

经肛内镜缝合器的电控模块设计与研究

周泽峰, 李逸明, 朱洪旺, 宋成利*

上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

收稿日期: 2022年5月9日; 录用日期: 2022年6月8日; 发布日期: 2022年6月15日

摘要

目的: 设计一种适用于经肛内镜缝合器的电控模块, 实现对缝合器缝合动作的精准控制, 为经肛门内镜微创手术缝合带来便利。方法: 设计经肛内镜缝合器机械结构、电控模块及控制算法, 搭建样机实验平台, 对电机输出性能及样机进行测试。结果: 在空载下, 电机转速相对误差最大为7.36%, 且电机转速 n 与PWM信号间存在关系: $n = 4.023 \times D - 74.1$, 缝合动作的理论计算与测试数据基本吻合。结论: 本文所设计的电控系统, 可以实现对经肛内镜缝合器缝合动作的控制, 可为后续缝合自动化提供参考。

关键词

结直肠手术, 经肛内镜, 电动缝合器, 电机控制, 霍尔传感器

Design and Research of Electronic Control Module for Transanal Endoscopic Suture Device

Zefeng Zhou, Yiming Li, Hongwang Zhu, Chengli Song*

University of Shanghai for Science and Technology, School of Health Science and Engineering, Shanghai

Received: May 9th, 2022; accepted: Jun. 8th, 2022; published: Jun. 15th, 2022

Abstract

Objective: An electronic control module for the endoscopic suture device was designed to realize the precise control of the suture action of the suture device and bring convenience to the endoscopic suture device. **Methods:** The mechanical structure, electronic control module and control algorithm of the transanal endoscopic suture device were designed, and the prototype experi-

*通讯作者。

mental platform was built to test the output performance of the motor and the prototype. Results: Under no load, the maximum relative error of motor speed is 7.36%, and there is a relationship between motor speed n and PWM signal: $n = 4.023 \times D - 74.1$. The theoretical calculation of stitching action is basically consistent with the test data. Conclusion: The electronic control system designed in this paper can realize the control of the suture action of the transanal endoscopic suture device, which can provide reference for subsequent suture automation.

Keywords

Colorectal Surgery, Transanal Endoscopy, Electric Stapler, Motor Control, Hall Sensor

Copyright © 2022 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

结直肠恶性肿瘤在全球发病率逐年增高, 2018 年结直肠癌发病率在所有癌症中居第 3 位, 死亡数第 2 位[1], 严重威胁人类生命健康。对于早期直肠癌患者, 主要治疗手段是手术切除[2]。经肛门内镜微创手术(Transanal Endoscopic Microsurgery, TEM)是一种经肛门切除肿瘤的微创保肛手术方法, 最早由德国 Buess 医生和 Mentgees 于 1983 首次提出并用于临床[3] [4]。TEM 手术相比较与传统手术, 具有手术时间更短、出血量更少、更有利于患者恢复等优势[5]。TEM 手术在治疗早中期直肠癌充满着的发展潜力, 并且具有广阔的发展空间[6]。

稳固的缝合切口是 TEM 手术的一大技术壁垒, 完全关闭直肠壁缺损可以减少术后并发症率[7]。由于 TEM 手术时, 医生需要在直肠腔内壁完成缝合动作, 操作难度相比较于普通外科手术难度更高, 据有关文献记载, 缝合失效是 TEM 手术中的常见并发症之一, 大约占 14% [8] [9]。在传统的 TEM 手术中, 闭合切口依然是采用手工针线缝合, 而手工缝合存在以下不足: a) 腔内缝合, 手术操作空间受限, b) 手术学习曲线长, 对医生技术要求高, c) 伤口形状不规则, 难以适应不同角度的缝合, d) 缝合效率低, 手术时间长。

