

肛瘻封堵器的材料设计与生物力学研究

刘颖, 崔海坡, 宋成利, 李来福, 郎景成, 姜赫宣

(上海理工大学 教育部微创医疗器械工程中心, 上海 200093)

摘要: 针对肛瘻的手术治疗, 设计一款可降解的肛瘻封堵器, 主要利用高温熔融法制备不同分子量、不同基团的左旋聚乳酸试件, 通过拉伸试验获得材料的应力-应变曲线, 确定了封堵器的最佳制作材料。利用有限元仿真分析软件 ABAQUS, 系统地研究了封堵器在植入过程中的应力-应变分布以及径向支撑力等参数的变化。结果表明: 分子量为 110 万、基团为酯封端的左旋聚乳酸弹性模量值最高; 封堵器在封堵过程中受到的最大应力没有超过其许用应力 (4.55 kPa), 初始接触阶段应力仅集中在封堵器周围区域, 并且距离接触中心越远, 应力值越大; 随着封堵器的不断侵入, 接触应力以环形波的方式从接触中心向四周扩散; 封堵器基本保持了初始形状, 没有发生明显的挤压变形, 在封堵过程中具有良好的封堵效果且不易被破坏。

关键词: 左旋聚乳酸; 有限元分析; 封堵器; 肛瘻

中图分类号: TB 333 **文献标志码:** A

Material design and biomechanical study on sealing device for anal fistula

LIU Ying, CUI Haipo, SONG Chengli, LI Laifu, LANG Jingcheng, JIANG Hexuan

(Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Aiming at the surgical treatment of anal fistula, a degradable anal fistula sealing device was designed. L-poly-lactic acid specimens with different molecular weights and different groups were prepared by high-temperature melting method. The stress-strain curve of the material was obtained by tensile test, and the best material for the sealing device was determined. Finite element simulation analysis software ABAQUS was used to systematically study the stress-strain distribution and radial support force during the sealing process. The results showed that the elastic modulus of L-poly-lactic acid is the highest with the molecular weight of 1.1 million and the group is ester-sealed. The maximum stress of the sealing device in the process of sealing did not exceed its allowable stress 4.55 kPa. In the initial contact stage, the stress was only concentrated in the area around the sealing device, and the further away from the contact center, the greater the stress value was. The contact stress diffused from the contact center to all sides in the form of ring wave with the continuous intrusion of the sealing

收稿日期: 2022-01-19

基金项目: 科技部国家重点研发计划 (2019YFC0120402); 上海市自然科学基金资助项目 (19ZR1435300)

第一作者: 刘颖 (1997-), 女, 硕士研究生。研究方向: 材料设计与有限元仿真。E-mail: pumpkin54321@163.com

通信作者: 崔海坡 (1978-), 男, 教授。研究方向: 材料设计与应用。E-mail: h_b_cui@163.com

device. The sealing device basically maintained the initial shape and did not have obvious extrusion deformation.It would not be crushed in the sealing process and had a good sealing effect.

Keywords: *L-polylactic acid; finite element analysis; sealing device; anal fistula*

肛瘘是临床上较为常见和棘手的肛肠科疾病之一，发生于肛门直肠周围皮肤之间的病理性管道。大约有 33% 的肛瘘由肛周脓肿继发而形成，其临床症状、治疗方式等相关情况都具有其特殊性，不能自愈，必须手术治疗。我国肛瘘发病率为 1.67%~3.60%，中青年好发，男性是女性的 2~6 倍，其中复杂性肛瘘占 5%~15%，为一种难治的良性疾病，治疗不彻底有恶变倾向^[1-2]。肛瘘治疗的关键在于正确找到内口，尽可能减少肛门括约肌的损伤，最大限度保护及维持肛门的功能，减少并发症的发生，降低复发率^[3]。

对于肛瘘的治疗多以手术为主，包括肛瘘切开术、肛瘘挂线术、括约肌保留术、肛瘘栓、纤维蛋白胶封堵术等。这些手术都会对肛门括约肌造成不可修复的损伤，且术后容易复发，复发风险在 10%~57%。现阶段肛瘘治疗已经逐渐从创伤较大的开放手术转变为微创手术，从切开性手术转变为恢复性手术^[4-7]。但是，对于复杂性肛瘘治疗、术后复发、愈合缓慢等临床难题，仍然没有很好的解决方案和治疗器械。现有的组织闭合器大多采用不可被人体吸收的材料所制作，如在做肛瘘内口闭合时采用不锈钢钉使切口相吻合，或采用钛合金闭合夹对肛瘘内口进行闭合。钢钉或闭合夹均需二次手术取出，增加了患者的痛苦和手术风险，且对病人的生活质量造成较大影响。左旋聚乳酸(PLLA)具有良好的生物降解性和生物相容性，且易于加工成型，已被美国食品和药物管理局批准用于生物医学的各个领域^[8-9]。左旋聚乳酸作为内固定材料最大的优势在于刚性小，无应力遮挡作用，植入人体能够很好地被吸收，不需要二次手术取出，实现体内无异物的治疗效果，近年来已成为研究的热点^[10-11]。

