

文章编号: 1004-7220(2023)05-1024-07

微创肛瘘封堵器的结构设计与实验研究

李来福¹, 宋成利¹, 刘颖¹, 刘贞宽²

(1. 上海理工大学 教育部现代微创医疗器械及技术工程研究中心, 上海 200093; 2. 山东成武赛诺医疗器械有限公司, 济南 274201)

摘要:目的 设计一种适用于肛瘘内口闭合手术的封堵器, 研究封堵器的结构设计以及植入物与组织的相互作用, 评估内口封堵性能。方法 对封堵器进行整体结构设计及样机制作; 建立封堵有限元模型, 研究封堵过程中组织的应力分布及损伤面积; 搭建组织穿刺实验平台对仿真模型及结果进行验证; 搭建拔出实验平台对内口封堵效果进行评估。结果 封堵过程中, 进给机构的最大扭矩为 36 mN·m, 组织的最大应力为 19.75 MPa, 其损伤面积为 1.35 cm²。有限元理论模型与实验结果基本吻合, 最大拔出力达到 5.11 N。结论 封堵过程中的组织损伤面积满足肛瘘的微创治疗要求。设计的微创肛瘘封堵器可实现内口的有效封堵, 有助于医生更加便捷、快速、有效地完成肛瘘的微创手术。

关键词: 微创手术; 肛瘘封堵器; 结构设计; 有限元仿真; 离体实验

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.026

Structural Design and Experimental Study of Minimally Invasive Anal Fistula Occluder

LI Laifu¹, SONG Chengli¹, LIU Ying¹, LIU Zhenkuan²

(1. Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shandong Chengwu Sainuo Medical Equipment Co., Ltd., Jinan 274201, China)

Abstract: **Objective** To design a occluder suitable for the anal fistula internal mouth occlusion surgery, study structural design of the occluder, as well as the interaction between implants and tissues, and evaluate performance of the internal mouth occlusion. **Methods** The overall structure of the occluder was designed and the prototype was manufactured. The finite element model of occluding was established to study the stress distribution and damage area of tissues during occlusion; the tissue puncture experimental platform was built to verify the simulation model and results; the pull-out force test platform was built to evaluate the occlusion effect of the internal mouth. **Results** During the occlusion process, the maximum torque of the feeding mechanism was 36 mN·m, the maximum stress of the tissues was 19.75 MPa, and the damage area was 1.35 cm². The finite element model was basically consistent with the experimental results, and the maximum pull-out force reached 5.11 N. **Conclusions** The area of tissue damage in the process of occlusion meets the requirements of minimally invasive treatment of anal fistula. The minimally invasive anal fistula occluder designed in this study can effectively occlude the internal mouth, which is helpful for doctors to perform minimally invasive surgery for anal fistula more conveniently, quickly and effectively.

Key words: minimally invasive surgery; anal fistula occluder; structural design; finite element simulation; *in vitro* experiment

收稿日期: 2022-10-26; 修回日期: 2022-11-19

基金项目: 国家自然科学基金项目(51735003)

通信作者: 宋成利, 教授, E-mail: csong@usst.edu.cn.

肛瘘是指直肠或者肛管与肛门周围皮肤形成的异常通道,主要由内口、瘘道(管)和外口组成^[1]。肛瘘的临床症状初期表现为肛旁脓肿、瘙痒、排泄疼痛,后期表现为流脓、溃烂、反复发作,严重影响患者的生活质量^[2]。内口是引起肛瘘的原发性入口,有效闭合内口可阻断感染源进入瘘道,进而彻底治愈肛瘘。内口的处理方法可分为传统手工缝合和微创器械闭合。传统手工缝合内口,操作空间狭窄、缝合后既要满足创面不会开裂,同时又要保证良好的血液供应促使缝合面愈合,而缝合线降解速度较快时易导致内口闭合失败^[3]。

