

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2023.09.020

3D打印TPU/PCL共混物食管支架在食管内的生物力学性能

于鹏^{1,2}, 韦归鸿¹, 黄圣华¹, 张麒麟³, 冯军³, 曾博⁴

(1.广西大学土木建筑工程学院, 南宁 530004; 2.广西大学工程力学研究中心, 南宁 530004;
3.广西南宁锐锋医疗器械有限公司, 南宁 530004; 4.中山大学附属第一医院胸外科, 广州 510080)

摘要: 通过静态和动态的有限元数值模拟及体外力学试验, 研究不同组分比的3D打印热塑性聚氨酯(TPU)/聚己内酯(PCL)共混物支架与食管模型之间的生物力学特性, 实现对支架植入后食管生物力学表征的预测。采用Abaqus软件对支架植入释放、吞咽收缩和动态迁移过程进行有限元模拟, 结合力学试验, 对食管模型的收缩率、抗迁移力和管壁应力等指标进行量化、比较和分析。结果表明该支架具有良好的径向性能, 能在吞咽压力下保持正常形状且无较大变形, 而且比商用食管支架对食管产生的最大等效应力小, 可以缓解患者的不适。有限元模拟结果与试验结果吻合度较好。使用有限元方法结合3D打印技术可以快速模拟支架的生物力学性能, 并反馈到支架的设计上, 优化3D打印共混物支架的制造参数。通过有限元模拟真实的生物力学环境, 可以更直观地体现支架植入的治疗效果, 为支架的设计和临床选择提供科学的建议。

关键词: 有限元法; 3D打印; 共混物食管支架; 生物力学

中图分类号: TQ317.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2023)09-0123-07

Biomechanical Properties of 3D Printed TPU/PCL Blends for Esophageal Stents in the Esophagus

Yu Peng^{1,2}, Wei Guihong¹, Huang Shenghua¹, Zhang Qilin³, Feng Jun³, Zeng Bo⁴

(1. School of Civil Engineering and Architecture, Guangxi University, Nanning 530004, China; 2. Scientific Research Center of Engineering Mechanics, Guangxi University, Nanning 530004, China; 3. Guangxi Nanning Ruifeng Medical Devices Co., Ltd., Nanning 530004, China;
4. Department of Thoracic Surgery, the First Affiliated Hospital, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510080, China)

Abstract : The mechanical properties between 3D printed thermoplastic polyurethane (TPU)/Poly- ϵ -caprolactone (PCL) blended esophageal stents with different component ratios and esophageal model were investigated by static and dynamic finite element numerical simulations and in vitro mechanical tests to predict the biomechanical characteristics of the esophagus after stent implantation. The finite element simulations of stent implantation release, swallowing contraction and dynamic migration process were established by Abaqus, combined with mechanical tests to quantify, compare and analyze the contraction rate, migration resistance and wall stress of the esophageal model. The results show that the stent has good mechanical properties and can maintain normal shape without large deformation under swallowing pressure, and can alleviate patient discomfort by exerting less equivalent stress on the esophagus than commercial esophageal stents. The finite element simulation results are in good agreement with the experimental results. The biomechanical properties of stents can be rapidly simulated by using finite element method combined with 3D printing technology, which can be fed back to the design of stents and optimize the manufacturing parameters of 3D printing polymer stents. The finite element simulation of the real biomechanical environment can reflect the therapeutic effect of stent implantation more intuitively and provide scientific suggestions for stent design and clinical selection.

Keywords : finite element method ; 3D printing ; polymer esophageal stent ; biomechanics

基金项目: 广西南宁市技术创新引导专项项目(20204122), 广西高校引进海外高层次人才“百人计划”项目

通信作者: 于鹏, 副教授, 硕士研究生导师, 主要研究方向为材料力学、结构抗冲击力学行为

收稿日期: 2023-06-28

引用格式: 于鹏, 韦归鸿, 黄圣华, 等. 3D打印TPU/PCL共混物食管支架在食管内的生物力学性能[J]. 工程塑料应用, 2023, 51(9): 123-129.

