

DOI: 10. 19650/j. cnki. cjsi. J2412522

新型三维组合式发射线圈的设计与实验*

文人庆^{1,2,3}, 邝 帅^{1,2,3}, 颜国正^{2,3}, 韩 玎^{2,3}, 姜萍萍^{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;
3. 上海交通大学生物医学工程学院 上海 200240)

摘 要:多维无线电力传输是胃肠道胶囊机器人发展的关键。为了解决新型胶囊机器人功能不断增加,而传统三维接收线圈占用内部空间过大的问题,本文提出了一种三维组合式发射线圈,能够通过调制通过各维线圈的电流来产生动态的三维磁场。本文首先介绍了无线供能系统的工作原理,然后对发射系统产生的空间磁场进行了有限元分析。最后利用搭建的实验平台进行实验,验证了仿真结果的准确性并确定了接收线圈感应最大接受电压的姿态。试验结果表明,当发射系统在中心点处产生相等的三维磁场分量时,负载接收能量超过 630 mW。此外,发射系统附近边缘区域的位置稳定性超过 80%,确保胶囊机器人能够平稳的运行。

关键词: 胃肠道胶囊机器人; 无线能量传输系统; 三维发射线圈; 功率传输稳定性; 接收功率

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 the new three-dimensional combined transmitting coil

Wen Renqing^{1,2,3}, Kuang Shuai^{1,2,3}, Yan Guozheng^{2,3}, Han Ding^{2,3}, Jiang Pingping^{1,2}

(1. School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China; 2. Shanghai
Engineering Research Center of Intelligent and Rehabilitation Technology, Shanghai 200240, China;

3. School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: Multi-dimensional wireless power transmission is the key to the development of gastrointestinal capsule robots. To solve the problem that the functions of new capsule robots are increasing, and the traditional three-dimensional receiving coils take up too much internal space, this article proposes a three-dimensional combined transmitting coil that is able to generate a dynamic three-dimensional magnetic field by modulating the currents passing through each dimensional coil. Firstly, the working principle of the wireless energy supply system is introduced. Then, a finite element analysis of the spatial magnetic field generated by the transmitting system is implemented. Finally, experiments are conducted by using the constructed platform to evaluate the accuracy of the simulation results and determine the attitude of the receiving coil to sense the maximum receiving voltage. The experimental results show that the load-received energy exceeds 630 mW when the transmitter system generates equal three-dimensional magnetic field components at the center point. In addition, the positional stability of the edge region near the transmitter system exceeds 80%, which ensures that the capsule robot can operate smoothly.

Keywords: gastrointestinal capsule robot; wireless power transfer system; three-dimensional power transmitting coil; power transfer stability; receiving power

0 引 言

胃肠道恶性肿瘤的发病率和死亡率呈逐年增长的趋

势,据中华医学杂志发布的 2022 年统计数据,胃癌和结直肠癌共占 2022 年癌症新增病例的 22.85%,并占癌症相关死亡数的 22.11%^[1]。消化道疾病发病率的上升引起了人们的关注,而早期发现对于有效预防,治疗和降低

收稿日期:2024-02-25 Received Date: 2024-02-25

* 基金项目:国家自然科学基金项目(62273225,62103263)、上海市科委项目(21ZR1429900)、中国博士后科学基金项目(2022M712093)资助

并发症或患病风险至关重要。与导管式内窥镜为代表的传统诊察方法相比,微型胃肠道机器人(capsule robot, CR)引发了医学领域的一场无创,低干预诊断革命^[2-3]。

随着研究的深入,新型 CR 被赋予了主动运动,药物释放,组织活检等先进功能^[4-5]。然而,随着对电力需求的增加,CR 在工作时的功耗超过 500 mW^[6]。目前使用的微型纽扣电池受容量及体积限制,输出功率被限制在 25 mW 左右,无法满足 CR 的正常工作需求。为了应对上述挑战,无线能量传输(wireless power transfer, WPT)技术成为一种潜在解决方案^[7-9]。

在 WPT 系统中,能量经过磁场耦合从体外的能量发射线圈(power transmitting coil, PTC)传递到体内的能量接收线圈(power receiving coil, PRC)。然而,目前用于 CR 的 WPT 系统仍面临诸多挑战:

1) PTC 与 PRC 之间尺寸差距悬殊,导致耦合系数小,相较于其他 WPT 应用,能量传输效率(power transfer efficiency, PTE)较低;

2) CR 内部空间狭窄,限制了接收线圈的尺寸;

3) CR 在胃肠道内的姿态和位置不断变化,要求 WPT 系统具备多维能量传输功能;

为确保在任意姿态下,集成在 CR 内部的 PRC 均能接收到充足的能量,研究者们展开了大量工作。目前最常见的解决方案是采用“一维 PTC+三维 PRC”框架。一维 PTC 的类型包括亥姆霍兹线圈^[10-12],单螺旋线圈^[13],双层螺旋管对^[14],组合螺旋线圈^[15-16],平面螺旋线圈^[17-18]中,亥姆霍兹线圈由于其优秀的磁场均匀性而受到广泛关注。

然而,上述框架中使用的三维 PRC^[19]占用大量内部空间,极大挤占了机械结构,摄像头和相关电路的设计空间,存在能量管理电路复杂,与运动机构难以配合等问题,导致 CR 无法搭载更多功能模块,只具备简单的诊察功能,不符合智能医疗仪器功能多样化的趋势。相比之下,一维 PRC 已被证明在缩小尺寸和匹配运动机制方面具有良好的效果^[20],多维 PTC 与一维 PRC 的组合将更有利于 CR 结构的微型化和集成化。