基于上述分析，本文以左旋聚乳酸为原材料，设计一款新型可降解肛瘘封堵器。首先，通过实验确定封堵器最佳制作材料，然后利用有限元仿真分析技术，系统研究封堵器在植入过程中的应力应变分布以及径向支撑力等参数的变化，为肛瘘内口封堵器的设计和优化提供参考，从而

为临床上肛瘘疾病的治疗提供新型的手术方案和相应理论依据。

1 材料与方法

1.1 材料与实验

本文设计的封堵器采用左旋聚乳酸材料制作，原材料购自山东省济南市岱罡生物聚乳酸有限公司。为选择最佳力学性能的制作材料，并为后续有限元仿真分析输入材料参数，首先针对 3 种不同分子量以及 3 种不同基团的左旋聚乳酸，开展了拉伸实验。3 种型号左旋聚乳酸 DG-L200、DG-L400、DG-L600 的分子量分别为 22 万、55 万、110 万，3 种基团分别为酯封端、端羟基、端羧基。在分析分子量对材料力学性能影响规律时，固定基团为酯封端；在分析基团对材料力学性能影响规律时，固定分子量为 110 万。通过高温熔融法制备哑铃状试件，其尺寸如图 1 所示。根据国家标准《高分子材料拉伸性能试验方法：GB/T 1040.1—2006》开展单向拉伸实验，拉伸速度为 10 mm/min。

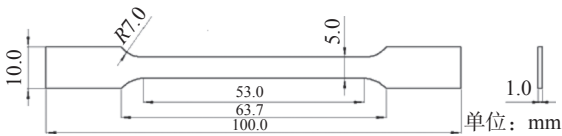


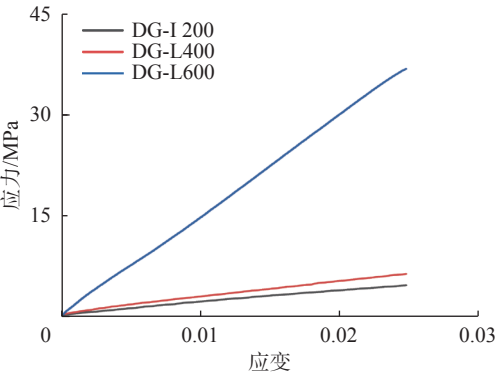
图 1 试件尺寸图

Fig.1 Dimension of specimen

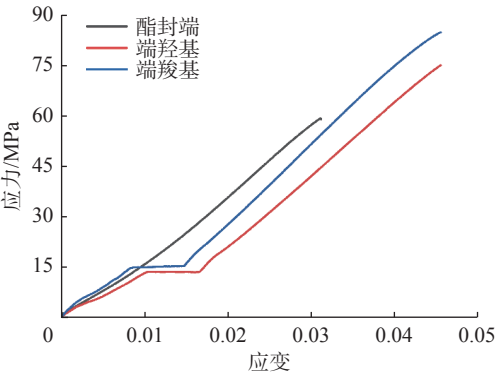
1.2 结果分析

经拉伸实验测得的左旋聚乳酸系列材料的应力-应变曲线如图 2 所示，弹性模量如表 1 所示，弹性模量低意味着在较小的外力作用下会发生较大的变形^[12]。对于瘘道封堵器而言，其制作材料的弹性模量越高，则封堵器在使用过程中的变形越小，结构的稳定性就越好，从而能够支撑瘘道的挤压和变形，达到封堵的效果。根据表 1 所知，随着材料分子量的增加，其弹性模量呈现增大趋势，即分子量为 110 万的左旋聚乳酸具有较高的弹性模量。而对于酯封端、端羟基、端羧基

3种基团而言,酯封端左旋聚乳酸刚度更大,具有更佳的抗变形能力。根据实验结果,选择分子量为110万、基团为酯封端的左旋聚乳酸作为瘘道封堵器的制作材料。



(a) 酯封端不同分子量试件



(b) 不同基团 DG-L600 试件

图2 左旋聚乳酸系列材料的应力-应变曲线
Fig.2 Stress-strain curves of L-poly(lactic acid) series materials

