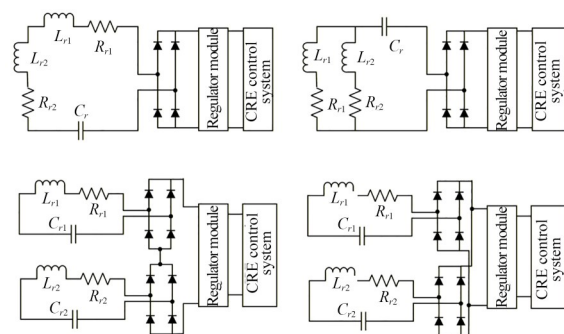


图 4 不同接收端电路拓扑

Fig. 4 Different receiving circuit topologies

3.3 同轴线圈耦合系数计算

当双端接收线圈之间先串/并联再整流拓扑结构时,只需考虑发射线圈与接收线圈整体的耦合;而当双端接收线圈之间采用先整流再串/并联方式连接时,需要考虑发射线圈与单端接收线圈的耦合以及两个接收线圈之间的耦合。

单段多匝多层线圈的自感可以通过如下公式计算^[23]:

$$L_{\text{self}} = \frac{\mu \pi r^2 N^2}{l} \frac{1}{1 + 0.9r/l + 0.32b/r + 0.84b/l}, \quad (1)$$

其中: r 为线圈平均半径; N 为线圈总匝数; l 为线

圈长度, b 为线圈厚度。线圈结构参数如表 2 所示:

表 2 线圈结构参数

Tab. 2 Coil structural parameters

线圈配置	线圈平均 半径/mm	线圈匝 数	线圈长 度/mm	线圈厚 度/mm
单端发射线圈	r_t :320	N_t :40	l_t :100	b_t :2.5
单端长芯线圈	r_l :7	N_l :120	l_l :13	b_l :1
单端短芯线圈	r_s :7	N_s :60	l_s :6.5	b_s :1

互感分析中,遵循如下假设:

(1) 由于发射线圈与接收线圈尺寸相差很大,假定接收线圈位于发射线圈中心,且发射线圈中心区域磁场相同;

(2) 耦合系数主要取决于线圈的相对位置、尺寸比例及绕制形式,所以当接收线圈采用串联或者并联方式连接时会影响发射线圈与接收线圈之间的互感,但并不会影响其耦合系数;

(3) 在研究发射线圈与接收线圈互感时,由于发射线圈中心区域磁场相同,双端短芯接收线圈和单端长芯接收线圈与发射线圈之间互感相同,在分析发射线圈与接收线圈互感时,以接收线圈为单端长芯线圈为目标进行分析;

(4) 仅考虑线圈同轴的情况。

图 5 显示了简化版同轴双线圈的分布,两个线圈被简化为半径分别为 a 和 b ,相距为 d 的两个

圆形回路 O_1 和 O_2 ,则单匝互感可写成^[23]:

$$k^2 = \frac{4ab}{(a+b)^2 + d^2}, \quad (2)$$

$$M = \mu_0 \sqrt{ab} \left[\frac{2}{k} \left(\left(1 - \frac{k^2}{2} \right) K(k) - E(k) \right) \right]. \quad (3)$$

发射线圈与接收线圈之间互感可以写为:

$$M_{t-r} = 2 \sum_{i=1}^{N_t} \sum_{j=1}^{N_l} M(a_{t,i}, a_{l,j}, |d_{l,j} - d_{t,i}|), \quad (4)$$

其中: $a_{t,i}$ 为单端发射线圈第*i*匝线圈的半径, $a_{l,j}$ 为单端长芯接收线圈第*j*匝线圈的半径, $z_{t,i}$ 为单端发射线圈第*i*匝线圈的*z*值, $d_{l,j}$ 为单端长芯接收线圈第*j*匝线圈的*z*值。

双端接收线圈之间的互感则可以写为:

$$M_{r-r} = 2 \sum_{i=1}^{N_s} \sum_{j=1}^{N_l} M(a_{s,i}, a_{s,j}, |d_{s,j}| + |d_{s,i}|), \quad (5)$$