新加坡南洋理工大学研发团队研发出一款可以连续缝合的软体手术机器人, 可以在狭小空间内实现 5 个自由度, 手术机器人安装有力传感器, 可实时检测缝合受力情况, 并在活体猪的肠道内完成了缝合操作, 实验结果达到预期, 但并未通过临床验证[10]。Apollo Endosurgery 公司研制的 OverStitch 缝合器, 器械整体尺寸较小, 更容易进入狭小空间, 该款产品目前已运用在临床手术中, 该款器械缝合过程较为复杂, 提高了医生的操作难度[11]。Endogastric Solutions 公司推出的 EsophyX 以及 Covidien Ltd 公司研发的 Endo Stitch 广泛运用在各种腔镜下的软组织间断缝合及连续缝合[12] [13], 但以上两种器械为刚性结构, 且器械尺寸较大, 无法在狭小且复杂的手术环境完成缝合操作。而 J. Shang [14]及 Nicolas C. Buchs [15]利用手术机器人实现了在 TEM 手术中的缝合操作, 但对于人体缝合的安全性还有待进一步验证。

经肛门内镜微创手术的广泛运用, 对于手术缝合的质量、效率以及便利性要求逐渐增高, 而缝合器的电动化将有望解决该需求。经分析, 经肛内镜缝合器缝合的速度、时间、缝合力的大小, 将直接影响经肛门内镜微创手术的缝合效果。因此, 本研究主要致力于研发经肛内镜缝合器的电控研究, 以实现对接合动作的精准控制。

2. 材料与方法

2.1. 经肛内镜缝合器工作原理

经肛内镜缝合器机械机构图, 见图 1。主要由手柄、电机、一对直齿锥齿轮、钢丝绕线轴、钢丝导轮、钢丝、连接管、缝合驱动机构构成。当电机旋转时, 通过一对锥齿轮将动力传递给钢丝绕线轴旋转带动钢丝来回转动, 其中钢丝导轮用来矫正钢丝角度, 使钢丝轴线与钢丝绕线轴垂直, 钢丝驱动缝合驱动机构中的平面四连杆机构, 控制缝针旋转完成缝合操作。为了能精确控制机构的缝合运动, 需要确定器械的运动学方程, 根据机构运动学求解出缝合运动的运动学方程式[16][17]:

$$\omega_1 = \frac{2\pi n}{60} i_{01} \quad (1)$$

$$\omega_3 = \omega_1 l_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) / [l_3 \sin(\theta_3 - \theta_2)] \quad (2)$$

式中: n 为电机输出轴转速; i_{01} 为钢丝绕线轴与前端缝合驱动机构输入端传动比; ω_1 、 ω_3 为平面四连杆机构曲柄与摇杆角速度; l_1 、 l_3 为曲柄与摇杆长度; θ_1 、 θ_2 、 θ_3 为曲柄、连杆、摇杆与水平方向的夹角。

