

文章编号: 1671-7449(2026)04-0507-08

J. Test Measur. Technol., 2026, 40(4): 507-514.

面向胶囊内镜的无线能量传输系统设计

卢晨智, 钱瑞琛, 朱可为, 李新宇, 高晋阳*

(中北大学 极限环境光电动态测试技术与仪器全国重点实验室, 山西 太原 030051)

摘要: 针对胶囊内镜的能量供应难题, 设计了一个无线能量传输系统。通过引入比吸收率与滞留功率作为约束条件, 保障了人体安全性。在发射端, 设计了 $\Phi 20$ cm的一维亥姆霍兹线圈, 通过理论计算与仿真分析, 在比吸收率限制下优化设计参数, 并采用全桥逆变电路在218 kHz下驱动, 最终实现稳定激发高均匀度的磁场。在接收端, 设计了尺寸为 $\Phi 10.14$ mm $\times$ 15.2 mm的三维正交线圈结构, 以最大化接收功率为目标, 在滞留功率限制下优化设计参数, 并通过整流与稳压环节调节感应电动势, 实现接收功率的最大化。实验验证表明, 该系统在保证人体安全的前提下, 能够稳定点亮450 mW的LED或驱动两个微型电机(扭矩20.41 mN $\cdot$ m, 转速40 r/min), 充分满足胶囊内镜的能量需求。该系统为胶囊内镜的无线能量传输提供了可靠的技术解决方案。

关键词: 无线能量传输; 胶囊内镜; 电磁生物安全性; 亥姆霍兹线圈

中图分类号: TH776

文献标识码: A

DOI: 10.62756/csjs.1671-7449.2026038

引用格式: 卢晨智, 钱瑞琛, 朱可为, 等. 面向胶囊内镜的无线能量传输系统设计[J]. 测试技术学报, 2026, 40(4): 507-514.

Lu Chenzhi, Qian Ruichen, Zhu Kewei, et al. Design of wireless power transmission system for capsule robot [J]. Journal of Test and Measurement Technology, 2026, 40(4): 507-514.

Design of Wireless Power Transmission System for Capsule Robot

Lu Chenzhi, Qian Ruichen, Zhu Kewei, Li Xinyu, Gao Jinyang*

(State Key Laboratory of Extreme Environment Optoelectronic Dynamic Measurement Technology and Instrument, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: A wireless power transfer system is designed to address energy supply challenges in capsule endoscopy. Biological safety is ensured by incorporating specific absorption rate (SAR) and retained power as dual constraints. On the transmitter side, a one-dimensional Helmholtz coil with a diameter of 20 cm was designed. Through theoretical calculation and simulation analysis, the design parameters were optimized under the SAR constraints. A full-bridge inverter circuit was employed to drive the coil at 218 kHz, ultimately achieving stable excitation of a highly uniform magnetic field. On the receiver side, a three-dimensional orthogonal coil structure measuring $\Phi 10.14$ mm $\times$ 15.2 mm was designed. With the goal of maximizing received power, its design parameters were optimized under the power deposition constraints. Furthermore, the induced electromotive force was regulated through rectification and voltage stabilization stages, thereby maximizing the received power. Experimental validation confirms the system safely sustains 450 mW LED illumination or drives dual micro-motors (20.41 mN $\cdot$ m torque, 40 r/min) while maintaining SAR compliance. The proposed system offers a reliable technical framework for wireless energy transfer in capsule endoscopic applications.

【收稿日期】2025-07-30

【修回日期】2025-10-17

【录用日期】2025-10-21

【基金项目】国家自然科学基金资助项目(52275038, 61803347); 山西省优秀青年培育项目(202203021224007)

【作者简介】卢晨智(2001—), 男, 硕士生, 主要从事无线能量传输研究。E-mail: SZ202306134@st.nuc.edu.cn.

*【通信作者】高晋阳(1990—), 男, 教授, 博士, 主要从事胶囊机器人、无线能量传输及相关电子电路研究。E-mail: gaojinyang@nuc.edu.cn.

Key words: wireless power transmission; capsule endoscopy; human tissue safety in magnetic field; Helmholtz coil

0 引言

据统计, 2020-2024年胃癌全球新发病例108万/年(占全球癌症病例的5.6%), 居恶性肿瘤第5位, 死亡率-发病率比(Mortality-to-Incidence Ratio, MIR)高达0.71; 2020-2024年结直肠癌全球新发148万例(占全球癌症病例9.5%), 居恶性肿瘤第3位, MIR为0.50^[1]。早诊早治是胃癌最有效的应对手段。目前, 胶囊内镜(Capsule Endoscopy, CE)在胃肠道微创诊察和并发症风险防控方面具有显著优势^[2]。

