DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905621

无线胶囊内窥镜新型接收线圈结构设计与分析方法*

邝 帅[1,2],颜国正[1,2],王志武[1,2],姜萍萍[1,2],韩 玎[1,2]
(1.上海交通大学电子信息与电气工程学院 上海 200240; 2.上海交通大学医疗机器人研究院 上海 200240)

摘 要:目前无线胶囊内窥镜(WCE)供应能量过低,限制了其诊查胃肠道病灶的性能。基于此提出了镂空三维接收线圈,线圈里可放置无线胶囊其他模块,进一步缩小无线胶囊体积。根据电磁场理论提出单匝分析法,分析了此线圈感应电动势和接收功率,并提出均匀度性能指标建立最优化模型,得出线圈最优设计参数;搭建角度姿态旋转平台测量线圈的感应电动势,实验测得感应电动势与理论值误差小于 6%,验证了单匝分析法和线圈设计的合理性;将此线圈供能的无线胶囊内窥镜植入活体猪小肠内,得到的图像传输速率稳定为 30 f/s,分辨率为 400×400。新型线圈可给胶囊内窥镜提供充足稳定的能量,用于胃肠道疾病诊查。单匝分析法的应用不仅限于此结构的线圈,也可用于他它发射、接收装置相对位置和角度变化的植入式医疗设备的功率分析,并且此方法可用于求解发射和接收两级线圈之间的互感等电磁参数。

关键词: 无线胶囊内窥镜;无线能量传输;微型精密医疗设备;性能优化;接收线圈;电磁场理论
中图分类号: R318 TH776.1 **文献标识码**: 文献识别码:A **国家标准学科分类代码**: 460.40

Design of novel structure and analysis method for receiving coil of wireless capsule endoscopy

Kuang Shuai[1,2], Yan Guozheng[1,2], Wang Zhiwu[1,2], Jiang Pingping[1,2], Han Ding[1,2]
(*1.School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China*;
2.Institute of Medical Robotics, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: Currently, the power supply of wireless capsule endoscopy (WCE) is poor, which limits the detection performance for gastrointestinal disease focus. A hollow 3D receiving coil is proposed, in which other modules of the WCE could be placed and the volume of the WCE is reduced further. A single turn analysis method is proposed according to the electromagnetic field theory. The induced electromotive force (EMF) and receiving power of the coil are analyzed. The uniformity performance index is proposed and the optimization model is established. The optimal design parameters of the coil is obtained. An angle attitude rotation platform was built to measure the EMF of the coil. The tested error between the measured EMF and its theoretical value is less than 6%, which verifies the rationality of the single turn analysis method and the coil design. The WCE power supplied with the designed coil was implanted into the intestine of a pig in vivo. The obtained image transmission rate is stably at 30 f/s with resolution of 400 * 400. The novel coil can provide sufficient and stable power, which is used for the WCE to implement gastrointestinal disease detection. The single turn analysis method can not only be applied to the designed coil, but also be applied to the power analysis of other implantable medical devices with altering relative position and angle between transmitter and receiver. The proposed method can also be used to solve the electromagnetic parameters, such as mutual inductance between transmitting and receiving coils.

Keywords: wireless capsule endoscopy; wireless power transmission; micro precise medical device; performance optimization; receiving coil; electromagnetic field theory

收稿日期:2019-09-18 Received Date:2019-09-18
*基金项目:国家自然科学基金(81971767, 61673271, 81601631)、上海市科技支撑项目(19441910600, 19441913800)资助

0 引 言

无线胶囊内窥镜(wireless capsule endoscopy,WCE)以其能全面检测胃肠道部位,且无创、无痛、低风险的优点,近年来成为国内外研究热点[1-2]。传统插管式内窥镜检查时给患者带来很大痛苦,甚至有胃肠穿孔风险,而且由于小肠位于消化道中部且狭长弯曲,传统内窥镜无法深入小肠病灶检查[3]。患者通过口服 WCE,其跟随消化过程在胃肠道内缓慢运动,直至经肛门排出体外。WCE 在接近胶囊尺寸的极其微小空间内高度集成了光源,超短焦医用 CMOS 摄像头、能量供应和无线数据传输等功能模块。检查过程中 WCE 顶部的 LED 灯发光照亮病灶,CMOS 采集病灶图像并通过传输模块无线传输至体外。WCE 以上各行为都需能量驱动,能量供应是 WCE 的技术难题。目前的电池技术无法在如此微小的电池体积内为 WCE 整个工作周期内提供充足的能量,无线能量传输技术(wireless power transmission,WPT)为 WCE 的供能提供了可能[4-5]。

WPT 主要包括发射端和接收端线圈及相关逆变、整流、控制等电路。为提高能量传输效率,发射端可制成类似马甲的形状穿戴在体表,而接收端封装在 WCE 内随着消化过程,其相对发射端的位置和角度随时可能变化[6]。根据电磁感应理论,发射端和接收端的耦合系数会相应变化[7]。可能在接收端处于某些特定位置和角度时,感应到的接收能量太低,导致 WCE 采集的图像出现卡帧、画质模糊、甚至无图像等问题,严重影响医师的诊查,导致病灶漏诊和误诊[8-9]。

WPT 的发射和接收线圈可设计为一维或三维形式。为了让位置和角度一直处于变化中的接收线圈接收尽可能多能量,若采用三维发射线圈,需根据接收线圈的当前空间角度信息实时调整发射线圈磁场方向,来达到二者耦合[10-11]。而接收线圈实时位置角度信息难以获取,而三维发射线圈方向难以控制,这些操作带来的系统结构复杂度极高,而且容易发生电磁干扰和信息错误[12-13]。三维接收和一维发射线圈的组合无需获取接收线圈实时角度信息,是更可行的解决方案[14-15]。

