DOI: 10. 19650/j. cnki. cjsi. J2108563

# 新型连杆式 AAS 压力感知模块的设计与实验研究\*

王立超<sup>1,2</sup>,颜国正<sup>1,2</sup>,华芳芳<sup>1,2</sup>,吴 潼<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:**人工肛门括约肌(AAS)植入体内后长期处于生物组织液环境下,设计稳定可靠的压力感知模块对重建便意与确保血供 安全性有着至关重要的作用。基于人体直肠压力生理参数采集特点,首先通过有限元分析设计选取了传感器的材料、尺寸等参 数,设计了假体臂的传感器安装开槽结构与压力模块电路走线槽;通过对多种系列防护胶进行防潮湿性能实验,研究了新型传 感器的封装工艺及安装方式,并对系统电路模块设计了新型封装形式,提高了整体系统的防水性能。实验结果显示该新型传感 器在 20 天水下环境中应变片阻值变化在 1‰以内,传感器线性度较高,输出工作电压范围合适;AAS 系统水下实验后传感器电 压初值平均浮动率仅为 4.1%,初步验证了本文设计的新型压力传感器在体内环境下的良好适用性与应用可行性。 关键词:人工肛门括约肌;压力传感器;便意重建;防潮性能

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

# Design and experimental study of a novel connecting rod AAS pressure sensing module

Wang Lichao<sup>1,2</sup>, Yan Guozheng<sup>1,2</sup>, Hua Fangfang<sup>1,2</sup>, Wu Tong<sup>1,2</sup>

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

Abstract: The artificial anal sphincter (AAS) is permanently exposed to biological tissue fluid after implantation. The design of stable and reliable pressure sensing module plays an important role in the reconstruction of defecation perception and ensuring the safety of blood supply. In this article, based on the characteristics of the acquisition of physiological parameters of rectal pressure, firstly, the material size and other parameters of the sensor are selected through finite element analysis and design, and the slot structure of the sensor installation and the cable trough of the pressure module circuit of the prosthetic arm are designed. The packaging technology and installation method of the new sensor are studied through the experiments on the anti-moisture performance of 9 series of protective adhesives, and a new packaging form is designed for the circuit module of the system, which improves the waterproof performance of the whole system. Experimental results show that the strain gauge resistance of the new sensor changes within 1‰ in the underwater test of the AAS system, the average fluctuation rate of initial sensor voltage is only 4. 1%, which preliminarily verifies the good applicability and application feasibility of the new pressure sensor designed in the vivo environment.

Keywords: artificial anal sphincter; pressure sensor; reconstruction of defecation perception; moisture resistance

# 0 引 言

肛门失禁是重度肛肠疾病患者中的一种常见症状, 表现为患者无法对粪便或气体进行自主控制,严重影响 着患者的身心健康和生活质量,其中导致肛门失禁最常 见的原因就是肛门括约肌损伤<sup>[1]</sup>。针对轻度和中度患者临床上有针对肛门括约肌的草药治疗法、骶神经刺激疗法和括约肌物理疗法<sup>[24]</sup>,但对于重度肛门失禁患者,目前医学上仅能采用结肠造口术和括约肌成形术等难度大、并发症多的手术治疗方法<sup>[5]</sup>。近年来,随着植入式医疗器械的不断发展,人工肛门括约肌(artificial anal

收稿日期:2021-09-13 Received Date: 2021-09-13

<sup>\*</sup>基金项目:国家自然科学基金(81971767)项目资助

sphincter, AAS)成为治疗肛门失禁的最新优选方案。

根据尿道括约肌原理,美国研究人员研发了最早的 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>[6]</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>[7]</sup>;Zan 等<sup>[8]</sup>研制了夹板式人工肛门括约肌,通过有 限元分析验证了其良好的生物力学相容性,但该系统只 进行到体外实验验证阶段。上述 AAS 系统大都满足生 物相容性并能通过对直肠的夹持进行控便,但均缺少控 便状态下的便意感知功能和夹紧力监测功能,因此患者 无法知晓肠道内粪便量从而无法判断合适的排便时间, 难以使得患者在日常生活中自主应用 AAS,并且长期无 压力监测的夹持导致组织缺血性坏死几率大大增加。