Yu Peng, Wei Guihong, Huang Shenghua, et al. Biomechanical properties of 3D printed TPU/PCL blends for esophageal stents in the esophagus[J]. Engineering Plastics Application, 2023, 51(9): 123-129.

食管狭窄是食管疾病的常见症状,多由食管癌、内镜术后扩张、食管穿孔、食管瘘、反酸及化学糜烂引起^[1]。植入食管支架是有效治疗恶性食管肿瘤和食管瘘,以此缓解呼吸困难和吞咽困难的姑息性方法^[2]。目前,金属支架被广泛应用于食管支架植入。尽管金属支架因其优异的可压缩性和柔韧性被广泛用于临床治疗,但此类支架会引起炎症、出血、穿孔等并发症^[3]。为避免良性病变患者出现此类并发症,学者们开始利用3D打印技术研发更适合患者个体的共混物食管支架^[4]。

支架的力学性能及其结构对支架与食管壁的相互作用有非常重要的影响。因此,有必要对支架植入体内的治疗目的、预期效果及术后并发症的预防进行研究。但在临床中,往往很难准确预测支架植入扩张过程和结果。因而有必要利用有限元软件对支架植入后的支架与食管相互作用进行模拟,研究支架植入对食管的影响,辅助从业者为患者设计更个性化的治疗方案。

有限元分析在临床医学中得到广泛的应用。张成等^[5]对一款新型可降解肠道吻合支架进行建模仿真研究。冯凌波等^[6]分析了多层裸支架植入主动脉夹层后假腔内的血流动力学和壁面应力特征。有限元模拟节省了大量的时间和经济成本,得到的结果与真实的试验结果非常接近,且不受场地的空间限制^[7]。因此,有限元模型分析是一种有效研究支架植入的方法。

针对食管支架植入、支架在食管模型中的扩张的问题,分析支架释放过程中与食管的相互作用及受力变化的相关研究受到了学者的关注。Mozafari等^[8]运用有限元方法定量描述了支架端部形状、支架直径、摩擦系数对支架迁移的影响。Ni等^[9]评价了不同端部形状支架对支架与食管生物力学相互作用的影响。然而,目前对食管支架的有限元模拟研究主要集中在编织支架上,对3D打印的共混物支架研究较少。与传统支架的制造方法相比,3D打印可以快速制造个性化定制的医疗器材以及具有精确几何形状的植入物^[10]。因此,使用有限元方法结合3D打印技术可以快速模拟支架的生物力学性能,并反馈到支架的设计上,优化3D打印共混物支架的制造参数。

笔者采用的支架由热塑性聚氨酯(TPU)和聚己内酯(PCL)组成。TPU具有较高的拉伸强度、耐磨

性、抗撕裂性和低温柔韧性。同时TPU是一种具有生物相容性的聚合物,为设计弹性产品提供了可行性,在医学和组织工程领域具有潜在的应用价值^[11-12]。而PCL是一种生物可降解聚酯,具有可利用性和拉伸强度高、可降解性和生物相容性好等优点,因此在组织工程领域得到了广泛的应用^[13]。然而,PCL的高结晶性和疏水性导致其降解速率较慢,在体内完全降解往往需要两年以上^[14-15]。目前,许多学者将PCL或TPU用于各种医疗器械的制造,如Mi等^[16]通过静电纺丝技术制备了TPU/PCL血管支架。因此,柔性TPU弹性体与刚性PCL的结合有望开发出具有良好生物相容性和力学性能可控的柔性食管支架。

笔者通过有限元模拟和体外试验,从力学角度分析了影响3D打印共混物支架支撑强度和安全性结构特征。通过数值模拟共混物支架在简化食管模型中的释放、迁移及吞咽整个过程,找出影响支架扩张效果的相应参数,为医生在使用支架植入治疗时提供有价值的参考。

1 材料和方法

1.1 主要原材料

TPU:密度1.14~1.18 g/cm³,邵氏硬度60 A,中国东莞德创有限公司生产;

