

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2024.08.014

3D打印TPU气道支架的有限元仿真分析及其力学性能

朱锐铤¹, 欧阳阅翰², 陈晓邦³, 丁明媚¹, 郑哲月³, 林泽铨³, 卓志宁³, 潘均安³, 阳范文³

(1.广州检验检测认证集团有限公司, 广州 511447; 2.广州医科大学金城检验学院, 广州 511436;

3.广州医科大学生物医学工程学院, 广州 511436)

摘要: 气道支架的可压缩性直接影响手术操作, 植入后与气道的相互作用力对临床疗效影响大, 开展支架植入气道的力学性能仿真分析可为产品研发和临床应用提供参考。采用计算机软件构建气道支架3D模型, 以热塑性聚氨酯弹性体为打印材料, 熔融沉积3D打印制备挤出率和壁厚不同的气道支架, 采用万能试验机测试其支撑力、压缩强度和压缩弹性模量, 对支架植入气道狭窄简化模型中的受力情况进行有限元仿真分析。随着径向压缩率增大, 支架的压缩强度和径向支撑力呈上升趋势, 压缩弹性模量呈现下降趋势; 随着打印挤出率的增大, 支架中丝材堆积更紧密, 压缩弹性模量、压缩强度和径向支撑力均呈上升趋势。有限元仿真分析结果表明, 随着壁厚增加, 支架变形困难, 产生的支撑力增大; 随着狭窄率的增加, 支架所受压迫力增大, 应力集中与支架变形能力、气道狭窄情况密切相关。

关键词: 3D打印; 热塑性聚氨酯气道支架; 力学性能; 有限元仿真; 气道狭窄

中图分类号: TB322, TQ336.6 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2024)08-0096-08

3D printing of TPU airway stent and finite element simulation analysis and its mechanical properties

ZHU Ruitian¹, OUYANG Yuehan², CHEN Xiaobang³, DING Mingmei¹, ZHENG Xiyue³, ZHUO Zhining³, LIN Zequan³,PAN Junan³, YANG Fanwen³

(1. Guangzhou Inspection Testing and Certification Group Co., Ltd., Guangzhou 511447, China;

2. KingMed School of Laboratory Medicine, Guangzhou Medical University, Guangzhou 511436, China;

3. School of Biomedical Engineering, Guangzhou Medical University, Guangzhou 511436, China)

Abstract : The compressibility of airway stent directly affects surgical operation, and the interaction force between the implanted stent and the airway has a significant impact on clinical efficacy. Simulation analysis on mechanical performance after stent implantation in the airway can provide reference for product development and clinical application. 3D models of airway stents were constructed by using computer software, and airway stents with different extrusion rates and wall thicknesses were fabricated with thermoplastic elastomers as printing material by melt deposition 3D printing. The support force, compressive strength, and compressive modulus were tested by using a universal testing machine, and the stress situation in the simplified model of airway stenosis after stent implantation was analyzed through finite element simulation. As the radial compression ratio increases, the compression strength and radial support force of the stents show an upward trend, while the compression modulus shows a downward trend. As the printing extrusion rate increases, the silk material in the stent is stacked more tightly, and the compressive modulus, compressive strength, and radial support force all show an upward trend. The result of finite element simulation analysis shows that as the wall thickness increases, the deformation of the stent becomes difficult, and the generated support force becomes greater. As the stenosis rate increases, the compressive force on the stent increases, and stress concentration is closely related to the deformation ability of stent and the condition of airway stenosis.

Keywords : 3D printing ; TPU airway stent ; mechanical property ; finite element simulation ; airway stenosis

基金项目: 国家自然科学基金项目(82272160), 广东省药监局科技项目(2023YDZ12), 广东省普通高校质量工程项目(2024-9-352)

通信作者: 阳范文, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究方向为生物医学材料及新型医疗器械

收稿日期: 2024-06-08

引用格式: 朱锐铤, 欧阳阅翰, 陈晓邦, 等. 3D打印TPU气道支架的有限元仿真分析及其力学性能[J]. 工程塑料应用, 2024, 52(8): 96-103.