表1 左旋聚乳酸系列试件弹性模量					
Tab.1 Elastic modulus of L-poly(lactic acid) series specimens					
样品	酯封端	酯封端	酯封端	端羟基	端羧基
	DG-L200	DG-L400	DG-L600	DG-L600	DG-L600
弹性模量E/MPa	1681	1822	2030	1899	1700

2 有限元模型

2.1 几何模型

2.1.1 封堵器模型

肛瘘内口封堵器以线圈状植入物为主体,结构简单,无额外扭矩,与瘘道接触时容易定位且能够分散瘘道内压的冲击。将这种可吸收的线圈状植入物包裹在肛瘘的内口周围,可抵抗瘘道内口的周向压缩,在保证瘘道愈合的同时保留了括约肌功能,通过肛瘘内口封堵器的推送装置将植

入物旋进正确的深度,自动调节患者之间的差异,最终达到治愈的目的。图3为封堵器的尺寸图,单位为mm。

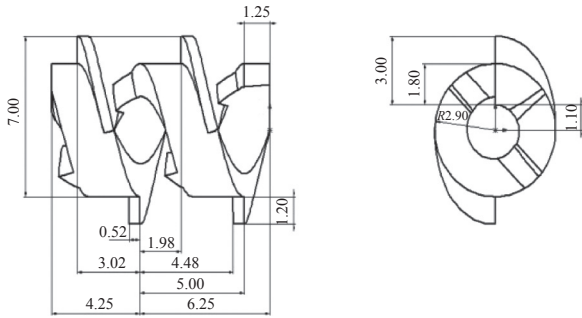


图3 封堵器模型

Fig.3 Model of sealing device

2.1.2 肌肉组织和瘘道模型

肌肉组织由于没有特定的形状,因此可以忽略肌肉组织形状对于封堵过程的影响^[13],在建模时将其设计为一个规则的圆柱体。考虑到对称性,将肌肉组织模型简化为四分之一圆弧。由于只研究封堵器在局部瘘道进行封堵过程中的封堵效果,不考虑复杂瘘道以及多瘘道的封堵,故将瘘道简化为一个长圆柱体。

2.2 材料参数

在ABAUS 2016中进行有限元静力学分析时,肛瘘内口封堵器材料为上述试验确定的酯封端DG-L600(分子量为110万)的左旋聚乳酸,将材料视为各向同性、连续均匀的线弹性材料。封堵器及肌肉组织的材料参数如表2所示。

表2 封堵器与肌肉组织的材料参数				
Tab.2 Material parameters of the sealing device and tissue				
部件	材料模型	弹性模量/MPa	泊松比	密度/(g·cm ⁻³)
封堵器	线弹性	2030	0.30	1.24
肌肉组织	超弹性	2.53	0.49	1.30

对于肌肉组织的材料模型,综合考虑几类常见的超弹性模型,如Neo-Hookeen^[14],Ogden,Mooney-Rivlin和Yeho^[15]等,选择Ogden模型,其应变能函数模型采用幂级数表达形式,更易于拟合各向同性的非线性材料。而且肌肉组织材料应用三阶Ogden超弹性模型,最大的特殊性在于理论算法上采用了主拉伸作为基准变量,而不是常见的应变张量不变量^[16]。Ogden模型中包括2个参数,分别为剪切模量 μ 与应变硬化指数 α ,这两个参数能够较好地反映外应力作用下肌肉组织硬化的力学性能。Ogden模型的应变能函数如式(1)所示:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k} (j-1)^{2k}$$

式中: N 为模型的阶数, 通常取 $1 \sim 3$ 之间的数; μ 和 α 为材料参数, μ 代表压力, α 为无量纲参数; D 为不可压缩参数, 表示体积变化。

为了达到所需要的精度要求, 保证在应变很高时还能很好地拟合数据, 选用 $N=3$ 的超弹性 Ogden 模型应用于肌肉组织材料^[17]。 μ 和 α 的取值如表 3 所示^[18]。

表 3 三阶 Ogden 模型参数
Tab.3 Third order Ogden model parameters

μ_1/MPa	α_1	μ_2/MPa	α_2	μ_3/MPa	α_3
0.0083	7.625	0.0002	13.875	0.0062	7.625

2.3 网格划分

静力学仿真分析中封堵器采用二阶-四面体网格, 网格类型为 C3D10, 单元数为 7504, 节点数为 12580。显式动力学仿真分析中采用线性-四面体网格, 网格类型为 C3D4, 封堵器共划分为 175005 个单元数, 节点数为 34604, 肌肉组织共划分为 89173 个单元, 节点数为 18348。