近年来,在多维 PTC 领域也涌现了许多研究成果^[21-24]。例如,文献[23]提出了一种仅由一对 PTC 和一个一维 PRC 组成的全向 WPT 系统,并采用基于接收电压跟踪的控制策略,以动态调节 PTC 的旋转,从而产生三维旋转磁场。文献[24]搭建了一个可旋转的二维 PTC,结合所提出的姿态检测方法,在三维空间中激发了一个均匀,定向和可控的磁场。然而,在实际应用过程中,所有这些研究都面临着挑战,如 PTC 尺寸小,适用人群有限以及空间磁场均匀性较差,导致有效区域较小。当接收线圈位于不同位置时,为避免感应电动势的跳变,接收到的能量需要尽可能均匀一致,以防止电路元件受

损,同时减少图像噪声,避免误诊。为适应患者体型,扩大 CR 运动范围,有必须研究尺寸更大,均匀性更好的多维 WPT 系统。

本文提出了一种相对简单的产生三维空间磁场的方案,设计了一种结构紧凑的三线线圈组组合式发射结构。参考核磁共振仪的结构,扩大发射线圈尺寸为 $\Phi 63 \text{ cm} \times 80 \text{ cm}$,适用于绝大多数患者。通过调节三维发射线圈的电流比值,可以产生不同方向的空间磁场。对本文所提出的发射结构在空间中产生电磁场进行了理论推导及有限元仿真,并通过实验测试验证了该 WPT 系统的能够满足 CR 的功率需求。

1 WPT 系统整体概述

1.1 WPT 系统原理

本文使用的 WPT 系统利用电磁感应原理实现能量传输,主要分为体外的发射回路和体内的接收回路两部分,等效电路模型如图 1 所示。

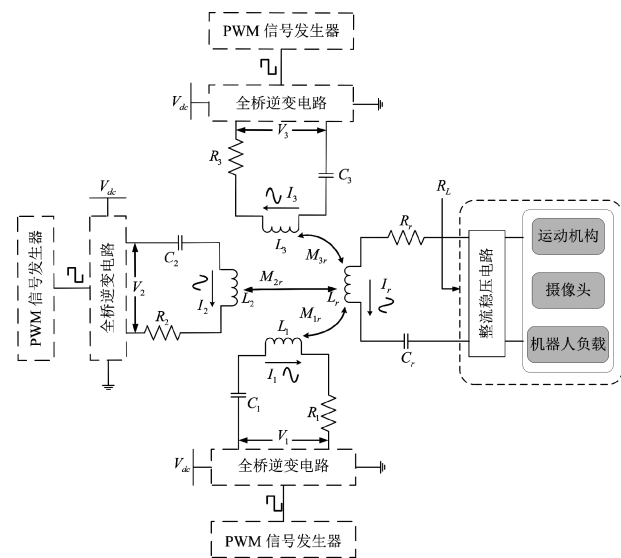


图 1 等效电路图

Fig. 1 Equivalent circuit diagram

发射电路位于人体外部,由 3 部分组成:信号发生器,全桥逆变器以及串联谐振回路(serial resonant circuit, SRC)。由脉冲宽度调制(pulse width modulation, PWM)发射器产生的方波信号用于控制将直流电压 V_{dc} 转换为交流电压 V_i 的全桥逆变电路。SRC 由一个可调电容器 $C_i (i=1, 2, 3)$ 和一对发射线圈 PTC_i 组成。根据集总参数模型,可将 PTC_i 简化为有效电感 L_i 与串联电阻 R_i ,调整 C_i 可以确保在特定频率 f 下谐振。当对 SRC 施加交流电压时 V_i ,在发射线圈中产生交变磁场。

接收电路由 SRC 和电源管理电路组成。其中 SRC

包括 PRC 和补偿电容器 C_r , 通过适当选择容值, 可以确保 PRC 在相同的频率 f 上谐振。PTC 在交变磁场中感应产生电动势, 通过电源管理电路中的整流芯片和稳压芯片向 CR 提供稳定的 3.3 V 直流电压。

由于 PTC_i 位置相互正交, 因此理论上可以忽略它们之间的互感, 而由于 PTC 与 PRC 之间尺寸相差大, 距离远, 所以可以忽略接收端对发射端的影响, 等效电路方程如式(1)所示。

$$\begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ V_3 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_1 + j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & R_2 + j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & R_3 + j\omega L_3 + \frac{1}{j\omega C_3} & 0 \\ -j\omega M_1 & -j\omega M_2 & -j\omega M_3 & R_r + R_L + j\omega L_r + \frac{1}{j\omega C_r} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ I_r \end{bmatrix} \quad (1)$$

其中, M_i 分别为 PTC_i 与 PRC 之间互感。当 3 个回路均以相同频率 f 谐振时, 各线圈电流可简化为:

$$\begin{cases} I_i = \frac{V_i}{R_i} (i = 1, 2, 3) \\ I_r = \frac{j\omega \left(\sum_{i=1}^3 M_i I_i \right)}{R_r + R_L} \end{cases} \quad (2)$$

根据定义, PTE 计算公式如下:

$$PTE = \frac{P_L}{P_{in}} = \frac{I_r^2 R_L}{\sum_{i=1}^3 V_i I_i} \quad (3)$$

值得注意的是, 在弱耦合系统中, 当线圈参数固定时, 由于尺寸差异, 耦合系数很低, 导致互感相对于线圈自感数量级一般在 10^{-3} 左右。

1.2 发射线圈建模

本文提出了一种新型三维正交组合式发射线圈, 如图 2 所示。该发射系统由一对位于人体径向的内部亥姆霍兹线圈 (HC) 以及两对相互正交且位于人体轴向的外部鞍形线圈 (SC) 依次紧凑嵌套组成。

