

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108070

# 双轴驱动式人造肛门括约肌系统经皮无线供能的优化\*

华芳芳<sup>1,2,3</sup>, 颜国正<sup>1,2,3</sup>, 王立超<sup>1,2,3</sup>, 柴川页<sup>1,2,3</sup>, 肖敦玺<sup>1,2,3</sup>

(1. 上海交通大学电子信息与电气工程学院 上海 200240; 2. 上海交通大学医疗机器人研究院 上海 200240;  
3. 上海智慧戒毒与康复工程技术研究中心 上海 200240)

**摘要:**现有有人工肛门括约肌系统均缺乏一种稳定、长期且安全的能量供给途径,大大降低了其在医疗中的实用价值,本文介绍的人工肛门括约肌系统采用了满足人体安全性要求的经皮无线供能来实现系统的能量供给。本文结合双轴驱动式人造肛门括约肌系统,主要针对现有经皮无线供能存在的传输距离较短、发热较严重等问题,对现有线圈的线径、匝数、铁芯形状、线圈结构以及发射线圈和接收线圈之间的传输距离等参数进行优化。实验结果表明,经优化后经皮无线供能系统在传输距离为 20 mm 时,传输效率可达到 77.64%,传输距离为 30 mm 时,传输效率仍可达到 52.59%。而优化后的发射线圈充电温度降低了 55.6%。优化后的参数即满足双轴驱动式人造肛门括约肌系统性能要求,亦为以后研究工作的开展提供理论基础与数据支持。

**关键词:**人造肛门括约肌;经皮供能;传输效率

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

## Optimization of transcutaneous wireless energy transmission of biaxial actuated artificial anal sphincter

Hua Fangfang<sup>1,2,3</sup>, Yan Guozheng<sup>1,2,3</sup>, Wang Lichao<sup>1,2,3</sup>, Chai Chuanye<sup>1,2,3</sup>, Xiao Dunxi<sup>1,2,3</sup>

(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; 3. Shanghai Intelligent Drug Detoxification and Rehabilitation Engineering Research Center, Shanghai 200240, China)

**Abstract:** The existing artificial anal sphincter system cannot supply stable, long-term and safe way of energy, which greatly reduces its practical value in medical treatment. The transcutaneous wireless energy transmission of the artificial anal sphincter system in this article can achieve the system's energy supply. Combined with the biaxial actuated artificial anal sphincter system, mainly aimed at the short transmission distance and serious heating problems of the existing TET, the existing coil wire diameter, the number of turns, the shape of magnetic core, and the coil structure, transmission distance between the transmitting coil and the receiving coil and other parameters are optimized. Experimental results show that when the transmission distance is 20 mm, the transmission efficiency could reach 77.64%. When the transmission distance is 30 mm, the transmission efficiency could achieve 52.59%. The charging temperature of the optimized transmitting coil is reduced by 55.6%. The optimized parameters could meet the performance requirements of the biaxial actuated artificial anal sphincter system and provide theoretical basis and data support for future research.

**Keywords:** artificial anal sphincter; transcutaneous wireless energy transmission; transfer efficiency

## 0 引言

大便失禁(fecal incontinence, FI)是指患者无法感知

肠道内容物并丧失对其排出的自主控制能力<sup>[1-3]</sup>。目前针对 FI 并没有统一的疗法,具体治疗方案的选择更多依赖于患者本人的具体情况及医生的选择<sup>[4-6]</sup>。对于症状较轻的患者可以选择药物及物理治疗<sup>[7]</sup>或骶神经刺

激<sup>[8]</sup>。对于肛门括约肌有损伤但仍有肌肉反应的患者可以选择括约肌修补术或括约肌重建术<sup>[9]</sup>。对于肛门括约肌损伤严重且完全丧失控制粪便排出功能的患者,植入人工肛门括约肌<sup>[10]</sup>是其最好的选择,目前人工肛门括约肌主要包括 AMS 系列<sup>[11]</sup>、MAS 系列<sup>[12]</sup>、GAAS 系列<sup>[13]</sup>以及 PAAS 系列<sup>[14]</sup>。而结肠造口术<sup>[15]</sup>是所有治疗手段都失效的最后选择。