2.4 载荷与边界条件

2.4.1 支撑性能分析

进行支撑性能测试时, 为了防止刚体位移, 在封堵器主体上约束柱坐标下进行 Z 向位移, 同时在周向对称面上施加压力载荷。根据周旺伟^[19] 的研究, 手术前的瘘道静息压为 (9.82 ± 1.04) kPa, 手术后的瘘道静息压为 (11.13 ± 2.20) kPa, 理论上当封堵器的径向支撑力超过 4.55 kPa 时视为被压坏, 故本文仅分析封堵器植入人体后的力学性能, 不考虑植入过程时血液和其他体液对封堵器的影响。对封堵器线圈状主体表面施加一个 4.55 kPa 的径向压力模拟瘘道外载荷的作用, 通过计算封堵器在该载荷下的径向位移来分析封堵器的径向支撑性能。

为了模拟封堵器植入人体的旋转过程, 在封堵器的 4 个四边形截面上施加 $1 \text{ N} \cdot \text{m}$ 的力矩, 根据右手定则为逆时针方向。同时, 在旋进的一端施加一个 0.0025 N 的载荷 ($f=ps$, 其中 $p=9.82 \text{ kPa}$, $s=0.25 \text{ mm}^2$) 来模拟封堵器植入过程的阻力。

2.4.2 封堵过程分析

肛瘘内口封堵是一个大变形的过程, 需考虑封堵器和组织的接触。根据蒋志航^[13] 的研究, 当

两个物体表面相互接触时, 选择通用的罚摩擦参数进行滑移摩擦行为的判定, 可以顺利完成整个封堵过程中的仿真分析。故本文在参数设定时选择罚接触的相互作用, 封堵器与肌肉组织的摩擦系数为 0.15。在封堵过程中, 封堵器与肌肉组织之间会产生相对滑移, 因此选择动态接触方式的面-面接触, 将封堵器线圈状主体的外周设置为主接触面, 组织接触的面设置为副接触面。

对于边界条件的设置, 约束封堵器全部 6 个自由度作为边界条件。在封堵器旋转轴上选择一个参考点, 将其与封堵器整体建立耦合约束 (distribution coupling)。基于初始边界条件, 对肌肉组织四分之一圆弧的外周施加固定约束。

3 结果分析

3.1 静力学分析

由于肛瘘封堵器大多用于肛瘘瘘道的愈合封堵, 不仅要承受瘘道的变形, 还会受到外力的挤压。封堵器仿真分析结果如图 4 所示, 图中, σ 表示应力, ε 表示应变。从图中可以看出, 封堵器在封堵过程中最大应力为 6.398×10^{-9} kPa, 远小于其许用应力 4.55 kPa, 且总体变形也较小。因此, 封堵器在封堵过程中能够承受瘘道的挤压, 满足瘘道的支撑要求, 从而达到封堵的效果。