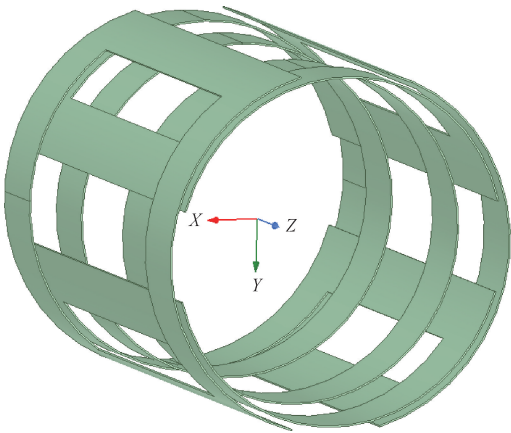


图 2 发射系统结构示意图

Fig. 2 Diagram of the transmitting system structure

HC 由一对完全相同的圆形螺旋线圈组成, 并要求线圈之间的距离等于线圈半径, 两线圈的中心轴与 z 轴同轴, 且通入相同的电流, 这种结构可以有效减少中心区域的磁场不均匀性。简化 HC 结构示意图如图 3 所示。

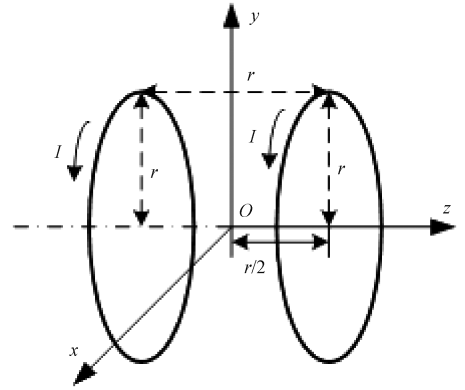


图 3 简化 HC 示意图模型

Fig. 3 Simplified schematic of HC

在笛卡尔坐标系中任意点 (x, y, z) , 单匝圆形线圈产生的磁感应强度 $B_H(x, y, z)$ 可根据毕奥-萨伐尔定理和叠加原理计算, 可写成如下形式:

$$B_H(x, y, z) = B_x i + B_y j + B_z k \quad (4)$$

$$B_x = B_0 \int_0^{2\pi} \frac{z \sin \theta}{[x^2 + y^2 + z^2 + r^2 - 2xr \sin \theta + 2yr \cos \theta]^{\frac{3}{2}}} d\theta \quad (5)$$

$$B_y = B_0 \int_0^{2\pi} \frac{-z \cos \theta}{[x^2 + y^2 + z^2 + r^2 - 2xr \sin \theta + 2yr \cos \theta]^{\frac{3}{2}}} d\theta \quad (6)$$

$$B_z = B_0 \int_0^{2\pi} \frac{r + y \cos \theta - x \sin \theta}{[x^2 + y^2 + z^2 + r^2 - 2xr \sin \theta + 2yr \cos \theta]^{\frac{3}{2}}} d\theta \quad (7)$$

$$B_0 = \frac{\mu_0 I r}{4\pi} \quad (8)$$

式中: r 为线圈半径; I 为线圈电流; μ_0 为真空磁导率; θ 为线圈上某点于轴正方向形成的夹角; i, j, k 为 x, y, z 轴所对应的单位向量。因此,对于两侧均为 N 匝且对称放置的HC,其磁感应强度表达式为:

$$B_{total} = \sum_{i=1}^{N-1} B_H\left(x, y, z + \frac{r_i}{2}\right) + B_H\left(x, y, z - \frac{r_i}{2}\right) \quad (9)$$

其中, $r_i = r + \left(i - \frac{N-1}{2}\right)r_0$; r_0 为导线的线径。

位于人体轴向的SC用于产生与HC磁场方向垂直的均匀磁场,由对称缠绕在圆柱筒表面上的一对鞍形线圈组成。该线圈结构可以与HC有效组合,极大程度上减小组合线圈的空间体积,如图4(a)所示。图4(b)为简化的线框图,其中, a 对应SC的轴向宽度; b 为SC线圈

两直线边距离; h 为SC中两线圈之间距离; ω 为线圈宽度; r 为圆柱体半径; θ_0 为SC所对应的中心角;设 B_s 为SC线圈产生的磁感应强度。

利用毕奥-萨伐尔定理累加各个弧和线段的贡献,可以计算出SC在中心点处的磁感应强度表达式。结合SC结构对称性和右手螺旋定律可知,SC在中心点处产生的磁感应强度只有 x 方向分量,也就是说,磁感应强度通过线段 $l_{A_1B_1}, l_{C_1D_1}, l_{A_2B_2}, l_{C_2D_2}$ 产生,如式(10)所示。

$$B_{s,o} = \frac{\mu_0 NI}{\pi r} \sin \frac{\theta_0}{2} \left(\frac{a}{[r^2 + (a/2)^2]^{0.5}} \right) \quad (10)$$