ZHU Ruitian, OUYANG Yuehan, CHEN Xiaobang, et al. 3D printing of TPU airway stent and finite element simulation analysis and its mechanical properties[J]. Engineering Plastics Application, 2024, 52(8): 96-103.

气道狭窄是因肿瘤、结核、气管插管、气管切开术或肺移植等原因导致气管、支气管有效通气面积缩小的一种呼吸道疾病,临床症状表现为咳嗽、咳痰、呼吸困难等症状,严重时引发窒息甚至危及生命安全^[1-4]。气道狭窄临床治疗方法有切除、冷冻、热消融或支架置入术等,旨在迅速解除呼吸困难症状^[5-6]。其中支架置入是一种对患者心肺功能要求低、见效快、损伤小的微创介入疗法,日益受到医生和患者的欢迎。然而,支架置入后对气道黏膜持续刺激容易引发肉芽组织过度增生,从而导致气道再次出现狭窄(简称“再狭窄”)^[7]。再狭窄与支架材料的种类、机械性压迫力等密切相关。金属裸支架对气道刺激大、再狭窄率可达5%~45%^[8-9]。硅酮支架的尺寸和型号有限,无法与患者气道精准匹配,尺寸过大影响局部微循环,严重时导致组织坏死。因此,根据患者气道解剖结构和病变不同,采用3D技术进行个性化设计,采用生物相容性优异的材料制备个性化支架,可预防移位、降低再狭窄发生风险,具有良好的临床应用前景^[10-12]。

在设计和制造支架时,降低支架对气道的刺激是预防气道再狭窄的有效手段之一。采用有限元模拟分析支架与气道的相互作用关系,通过结构优化降低压迫力,可减轻支架对气道的刺激。Liu等^[13]根据天然生物组织的J型应力-应变行为设计出具有一种具有负泊松比特性的波状非均匀韧带手性气道支架,并进行了有限元分析和实验验证,优化设计参数,旨在减轻炎症、减少支架移位。Malvè等^[14]通过有限元仿真模拟软件ABAQUS分析了不同丝径、丝根数和螺距的气道支架对其径向刚度、径向回复率等力学性能的影响,对可降解镁合金支架进行了优化设计。孙亿民等^[15]开展了计算机数值模拟分析镍钛合金网状气道支架置入的研究,得出局部应力的显著改变是导致气道肉芽组织过度增生的原因之一。李荣荣等^[11,16]采用热塑性聚氨酯弹性体(TPU)制备了个性化的气道支架,由于采用硬度为40D的TPU材料,支架的支撑力虽然足够大,但是硬度太大难以压缩,经临床医生评估植入气道手术操作难度比较大。因此,选择硬度85A的TPU制备气道支架,并降低支架壁厚以解决可压缩问题对于未来的临床应用非常关键。

笔者针对气道支架的临床应用需求,以硬度85A的TPU为打印材料,采用3D数字化技术设计

壁厚分别为0.5 mm和1.0 mm的气道支架,建立狭窄气道的数字化模型,通过有限元仿真模拟支架植入气道后的应力分析,探究应力与可压缩率之间的对应关系,创新支架设计方法,提高产品研发效率。

1 实验部分

1.1 主要原材料

TPU:TPU LA85,山东雷德新材料有限公司;

TPU 40D 气道支架样品:按文献[11]所述的方法,改变打印挤出率(80%, 90%, 100%, 110%, 120%),制备壁厚分别为0.5 mm和1.0 mm的气道支架样品。

1.2 主要仪器与设备

3D打印线材实验机:SESI-20/28,广州普同实验分析仪器有限公司;

3D打印机:TT1,广州畅德科技有限公司;

真空干燥箱:DZF-6050C,上海捷呈实验仪器;

万能试验机:CMT40204,深圳新三思材料检测有限公司。

1.3 3D打印线材制备

TPU材料在80℃的真空干燥箱中持续干燥48 h,然后采用3D打印线材实验机在温度190℃、主机转速为40 r/min条件下制备3D打印线材,线材直径控制为 (1.75 ± 0.05) mm。