3.2 动力学分析

图 5 为封堵器与组织接触过程中不同时刻的

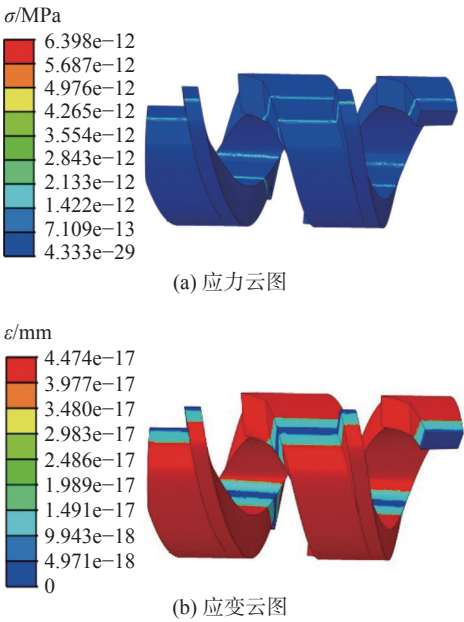


图 4 封堵器仿真分析结果

Fig. 4 Simulation analysis results of sealing device

等效变形云图。其中，图 5(a) 接触时间为 0 s，即封堵器未与组织接触，相应变形也为 0；图 5(b)~(f) 为封堵器与组织接触过程中，接触时间分别为 0.05, 0.15, 0.25, 0.35, 0.45 s 时，封堵器的变形图。从图 5(b)~(f) 中可以看出，当封堵器一端接触到组织边界时，模型开始发生变形。在初始接触阶段应力仅集中在封堵器三角状圆弧凸起区域，距离接触中心越远，应力值越大，且随着封堵器逐渐侵入组织，封堵器的变形也越来越大。接触时间为 0.15 s 时，变形达到了 8.71 mm；接触时间超过 0.15 s 后，应力逐渐向封堵器中心传递，封堵器的线圈状主体承受一部分压力，开始发生变形。当接触时间为 0.35 s 时，封堵器线圈状主体承受的应力达到了最大值，此时封堵器变形为 7.54 mm；接触时间为 0.45 s 时，封堵器变形为 3.27 mm。封堵器变形有所减小是因为随着封堵器的不断侵入，接触应力以环形波的方式从接触中心向四周扩散开，分散了封堵器所承受的压力。图 5 显示，在封堵过程中，封堵器基本保持了初始形状，没有发生明显的挤压变形，表明封堵器在封堵过程中有良好的封堵效果且不至被破坏。

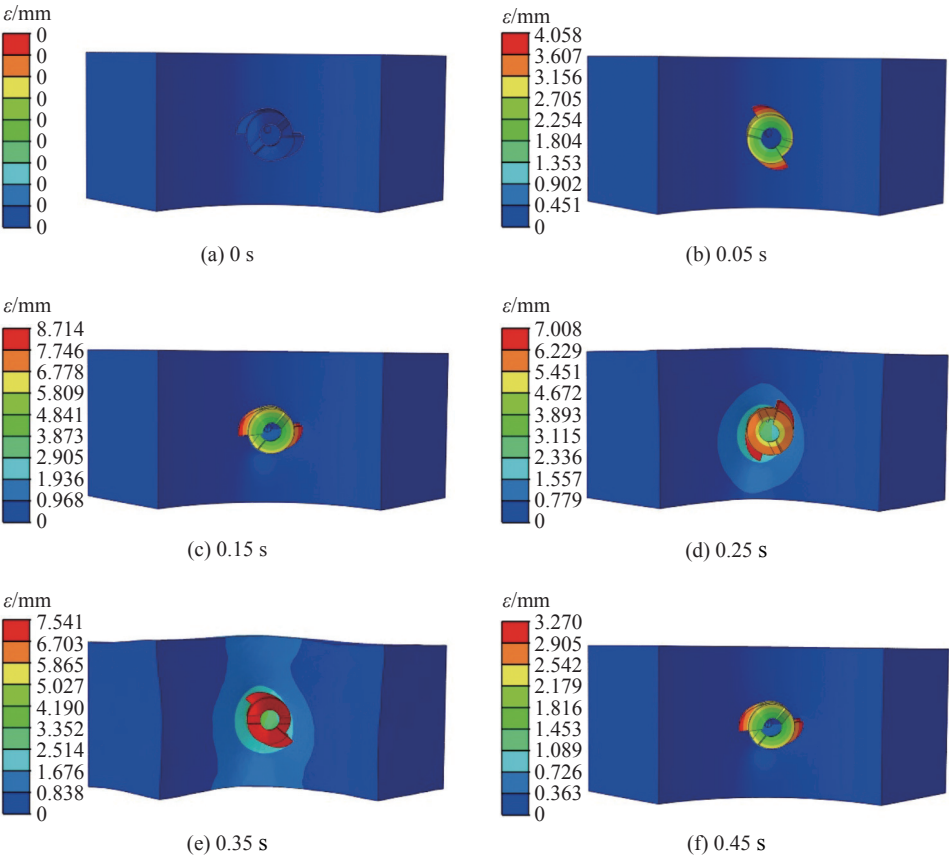


图 5 与组织接触不同时刻封堵器变形云图

图 6 为组织与封堵器接触过程中不同时刻组织的等效变形云图。其中，图 6(a) 接触时间为 0 s，即组织未与封堵器接触，相应变形也为 0；图 6(b)~(f) 为组织与封堵器接触过程中，接触时间分别为 0.05, 0.15, 0.25, 0.35, 0.45 s 时，组织的变形云图。从图 6(b)~(f) 中可以看出，在封堵器逐渐与组织接触过程中，组织模型从接触中心向四周以环形波的形式发生变形。随着接触时间的增加，组织的变形逐渐增大；当接触时间小于 0.15 s 时，组织的轮廓并没有发生明显的变形，此时应力主要集中于与封堵器接触的部分；当接触时间为 0.45 s 时，组织的变形达到最大值，为 8.99 mm，此时组织轮廓发生了肉眼可见的破坏变形。