虽然中心点处磁感应强度可以计算,但在远离原点的区域,磁感应强度的表达式以及使用泰勒级数展开的解析方法由于对称性不适用引入了额外的变量,变得复

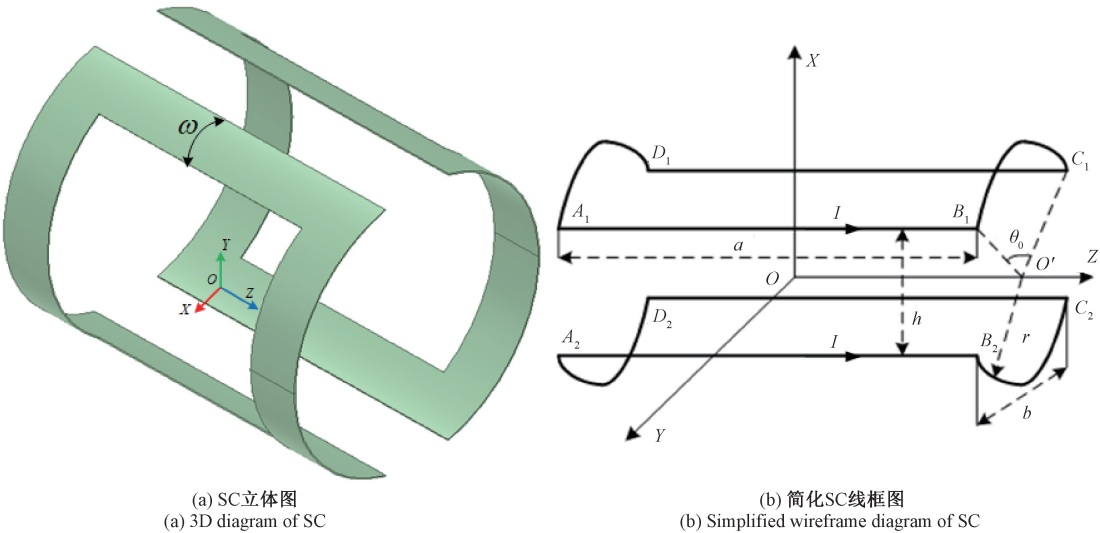


图4 SC示意图
Fig. 4 Diagram of SC

杂而繁琐。由于计算表达式太过冗杂,接下来采用数值仿真的方法进行下一步分析。

2 仿真分析

通过 ANSYS MAXWELL 3D 仿真软件,对组合型三维发射线圈内部磁场进行了有限元分析。由于 Litz 线线径与线圈距离之间差距悬殊,MAXWELL 仿真密绕线圈计算量巨大。为了简化整体仿真的复杂度,减少计算量,采用非显式建模,简化后的模型在空间中产生电磁场与实际情况大致相符。

对于 HC,线圈性能取决于线圈直径;而对于 SC,两个重要的参数为纵横比 $\alpha = a/2r$ 以及中心角 θ_0 ,不同的纵横比与中心角组合会对磁场的均匀性产生影响。发射系统参数见表1。

表1 发射系统参数			
Table 1 Parameters of power transmitting coil			
参数	HC1	SC2	SC3
线圈直径/mm	640	670	700
线圈间距/mm	320	/	/
纵横比	/	1.134	1.086
线圈匝数		40×2	
导线类型	Litz 线, 3 mm, 0.1 mm×400 股		

PRC 可以在人体腹部约 200 mm×200 mm 的范围内自由移动,考虑到患者体型的差异和卧位的不确定性,测试区域被指定为 300 mm×300 mm 的范围,以原点为中心,以 50 mm 为间隔均匀抽取 49 个采样点。根据线圈的相对位置关系,选择 xoz 平面作为 HC1 与 SC3 的测试平面,将 yoz 平面作为 SC3 的测试平面。将测试区域内磁

感应强度与均匀性作为评估指标。对空间中任意一点 (x, y, z) , 其磁场均匀性可通过式 (11) 计算:

$$\gamma = \left(1 - \left| \frac{B(x,y,z) - B(0,0,0)}{B(0,0,0)} \right| \right) \times 100\% \quad (11)$$

此外,不仅要求测试区域有良好的均匀性,对于测试区域内每一点,还要求在 3 个维度上的磁感应强度分量近似相等。由于 HC 与 SC 在结构和尺寸上的差异,要实

现磁场分量相等,有必要探索各发射线圈在其对应维度上的磁感应强度分布,将不同维度线圈每匝中通过的电流均设置为 1 A。

如图 5 所示,HC 测试区域的磁场分布呈现出中心平坦,边缘起伏明显的特点。而 SC 的磁场分布沿对应线圈轴线方向逐渐减小。但总的来说,SC 的波动范围与 HC 大致相等,二者在最薄弱区域的均匀性都保持在 90% 以上。