但它也存在一些技术难点:胶囊体积极其有限,而三维接收线圈的占用空间较大,且发热比一维线圈更严重等[5, 16-17]。再者,由于一维发射线圈方向固定,而三维接收线圈在胃肠道内可能处于任意角度,其需在尽可能多的角度下接收到充足的能量,以确保 WCE 不会在接收线圈转到某个角度时因能量不足而无法正常工作,采集的图像模糊甚至无图像。而且当接收线圈在各个角度时,接收到的能量需尽可能均匀一致,以避免感应电动势忽高忽低发生跳变。这不仅损伤电路元件,且增大了图像噪声,导致无病变图像被误诊为病变或病变图像被误以为无病变等问题[18-20]。

目前计算线圈性能和优化设计参数的方法多为基于有限元法等的高计算复杂度模型,计算量大、冗余度高、速度和效率较低,而且未充分利用线圈的电磁场和空间等有效信息。当接收线圈的位置角度参数发生变化,有限元模型需要重新计算。事实上,接收线圈在胃肠道内的位置角度时刻在变化,若用有限元模型将带来巨大的计算量,引起维数灾难[21-23]。

因此,本文提出了一种镂空圆柱体结构的发射线圈,空心部分可用来放置 WCE 其它模块元件,节省空间,并且散热性能优于其它非镂空类型。基于电磁场论提出单匝分析法用来分析此 WPT 的感应电动势和接收功率情况。本文提出均匀度性能指标,构建最优化模型求出此新型结构线圈的最优设计参数。通过角度旋转平台测量处于不同角度的接收线圈的感应电动势,验证了单匝分析法和线圈结构的合理性。在活体猪小肠内进行 WCE 成像实验,验证了此线圈的实际供能表现。

1 新型线圈结构

胶囊内镜系统主要由以下几部分组成:无线胶囊,便携式数据存储器和交互式控制界面。无线胶囊模块构成如图 1 所示。图像传感器捕获胃肠道图像数据,将其压缩转化后无线传送给佩戴于体外近旁的数据存储器;存储器将其存储在多媒体存储卡上,然后传送给控制界面显示,供医师实时诊查患者病情。整个过程中,能量供应至关重要。若能量供应不足,则图像质量下降,传输速率下降。

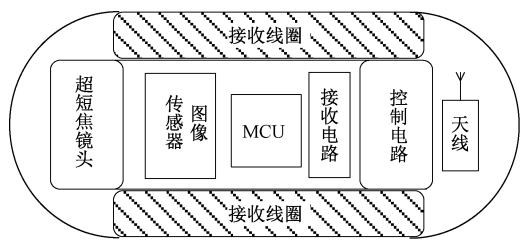


图 1 无线胶囊内窥镜结构

Fig.1 Structure of the wireless capsule endoscopy

1.1 无线能量传输系统

无线供能系统主要包括以下 4 部分:控制电路,发射端线圈、接收端线圈和接收电路,如图 2 所示。控制电路发送 218 kHz 的驱动信号,经放大后成为交流电进入发射端线圈,产生交变电磁场。经本课题多年的实验经验,发射线圈结构选定为螺线管对,绕制在空心圆柱体上,圆柱体直径 40 cm,两螺线管高度均为 7 cm,二者中心距离为 20 cm,尺寸正好可套在体腔外。绕制产生的磁感应强

度在满足传输功率的前提下,尽可能均匀,如图 3 所示。接收端线圈的感应电流经整流后作为直流电供 WCE 使用。其中,电容 C_1, C_2,电阻 R_1, R_2 和负载 R_L 与能量传输效率有关。

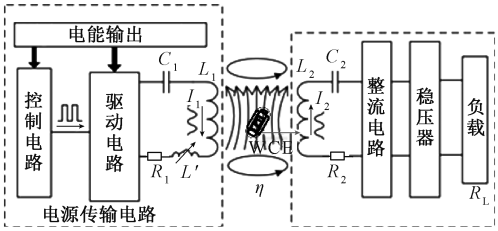


图 2　无线供能系统各模块工作原理

Fig.2　The module operation principle diagram of the wireless energy supply system

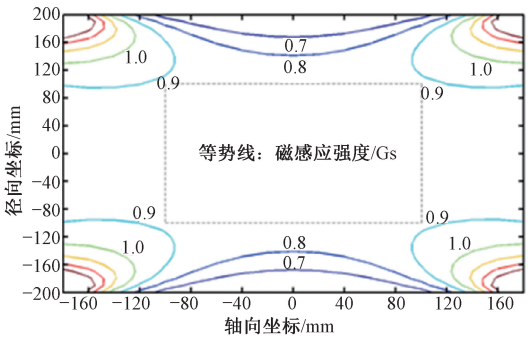


图 3　发射线圈磁感应强度在中心截面的分布

Fig.3　The distribution of magnetic induction intensity of transmitting coil on the central cross section

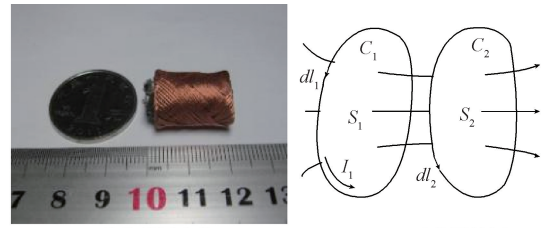
发射线圈穿戴于体腔外,接收线圈被封装在胶囊内进入消化道,二者之间尺寸差异巨大,距离较远,其电磁感应方式为弱耦合。发射电流越大,可接收到的能量越大;但过大的发射电流产生的电磁场太强,会损伤人体组织,故发射电流至多只能达到安全上限就不再增加。所以能量传输效率和稳定性对于无线胶囊的能量问题至关重要。本文主要分析在安全范围内和最小功率需求下的最大接收功率优化问题。