图 7 为封堵器与组织接触过程中不同时刻的等效应力云图。其中：图 7(a) 接触时间为 0 s，即封堵器未与组织接触，相应应力为 0；图 7(b)~(f) 为封堵器与组织接触过程中，接触时间分别为 0.05, 0.15, 0.25, 0.35, 0.45 s 时，封堵器的应力云图。由图 7(b)~(e) 可以看出，随着接触时间的增加，封堵器受到的应力逐渐增大，当接触时间为 0.35 s 时，封堵器主体承受的应力达到了最大

Fig.5 Deformation diagram of sealing device at different time of contact with tissue

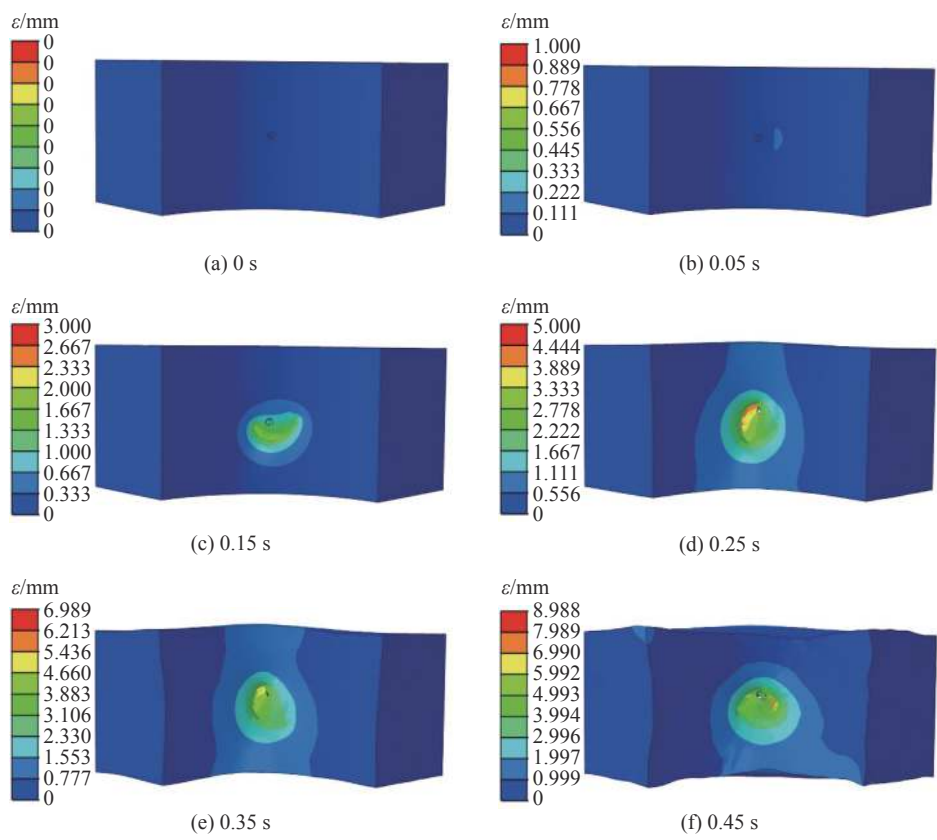


图 6 与封堵器接触不同时刻组织变形云图

Fig.6 Deformation diagram of tissue at different time of contact with sealing device

