

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2311811

# 抗线圈偏移与倾斜的人工肛门括约肌经皮 能量传输系统\*

王立超<sup>1,2</sup>, 颜国正<sup>1,2</sup>, 姜萍萍<sup>1,2</sup>, 陈叶淋<sup>1,2</sup>

(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)

**摘 要:**传统的经皮能量传输系统大多采用开环系统,充电过程中患者要尽量保持不动,否则会导致线圈错位或翻转,影响接收功率导致不能正常充电。针对上述问题,本文首先采用 LCC-S 拓扑结构实现了接收端恒压特征,然后基于互感估计和原边功率补偿的方法实时调节发射端发射功率对接收端电压进行控制。仿真和体外实验结果显示,该系统可以使得接收端输出电压在锂电池整个充电过程中恒定不变;该系统可以允许接收线圈在轴向偏移 25 mm 内、横向偏移 22 mm 内、翻转角度 80° 内进行有限姿态变化,使得患者可以在充电过程中适量运动,大大提高了经皮能量传输系统的稳定性与可靠性,对人工肛门括约肌系统的进一步应用有重要意义。

**关键词:**人工肛门括约肌;经皮能量传输;闭环控制;线圈偏移与倾斜

**中图分类号:** TH772 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

## Transcutaneous energy transfer system for artificial anal sphincter resistant to coil offset and rotation

Wang Lichao<sup>1,2</sup>, Yan Guozheng<sup>1,2</sup>, Jiang Pingping<sup>1,2</sup>, Chen Yelin<sup>1,2</sup>

(1. School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China;  
2. Shanghai Intelligent Drug Treatment and Rehabilitation Engineering Technology Research Center, Shanghai 200240, China)

**Abstract:** Many conventional transdermal energy transmission systems are designed as open-loop systems. It is crucial for patients to maintain stillness during the charging process since any movement can lead to misalignment or flipping of the coil. This can adversely affect the power received and disrupt the normal charging procedure. Regarding the above-mentioned issues, the LCC-S topology was used to achieve constant voltage characteristics at the receiver end. Then, a method based on mutual inductance estimation and primary-side power compensation was employed to dynamically adjust the transmit power at the transmitter end and effectively control the voltage at the receiver end. The simulation and in vitro experimental results demonstrate that this system can maintain a constant output voltage at the receiving end throughout the entire charging process of the lithium battery. The system allows for limited positional changes of the receiving coil, including axial displacement within 25 mm, lateral displacement within 22 mm, and rotation within an angle of 80°. This enables patients to engage in moderate movement during the charging process, greatly improving the stability and reliability of the transcutaneous energy transfer system. It has significant implications for the further application of artificial anal sphincter systems.

**Keywords:** artificial anal sphincter; transcutaneous energy transfer; closed-loop control; coil offset and tilt

## 0 引 言

人工肛门括约肌(artificial anal sphincter, AAS)是目前治疗大便失禁最有前景的医疗装置,其通过体内假体

模拟肛门控便肌群对肠道排泄物进行控制与释放,使得患者可以像正常人一样恢复控便排便功能<sup>[1]</sup>。近年来国内外相关研究人员开发了多种 AAS 系统,然而均由于存在植入周期短、植入处感染坏死等问题,导致 AAS 难以临床应用<sup>[2]</sup>。

收稿日期:2023-08-17 Received Date: 2023-08-17

\* 基金项目:国家自然科学基金(81971767,62273225,61673271,62103267)、上海市自然科学基金(21ZR1429900)项目资助

美国科研人员首先研制人造直肠括约肌 (artificial bowel sphincter, ABS), 采用手动挤压微型泵方式实现肠道挤压从而对粪便进行控制<sup>[3]</sup>, 但其由于需要反复按压水泵, 极易导致水泵植入处组织坏死。近年来研究人员基于形状记忆合金研制了恒力夹持人造肛门, 虽然结构简单, 但是只能实现简单夹持功能<sup>[4]</sup>; 其中, AAS 采用的经皮能量传输 (transcutaneous energy transfer, TET) 系统摆脱了线缆式能量传输导致的接触处感染问题和植入式电池的储能不足问题<sup>[5]</sup>, 使得人工肛门括约肌可以长期植入于体内而不必担心能量不足, 大大提高了人工肛门括约肌系统的植入时间。

当前, 用于植入式医疗设备的 TET 系统主要包括体外发射装置和体内接收装置, 其中体内外线圈基于磁耦合谐振原理进行无线能量传输, 在能量发射和接收端对线圈采用串联-串联补偿网络 (S-S)<sup>[6-7]</sup>。然而, S-S 型拓扑结构具有接收电压易随负载变化、系统容易失谐等缺点, 使得输出电压难以闭环控制, 严重影响传输性能。另外, 现有的 TET 系统大多采用开环工作方式, 在为体内锂电池充电过程中, 患者要尽量保持不动, 否则肌肉的挤压很容易导致线圈错位或倾斜, 从而导致接收端电压降低, 接收功率不足以正常为锂电池充电, 因此该缺点限制了患者的正常运动, 不符合实际应用。另外活体实验结果表明, AAS 接收端在长时间植入过程中由于组织增生包裹容易导致植入处生物组织出现肿胀<sup>[8]</sup>, 从而使得发射线圈 (transmitting coil, TX) 和接收线圈 (receiving coil, RX) 间距增大并且不再对准, 影响正常的能量传输。

针对用于 AAS 的 TET 系统, 华芳芳等<sup>[9]</sup>通过优化线圈和铁氧体磁芯增大了发射功率, 然而其采用的圆柱形铁氧体使得发射线圈重量较大难以携带, 且采用开环系统无法控制接收端电压; Ke 等<sup>[10]</sup>在用于 AAS 的 TET 系统中通过改变一次侧工作频率的方法来实现发射端功率调节, 虽然实现了接收端电压稳定, 但是系统工作频率改变后发射端存在失谐, 传输效率仅为 67.5%; Si 等<sup>[11]</sup>通过对初级侧的电容器进行开关控制改变初级电路的有效电容, 调节发射功率。然而, 这种方法需要系统配备额外的开关器件和较多的谐振电容器, 控制也较复杂; Fu 等<sup>[12]</sup>通过压缩阻抗的方式使得发射端可以在线圈严重错位的情况下, 总效率至少为 70%, 然而该方法仅适用于 E 类功率放大器, 不适用于普遍的 H 桥逆变器控制; 另外, Fu 等<sup>[13]</sup>还通过初级侧电压控制的方式应对负载阻抗的变化, 然而不能用于互感变化。蔡春伟等<sup>[14]</sup>在无人机无线充电系统上通过对逆变器进行移相控制, 改变发射端功率完成闭环控制, 然而移相操作容易导致频率分裂, 且在移相控制中若系统发生失谐便再难以控制频率。蔡华等<sup>[15]</sup>通过一次侧谐波电流的平均值检测方法实现了基于谐波的移相闭环控制, 最终达到功率调节。虽然