人工肛门括约肌的能量供给一般采用传输效率较高、设备简单、便于携带的经皮无线供能(transcutaneous wireless energy transmission, TET)系统。但大量活体实验结果表明,TET 系统的线圈植入活体后,受皮肤、脂肪、体液等传输介质影响,发射线圈与接收线圈耦合性能明显低于体外实验,且由于动物体自身的排异反应,接收线圈植入部位受增生包裹影响,与发射线圈之间的传输距离不断增加,导致 TET 系统的传输效率明显下降,且发热明显,严重影响该系统生物安全性<sup>[16-18]</sup>。因此,TET 系统在提高传输功率、降低发热等方面的工作需要进一步开展。本文结合双轴驱动式人造肛门括约肌(biaxial actuated artificial anal sphincter, BAAS),针对现有 TET 系统存在问题进行优化,对发射线圈和接收线圈的线径、匝数、铁芯形状和材料、线圈结构等多个参数进行实验研究,降低发热量,提高传输效率。

## 1 TET 系统

TET 系统主要通过体内接收线圈与体外发射线圈磁感应耦合进行能量传递,为封装在体内无线能量接收端的可充电锂电池充电<sup>[19-20]</sup>,图 1 为其原理框图。同时,电池电量及充电温度均由体内控制电路实时采集后反馈回体外手持遥控器,帮助患者控制充电过程,保证其安全性。

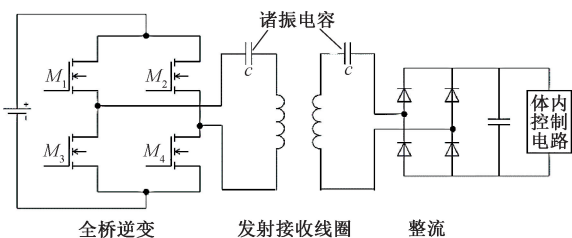


图 1 无线能量传输系统示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the wireless energy transmission system

如图 1 所示,体内无线能量接收模块主要由整流滤波、体内控制电路组成,其中体内控制电路主要包括稳压模块和充电模块。稳压模块为充电模块提供稳定 5 V 电压。充电模块能够在给体内执行机构供电的同时为体内 950 mAh 可充电锂电池充电,为了便于患者随身携带,体

外无线能量发射端通过可充电 12 V 的 10 000 mAh 聚合物锂电池组供电。接收线圈与发射线圈的最大耦合传输效率为<sup>[20-21]</sup>:

$$\eta = \frac{\alpha k^2 Q_1 Q_2}{(1 + \alpha)(1 + \alpha k^2 Q_1 Q_2)} \quad (1)$$

式中: $\alpha$  表示负载因子, $k$  表示链路耦合系数, $Q_1$  和  $Q_2$  分别表示发射线圈与接收线圈的空载品质因数。

$$Q_1 = \frac{\omega L_1}{R_1}, Q_2 = \frac{\omega L_2}{R_2} \quad (2)$$

$$k = \frac{M}{\sqrt{L_1 L_2}} \quad (3)$$

$$\alpha = \frac{R_3}{R_2} \quad (4)$$

其中, $\omega$  为谐振频率, $L_1$ 、 $R_1$  分别为发射线圈的电感与等效电阻, $L_2$ 、 $R_2$  分别为接收线圈的电感与等效电阻, $M$  表示互感, $R_3$  表示负载电阻。

## 2 TET 系统的优化实验及结果

本文对影响 TET 系统植入后能量传输性能的关键参数进行优化,如发射线圈和接收线圈的线径、匝数、铁芯形状、线圈结构等参数,并通过绕制实体线圈进行实验验证与比对分析。同时对比优化后的 TET 系统充电过程中产生的热量,以确保 TET 系统充电模块符合生物安全要求。对线圈参数的具体优化过程如下:

1) 在初始发射线圈的参数下,首先优化接收线圈线径、匝数、线圈结构。最后根据实际能买到的铁氧体磁片参数,优化确定铁氧体隔磁片的厚度及磁导率。

2) 在确定了接收线圈的线圈结构以及线径、匝数、隔磁片厚度等参数的基础上,优化发射线圈的线径、匝数、线圈结构、铁芯形状。

3) 发射线圈和接收线圈的线径、匝数、铁芯形状、线圈结构等参数优化完成后,检测不同传输距离下的传输效率,并与参数优化前的线圈对比分析。

本次实验的实验设备包括待优化的体外无线能量发射端、待优化的体外无线能量接受端、BAAS 执行机构与体外遥控器。其中,BAAS 执行机构中的主控电路将检测到的接收端互感电压与电流发送到体外遥控器。而待优化的体外无线能量发射端,通过可调电感来调节发射端的互感电压与电流,并通过电压与电流的检测电路显示。

### 2.1 接收线圈的优化

初始发射线圈采用 150 股单股铜线线径 0.05 mm 组成的丝包 Litz 线,其线圈外径为 40 mm,线圈内径为 5 mm,线圈匝数为 30,线圈结构为双层平面螺线管线圈,

磁片厚度为 0.5 mm。在充电模块厚度不变的情况下,将接收线圈结构由双层平面线圈改为单层平面线圈。确定接收线圈的线圈结构后,优化接收线圈的线径。设 TET 系统的传输效率  $\eta_0$  为:

$$\eta_0 = \frac{P_2}{P_1} = \frac{I_2 U_2}{I_1 U_1} \quad (5)$$

式中:  $P_1$  为发射端的总功率,  $P_2$  为接收端的总功率,  $U_1$  为接收线圈与发射线圈之间发射端的互感电压,  $I_1$  为发射端的电流,  $U_2$  为接收线圈与发射线圈之间接收端的互感电压,  $I_2$  为接收端电流。其中<sup>[22]</sup>:

$$U_2 = \omega N A \mu H \quad (6)$$

式中:  $\omega$  为谐振频率,  $N$  为接收线圈匝数,  $A$  为接收线圈面积,  $\mu$  为磁导率,  $H$  为磁场强度。

为提高传输效率,在确定线圈匝数与线圈线径参数后,接收线圈面积  $A$  应尽量增大。不同线圈线径分别对应线圈 1-1、线圈 1-2、线圈 1-3,其具体参数如表 1 所示,其中接收线圈的匝数为 30,磁片的厚度为 0.2 mm,传输距离设置为 10 mm,传输效率与接收线圈线径的关系如图 2 所示。

表 1 接收线圈线径参数

Table 1 Receiving coil wire diameter parameters

参数	线圈 1-1	线圈 1-2	线圈 1-3
接收线圈的线径 (单股线径×股数)	0.05 mm×50	0.05 mm×150	0.05 mm×250
平均传输效率	58.96%	60.80%	52.55%

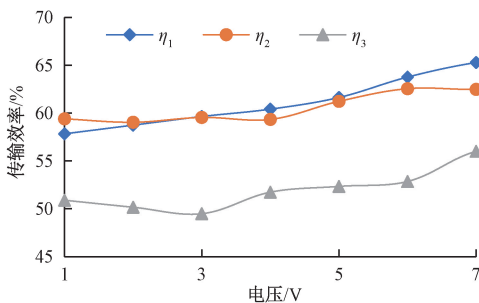


图 2 传输效率与接收线圈线径以及发射端电压关系图

Fig. 2 Diagram of transmission efficiency with the wire diameter of receiving coil and voltage of transmitting terminal