由于CE功能的丰富发展, 传统纽扣电池的供能方式已难以满足高功耗模块的能量需求, 因此, 无线能量传输(Wireless Power Transfer, WPT)技术成为CE供能研究的核心方向。目前面向CE的WPT系统主要存在两种实现策略: 采用一维发射线圈(One-Dimensional Transmitter Coil, 1DTC)激励均匀交变磁场(Alternating Magnetic Field, AMF), 配合CE内部的三维接收线圈(Three-Dimensional Receiver Coil, 3DRC)实现能量传输^[3-6]; 通过多维发射线圈(Transmitter Coil, TC)激发全向AMF, 由CE内部的一维接收线圈(One-Dimensional Receiver Coil, 1DRC)接收能量^[7-10]。然而, 多维TC方案的实现面临巨大困难: 一方面, 其子线圈间的互感干扰难以消除, 导致精确控制TC中的电流十分困难; 另一方面, 多维TC激发的磁场方向需依据CE实时姿态动态调整, 目前尚缺乏在WPT工作环境下可靠的CE姿态检测方法。因此, 基于1DTC与3DRC的方案仍是目前最可行的实现策略。此外, 面向CE的WPT系统应在保障患者安全的前提下, 为CE提供充足的感应能量供给。

1 系统介绍

本文所设计的针对CE的WPT系统采用磁耦合式, 由人体外部的发射端和CE内部的接收端组成。系统等效电路图如图1所示。

发射端由串联谐振电路(Series Resonance Circuit, SRC)、信号发生器及全桥逆变器组成。其中, SRC包含一维发射线圈(由自感 L_t 、交流电阻 R_t 与寄生电容 C_p 表示)、调谐电容 C_t 与可调电感 L_{tc} 。信号发生模块产生218 kHz的方波信号, 此频率已在

该方向广泛应用^[11], 同时该频率已经证实对WPT系统的效率与安全性具有明显优势^[12]。该信号驱动全桥逆变器实现直流-交流转换。当逆变器输出加载至SRC时, SRC的频率选择特性使发射线圈中生成正弦激励电流, 从而在线圈周围激发218 kHz的AMF。AMF的幅值通过 V_{DC} 进行控制。

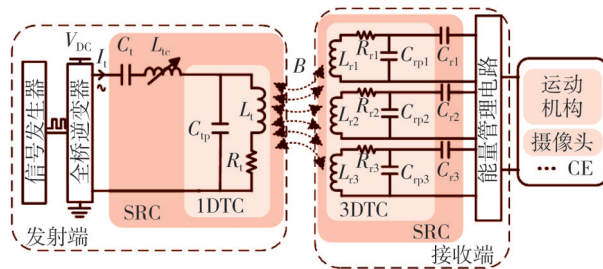


图1 系统等效电路图

Fig. 1 Equivalent circuit diagram of system

接收端由SRC和电能管理电路两个部分组成。SRC包含3DRC(由自感 L_{r1} 、 L_{r2} 和 L_{r3} , 交流电阻 R_{r1} 、 R_{r2} 和 R_{r3} , 及寄生电容 C_{rp1} 、 C_{rp2} 和 C_{rp3} 表示)和调谐电容(C_{r1} 、 C_{r2} 和 C_{r3})。接收端单维等效电路如图2所示, SRC可以等效为一个阻值为 R_s 的电阻和一个电压为 ϵ_{rms} 的电压源串联, ϵ_{rms} 为接收线圈的感应电动势, P_{RS} 为接收线圈滞留功率。电能管理电路通过全桥整流器和低压差线性(Low Drop Out, LDO)稳压器对感应电动势进行整流和稳压, 最终为负载 R_L (CE各能耗模块)提供稳定的工作电压, 其中, V_{FD} 为全桥整流器中二极管压降, V_1 与 V_0 分别为稳压前后的电压。

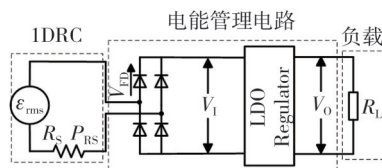


图2 接收端单维等效电路

Fig. 2 Equivalent circuit of single-axis receiver

2 发射端设计

2.1 发射线圈电磁暴露安全性

发射线圈在工作时会产生AMF, 当人体组织暴露在AMF中时, 会同时产生热效应和非热效应。热效应是指人体组织在AMF作用下因电磁能量吸收导致的温度升高现象^[13]。非热效应则指时变磁场引发的非温度相关性生物效应, 主要包括: 细胞膜通

透性改变^[14]、血液成分变化(如血细胞形态/数量改变)^[15],以及视觉系统功能暂时性障碍等。为避免上述生物效应风险,引入了比吸收率(Specific Absorption Rate, SAR)作为量化指标。对于频率为几十万赫兹的AMF,将更严格的0.08 W/kg局部比吸收率限值作为安全标准^[16]。SAR的计算表达式为