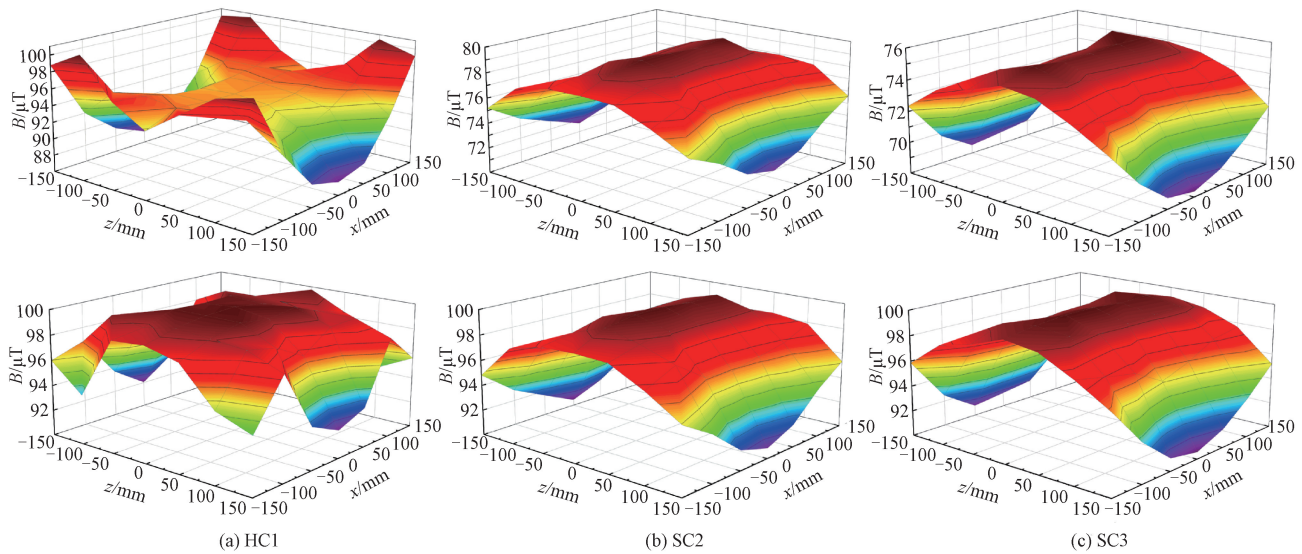


图 5 各维发射线圈单独工作时对应中心平面磁感应强度与磁场均匀性

Fig. 5 Magnetic flux density and field uniformity in the center plane corresponding to each dimension of the transmitting coils when working individually

根据仿真实验的结果并考虑到位置偏差,最终确定使各维度线圈在中心点处产生相同 B 所需安匝数分别为 40、51 和 54.5。图 6 描述了在 3 个线圈中加载相位相同

的上述安匝数电流激励下的合成磁场,合成磁场在中心点处的三维分量大致相等,中心点处磁感应强度磁场方向与三轴夹角均为 45° 。

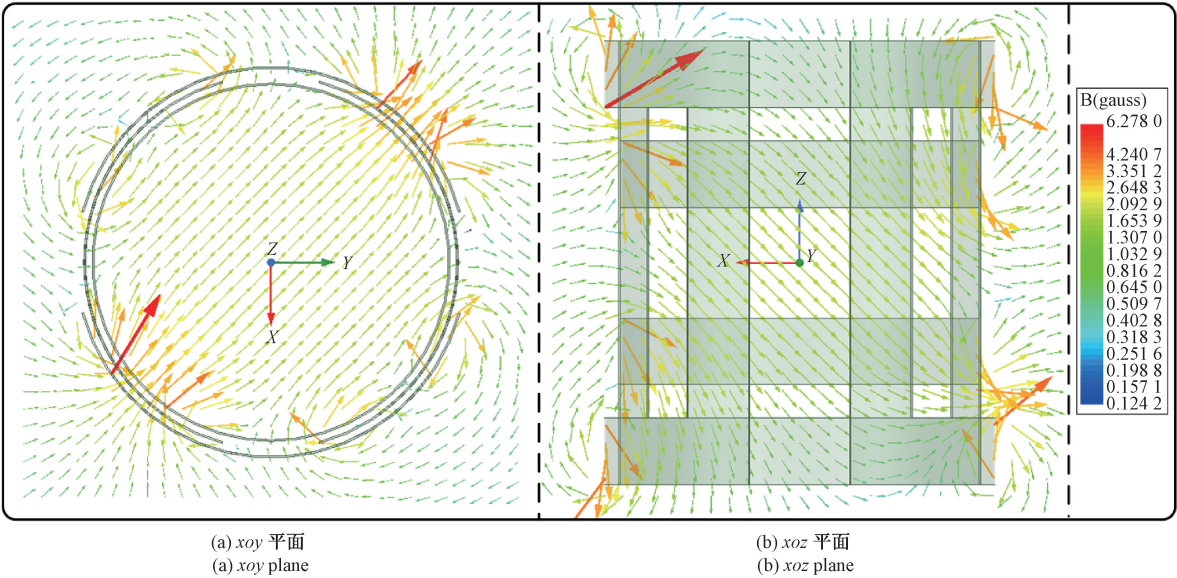


图 6 三维发射线圈同时工作时空间磁力线分布

Fig. 6 Distribution of spatial magnetic lines for simultaneous operation of three PTCs

3 实验及结果分析

3.1 WPT 实验平台

构建的 WPT 实验系统如图 7 所示。以厚度为 6 mm, 长度为 800 mm, 直径分别为 640 mm, 670 mm 和 700 mm 的 PVC 塑料圆筒为骨架, 利用 Litz 线绕制线圈。为减少趋肤效应造成的高频损耗并提高线圈品质因数 Q , 使用的 Litz 线直径为 3 mm, 由 400 股直径为 0.1 mm 的漆包线绞合而成。