2020年 Zhou 等<sup>[9]</sup>研制了仿耻骨式人工肛门括约肌 (puborectalis-like artificial anal sphincter, PAAS),其机构 中嵌入了5个基于C29的压力传感器用于感知压力,然 而该传感器由于制作工艺复杂,难以保证硅凝胶的良好 密封,因此内容物很容易泄露进而使得传感器失效,另外 柔性介质导致传感器迟滞效应较大,重复性较差。Han 等<sup>[10]</sup>设计了新型连杆式 AAS,通过理论分析和离体实验 验证了该机构良好的夹持力学性能,文献「11]进一步分 析了压力传感器在假体执行臂上所需分布的位置,但是 针对该新型连杆式 AAS 体内应用环境的压力感知模块 设计未做相关研究。然而,由于 AAS 植入体内后长期处 于复杂的组织液环境下,保证压力传感器在潮湿环境下 的长期稳定可靠是维持便意重建功能的关键要素,因此 设计适用于体内应用环境的连杆式 AAS 压力传感器及 其电路模块十分必要,其对 AAS 便意重建及确保血供安 全性有着重要的意义。

根据上述研究现状,本文基于应变片式传感器设计 适用于新型 AAS 系统体内应用环境的压力感知模块,根 据应用特点选取传感器的材料并通过 ANSYS 有限元分 析设计传感器尺寸,根据传感器变形量设计安装开槽结 构与压力模块电路走线槽;探索应变片受潮湿度的影响 程度,并通过防水实验和防水蒸气实验对比各种防护形 式的防护效果,研究该传感器的新型封装工艺,并对电路 模块进行防水封装,提高系统的防水性能;最后进一步通 过水下实验对系统整体防水性能进行验证,探索该新型 传感器在新型连杆式 AAS 系统上的可行性与体内环境 适用性。

# 1 连杆式 AAS 系统压力感知模块设计原理

基于人体便意产生机制<sup>[12]</sup>,本文设计了用于新型连

杆式人工肛门括约肌的压力感知模块。如图1所示为 AAS 植入体内后打开状态的示意图,AAS 假体包括上中 下3条臂,每条臂均由长杆和短杆组成。如图2所示,为 了感知直肠在被夹持状态下的肠道内容物压力,在直肠 轴向方向放置4个压力传感器,分别位于上臂的长短杆 轴向与中臂的长短杆轴向,传感器标号为1、3、5、7,体外 遥控器通过判断轴向压力值的大小对患者便意进行判 断,当压力值超过设定的阈值时遥控器可以向患者报警, 从而将便意感知形成闭环控制,重建患者便意;为了感知 肠道被夹持时的表面压力,在直肠径向方向放置6个压 力传感器,分别位于上中下3条臂的长短杆径向,传感器 标号为2、4、6、8、9、10,控制夹持压力不超过压力阈值,确 保 AAS 系统工作过程中肠道的血供安全性。另外,在中 臂上安装有行程开关触点(图2虚线方框内),与行程开 关作用作为第2道血供安全性防护措施。



图 1 AAS 植入状态示意图 Fig. 1 Schematic diagram of AAS implantation status



本文 AAS 系统传感器压力检测原理为:将 AAS 假体 与直肠表面接触的静压力转换为传感器基片的形变,将 两应变片分别粘贴在基片正反面,嵌入到全桥等臂电路 中的对臂上,通过正反应变片在拉伸压缩后的阻值增减 改变差动电路的电压输出值,完成肠道表面压力与电压 输出信号的转变。

## 2 传感器整体结构设计

#### 2.1 转换元件的仿真设计

该传感器选用灵敏系数为2.15±1%的2K阻值应变 片,整体尺寸仅为5mm×6.6mm。根据假体臂的设计长 度及应变片的整体尺寸,选定传感器基片长度为6mm× 14.5mm。根据传感器的体内应用特点,选取1/4硬度 304不锈钢作为传感器基片。