这种方式不需要无线通信, 但是采用原边电流检测的方法容易导致控制结果不准确。

分析用于 AAS 的 TET 充电系统特点有: 1) 体内锂电池在充电过程中等效阻抗会不断变化, 影响接收端接收电压; 2) 线圈植入到体内后由于患者运动或组织增生会发生偏移或倾斜, 导致线圈互感变化。因此, 现有基于 S-S 型补偿拓扑的开环控制 TET 系统已无法满足上述 AAS 应用需求。因此, 本文首先采用高阶补偿拓扑结构使得系统输出电压不受负载阻抗影响, 然后通过体内外无线通信获取接收电压后, 在体外发射端通过级联 DC/DC 的方式控制发射端电压, 对接收端整流输出电压进行闭环控制, 使得线圈在组织增生或患者运动导致线圈偏移或翻转时, TET 系统均能保持接收端电压一直恒定在需求电压, 保证接收端充电过程中的功率需求, 确保正常充电。

## 1 理论分析与系统设计

### 1.1 用于 AAS 的闭环 TET 系统原理

如图 1 所示, AAS 系统假体植入在人体盆腔处, 通过假体对肠道进行夹持以保持粪便不泄露, 与假体相连的体内接收端植入在人体腹部皮下, 体外发射端固定在患者腰部, 通过发射线圈向体内接收线圈传输能量。

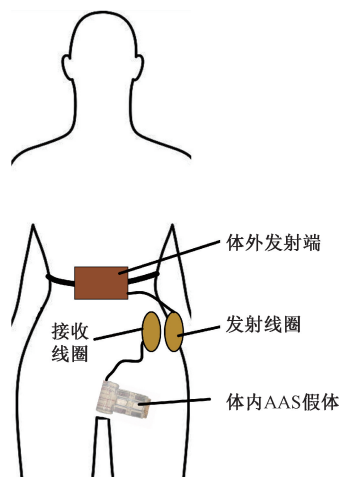


图1 用于 AAS 的闭环 TET 系统

Fig. 1 Closed-loop TET system for AAS

如图 2 所示, 该闭环 TET 系统主要包括体外发射端和体内接收端, 其中  $L_1$  为串联电感,  $R_{L1}$  为电感内阻,  $C_1$  为并联补偿电容,  $C_2$  为串联补偿电容,  $L_2$  为发射线圈,  $R_{L2}$  为发射线圈寄生电阻,  $L_3$  为接收线圈,  $R_{L3}$  为接收线圈寄生内阻,  $C_3$  为接收线圈补偿电容。

在发射端中, 控制模块采用 STM32F407 单片机, 主要用于产生四路带有死区时间的 PWM 信号; 为了保护

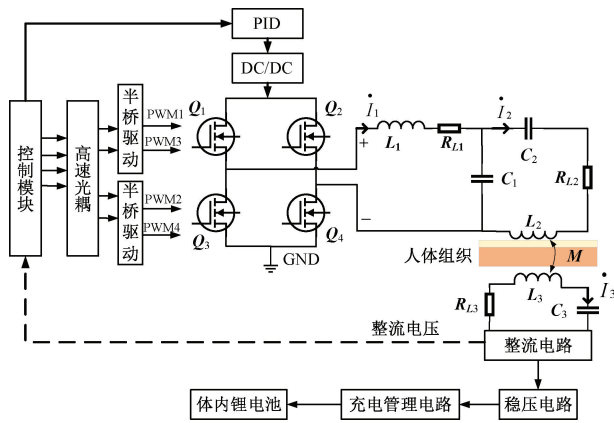


图 2 基于 LCC-S 的闭环 TET 系统原理图

Fig. 2 Schematic diagram of closed-loop TET system based on LCC-S

模拟驱动信号不受干扰,采用四通道高速光耦将单片机电路与后续功率电路隔离;驱动电路主要采用两个半桥驱动芯片 (IR2110) 驱动一个“H”桥逆变电路,“H”桥采用 4 个功率 MOS 管 (IRFS4115) 组成,其中上半桥驱动芯片利用一对互补 PWM 信号驱动开关管 Q1 和 Q3,下半桥驱动芯片利用另一对互补 PWM 信号驱动开关管 Q2 和 Q4;在逆变电路开关管的分时导通下,DC/DC 输出的直流母线电压转化为方波电压输入至补偿拓扑中;补偿模块采用串并联高阶补偿网络 LCC 拓扑实现对发射线圈的补偿。接收端集成在一个直径 45 mm 的薄圆饼状结构内,在能量传输过程中,体内接收线圈与发射线圈产生磁耦合谐振后产生交流电压,经整流电路整流为直流电后输入稳压模块,产生稳定的 5 V 电压给充电管理芯片,对锂电池进行充电。系统闭环工作时,无线通讯模块采用 SI4432 实时接收体内发出的电压信息,并通过 SPI 通信协议传输至单片机,单片机实时计算发射电压的目标调节电压,通过 PID 调节单片机 DAC 输出电压值,完成对 DC/DC 芯片输出电压的控制,进而调节发射功率,最终确保接收功率满足充电需求。

### 1.2 LCC-S 补偿网络理论分析与优化

为了分析该系统的传输特性,将图 2 中 LCC-S 补偿拓扑等效为图 3 所示电路,其中发射端逆变器输出电压为下图中的输入电压  $\dot{U}_i$ ,  $\dot{U}_o$  为上述整流电路输出的电压,即接收端输出电压,接收功率即负载阻抗  $Z_3$  的消耗功率,发射功率即拓扑结构输入功率。

根据补偿拓扑等效电路建立 KVL 方程:

$$\begin{cases} \dot{U}_i = (\dot{I}_1 - \dot{I}_2) \frac{1}{j\omega C_1} + \dot{I}_1 Z_1 \\ (\dot{I}_1 - \dot{I}_2) \frac{1}{j\omega C_1} = -j\omega M \dot{I}_3 + \dot{I}_2 Z_2 - \\ j\omega M \dot{I}_2 + \dot{I}_3 Z_3 = 0 \end{cases} \quad (1)$$

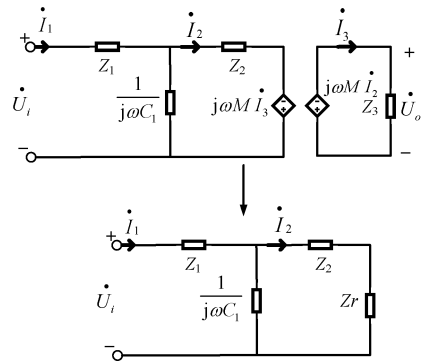


图 3 LCC-S 补偿拓扑等效电路

Fig. 3 The equivalent circuit of the LCC-S compensation topology

其中,  $Z_1 = j\omega L_1 + R_{L1}$ ,

$$Z_2 = \frac{1}{j\omega C_2} + j\omega L_2 + R_{L2},$$

$$Z_3 = \frac{1}{j\omega C_3} + j\omega L_3 + R_{L3} + R_L$$

接收端发射阻抗可以简化为  $Z_r$ :

$$Z_r = \frac{\omega^2 M^2}{Z_3} \quad (2)$$

故发射端阻抗可表示为:

$$Z_{in} = \frac{\dot{U}_i}{\dot{I}_1} = j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1 + 1/((j\omega L_2 + 1/j\omega C_2 + Z_r))} \quad (3)$$