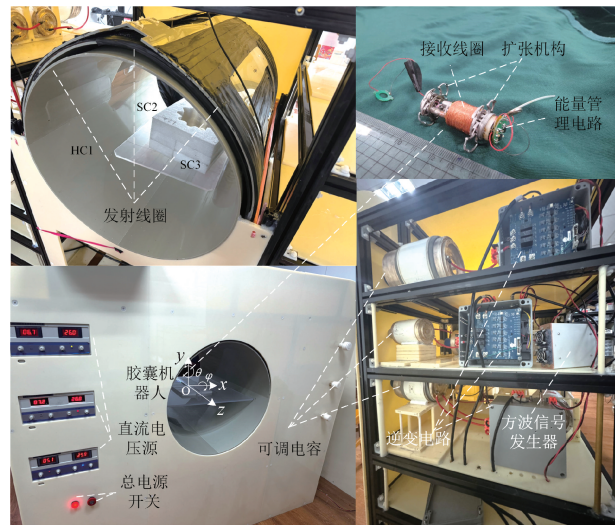


图 7 WPT 系统实验平台

Fig. 7 Experimental platform of the wireless power transfer system

为了增强 PRC 与 PTC 之间的互感系数, PRC 使用多股 Litz 线绕制在一个薄壁空心圆柱磁芯上, 线圈两端与贴片电容连接在整流芯片上, 使其以与 PTC 相同频率谐振。由于 CR 中存在稳压模块, 无法在实验中直接测量 CR 的实际接收功率, 因此取出图 7 中 CR 的 PRC 部分和整流电路, 并串联阻值为 $30\ \Omega$ 的滑动变阻器来代替 CR 组成原型机。利用高精度数字万用表测量滑动变阻器两端的直流电压 U_L , 接收能量为 $P_L = U_L^2 / R_L$ 。PRC 具体参数如表 2 所示。

表 2 PRC 参数

Table 2 Parameters of PRC

参数	设置
线圈几何形状	空心圆柱形
磁芯	Mn-Zn 铁氧体 R6 K
线圈尺寸	$\varphi 14\text{ mm} \times 14\text{ mm}$
匝数	40×3
导线类型	AWG44×12 股 Litz 线

由于发射系统体积庞大, 工作频率升高会导致线圈电阻急剧上升, 对电源驱动能力要求极高; 而且较高的频率还会影响 WPT 系统的稳定性和电磁安全性。根据以往的研究经验, 选择 50 kHz 作为合适的工作频率, 使用阻抗分析仪 KEYSIGHT E4990A 测量得到 PTC 与 PRC 相关电气参数如表 3 所示。

表 3 PTC 和 PRC 在 50 kHz 频率下的电气参数

Table 3 Electrical parameters of PTC and PRC at 50 kHz frequency

参数	三维 PTC			PRC
	HC1	SC2	SC3	
匝数	40×2	40×2	40×2	40×3
等效串联电阻/ Ω	1.94	2.39	2.56	4.72
等效自感/mH	3.726	4.126	4.798	0.542
品质因数	533	568	576	36.1

3.2 各维发射线圈性能测试

为了验证仿真结果的准确性, 参照仿真实验的安匝数设置, 分别测试了 3 个发射线圈在其测试平面上的接收电压和均匀性, 实验时 PRC 轴向与对应发射线圈轴向重合。接收电压均匀性通过类似于式 (11) 的方式定义:

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

如图 8 所示, 各维发射线圈单独工作时, 对应中心平面上的接收电压与均匀度分布的总体趋势与前文仿真结果 (见图 5) 大致相同, 验证了仿真实验结果的准确性。值得注意的是, 测试平面内每个位置的均匀度均超过了 90%, 保证接收到的电压不会产生大的波动, 使得 CR 能够平稳的运行。

3.3 三维发射系统姿态寻优实验

参考仿真实验的结果并考虑实际实验中发射线圈的位置及角度偏差, 经过多次测试, 最终确定使得三维发射系统在中心点处产生各维相等接收电压所需电流, 如表 4 所示。

表 4 三维发射系统电流设置

Table 4 Current settings of 3D transmitting system

发射线圈	发射电流/A	接收电压/V
HC1, z	1.3	2.424
SC2, y	1.6	2.407
SC3, x	1.8	2.431

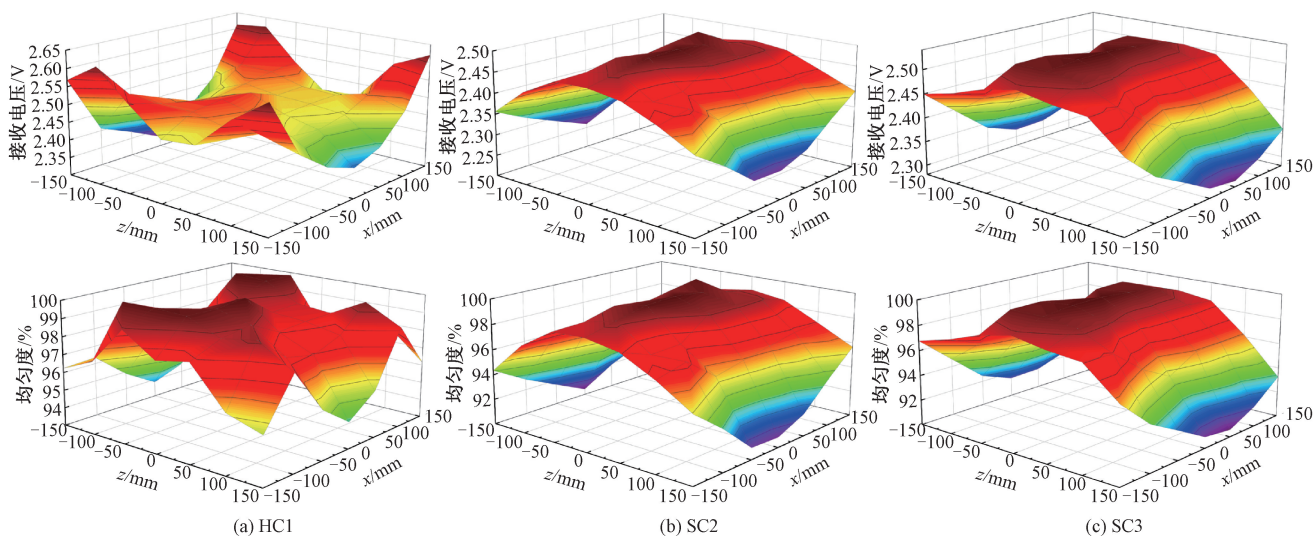


图 8 各维发射线圈单独工作时对应中心平面接收电压与磁场均匀性

Fig. 8 Received voltage and field uniformity in the center plane corresponding to each dimension of the transmitting coils when working individually