由于传感器基片单位变形量大小一方面影响着对压 力信号感知的灵敏度,一方面又受到假体臂的尺寸限制, 因此需要对不锈钢基片的厚度进行仿真优化。本文基于 传感器安装方式通过 ANSYS Workbench 建立了参数化钢 片厚度仿真模型,其中 SUS304 H1/4 不锈钢材料特性可由 该软件提供(如表1所示)。由于在 AAS 闭合状态下,轴向 传感器持续感受肠道内容物质量,根据相关文献可知,成 人感受到便意时肠道内粪便量大约为 300 g<sup>[13]</sup>,考虑一定 余量,设置每一个压力传感器所承受最大力为5 N。

表 1 SUS304 H1/4 材料特性 Table 1 Material characteristics of SUS304 H1/4

材料	密度	泊松比	杨氏模量	屈服强度	抗拉强度
	$/(g\!\cdot\!cm^{-3})$		/GPa	/MPa	/MPa
SUS304 H1/4	7.954	0.27	197. 8	596. 1	941.2

结合不锈钢钢片市场常见厚度,选取 0.1,0.15,0.2, 0.25 mm 厚度不锈钢钢片进行力学仿真,得到不同硅钢 片厚度在 5 N 压力下的最大变形量和最大等效应力变化 曲线,如图 3 所示。可以看到,厚度为 0.1 mm 的钢片在 最大压力下其最大等效应力已经远远超过屈服强度,钢 片已处于塑性变形阶段;0.2 mm 的钢片虽然在最大压力 下处于弹性变形阶段,但其最大变形量仅为 0.25 mm;



等效应力的变化曲线

Fig. 3 Curve of maximum deformation and maximum equivalent stress under different thickness of steel sheet

0.25 mm 的钢片变形量更小; 而 0.15 mm 的钢片在 5 N 压力下其最大变形量为 0.62 mm, 最大等效应力为 408.1 MPa, 钢片在变形过程中处于弹性变形阶段, 因此 选取 0.15 mm 厚度钢片作为本传感器中的基片, 其对应 变形量和最大等效应力云图如图 4 所示。



为了进一步验证 0.15 mm 钢片刚度性能,对钢片实物进行测试,将钢片左右均用 AB 胶固定,使用三轴测力 仪以 0.5 N 为增量对钢片施加法向力,其变形量与仿真 结果对比如图 5,两者最大误差为 14%,考虑该误差原因 为胶粘剂固定存在一定松弛量,实际变形量会比仿真值 略大,但是该偏差对后续电压放大并无影响。另外,由于 本传感器变形量小,工作频率极低,因此不需要考虑钢片 在高频状态下的疲劳损伤问题<sup>[14]</sup>,可以验证该不锈钢基 片满足传感器应用要求。



#### 2.2 假体臂传感器部分结构设计

根据肠道内部空间和成年人直肠直径<sup>[15]</sup>,设计了 AAS 假体 臂 总体长度为  $L_{\text{kff}}$  (28.3 mm) +  $L_{\text{gff}}$ (26.4 mm),其截面积为 6.5 mm×8.5 mm。由于本文中 的传感器自身有一定厚度,根据其安装方式需要在假体 臂轴向与径向开槽,以确保不阻碍传感器整体的工作变 形。因此设计传感器安装台阶与假体臂凹槽。为了便于 安装并为粘接剂留有一定空间,设计传感器安装台阶为 0.2 mm;为了使传感器有足够变形空间,根据假体截面 积尺寸,设计假体臂开槽深度为 1.3 mm,如图 6(a) 所示。

由于应变片引线多采用漆包线引出,连接到放大电路后走线外翘,对压力模块电路稳定性有着很大的隐患, 为了保证 AAS 线路在体内的稳定性,在传感器附近位置设计传感器、转接板(放置全桥匹配电阻的电路板)和放大模块走线孔如图 6(b)虚线框所示,确保装配后导线贴合假体,保证电路的稳定可靠。