因此,当 LCC-S 补偿网络完全谐振时,满足下式:

$$\begin{cases} j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2} + \frac{1}{j\omega C_1} = 0 \\ j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1} = 0 \\ j\omega L_3 + \frac{1}{j\omega C_3} = 0 \end{cases} \quad (4)$$

忽略线圈内阻和电感内阻后,各支路电流为:

$$\begin{cases} \dot{I}_1 = \frac{M^2 \dot{U}_i}{R_L L_1^2} \\ \dot{I}_2 = \frac{\dot{U}_i (Z_r + R_{L2})}{(\omega L_1)^2} \approx \frac{M^2}{L_1^2 (R_L + R_{L3})} \dot{U}_{in} \\ \dot{I}_3 = \frac{\dot{U}_i M}{L_1 (R_L + R_{L3})} \end{cases} \quad (5)$$

为了确定各补偿电容耐压值,根据各支路电流可确定各电容的工作电压及接收电压为:

$$\begin{cases} \dot{U}_{C1} = \dot{U}_i - \frac{\omega M^2 \dot{U}_i}{L_1 R_L} \\ \dot{U}_{C2} = \frac{\dot{U}_i}{\omega^2 C_2 L_1} \\ \dot{U}_{C3} = \frac{\dot{U}_i M}{\omega C_3 L_1 R_L} \\ \dot{U}_o = \frac{\dot{U}_i M}{L_1} \end{cases} \quad (6)$$

根据式(5)和(6)可知流经发射线圈的电流只与串联电感  $L_1$  和输入电压  $\dot{U}_i$  有关,与互感和负载无关,具有恒流特性。接收电压  $\dot{U}_o$  与电感  $L_1$  成反比,与互感  $M$  和输入电压  $\dot{U}_i$  成正比,与负载无关,具有恒压输出特性。

系统输入功率为:

$$P_{in} = |\dot{U}_i \dot{I}_1| = U_i^2 \frac{M^2}{L_1^2 R_L} \quad (7)$$

系统负载输出功率为:

$$P_o = |\dot{I}_3|^2 R_L = \frac{M^2}{L_1^2 R_L} U_i^2 \quad (8)$$

对于锂电池来说,其一般充电过程主要为恒流充电和恒压充电两阶段,如图4所示。在锂电池开始充电后,首先进入恒流充电阶段,充电管理芯片输出恒定的190 mA 充电电流  $I_{\text{charge}}$ ,电池两端电压由3.3 V 逐渐上升到4.2 V。恒流阶段中,由于充电管理芯片的恒流调节作用,稳压芯片后的等效阻抗  $Z_o$  近乎不变,可由稳压电压5 V 和恒流电流190 mA 得知等效阻抗  $Z_o$  为26.3  $\Omega$  (忽略稳压芯片内阻)。根据稳压芯片平均效率为93%,可知整流输出功率为1.02 W,即整流输出电压在恒流阶段不能低于5.18 V。恒压充电阶段中,充电管理芯片输出电压恒定为4.2 V,充电电流从190 mA 开始以指数速率衰减,直至降为正常充电电流的10%时,恒压充电过程结束。此时充电需求功率由1.02 W 逐渐减小为原来的10%,充电模块等效阻抗由26.3  $\Omega$  逐渐增大为263  $\Omega$ ,根

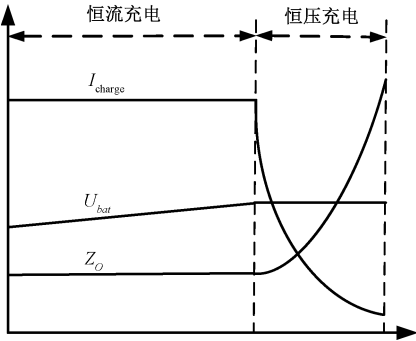


图4 充电过程示意图

Fig.4 Schematic diagram of the charging process

据式(8)可知输入功率也随负载  $R_L$  增大逐渐减小。因此本系统以恒流阶段的功率需求为系统设计指标。

本系统设定工作频率为110 kHz,发射线圈设计为单层23匝的双层平面螺旋线圈,接收线圈设计为23匝的单层平面螺旋线圈。保持接收端阻抗  $R_L$  为26.3  $\Omega$ ,发射端电压保持开环系统中有效值6.3 V,分析不同耦合系数下电感  $L_1$  对输出功率的影响,可以得到如图5所示的关系。可以看出当耦合系数减小时,即线圈互感减小时输出功率迅速下降,在相同互感下串联电感增大时,输出功率会逐渐减小。

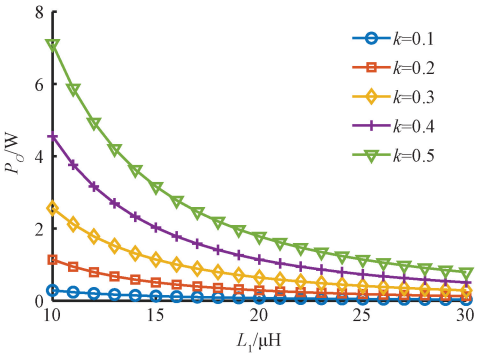


图5 输出功率随  $L_1$  和  $k$  的变化曲线

Fig.5 Variation curve of output power with  $L_1$  and  $k$

综合输出功率在不同串联电感值和不同耦合程度下变化曲线与补偿电容体积,选取串联电感理论值为22  $\mu\text{H}$ ,对补偿拓扑进行匹配后,得到最终的线圈及补偿网络元器件具体参数如表1。

表1 线圈和补偿元件参数

| Table 1 Coil and compensation component parameters |                  |                     |         |
|----------------------------------------------------|------------------|---------------------|---------|
| 线圈及其补偿器件                                           | 理论值              | 实际值                 | 耐流值耐压值  |
| $L_1$                                              | 22 $\mu\text{H}$ | 20.14 $\mu\text{H}$ | 2 A     |
| $C_1$                                              | 95.15 nF         | 104.7 nF            | 1 000 V |
| $C_2$                                              | 36.15 nF         | 34.7 nF             | 1 000 V |
| $L_2$                                              | —                | 79.9 $\mu\text{H}$  | —       |
| $L_3$                                              | —                | 23.6 $\mu\text{H}$  | —       |
| $C_3$                                              | 88.7 nF          | 88 nF               | 100 V   |

1.3 基于互感估计和原边功率补偿的输出电压控制方法

接收端植入患者体内后,当患者移动时,发射线圈和接收线圈不可避免的会发生偏移或倾斜,导致线圈的姿态一般会呈现以下4种状态:即线圈之间发生轴向移动,线圈之间发生横向偏移,线圈之间发生角度倾斜,线圈之间既发生倾斜也产生偏移。如图6所示为两线圈在一般情况下的姿态示意图,  $r_T$  和  $r_R$  分别为发射线圈和接收线

圈线径,  $dl_T$  和  $dl_R$  分别为两线圈微元,  $r_{TR}$  为两微元之间距离,  $\alpha$  和  $\beta$  为两微元与相应坐标轴夹角, 线圈轴向偏移距离为  $d_y$ , 横向偏移距离为  $d_x$ , 倾斜角度为  $\theta$ 。