其中: $a_{s,i}$ 为单端短芯发射线圈第*i*匝线圈的半径, $d_{s,i}$ 为单端短芯接收线圈第*i*匝线圈的*z*值。

同相双端接收线圈的自感为:

$$L_r = 2(L_s + M_{r-r}). \quad (6)$$

根据耦合系数计算公式,发射线圈与双端接收线圈耦合系数以及接收线圈之间耦合系数为:

$$k_{t-r} = \frac{M_{t-r}}{\sqrt{L_t L_r}}, \quad (7)$$

$$k_{r-r} = \frac{M_{r-r}}{L_s}. \quad (8)$$

使用 Matlab 计算得到的各参数如表 3 所示。

表 3 线圈电气参数计算结果

Tab. 3 Calculation results of coil electrical parameters

L_t/mH	$L_r/\mu\text{H}$	$M_{t-r}/\mu\text{H}$	$M_{r-r}/\mu\text{H}$	k_{t-r}	k_{r-r}
3.83	260	2.094	1.208	0.003	0.01

4 电路仿真

沿用文献[21]中的发射线圈参数与数值计算得到的接收线圈耦合参数,工作频率同样设置为 50 kHz,使用 PSPICE 电路仿真软件对不同拓扑结构电路的能量传输效率进行了分析,仿真电路示意图如图 6 所示。输入电压均设置为 15 V。

仿真结果如表 4 所示。结果表明,采用先串

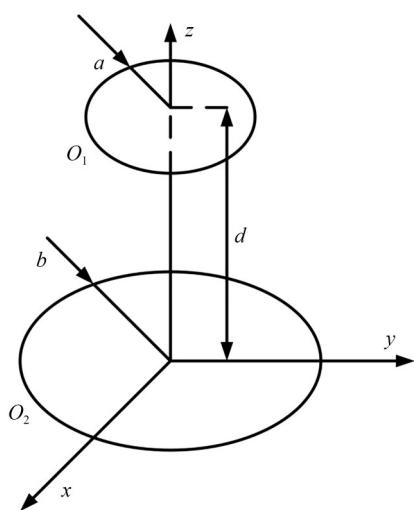


图 5 同轴圆形线圈简化分布

Fig. 5 Simplified distribution of coaxial circular coil

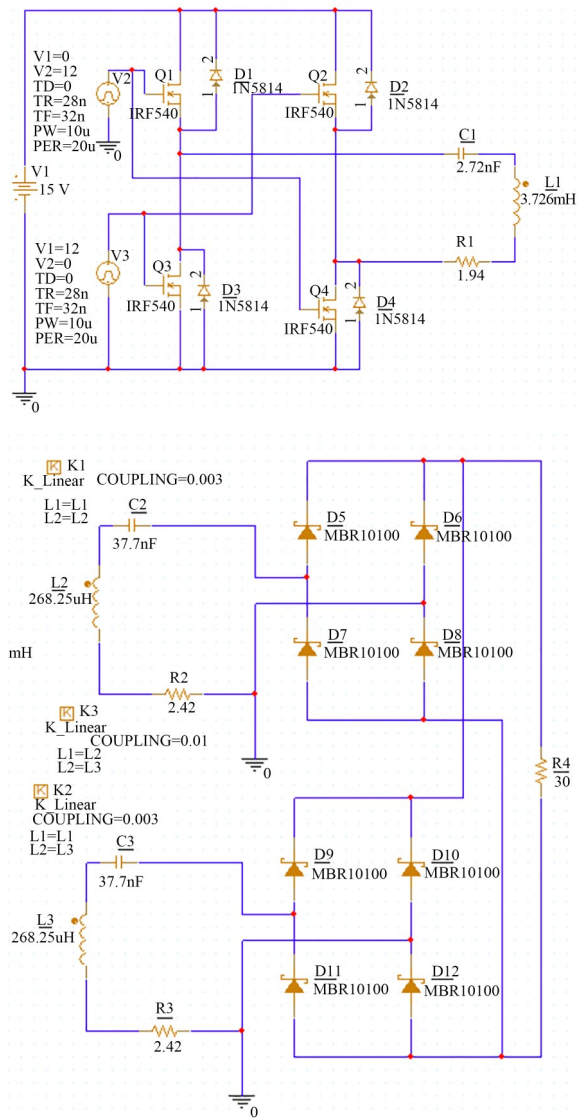


图 6 仿真分析电路

Fig. 6 Simulation analysis circuit

联再整流拓扑结构的接收线圈有最大的PTE,而且后整流的拓扑结构相比先整流的拓扑结构PTE普遍偏高,这可能是先整流的拓扑结构只经过一次整流而后整流的拓扑结构每个电路都经过了一次整流,因此效率更低。