#### 3 压力模块体内环境防护实验研究

#### 3.1 压力传感器防水保护实验

考虑人体组织液含有大量水分和多种腐蚀性元素, 遍布在人体内部各个位置<sup>[16]</sup>,对电路和电子元器件具有 一定的渗透性和腐蚀性,并且对传感器正常工作有影响, 因此 AAS 系统植入人体后必须考虑防水防腐蚀问题以 及生物相容性问题,本文仅针对压力传感器防护问题进 行了研究。 在初期制备该种传感器时由于未考虑防水问题,在 AAS水下实验过程中,多个传感器失效,已不能正确反应 真实压力值,分析该问题原因是分布在对桥上的应变片 遇水后阻值变化不同,导致桥路初值电压移至零值以下。 因此,为了探究传感器失效原因并对其防水性能优化,对 应变片裸片及覆盖了不同防护胶的传感器进行如下防水 实验以探究出较好的防护封装方式,适应 AAS 植入体内 后的潮湿环境。

1)环境湿度对应变片阻值的影响首先随机选取两片 本文中所采用的应变片裸片置于水下环境中,测量其阻 值随时间的变化,并在浸水 48 h 后将 1 号裸片取出自然 晾干,得到其阻值变化如图 7 所示。可以发现:应变片裸 片浸水后阻值迅速增加,随着时间不断增加阻值变化逐 渐缓慢;当把应变片取出自然晾干后,应变片阻值迅速下 降,逐渐回归至初始阻值附近,该实验证明本设计中采用 的应变片裸片阻值受水的影响非常大,传感器防水效果 可以通过浸水后应变片阻值变化来界定。



Fig. 7 Influence of underwater environment on resistance of strain gauge naked sheet

为了考虑生物相容性,本文 AAS 系统采用医用硅橡 胶薄膜(polydimethylsiloxane,PDMS)保护,具有一定疏水 性,与人体组织不易粘连,极大提高植入设备与生物组织 的相容性<sup>[17]</sup>。然而由于硅橡胶具有一定的渗透性,长期 处于潮湿的人体组织液中时,膜内会渗透入水蒸气和其 他气体<sup>[18]</sup>,对传感器和电气系统有着潜在的威胁,因此 本文进一步探究了硅胶膜对应变片裸片的影响:将 3 片 应变片裸片依次放入假体硅胶膜 3 个假体臂内,采用 E43 有机硅橡胶对硅胶膜进行密封后将其置于水下,如 图 8 所示。其中 1 号应变片在水下 1 天后取出测量其阻 值,2 号应变片在水下 2 天后取出测量其阻值,3 号应变 片在水下 3 天后取出测量其阻值,得到如表 2 所示结果。

由表2可知,3片应变片被密封在硅胶膜内处于潮湿环境下1~3天后,应变片阻值有不同程度的变化。可以证明硅胶膜在生物组织液环境下有水蒸气渗透进入,



图 8 硅胶膜内水蒸气对应变片阻值的影响实验

Fig. 8 Experimental study on the influence of water vapor in silica gel film on the resistance of strain gauge



 

 Table 2
 The effect of water vapor in silica gel film on the resistance of strain gauge

应变片编号	初始阻值/Ω	开膜时间/天	开膜后阻值/Ω
1	2 001.8	1	2 005.2
2	2 000.6	2	2 006.3
3	2 001	3	2 006.5

并引起应变片阻值增加,因此该实验证明硅胶膜仅能作为提高生物相容性的外保护膜,不能够作为本 AAS 系统的防水保护。

2)单层防护胶的防水性能实验基于上述实验说明的 应变片阻值漂移问题,本文采用 8 种工业常见防护胶对 应变片进行表面防护,以寻求防水保护效果最好的封装 方法。在同一批次应变片中随机选取 8 片,使用 502 快 干胶将其粘贴在不锈钢基片上,将这 8 个传感器置于水 下进行两周的实验测试。如图 9 为 8 种单层胶防护效 果,可以看到 705 有机硅胶和 SB508B 工业防护胶防水效 果较好,其对应应变片阻值增加了约 1‰,其余 6 种防护 胶对应应变片阻值增加了 3‰~5‰,由于桥路差动输出