PCL:600C ($M_n = 65\ 000$),中国深圳eSUN工业有限公司。

1.2 主要设备及仪器

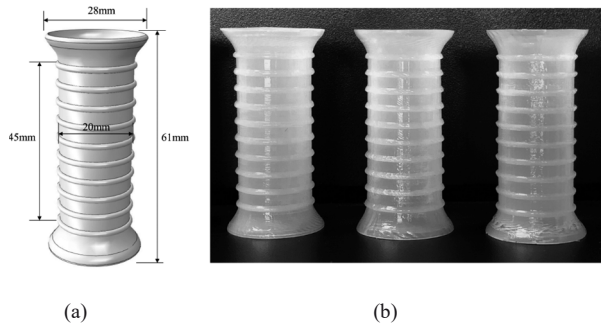
G5螺杆挤出型3D打印机:深圳创想三维科技有限公司;

万能试验机:JJ UTM-1422型,承德市金建测试仪器有限公司。

1.3 食管支架及食管模型的制作

采用G5螺杆挤出型3D打印机进行食管支架的3D打印。如图1所示,支架总长61 mm,中间部分长45 mm,直径20 mm;扩口区域长8 mm,直径28 mm;两个周向凸肋之间距离为5 mm,支架中段有10个周向凸肋^[17]。关于食管支架制作的过程和细节可见参考文献[12]。

食管模型采用肖氏硬度为30 A的硅胶通过注塑成型。为了验证试验与有限元仿真的一致性,食管模型的尺寸与有限元模型相同。而食管简化为长度150 mm,内径18 mm,壁厚3 mm的均匀圆柱体。



a—3D打印食管支架的结构参数;
b—3D打印不同比例的TPU/PCL共混物支架

图1 3D打印食管支架

1.4 食管支架及简化食管的有限元模型

(1) 超弹性材料参数及建模。

支架材料为TPU/PCL超弹性共混物,因此采用Mooney-Rivlin超弹性模型进行计算。

Mooney-Rivlin模型的应变能密度函数为:

$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + c_{01}(\bar{I}_2 - 3) + c_{20}(\bar{I}_2 - 3)^2 + c_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + c_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (1)$$

其中, I_1 和 I_2 为应变不变量, W 为应变能密度函数, $c_{10}, c_{01}, c_{11}, c_{20}, c_{02}, D_1$ 为超弹性常数。常数的下标表示不同的应变不变量。 c_{10} 表示第一应变不变量 I_1 的线性项系数, c_{01} 表示第二应变不变量 I_2 的线性项系数, c_{11} 表示 I_1 和 I_2 的交叉项系数, c_{20} 表示 I_1 的二次项系数, c_{02} 表示 I_2 的二次项系数。如图2所示,Mooney-Rivlin模型拟合的模拟曲线与试验应力-应变曲线吻合度较好。

假设TPU/PCL共混物和食管组织为完全不可压缩的材料,采用C3D8R单元(8节点线性缩减积分实体单元)进行网格划分后,支架和食管模型分别有21 158个及29 700个网格单元。

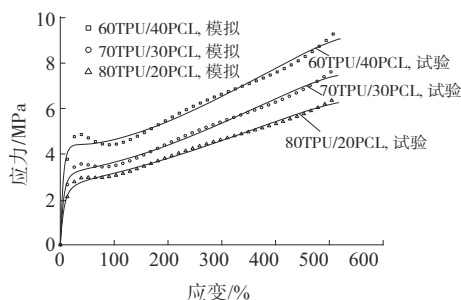


图2 试验曲线及其拟合曲线

通过单轴拉伸试验(试验次数 $n=5$)结合ABAQUS软件对应力-应变曲线进行拟合和计算,自动生成Mooney-Rivlin超弹性常数。TPU/PCL超

弹性材料和食道的超弹性常数见表1^[8]。

样品	c_{10}	c_{01}	c_{11}	c_{20}	c_{02}
80TPU/20PCL	-10.600	15.180	-0.271	3.089E-02	3.492
70TPU/30PCL	-13.638	19.388	-0.283	3.048E-02	4.363
60TPU/40PCL	-20.229	28.414	-0.419	4.496E-02	6.437
食管	-0.027	0.048	0.812	-1.723	0.982

