

文章编号 1004-924X(2023)15-2218-09

多维无线能量传输系统的设计与优化

吴劲斌, 颜国正*, 文人庆, 王志武, 庄浩宇

(上海交通大学 电子信息与电气工程学院, 上海 200240)

摘要:为实现胃肠道胶囊机器人多维无线能量传输,减小接收线圈的绕制维度、体积与产热,设计了一种双维正交矩形螺线管对发射线圈结构。可通过控制不同组发射线圈的电流来改变合成磁场方向,同时该结构发射线圈内部可嵌入磁芯,其线圈间距也可根据检测者体型灵活调整,减小功率损耗。建立了所构建无线能量传输系统的理论模型,通过有限元仿真验证磁芯对系统性能的提高,最后通过搭建实验平台进行测试,优化了单维接收线圈的参数,同时实验验证了该系统在不同发射线圈间距下的可行性。实验结果表明,在线径为 0.05 mm 的条件下,所构建系统接收线圈的最佳绕制股数为 12,优化后的匝数为 120。当发射电压为 15 V,发射线圈间距为 300 mm 的条件下得到的中心最小接收功率为 1 578 mW,能量传输效率为 3.85%。该系统在 300~500 mm 发射线圈间距下均可满足胶囊机器人的功率需求。

关键词:无线能量传输;胶囊机器人;发射线圈;接收线圈

中图分类号:TH776;TM15 **文献标识码:**A **doi:**10.37188/OPE.20233115.2218

Design and optimization of multi-dimensional wireless power transmission system

WU Jinbin, YAN Guozheng*, WEN Renqing, WANG Zhiwu, ZHUANG Haoyu

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

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

Abstract: To realize multidimensional wireless power transmission (WPT) of the gastrointestinal capsule robot (CR) and reduce the winding dimension, volume, and heat production of the receiving coil, a novel structure of double dimensional orthogonal rectangular solenoid pair transmitting coil was designed. The direction of the synthesized magnetic field was changed by controlling the currents of different groups of transmitting coils. In addition, the magnetic core was embedded in the transmitting coils of the structure. The distance between the coils was adjusted flexibly according to the size of the detector to reduce the power loss. In this study, a theoretical model of the constructed WPT system was established, and then a finite-element simulation was performed to verify the improvement in the system performance due to the magnetic core. Finally, an experimental platform was set up for testing, and the parameters of the one-dimensional receiving coil were optimized. Furthermore, the feasibility of the system under different transmitting-coil spacings was experimentally verified. The experimental results indicate that when the on-line diameter is 0.05 mm, the optimal number of coils wound is 12, and the optimized number of turns is 120.

收稿日期:2023-01-05;修订日期:2023-02-28.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 62273225, No. 81971767, No. 62103267, No. 62103263)

When the transmitting voltage is 15 V and the transmitting-coil spacing is 300 mm, the minimum receiving power of the center is 1 578 mW, and the energy transmission efficiency is 3.85%. The system can meet the power requirements of the capsule robot with a transmitting-coil spacing in the range of 300-500 mm.

Key words: wireless power transmission; capsule robot; transmitting coil; receiving coil

1 引 言

近年来,胃肠道恶性肿瘤的患病率与发病率不断上升,胃肠道功能性疾病早已成为临床上的常见病。目前,该类疾病症状十分隐匿难以确诊,严重危害人们的身体健康,降低人们的生活质量。据 GLOBOCAN 2020 年全球癌症统计数据,在 2020 年新癌症患者病例中,结直肠癌和胃癌占癌症患病率的 15.6%,占癌症死亡病例的 17.4%^[1]。造成胃肠道癌症死亡率高的一个重要因素是未能早期诊断并进行有效治疗。用于胃肠道检测的胶囊机器人(Capsule Robot, CR),相比于传统内窥镜具有无痛、无创的优点,并能够自主运动,实现定点驻留,对肠道塌陷和褶皱部位进行径向扩张,实现全面检测,有效克服目前胃肠道检测方式漏检的风险^[2]。CR 是新一代胃肠道诊疗的热点研究方向,有望成为集成疾病诊断、黏液采集、药物释放的载体平台^[3]。