1.2　接收端设计与建模

1)接收线圈新型结构

接收线圈的结构受到诸多限制:胶囊尺寸、胶囊内各成像照明供能传输控制等模块的位置摆放关系等。本文提出一种新的线圈结构,绕制在空心圆柱侧面,不占用圆柱两底面,这样空心接收线圈里可用来放置别的功能元件,胶囊内镜尺寸进一步缩小,更适合患者吞咽。此线圈在结构上虽只占用二维空间,在功能上却与已有三维线圈同样拥有 3 个维度的接收功率。设计参数的优化分析过程如下。

接收端线圈实物结构如图 4(a)所示。绕制方法如图 5 所示。圆柱体底面圆等分为 3 段弧,每段代表一组线圈。从上底面圆上任一点如 A_1 沿圆柱绕至其关于中心对称点,位于下底面圆的 B_1,然后回到上底面 A_1 在逆时针方向相邻的点 A_2,若忽略顶点从 A_1 移到 A_2 产生的变化,此曲线围成的图形为一椭圆。继续从 A_2 出发,绕至其对称点位于下底面的 B_2,然后回到 A_3,重复此过程可完成线圈绕制。



(a) 接收线圈实物　(b) 一对单匝线圈

(a) Photo of the receiving coil　(b) A pair of single turn coils

图 4　三维接收线圈和一对单匝线圈

Fig.4　3D receiving coil and a pair of single turn coils

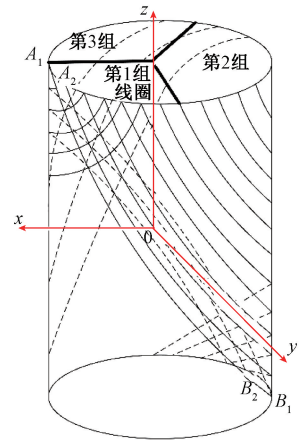


图 5　接收线圈绕制方式几何结构

Fig.5　The geometric structure diagram of the receiving coil winding method

2)接收线圈新型计算模型

胶囊进入人体后随着消化过程进入胃和小肠,其位置和角度可能一直处于变化中。从电磁场理论的角度,将每个单匝线圈作为最小单位,分析不同情形下的传输功率有效性和稳定性,根据法拉第电磁感应定律,首先应考虑接收端线圈在各种可能位置和角度下的感应电动势。先从最简单的单匝线圈开始分析,多匝线圈原理与其相同。记发射端线圈为 C_1,接收线圈为 C_2,如图 4(b)所示。胶囊在消化过程中缓慢行进,发射和接收线圈间相对运动可忽略,即动生电动势可忽略。根据法拉第定律,感应电动势 e 与磁通量变化率有关:$e=-\dfrac{\mathrm{d}\Psi}{\mathrm{d}t}$,且 $\Psi=$

$\int_S \boldsymbol{B}\cdot \mathrm{d}\boldsymbol{S}$。结合上述两式,得:

$$e=-\int_S \frac{\partial \boldsymbol{B}}{\partial t}\cdot d\boldsymbol{S} \tag{1}$$

式中:S 为接收线圈围成的面;$\boldsymbol{B}$ 为发射线圈产生的磁感应强度。根据毕奥萨伐定律,距离发射线圈位置 r 处的磁感应强度可表示为:

$$\boldsymbol{B}(r)=\frac{\mu_0}{4\pi}\oint_{C_1}\frac{I_1 dl\times r}{r^3} \tag{2}$$

式中:I_1 为发射电流;μ_0 为真空磁导率。结合式(1)~(2),得:

$$e=-\frac{\mu_0}{4\pi}\frac{dI_1}{dt}\int_S\oint_{C_1}\frac{dl\times r}{r^3}\cdot \mathrm{d}S \tag{3}$$

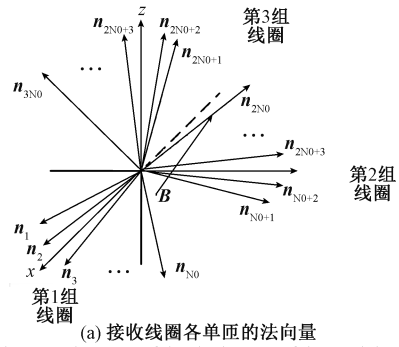
在谐振状态下,纯负载 R_L 容易测得,接收功率可表示为:

$$P_L=\frac{e^2}{R_L} \tag{4}$$

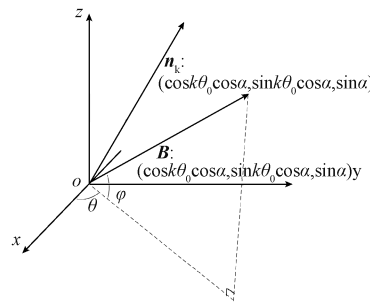
接收线圈在胃肠道内,每时每刻都在改变其与发射线圈的相对位置和角度。即使接收线圈发生很小的角度改变,也可能导致其与发射线圈失耦合,使感应电动势迅速下降。受人体组织生物安全性限制,I_1 有安全上限。根据式(3),提高感应电动势的关键有效方法是增大与 S 有关的有效面积。