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho} \leq 0.08 \text{ W/kg}, \quad (1)$$

式中: E 为人体内电场强度; σ 和 ρ 分别为暴露于磁场内人体组织的电导率和质量密度。根据法拉第电磁感应定律, E 和 AMF 磁通密度 B 的关系为

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t}, \quad (2)$$

式中: ∇ 为散度算子。

式(2)和式(3)表明,控制AMF的振幅可以确保SAR符合安全限值。为了观察AMF的振幅对SAR的影响,如图3所示,使用3DMAX软件对人体及其部分器官进行建模,其中模型的几何参数如表1所示。对建立的人体模型使用COMSOL软件进行仿真,其中人体组织的电参数设置为表2,而对于血液、骨骼、脂肪和皮肤等未建模器官使用肌肉电参数的2/3代替^[17-18]。

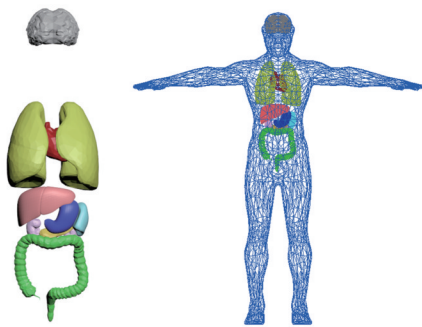


图3 部分器官与人体建模

Fig. 3 Organ-specific and systemic human body modeling

表1 高精度人体模型参数

Tab. 1 High precision human body model parameters

生物组织	长/m	宽/m	高/m	体积/m ³
大脑	0.149	0.161	0.103	0.011 3
心脏	0.086	0.078	0.103	0.002 7
肾脏	0.147	0.041	0.066	0.001 1
大肠	0.206	0.126	0.249	0.003 7
肝脏	0.161	0.112	0.114	0.004 3
脾	0.045	0.077	0.093	0.001 2
胃	0.096	0.058	0.094	0.001 9
肺	0.264	0.184	0.244	0.010 9
胰脏	0.098	0.031	0.045	0.000 3
躯干	1.601	0.028	1.705	0.070 5

表2 人体组织电参数(@218 kHz)

Tab. 2 SAR simulation results under varying transmitter coil drive currents (@218 kHz)

生物组织	介电常数/(F·m ⁻¹)	电导率/(S·m ⁻¹)	质量密度/(g·cm ⁻³)
大脑	2 200	0.162	1.046
心脏	5 660	0.242	1.081
肾脏	5 210	0.191	1.049
大肠	3 070	0.256	1.088
肝脏	4 940	0.109	1.079
脾	3 390	0.130	1.089
胃	2 420	0.541	1.088
肺	1 580	0.114	0.394
胰脏	2 760	0.544	1.087
肌肉	6 150	0.388	1.090

表3展示了不同发射线圈驱动电流下,发射线圈中心的交变磁场幅值 $|B|$ 、人体模型SAR的最大值及位置。

表3 不同驱动电流下的SAR仿真结果(@218 kHz)

Tab. 3 SAR simulation results under varying transmitter coil drive currents (@218 kHz)

I/A	$ B /GS$	SAR最大值/(W·kg ⁻¹)	SAR最大值出现位置
1.0	1.12	0.04	臀裂
1.1	1.24	0.05	臀裂
1.2	1.35	0.06	臀裂
1.3	1.46	0.08	臀裂

仿真结果表明多种电流幅值下,人体模型中SAR的最大值均出现在臀裂位置。结合人体组织SAR安全限值($\leq 0.08 \text{ W/kg}$),可确定交变磁场的幅值上限为1.46 GS,该幅值下驱动电流上限值为1.3 A。由此将交变磁场的电磁安全性约束转化为对发射线圈驱动电流的约束,为

$$|B| \leq 1.46 \text{ GS @218kHz} \Rightarrow I \leq 1.3 \text{ A}. \quad (3)$$

图4呈现了当驱动电流为1.3 A时,人体模型中的SAR仿真分布。结合胶囊内镜实际工作区域,1DTC被放置在人体腹部区域。根据仿真结果,由于线圈附近的交变磁场幅值较大导致线圈附近体表的SARR较大,SAR的最大值出现在人体模型的臀裂位置。