(2) 边界条件设置。

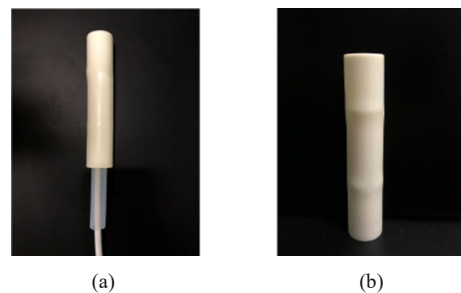
以支架一端的扩口平面中心点为坐标原点,建立以圆柱面轴线为Z轴,支架径向方向为T轴的柱坐标系。如图3所示,建一个辅助收缩的刚性圆柱压力面,将支架压入简化的食管,然后去除位移约束以模拟自膨胀过程。让支架自膨胀直至与食管模型接触,并与其相互作用直至达到平衡,从而模拟支架在食管壁弹性收缩力的作用下径向收缩及其植入食管后径向反弹的过程。为保证计算的收敛性,避免模拟过程中遇到数值不稳定和计算时间过长等问题,通过去掉中段的周向凸肋以简化支架模型。



图3 模拟支架释放和扩张的过程

1.5 食管支架径向压缩试验

图4和图5分别为自制的食管输送系统以及支架输送植入过程的示意图。该系统由内径12 mm、外径14 mm的硅胶软管和输送头端组成。设计自制的输送系统旨在模拟食管支架植入的临床过程。



a—自制食管支架输送系统;b—支架植入食管模型

图4 自制食管支架输送系统和支架植入食管模型图

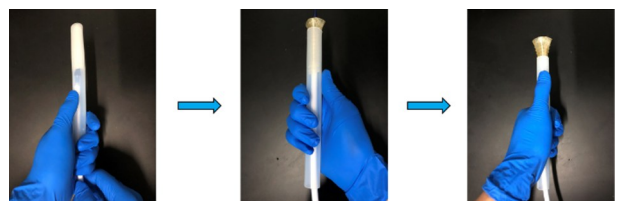


图5 支架输送植入过程示意图

将食管支架植入简化食管模型后,食管支架因受到食管模型挤压而变形。因此,用压缩率来衡量收缩的百分比。食道支架压缩率(ϕ)为:

$$\phi = (1 - \frac{d}{D}) \times 100\% \quad (2)$$

其中: D 为食管支架扩口处变形前的内径, d 为变形后的内径。

1.6 简化食管模型抗迁移试验

采用万能试验机对用硅胶制作的简化食管模型的支架抗迁移力进行测试(见图6)。食管模型下端用万能试验机夹紧,然后将食管支架植入食管模型内。在食管支架上端打孔并用绳子系在万能拉伸机上,确保每次放置位置相同。用万能试验机匀速将食管支架从食管模型中拔出,终止距离设为50 mm。记录支架沿食管轴向均匀牵引过程中的力-位移曲线和峰值力。

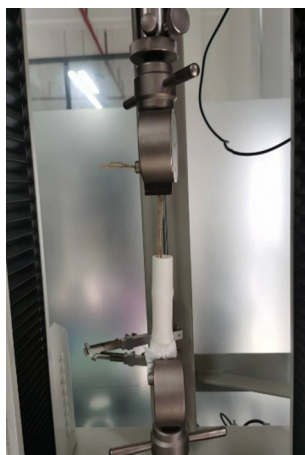


图6 抗迁移力试验

2 结果与讨论

2.1 食管支架植入食管的相互作用

不同比例的食管支架的压缩率及食管的变形和等效应力见表2。

表2 耦合状态下食管和支架的变形和等效应力

样品	最大等效应力/kPa	管腔扩口处变形后外径(仿真)/mm	管腔扩口处变形后外径(试验 $n=3$)/mm
80TPU/20PCL	144.0	31.75	31.17±0.14
70TPU/30PCL	152.6	31.96	31.82±0.09
60TPU/40PCL	169.8	32.15	32.11±0.13