CR 通常搭载了能量接收模块、电源管理模块、无线通信模块、信号处理与控制模块、照明与成像模块。目前,CR 正朝着集成生理信息检测、黏液采集等多功能模块发展。由于集成了多模块,CR 的功耗一般在 500 mW 以上^[4]。常规的纽扣电池无法持续满足能量需求,基于电磁感应的无线能量传输(Wireless Power Transmission, WPT)技术,为解决 CR 的供能问题提供了有效途径,并具有友好的生物安全性^[5]。

用于 CR 的 WPT 系统,能量发射线圈与能量接收线圈之间的距离较远,线圈尺寸差异大,属于弱耦合系统,相较于其他植入式医疗设备的经皮能量传输系统,能量传输效率要低得多^[6]。CR 在检测过程中,其空间姿态容易发生变化,这对 WPT 系统提出了更高要求,构建一种能够为 CR 持续稳定提供足够功率的 WPT 系统具有重要

意义。

目前,用于 WPT 系统的发射线圈结构有螺线管^[7]、螺线管对^[8]、组合螺线管^[9]以及亥姆霍兹线圈^[10]等。相关研究表明^[11],螺线管线圈结构磁场较强,但空间磁场分布均匀性较差;亥姆霍兹线圈结构磁场较弱,但空间磁场分布均匀性较好。文献[12]构建了一种改进的亥姆霍兹发射线圈结构,提高了能量传输的稳定性,降低了电磁暴露的风险。文献[13]提出了一种用于医疗植入式设备的新型三线圈 WPT 系统,与传统的两线圈 WPT 相比,能量传输效率提高了 48% 左右,但接收功率只能达到 85 mW,无法满足 CR 的功率需求。当前大多数 WPT 系统在工作过程中,检测者需要穿过发射线圈内部,一旦发射线圈尺寸固定,难以根据检测者体型大小灵活控制线圈间距,造成了功率的损耗。其发射线圈内部也无法通过嵌入磁芯来提高 WPT 系统的性能。多数发射线圈结构为一维,需要配置三维的接收线圈来提供稳定功率,三维接收线圈与其配套的电路极大地降低了 CR 的空间利用率,不利于 CR 的小型化,同时多维线圈产热也不利于 CR 的稳定工作。文献[14]提出了一种具有两个平行相对线圈的 WPT 系统,发射线圈处于上下结构,可以灵活调节线圈间距,将磁芯嵌入线圈内部,提高了传输效率与功率稳定性,但依旧只能产生一个单向磁场。

基于以上分析,本文提出了一种双维正交矩形螺线管对发射线圈结构,通过驱动控制策略可改变平面合成磁场方向,线圈间距灵活可调,同时发射线圈可内嵌磁芯。通过有限元仿真分析验证了磁芯的作用,并通过实验测试对单维接收线圈进行了参数优化。实验结果表明,所构建的 WPT 系统能够满足 CR 的功率需求。

2 WPT 系统组成及其工作原理

基于电磁感应的 WPT 系统主要由发射端、接收端和负载组成。位于体外的直流电源通过全桥驱动电路产生一定频率的交流电,驱动发射线圈产生交变磁场。交变磁场作用于位于体内的接收线圈以产生感应电动势,经过整流与稳压后给 CR 供能。通常对发射与接收电路调谐以增加线圈间的耦合效率。本文设计的 WPT 系统采用串联谐振电路,其等效电路模型如图 1 所示。

其中,双维发射线圈的自感分别为 L_1 和 L_2 ,等效交流电阻分别为 R_1 和 R_2 ,串联谐振电容分别为 C_1 和 C_2 。接收线圈的自感、等效交流电阻和串联谐振电容分别用 L_r , R_r 和 C_r 表示。两组发射线

$$\begin{bmatrix} U_1 \\ U_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_1 + j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1} & -j\omega M_{12} & -j\omega M_{1r} \\ -j\omega M_{12} & R_2 + j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2} & -j\omega M_{2r} \\ -j\omega M_{1r} & -j\omega M_{2r} & R_r + j\omega L_r + \frac{1}{j\omega C_r} + R_L \end{bmatrix} \cdot \quad (1)$$