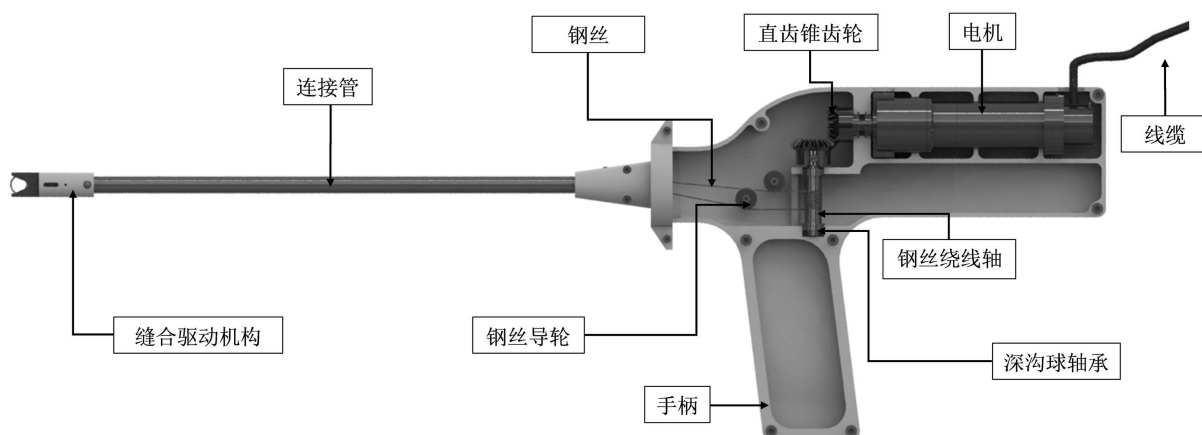


Figure 1. Mechanical mechanism diagram of transanal endoscopic suture device

图 1. 经肛内镜缝合器机械机构图

2.2. 电控模块设计

经肛内镜缝合器电控模块主要由主控模块、电机驱动模块、数码管、按键、编码器反馈模块组成, 见图 2。当按键按下后, 主控芯片检测到电平变化信号, 并由此产生对应占空比的 PWM 信号通过电机驱动电路驱动电机旋转。电机旋转时, 电机自带的霍尔编码器将速度信号反馈给主控芯片, 通过不断改变 PWM 波占空比实现对电机转速的校正, 达到电机预定速度, 数码管则实时显示编码器反馈的速度以及其他状态信息。

2.2.1. 主控模块

主控模块主要负责检测按键信号、输出 PWM 控制信号控制电机、检测编码器速度信号以及将系统工作状态信息显示在数码管上, 本研究选用 STC 公司的 STC89C52RC 单片机作为主控芯片。STC89C52 是一款低功耗、高性能的 51 内核 COMS8 位微控制器, 具有在线编程功能, 使用简单且价格非常低廉[18]。STC89C52 自带 8K 字节 Flash, 512 字节 RAM, 32 个 I/O 口, 基本能满足系统控制所需参数。为方便系统程序调试及下载, 需要主控模块与上位机进行通信, CH340G 芯片是一个 USB 转串口的转接芯片, 用来完成主控模块与上位机之间的 UART 通信。

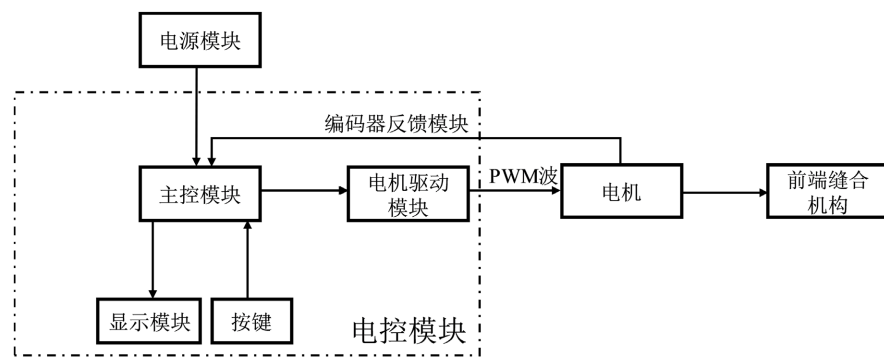


Figure 2. Composition of control system of transanal endoscopic suture device
图 2. 经肛内镜缝合器控制系统组成

2.2.2. 电机驱动模块

电机驱动模块需要控制电机的正、反转及 PWM 调速。电机额定工作电压为 12 V，而主控芯片输出电压为 5 V，且无法驱动大功率元件，需要设计电机驱动电路控制并驱动电机。

电机驱动模块采用 4 个三极管组成的 H 桥驱动电路，电路原理图见图 3，当 PWMA 端输入高电平信号，PWMB 输入低电平信号，Q2、Q3、Q6、Q7 导通，Q1、Q4、Q5、Q8 关断，电流由 B 流向 A，控制电机实现正转；当 PWMA 为低电平，PWMB 为高电平时，Q1、Q4、Q5、Q8 导通，Q2、Q3、Q6、Q7 关断，电流由 A 流向 B，控制电机反转。当 PWMA 与 PWMB 输入信号相同，都为高电平或低电平信号时，电机处于“刹车”状态。通过控制芯片 I/O 口输出 TTL 信号即可完成电机的驱动及 PWM 调速。