图 9 8 种单层防护胶防水效果

Fig. 9 8 kinds of single-layer protective glue waterproof effect

电压放大倍数高达 270 倍,上下应变片阻值变动数欧姆, 其电压初值变动量就有零点几伏特,因此被实验的 8 种 防护胶在长期体内环境下均不能满足应用要求。

3) 双层防护胶的防水性能实验由于单层防护胶防护 未能达到理想效果,本文进一步将上述防护胶进行组合 封装以探究更佳的封装方式。考虑 703 胶流动性较好, 凝固后质地柔软,适合用作传感器最外层防护,将 704、 705、706、SBW508B 和 E43 分别与 703 胶组合,置于水中 进行为期 5 天测试,其实验结果如图 10 所示,可以看到 采用双层防护胶后防水效果大大提升,整体阻值变化量 都在 2‰左右。



protective glue

虽然根据图 10 可以看到双层胶防护效果有了很大提升,但是由于涂抹了两层防护胶,封装完一侧应变片传感器整体厚度就已经达到 1.1 mm,而设计的安装台阶高度仅为 1.3 mm,传感器变形空间余量仅剩 0.2 mm,因此采用上述双层胶封装方式不能满足安装尺寸要求。

4) 多种防护胶组合防护效果实验由于单层防护胶和 双层防护胶均不能满足使用要求,本文最终采用多种高 性能防护胶叠加涂层进行传感器防护效果探究。首先考 虑到 502 胶在长期固化后难以保证应变片贴合良好,将 粘贴胶替换为特殊高温固化胶。在应变片表面采用 3 种 防护胶完全封装,其中第 1 层防护为柔软的特殊聚氨酯 涂料,然后采用特殊丙烯酸漆进行二次防护,最后利用一 种特殊丁晴橡胶做最终保护,共同确保应变片的密封,由 于 3 种防护胶流动性极好,制作完成的传感器整体厚度 仅为 0.4 mm。

防护效果实验主要包括传感器防水实验和防水蒸气 实验,如图 11 所示:实验 1 为将正反面均粘贴有应变片 的 3 只传感器成品置于水下环境 20 天,传感器编号为 1、 2、3;实验 2 为将正反面均粘贴有应变片的两只传感器成 品置于水蒸气环境(传感器固定在水面以上 10 mm 处, 整体用塑料薄膜密封)下 20 天,传感器编号为 4、5。在 20 天内对其内应变片阻值进行测量,得出结果如 图 12、13 所示,可以观察到:该新型传感器在水下环境下 阻值波动范围在 0.5%以内,在水蒸气环境下阻值波动 范围在 0.3%以内,完全满足新型连杆式 AAS 系统的压 力采集应用。







Fig. 12 Waterproof experiment result of new sensors





为了使传感器更好地感受肠道压力,继续在最外侧 涂抹有机硅橡胶,使传感器上表面质地柔软,在 AAS 夹 持过程中对肠道也能起到一定的保护作用。该传感器组成结构示意图及最终实物图如图 14、15 所示。









#### 3.2 压力模块电路设计防水保护

根据差动电路传感原理,前文所制作的传感器正反两面应变片为对桥上的等臂电阻(*R*<sub>1</sub>、*R*<sub>3</sub>),它们对应的另外两个2K定值电阻(*R*<sub>2</sub>、*R*<sub>4</sub>)需要人工匹配放置在放大电路中,然而由于定值电阻阻值存在1%的误差,本系统为每一个传感器设计了转接板用于配置两个定值电阻中的一个,以挑取合适阻值电阻使得全桥电路初始电压差值为正值。根据实验测量可知单桥应变片在最大变形量内电压输出值为0~3.5 mV,故差动输出电压为0~7 mV。放大芯片选用的亚德诺半导体公司(ADI)的LTC2053,通过其外围电阻的简单配置将放大倍数设置为270倍,因此该桥路对应放大电压数值变动量范围为0~1.89 V。