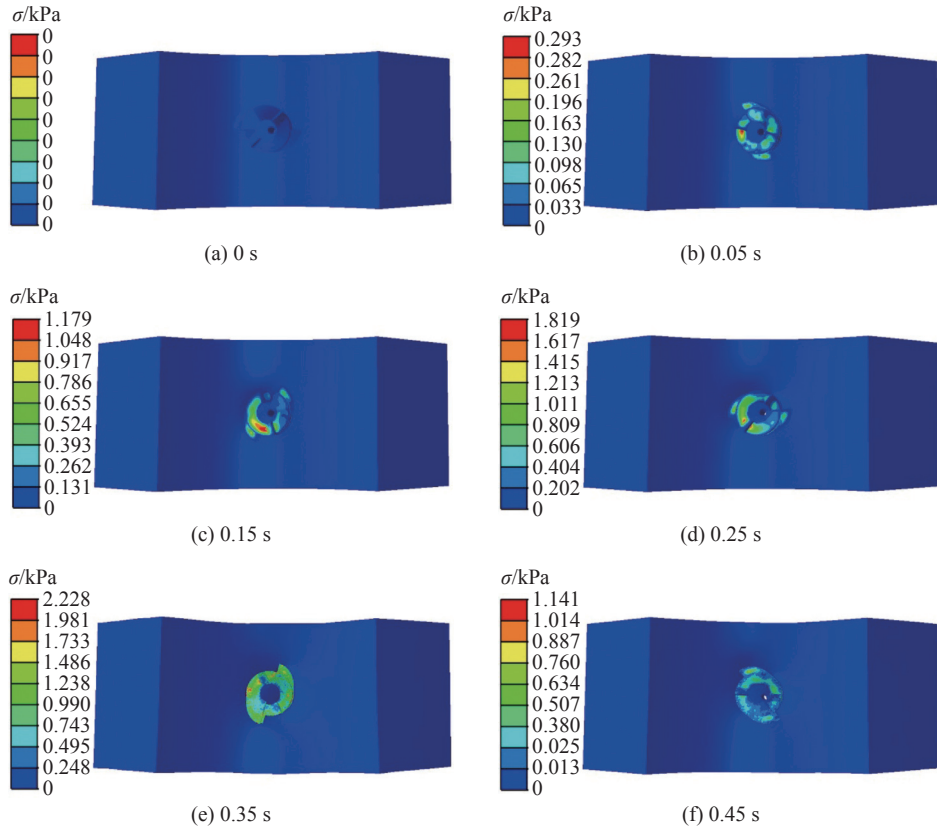


图 7 与组织接触不同时刻封堵器应力云图

Fig.7 Stress distribution of sealing device at different time of contact with tissue

值,为 2.228 kPa,仍小于材料的许用应力 4.55 kPa;随后应力值有所减小,当接触时间为 0.45 s 时,最大应力值为 1.141 kPa。应力值有所减小是因为随着封堵器的不断侵入,接触应力以环形波的方式从接触中心向四周扩散开,分散了封堵器所承受的压力。图中显示,在封堵过程中,封堵器受到的最大应力小于其许用应力,表明封堵器在封堵过程中不至被破坏。

4 讨 论

肛瘘一旦形成,极难自愈,现今手术仍为肛瘘治疗最为有效的方式^[20]。由于肛瘘的管道通过外括约肌和肛提肌,有时管道在内括约肌之间走行,传统手术中会切开管道,必然要切开有关的括约肌。特别是通过肛门直肠环的瘘管^[21],切开肛门直肠环,术后会引起肛门失禁并且极易感染,对患者日后的正常生活造成极大影响。本文设计了一款新型肛瘘内口封堵器,可采用微创的理念完成手术植入。封堵器选用左旋聚乳酸,其刚性小,无应力遮挡作用,植入人体后能够很好地被吸收,不需要二次手术取出,达到体内无异物的治疗效果,大大缩短手术时间,且术后护理安全简单,能够较大程度地改善患者的生活质量。

本文利用有限元数值仿真分析技术,模拟了封堵器封堵肛瘘的过程。结果表明,封堵器在封堵过程中不会被压坏,具备良好的封堵效果。但是在封堵过程中,组织发生了肉眼可见的破坏变形。组织被破坏后会极大地影响患者的术后恢复,是一个比较棘手的问题,但是相较于传统手术的直接切开,本文所设计的肛瘘封堵器对括约肌造成的损伤是可以接受的。由于本文只研究封堵器在局部瘘道进行封堵过程中的封堵效果,没有考虑复杂瘘道以及多瘘道的封堵,所以瘘道模型还不能解决复杂瘘道问题。另外,理论上当封堵器的径向支撑力超过 4.55 kPa 时视为被压坏,故本文仅模拟了封堵器植入人体后的力学性能,没有考虑植入过程时血液和其他体液对封堵器的影响,因此,后续还需要针对植入过程中人体生理环境对封堵效果的影响作进一步深入研究。

参考文献:

- [1] 安阿玥. 肛肠病学 [M]. 北京: 人民教育出版社, 2005.
- [2] 谷云飞, 陈红锦, 史仁杰, 等. 保留括约肌挂线法治疗复

杂性肛瘘的临床研究 [J]. *南京中医药大学学报*, 2007, 23(1): 20–23.