模拟结果表明,食管支架植入食管后,支架与食管产生的最大弹性应变主要位于两端的扩口段,中间圆柱段产生的弹性应变相对较小。比较三种不同支架压缩时的力学性能,对食管产生最大等效力的是60TPU/40PCL支架,为161.7 kPa。70TPU/

30PCL支架次之,为152.6 kPa,80TPU/20PCL支架最小,为144 kPa。这与Yan等^[18]在编织型食管支架生物力学有限元模拟中得到的关于支架压缩过程中产生的等效应力和应变的变化趋势一致。食管组织的力学环境会影响其性能。组织经历生理范围之外的力学作用(如支架植入后压力过大)会对它的正常生理功能产生负面影响。Saxena等^[19]注意到,如果施加的应力明显超出生理范围,可能会导致肌原纤维的破坏,从而引发病理状况。因此,需要根据支架对食管壁施加的压力来选择合适的支架类型。

通过体外试验验证了模拟的有效性。通过自制输送系统将食管支架输送植入食管模型后,用游标卡尺测量食管模型变形情况。由表2可以看出,食道外径变形的测量结果与模拟结果吻合度较好,两者之间的差异不超过10%。

2.2 吞咽作用下食管-支架系统模型的数值模拟

当人咀嚼和吞咽食物时,食道产生收缩和蠕动波,推动食物向前运动。吞咽后的食管收缩波可简单地视作三角形波。在生物医学中,食道蠕动产生高达9.8 kPa的蠕动波负荷^[20]。支架植入食管腔后,受到食管蠕动波的作用,处于循环脉动负荷工作状态。食道产生的蠕动波应该是一个运动的波动载荷,但在有限元分析过程中不能简单地实现随时间和空间位置变化的蠕动波。因此,对运动的蠕动波进行简单处理,使整个食管支架段承受峰值为9.8 kPa的循环载荷。在模拟食管支架径向压缩比时,使食管内壁产生一个循环的径向压力以模拟食管支架在食管内的收缩变形,其蠕动波加载周期如图7所示。蠕动波引起支架的形变和应力见表3。

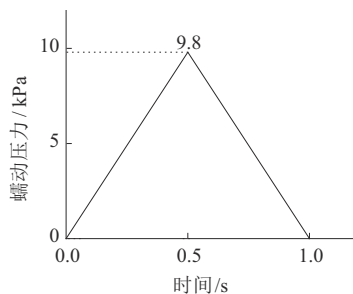


图7 蠕动波周期

表3 食管支架的径向收缩比及最大等效应力

样品	径向收缩比/%	最大等效应力/kPa
80TPU/20PCL	6.85	347.6
70TPU/30PCL	6.07	374.8
60TPU/40PCL	4.64	405.5

由表3的数值计算可知,随着支架中PCL含量的增加,食管支架的压缩率逐渐降低。80TPU/20PCL食管支架收缩率最大,为6.85%。相关研究表明^[21],食管狭窄患者通常只有当食管直径缩小25%以上时才会感到吞咽困难。因此,表中任何一种比例的食管支架都不会因为支架过度收缩而导致患者有吞咽压力。图8为不同比例TPU/PCL支架在蠕动波作用下的最大等效应力。

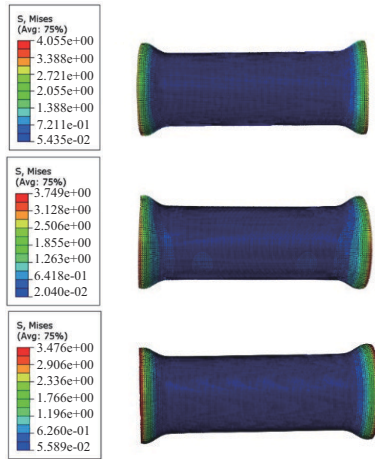


图8 不同比例TPU/PCL支架在蠕动波作用下的最大等效应力

2.3 抗迁移试验结果

有限元分析结果与实际情况存在一定误差,需要通过体外试验与有限元分析结果的对比以验证模型的准确性。监测迁移过程中支架-食管处的接触力。图9为支架迁移过程的力-位移曲线。由图9可知,力-位移曲线在初始呈上升阶段,之后趋于相对稳定。60TPU/40PCL的食管支架抗迁移力最高,为10.4 N。随着TPU含量的增加,抗迁移力降低。更大的抗迁移力降低了支架迁移的概率,从而减少了与支架相关的固有并发症。但过大的抗迁移力可能会导致取出支架时对黏膜产生二次损伤^[22]。食管支架系统的抗迁移试验结果(试验次数 $n=3$)与有限元分析结果相似。