在弱耦合 WPT 系统中,发射线圈与接收线圈间耦合系数小,可以忽略互感中接收端对发射端的影响,同时本文构建的发射线圈处于正交状态,可以忽略不同维度发射线圈之间的互感。在发射线圈绕制过程中,双维发射线圈的尺寸以及绕线参数一致,其电路参数可视为相等。在实验过程中,控制两路发射线圈的电压相等,由于双维发射线圈参数视为相同,其发射电流也视为相等。简化关系可以表示为:

$$\begin{cases} R_1 = R_2 = R_t \\ L_1 = L_2 = L_t \\ I_1 = I_2 = I_t \\ U_1 = U_2 = U_t \end{cases} \quad (2)$$

当系统工作于谐振状态时,回路方程可简化为:

$$\begin{bmatrix} U_t \\ U_t \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_t & 0 & 0 \\ 0 & R_t & 0 \\ -j\omega M_{1r} & -j\omega M_{2r} & R_r + R_L \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_t \\ I_t \\ I_r \end{bmatrix} \quad (3)$$

发射端与接收端在频率 f 下同时谐振,此时 WPT 系统的能量传输效率可以表示为:

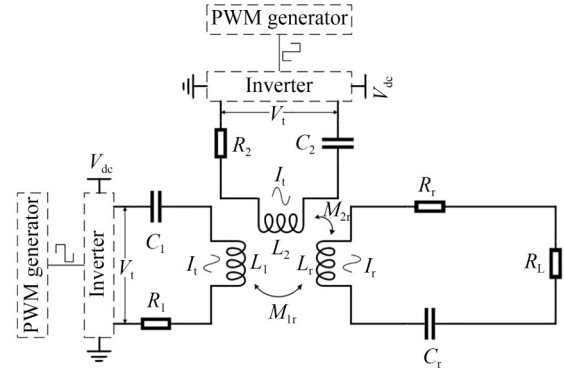


图 1 WPT 系统的等效电路模型

Fig. 1 Equivalent circuit model of WPT system

圈之间的互感用 M_{12} 表示,发射线圈与接收线圈之间的互感分别用 M_{1r} 与 M_{2r} 表示,等效负载用 R_L 表示。WPT 系统等效电路的回路方程为:

$$\eta = \frac{P_L}{P_t} = \frac{I_r^2 R_L}{2V_t I_t} = \frac{\omega^2 (M_{1r} + M_{2r})^2 R_L}{2R_t (R_r + R_L)} = \frac{\alpha (k_{1r} + k_{2r})^2}{2(1 + \alpha)^2} Q_t Q_r, \quad (4)$$

$$\alpha = R_L / R_r,$$

$$Q = \omega L / R,$$

$$k = M / \sqrt{L_t L_r},$$

其中: P_L 表示负载功率, P_t 表示发射功率, α 为电路负载因子, Q_t 与 Q_r 分别为发射线圈与接收线圈的品质因数, k_{1r} 与 k_{2r} 为双维发射线圈与接收线圈间的耦合系数。耦合系数是影响系统能量传输效率的关键参数,由于该系统属于弱耦合系统,耦合系数小,由式(4)可以看出,耦合系数限制了系统的能量传输效率。同时当 $\alpha=1$,即负载电阻与接收线圈内阻相匹配时, WPT 系统的能量传输效率最高。提高线圈的品质因数以及优化线圈间的耦合系数可提高 WPT 系统的能量传输效率。在线圈内部嵌入适当的磁芯,可以提升线圈之间的耦合系数^[15],从而提高能量传输效率。

在实际过程中,由于线圈在绕制、安装等过

程中存在一定的误差,两组发射线圈之间的参数存在一定的差异,主要体现在发射线圈的等效串联电阻以及电感上。电感间的差异对系统的影响可以通过回路中的可调电容加以平衡,但等效串联电阻间的差异会一定程度上造成合成磁场方向的偏移,实际中应尽可能控制发射线圈等效电路参数相等。