由于线圈的线径不同,在相同匝数的情况下,线圈外径分别为 29.8、41.5、52.4 mm。考虑到 BAAS 将接收端接收线圈、锂电池、无线能量接收模块封装的直径约为 50 mm,厚度约为 5 mm 的体内无线能量接收端植入于动物腹部皮下组织,最终接收线圈选择采用 50 股单股铜线线径 0.05 mm 组成的丝包 Litz 线。接收线圈的线径确定

后,优化线圈的匝数  $N$ ,根据式(6)可知接收线圈匝数  $N$  与传输效率之间成正比。不同线圈匝数分别对应线圈 2-1、线圈 2-2、线圈 2-3,其具体参数如表 2 所示,其中磁片的厚度为 0.2 mm,传输距离设置为 10 mm,传输效率与接收线圈匝数的关系如图 3 所示。

表 2 接收线圈匝数参数

Table 2 Receiving coil turn number parameters

参数	线圈 2-1	线圈 2-2	线圈 2-3
匝数	30	38	45
线圈外径/mm	29.8	37.7	48.6
传输效率均值/%	58.96	65.59	69.77

如图 3 所示,传输效率随着线圈匝数的增加而提高,因此,将线圈匝数设置为 45,线圈外径为 48.6 mm。线圈匝数与线圈线径确定后,最后根据实际能买到的磁片参数,优化确定铁氧体隔磁片的厚度。隔磁片的磁导率低,可有效屏蔽线圈互感时某个方向的磁力线,减少不必要的磁损失,最终增强隔磁片间线圈产生的磁场强度  $H$ 。根据式(6)可知,对同一线圈而言,增加铁氧体厚度有助于增加线圈产生的磁场强度以及线圈之间的耦合系数,进而提高传输效率。

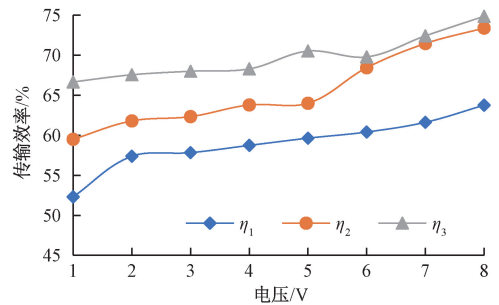


图 3 传输效率与接收线圈匝数以及发射端电压关系图

Fig. 3 Diagram of transmission efficiency with the turn number of receiving coil and voltage of transmitting terminal

不同厚度的隔磁片分别对应线圈 3-1、线圈 3-2、线圈 3-3,其具体参数如表 3 所示。如表 3 所示,磁片厚度对传输效率的影响较小,由于植入设备尺寸所限,线圈与隔磁片厚度之和必须控制一定范围,在满足系统要求的条件下,最终将磁片厚度设置为 0.2 mm。

表 3 接收线圈的磁片参数

Table 3 Receiving coil magnetic sheet parameters

参数	线圈 3-1	线圈 3-2	线圈 3-3
隔磁片厚度/mm	0.1	0.2	0.5
传输效率/%	68.17	69.77	70.31

综上所述,优化后的接收线圈采用 50 股单股铜线线径 0.05 mm 组成的丝包 Litz 线,其线圈匝数为 45,线圈外径为 48.6 mm,线圈结构为单层平面线圈,磁片厚度为 0.5 mm,其具体参数如表 4 所示。

表 4 接收线圈最终参数

Table 4 Final parameters of the receiving coil

线圈结构	线径(单股线径×股数)	匝数	隔磁片厚度
单层平面线圈	0.05 mm×50	45	0.5 mm

### 2.2 发射线圈的优化

在确定了接收线圈的线圈结构以及线径、匝数、隔磁片厚度等参数的基础上,优化发射线圈的线圈结构,由于系统线圈植入活体后组织增生的包裹,增加了传输距离,为提高了传输效率,将发射线圈改为螺旋结构。