近年来,随着微创外科技术的发展,临床上对肛瘘内口的处理逐渐微创化,微创肛瘘内口闭合器械得到了一定的发展。以直肠内镜吻合夹系统为代表的吻合器械,内口闭合效果较为显著^[4]。Prosstr等^[5]首次利用该类器械对20名肛瘘患者的治愈率达到了90%。但由于闭合夹裸露在内口外周组织且人体不可吸收,患者在排便过程中会有明显异物感。此外,其吻合效果受到诸如吻合钉与组织交互作用等因素的影响,吻合口瘘、吻合口狭窄、吻合口渗血等并发症依然存在^[6]。以肛瘘栓为代表的可降解生物材料封堵器械,虽消除了患者排便过程中的异物感,但内口闭合效果不够稳定^[7],成功率高的可达87%,而低的仅为30%。有研究表明,肛瘘栓在瘘道早期愈合过程中被挤出是其失败的主要原因^[8]。

基于以上内口闭合方法以及相关器械的不足,本研究设计一种微创肛瘘封堵器,该器械可将由可降解材料制成的植入物输送至瘘道组织,通过植入物的径向压力完成内口的闭合。植入物利用了左旋聚乳酸材料的可降解性和良好的生物相容性^[9-10],在瘘道愈合后完全降解消失,不需要进行二次手术取出,良好的生物相容性可以保证植入物输送至人体后不发生炎症反应,从而达到治疗的目的。本文通过三维建模软件SolidWorks完成封堵器的整体结构设计,利用有限元方法探究封堵器进给机构与肌肉组织之间的相互作用过程,为微创肛瘘封堵器的设计提供理论依据;搭建穿刺扭矩实验平台验证仿真结果的可靠性,搭建拔出测试实验平台验证内口的封堵效果,并利用仿真与实验结果对封堵器的设计参数进行优化。

1 材料和方法

1.1 封堵器整体结构设计

本文采用SolidWorks 2016对微创肛瘘封堵器的整体结构进行三维建模,该器械主要由执行模块、传动模块以及动力模块三部分组成。执行模块包括进给机构和吻合机构,传动模块包括传动曲轴和传动直轴,动力模块包括手动旋钮以及保险机构。封堵器的主要工作机构包括设置在外壳内的传动机构、设置在外壳前端的进给机构与吻合机构、设置在外壳后端的保险机构与旋转手柄。其中,传动机构为复合轴,包括传动方轴、传动曲轴、传动直轴,传动方轴与前端进给机构通过拨叉连接传递扭矩,传动曲轴用来调整弯曲角度以适应外壳的角度调节。传动直轴通过保险机构与后端的动力旋钮连接将扭矩传递至曲轴,进给机构包括前端的螺旋式刀头以及后端的四棱柱卡槽,螺旋式刀头具有特定的螺距和旋向,其通过四棱柱卡槽与传动方轴进行配合。微创肛瘘封堵器的整体结构设计图如图1(a)所示,执行机构的局部放大图如图1(b)所示。

1.1.1 封堵器工作原理 在肛瘘的微创手术中,瘘管内的感染组织彻底清理后,需要将内口闭合以避免肛管内的排泄物进入瘘管引发感染。这时可采用本研究设计的微创肛瘘封堵器完成内口的闭合,其操作步骤为:①将载有可降解植入物的封堵器经肛门通过牵引定位至肛瘘内口处;②医生顺时针旋转封堵器的手动旋钮,进给机构将植入物输送至瘘道组织;③随后逆时针转动旋钮,进给机构退离组织;④植入物留置体内完成内口的闭合。封堵过程如图1(c)所示,选取1/4的肛管用于封堵过程演示。