发射线圈与受检者体腔保持相对位置和方向固定,故可将其视作相对静止状态,将接收线圈视作一直在做相对运动。基于发射线圈形状的对称特性,其磁感应强度具有旋转对称性,发射线圈圆柱体中心轴线与底面圆半径围成的任意一个矩形内的所有点包含了整个圆柱体内的磁场信息。结合人体消化道的分布位置,取中心轴线正半轴长 0.17 m 和底面圆上 0.12 m 线段围成的矩形 P 即可。记未发生角度位置偏移时的接收线圈中心为原点,中轴线为 z 轴,原点与第 1 组线圈起点的连线为 x 轴,建立右手坐标系如图 6 所示。取接收线圈中心点 C 处,记其发射线圈磁感应强度为 $\boldsymbol{B}_c$,其坐标为 $\boldsymbol{B}_c=|\boldsymbol{B}_c|\cos\varphi(\cos\theta,\sin\theta,\tan\varphi)$。其中,$|\boldsymbol{B}_c|$ 为 $\boldsymbol{B}_c$ 的范数,φ 为轴向偏移角,即 $\boldsymbol{B}_c$ 与 xoy 平面夹角,θ 为径向偏移角,即 $\boldsymbol{B}_c$ 在 xoy 平面投影与 x 轴夹角。由于发射和接收线圈尺寸之间存在数量级差异,不妨假设发射线圈的磁感应强度在微小尺寸的接收线圈圆柱体内近似相同,均为 $\boldsymbol{B}_c$。只有当接收线圈发生位置移动时点 C 位置变化,$\boldsymbol{B}_c$ 强度随之变化,在中心截面的分布如图 6(a) 所示。在取定点 C 处,接收线圈的每个单匝与 $\boldsymbol{B}_c$ 夹角不同,每匝线圈在磁感方向的有效面积(即投影面积)不同,下面将根据电磁场理论,提出单匝分析法。

每组接收线圈的层数均为 L_0,每层匝数为 N_0,用利兹线绕制。先分析 1 组接收线圈的有效面积,同一组内任意两单匝线圈之间的磁场相互作用可忽略[24]。每组



(a) 接收线圈各单匝的法向量
(a) The normal vectors of the single turns of the receiving coil



(b) 线圈法向量与发射线圈磁感应强度
(b) The coil normal vector and the magnetic induction intensity of the transmitting coil

图 6 接收线圈坐标系

Fig.6 The coordinate system of the receiving coil

线圈占用弧长为其底面圆的 1/3,故每个单匝占用弧的角度为 $\theta_0=2\pi/3N_0$。记第 1 组线圈 N_0 个单匝的法向量分别为 $\boldsymbol{n}_1,\boldsymbol{n}_2,\cdots,\boldsymbol{n}_{N_0}$。其中任意法向量 $\boldsymbol{n}_k$ 的坐标为 $\cos\alpha\cdot(\cos k\theta_0,\sin k\theta_0,\tan\alpha)$,所有法向量与底面圆夹角相等均为 α,且任意两相邻法向量之间夹角相等为 θ_0,如图 6(b) 所示。记接收线圈圆柱体高为 h,底面圆半径为 r,由几何关系得 α 与圆柱体径高比满足 $\tan\alpha=2r/h$。每个单匝椭圆的长短半轴分别为 $2r/\sin\alpha$ 与 2r,椭圆面积 S_k 均相同,记为 S_0。把 $\boldsymbol{B}_c,n_k$ 的坐标代入式(1),得第 k 匝线圈的感应电动势 e_k 为:

$$e_k=\frac{\partial \boldsymbol{B}_C\cdot \boldsymbol{S}_k}{\partial t}=\frac{\partial \boldsymbol{B}_C\cdot \boldsymbol{n}_k|\boldsymbol{S}_k|}{\partial t}=\frac{\mathrm{d}I_1}{\mathrm{d}t}S_0\boldsymbol{N}_C\sigma_k(\alpha;\theta,\varphi) \tag{5}$$

式中:角度参数为 $\sigma_k(\alpha;\theta,\varphi)=\cos\varphi\cos\alpha(\cos k\theta_0\cos\theta+\sin k\theta_0\sin\theta+\tan\varphi\tan\alpha)$。

根据式(2),$\frac{\partial|\boldsymbol{B}_C|}{\partial t}=\boldsymbol{N}_C\frac{\mathrm{d}I_1}{\mathrm{d}t}$,其中位置参数 $N_C=\frac{\mu_0}{4\pi}\left|\oint_{C_1}\frac{\mathrm{d}l\times r_C}{r_C^3}\right|$ 只与所处位置 C 的坐标相关,与接收线圈设计参数无关。当 C 选定其值即确定,N_C 值可根据纽曼公式算得。由式(5)不难发现,角度参数 $\sigma_k(\alpha;\theta,\varphi)$ 和位置参数 N_C 决定了接收端与发射端之间的互感。

第 1 组线圈的感应电动势 $e^{(1)}$ 为其各单匝之和,即:

$$e^{(1)} = L_0 \sum_{k=1}^{N_0} e_k = \frac{\mathrm{d}I_1}{\mathrm{d}t} S_0 N_C L_0 \sum_{k=1}^{N_0} \sigma_k(\alpha;\theta,\varphi) \tag{6}$$

同样的方法,可得第 2、3 组线圈的感应电动势 $e^{(2)}$ 和 $e^{(3)}$。串联连接电路中,整个接收线圈感应电动势为:

$$e = e^{(1)} + e^{(2)} + e^{(3)} \tag{7}$$

上述已得接收线圈在特定位置 C 和特定偏移角度(θ, φ) 下的感应电动势。要得到接收线圈各种角度下的感应电动势,借助相对运动关系,先取定位置为点 C,将角度参数 $\sigma_k(\alpha;\theta,\varphi)$ 取值遍历 φ,θ 的定义域[0,2π],同时将接收线圈视为静止即可;要进一步得到接收线圈在人体各位置下的感应电动势,可将 N_C 遍历点 C 所在矩形 P。