设  $N_a$  和  $N_r$  分别为两个典型线圈匝数,每匝线圈的半径为  $a_i$  和  $r_j$ ,其自感  $L$  的大小由所有单匝线圈的电感值之与各匝线圈之间的互感组成<sup>[23]</sup>:

$$L = \sum_{i=1}^{N_a} L_0(a_i, R) + \sum_{i=1}^{N_a} \sum_{j=1}^{N_r} M_0(a_i, a_j, d) (1 - \delta_{i,j}) \quad (7)$$

其中,  $L_0$  和  $M_0$  即分别为各匝自感和匝间互感,  $d$  为线圈间距,  $R$  为线径,  $\delta_{i,j}$  为各匝之间变化量。

而磁片对线圈的电感增强为<sup>[24]</sup>:

$$\Delta L = \pi\mu_0 \int_0^\infty [\lambda(t)] T(x) e^{-2kd} dx \quad (8)$$

其中,  $\lambda(t)$  为材料特性函数,  $\mu_0$  为空气磁导率,  $T(x)$  为几何函数,定义如式(9)所示,其中  $J_1$  是第一类一阶贝塞尔函数。

$$T(x) = \sum_{i=1}^{N_a} a_i^2 J_1^2(xa_i) + 2 \sum_{i=1}^{N_a} \sum_{j=1}^{N_a} a_i a_j J_1(xa_i) J_1(xa_j) \quad (9)$$

其互感的增强可表示为<sup>[25]</sup>:

$$\Delta M = \pi\mu_0 \sum_{j=1}^{N_r} \sum_{i=1}^{N_a} r_j a_i \int_0^\infty J_1(xr_j) J_1(xa_i) [f(\lambda) + g(\lambda)] dx \quad (10)$$

其中,  $t_1$  为接收线圈磁片高度,  $t_2$  为发射线圈磁片高度。

$$f(\lambda) = \frac{\lambda(t_1) e^{-kd} + \lambda(t_2) e^{-kd}}{1 - \lambda(t_1) \lambda(t_2) e^{-2kd}} \quad (11)$$

$$g(\lambda) = \frac{2\lambda(t_1) \lambda(t_2) e^{-2kd} \cosh(kd)}{1 - \lambda(t_1) \lambda(t_2) e^{-2kd}} \quad (12)$$

螺旋结构的铁芯材料为锰锌铁氧体,为配合体内接收线圈的尺寸,发射线圈螺旋结构的铁芯形状为直径

50 mm、高度 95 mm 的圆柱体。平面线圈与螺旋线圈对应的线圈标号为线圈 5-1、线圈 5-2,其具体参数如表 5 所示,平面结构与螺旋结构的传输效率对比如图 4 所示。

表 5 发射线圈结构参数

Table 5 Transmitting coil structure parameters

参数	线圈 5-1	线圈 5-2
线圈结构	平面结构	螺旋结构
铁芯形状(直径×高度)	45 mm×0.5 mm	50 mm×90 mm
线径(单股线径×股数)	0.05 mm×150	0.05 mm×150
线圈匝数	30	30

如图 4 所示,螺旋结构的发射线圈在远距离传输上有明显优势,确定发射线圈的结构后,优化发射线圈的线径、匝数以及铁芯形状,具体参数如表 6 所示,不同发射线圈参数的传输效率如图 5 所示。

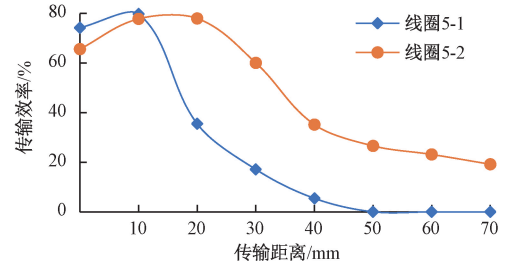


图 4 平面结构与螺旋结构的传输效率对比图

Fig. 4 Diagram of transmission efficiency comparison of planar and helical structures

表 6 优化后的发射线圈参数

Table 6 Optimized transmitting coil parameters

参数	线径(单股线径×股数)	铁芯尺寸(直径×高度)	匝数
线圈 6-1	0.05 mm×350	50 mm×90 mm	30
线圈 6-2	0.05 mm×150	50 mm×90 mm	30
线圈 6-3	0.05 mm×150	50 mm×45 mm	30