考虑到硅胶膜渗水后电路模块会被损坏,本系统采 用耐高温阻燃导热灌封胶对放大模块以及主控板模块进 行灌封,确保电子元器件不会受潮短路。在焊点及转接 板处采用加成型导热灌封胶进行密封(图16),确保焊点 及电路走线的稳定。

#### 3.3 传感器标定

传感器制作完成后,采用日本新宝公司(Shimpo)的 高精度数值测力仪对3套AAS系统进行静态标定,用于 根据遥控器显示的电压放大值得知每路传感器在体内感



图 16 焊点与转接板的密封 Fig. 16 Sealing of welding spot and pinboard

知的精确压力,测力仪精度可达 0.1 g,固定在特定的三 维移动平台上,如图 17 所示。为了提高标定准确度,对 每个传感器每次仅增加 20 g力,实时记录遥控器显示的 压力数值。随机选取 3 号机的 1、3、6、10 号传感器标定 结果绘于图 18,可以发现该传感器输入压力与输出电压 之间具有良好的线性度,在工作压力下的输出电压区间 适中。



图 17 AAS 压力传感器标定平台 Fig. 17 Pressure sensor calibration platform of AAS





Fig. 18 Calibration results of new pressure sensors

#### 3.4 水下实验

为了尽可能模拟腹腔内体液环境,搭建如图 19 所示 水下加速实验平台,将四套 AAS 系统放置于水下 80 cm 深,假体臂内夹持海绵模拟夹持肠道,无线能量接收端由 热熔胶固定在筒壁上,进行为期 20 天水下实验,每天开 关动作 2 次,记录电池电压及压力值状态。



图 19 水下实验平台 Fig. 19 Underwater test platform

水下实验后 20 天后分析 3 号机传感器初值情况,观 察到 1 号传感器初值变为 0V,3 号、9 号和 10 号初值接 近满值,其余 6 个传感器状态良好。对系统进行拆解后 发现传感器转接板处有焊点脱落和被腐蚀现象,对其重 新焊接后 10 个传感器数值回归正常,对比其水下实验前 后初值变化,如图 20 所示,可以发现传感器初值变化范 围为 0~14%,平均偏差仅为 4.1%,因此该实验初步证明 了该新型传感器具有在水下实验环境的较强稳定性与在 体内复杂环境下的良好适用性。



# 4 结 论

针对人工肛门括约肌植入体内后在复杂工作环境 下的便意采集问题,本文基于应变片式传感器设计了 适用于新型 AAS 系统体内应用环境的压力感知模块。 首先,根据应用特点选取了传感器的材料并通过有限 元分析设计了传感器尺寸,然后根据传感器变形量设 计了安装开槽结构与压力模块电路走线槽;通过一系 列防护胶防潮实验探究出了该传感器的新型封装工 艺,实验结果显示该新型传感器在两周水下环境中应 变片阻值变化在 1%以内,传感器线性度良好,不锈钢 基片设计厚度合适;最后通过 AAS 系统水下实验进一 步验证了本文设计的新型压力传感器体内环境下的应 用可行性。

本文虽然对传感器进行了良好的封装,但是由于电 路模块防护胶密封性较差,导致较多传感器失效,因此下 一步应继续研究外部封装膜的整体防水性能和电路模块 封装形式;另外考虑到单桥应变片组成的差动电路焊接 组装繁琐,后续计划采用全桥应变片替代,减少"配电 阻"工序,选用多通道放大器取代LTC2053,简化压力感 知模块的组成,提高系统鲁棒性。

## 参考文献

- [1] MENGISTU Z, GILLOR M, DIETZ H P. Is pelvic floor muscle contractility an important factor in anal incontinence?
   [J]. Ultrasound in Obstetrics & Gynecology, 2021, 57(6):995-998.
- [2] MAZUR-BIALY A I, KOŁOMAŃSKA-BOGUCKA D, OPŁAWSKI M, et al. Physiotherapy for prevention and treatment of fecal incontinence in women—systematic review of methods [J]. Journal of Clinical Medicine,

2020, 9(10): 3255.