2　最优化设计

根据上节给出的接收线圈新型结构和计算模型,结合胃肠道内工作环境的特点和要求,进行接收线圈的最优化设计。

2.1　设计目标

胶囊内窥镜的工作模式分为节能模式和正常模式。在接收功率较低时,系统将自动进入节能模式,降低照明亮度、成像分辨率、图像传输帧率,这将导致诊查图像上产生很多噪声暗点和模糊点,显然这不利于病灶诊查的准确率。理想的情况当然是接收功率始终充足,胶囊始终处于正常工作模式。但弱耦合方式下,在目前的技术条件下无法确保胶囊在任何位置和角度处都能有充足的接收功率。在保证接收功率高于某个最小值的前提下,尽可能让感应电动势的变化平缓,防止电压急剧变化导致照明灯忽明忽暗急剧闪烁,图像出现很大噪声甚至瞬时电流过大致使元件损坏。为此,引入一个新的参数电动势均匀度 e_{unf}。

$$e_{\mathrm{unf}} = \frac{e_{\max} - e_{\min}}{e_E} \tag{8}$$

式中:$e_{\max}$、$e_{\min}$ 分别为在所有位置和角度下感应电动势最大最小值。e_E 为积分意义下的均值,定义如下:

$$e_E = \frac{2}{HR_0} \int_0^{H/2} \int_0^{R_0} \left(\frac{1}{4\pi^2} \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} e \mathrm{d}\theta \mathrm{d}\varphi \right) \mathrm{d}x \mathrm{d}z \tag{9}$$

e_{unf} 越小,胶囊内镜的工作平滑度稳定性越好。H 为发射端高度也即矩形 P 的宽,R_0 为矩形 P 的长。此定义用到电动势的全局期望 e_E,比局部参数 能更真实地反映实际工作性能。

2.2　约束条件

根据相关规定和已往试验,主要约束条件:接收端温度小于 42.5℃,最小工作功率 P_d 为 400 mW[25]。

Pennes 方程被广泛用于模拟生物组织传热问题,温升 τ 与功率的关系:

$$P = K_T S_0 \tau \tag{10}$$

式中:K_T 为线圈散热系数,与绕线材质有关。接收线圈的发热由内阻导致,最大温升为:

$$\tau_{\max} = \frac{R_r}{R_L K_T S_0} \max(P_L) \tag{11}$$

式中:R_r 为接收线圈内阻,其计算公式为:

$$R_r = \frac{24 N_0 L_0 \rho_c}{\pi d_0^2} r \left(\frac{\pi}{2} - 1 + \frac{1}{\sin\alpha} \right) \tag{12}$$

式中:d_0 为利兹线线径;ρ_c 为电导率,其中椭圆周长由高斯公式近似计算。温升约束可转化为:

$$\frac{6 N_0 L_0 \rho_c}{\pi^2 K_T R_L d_0^2} \left[\left(\frac{\pi}{2} - 1 \right) \sin(\alpha + 1) \right] \max(P_L) \leqslant 5.5 \tag{13}$$

最小功率约束为:

$$\min(P_L) \geqslant 0.5 \tag{14}$$

空间尺寸约束如下:接收端外径小于 0.01 m,而内部镂空用来摆放电路模块,为预留足够空间,内径不小于 0.006 m,而内径可表示为 $3N_0 d_0/(2\pi)$。L_0 层绕线堆叠后的厚度为 $d_0(\sqrt{3}(L_0 - 1)/2 + 1)$[25]。空间尺寸约束转化为:

$$\frac{3 N_0 d_0}{2\pi} \geqslant 6 \times 10^{-3} \tag{15}$$

$$d_0 L_0 \leqslant 4 \times 10^{-3} \tag{16}$$

结合式(8)、(13)~(16),可提炼出最优化问题,目标函数为:

$$\mathrm{Min}\ (e_{\mathrm{unf}}) \tag{17}$$

约束条件为式(13)~(16),主要优化设计参数是 d_0、N_0、L_0 和 α。

2.3　最优化求解

该优化模型的主要难点在于:式(8) 含有关于 N_0 的求和项,其表达式随 N_0 取值变化而改变。缩小 N_0 范围有利于简化目标函数形式,降低问题复杂度。由于 N_0 只能取整数值,通过式(12)、(14) 和(15),可得它的大致取值范围在 10 ~ 20 匝。N_0 的取值范围较小,可通过遍历取值范围,求出各 N_0 取值对应的表达式(8) 的局部最优解,然后比较这些局部最优解,得全局最优解。首先应寻找最优 N_0 值。对于每个取定的 N_0,问题退化为表达式显式确定的常规优化问题。以 0.01 为步长在 tanα 的取值区间[0.5, 2] 等距离提取 151 个离散点,求出这 151 个 tanα 对应的 e_{unf},最小值即为此 N_0 对应的局部最优解。对于每个设计参数取定的发射和接收线圈,e_{unf} 可按如下方法求得,以 0.001 m 为步长将矩形 P 划分为 120 × 170 个元素的网格,以 π/180 为步长将 θ,φ 等分为 360 × 360 的网格。在离散网格上比较求得 e 关于位置和角度的最值 $e_{\max}$ 与 $e_{\min}$,即可求得此组设计参数对应的 e_{unf}。比较各