1.4 气道支架3D建模

采用3D建模软件设计气道支架3D模型,形状为直筒形、表面设有钉齿。

1.5 气道支架3D打印

采用熔融沉积3D打印机制备气道支架,喷嘴温度220℃、打印速度15 mm/s,改变打印挤出率(80%, 90%, 100%, 110%, 120%),分别打印壁厚0.5 mm和1.0 mm的气道支架。

1.6 性能测试方法

1.6.1 支架力学性能测试

支架在常温下放置48 h后,按照GB/T 9341-2000测试支架的径向支撑力、压缩强度和压缩弹性模量,压缩速率10 mm/min不变,改变径向压缩率分别为10%, 20%, 30%, 40%, 50%,测试相应的力学性能。

1.6.2 支架可压缩率测试

将支架置入自制的压缩器中,从径向方向施加相同的压力压缩支架,观察支架破坏零界点的径向压缩比例。

1.6.3 支架的微观结构

采用体式显微镜拍摄支架表面照片,观察支架的微观结构。

2 实验结果与讨论

2.1 气道支架的制备与性能

2.1.1 3D建模与打印

设计的气道支架全长50 mm,结构如图1所示。内层:直径10 mm、厚度(分别为0.5, 1.0 mm);载药层:4个不互通的扇形中空通道,厚度1.5 mm,可用于装载药物;外层:外直径16 mm、厚度分别为0.5, 1.0 mm;钉齿:直径为3 mm,高2.4 mm的圆柱状防滑钉,位于最外层表面上,具有防止支架移位的作用。上述气道支架模型可根据患者气道解剖结构进行调整,通过改变直径、长度、形状和表面钉齿等精准匹配患者气道,从而满足临床治疗对气道支架的个性化需求。