由于线圈的线径不同,在相同匝数的情况下,线圈 6-1 的 Litz 线均匀紧密的绕在铁芯上,线圈 6-2 的 Litz 线等间隔绕在铁芯上,线圈 6-3 的 Litz 线均匀紧密的绕在铁芯上。考虑到体外充电系统的便携性,最终选择线径 0.05 mm×150、铁芯尺寸 50 mm×45 mm 为发射线圈。如图 5 所示,在传输距离为 20 mm 时,传输效率可达到 77.64%,传输距离为 30 mm 时,传输效率仍可达到 52.59%。由图 4 与 5 可知,传输距离与传输效率之间存在关联关系,存在最优的传输距离,超过最有的传输距离后传输效率明显下降。



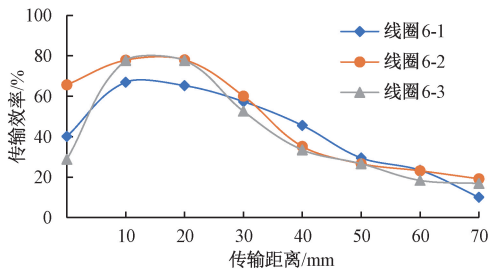


图5 不同发射线圈参数的传输效率图

Fig. 5 Diagram of transmission efficiency of different transmitting coil parameters

综上所述,优化后的发射线圈采用150股单股铜线线径0.05 mm组成的丝包Litz线,其线圈匝数为30,线圈结构为螺旋线圈,铁芯尺寸为直径50 mm、高45 mm,其具体参数如表7所示。

表7 发射线圈与接收线圈优化后的参数

Table 7 Optimized parameters of transmitting coil and receiving coil

参数	发射线圈	接收线圈
线圈结构	螺旋结构	单层平面结构
匝数	30	45
线径(单股线径×股数)	0.05 mm×150	0.05 mm×50
磁片厚度	45 mm	0.5 mm

### 3 TET系统的温度优化

由于发射端线圈为螺旋结构,铁芯直径为50 mm,在与接收线圈对心传输过程中,大大降低了发射端的传输温度。设发热总量 $\varphi$ 为:

$$\varphi = \frac{T_s - T_0}{\frac{\delta_0}{A_0 k_0}} \quad (13)$$

其中, $k_0$ 为导热系数, $T_s$ 为表面温度, $T_0$ 为初始温度, $\delta_0$ 为热阻的厚度, $A_0$ 热阻传递接触面积。

线圈发热功率 $W$ 可计算为 $W = I^2 R$ ,而发热总量 $\varphi$ 可由发热功率 $W$ 乘以时间 $t$ 计算,即:

$$\varphi = I^2 R t \quad (14)$$

设初始温度 $T_0 = 0^\circ\text{C}$ ,将式(13)带入式(14)可得:

$$T_s = I^2 R t \frac{\delta_0}{A_0 k_0} \quad (15)$$

线圈充电时的温度曲线如图6所示,系统充电时长约为2 h,传输距离为20 mm,充电过程中接收线圈的温

度最大值为 $44^\circ\text{C}$ ,发射线圈的温度最大值为 $20^\circ\text{C}$ 。发射线圈优化前的温度最大值为 $45^\circ\text{C}$ 发射线圈充电时的温度降低了55.6%,大大降低了由于体外发射线圈温度过高而体表造成的低温烫伤,而体内接收线圈充电过程中的温度变化会因生物体内自身的散热机制而降低对生物体的影响。