1.1.2 执行模块结构设计 执行模块为微创肛瘘封堵器的核心模块,主要包括吻合机构与进给机构。吻合机构为矩形齿槽的圆筒式结构,待封堵器牵引至内口处,矩形齿槽提供足够的摩擦力使得进给机构与内口保持轴心平齐,不发生滑移。进给机构为右旋螺旋式刀头,其螺距为5 mm,进给机构的总体长度为20 mm,直径为8 mm。螺旋式刀头上的4块矩形凸起与植入物上的凸起完全贴合,在封堵过程中,吻合机构处于固定状态,进给机构通过凸

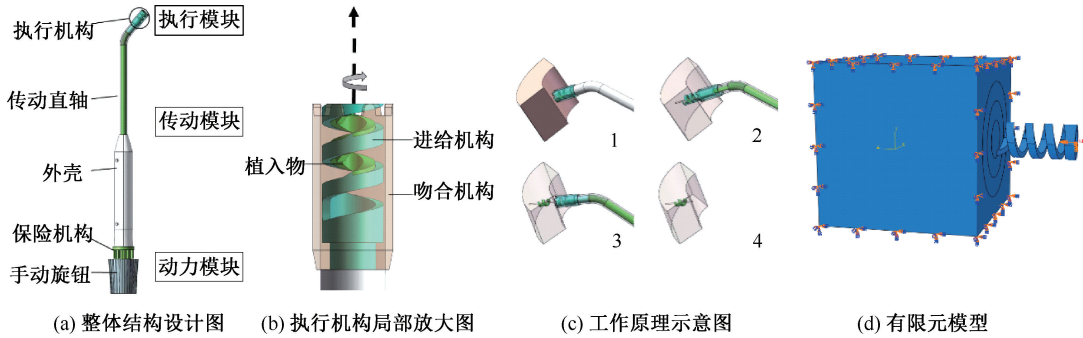


图1 三维模型图

Fig. 1 3D model drawings (a) Overall structure design drawing, (b) Enlarged partial view of the actuator, (c) Schematic diagram of working principle, (d) Finite element model

起传递扭矩实现与植入物的共同螺旋式进给,进而将植入物输送至肌肉组织。

1.2 有限元仿真

1.2.1 有限元模型 在 ABAQUS 2016 软件中建立一个三维可变形实体作为肌肉组织穿刺模型[见图 1(d)],尺寸 40 mm×40 mm×40 mm。对整体组织模型进行网格指派,选用正六面体单元为主的网格类型、扫掠的划分技术、进阶的算法方式对肌肉模型进行单元划分。肌肉组织的网格初始尺寸为 1 mm,与进给机构发生相互作用的部分设定局部边界种子尺寸为 0.5 mm。仿真模型中将微创肛瘘封堵器的进给机构简化处理后导入 ABAQUS 软件进行封堵过程仿真,进给机构的网格尺寸为 0.5 mm,完成装配后进行仿真分析。

1.2.2 材料参数 在 ABAQUS 2016 软件中进行动态显式模块分析时,进给机构材料选取为医用不锈钢 316 L,进给机构为各向同性、连续均匀的线弹性材料,其弹性模量为 206 GPa,泊松比为 0.3。肌肉组织的力学行为在纤维方向和垂直纤维方向上有着较大的差异,但是在同一方向上具有相同的力学性能^[11]。在本研究中,考虑了纤维方向的力学性能,故可以将其定义为各向同性的超弹性材料^[12],肌肉组织的泊松比设置为 0.49。本文选用 3 阶 Ogden 超弹性模型^[13]来描述肌肉组织的材料属性,Ogden 模型中包含剪切模量(μ)与应变硬化指数(α)两个参数,能够较好反映外应力作用下肌肉组织硬化的力学性能^[14]。Ogden 模型的应变能函数为:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) +$$

$$\sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k} (j-1)^{2k} \quad (1)$$

式中: N 为模型的阶数, $N=3$; μ 为压力; α 为无量纲参数; D 为不可压缩参数,表示体积变化; μ_1 、 μ_2 、 μ_3 取值分别为 0.007 4、0.000 3、0.005 8; α_1 、 α_2 、 α_3 取值分别为 7.355、14.635、7.355。