表 4 不同拓扑结构仿真结果

Tab. 4 Simulation results for different topologies

拓扑结构	效率/%
串联后整流	4.03
并联后整流	3.32
整流后串联	3.17
整流后并联	2.94

5 实验及结果分析

5.1 WPT系统测试平台

WPT系统实验平台如图7所示,本实验仅使用三维发射系统的一维发射线圈进行实验,该发射线圈为直径为640 mm的亥姆霍兹线圈,由400股直径为0.1 mm漆包线绞合而成的Litz线绕制而成。两个接收线圈分别位于螺旋驱动式胶囊机器人运动机构两端,均绕制于内径5.5 mm的薄壁空心圆柱磁芯上,长度为6.5 mm,线圈厚度为1 mm,外径为7.5 mm。机器人收缩状态整体尺寸为 $\Phi 15\text{ mm}\times 40\text{ mm}$,扩张直径为15~40 mm。发射线圈以及不同拓扑接收线圈的电气参数如表5所示。值得注意的是,发射线圈与接收线圈测量自感与Matlab计算得到的自感相差不大,证明了计算结果的有效性。

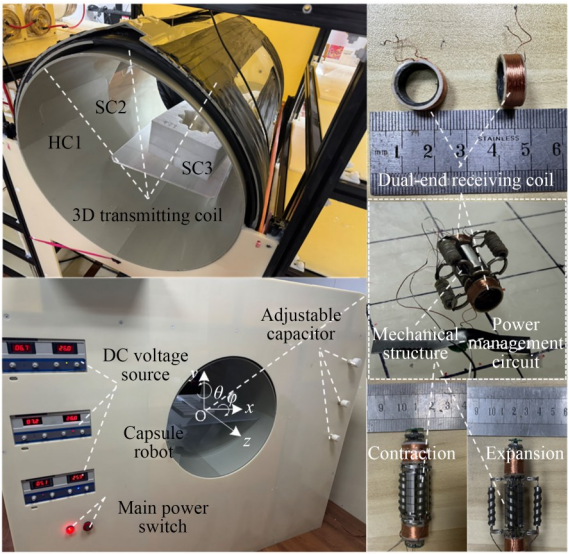


图 7 WPT系统实验平台

Fig. 7 Experimental platform of WPT system

表 5 50 kHz下线圈电气参数

Tab. 5 Electrical parameters of coils at 50 kHz

线圈	匝数	等效串联电阻/ Ω	等效自感/ μH	品质因数
发射线圈	40×2	1.94	3726	533
接收线圈1	40×3	2.375	275.13	36.4
接收线圈2	40×3	2.42	268.25	34.82
接收线圈串联	/	4.662	526.26	35.45
接收线圈并联	/	1.157	127.6	34.66

5.2 不同拓扑结构接收线圈实验

实验时将CRE放置于发射系统中心点处,且机器人轴向与发射线圈轴向重合。将整流后的电压直接输出至 $30\ \Omega$ 负载电阻 R_L 上,利用高精度数字万用表测量电阻两端电压 U_L ,通过能量传输效率(Power Transfer Efficiency, PTE)来评价不同拓扑结构接收线圈的性能。

$$PTE = \frac{P_L}{P_{in}} = \frac{U_L^2}{R_L U_{in} I_{in}}. \quad (9)$$

为了模拟CRE的实际工作情况,后整流拓扑双端接收线圈在进行连接时,后端线圈导线通过孔洞穿过CRE机械结构与前端线圈相连,而由于后整流的拓扑结构中连通前后端线圈的两根线流过的是交流电,与机器人金属结构间隙过小或接触时会出现空气间隙放电现象,限制负载电压的提升。这一问题通过给穿过机械结构的导线套上耐高压套管得到缓解。

在不同输入电压下的接收线圈负载电压与PTE如图8和图9所示。实验结果表明,随着输入电压的升高,接收回路中的电流变大,而由于走线孔位尺寸有限,耐高压套管的壁厚较小,所以金属结构对回路仍会产生影响。此外,由于采用串联方式的接收线圈电阻相比并联方式线圈更大,线圈内阻损耗更大,当输入电压增大时导致PTE下降,而采用并联方式的线圈将电流分配到多个线圈上,使得每个线圈的负担减轻,从而具有更高的稳定性。