为了确定接收电压最大的 PRC 姿态, 测量 PRC 在不同姿态 (θ, φ) 下的接收电压。其中, θ 是偏移角, 即 PRC 的轴向与 z 轴正方向所形成的夹角; φ 为俯仰角, 即 PRC 轴向与 y 轴正方向所形成的夹角。

姿态测试实验结果如图 9 所示, 当 PRC 位于系统

中心且 $\varphi = 0$ 的情况下, 使 θ 以 15° 为间隔从 0 变化至 180° , 实验结果显示当 $\theta = 45^\circ$ 时 PRC 获得最大接收电压。在确定最佳 θ 角后, 使 φ 角同样以 15° 为间隔从 0 变化至 180° , 当 $\varphi = 30^\circ$ 时测得最大接收电压为 4.36 V 。

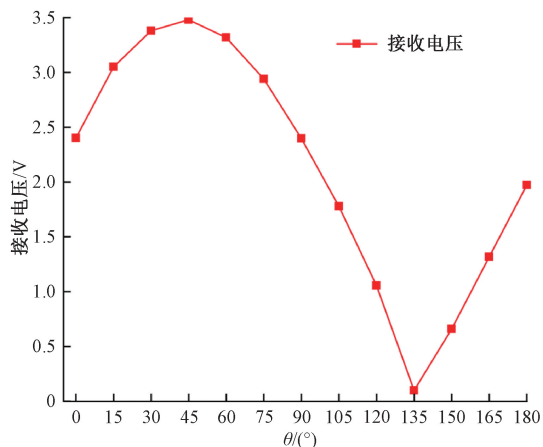
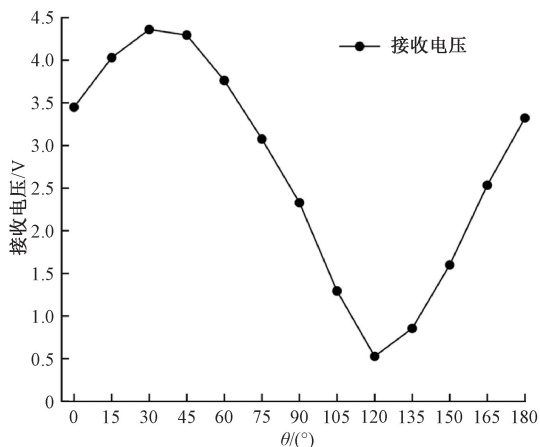
(a) 不同 $\theta(\varphi=0)$ 下接收电压测试实验
(a) Received voltage test experiments at different $\theta(\varphi=0)$ (b) 不同 $\theta(\varphi=45^\circ)$ 下接收电压测试实验
(b) Received voltage test experiments at different $\varphi(\theta=45^\circ)$

图 9 不同姿态下接收电压测试实验

Fig. 9 Received voltage test experiment in different attitude

3.4 三维发射系统位置稳定性测试

基于上述实验获得的最佳姿态 (θ, φ) = ($45^\circ, 30^\circ$) 开展后续实验, 此时 PRC 轴向与空间磁场方向大致重合。为了进一步分析发射系统的位置均匀性, 测试了 xoz 平面以及与其平行的几个平面上的接收功率。

将 $-150 \text{ mm} \leq x, z \leq 150 \text{ mm}$ 作为测试区间, 以 50 mm 为间隔沿 x, z 轴设置采样点。测试在 $y = -150, -100, -50, 0, 50, 100, 150 \text{ mm}$ 共 7 个高度平面上进行, 平面之间高度间隔为 50 mm , 共计 343 个测试点。

由于式 (12) 只反映了区域内某一点接收功率和中

心点接收功率对稳定性的影响,并不能准确的反映区域内所有数据的整体影响。为了更好的反映接收功率的整体均匀性,对式(12)进行了优化,将功率传输稳定性(power transfer stability, PTS)定义为:

$$PTS = \left(1 - \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{m=1}^N (P_m - \bar{P})^2}}{\bar{P}} \right) \times 100\% \quad (13)$$

其中, P_m 表示平面内第 m 个测试点的接收功率, $\bar{P}$ 是平面内测试点接收功率的平均值, N 为平面内数据点数。

图10比较了不同高度平面上的平均接收功率和PTS。由实验结果可知,平均接收功率随着与中心平面距离的增加而逐渐增大,而均匀度则逐渐减小。但值得注意的是,发射系统所产生空间磁场表现出良好的均匀性,在常用工作范围内的PTS超过了80%,这在CR应用中是可以接受的。

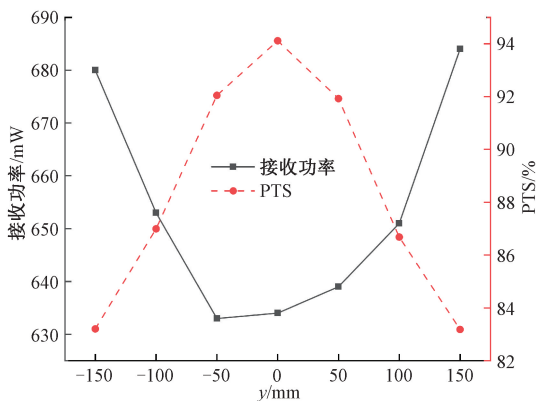


图10 不同高度平面上的接收功率和PTS

Fig. 10 Received power and PTS on planes at different heights

4 结 论

本文研究了一种用于新型CR的三维组合式发射线圈结构,该结构能够通过控制通过各维发射线圈的电流来产生不同方向的合成磁场。PTC结构的设计尺寸较大,以适应不同体型的患者,同时保持了紧凑简单的线圈结构,以最大化空间利用率。通过仿真分析与实验结果验证了本文所提出的PTC可以在空间中产生足够均匀的磁场,从而保证CR的平稳运行。