根据单根线圈互感关系—聂以曼公式可以推导出多匝线圈在任意姿态下的互感关系<sup>[16-17]</sup>:

$$M = \frac{N_T N_R r_T r_R \mu_0}{4\pi} \times \oint d\beta \oint \frac{\sin\alpha \sin\beta \cos\theta + \cos\alpha \cos\beta}{r_{TR}} d\alpha \quad (9)$$

其中,  $N_T$  和  $N_R$  分别为发射线圈和接收线圈匝数,  $\mu_0$  为空气相对磁导率,  $r_{TR}$  为式(10)。可见由式(9)可以确定线圈的任意姿态与互感的映射, 当轴向距离  $d_y$  和横向偏移  $d_x$  增大时,  $r_{TR}$  逐渐变大, 互感逐渐减小, 当倾斜角  $\theta$  变化时, 互感与倾斜角余弦有关。

$$r_{TR} = \left[ \begin{aligned} & r_T^2 + r_R^2 + d_x^2 + d_y^2 \\ & + 2d_x r_R \cos\beta - 2d_x r_T \cos\alpha \\ & - 2r_T r_R (\cos\alpha \cos\beta \cos\theta + \sin\alpha \sin\beta) \\ & - 2r_R d_y \cos\beta \sin\theta \end{aligned} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (10)$$

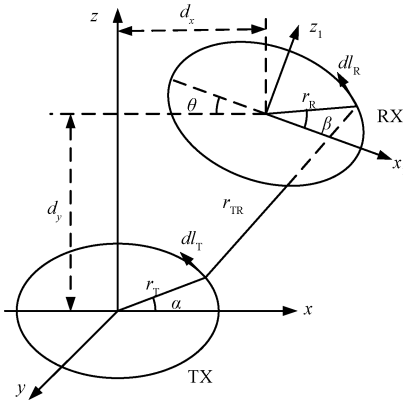


图 6 线圈任意姿态示意图

Fig. 6 Four scenarios of varied orientation changes

由于线圈之间位置变化体现为互感变化, 因此当线圈发生移动后根据式(6)最后公式即可计算出移动后的线圈互感, 进而计算出目标输入电压并对其进行控制。

在该系统中, 发射端采用级联 DC/DC 芯片的方法调节系统输入直流电压, 其中 DC/DC 调节原理如图 7 所示, 单片机通过片上 DAC 外设输出直流电压, 通过改变 DC/DC 的参考电压引脚处 A 点电位改变 DC/DC 输出电压值  $V_o$ , 即系统输入电压有效值。

其中 DAC 输出电压与 DC/DC 输出电压的关系为:

$$V_o = \left( \frac{R_1}{R_2} + \frac{R_1}{R_3} + 1 \right) V_F - \frac{R_1}{R_3} (V_{DAC} - V_{D1}) \quad (11)$$

在充电过程中, 为了保证接收电压恒定, 体外单片机根据当前设定的 DC/DC 输出电压和接收端传输出的整流输出电压基于式(6)估计当前互感, 实时计算发射端

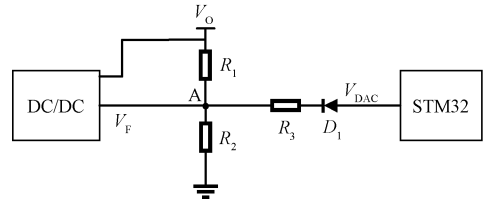


图 7 DC/DC 电路输出电压调节原理

Fig. 7 The regulation principle of DC/DC circuit output voltage

应调节的目标输出电压  $V_o'$ , 然后通过增量 PID 算法控制片上 DAC 输出值  $V_{DAC}$ , 实现对 DC/DC 芯片输出电压即系统输入电压  $U_i$  的实时调节, 最终实现对接收端电压的恒定控制。

## 2 TET 系统的仿真验证

在 Simulink 仿真环境下搭建基于 S-S 补偿的开环 TET 系统仿真模型与基于 LCC-S 的开环/闭环 TET 系统仿真模型。

首先, 利用开环模型对比 S-S 补偿拓扑和 LCC-S 补偿拓扑特性。设置仿真时间为 0.01 s, 初始负载  $R_L$  设置为 20  $\Omega$ , 耦合系数设置为 0.15 保持不变, 利用理想开关分别将负载在 0.003 s 时跳变至 50  $\Omega$ , 然后在 0.006 s 时跳变至 100  $\Omega$ , 观察基于 S-S 补偿拓扑和基于 LCC-S 补偿拓扑的开环系统在负载发生改变时的输出电压响应曲线。

然后, 在基于 LCC-S 的闭环 TET 系统仿真模型中, 通过互感跳变验证基于 LCC-S 补偿的闭环系统相对于开环系统的恒压控制功能。设置仿真时间为 0.1 s, 负载  $R_L$  固定为 20  $\Omega$ , 初始耦合系数为 0.35, 利用理想开关分别将耦合系数在 0.04 s 时跳变至 0.25, 然后在 0.08 s 时跳变至 0.15。

最后, 为了验证闭环 TET 系统在不同噪声干扰下的鲁棒性, 采用“Random Source”模块在输出电压中叠加不同程度高斯噪声, 验证闭环调节稳定性。分别设置均值均为 0, 方差为 0.1、0.5 和 1 的 3 种高斯噪声, 评估系统在互感变化控制调节时受到外部干扰情况下的稳定性和抗干扰能力。

如图 8(a) 所示, 对于 S-S 补偿拓扑, 当负载  $R_L$  发生变化时, 输出端电压随着负载的增大而增大, 因此当锂电池进入恒压充电阶段后, 输出电压会急剧上升, 导致接收端电压过大; 对于 LCC-S 补偿拓扑, 当负载发生变化时, 输出电压仅发生轻微抖动后基本保持原数值不变, 可见在 LCC-S 补偿拓扑下接收端电压不会随输出负载的变化而变化, 因此只需在线圈互感变化时调节发射端功率即可控制接收端接收功率。如图 8(b), 在开环系统中, 当