3 平面磁场控制策略

为保证CR的能量供应,WPT系统多采用一维发射线圈和三维接收线圈结构,开发多维发射线圈结构以减少接收线圈维度具有重要的应用前景。为产生全向平面或空间的多维交变磁场,多采用多组正交的发射线圈结构。通常通过不同维度发射线圈之间变电流相位、变发射频率或者变电流幅值的控制方式来产生全向磁场。文献[16-18]对不同产生全向平面或空间交变磁场的方式进行了数学理论分析。相比于变发射频率与变电流幅值,变电流相位的控制方式更容易实现。

本文所构建的双维正交矩形螺线管对发射线圈结构示意图如图2所示。两个维度的发射线圈可单独控制,通过调整两组发射线圈之间电流的大小与方向,在YOZ平面产生不同方向的合成磁场。为简化控制,本研究中不改变电流大小,只改变电流方向,即当发射线圈通入图2所示的交变电流时,在YOZ面,其合成磁场方向位于

第一、三象限。当驱动改变某一维发射线圈正负极,即将某一维电流相位改变 180° ,其合成磁场方向位于二、四象限。平面合成磁场方向可通过集成于CR上的控制电路模块与通信模块来控制,预先设定满足CR工作的电压值,并留适当余量,当控制电路检测电压低于设定值时,通过通信控制改变合成磁场方向。即使CR在YOZ平面的姿态发生变化,全平面内发射线圈也能给CR提供一定接收功率,只需要保证CR在该平面工作区域内接收到的最小功率能够满足能量需求。相比于单维结构,除接收线圈与某一维发射线圈同向的特殊位置外,两组发射线圈同时为CR提供功率,增大了有效磁感应面积,能有效提高CR的接收功率。

当采用单维接收线圈时,该结构要求接收线圈朝向在YOZ平面内或平行于该平面,在后续的实验测试分析中,单维接收线圈的朝向满足这一要求。

4 仿真分析

通过ANSYS Maxwell仿真软件对双维正交矩形螺线管对发射线圈有无内嵌磁芯以及在变线圈间距条件下进行仿真分析。为简化计算,采用静磁场进行求解,使用薄壁模型模拟线圈。线圈匝数 N 为52,电流激励设置为2 A,内嵌磁芯采用锰锌铁氧体PC44,同组线圈间距设置在300~500 mm内。发射线圈的空间结构与图2相同。

在线圈间距300 mm的条件下,仿真计算得到Y轴与Z轴的磁感应强度分布,如图3所示,同时得到不同发射线圈间距下的中心磁感应强度分布,如图4所示。仿真结果表明,在距发射线圈很近的小范围内,Y轴与Z轴的磁感应强度在无磁芯条件下略高于内嵌磁芯。在磁感应强度较小的中心区域,内嵌磁芯能够有效增大磁感应强度,同时图3曲线的下降趋势表明内嵌磁芯能有效减缓Y轴与Z轴的磁感应强度的下降速度,一定程度上提高CR在中心区域的接收功率与稳定性。在图4仿真发射线圈间距范围内,中心磁感应强度在内嵌磁芯条件下均有增加,同时线圈间距已能够满足绝大多数检测需求。