1.2.3 载荷与边界条件 在有限元分析中,接触属性分为法向接触行为和切向接触行为。在显示动力学分析过程中,由于进给机构需刺破肌肉组织,故在传递法向压力时需设定法向行为。法向接触设置为硬接触,切向接触需选择通用的罚摩擦参数进行滑移摩擦行为的判定。其中,摩擦因数参考蒋永航^[15]的研究,设定为 0.15。通用接触定义方法简单,通用性强,适用于进给机构与肌肉软组织间的复杂作用过程,分析中广泛采用的是通用接触算法,本研究中也采用该方法。

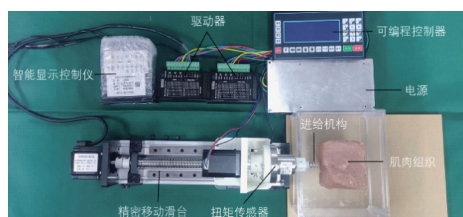
将肌肉组织模型受约束面的位移约束,进给机构的 6 个自由度全约束作为初始边界条件。在进给机构的中心转轴上选取一点作为参考点 RP-1,将进给机构整体与 RP-1 点建立耦合约束关系。根据 Zhang 等^[16]对于柔性针的旋转穿刺研究,进给机构穿刺肌肉组织时在 RP-1 点施加以沿 x 轴正方向 20 mm/s 的线速度以及绕 x 轴顺时针方向 25.12 rad/s 角速度。为了提高仿真精度与计算效率,采用多线程 64 核大型计算机工作站进行仿真分析。

1.3 离体组织实验

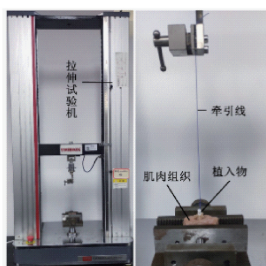
1.3.1 穿刺扭矩实验 进给机构需刺穿肌肉组织进行肛瘘内口的闭合,在有限元仿真模块已进行了

穿刺过程的模拟仿真。为了验证仿真结果的可靠性,本文搭建了肌肉组织的穿刺实验平台[见图 2(a)],主要用来测量进给机构在封堵过程中的扭矩参数。从屠宰场获得新鲜的猪背部肌肉组织,利用配备好的 PBS 缓冲液浸泡保持样本的生物活性。由于组织具有超弹性,在进行粗略测量后用手术刀将其修整为 $40\text{ mm}\times 40\text{ mm}\times 40\text{ mm}$ 组织块。随后将其固定于实验平台进行封堵实验,通过可编程控制器设定精密移动滑台的水平移动速度为 20 mm/s ,进给机构的角速度为 25.20 rad/s ,穿刺过程中的参数可由系统直接读取。扭矩传感器的量程为 $1\text{ N}\cdot\text{m}$,精度为 0.1% ,智能显示控制仪采样频率为 20 Hz 。

1.3.2 拔出力实验 为了测定植入物旋进肌肉组织后的封堵效果,本研究搭建了植入物拔出力实验平台[见图 2(b)]。该实验平台使用的拉伸试验机为优鸿测控技术厂家生产的型号为 UH6503 的万能材料试验机,植入物由分子量为 110×10^4 、基团为酯封端的左旋聚乳酸可降解材料制成。首先利用微创肛瘘封堵器将植入物输送至肌肉组织,然后利用拉伸试验机进行拔出力测试,测试过程中试验机的拉伸速度设定为 10 mm/min ,拉伸行程为 20.6 mm 。