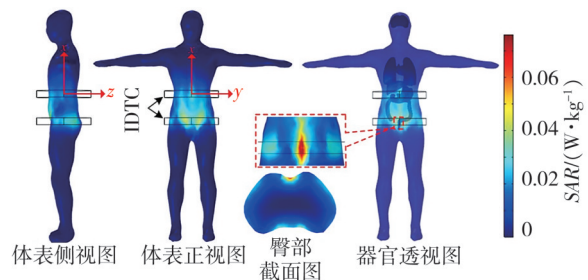


图4 人体SAR仿真

Fig. 4 SAR simulation in human body models

2.2 发射线圈设计

为确保CE在工作过程中获得稳定的能量供给,发射线圈需要产生高度均匀的AMF。

为此,需引入磁场均匀度指标对AMF的分布特性进行量化评估,其定义为

$$U(X, Y, Z) = \left| 1 - \frac{|B(X, Y, Z)| - |B(0, 0, 0)|}{|B(0, 0, 0)|} \right| \times 100\%, \quad (4)$$

式中: $B(X, Y, Z)$ 为任意点的磁通密度; $B(0, 0, 0)$ 为发射线圈内部中心点的磁通密度。当 $U \geq 90\%$, 磁场可以被认为是均匀的。

基于磁通密度与发射线圈几何参数的关系,

$$\mathbf{r}_p = \left[X - \left(k_p - \frac{N+1}{2} \right) d - \frac{D}{2}, Y - L \cos \theta_p, Z + L \sin \theta_p \right], \quad (6)$$

$$\mathbf{r}_q = \left[X - \left(k_q - \frac{N+1}{2} \right) d + \frac{D}{2}, Y - L \cos \theta_q, Z + L \sin \theta_q \right]. \quad (7)$$

根据式(5)~式(7),可以发现均匀AMF区域的大小主要取决于 L 与 D 。为满足临床需求,需要在 XOY 平面上激发尺寸至少为 $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ 的均匀AMF区域。同时,发射线圈的结构设计需为不同体型患者提供充足的躺卧空间。因此,本文的发射线圈参数如表4所示。

表4 发射线圈设计参数

Tab. 4 Design parameters of transmitting coil

参数	数值
半径 L/cm	20
匝数 N	25
两个子线圈之间距离 D/cm	10
绕线直径/ mm	2
等效串联电感@218 kHz/ μH	1 068.73
等效串联电阻@218 kHz/ Ω	1.755 82
品质因数@218 kHz	833.73

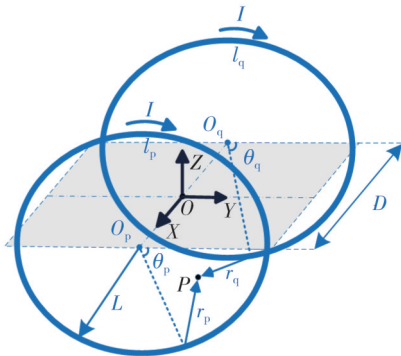


图5 1DTC的等效单匝模型

Fig. 5 Equivalent single-turn model of the 1DTC

建立AMF空间分布的数学模型,从而构建均匀磁场区域。图5所示为发射线圈的简化模型,其中前后子线圈分别表示为 l_p 和 l_q 。根据毕奥-萨伐尔定律,发射线圈激发的AMF磁通密度可表示为

$$\begin{cases} B = B_p + B_q, \\ B_p = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \sum_{k_p=1}^N \int_0^{2\pi} \frac{LY \cos \theta_p - LZ \sin \theta_p - L^2}{|\mathbf{r}_p|^3} d\theta_p, \\ B_q = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \sum_{k_q=1}^N \int_0^{2\pi} \frac{LY \cos \theta_q - LZ \sin \theta_q - L^2}{|\mathbf{r}_q|^3} d\theta_q, \end{cases} \quad (5)$$

式中: B_p 和 B_q 为 l_p 和 l_q 激发的AMF的磁通量密度; I 为发射线圈的驱动电流; L 、 D 和 N 的定义参见表4; $\mathbf{r}_p$ 和 $\mathbf{r}_q$ 为线圈上电流微元到 OXYZ 内任意点 $P(X, Y, Z)$ 的向量,可表示为

图6显示了发射线圈采用表4所列的设计参数时,使用COMSOL软件进行仿真和使用式(5)计算的AMF通量强度的分布。根据图6(a)左侧的 B 仿真结果分布图和图6(b)的 B 计算结果相比,仿真和计算值相互吻合,证实了分析AMF模型的正确性。根据计算结果和式(4),进一步计算了 U 并证明发射线圈可以激发 $20 \text{ cm} \times 22 \text{ cm}$ 的均匀区域,满足了预期目标。需要注意的是,增加发射线圈的大小可以扩大均匀区域,但这将导致传输效率急剧下降。