N_0 对应局部最优解，得全局最优解和对应的 N_0 等最优设计参数。

经前期实验论证，层数最多为 4，否则线圈发热严重，回路电流过大有损坏风险。且层数越多接收功率越高，故选定层数为 4。线径也应尽可能大，便于散热，选为 1.1 mm。以上参数组合给接收线圈内部留出了足够多空间放置其他功能模块。根据上述约束条件作出可行域如图 7 和 8 所示。

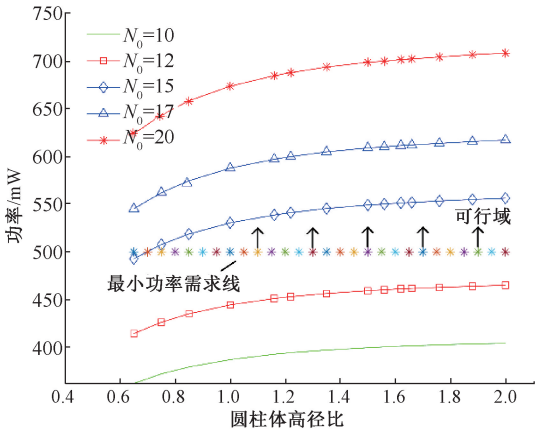


图 7 需求功率约束对应的可行域

Fig.7 The feasible region corresponding to demanding power constraint

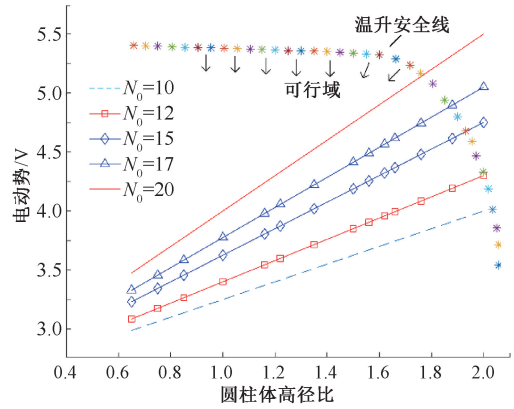


图 8 温升安全约束对应的可行域

Fig.8 The feasible region corresponding to temperature rise safety constraint

可行域为图 7 最小需求功率线右上方区域与图 8 温升安全线左下方区域的交集。整个可行域内的可行解如图 9 所示。其中图 9(a)为所有可行解对应的目标函数，其结果不够直观。对于不同的 N_0，如 13、15、17、19、20，分别将其对应的那部分可行解单独作图，如图 9(b) ~ (f) 所示。其中，x 轴为各 N_0 值相应的 tanα 可行域，y 轴为目标函数 e_{unf} 取值。对于每个 N_0，有相应的局部最优解。对于整个可行域，全局最优解为 53.64%，在 N_0 = 16，α = arctan 0.58 处取得。

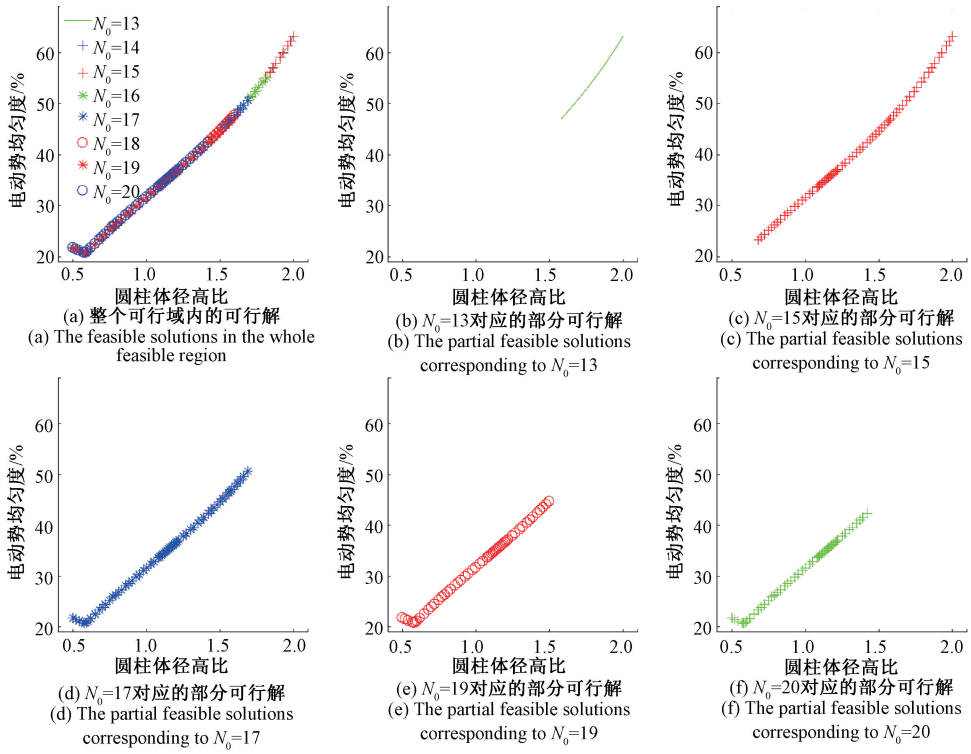


图 9 可行解分布情况

Fig.9 Feasible solution distribution:

3　实验验证

3.1　单匝计算模型验证

为验证本文提出的式(5)~(7)的合理性,搭建实验平台,测量电动势与其计算值对比如图 10 所示。绕制了 3 组均为 35 匝 3 层的接收线圈,放入前述发射线圈内 (0, 0.035, 0) 位置处,采用旋转舵机使 φ 和 θ 均以 15°为步长,从 0°转动到 180°,测量出这 169 种角度姿态下的感应电动势值。为减小测量误差,线圈在每个特定姿态下停留 100 s,每隔 10 s 测一次电动势值,求出 10 次测量值的均方根作为该角度姿态下的电动势测量值,如图 11所示。