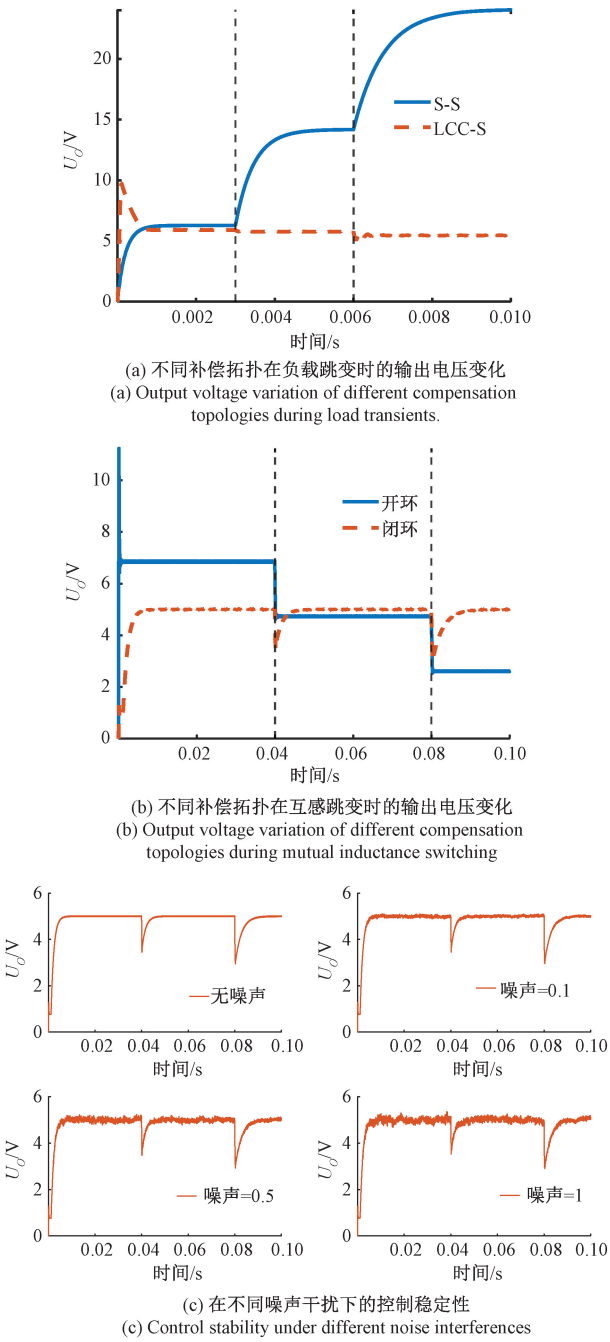


图 8 TET 系统输出电压仿真曲线

Fig. 8 Simulated output voltage curve of TET System

耦合系数减小时即线圈之间互感发生改变时,输出电压急剧减小;而在本闭环系统中,当耦合系数减小时,输出电压产生轻微下降后迅速恢复,产生较好的闭环调压控制。根据图 8(c)可看出,该系统在方差为 1 以内的高斯噪声干扰下,输出电压虽然有一定波动,但均能保持在目标电压附近,表明本模型中参数设计较为合适,可以有效地抵御一定幅度的外部噪声干扰,即本系统在此类干扰情况下具有较好的鲁棒性能。

3 TET 系统的体外实验验证

在进行体外实验前,为了排除体内组织对传输效果的影响,将体内接收端分别放置于如图 9 所示的新鲜猪肉内(情形(a))和空介质内(情形(b)),轴向距离均控制在 13 mm,对心放置。利用开环 LCC-S 系统对比在上述两种情形下充电时的传输性能。采用两块电压均为 3.6 V 的锂电池作为充电对象,在 30 min 充电时间内对比两种情形下的发射端输入电压  $V_i$ 、接收端输出电压  $V_o$ 、接收端充电电流  $I_c$ 。

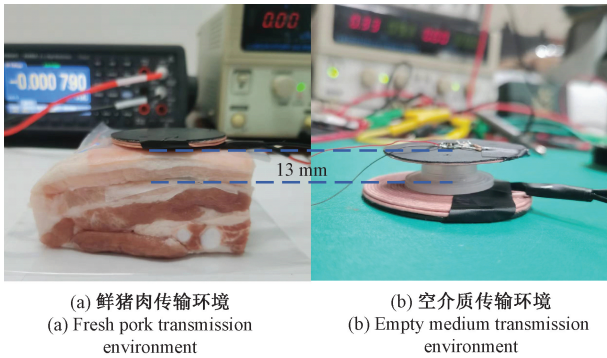


图 9 实验环境对比测试

Fig. 9 Comparative testing of experimental environment influence

如图 10 所示,两种情形下充电过程中发射端电压均有不同程度波动,两者最大偏差仅为 2.6%,接收端输出电压最大偏差为 3.6%,充电电流差异为 1.8%,这些偏差可考虑是元器件本身参数差异,即猪肉组织对本系统的传输效果可忽略不计,因此后续实验平台采用空介质传输情形进行体外实验。

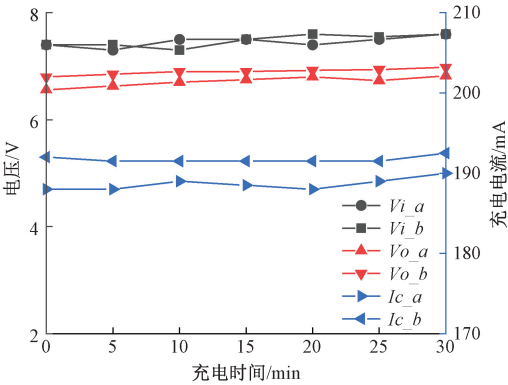


图 10 不同情形充电过程参数对比

Fig. 10 Comparative testing of experimental environment influence

3.1 TET 系统抗线圈偏移与翻转的体外实验

为了验证本文闭环 TET 系统抗线圈偏移与翻转的能力,搭建如图 11 所示体外实验平台:体外发射端通过 12 V 锂电池供电,发射线圈位置固定不变,接收线圈固定在三维平台支撑薄板上,通过旋钮实现偏移和翻转(以下线圈位姿变化均为接收线圈的变化)。

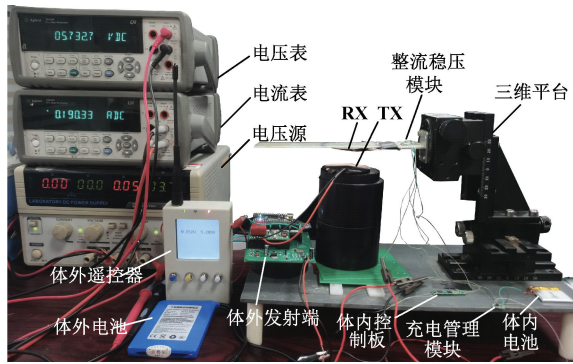
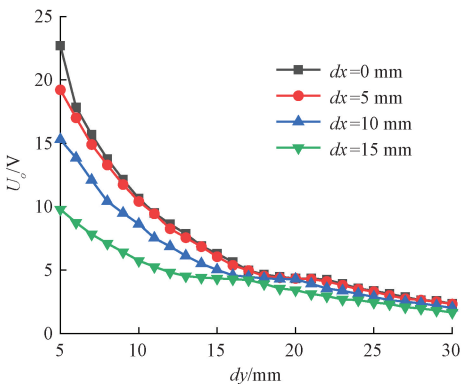


图 11 TET 系统体外实验平台

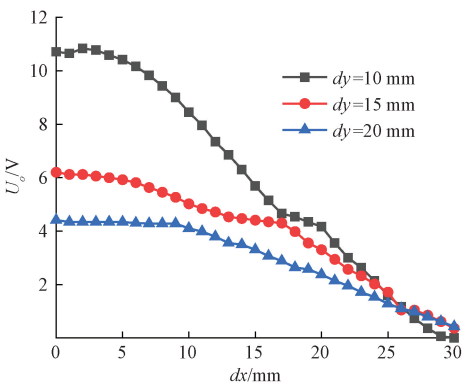
Fig. 11 In-vitro experiment platform for TET system