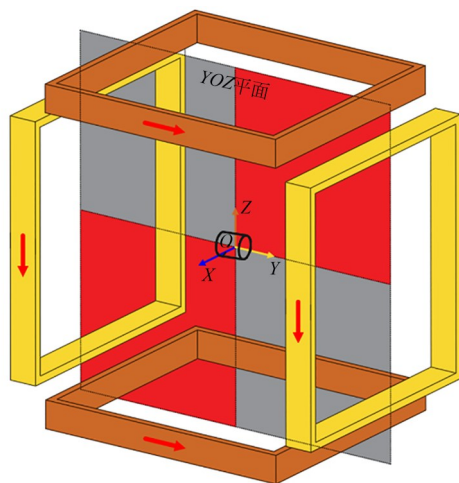


图2 发射线圈结构示意图

Fig. 2 Schematic diagram of transmitting coil structure

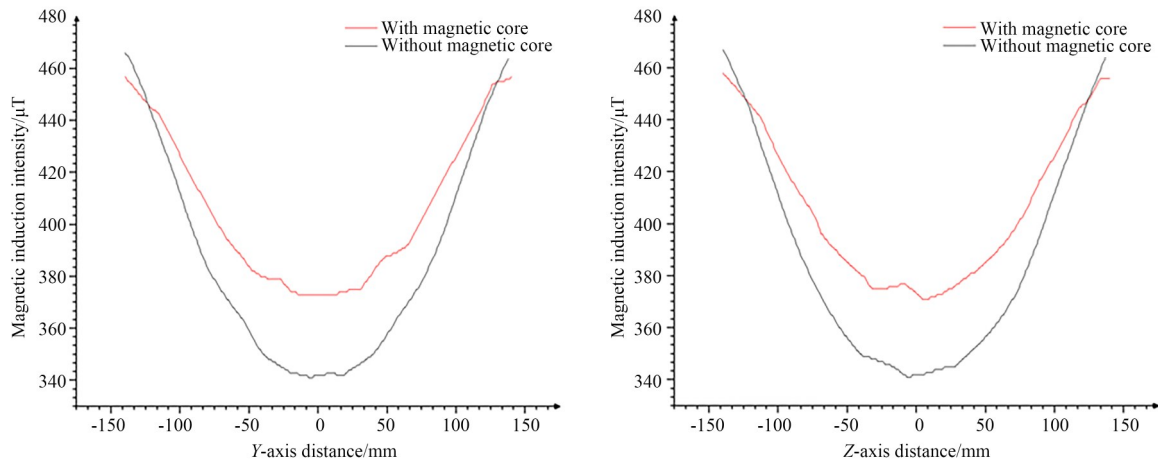


图3 Y轴与Z轴的磁感应强度分布

Fig. 3 Magnetic induction intensity distribution of Y axis and Z axis

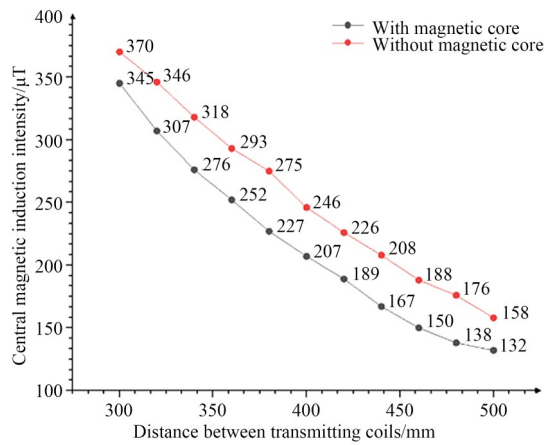


图4 中心磁感应强度分布

Fig. 4 Central magnetic induction distribution

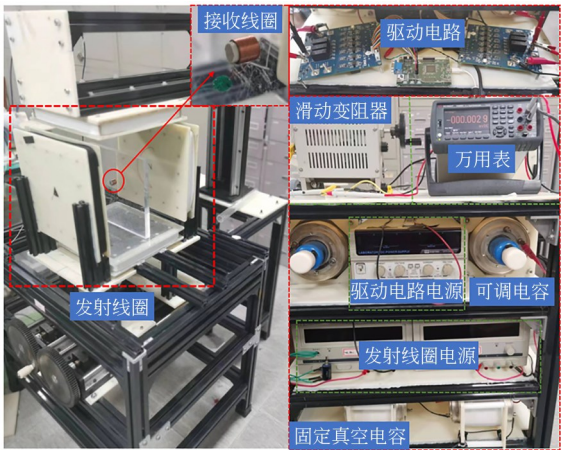


图5 多维无线能量传输系统实验平台

Fig. 5 Experimental platform of multiple wireless power transmission system

5 实验与分析

5.1 实验平台

本文构建的实验平台如图5所示。为减小趋肤效应所导致的涡流损耗,采用180股线径为0.1 mm的LITZ线绕发射线圈,LITZ线密绕在尺寸为240 mm $\times$ 260 mm的磁芯上。当磁芯尺寸过大时,制作工艺要求高,且磁芯所带来的磁滞损耗与涡流损耗也会增加。为减小磁芯厚度,发射线圈采用多层线圈结构,单层13匝,密绕4层,共52匝,总厚度为30 mm。同组发射线圈串联,安装在滑轨支架上,可灵活调节发射线圈间距,具体的发射线圈参数如表1所示。由真空可调电容与线圈组成串联谐振电路,实验中可通过

表1 发射线圈参数

Tab. 1 Parameters of transmitting coil

参 数	设 置
线圈形状	矩形螺线管对
线圈间距	300~500 mm
线圈匝数	13 $\times$ 4
导线类型	LITZ线,0.1 mm $\times$ 180股
导线直径	2 mm
磁 芯	锰锌铁氧体PC44
磁芯尺寸	260 mm $\times$ 240 mm $\times$ 30 mm

调节两组线圈回路的可调电容,使系统工作于谐振状态。由于工作频率升高不利于系统的稳定性与电磁安全性,本文系统的工作频率为