本研究初步验证了三维组合式发射系统的有效性,但由于发射系统尺寸的增大不可避免地导致PTE的降低。未来的研究将侧重于优化发射线圈的匝数和层数,并为组合式发射系统探索合适的隔磁结构,以提高WPT系统的PTE。

参考文献

- [1] XIA CH F, DONG X S, LI H, et al. Cancer statistics in China and United States, 2022: Profiles, trends, and determinants [J]. Chinese Medical Journal, 2022, 135(5): 584-590.
- [2] 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.
- [3] LIU Y, TIAN J Y, MANFREDI L, et al. A survey of small bowel modelling and its applications for capsule endoscopy [J]. Mechatronics, 2022, 83: 102748.
- [4] YE D, XUE J, YUAN S, et al. In estlgators from school of mechanical engineering and automation have reported new data on robotics [J]. Robotics and Machine Learning Deily News, 2022, 21: 33-34.
- [5] CIUTI G, MENCIASSI A, DARIO P. Capsule endoscopy: From current achievements to open challenges [J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2011, 4: 59-72.
- [6] 石煜, 颜国正, 朱柄全. 视频胶囊内窥镜无线能量接收系统的设计 [J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(3): 703-708.
SHI Y, YAN G ZH, ZHU B Q. Design of wireless power receiving system for video capsule endoscope [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(3): 703-708.
- [7] 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.
- [8] 郭志明, 梁亮, 蔺代永, 等. 胶囊机器人磁驱动力建模与测量 [J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(1): 253-261.
GUO ZH M, LIANG L, LIN D Y, et al. Modeling and measurement of magnetic driving force in the capsule robot [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(1): 253-261.
- [9] ROY S, AZAD A W, BAIDYA S, et al. Powering solutions for biomedical sensors and implants inside the human body: A comprehensive review on energy harvesting units, energy storage, and wireless power Transfer techniques [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2022, 37(10): 12237-12263.
- [10] GAO J Y, TIAN S Y, YUAN CH SH, 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.
- [11] 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.
- [12] 姜萍萍, 付文浩, 王志武, 等. 用于胃肠道微型机器人的组合螺旋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.
- [13] 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, 2019: 1-5.
- [14] KE Q, LUO W J, YAN G ZH, et al. Analytical model and optimized design of power transmitting coil for inductively coupled endoscope robot [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2016, 63(4): 694-706.
- [15] 汪佐儿, 王志武, 汪炜, 等. 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[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(9): 255-265.
WANG Z ER, WANG ZH W, WANG W, et al. Design and experiment of C-shaped combined wireless power transmitting coils for the gastrointestinal capsule robot[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(9): 255-265.
- [16] CHEN F J, JIANG P P, YAN G ZH, et al. Design of multi-coil wireless power transfer system for gastrointestinal capsule robot [J]. Journal of Shanghai Jiaotong University, 2021, 26(1): 76-83.
- [17] ZHUANG H Y, WANG W, ZHAO K, et al. Design and analysis of a wireless power transfer system for capsule robot using an optimised planar square spiral transmitting coil pair [J]. The International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery, 2022, 18(4): e2399.
- [18] 费倩, 王志武, 颜国正, 等. 胃肠道机器人的无线能量传输系统的优化[J]. 光学精密工程, 2021, 29(7): 1598-1608.
FEI Q, WANG ZH W, YAN G ZH, et al. Optimization of wireless power transmission system of gastrointestinal robot [J]. Optics and Precision Engineering, 2021, 29(7): 1598-1608.
- [19] 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.
- [20] WEN R Q, YAN G ZH, WANG ZH W, et al. Wireless power transfer system for capsule robot designed by radial square transmitting coil pair with novel ferrite structure[J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2024, 20(1): e2598.
- [21] 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.
- [22] CAMPI T, CRUCIANI S, MARADEI F, et al. Innovative wireless charging system for implantable capsule robots [J]. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, 2021, 63(5): 1726-1734.
- [23] ZHUANG H Y, WANG W, YAN G ZH. Omnidirectional wireless power transfer system using modified saddle-shaped coil pair for implantable capsule robots[J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2023, 38(9): 11664-11672.
- [24] GAO J Y, ZHOU J SH, YUAN CH SH, 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.

作者简介



文人庆, 2021年于哈尔滨工业大学获得学士学位, 现为上海交通大学在读博士研究生, 主要研究方向为胃肠道胶囊机器人的无线能量传输技术。

E-mail: wenrenqing@sjtu.edu.cn

Wen Renqing received his B.Sc. degree from Harbin Institute of Technology in 2021. He is currently a Ph.D. candidate at Shanghai Jiao Tong University. His main research interest is wireless power transfer technology for gastrointestinal capsule robots.



颜国正(通信作者), 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, 现为上海交通大学教授, 主要研究方向为智能机器人及微机电系统。

E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn

Yan Guozheng (Corresponding author) received his Ph.D. degree from Jilin University of Technology in 1993 and finished his post doctor research at Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 1995. His main research interests include intelligent robots and MEMS.