- [3] WIDMANN B, GALATA C, WARSCHKOW R, et al. Success and complication rates after sacral neuromodulation for fecal incontinence and constipation: A single-center follow-up study [J]. Journal of Neurogastroenterology and Motility, 2019, 25 (1): 159-170.
- [4] MAEDA K, KATSUNO H, KONO T. The japanese extracted herbal medicine daikenchuto increases the contractile activity of the internal anal sphincter muscle in conscious dogs [J]. Journal of the Anus, Rectum and Colon, 2020, 4(4): 193-200.
- [5] IVATURY S J, WILSON L R, PAQUETTE I M. Surgical treatment alternatives to sacral neuromodulation for fecal incontinence: Injectables, sphincter repair, and colostomy [J]. Clinics in Colon and Rectal Surgery, 2021, 34(1): 40-48.
- [6] 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.
- [7] WANG M, YU H. Assessment of a novel artificial anal sphincter with constant force[J]. International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics, 2020 (Preprint): 1-8.
- [8] ZAN P, DING Q, YANG B, et al. Research on biomechanical compatibility of improved artificial anal sphincter actuator and experimental verification [J]. Journal of Medical Devices, 2021,15(3):031003.
- [9] 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): E300-E312.
- [10] HAN D, YAN G, WANG Z, et al. An artificial anal sphincter based on a novel clamping mechanism: Design, analysis, and testing [J]. Artificial Organs, 2021, 45(8): E293-E303.
- [11] 肖敦玺,颜国正,华芳芳,等. 基于肠道动力学仿真的 AAS设计及便意感知重建[J].仪器仪表学报,2021, 42(2):133-143.
  XIAO D X, YAN G ZH, HUA F F, et al. AAS design based on intestinal simulation and reconstruction of defecation perception[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(2):133-143.
- [12] OLIVEIRA L C C, SALUM M R, SAAD R C. Physiology of continence and defecation [M]. Anorectal Physiology. Springer, Cham, 2020: 19-27.
- [13] VERTZONI M, KERSTEN E, VAN DER MEY D, et al.

 [14] 尹昱,陈振华,肖峰,等.不锈钢疲劳微损伤的非线性超声检测方法[J].电子测量与仪器学报,2020, 34(1):68-73.

YIN Y, CHEN ZH H, XIAO F, et al. Nonlinear ultrasonic testing method for fatigue micro-damage of stainless stee [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2020,34(1):68-73.

- [15] YABUNAKA K, MATSUMOTO M, YOSHIDA M, et al. Assessment of rectal feces storage condition by a point-ofcare pocket-size ultrasound device for healthy adult subjects: A preliminary study [J]. Drug Discoveries & Therapeutics, 2018, 12(1): 42-46.
- [16] ASRI R I M, HARUN W S W, SAMYKANO M, et al. Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review [J]. Materials Science and Engineering: C, 2017, 77: 1261-1274.
- [17] VICTOR A, RIBEIRO J E, ARAÚJO F F. Study of PDMS characterization and its applications in biomedicine: A review [J]. Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics, 2019, 4(1): 1-9.
- [18] LI S, LI P, CAI D, et al. Boosting pervaporation performance by promoting organic permeability and simultaneously inhibiting water transport via blending

PDMS with COF-300[J]. Journal of Membrane Science, 2019, 579: 141-150.

#### 作者简介



**王立超**,2017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 要研究方向为人工肛门括约肌。

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

Wang Lichao received his B. Sc. degree from Shandong University of Technology in 2017, 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 artificial anal sphincter.



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.