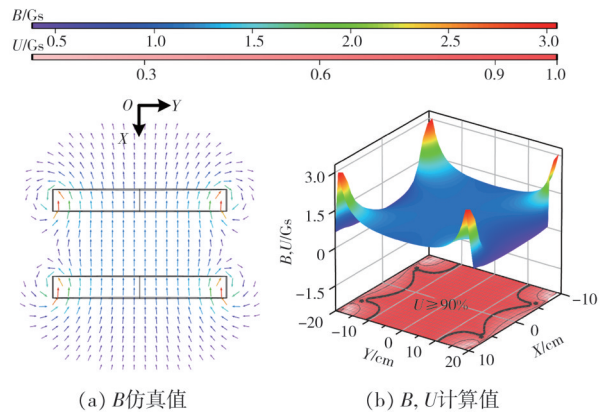


图6 AMF磁通密度的仿真值和计算值

Fig. 6 Simulated value and calculated value of AMF magnetic flux density

2.3 驱动电路设计

为激发稳定AMF,需设计能够产生精确可控

的交流驱动电压的驱动电路。如图 7(a) 所示, 该驱动电路由脉冲宽度调制 (Pulse Width Modulation, PWM) 控制器、光电耦合器、MOSFET 驱动器、全桥逆变器、程控电源和谐振回路组成。其中, PWM 控制器用于产生 4 个同步栅极控制信号 (Q_1 、 Q_2 、 Q_3 和 Q_4); 光电耦合器实现电气隔离; MOSFET 驱动器根据栅极控制信号驱动全桥逆变器中的功率 MOSFET; 全桥逆变器将直流电压转换为特定频率的交流电压; 程控电源用于生成直流电压并调控交流电压幅值; 谐振回路则由谐振电容、可调电感和发射线圈共同构成。通过接入谐振电容和可调电感, 系统在由于环境变化导致失谐时能够重新谐振, 从而提高工作稳定性。图 7(b) 中垂直的灰色条表示死区时间^[19], 该时间通过 PWM 控制器外围电阻进行控制, 可有效避免同一半桥中的两个 MOSFET 同时导通。图 7(c) 展示了驱动电路实物图, 其中使用多个程控电源是为了给不同工作电压的功能芯片供电。

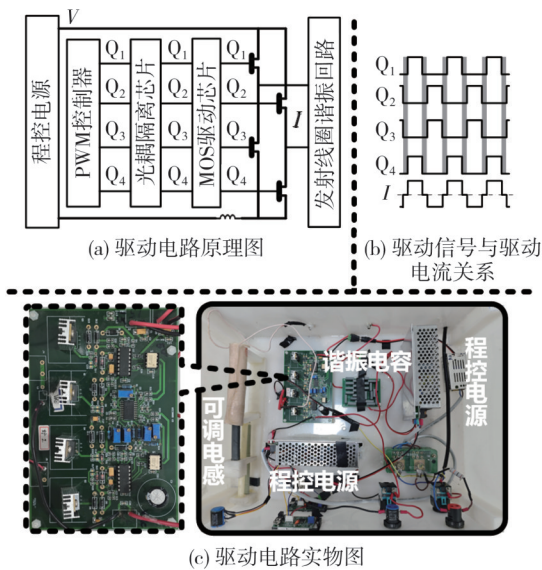


图 7 驱动电路设计图

Fig. 7 Driver circuit design diagram

3 接收端设计

3.1 接收线圈温升安全性

接收线圈因其内阻会产生滞留功率 P_{RS} 而引发发热效应, 使接收线圈温度上升。人体肠道黏膜作为热敏感组织, 其温度安全阈值被限定为 $42.5\text{ }^{\circ}\text{C}$, 超过此温度将导致组织蛋白变性等病理改变。为满足人体安全性要求, 需要限制接收线圈的滞留功率。对于图 2, 接收线圈的滞留功率

可表示为

$$P_{RS} = \frac{\pi^2 V_0^2 R_s}{8 R_L^2} \quad (8)$$

根据生物热传导理论^[20], 接收线圈的温升效应与其单位面积滞留功率 P_{RSU} 呈正相关。本文设计的 3DRC 在工作时仅有磁芯外周的环形线圈 (图 8 所示) 与肠壁组织直接接触。因此, 温升安全性分析只需针对该环形线圈进行考虑。对于该环形线圈, 其轴向长度可等效表征其散热面积。基于此, 可将 P_{RSU} 重新表述为单位轴向长度的滞留功率,

$$P_{RSU} = \frac{P_{RS}}{W}, \quad (9)$$

式中: W 为 3DRC 的长度, P_{RSU} 的上限可以通过实验装置来测量。长度 9.12 mm 、外径 13.56 mm 、匝数 200 且直流电阻 $7.97\text{ }\Omega$ 的空心圆形线圈 P_{RSU} 上限值为 70 mW/mm ^[21]。因此