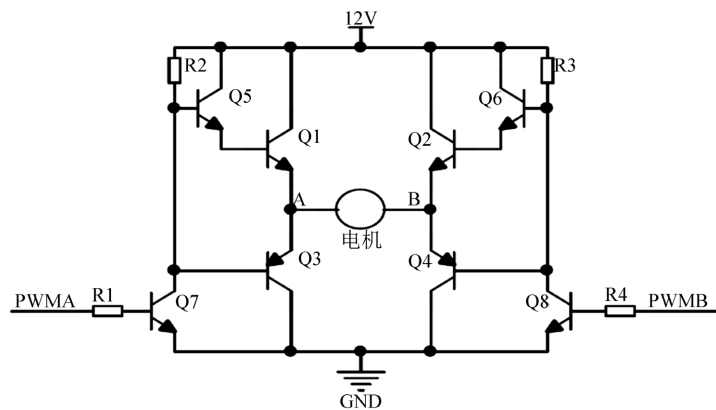


Figure 3. Motor drive circuit diagram
图 3. 电机驱动电路图

2.2.3. 编码器反馈模块

本文所使用的直流减速电机是深圳市驰名电机有限公司的 JGA25-370-35.5k，电机参数如下表 1，电机自带增量式霍尔编码器，该款编码器反馈信号由 AB 两相组成，编码器与电机同轴相连，电机每转一圈，编码器 A 相与 B 相产生 11 个脉冲信号。

Table 1. Motor parameter list
表 1. 电机参数表

转速/RPM	减速比	编码器分辨率/PPR	额定电压/V	额定电流/A	额定转矩/Kg·Cm	重量/g
170	35.5	11	12	0.3	0.69	88

电机旋转时，主控芯片接收来自编码器 A、B 相的脉冲信号，脉冲信号见图 4。从图中可以看出，信号 A 与信号 B 所产生的脉冲周期相差 90°，当电机正转时，信号 A 先于信号 B，且主控芯片接收到的两列脉冲信号相反，当电机反转时，信号 B 先于信号 A，且主控芯片接收到的两列脉冲信号相同，由此可判断出电机旋向。假设在单位时间内主控芯片所接收到 A 相脉冲个数为 a ，则电机输出端旋转角度 θ ：

$$\theta = \frac{a}{11 \times 35.5} \times 360^\circ \tag{3}$$

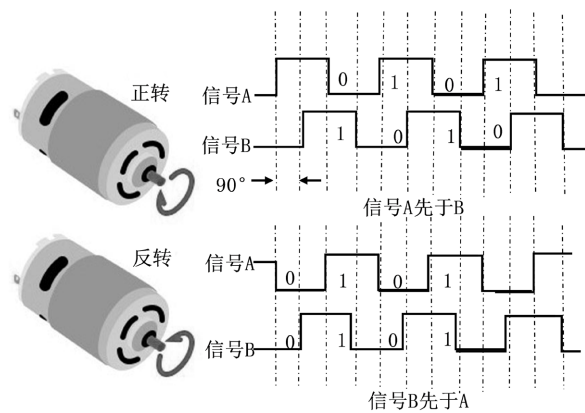


Figure 4. Encoder output pulse diagram
图 4. 编码器输出脉冲图

2.2.4. 软件系统

控制程序是主控模块实现预定功能的核心，软件系统的程序流程图见图 5。系统经过开机上电初始化后，需要手动选择工作模式，本系统设定了两种工作模式，工作模式 1 为连续旋转模式，该模式下输入预定速度，电机通过 PWM 调速达到预定转速后持续旋转不停止；工作模式 2 为步进模式，输入旋转角度和电机旋转速度后，先进入 PWM 调速阶段，系统不断检测电机转过角度，当电机旋转到对应角度即停止旋转，最后将速度及角度信息显示在数码管上，系统停止运行。