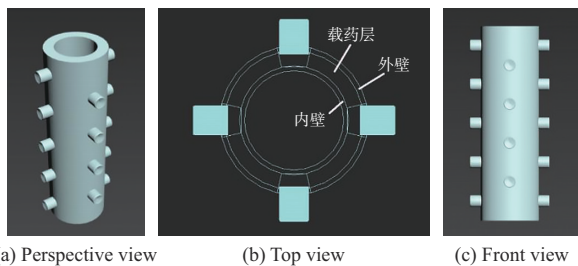


图1 气道支架3D模型

Fig. 1 3D model of airway stent

熔融沉积3D打印制备气道支架的实物如图2所示。从图2可看出,气道支架的3D打印效果符合设计要求:尺寸准确、结构完整、管腔畅通、腔内光滑、表面平滑。

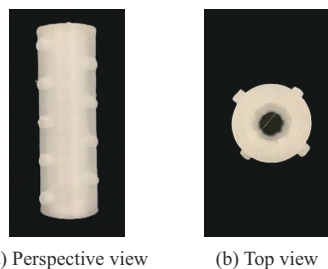


图2 3D打印气道支架样品照片

Fig. 2 Photos of 3D printed airway stent samples

2.1.2 支架的力学性能

两种不同壁厚支架的径向支撑力、压缩强度和压缩弹性模量如图3和图4所示。

从图3可知,随着径向压缩率增大,支架的压缩强度和径向支撑力呈上升趋势,压缩弹性模量呈现下降趋势。随着打印挤出率的增大,压缩弹性模

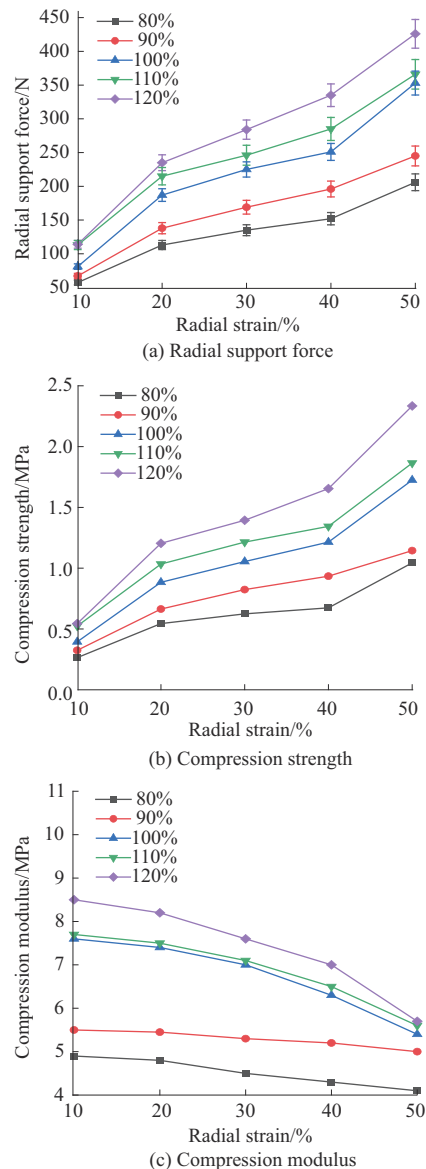


图3 壁厚1.0 mm气道支架的力学性能

Fig. 3 Mechanical properties of airway stents with a wall thickness of 1.0 mm

量、压缩强度和径向支撑力均呈上升趋势;其中挤出率为120%的支架在压缩率10%时压缩弹性模量达到最大值8.5 MPa,80%挤出率的支架在压缩率50%时压缩弹性模量达到最小值4.1 MPa。挤出率为120%的支架在压缩率50%时压缩强度达到最大值为2.4 MPa,挤出率为80%的支架在压缩率10%时压缩强度达到最小值0.29 MPa,相差近7倍。挤出率为120%的支架在压缩率50%时径向支撑力达到最大值426.2 N,挤出率为80%的支架在压缩率10%时径向支撑力达到最小值为57.3 N。

由图4可知,在挤出率相同的情况下,支架的支撑力随着压缩率增加而增大;随着挤出率的增大,

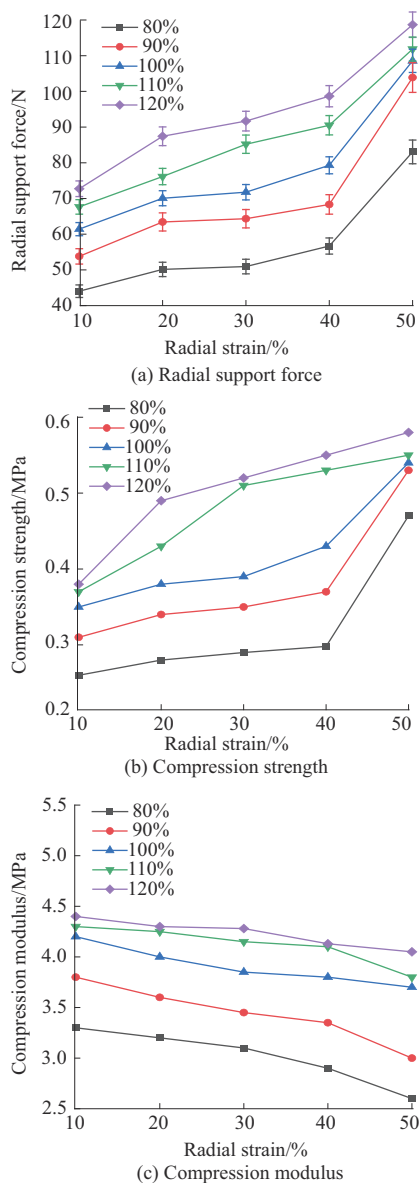


图4 壁厚0.5 mm气道支架的力学性能

Fig. 4 Mechanical properties of airway stents with a wall thickness of 0.5 mm

支架的支撑力呈上升趋势。挤出率为120%的支架在压缩率50%时支撑力达到最大值为118.7 N,挤出率为80%的支架在压缩率10%时支撑力达到最小值44.0 N;与壁厚1.0 mm的支架相比,最大值降低近四分之三。随着支架径向压缩率的增大,支架的压缩弹性模量呈下降趋势;随着打印挤出率的增大,压缩弹性模量呈上升趋势;挤出率为120%的支架在压缩率10%时压缩弹性模量达到最大值为4.4 MPa,与壁厚1.0 mm的支架相比,压缩弹性模量下降约二分之一。随着压缩率增加,支架的压缩强度增大;随着挤出率的增大,压缩强度呈上升趋势;挤出率为120%的支架在压缩率50%时压缩强度达到