(a) 穿刺扭矩实验平台



(b) 拔出力实验平台

图 2 实验平台搭建

Fig. 2 Experimental platform construction

- (a) Puncture torque test platform,
(b) Pull-out force test platform

2 结果

2.1 样机展示

研制的微创肛瘘封堵器样机如图 3 所示,依据三维结构模型与计算数据制作,该器械可顺利完成肛瘘内口的有效闭合。

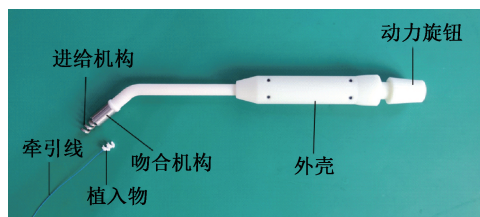


图 3 微创肛瘘封堵器样机

Fig. 3 Prototype of the minimally invasive anal fistula occluder

2.2 有限元仿真结果

由穿刺过程中进给机构的变形和等效应力云图可见,进给机构在 0.75 s 时形变量以及应力均达到最大值,最大形变量为 0.88 mm ,最大应力为 15.29 MPa 。在穿刺过程中,当进给机构尚未刺破组织时,其尖端的应力与形变逐渐增大,组织刺破以后,接触点的应力和形变呈现下降趋势,由此可推断,组织在 0.75 s 时被刺穿。316 L 医用不锈钢的抗拉强度和抗压强度均为 250 MPa ,远大于封堵过程中进给机构的最大应力,故进给机构的几何结构不会发生破坏。进给机构在封堵过程中的最大形变率为 4.4% ,结构未产生明显变形(见图 4)。

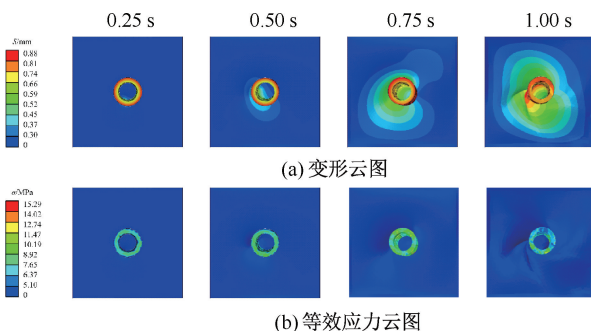


图 4 进给机构仿真结果

Fig. 4 Simulation results of the feeding mechanism

- (a) Deformation nephogram, (b) Equivalent stress nephogram

由穿刺过程中肌肉组织的等效变形云图可见,随着进给机构的侵入,在 1.00 s 时肌肉组织的最大

形变达到了 10.23 mm [见图 5(a)]。由穿刺过程中软组织的等效应力分布可见,随着接触时间的增加,应力逐渐增加,肌肉组织在 0.75 s 时应力最大 (19.75 MPa)。根据章湘明等^[17]的研究,当肌肉组织应力达到 0.35 MPa 时,其组织结构将发生破坏,经测量肌肉组织的最大创伤面积约为 1.35 cm²。本文发现,组织应力在 0.75 s 后开始有所减小,推测随着进给机构的不断侵入,接触应力以环形波的方式从接触中心向四周散开,分散了组织所承受的压力,且随着进给机构尖端侵入组织深度的增加,肌肉组织的首层网格在 0.75 s 时被刺破。

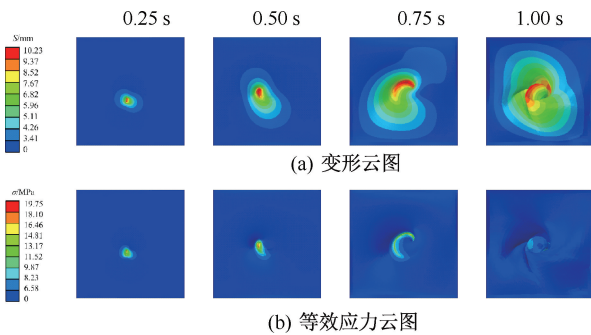


图 5 肌肉组织仿真结果图

Fig. 5 Simulation results of the tissues (a) Deformation nephogram, (b) Equivalent force nephogram