- [3] GILMORE B, JACKSON K L, MIGALY J. New innovations in anal fistula surgery[J]. *Seminars in Colon and Rectal Surgery*, 2019, 30(4): 100707.
- [4] 何耀彬, 方镇国, 季英, 等. LIFT-plug 微创技术在肛瘘治疗中的临床研究 [J]. *现代诊断与治疗*, 2019, 30(1): 21–22.
- [5] YAO Y B, XIAO C F, WANG Q T, et al. VAAFT plus FiLaC™: a combined procedure for complex anal fistula[J]. *Techniques in Coloproctology*, 2021, 25(8): 977–979.
- [6] ANDREOU C, ZEINDLER J, OERTLI D, et al. Longterm outcome of anal fistula —a retrospective study[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 6483.
- [7] SHIMOJIMA Y, MATSUSHIMA M, MATSUSHIMA S, et al. A novel surgical technique for anal fistula surgery designed to preserve the anal sphincter function and anoderm[J]. *Journal of the Anus, Rectum and Colon*, 2021, 5(1): 25–33.
- [8] KO H S, 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.
- [9] 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.
- [10] LI C M, GUO C C, FITZPATRICK V, et al. Design of biodegradable, implantable devices towards clinical translation[J]. *Nature Reviews Materials*, 2019, 5(1): 61–81.
- [11] HU X L, MI S, LU J L, et al. *In vitro* degradation behavior of shape memory PLLA-TMC random copolymers[J]. *Colloids and Surfaces A:Physicochemical and Engineering Aspects*, 2021, 615: 126220.
- [12] 谢兆丰, 王树水, 张智伟, 等. 新型生物可吸收房间隔缺损封堵器的生物相容性研究 [J]. *北京生物医学工程*, 2016, 35(6): 582–587.
- [13] 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: 26–32.
- [14] RAD M H G, SHAHABIAN F, HOSSEINI S M. Geometrically nonlinear elastodynamic analysis of hyper-elastic Neo-Hookean FG cylinder subjected to shock loading using MLPG method[J]. *Engineering Analysis with Boundary Elements*, 2015, 50: 83–96.

structural identification with output-only measurements[J]. [Measurement](#), 2018, 122: 597–610.

[12] 王晓燕, 黄维平, 李华军. 地震动反演及结构参数识别的 EKF 算法 [J]. [工程力学](#), 2005, 22(4): 20–23,111.

[13] LEI Y, JIANG Y Q, XU Z Q. Structural damage detection with limited input and output measurement signals[J]. [Mechanical Systems and Signal Processing](#), 2012, 28: 229–243.

[14] 雷鹰, 周欢. 有限观测下的结构损伤实时在线诊断 [J]. [振动与冲击](#), 2014, 33(17): 161–166.

[15] Khodarahmi M, Maihami V. A review on kalman filter models[J]. [Archives of Computational Methods in Engineering](#), 2023, 30(1): 727–747.

[16] KALMAN R E. A new approach to linear filtering and prediction problems[J]. [Journal of Basic Engineering](#), 1960, 82(D): 35–45.

[17] 欧进萍. 结构振动控制——主动、半主动和智能控制 [M]. 北京: 科学出版社, 2003.

[18] KALMAN R E. A new approach to linear filtering and prediction problems[J]. [Transactions of the ASME-Journal of Basic Engineering](#), 1960, 82: 35–45.

[19] CHUI C K, CHEN G R. Kalman filtering: with real-time applications[M]. 3rd ed. Berlin: Springer, 1999: 55–58.

[20] 彭斌, 汪澜涯, 王冬冬, 等. 砌体墙抗震性能伪静力试验研究 [J]. [上海理工大学学报](#), 2016, 38(4): 402–408.

[21] 王冬冬. 砌体结构性能的多尺度数值模拟 [D]. 上海: 上海理工大学, 2017.

(编辑: 丁红艺)



[上接第 494 页]

[15] 张琦, 时剑文, 索双富, 等. 基于 Mooney-Rivlin 模型和 Yeoh 模型的橡胶材料有限元分析 [J]. [合成橡胶工业](#), 2020, 43(6): 468–471.

[16] AYUOL P O M. Investigation on muscle mechanical properties under compression loading for human body model improvement[D]. Changsha: Hunan University, 2020: 35–36.

[17] 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: 22–23.

[18] TRẦN T N, NOVÁČEK 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, 2011: 1–2.

[19] 周旺伟. 肛肠手术前后肛管直肠内压变化的观察 [J]. [广西中医药](#), 1997, 20(3): 7–8.

[20] GIAMUNDO P, DE ANGELIS M. Treatment of anal fistula with FiLaC®: results of a 10-year experience with 175 patients[J]. [Techniques in Coloproctology](#), 2021, 25(8): 941–948.

[21] LIMURA E, GIORDANO P. Modern management of anal fistula[J]. [World Journal of Gastroenterology](#), 2015, 21(1): 12–20.

(编辑: 丁红艺)