$$P_{RSU} \leq 70\text{ mW/mm} \quad (10)$$

3.2 接收线圈优化设计

CE 在工作时, 其姿态会随机变化, 为了保证在多种姿态下均能稳定感应到能量, 接收线圈采用 3DRC 结构, 并通过添加磁芯增大感应电动势。如图 8(a) 所示, 该实心三维接收线圈由圆柱状磁芯嵌装 3 个正交线圈 (矩形线圈 a、b 及环形线圈 c) 构成。如图 8(b) 所示, 磁芯圆柱侧面及两个端面均设有规则分布的凹槽结构, 其中磁芯长度为 L_{core} , 凹槽处的磁芯长度为 $L_{\text{core}1}$ 。磁芯凹槽的尺寸参数与主体尺寸保持特定的比例关系, 磁芯直径为 D_{core} , 凹槽处的磁芯宽度为 $0.8D_{\text{core}}$, 凹槽宽度为 $0.4D_{\text{core}}$, 确保绕组具有充足的绕线空间。

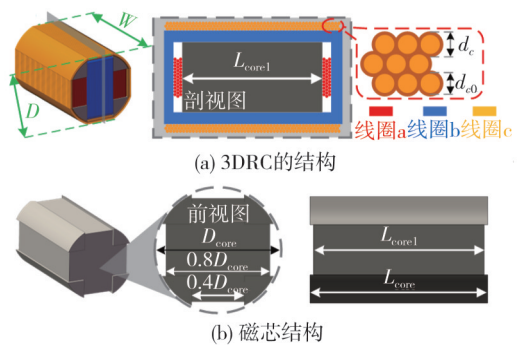


图 8 3DRC 的结构和磁芯结构

Fig. 8 Structure of 3DRC and magnetic core

三维接收线圈的设计应在满足式(4)和式(9)下, 以最大化全桥整流器输入功率 P_{FB} 为目标, 对实心三维接收线圈进行优化。由于三维线圈是并联连接, 最大化 P_{FB} 即是最大化线圈 c、a 和 b 的输出功率 P_c 、

P_a 和 P_b 。优化流程如图9所示,在可用空间确定时(即 D 和 W 一定),各线圈的设计参数均可唯一确定。

同时,为避免输出功率波动, P_a 、 P_b 和 P_c 的最大值应尽量相等,优化中进行了两次功率差判断。当功率差大于100 mW时,需要从线圈c开始重新优化,重新优化前需将 D_{core} 增加微量 Δ ,在应用中微量 Δ 取0.1 mm。

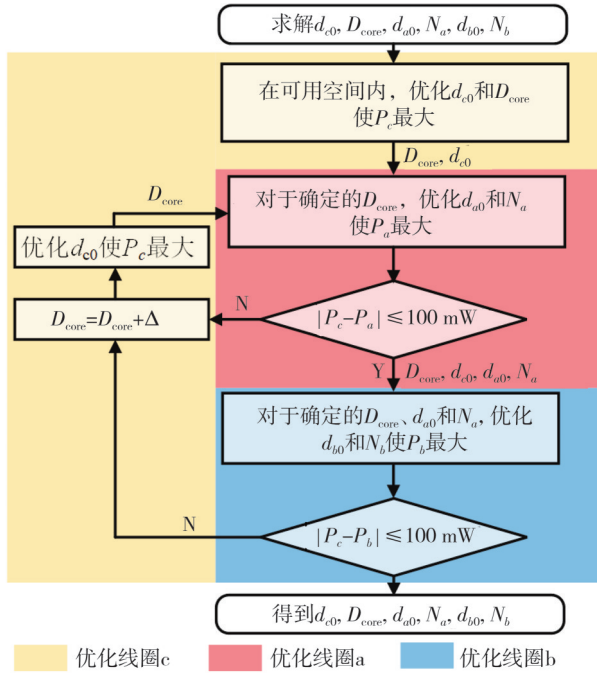


图9 实心三维接收线圈设计流程
Fig. 9 Development workflow for solid three-dimensional receiver coil

基于图9所示设计流程,可以确定实心三维接收线圈优化设计参数,基于优化参数绕制了如图10所示的实心三维接收线圈原型,实测参数如表5所列。

表5 实心三维接收线圈设计参数

Tab. 5 Design parameters of solid-core 3D receiver coil

线圈	漆包线 直径/mm	匝数/匝	线圈 厚度/mm	等效串联 电阻/ Ω
线圈a	0.15	115	0.456	6.89
线圈b	0.15	115	0.456	7.86
线圈c	0.15	81	0.456	5.50

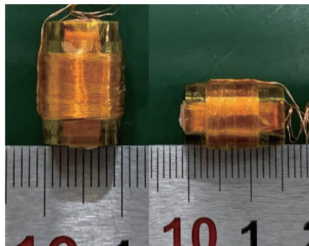


图10 3DRC实物
Fig. 10 Prototypes of 3DRC

3.3 电能管理电路设计

为保证CE工作电压的稳定,需要设计一个能量管理电路对 ϵ_{rms} 进行整流和稳压。图11为能量管理电路实物图,该电路由3个全桥整流器和1个LDO稳压器构成。全桥整流器选用BAS4002A,此芯片在仅3 mm×2 mm的封装内通过集成4个肖特基二极管形成整流桥。利用肖特基二极管前向导通压降低的特性,该设计能够有效降低交流到直流转换过程中的能量损耗。