50 kHz,通过信号发射器产生对应频率的方波信号,控制全桥逆变器将直流电压转换为交流电压,以驱动发射线圈。在该频率下通过阻抗分析仪测得两组发射线圈的等效串联电阻分别为 $2.59\ \Omega$ 和 $2.65\ \Omega$,电感分别为 $4.31\ \text{mH}$ 和 $4.26\ \text{mH}$,误差较小,可近似为电路参数相等。根据实验室以往的经验,正常工作状态下的 CR 负载大约在 $30\ \Omega$,通过滑动变阻器模拟机器人负载,阻值设置为 $30\ \Omega$ 。

5.2 接收线圈股数优化

实验中采用单维的接收线圈,接收线圈绕制在磁芯上,以提高能量传输效率。在一定范围内增大磁芯直径与厚度能够增加聚磁效果,从而提高 WPT 系统的耦合效率,但磁芯需要与 CR 对应的模块匹配,其厚度与直径不可过大,所采用的磁芯尺寸外径为 $15\ \text{mm}$,厚度为 $1\ \text{mm}$,长度为 $14\ \text{mm}$ 。收线圈同样采用多股 LITZ 线绕制,绕制匝数为 90,单股线径为 $0.05\ \text{mm}$,股数 S 在 $4\sim 24$ 之间,以每 4 股为间隔绕制,具体的接收线圈参数如表 2 所示。实验测试过程中,发射线圈间距设置为 $300\ \text{mm}$,接收线圈位于中心,其朝向与一组发射线圈相同。此时接收线圈朝向与平面合成磁场方向的夹角为 45° ,在该位置下接收线圈功率只由一维的发射线圈提供,当前朝向负载获得最小接收功率。

表 2 接收线圈参数

Tab. 2 Parameters of receiving coil

股数	匝数	等效串联电阻/ Ω	品质因数
4	90	10.89	11.19
8	90	5.06	20.91
12	90	3.55	28.81
16	90	2.59	29.76
20	90	2.24	44.80
24	90	2.00	49.68

由于模拟负载上所测的电压是经过整流后的电压,计算得到的模拟负载功率可视为平均功率。发射电压为 $15\ \text{V}$ 条件下得到不同接收线圈股数下的模拟负载功率与能量传输效率,如图 6 所示。实验结果表明,在相同磁芯尺寸与匝数的条件下,随着线圈股数的增加,负载功率与能量