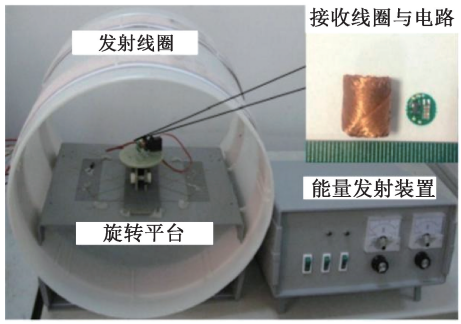


图 10　感应电动势测量装置

Fig.10　The induced EMF measurement device

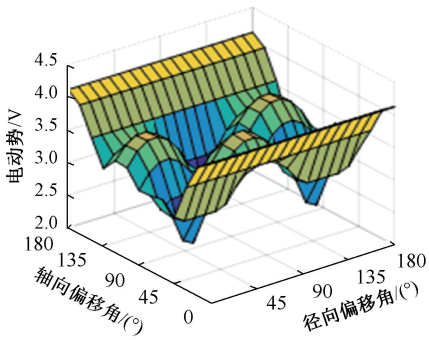


图 11　在特定位置各角度对应的电动势测量值

Fig.11　The corresponding measured values of the induced EMF at the specific position and various angles

将测量值与式(5)~(7)计算值对比,误差如图 12 所示。曲线表示在特定 θ 值下不同 φ 值对应的计算值与测量值误差。误差来源有以下几方面,式(5)忽略了同一组内任意两单匝线圈之间的磁场相互作用,且假设发射线圈的磁感应强度在微尺寸的接收线圈圆柱体内分布近似相同,在将来的工作中,需将这些因素考虑进来,以进一步提升式(5)的精度;再者手工绕制的线圈与理论设计存在结构和尺寸方面的轻微误差,一定程度上这增大了图 12 的误差值,但上述公式的误差仍很小,计算精度较高,可用来计算此种新型线圈的感应电动势。根据实验得出,此分析方法不仅可用于此结构的接收线圈,亦可用于各种植入式生物医学微型设备接收线圈的感应电动势和接收功率分析。

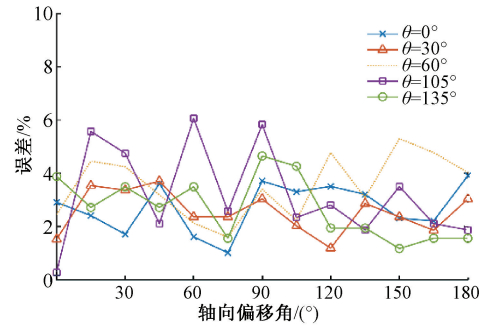


图 12　各角度姿态下计算值与测量值之间的误差

Fig.12　The errors between the calculated and measured values at different angles

3.2　实验验证线圈性能

对于优化模型和结果,搭建实验平台验证其可行性和精确度。为避免复杂因素影响,直接通过手术将其植入活体实验猪的小肠内。小猪生理指标健康正常,手术前 24 h 禁食,只给其饮水来促进它的胃肠道排空。与医院合作,进行植入手术,而后将发射线圈套在腹部外,且不让其身体接触发射线圈内壁,拍摄小肠壁图像,如图 13所示。图像传输速率稳定为 30 f/s,未出现卡顿。胶囊在猪小肠内随机行进和偏转到任意位置和角度,图像亮度清晰度均很高。且工作数小时也无过热的问题,图像传输和图片质量都稳定正常。这也表明胶囊接收到了充足的能量。此线圈能量接收高效且稳定,可用于胶囊内窥镜等位置角度随时变化的微型医疗设备。

(a) 手术植入无线胶囊内窥镜至活体实验猪小肠内
(a) The WCE is implanted into the intestine of a pig in vivo

(b) 使用此接受线圈供能的无线胶囊内窥镜拍摄到的小肠壁图像
(b) The intestine images captured using a WCE power supplied with the designed receiving coil

图 13　WCE 植入实验猪小肠及其拍摄的图像

Fig.13　The WCE is implanted into the intestine of a pig and four images taken with the WCE

4 结 论

为解决胶囊内窥镜能量供应不足的问题,本文设计了一种新型空心三维接收线圈。特意空出的圆柱体内可放置其他功能模块,进一步缩小胶囊体积。本文基于电磁场论提出了单匝分析法,用其分析新型线圈的感应电动势和接收功率,提出接收功率均匀度作为目标函数。求解最优化模型,得出线圈最优设计参数。搭建角度姿态旋转平台,测量线圈实际感应电动势,计算值与测量值的误差小于6%,验证了分析方法和线圈结构的合理性。通过手术,将采用此种线圈供能的胶囊内窥镜植入活体猪小肠内采集图像,传输速率稳定为 30 f/s,分辨率为400×400。能够为发射端接收端之间位置角度随时变化的微型医疗设备提供能量。基于电磁场论的单匝分析法不仅限于此结构的线圈,也可用于其他植入式医疗设备。本文方法也可用于求解发射和接收两级线圈之间的互感等电磁参数。

参考文献

[1] 辛文辉,颜国正,王文兴, 等. 胶囊内窥镜能量接收稳定性研究 [J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(11): 2433-2437.
XIN W H, YAN G ZH, WANG W X, et al. Study on stability of power receiving for capsule endoscopes [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(11): 2433-2437.