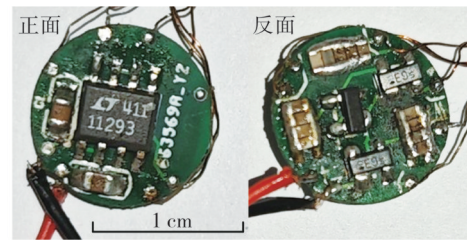


图11 电能管理电路实物
Fig. 11 Prototypes of power management module

LDO稳压器选用LT1129-3.3(尺寸为4 mm×3 mm)。其作用是将整流输出的电压进一步调节并稳定为低噪声(仅20 μV_{rms})的3.3 V直流电压,为CE的负载供电。

4 系统测试

为评估本文所设计WPT系统的性能,设计了两个实验进行测试。实验一,通过将3DRC、电能管理电路与一个功耗为450 mW的LED集成在一个简易的CE,模拟高功耗CE的应用场景。该系统的负载能力与国内最近的研究基本相同^[22]。

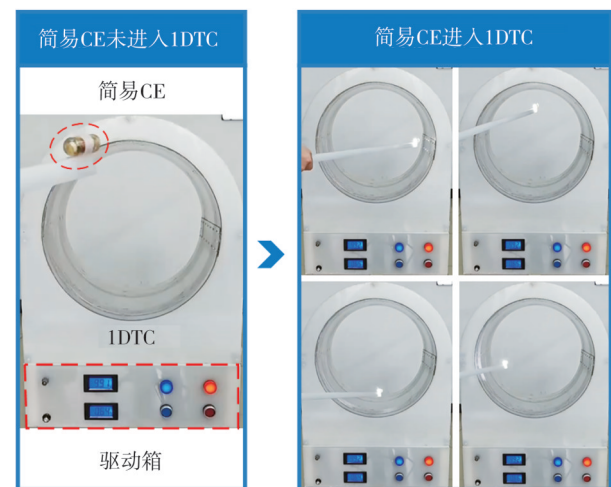


图12 WPT为LED供电
Fig. 12 WPT powers LED

实验过程如图 12 所示, CE 在多个位置和姿态下都能稳定的感应到能量, 且 LED 工作稳定。结果表明, 本 WPT 系统能够稳定地传输 450 mW 能量, 具备为高功耗 CE 持续提供能量的能力。

实验二, 接收端集成 3DRC、电能管理电路、无线通信电路和两个微型电机(扭矩 20.41 mN·m, 转速 40 r/min), 模拟具有主动运动功能的 CE。主动运动为 CE 发展的重要方向^[23]。实验过程如图 13 所示, 两个微型电机均能正常工作, 且能够完成正转、停止和反转的基本功能。该实验结果可以表明, 本文设计的 WPT 系统能够驱动两个驱动电机, 为未来的 CE 的主动运动提供能量基础。

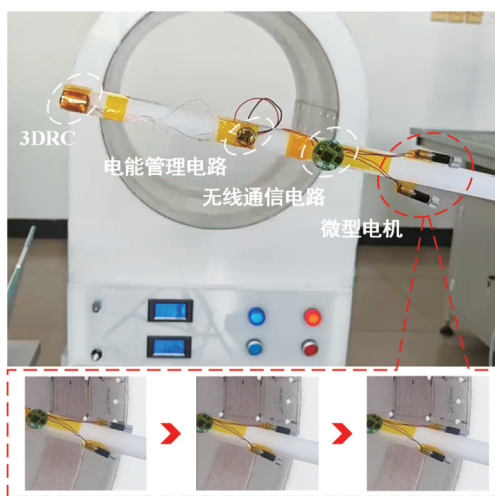


图 13 WPT 驱动微型电机

Fig. 13 WPT driven micro-motor actuation

5 结 论

本研究设计了一种面向 CE 的 WPT 系统, 有效解决了 CE 的供能难题。通过将比吸收率与接收线圈温升转化为发射线圈驱动电流与接收线圈滞留功率的约束指标, 保障了系统的人体安全性。

发射端采用一维亥姆霍兹线圈结构, 通过建立 AMF 空间分布的数学模型, 进而对设计参数进行优化, 实现了激发满足应用要求大小的均匀磁场区域。接收端采用三维正交线圈结构, 对关键几何参数进行优化。通过实验表明, 该系统能够安全并稳定地为 CE 提供 450 mW 的能量, 或同时能够成为未来 CE 主动运动功能的能量基础。本研究不仅为 CE 的供能问题提供了安全可靠的解决方案, 发射线圈和接收线圈结构和参数设计也可拓展至其他植入式医疗设备的 WPT 系统设计中。

利益冲突声明/Conflict of Interests

所有作者声明不存在利益冲突。

All authors declare no relevant conflict of interests.