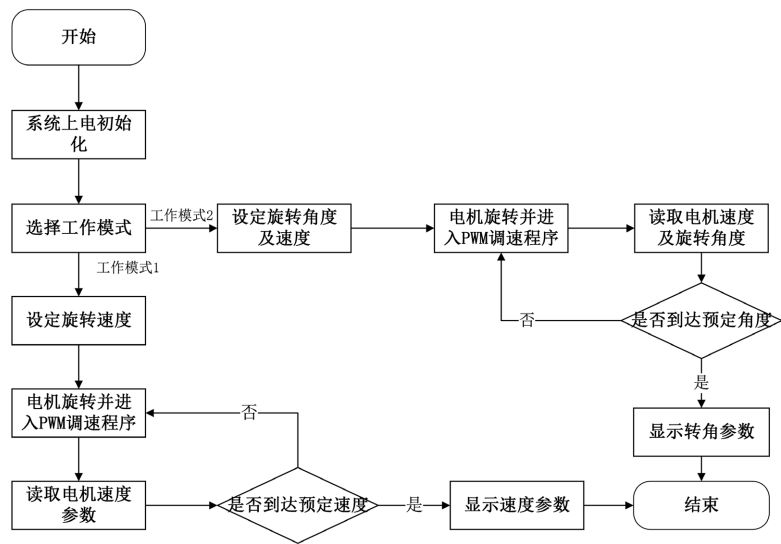


Figure 5. Program flow chart
图 5. 程序流程图

2.3. 样机实验平台的搭建

搭建样机实验平台进行电机的输出性能测试与缝合运动关系实验，如图 6 所示，实验平台包括 12 V 直流稳压电源、主控电路板、经肛内镜缝合器样机、Arduino 控制板以及上位机。为方便数据可视化及采集，采用 Arduino 控制板实现上位机(PC)与电机编码器间的通信。

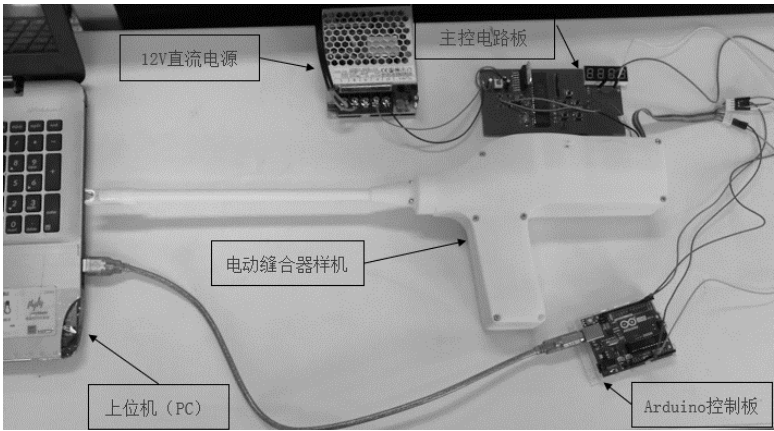


Figure 6. Prototype platform
图 6. 样机实验平台

3. 实验结果与分析

3.1. 电机输出性能分析

本文中采用改变 PWM 信号的占空比，来改变电机的平均电压，从而实现电机转速的控制，平均电压越大电机转速越大。经测量，当占空比低于 23%时，电机无法正常驱动，所以低于该占空比的情况暂不考虑。改变 PWM 信号占空比参数，测量编码器反馈速度，多次测量并排除异常数据，将实验结果进行拟合，可得图 7 所示结果，电机转速与 PWM 信号占空比间呈线性关系[19]，关系式为：