[2] PUGA R, DINIS M, FERREIRA J, et al. Wireless power transfer endoscopy capsule-CAP4U [J]. Health and Technology, 2019, 9(1): 45-55.

[3] 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.

[4] 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.

[5] MALATHKAR N V, SONI S K. Low complexity image compression algorithm based on hybrid DPCM for wireless capsule endoscopy [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2019(48): 197-204.

[6] YUN J, SONG C, LEE H, et al. Stretchable array of high-performance micro-supercapacitors charged with solar cells for wireless powering of an integrated strain sensor [J]. Nano Energy, 2018(49): 644-654.

[7] ALSAYEGH M, SAIFO M, CLEMENS M, et al. Magnetic and thermal coupled field analysis of wireless charging systems for electric vehicles [J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2019, 55(6): 304-307.

[8] MASHHADI I, PAHLEVANI M, HOR S, et al. A new wireless power transfer circuit for retinal prosthesis [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2019, 34(7): 6438-6452.

[9] 贾晓航,张沁园,颜青来,等. 胶囊内窥镜像素数的匹配率和分辨有效性评价法研究[J]. 光电工程,2019, 46(1):21-27.
JIA X H, ZHANG Q Y, YAN Q L, et al. The study of methods for evaluating the matching rate of capsule endoscope pixels and its resolution effectiveness [J]. Opto-Electronic Engineering, 2019, 46(1):21-27.

[10] 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):1060-1065.
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 Instrument, 2011, 25(12):1060-1065.

[11] CHARFI S, ANSARI M E, BALASINGHAM I. Computer-aided diagnosis system for ulcer detection in wireless capsule endoscopy images [J]. IET Image Processing, 2019, 13(6): 1023-1030.

[12] SHAO G L, TANG Y C, TANG L Q, et al. A novel passive magnetic localization wearable system for wireless capsule endoscopy [J]. IEEE Sensors Journal, 2019, 19(9): 3462-3472.

[13] SON D, DONG X, SITTI M. A simultaneous calibration method for magnetic robot localization and actuation systems [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2019, 35(2): 343-352.

[14] 贾智伟,颜国正,石煜,等. 无线供能系统接收装置的结构设计[J]. 北京生物医学工程, 2013, 32(3): 296-300.
JIA ZH W, YAN G ZH, SHI Y, et al. Structure design on receiving coils of the wireless power transmission system [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2013, 32(3): 296-300.

[15] 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.

[16] JEONG S Y, PARK J H, HONG G P, et al. Autotuning control system by variation of self-inductance for dynamic

wireless EV charging with small air gap [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2019, 34(6): 5165-5174.

[17] ZHANG H, GAO S P, NGO T, et al. Wireless power transfer antenna alignment using intermodulation for two-tone powered implantable medical devices [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2019, 67(5): 1708-1716.

[18] 卢令,蔡乐才,陈冬君, 等. 胶囊内窥镜五维磁定位技术的研究[J]. 实验室研究与探索, 2019, 38(2): 36-40.
LU L, CAI L C, CHEN D J, et al. Research on 5-dimensional magnetic positioning technique for capsule endoscope [J]. Research and Exploration in Laboratory, 2019, 38(2): 36-40.

[19] HE J Y, WU X, LIANG Y G, et al. Hookworm detection in wireless capsule endoscopy images with deep learning [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2018, 27(5): 2379-2392.

[20] LIU G, YAN G ZH, KUANG SH, et al. Detection of small bowel tumor based on multi-scale curvelet analysis and fractal technology in capsule endoscopy [J]. Computers in Biology and Medicine, 2016, 70(2): 131-138.

[21] 何秀,颜国正,马官营. 互感系数的影响因素及其对无线能量传输系统效率的影响[J]. 测控技术, 2007, 26(11):57-60.
HE X, YAN G ZH, MA G Y. Mutual inductance′s affecting factors and its affection to the energy transmission efficiency of wireless energy transmission system [J]. Measurement & Control Technology, 2007, 26(11): 57-60.

[22] YU Y, LUO Y. Inductance calculations for non-coaxial Bitter coils with rectangular cross-section using inverse Mellin transform [J]. IET Electric Power Applications, 2019, 13(1): 119-125.

[23] ZHU Y, CHEN B, LUO Y, et al. Inductance calculations for coils with an iron core of arbitrary axial position [J]. Electromagnetics, 2019, 39(2) 99-119.

[24] 沈娜,李长生,张合. 磁耦合共振无线能量传输系统建模与分析[J]. 仪器仪表学报, 2012, 33(12): 2735-2741.
SHEN N, LI CH SH, ZHANG H. Modeling and analysis of wireless power transmission system based on magnetic coupling resonance [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2012, 33(12): 2735-2741.

[25] JIA ZH W, YAN G ZH, 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.

作者简介

邝帅,2013 年于北京理工大学获得学士学位,现为上海交通大学博士研究生,主要研究方向为精密医疗机器人和无线能量传输。
E-mail:alex222@ sjtu.edu.cn

Kuang Shuai received his B. Sc. degree from Beijing Institute of Technology in 2013. Now, he is a Ph. D. candidate in Shanghai Jiao Tong University. His main research interests include precise medical robot and wireless power transmission.

颜国正(通信作者),1993 年于吉林工业大学获得博士学位,现为上海交通大学教授、博士生导师,主要研究方向为精密医疗机器人和微机电系统。
E-mail:gzhyan@ sjtu.edu.cn

Yan Guozheng (Corresponding author) received his Ph. D. degree from Jilin University of Technology in 1993. Now, he is a professor and Ph. D. supervisor in Shanghai Jiao Tong University. His main research interests include precise medical robot and micro electromechanical system.