由于实际实验中不可避免地存在各种干扰

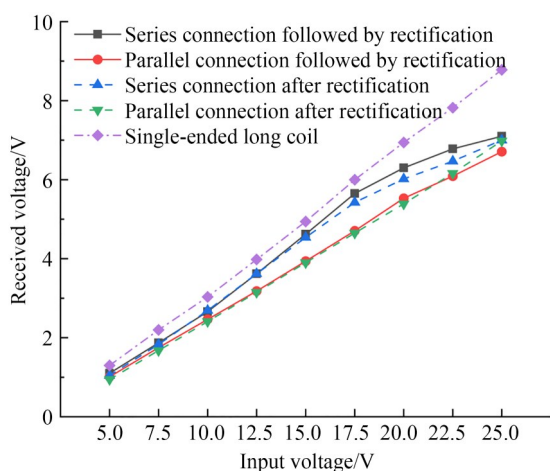


图8 不同拓扑结构线圈负载电压随输入电压变化

Fig. 8 Load voltage of coils with different topologies versus input voltage

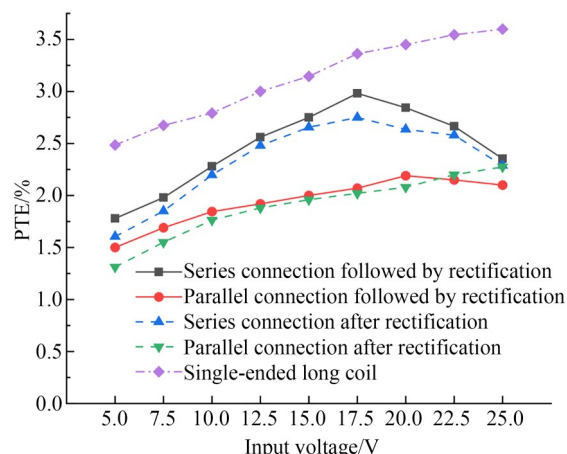


图9 不同拓扑结构线圈PTE随输入电压变化

Fig. 9 PTE of coils with different topologies versus input voltage

因素,所以接收线圈PTE相比仿真实验结果偏低,这可能是接收线圈安装位置存在偏差,而机械结构与线圈之间的布局也会相互干扰,这将导致磁场的衰减,进而降低PTE。但在输入电压较低时,仿真实验结果与实际实验的趋势一致。结合稳定性与PTE分析,最终选择整流后串联的拓扑结构。当发射电压为17.5 V,发射电流为2.04 A时,接收功率可达981 mW,传输效率为2.75%,根据文献[12]的结论,所提WPT系统既能满足生物电磁安全需求,又能为机器人提供充足的能量。

5.3 螺旋驱动式CRE整机实验

组装后的螺旋驱动式CRE如图7所示,为了削弱高频交变磁场的干扰以及减小机器人轴向长度,胶囊机器人各控制模块均放置在铁氧体磁芯内部,仅通讯天线伸出至磁芯外部,并通过热熔胶进行密封固定。各功能模块样品如图10所示,其中LED照明模块、视频图像模块以及能量管理模块依次排列于胶囊机器人前端;为了便于接线与配平电容,控制通讯模块以及电机控制模块依次排列于胶囊机器人后端。

由于人类肠道存在褶皱,机器人的运动通过螺旋驱动单元与肠道的反作用力实现,采用波纹管模拟肠道,测试了各模块在WPT系统复杂交变磁场环境中的性能以及机器人的运动状态。通过上位机的人机交互界面对机器人进行

出了兼顾效率以及稳定性的双端接收线圈拓扑。实验结果表明,当接收功率达到981 mW时,传输效率为2.75%,满足胶囊机器人系统的生物电磁安全性与供能需求。

未来的研究将聚焦于通过优化磁芯结构以及引入接收端阻抗匹配来提高系统效率,从而实现更高效的能量传输。

参考文献:

- [1] HUANG J J, LUCERO-PRISNO D E, ZHANG L, *et al.* Updated epidemiology of gastrointestinal cancers in East Asia[J]. *Nature Reviews Gastroenterology & Hepatology*, 2023, 20(5): 271-287.
- [2] GREENWOOD-VAN MEERVELD B, JOHN-SON A C, GRUNDY D. Gastrointestinal physiology and function [J]. *Handbook of Experimental Pharmacology*, 2017, 239: 1-16.
- [3] WITHERS P J, BOUMAN C, CARMIGNATO S, *et al.* X-ray computed tomography [J]. *Nature Reviews Methods Primers*, 2021, 1: 18.
- [4] LIANG Z T, LINDENROTH L, HASHEM R, *et al.* Magnetic resonance imaging-guided needle insertion robots: a review of systems for liver and kidney interventions [J]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2025, 32(2): 129-152.
- [5] STANZIOLA A, TOULEMONDE M, YILDIZ Y O, *et al.* Ultrasound imaging with microbubbles [J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2016, 33(2): 111-117.
- [6] WANG X F, XU H, REN Y L, *et al.* Advances in implantable capsule robots for monitoring and treatment of gastrointestinal diseases [J]. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 2025, 163: 100943.
- [7] FU Y M, LI Y, WU X Y, *et al.* Wireless electromagnetic tracking system for wireless capsule endoscope [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2025, 74: 2005213.
- [8] ELIAKIM R, FIREMAN Z, GRALNEK I M, *et al.* Evaluation of the PillCam Colon capsule in the detection of colonic pathology: results of the first multicenter, prospective, comparative study [J]. *Endoscopy*, 2006, 38(10): 963-970.
- [9] VALDASTRI P, WEBSTER R J, QUAGLIA C, *et al.* A new mechanism for mesoscale legged loco-