$$n = 4.023 \times D - 74.1 \tag{4}$$

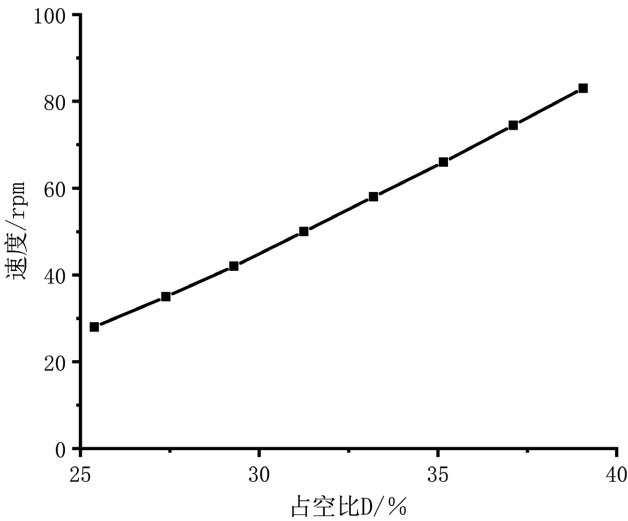


Figure 7. Motor duty ratio and motor speed
图 7. 电机占空比与电机转速的关系

为了检验上述函数关系的合理性, 改变 PWM 信号占空比, 对比实际编码器测量速度值与公式 4 推导出的速度值间的误差。误差结果如下表 2。

Table 2. Motor speed error table
表 2. 电机转速误差表

占空比/%	25	30	35	40	45	50
理论转速/rpm	26.475	46.59	66.705	86.82	106.935	127.05
实际转速/rpm	24.526	43.55	64.967	82.656	99.757	118.65
相对误差/%	7.36	6.25	2.6	4.8	6.7	6.61

通过分析可知, 电机转速存在相对误差, 主要原因是编码器精度不够、机械间隙(包括电机内部传动齿轮间隙、传动齿轮间隙等)、相对滑动(钢丝与传动滚轮间相对滑动等)。可通过更换高精度编码器、更换小模数传动齿轮、增加传动滚轮表面粗糙度的方式来降低电机转速相对误差。

3.2. 缝合运动关系分析

为了实现对缝合运动的精准控制, 需要测出实验样机的前端执行机构转角与电机输出轴转角的关系, 并评估该实验测试结果与理论值间的拟合程度, 以此来判断样机是否满足预期要求。由于经肛内镜缝合器缝合过程是连续缝合, 为了方便测试, 当编码器传输给主控芯片的脉冲个数达到特定值 a 时, 电机停止运行, 即选用工作模式 2。样机运行前, 测量此时前端执行机构初始角度 θ_1 , θ_1 为缝针尖端与水平轴线间的夹角, 待电机通电结束后, 测量此时前端执行机构角度 θ_2 , 因此前端执行机构在该时间内旋转角度 $\beta = |\theta_1 - \theta_2|$, 如图 8(a)所示。本实验中 a 初始值取 50, 即反馈脉冲个数 $a = 50$, 通过上式(3)