封堵过程中,肌肉组织受到的扭矩可以反映手术过程中组织的损伤程度。由于仿真过程中肌肉组织的受力比较难以获取,根据作用力与反作用力的原理,进给机构的反作用力与组织受力反向相

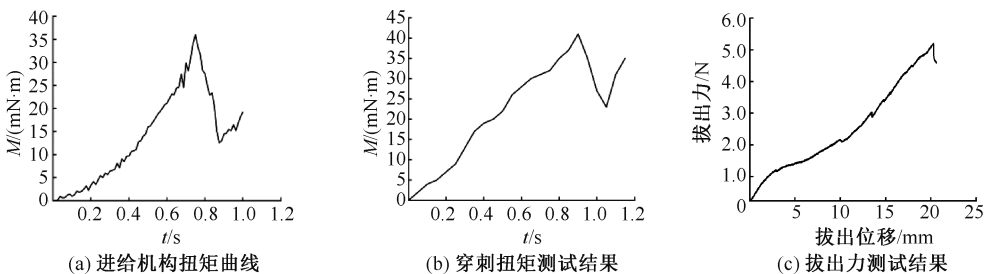


图 6 数据曲线图

Fig. 6 Data graphs (a) Torque curve of feed mechanism, (b) Results of puncture torque test, (c) Results of pull-out force test

3 讨论

本文主要围绕肛瘘微创治疗的临床需求,针对手术过程中内口的有效闭合,设计了一款微创肛瘘封堵器,该器械可顺利将可降解植入物输送至瘘道

反,大小相同。基于在建模过程中设定的进给机构端面的参考点,提取出该端面所有参考点的反作用力来反映封堵过程中肌肉组织的受力大小。仿真结果表明,进给机构刚接触组织时,由于其未刺入组织内部,这时反作用力矩的大小呈现上下波动的趋势,随后伴随进给机构刺入组织内部,扭矩开始缓慢上升,直到 0.75 s 时扭矩达到峰值 (36 mN·m)。伴随着肌肉组织的首层网格刺破,扭矩发生了急剧下降;随着进给机构的继续刺入,扭矩又开始上升 [见图 6(a)]。

2.3 离体组织实验结果

2.3.1 穿刺扭矩实验结果 通过实验数据与仿真结果的穿刺扭矩进行比较,是验证仿真结果准确性的一个重要方法。从进给机构穿刺过程中末端扭矩采集结果的变化情况可以看出,随着进给机构刺入进程的增加,传感器采集的数据值也在上升,其中在 0.9 s 时达到峰值 (41 mN·m);随后曲线开始下滑,在 1.2 s 时达到最小值 (28 mN·m);随着进给机构的持续刺入,扭矩继续增大 [见图 6(b)]。

2.3.2 拔出力实验结果 由于封堵过程中植入物输送至组织内部深度为 20 mm,故植入物拔出位移为 20 mm 时即判定为封堵效果失效。图 6(c) 展示了植入物从开始拔出到封堵失效过程中的拔出力变化。由于植入物嵌入肌肉组织,因此,随着拔出位移的增加,拔出力也在持续上升。当拔出位移为 20 mm 时,拔出力达到峰值 (5.11 N);随后拔出力急速下降,封堵效果失效。

组织,完成内口的封堵,以一种微创、可靠的方式实现肛瘘的治愈。本文根据临床需求进行封堵器的整体结构设计,选用手动驱动的原动力方案,以螺旋式进给的方式实现植入物的输送动作,该设计方案使得器械操作简便,缩短手术时间,可有效缓解

医生的工作压力。该器械选用牵引绳引导的方式将封堵器定位至内口位置,利用吻合机构与组织紧密贴合,避免手术过程中因操作不当引起定位不精确等问题,可进一步提高内口封堵的成功率。植入物选用分子量为 110×10^4 、基团为酯封端的左旋聚乳酸可降解材料,该材料在保证植入物强度需求的前提下可达到6个月内完全降解的临床需求。