作者贡献声明:

文人庆:双端接收线圈设计,实验设计,数据整理和分析,论文构思和撰写;

颜国正:结构设计,论文审核与编辑写作,获取资助;

韩玓:参数优化,论文审核及获取资助;

姜萍萍、王志武:控制电路硬件设计指导。

motion in compliant tubular environments[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, 25(5): 1047-1057.

- [10] GAO J Y, ZHOU J S, HUANG P, *et al.* Characterizing the coefficient of friction between a capsule robot and the colon[J]. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 2024, 71(10): 2866-2876.

- [11] 汪炜, 颜国正, 王志武, 等. 肠道机器人扩张机构设计与优化[J]. *光学精密工程*, 2017, 25(7): 1815-1824.

WANG W, YAN G ZH, WANG ZH W, *et al.* Design and optimization of expanding mechanism of intestinal robot [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2017, 25(7): 1815-1824. (in Chinese)

- [12] WEN R Q, YAN G Z, HAN D, *et al.* Design and optimization of wireless power transfer system for capsule robot based on electromagnetic and thermal safety limitations [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2025, 394: 116905.

- [13] CHEN P, CHEN Q, JIANG Q R, *et al.* Online adaptive dynamic programming for optimal position control of magnetically actuated capsule[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2025, PP(99): 1-13.

- [14] CHEN P, HE X X, ZHU J H, *et al.* Data-driven control for magnetic actuation capsule: dynamic compensation and input constraints [J]. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 2025, 22: 4121-4133.

- [15] CAO Q, DENG R Y, PAN Y, *et al.* Robotic wireless capsule endoscopy: recent advances and upcoming technologies [J]. *Nature Communications*, 2024, 15: 4597.

- [16] 吴劲斌, 颜国正, 文人庆, 等. 多维无线能量传输系统的设计与优化[J]. *光学精密工程*, 2023, 31(15): 2218-2226.

WU J B, YAN G ZH, WEN R Q, *et al.* Design and optimization of multi-dimensional wireless power

- transmission system[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2023, 31(15): 2218-2226. (in Chinese)
- [17] 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. (in Chinese)
- [18] 孟一村, 颜国正, 汪炜, 等. 用于微型胃肠道胶囊机器人供能的U型发射线圈无线能量传输系统设计与实验[J]. *光学精密工程*, 2021, 29(8): 1881-1890.
- MENG Y C, YAN G ZH, WANG W, *et al.* Design and experiment: u-shaped transmitting coil wireless power transfer system for micro gastrointestinal capsule robot[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2021, 29(8): 1881-1890. (in Chinese)
- [19] LAN J Q, WEI R Y, XU X, *et al.* Novel inductively coupled wireless power transfer system based on modified birdcage coils for torso implanted medical devices[J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2025, 73(1): 641-649.
- [20] ZHANG H, LIU W, LI Z, *et al.* Pulse frequency modulation of 3D wireless power transfer for capsule endoscopy[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2025, 72(1): 308-317.
- [21] WEN R Q, YAN G Z, KUANG S, *et al.* Novel three-dimensional combined transmitting coils applied for gastrointestinal capsule robot[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2025, 383: 116188.
- [22] ZENG Y, CHEN G Y, LIAN H X, *et al.* Pose estimation of magnetically driven helical robots with eye-in-hand magnetic sensing[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2025, 10(5): 4604-4611.
- [23] KAZIMIERCZUK M. *High-Frequency Magnetic Components*[M]. John Wiley & Sons, 2013.

作者简介:



文人庆(1999—),男,湖南益阳人,博士研究生,2021年于哈尔滨工业大学获得学士学位,主要从事胃肠道胶囊机器人、无线能量传输技术的研究。
E-mail:wenrenqing@sjtu.edu.cn

通讯作者:



颜国正(1961—),男,湖南桃江人,教授,博士生导师,1993年于吉林工业大学获得博士学位,1995年于南京航空航天大学博士后出站,主要从事智能机器人、微小机电系统的研究。E-mail:gzhyan@sjtu.edu.cn