参考文献

- [1] Begum H, Sheikh K, Kumar M, et al. International cancer burden analysis 2020-2024: GLOBOCAN-derived estimates of incidence and mortality for 30 malignancies in 190 geographic regions[J]. American Journal of BioMedicine, 2025, 13(1): 1-18.
- [2] Akpunonu B, Hummell J, Akpunonu J D, et al. Capsule endoscopy in gastrointestinal disease: evaluation, diagnosis, and treatment[J]. Cleveland Clinic Journal of Medicine, 2022, 89(4): 200-211.
- [3] Carta R, Thoné J, Puers R. A wireless power supply system for robotic capsular endoscopes [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2010, 162(2): 177-183.
- [4] 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.
- [5] Zhuang H, Wang W, Yan G. Ferrite concentrating and shielding structure design of wireless power transmitting coil for inductively coupled capsule robot [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2023, 17(1): 45-53.
- [6] Gao J, Tian S, Yuan C, et al. Design and optimization of a novel double-layer Helmholtz coil for wirelessly powering a capsule robot [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2024, 39(1): 1826-1839.
- [7] Gao J, Zhou J, Yuan C, et al. Stable wireless power transmission for a capsule robot with randomly changing attitude [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2023, 38(2): 2782-2796.
- [8] Zhang H, Li Z, Lee C K. Transmitter adaptation and wireless power control for capsule endoscopy [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2024, 39(4): 4884-4894.
- [9] Zhang H, Lee C K, Li Z. Six degrees of freedom tracking and wireless charging for capsule endoscopy [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2025, 72(4): 3643-3652.
- [10] Han D, Wen R, Yan G, et al. Stable wireless power transfer system for capsule robot using three-dimensional hybrid transmitting coil pairs [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2025, 40(6): 8824-8833.

- [11] Zhou Y, Liu C, Huang Y. Wireless power transfer for implanted medical application: a review[J]. *Energies*, 2020, 13(11): 2837.
- [12] Jia Z, Yan G, Liu H, et al. The optimization of wireless power transmission: design and realization [J]. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2012, 8(3): 337-347.
- [13] 张星辉, 何钰, 徐行可. 任意两共轴圆线圈间的互感系数及磁感线的分布[J]. *大学物理*, 2007, 26(7): 21-24. Zhang Xinghui, He Yu, Xu Xingke. The mutual inductance of any two coaxial circular coils and the distribution of the magnetic induction line from the system [J]. *College Physics*, 2007, 26(7): 21-24. (in Chinese)
- [14] Stuchly M A. Electromagnetics in biology and medicine foreword [J]. *Radio Science*, 1995, 30 (1) : 149-150.
- [15] 朱勇. 电动汽车无线充电系统建模与电磁安全性研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2016: 25. Zhu Yong. Study on modeling of wireless charging system for electric automotive and electromagnetic safety [D]. Chongqing: Chongqing University, 2016: 25. (in Chinese)
- [16] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz) [J]. *Health Physics*, 1998, 74(4): 494-522.
- [17] 高晨. 面向胶囊诊查机器人的无线能量传输技术研究[D]. 太原: 中北大学, 2023: 33. Gao Chen. Research on wireless power transmission technology for capsule diagnostic robot [D]. Taiyuan: North University of China, 2023: 33. (in Chinese)
- [18] Harris L R, Zhadobov M, Chahat N, et al. Electro-magnetic dosimetry for adult and child models within a car: multi-exposure scenarios [J]. *International Journal of Microwave and Wireless Technologies*, 2011, 3 (6): 707-715.
- [19] Kavimandan U D, Galigekere V P, Ozpineci B, et al. The impact of inverter dead-time in single-phase wireless power transfer systems [J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2022, 37(1): 1074-1089.
- [20] Zhao J, Zhang J, Kang N, et al. A two level finite difference scheme for one dimensional Pennes' bioheat equation [J]. *Applied Mathematics and Computation*, 2005, 171(1): 320-331.
- [21] Gao J, Yan G, Wang Z, et al. A capsule robot powered by wireless power transmission: design of its receiving coil [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2015, 234: 133-142.
- [22] Gao J, Lu C, Li X, et al. Alternating-excitation wireless power transfer for next-generation capsule endoscope [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2026: 1-13.
- [23] Cao Q, Deng R, Pan Y, et al. Robotic wireless capsule endoscopy: recent advances and upcoming technologies [J]. *Nature Communications*, 2024, 15: 4597.