本文建立封堵过程中的有限元模型。结果发现,在0.75 s时肌肉组织的首层网格发生破坏,此时肌肉组织的应力最大(19.75 MPa)。封堵过程中,肌肉组织的最大损伤面积为 1.35 cm^2 ,远小于挂线治疗后的创伤面积(8.76 cm^2),故满足肛瘘的微创治疗标准^[18]。实验过程中达到扭矩峰值的时间比仿真中的时间滞后0.15 s,推测是由于实验平台水平移动过程中响应滞后造成。另外,实验中采集的数据要略高于仿真得到的结果,这种差异是由实验平台水平移动时所产生的振动引起。但是,忽略实验过程所产生的误差,实验与模拟的趋势高度吻合,因此,可以判定所建立的有限元模型比较符合手术的真实情况,具有合理性。

在肛瘘手术中,内口的封堵尤为重要,植入物输送至瘘道组织后拔出力是评价内口封堵效果的一个重要指标。由文献[19]可知,肛瘘手术前瘘道静息压为(9.82 ± 1.04) kPa,手术后瘘道静息压为(11.13 ± 2.20) kPa。植入物的截面面积为 36 mm^2 ,由此可以计算出植入物实现封堵效果的最小拔出力为0.48 N。在拔出力离体实验中,植入物拔出位移为20 mm的拔出力为5.11 N,远大于临床需求的最小拔出力,故可以判定植入物能够实现肛瘘内口的有效闭合。目前,本研究处于离体实验阶段,暂未对体内实验模型选择的适用性加以说明,在下一步的研究中将继续开展动物实验,通过体内实验对其封堵效果进行进一步的验证与研究。

4 结论

本文设计了一种用于内口闭合的微创肛瘘封堵器。通过建立封堵过程的有限元模型,探究进给机构与肌肉组织的相互作用过程以及手术过程中器械所造成的组织损伤。模拟结果显示,进给机构可顺利将植入物输送至瘘道组织且满足微创治疗的要求;搭建了肌肉组织穿刺实验平台,在封堵过

程中通过对进给机构力学参数的采集与分析,验证了有限元模型的合理性;搭建了拔出力实验平台,通过多组植入物拔出力实验,验证了植入物良好的封堵性能。本文所设计的微创肛瘘封堵器能够以一种微创、可靠的方式将可降解植入物输送至瘘道组织,完成内口的有效闭合。此外,植入物由可降解材料左旋聚乳酸制成,其刚性小,无应力遮挡作用^[20],植入人体后能够很好地被吸收,不需要二次手术取出,可以达到体内无异物的治疗效果。由于组织损伤较小,术后恢复时间短且无肛门功能损伤的风险,使用封堵器进行肛瘘的临床治疗能够较大程度地改善患者的生活质量。

本研究的局限性如下:① 仿真部分仅模拟了进给机构与肛瘘组织的简单接触过程,没有考虑穿刺过程中血液和其他体液对器械的影响,后续还需考虑封堵过程中人体生理环境对封堵效果的影响;② 所设计的封堵器原动力为手动驱动,植入物的深度不能进行反馈调节。下一步的研究将使用电机驱动并加入力与位移反馈模块,医生在手术过程中可通过反馈参数进行植入物深度的调节。

参考文献:

- [1] GILMORE B, JACKSON L, MIGALY J. New innovations in anal fistula surgery [J]. *Semin Colon Rectal S*, 2019, 30(4): 100707.
- [2] 陈平, 田振国, 周璐, 等. 我国居民肛肠疾病就诊行为分析 [J]. *中国肛肠病杂志*, 2015(4): 11-14.
- [3] PARKS A. Etiology and surgical treatment of fistula-in-ano [J]. *Dis Colon Rectum*, 1963, 6(1): 7-22.
- [4] GROSSBERG SJ, HARRAN N, BEBINGTONB, et al. Use of the OVESCO OTSC proctology clip for closure of fistula-in-ano at Wits Donald Gordon Medical Centre—A single centre experience [J]. *S Afr J Surg*, 2020, 58(2): 74-77.
- [5] PROSSTR L, JOOS AK. Short-term outcomes of a novel endoscopic clipping device for closure of the internal opening in 100 anorectal fistulas [J]. *Tech Coloproctol*, 2016, 20(11): 753-758.
- [6] CHEKAN E, WHELAN RL. Surgical stapling device-tissue interactions: What surgeons need to know to improve patient outcomes [J]. *Med Device*, 2014, 7: 305-318.
- [7] RATTI C, GROSSR U, LITTA F, et al. Contemporary surgical practice in the management of anal fistula: Results

- from an international survey [J]. *Tech Coloproctol*, 2019, 23: 729-741.
- [8] AMRANI S, ZIMMERN A, HARA KO, *et al.* The surgis AFP anal fistula plug: A new and reasonable alternative for the treatment of anal fistula [J]. *Gastroenterol Clin Biol*, 2008, 32(11): 946-948.
- [9] KO HS, LEE S, LEE D, *et al.* Mechanical properties and bioactivity of poly (lactic acid) composites containing poly (glycolic acid) fiber and hydroxyapatite particles [J]. *Nanomaterials*, 2021, 11(1): 249.
- [10] PITJAMIT S, THUNSIRI K, NAKKIEW W, *et al.* The possibility of interlocking nail fabrication from FFF 3D printing PLA/PCL/HA composites coated by local silk fibroin for canine bone fracture treatment [J]. *Materials*, 2020, 13(7): 1564.
- [11] 田良. 心脏运动过程超弹性材料建模与仿真研究[D]. 西安: 西安工业大学, 2019.
- [12] 柯成, 王芳, 李明新, 等. 变应变率下骨骼肌连续介质本构模型[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(6): 896-902.
- KE C, WANG F, LI MX, *et al.* A continuum constitutive model of skeletal muscle at variable strain rate [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(6): 896-902.
- [13] 张成, 胡钟欣, 李君一, 等. 新型可降解肠道吻合支架的建模仿真与实验研究[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(3): 504-509.
- ZHANG C, HU ZX, LI JY, *et al.* Simulation and experimental study on a novel biodegradable intestinal anastomosis stent [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(3): 504-509.
- [14] TRAN TN, NOVACEK V, TOLBA R, *et al.* Experimental and computational approach to study colorectal anastomosis[C]//Proceedings of the XXIII Congress of the International Society of Biomechanics. Brussels, Belgium: [s. n.] 2011, 7: 3-7.
- [15] 蒋永航. 肌肉组织穿刺过程的有限元仿真与实验研究[D]. 济南: 山东大学, 2020.
- [16] ZHANG YD, LI B, YUAN LP. Study on the control method and optimization experiment of prostate soft tissue puncture [J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 218621-218643.
- [17] 章湘明, 马念科, 杨帆, 等. 狗的多位点心肌拉伸性质的实验研究[J]. *工程力学*, 2007(12): 169-174.
- [18] 邓大鹏, 邓正明, 郑玉金. 邓正明主任高挂低切旷置引流术治疗高位复杂性肛瘘的临床研究[J]. *中外医疗*, 2016, 35(34): 4-7.
- [19] TETSUO Y. Japanese practice guidelines for anal disorders II. Anal fistula [J]. *J Anus Rectum Colon*, 2018, 2(3): 103-109.
- [20] 樊瑜波. 植介入生物材料的结构、力学特性与生物效应[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(2): 197-199.
- FAN YB. Structure, mechanical properties and biological effects of implant biomaterials [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(2): 197-199.