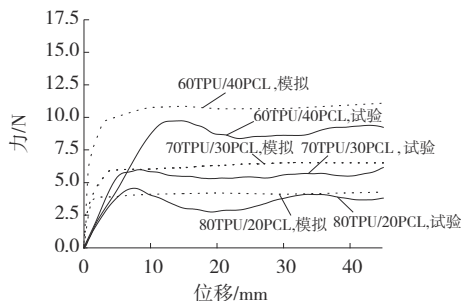


图9 抗迁移试验($n=3$)和模拟迁移过程的力-位移曲线

2.4 食管支架迁移过程的数值模拟

如图10所示,通过在食管中牵拉支架,研究支架迁移的动态过程。通过对比试验过程和模拟过程的力-位移曲线可以发现,食管支架的模拟结果和试验结果的抗迁移力峰值非常接近,不同比例的TPU/PCL共混物支架的抗迁移力变化趋势也与试验结果一致。在有限元模拟的力-位移曲线中,力峰值出现在约3 mm的位移处,而试验测得的力峰值出现在约8 mm的位移处。这种误差可能是由于模拟的边界条件设置与真实试验存在一定的差异,但这并不影响对支架抗迁移能力的分析。

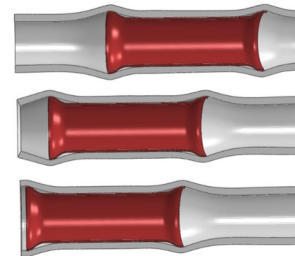
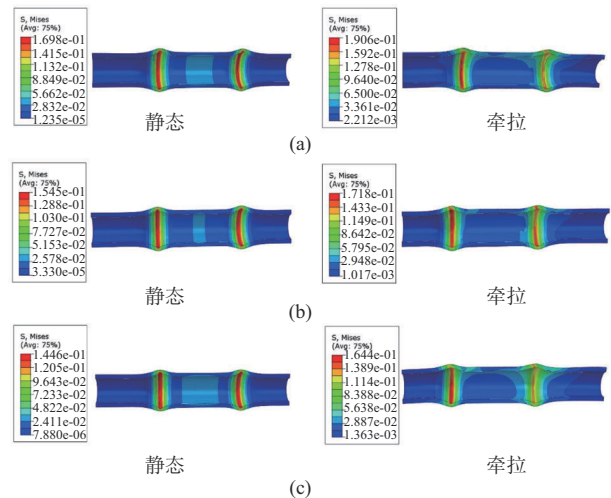


图10 食管牵拉过程

食管支架采用位移控制法,向一端牵拉,在拉动过程中监测支架-食管接触力。为保证模型的初始条件和边界条件与后续试验一致,可以将结果进行比较,验证模拟的有效性。将食管模型限制在R轴方向上运动,保证食管模型只能在径向上变形,限制它在支架迁移过程中的旋转运动。设支架外表面与食管壁内表面的摩擦系数为0.1。

图11为不同比例TPU/PCL共混物支架牵拉过程中食管壁的应力分布情况。由图11可以看出,食管支架对食管壁造成的静态应力平均比动态应力



a—60TPU/40PCL;b—70TPU/30PCL;c—80TPU/20PCL

图11 TPU/PCL食管支架在静态和牵拉过程中食管壁的应力分布

低10%~20%。

2.5 讨论

食管支架的力学性能主要取决于食管支架的材料、结构和工艺,其中变化最大的是支架的结构。良好的支架结构设计可以显著提高患者支架植入后的舒适度,过于尖锐的支架结构会增加并发症发生的概率^[23]。因此,有限元模拟在食管支架的设计中起着至关重要的作用,可以为优化支架制作工艺的性能参数提供参考。