在充电过程中,体内控制板实时将接收端电压信息发送至体外发射端,并通过体外遥控器查看,电压表用于测量发射端逆变电路直流电压,电流表用于监测接收端电流。

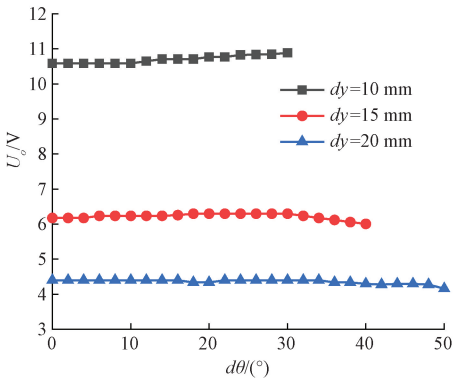
首先测试该系统在开环控制时,线圈位姿变化对接收端电压的影响,得到如图 12 所示的变化曲线。如图 12(a)所示,输出电压随着纵向偏移  $dy$  的增大而减小,可以看出线圈在轴向偏移  $dy$  增大时输出电压呈指数减小,横向位移越小,  $U_o$  下降越快;如图 12(b)所示,输出电压随着横向偏移  $dx$  的增大而减小,轴向偏移  $dy$  越大,  $U_o$  下降速度越快;如图 12(c)所示,横向无偏移时,线圈翻转后输出电压基本不变;如图 12(d)所示,横向偏移为 10 mm 时,线圈输出电压随着角度的增大而略微增大,轴向位移越大,角度偏转范围越大。



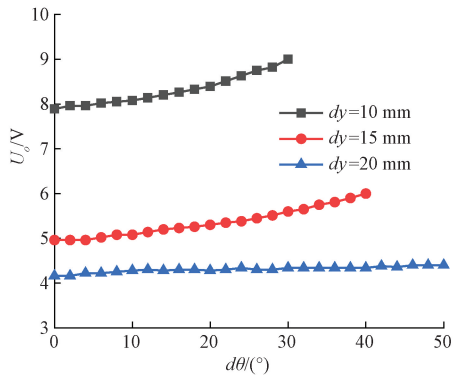
(a) 轴向偏移对输出电压的影响  
(a) The influence of axial offset on output voltage



(b) 横向偏移对输出电压的影响  
(b) The influence of lateral offset on output voltage



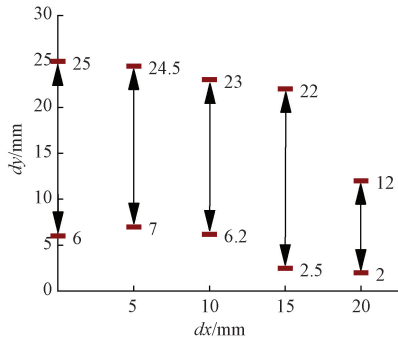
(c) 横向偏移为 0 mm 时翻转角度对输出电压的影响  
(c) The influence of tilt angle on output voltage when lateral offset is 0 mm



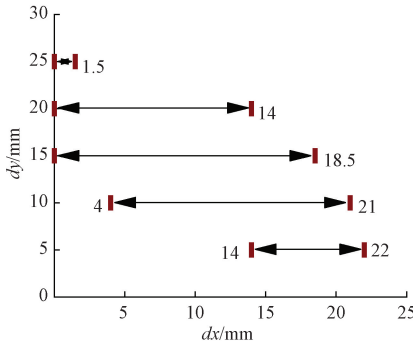
(d) 横向偏移为 10 mm 时翻转角度对输出电压的影响  
(d) The influence of tilt angle on output voltage when lateral offset is 10 mm

图 12 LCC-S 开环系统下线圈位姿变化对输出电压的影响  
Fig. 12 Influence of coils pose change on output voltage in LCC-S open-loop system

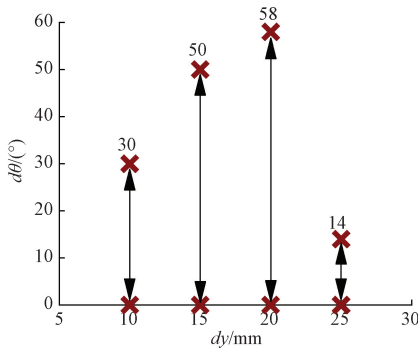
针对闭环 TET 系统,为了保证系统在调整过程中无超调量,经过最终试验,调节出的 PID 算法中比例系数为 0.42,积分系数为 0.08,微分系数为 0,另外根据前述推导,设置输出电压目标值为 5.2 V,测试闭环 TET 系统在图 6 所示的 4 种情况下保证输出电压稳定在目标值的位移或翻转允许量,得到如图 13 所示的结果。可以看出,两线圈相对最大轴向偏移允许量可至 25 mm,最大横向



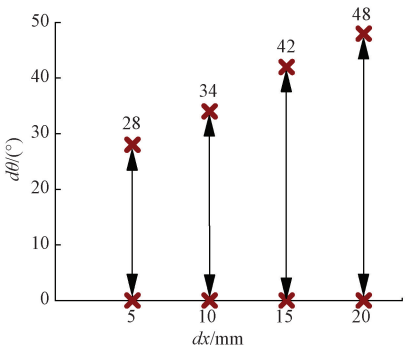
(a) 线圈在不同横向位移下的轴向移动范围  
(a) Axial movement range of the coil under different lateral displacements



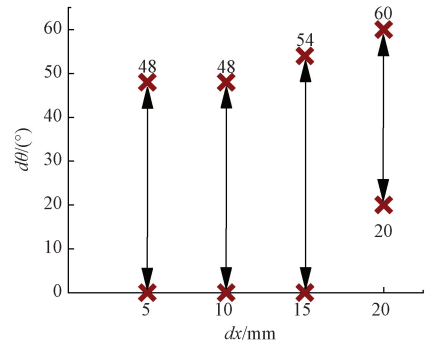
(b) 线圈在不同轴向位移下的横向移动范围  
(b) Lateral movement range of the coil under different axial displacements



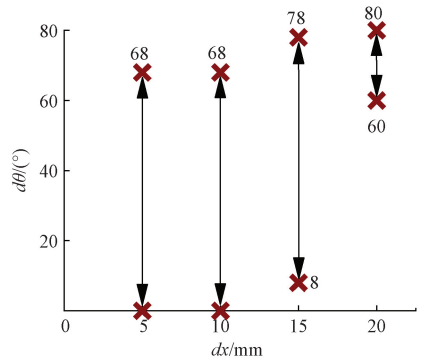
(c) 线圈翻转角度范围 (无横向偏移)  
(c) Range of coil tilt angle (No lateral offset)



(d) 线圈翻转角度范围 (横向偏移10 mm)  
(d) Range of coil tilt angle (Lateral offset of 10 mm)



(e) 线圈翻转角度范围 (横向偏移15 mm)  
(e) Range of coil tilt angle (Lateral offset of 15 mm)



(f) 线圈翻转角度范围 (横向偏移20 mm)  
(f) Range of coil tilt angle (Lateral offset of 20 mm)

图13 闭环TET系统抗线圈偏移和翻转的范围  
Fig. 13 Range of closed-loop TET System's resistance to coil offset and tilt

偏移允许量为22 mm;在无横向偏移时,线圈极限翻转角度为58°,在横向偏移10 mm时,线圈极限翻转角度为48°,在横向偏移15 mm时,线圈极限翻转角度为60°,在横向偏移20 mm时,线圈极限翻转角度为80°。相比于开环TET系统,本文闭环TET系统可以在更大的偏移和翻转范围内保证接收端功率,并可以控制输出电压恒定在目标值。