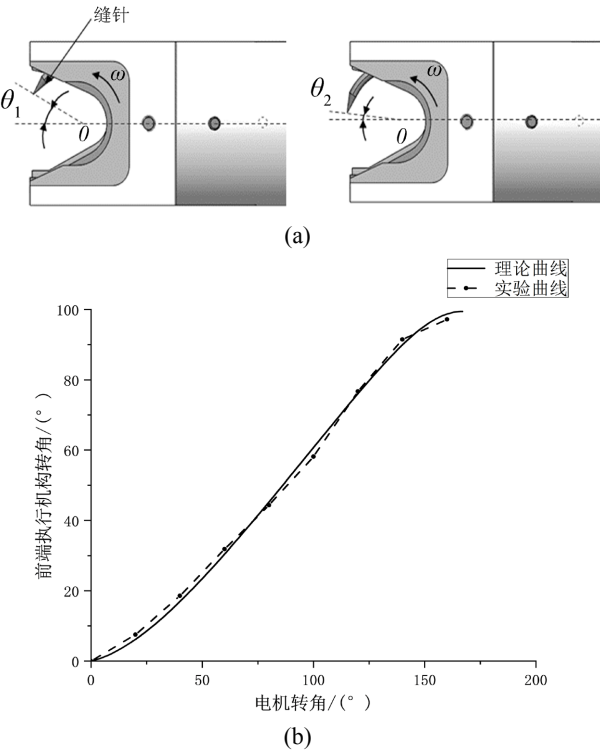


Figure 8. (a) Angle measurement diagram of front end actuator; (b) Diagram of suture motion
图 8. (a)前端执行机构转角测量图; (b) 缝合运动关系图

可求得电机此时旋转角度 $\theta_0 = 39^\circ$ ，改变脉冲个数 a ，控制电机转过不同角度，测量前端执行机构转过角度，重复以上实验，排除异常数据后求取平均数，在 Origin2021 中绘制电机转角与前端执行机构运动关系图(见图 8(b))。

对实验测得数据进行线性回归分析[20]，来评估实验结果与理论曲线间的拟合关系，求得确定系数 $R^2 = 0.9989$ (度量拟合优度的统计量， R^2 约接近 1，说明实验曲线对理论曲线的拟合程度越好)， $P < 0.001$ ，即实验曲线与理论曲线存在非常显著的线性相关。分析上述结果可知：缝合运动的拟合效果较为理想。

4. 讨论

本研究在手动缝合动作的基础上，将重复缝合动作实现自动化，可以降低传统缝合操作的时间以及操作难度，从而提高患者的手术质量。

由电机输出性能实验结果可知，电机转速与 PWM 信号占空比存在高度线性关系，此外，在未负载时，电机转速的相对误差最大值为 7.36%，因此，可以初步实现系统对电机的精准控制。通过样机实验平台可得到电机转角与前端执行机构转角的关系，见图 8(b)。根据(1)、(2)式所建立的系统控制方程与试验结果拟合曲线存在一定误差，通过对系统分析可知，该误差主要是因为电机编码器分辨率不足、传动钢丝与传动导轮间存在相对滑动以及前端执行机构摩擦力较大所导致，因此缝针实际转过角度与理论转过角度存在误差。对拟合曲线的评估分析中，所求值均在合理范围之内，理论控制方程可以为系统精准控制提高参考。尽管本控制系统虽然存在误差，但在一定精度范围内，经肛内镜缝合系统的缝合动作可以实现控制的精准化。

5. 结论

本文设计了一种可适用于经肛内镜缝合器的电控系统，包括电路设计、算法控制及验证实验设计，在样机实验平台上进行了验证实验。实验结果表明，本研究所设计的电控系统可以基本满足缝合器缝合操作的自动化。经肛内镜缝合器在未负载时，电机转速最大相对误差为 7.36%，并且推导出电机转速与 PWM 波占空比间的函数关系，可以实现对缝合器缝合的精准控制，为电动缝合器的进一步研究提供参考。