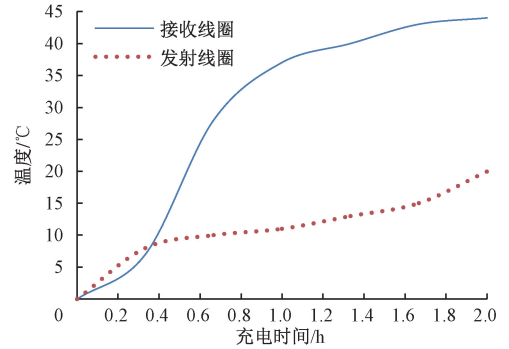


图6 接收线圈充电时的温度曲线

Fig. 6 Temperature curve of receiving coil when charging

## 4 结论

本文结合BAAS系统,针对现有TET存在的传输距离较短、发热较严重等问题,对现有线圈的参数进行了优化,其优化结果为:发射线圈采用150股单股铜线线径0.05 mm组成的丝包Litz线,线圈匝数为30,线圈结构为单层螺旋线圈,磁芯尺寸为50 mm×45 mm;接收线圈采用50股单股铜线线径0.05 mm组成的丝包Litz线,线圈匝数为45,线圈结构为单层平面线圈,磁片厚度为0.5 mm。实验结果表明,在传输距离为20 mm时,传输效率可达到77.64%,传输距离为30 mm时,传输效率仍可达到52.59%。而优化后的发射线圈充电温度降低了55.6%。优化后的线圈参数满足了人造肛门括约肌系统性能要求,达到了在较远传输距离时仍可高效率能量传输的目的。

### 参考文献

- [1] MACMILLAN A K, MERRIE A E H, MARSHALL R J, et al. The prevalence of fecal incontinence in community-dwelling adults: A systematic review of the literature [J]. *Diseases of the Colon & Rectum*, 2004, 47(9): 1341-1349.
- [2] RAO S S C, BHARUCHA A E, CHIARIONI G, et al. Anorectal disorders [J]. *Gastroenterology*, 2016,