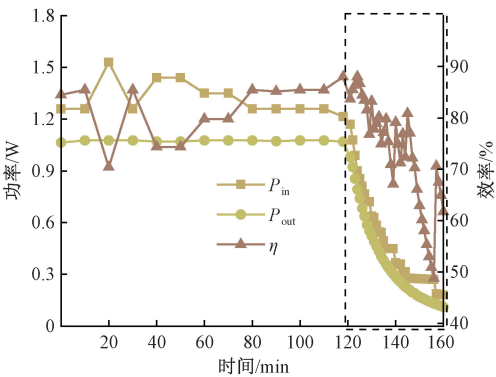
### 3.2 AAS 锂电池体外充电实验

采用本文闭环TET系统为AAS锂电池进行充电,其中锂电池标称电压3.7 V,容量为430 mAh,恒流阶段充电电流设置为190 mA,锂电池初始电压为3.15 V,线圈初始位置设置为轴向距离10 mm,横向无偏移并且线圈无翻转。在整个充电过程中观察电压电流、输入输出功率以及效率的变化。同时使用普通S-S拓扑的开环系统对3.3锂电池进行1小时充电,对比本文闭环系统充电过程中的主要参数。

为了验证闭环TET系统抗线圈姿态变化的效果,分别在以下时间对线圈进行4次线圈位姿扰动:(A)在充电时间20 min时将线圈轴向距离由10 mm偏移至15 mm;(B)在充电时间30 min时将线圈轴向距离再由

15 mm 偏移至 10 mm; (C) 在充电时间 40 min 时线圈由对心位置横向偏移 10 mm; (D) 在充电时间 60 min 时将线圈翻转 30°。最终在 70 min 时刻将线圈回归初始位置, 直至将电池充满。

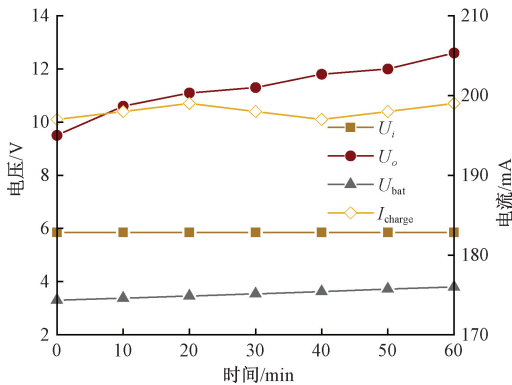
根据图 14(a) 可知, 原有的 S-S 开环系统在 60 min 充电过程中, 电池电压由 3.3 V 增加至 3.8 V, 发射端电压保持不变, 接收端电压随着充电时间变长即电池内阻不断增大时, 由 9.5 V 增加至 12.1 V, 充电过程位于恒流充电阶段。如图 14(b), 闭环 TET 系统在 160 min 时间内 TET 系统对锂电池完成了约 120 min 的恒流充电和约 40 min 的恒压充电, 最终电压稳定在 4.2 V。根据图 14(b)、(c) 可以发现恒流充电阶段中, 在上述 4 个时间点的线圈位姿扰动后, 闭环调控使得输入电压  $U_i$  相继产生调节, 输入功率  $P_{in}$  也相应产生改变, 整个恒流过程的充电效率在结束时刻达到最高为 89%。其中黑色虚线方框部分为恒压阶段电压电流变化曲线, 可知进入恒压充电阶段后充电电流逐渐减小, 输入功率和输出功率逐渐减小, 效率也随之减小。接收端输出电压  $U_o$  在整个充电过程中基本保持在  $5.2\text{ V} \pm 0.1\text{ V}$ , 波动量由 S-S 型开环系统的 2.6 V 减小至 0.2 V 以内, 大大提高了系统输出电压稳定性。



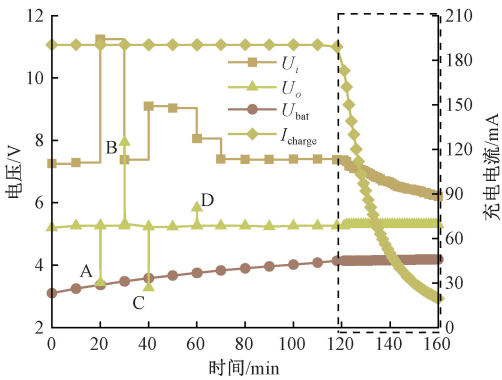
(c) 闭环TET系统充电过程功率效率曲线  
(c) Power and efficiency curve during the charging process of closed-loop TET system

图 14 TET 系统体外充电实验结果  
Fig. 14 In vitro charging experiment results of TET system

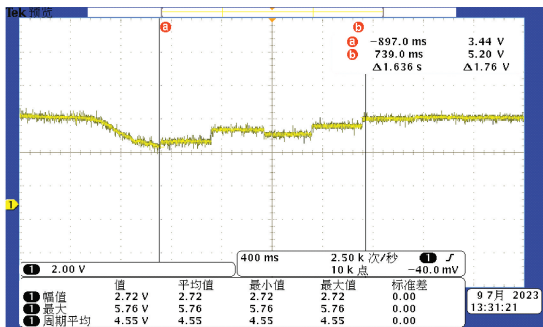
为了观察该闭环 TET 系统在线圈位姿变化后的响应时间, 利用示波器捕捉输出电压波形, 在上述 4 个扰动点处观察每一次输出电压恢复 5.2 V 的时间, 如图 15 所示分别对应 ABCD 4 个扰动动作处的电压波动变化, 可知输出电压平均响应时间为 982 ms, 可以保证患者在运动导致线圈位姿变化后的输出电压恒定。



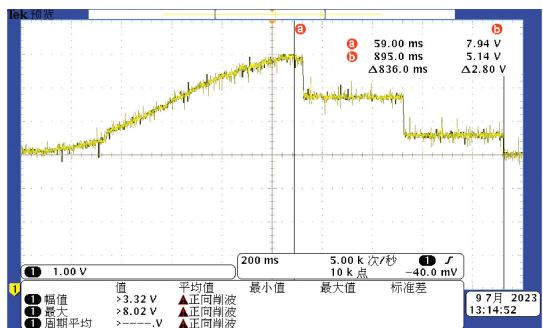
(a) S-S型拓扑的开环TET系统充电电压电流曲线  
(a) Charging voltage and current curve of open-loop TET system with S-S topology



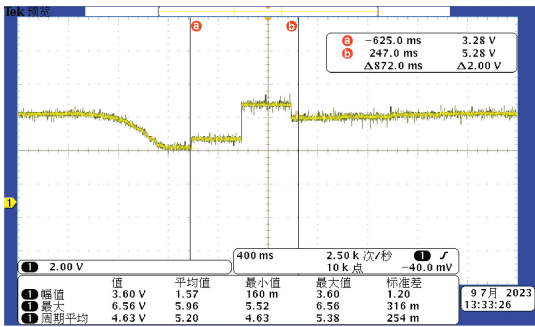
(b) 闭环TET系统充电过程电压电流曲线  
(b) Voltage-current curve during the charging process of closed-loop TET system