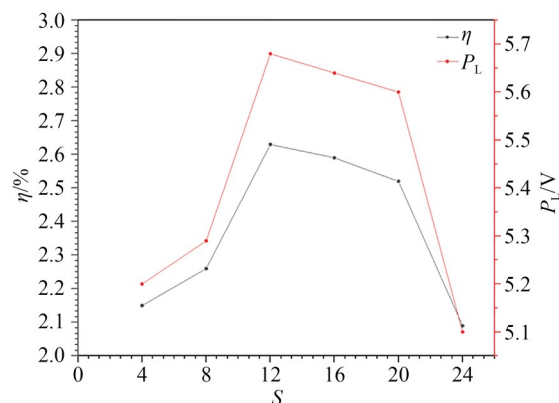


图 6 不同股数下的负载功率与能量传输效率

Fig. 6 Load power and energy transmission efficiency under different number of strands

传输效率先增加后下降。这是因为随着股数的增加,线圈的等效串联电阻下降,交流损耗也会下降,线圈的品质因素增加,一定程度上能提高能量传输效率。相比于单股导线,多股 LITZ 线能够减少由趋肤效应所导致的交流电阻损耗,但当 LITZ 线股数继续增加时,LITZ 因邻近效应所产生的交流电阻损耗会增加,这也导致实验中当股数超过 12 时,线圈损耗增加。实验中得到的接收线圈最佳绕制股数为 12,此时中心最小负载电压为 $5.68\ \text{V}$,负载功率为 $1\ 075\ \text{mW}$,系统的能量传输效率为 2.63% 。

5.3 接收线圈匝数优化

在接收线圈股数优化的基础上进行匝数优化,接收线圈股数采用实验最佳股数 12 股绕制。接收线圈的匝数受体积的限制,为尽量减小接收线圈外径,限制其层数不超过 3。3 层接收线圈的绕制匝数约为 120,实验中控制匝数在 $80\sim 120$,绕制匝数间隔为 10,在与股数优化实验条件相同的情况下得到不同匝数下负载功率与系统能量传输效率的关系,如图 7 所示。

在实验中,随着匝数的增加,负载功率与系统的能量传输效率接近线性增加。接收线圈匝数的变化主要影响线圈间的互感 M 以及接收线圈等效电阻 R_r 。当接收线圈匝数增加时, R_r 增加较快而 M 增加较缓慢。由于所测匝数范围内接收线圈的等效电阻较小,故当匝数增加时能量传输效率与负载电压均会增加。但在实际过程中,接收线圈匝数不宜过大,匝数过大时,线圈等效电阻增加所带来的损耗高于互感增加所带来的

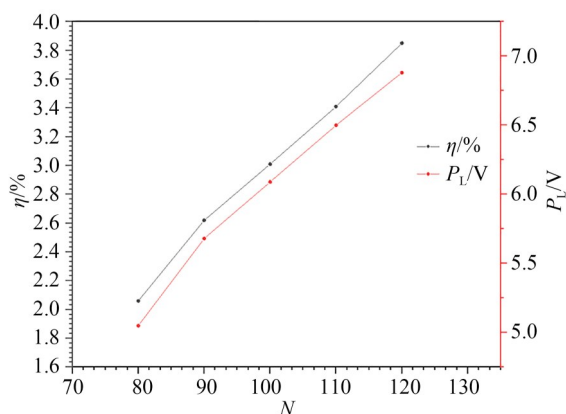


图7 不同匝数下的负载功率与能量传输效率

Fig. 7 Load power and energy transmission efficiency under different turns

增益,系统性能反而会下降,同时接收线圈匝数需要综合考虑线圈尺寸。采用120匝接收线圈得到的中心位置最小朝向负载电压为6.88 V,负载功率为1 578 mW,系统的能量传输效率为3.85%。

5.4 变发射线圈间距实验测试

本文接收线圈采用优化后的12股120匝线圈参数,由于所构建的发射线圈间距可随检测者尺寸灵活调整,满足绝大多数检测者的需求。实验测试在发射线圈间距为300,400以及500 mm的条件下进行。负载电压与对应的接收功率在不同发射线圈间距下的实验结果如表3所示。

表3 不同线圈间距测试结果

Tab. 3 Test results with different coil spacings

线圈间距/ mm	发射电压/V	负载电压/V	接收功率/ mW
300	15	6.88	1 578
400	15	5.36	958
500	15	3.41	388
500	20	4.78	762

参考文献:

- [1] SUNG H, FERLAY J, SIEGEL R L, *et al.* Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries[J]. *CA: a Cancer Journal for Clini-*

实验结果表明,当发射电压为15 V时,在实验间距400 mm的条件下依旧可以提供最低958 mW的接收功率。400 mm的线圈间距在实际中已经能够满足大多数检测者的体型需求。当线圈间距继续增大时,由于所设计的发射线圈尺寸较小,效率下降较快,在500 mm间距下最低接收功率为388 mW,无法满足CR 500 mW的功率需求,将发射电压提高到20 V便可提供762 mW的接收功率,满足CR的正常功率需求。

6 结 论

本文设计了一种新型双维正交矩形螺线管对发射线圈结构的WPT系统,该系统能够通过多维的发射线圈电流控制产生不同方向的合成磁场,为CR在全平面内提供能量。同时,该结构可根据检测者体型灵活调整发射线圈间距,减小功率的损耗,发射线圈内部可嵌入磁芯来提高系统性能。本文通过仿真分析得到了磁芯对磁感应强度分布的影响,并通过实验测试对单维接收线圈进行了股数和匝数的优化。实验结果表明,接收线圈的最佳绕制股数为12,优化匝数为120,在发射线圈间距为300 mm,发射电压为15 V条件下得到中心的最小接收功率为1 578 mW,对应的能量传输效率为3.85%。该WPT系统在300~500 mm发射线圈间距下均可满足CR的功率需求。

由于目前所构建的发射线圈结构只能改变二维平面内合成磁场方向,后续可通过增加另外一个维度的发射线圈来控制改变三维空间合成磁场方向。在实际应用中,由于CR的金属机械结构,会造成一定的涡流损耗以及发热,工作步态的切换会一定程度影响谐振状态,造成功率损耗,这些是目前有待优化的地方。未来,通过磁芯材料和磁路的设计可进一步优化提高系统的整体性能。

cians, 2021, 71(3): 209-249.

- [2] 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)
- [3] 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)
- [4] 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)
- [5] KHAN S R, PAVULURI S K, CUMMINS G, *et al.* Wireless power transfer techniques for implantable medical devices: a review[J]. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2020, 20(12): 3487.
- [6] 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). November 1-5, 2021, Mexico. IEEE, 2021: 5407-5410.
- [7] 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). May 8-10, 2019, Oslo, Norway. IEEE, 2019: 1-5.
- [8] 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.* Structural design and analysis method of new receiving coil for wireless capsule endoscope[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019, 40(11): 55-63. (in Chinese)
- [9] 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. (in Chinese)
- [10] 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). August 25-29, 2015, Milan, Italy. IEEE, 2015: 2263-2266.
- [11] 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 E, 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. (in Chinese)
- [12] 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*, 2017, 64(2): 1113-1122.
- [13] ZHANG X, LU X H, ZHANG X, *et al.* A novel three-coil wireless power transfer system and its optimization for implantable biomedical applications[J]. *Neural Computing and Applications*, 2020, 32(11): 7069-7078.
- [14] 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.
- [15] YANG Y, CUI J L, CUI X. Design and analysis of magnetic coils for optimizing the coupling coefficient in an electric vehicle wireless power transfer system[J]. *Energies*, 2020, 13(16): 4143.
- [16] YE Z H, SUN Y, LIU X F, *et al.* Power transfer efficiency analysis for omnidirectional wireless power transfer system using three-phase-shifted drive

- [J]. *Energies*, 2018, 11(8): 2159.
- [17] LIN D Y, ZHANG C, HUI S Y R. Mathematic analysis of omnidirectional wireless power transfer-part-II three-dimensional systems[J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2017, 32 (1) : 613-624.
- [18] NG W M, ZHANG C, LIN D Y, *et al.* Two- and three-dimensional omnidirectional wireless power transfer [J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2014, 29(9): 4470-4474.

作者简介:



吴劲斌(1999—),男,湖南桃江人,硕士研究生,2021年于北京理工大学获得学士学位,主要从事胶囊机器人、无线能量传输的研究。E-mail: wujinbin@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