- 150(6): 1430-1442.
- [ 3 ] YEAP Z H, SIMILLIS C, QIU S, et al. Diagnostic accuracy of anorectal manometry for fecal incontinence: A meta-analysis [ J ]. *Acta Chirurgica Belgica*, 2017, 117(6): 347-355.
- [ 4 ] LITTA F, MARRA A A, TORRECILLA N O, et al. Implant of self-expandable artificial anal sphincter in fecal incontinent patients improves external anal sphincter contractility[ J ]. *Diseases of the Colon & Rectum*, 2021, 64(6): 706-713.
- [ 5 ] STOKES W E, JAYNE D G, ALAZMANI A, et al. A biomechanical model of the human defecatory system to investigate mechanisms of continence[ J ]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*, 2019, 233(1):114-126.
- [ 6 ] ŻELAZNY D, ROMANISZYN M, WALEGA P. Does implantation of an artificial soft anal band provide an opportunity for improvement of biopsychosocial function in patients with severe fecal incontinence? [ J ]. *Surgery Research and Practice*, 2019, DOI: 10. 1155/2019/9843164.
- [ 7 ] 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.
- [ 8 ] NORDENSTAM J, BOLLER A M, MELLGREN A. Sacral nerve stimulation in the treatment of bowel disorders [ J ]. *Progress in Neurological Surgery*, 2015, 29:200-212.
- [ 9 ] FORTE M L, ANDRADE K E, LOWRY A C, et al. Systematic review of surgical treatments for fecal incontinence [ J ]. *Diseases of the Colon & Rectum*, 2016, 59(5):443-469.
- [ 10 ] GUNDIAN J C, BARRETT D M, PARULKAR B G. Mayo Clinic experience with use of the AMS800 artificial urinary sphincter for urinary incontinence following radical prostatectomy[ J ]. *The Journal of urology*, 1989, 142(6): 1459-1461.
- [ 11 ] WANG X, DASILVA G, MARON D J, et al. Outcomes of reimplantation of the artificial bowel sphincter [ J ]. *Diseases of the Colon & Rectum*, 2016, 59 ( 2 ): 122-126.
- [ 12 ] LEHUR P A, MCNEVIN S, BUNTZEN S, et al. Magnetic anal sphincter augmentation for the treatment of fecal incontinence: A preliminary report from a feasibility study [ J ]. *Diseases of the Colon & Rectum*, 2010, 53(12): 1604-1610.
- [ 13 ] RUTHMANN O, RICHTER S, SEIFERT G, et al. The first teleautomatic low-voltage prosthesis with multiple therapeutic applications: A new version of the German artificial sphincter system[ J ]. *Artificial Organs*, 2010, 34(8):635-641.
- [ 14 ] ZHOU Z, YAN G, WANG Z, et al. Design and evaluation of puborectalis-like artificial anal sphincter that replicates rectal perception[ J ]. *Artificial Organs*, 2020, 44(7):300-312.
- [ 15 ] LIN Y H, YANG H Y, HUNG S L, et al. Effects of pelvic floor muscle exercise on faecal incontinence in rectal cancer patients after stoma closure[ J ]. *European Journal of Cancer Care*, 2016, 25(3):449-457.
- [ 16 ] BABIC S I, AKYEL C. New analytic-numerical solutions for the mutual inductance of two coaxial circular coils with rectangular cross section in air[ J ]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2006, 42(6): 1661-1669.
- [ 17 ] BABIC S, SIROIS F, AKYEL C, et al. New formulas for mutual inductance and axial magnetic force between a thin wall solenoid and a thick circular coil of rectangular crosssection [ J ]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2011, 47(8): 2034-2044.
- [ 18 ] 周泽润, 颜国正, 王志武, 等. 新人造肛门括约肌系统充电模块热分析与控制 [ J ]. *上海交通大学学报*, 2020, 54(8): 813-819.
- ZHOU Z R, YAN G ZH, WANG ZH W, et al. Thermal analysis and control of transcutaneous energy transfer modulus of puborectalis-like artificial anal sphincter[ J ]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2020, 54(8): 813-819.
- [ 19 ] ZHOU Z R, YAN G ZH, WANG ZH W, et al. Inhibition of hyperplasia during the implantation of the puborectalis-like artificial anal sphincter [ J ]. *The International Journal of Artificial Organs*, 2020, 43(6): 482-493.
- [ 20 ] WU C, JIANG Z, YAN G, et al. Design and optimization of wireless energy supply system for artificial anal sphincter [ J ]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2019, 53(9): 1045-1050.

- [21] WU H, WANG Z, YAN G, et al. A novel puborectalis muscle artificial anal sphincter system with the module of sensory perception[J]. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 2017, 41(2): 97-107.
- [22] ZHOU Z, YAN G, WANG Z, et al. A novel power supply system for puborectalis-like artificial anal sphincter[J]. *Artificial Organs*, 2019, 43: 109-123.
- [23] JIN W, YAN G, WU H, et al. Preliminary study of a novel puborectalis-like artificial anal sphincter [J]. *Artificial Organs*, 2017, 41(9):845-851.
- [24] 靳文天. 仿生人工肛门括约肌控制系统及无线供能技术研究[D]. 上海:上海交通大学, 2017.  
JIN W T. A study of the control system and wireless power transmission technology of the puborectalis-like artificial anal sphincter [D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University. 2017.
- [25] 克磊. 经皮供能的反馈式人工肛门括约肌系统关键技术与实验研究[D]. 上海:上海交通大学, 2015.  
KE L. Research on key technology and experiments of artificial anal sphincter with sensor feedback powered by transcutaneous energy transfer[D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2015.

## 作者简介



**华芳芳**, 2018 年于中国计量大学获得硕士学位, 现为上海交通大学博士研究生, 主要研究方向为精密医疗仪器。

E-mail: hff\_107@sjtu.edu.cn.

**Hua Fangfang** received her M. Sc. degree from China Jiliang University in 2018. She is currently a Ph. D. candidate at Shanghai Jiao Tong University. Her main research interest is precision medical instruments.



**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. He is currently a professor at Shanghai Jiao Tong University. His main research interests include intelligent robots and MEMS.