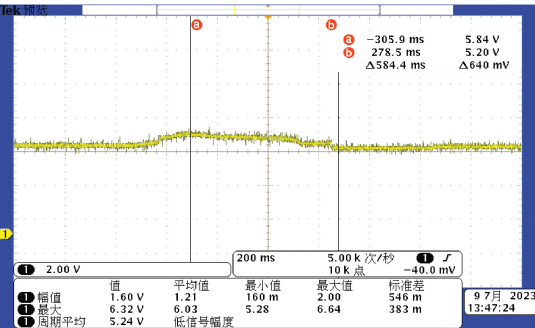
(a) A点动作的响应时间  
(a) Response time of point A action



(b) B点动作的响应时间  
(b) Response time of point B action



(c) C点动作的响应时间  
(c) Response time of point C action



(d) D点动作的响应时间  
(d) Response time of point D action

图 15 线圈位姿变动时的系统响应速度

Fig. 15 System response speed with coil's poses variation

4 结 论

本文针对用于 AAS 的传统 TET 系统存在的输出电压不可控问题,设计了抗线圈偏移和翻转的闭环 TET 系统。首先优化设计了适用于 AAS 系统的 LCC-S 补偿拓扑,实现了接收端不受负载变化的恒压特征,然后基于互感估计和原边功率补偿的方法实时调节发射端发射功率对接收端电压进行控制,保证了该无线供能系统在线圈发生位移和翻转时也可以保持稳定可靠的充电。

在闭环 TET 系统为 AAS 系统供能的体外实验中,430 mAh 的体内锂电池在 160 min 内经历了约 120 min 的恒流充电与约 40 min 的恒压充电后,电压由 3.15 V 增加至满电压 4.2 V。该系统在闭环调控下,可保证接收端输出电压为  $5.2\text{ V}\pm0.1\text{ V}$ ,线圈最大允许轴向偏移距离为 25 mm,线圈最大允许横向偏移距离为 22 mm,在轴向偏移 10 mm、横向偏移 20 mm 时,线圈极限翻转角度为  $80^\circ$ 。另外系统在线圈发生姿态变化时的平均响应时间为 982 ms,可以迅速响应线圈姿态变化。因此可以得出结论:本文设计的闭环 TET 系统可以保证线圈在有限相对偏移距离内,稳定可靠的为体内锂电池完成充电,使得患者可以在为 AAS 系统充电时适当运动。

然而,本系统虽然在体外实验中显示可以很好的应对患者在运动过程中的线圈姿态变化,目前仍缺乏植入体内后的效果验证,因此后续实验考虑开展动物实验进一步验证该系统在植入体内后的可靠性与闭环调节效果。

参考文献

[ 1 ] WANG L, YAN G, HAN D, et al. Design, improvement and evaluation of a novel in situ implanted bionic artificial anal sphincter [ J ]. Journal of Medical Devices, 2022, 16(4) : 041006.

[ 2 ] FORTE M L, ANDRADE K E, LOWRY A C, et al. Systematic review of surgical treatments for fecal incontinence [ J ]. Diseases of the Colon and Rectum, 2016, 59(5) : 443-469.

[ 3 ] FATTORINI E, BRUSA T, GINGERT C, et al. Artificial muscle devices: Innovations and prospects for fecal incontinence treatment [ J ]. Annals of Biomedical Engineering, 2016, 44(5) : 1355-1369.

[ 4 ] WANG M, YU H. A novel artificial anal sphincter with constant force [ J ]. International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics, 2019, 59(3) : 1135-1141.

[ 5 ] HORIE H, ISHIYAMA K, ISOYAMA T. CARD7: Design of a hybrid wireless left ventricular assist device with a new charging system [ J ]. ASAIO Journal, 2023, 69(Supplement 2) : 58-59.

[ 6 ] SONG K, LI Z, JIANG J, et al. Constant current/voltage charging operation for series-series and series-parallel compensated wireless power transfer systems employing primary-side controller [ J ]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2017, 33(9) : 8065-8080.

[ 7 ] XU X, CHENG Y, GUAN Y, et al. Research and design on series-compensated ipt systems based on synchronous rectification [ C ]. 2022 IEEE International Power Electronics and Application Conference and Exposition (PEAC), IEEE, 2022: 968-972.

[ 8 ] ZHOU Z, YAN G, WANG Z, et al. A novel power supply system for puborectalis-like artificial anal sphincter [ J ]. Artificial Organs, 2019, 43(6) : E109-E123.

[ 9 ] 华芳芳,颜国正,王立超,等. 双轴驱动式人造肛门括约肌系统经皮无线供能的优化 [ J ]. 仪器仪表学报, 2022, 43(8) : 140-146.

HUA F F, YAN G ZH, WANG L CH, et al. Optimization of transcutaneous wireless energy transmission of biaxial actuated artificial anal sphincter [ J ]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(8) : 140-146.

- [10] KE L, YAN G, YAN S, et al. Feedback control of TET system with variable coupling coefficients for a novel artificial anal sphincter [J]. Journal of Medical Engineering & Technology, 2014, 38(2): 90-99.
- [11] SI P, HU A P, HSU J W, et al. Wireless power supply for implantable biomedical device based on primary input voltage regulation [C]. 2007 2nd IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications, IEEE, 2007: 235-239.
- [12] FU Y, HU L, RUAN X, et al. A transcutaneous energy transmission system for artificial heart adapting to changing impedance [J]. Artificial Organs, 2015, 39(4): 378-387.
- [13] FU Y, HU L, RUAN X, et al. Primary side control of load voltage for transcutaneous energy transmission [J]. Journal of Artificial Organs, 2016, 19: 14-20.
- [14] 蔡春伟,姜龙云,陈轶,等. 基于正交式磁结构及原边功率控制的无人机无线充电系统[J]. 电工技术学报, 2021, 36(17): 3675-3684.  
CAI CH W, JIANG L Y, CHEN Y, et al. Wireless charging system of unmanned aerial vehicle based on orthogonal magnetic structure and primary power control [J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2021, 36(17): 3675-3684.
- [15] 蔡华,史黎明,李勇,等. 基于谐波移相闭环控制的无线电能传输技术[J]. 电工技术学报, 2018, 33(S1): 1-8.  
CAI H, SHI L M, LI Y, et al. The closed-loop control of harmonic based phase-shifted control in wireless power transmission [J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2018, 33(S1): 1-8.

- [16] BUENO M, ASSIS AK. Equivalence between the formulas for inductance calculation [J]. Canadian Journal of Physics, 1997, 75(6): 357-62.
- [17] LIU F, YANG Y, JIANG D, et al. Modeling and optimization of magnetically coupled resonant wireless power transfer system with varying spatial scales [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2016, 32(4): 3240-3250.

## 作者简介



**王立超**, 2013 年于山东理工大学获得学士学位, 2020 年于南京航空航天大学获得硕士学位, 现为上海交通大学博士研究生, 主要研究方向为经皮能量传输。

E-mail: wanglichao\_96@sjtu.edu.cn

**Wang Lichao** received his B.Sc. degree from Shandong University of Technology in 2013, and received his M.Sc. degree from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 2020. He is currently a Ph.D. candidate at Shanghai Jiao Tong University. His main research interest is transcutaneous energy transfer.



**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.