支架植入人体后,在人体内产生吞咽过程的波动,在这种长期高频脉动压力的作用下,支架的疲劳性能成为影响支架使用时间的重要因素。在未来的研究中,支架的疲劳性能需要进一步探讨。

对食道的有限元模型进行了简化处理,以确保体外试验模型更容易制作。在本研究中未考虑食管肿瘤部分的建模,因为在临床治疗中发现不同患者之间肿瘤的材料性质存在显著差异^[24],而肿瘤的材料和结构的差异可能会导致计算结果存在一定的差异。从生物力学角度看,食管一种多层复合结构,主要由内层黏膜、黏膜下层和两层外肌层组成,具有特定的结构和功能特征^[25]。因此,未来需要根据食道组织的生物力学规范制作食道的替代模型,将考虑基于患者的CT扫描数据对真实食管模型进行逆建模,进一步设计患者个性化的食管支架。

3 结论

(1)通过分析食管支架植入食管的体外试验和仿真模拟结果发现,相比于商用编织金属食管支架植入对健康区域产生的最大等效力 0.649 MPa ^[9],TPU/PCL共混物食管支架对食管产生的最大等效力仅为 0.170 MPa ,说明了共混物食管支架可以缓解患者的不适,降低支架植入后引起并发症的概率。

(2)通过分析食管支架的动态运动模型和静态模型,验证了支架在动态迁移运动中的力学行为。由于食管支架和食管之间的拉伸、挤压和摩擦运动引起的局部应力增加,食管支架在动态迁移过程中对食管壁产生较大的等效应力。

(3)设计的3D打印共混物支架具有良好的径向性能,能在吞咽压力下保持正常形状且无较大变形。基于对不同组分比的3D打印共混物支架的抗迁移试验和径向收缩试验数据与模型的有限元分析结果进行比较,发现模拟结果与试验结果吻合度

较好。通过有限元模拟真实的生物力学环境,可以更直观地体现支架植入的治疗效果,为支架的设计和临床选择提供科学的建议。

参考文献

- [1] Qi L, He W, Yang J, et al. Endoscopic balloon dilation and submucosal injection of triamcinolone acetonide in the treatment of esophageal stricture: A single-center retrospective study[J]. *Experimental and therapeutic medicine*, 2018, 16(6): 5248–5252.
- [2] Sharma P, Kozarek R. Role of esophageal stents in benign and malignant diseases[J]. *The American Journal of Gastroenterology*, 2010, 105(2). DOI:10.1038/ajg.2009.684.
- [3] Dubecz A, Watson T J, Raymond D P, et al. Esophageal stenting for malignant and benign disease: 133 cases on a thoracic surgical service[J]. *The Annals of Thoracic Surgery*, 2011, 92(6): 2028–2033.
- [4] Lin M H, Firoozi N, Tsai Chi-Tay, et al. 3D-printed flexible polymer stents for potential applications in inoperable esophageal malignancies[J]. *Acta Biomaterialia*, 2019, 83: 119–129.
- [5] 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 Cheng, Hu Zhongxin, Li Junyi, et al. Simulation and experimental study on a novel biodegradable[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2022, 37(3): 504–509.
- [6] 冯凌波, 孙翠茹, 戴向晨, 等. 多层裸支架植入主动脉夹层的流固耦合数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 738–746.
Feng Lingbo, Sun Cuiru, Dai Xiangchen, et al. Fluid-structure interaction simulation of multiple overlapping[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2021, 36(5): 738–746.
- [7] Ma T, Dong Z H, Wang S Z, et al. Computational investigation of interaction between stent graft and aorta in retrograde type A dissection after thoracic endovascular aortic repair for type B aortic dissection[J]. *Journal of Vascular Surgery*, 2018, 68(6). DOI: 10.1016/j.jvs.2018.06.008.
- [8] Mozafari H, Dong P F, Zhao S J, et al. Migration resistance of esophageal stents: The role of stent design[J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2018, 100: 43–49.
- [9] Ni X Y, Zhang Y H, Zhao H X, et al. Numerical research on the biomechanical behaviour of braided stents with different end shapes and stent-oesophagus interaction[J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2018, 34(6). DOI:10.1002/cnm.2971.
- [10] Zhu Y Z, Joralmón D, Shan W T, et al. 3D printing biomimetic materials and structures for biomedical applications[J]. *Bio-Design and Manufacturing*, 2021, 4(2): 405–428.
- [11] Jayswal A, Adanur S. Characterization of PLA/TPU composite filaments manufactured for 3D printing with FDM[J]. *Journal of Thermoplastic Composite Materials*, 2023, 36(4): 1450–1471.
- [12] Rodríguez-Parada L, de la Rosa S, Mayuet P F. Influence of 3D-printed TPU properties for the design of elastic products[J]. *Polymers*, 2021, 13(15). DOI:10.3390/polym13152519.