参考文献

- [1] 王宁, 刘硕, 杨雷, 张希, 袁延楠, 李慧超, 季加孚. 2018 全球癌症统计报告解读[J]. 肿瘤综合治疗电子杂志, 2019, 5(1): 87-97.
- [2] 谢文健, 杨洪, 华烨. 腹腔镜联合肛门内镜行低位直肠癌根治术的疗效分析[J]. 局部手术学杂志, 2020, 29(9): 747-775.
- [3] Buess, G., Theiss, R., Hutterer, F., et al. (1983) Transanal Endoscopic Surgery of the Rectum-Testing a New Method in Animal Experiments. *Leber Magen Darm*, **13**, 73-77.
- [4] Buess, G. (1993) Review: Transanal Endoscopic Microsurgery (TEM). *Journal of the Royal College of Surgeons of Edinburgh*, **38**, 239-245.
- [5] 徐溢新, 刘佳, 刘广珍, 宋虎, 许腾, 江涛, 宋军. 经肛门内镜微创手术治疗中低位早期直肠癌的近期疗效[J]. 中国现代医生, 2021, 59(18): 47-49+53.
- [6] 薛晓强, 林国乐. 经肛门内镜微创手术应用的新进展[J]. 中华结直肠疾病电子杂志, 2019, 8(2): 109-114.
- [7] Javidan, M., Elek, J. and Prochazka, A. (1992) Attenuation of Pathological Tremors by Functional Electrical Stimulation I: Method. *Annals of Biomedical Engineering*, **20**, 205-224. <https://doi.org/10.1007/BF02368522>
- [8] Brown, C., Raval, M.J., Phang, P.T., et al. (2017) The Surgical Defect after Transanal Endoscopic Microsurgery: Open versus Closed Management. *Surgical Endoscopy*, **31**, 1-5. <https://doi.org/10.1007/s00464-016-5067-7>
- [9] 张力, 戴安, 李炜, 周仲荣. 缝合打结过程中手术缝合线力学性能研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2019, 36(3): 386-392.
- [10] Cao, L., Li, X., Phan, P.T., et al. (2019) Sewing up the Wound: A Robotic Suturing System for Flexible Endoscopy.

- IEEE Robotics & Automation Magazine*, **27**, 45-54. <https://doi.org/10.1109/MRA.2019.2963161>
- [11] 金多晨, 黄可婷, 李璇, 彭磊, 党旖旎, 张国新. OverStitch 缝合技术在治疗消化道缺损等疾病及内镜减重中的新进展[J]. 中华消化杂志, 2019(6): 428-432.
- [12] 张杰, 潘云建, 陈海泉, LUKETICH James, 叶挺. ENDO STITCH~(TM)自动缝合器在腹腔镜下 4 例食管癌空肠造口术中的应用[J]. 肿瘤, 2011, 31(9): 856-858.
- [13] Yoshikawa, T., Hayashi, T., Aoyama, T., *et al.* (2013) Laparoscopic Esophagojejunostomy Using the EndoStitch and a Circular Stapler under a Direct View Created by the Endocameleon. *Gastric Cancer*, **16**, 609-614. <https://doi.org/10.1007/s10120-012-0211-0>
- [14] Shang, J., Leibrandt, K., Giataganas, P., *et al.* (2017) A Single-Port Robotic System for Transanal Microsurgery—Design and Validation. *IEEE Robotics and Automation Letters*, **2**, 1510-1517. <https://doi.org/10.1109/LRA.2017.2668461>
- [15] Buchs, N.C., Pugin, F., Volonte, F., *et al.* (2013) Robotic Transanal Endoscopic Microsurgery: Technical Details for the Lateral Approach. *Diseases of the Colon & Rectum*, **56**, 1194-1198. <https://doi.org/10.1097/DCR.0b013e3182a2ac84>
- [16] 雷经发, 扈静, 魏涛. 基于 MATLAB 的平面四杆机构运动学分析[J]. 机械工程师, 2009(9): 76-78.
- [17] 孙恒, 陈作模, 葛文杰. 机械原理[M]. 第五版. 北京: 高等教育出版社, 2013: 209-214.
- [18] 董佳楠, 朱铃铃, 位健, 尤照江, 许崇彩. 基于 51 单片机的个性化康复健身拐杖设计[J]. 电子制作, 2021(16): 36-38.
- [19] 王佩瑶, 周宇, 凌宇秀, 葛文明, 刘子悦, 宋成利. 电动吻合器电控模块的设计与研究[J]. 生物医学工程研究, 2020, 39(3): 271-276.
- [20] 孙振球. 医学统计学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2010: 155-160.