- [13] Wang Q F, Ma Z Y, Wang Y, et al. Fabrication and characterization of 3D printed biocomposite scaffolds based on PCL and zirconia nanoparticles[J]. *Bio-Design and Manufacturing*, 2021, 4(1): 60–71.
- [14] Malikmammadov E, Tanir T E, Kiziltay A, et al. PCL and PCL-based materials in biomedical applications[J]. *Journal of biomaterials science. Polymer edition*, 2018, 29(7-9):863–893.
- [15] Fryn P, Jewloszewicz B, Bogdanowicz K A, et al. Research of binary and ternary composites based on selected aliphatic or aliphatic-aromatic polymers, 5CB or SWCN toward biodegradable electrodes[J]. *Materials*, 2020, 13(11). DOI: 10.3390/ma13112480.
- [16] Mi H Y, Jing X, Yu Emily, et al. Manipulating the structure and mechanical properties of thermoplastic polyurethane/polycaprolactone hybrid small diameter vascular scaffolds fabricated via electrospinning using an assembled rotating collector[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 78: 433–441.
- [17] Yu P, Huang S H, Yang Z N, et al. Biomechanical properties of a customizable TPU/PCL blended esophageal stent fabricated by 3D printing[J]. *Materials Today Communications*, 2023, 34. DOI: 10.1016/j.mtcomm.2022.105196.
- [18] Yan W T, Yu H Y, Ding B, et al. Biomechanical study of new biodegradable esophageal stent[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2022, 46(2):126–131.
- [19] Saxena A K, Biro E, Sommer G, et al. Esophagus stretch tests: Biomechanics for tissue engineering and possible implications on the outcome of esophageal atresia repairs performed under excessive tension[J]. *Esophagus*, 2021, 18(2):346–352.
- [20] 倪晓宇, 潘长网, 王云霞, 等. 食管支架变形数值模拟与疲劳寿命的分析研究[J]. *中国机械工程*, 2009, 20(23):2 856–2 860.
- Ni Xiaoyu, Pan Changwang, Wang Yunxia, et al. Research on numerical simulation and structural fatigue life for esophagus stent [J]. *China Mechanical Engineering*, 2009, 20(23):2 856–2 860.
- [21] Yang C W, Lin H H, Hsieh T Y, et al. Palliative enteral feeding for patients with malignant esophageal obstruction: a retrospective study[J]. *Bmc Palliative Care*, 2015, 14(1):58.
- [22] Garbey M, Salmon R, Fikfak V, et al. Esophageal stent migration: Testing few hypothesis with a simplified mathematical model[J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2016, 79:259–265.
- [23] Shin J H, Song H Y, Kim J H, et al. Comparison of temporary and permanent stent placement with concurrent radiation therapy in patients with esophageal carcinoma[J]. *Journal of vascular and interventional radiology*, 2005, 16(1):67–74.
- [24] Nasir B S, Tahiri M, Kazakov J, et al. Palliation of concomitant tracheobronchial and esophageal disease using a combined airway and esophageal approach[J]. *Ann Thorac Surg*, 2016, 102(2): 400–406.
- [25] Sommer G, Schriebl A, Zeindlinger G, et al. Multiaxial mechanical response and constitutive modeling of esophageal tissues: Impact on esophageal tissue engineering[J]. *Acta Biomaterialia*, 2013, 9(12):9 379–9 391.