最大值为0.59 MPa,与壁厚1.0 mm的支架相比,降幅近三分之二。

2.1.3 支架的微观结构

不同打印挤出率所制支架的微观结构如图5所示。由图5可见,随着打印挤出率提高,支架中的细丝堆叠发生变化:挤出率为80%时,丝与丝之间堆叠显得不整齐,可发现少量的孔洞;当挤出率为100%时,丝与丝之间的排列最规整且呈直线状;挤出率进一步提高,丝与丝之间的堆叠更紧密,但丝呈现竹节状。其原因在于熔融沉积3D打印时,喷头挤出的丝材体积与3D模型体积存在差异所致:当挤出率较低时,丝材体积不能完全填满3D模型体积,丝材被拉伸并堆叠,故呈现松散和孔洞;当挤出率为100%时,丝材体积正好能完全填满3D模型体积,丝与丝堆叠整齐、排列规整;当挤出率进一步增加时,丝材体积大于3D模型体积,丝材被压缩才能堆叠,故堆叠致密并出现竹节状,这与支撑力、压缩强度和压缩弹性模量随着挤出率增加而增大的变化结果相一致。

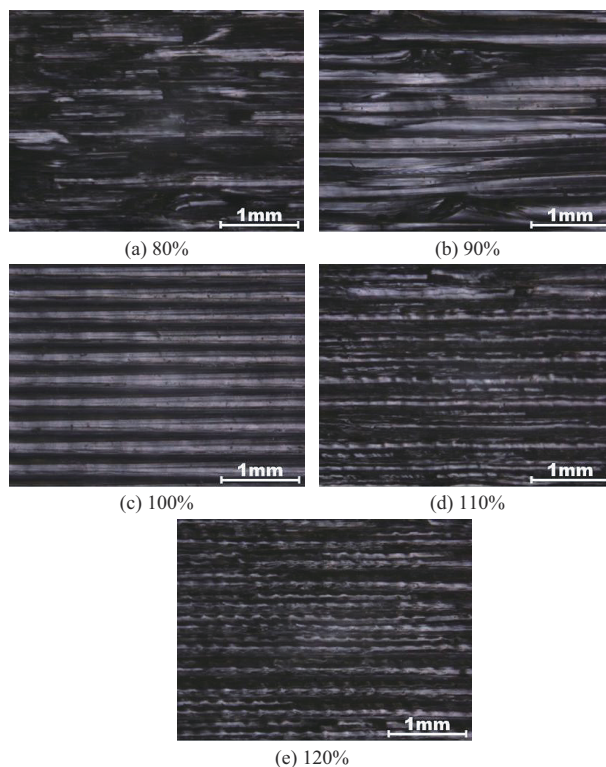


图5 气道支架的微观形态结构(不同挤出率时)

Fig. 5 Microscopic structure of airway stent(at different extrusion rate)

2.2 狭窄气道的3D建模

为进行气道支架植入气道后的应力分析,首先需建立不同狭窄程度的人体气道3D模型。为了便于有限元仿真模拟计算,忽略气道中的软骨、软骨

环等组织结构,将其视为圆形通道,并以最狭窄处被堵塞的横截面积占气道横截面积的比例来定义不同的狭窄程度。根据国际放射防护委员会(ICRP)确定的下呼吸道气道的直径和长度以及Habib等^[17]测量的下呼吸道厚度,设计直径18 mm、长度100 mm、厚度3.7 mm的气道。利用3D建模软件设计出狭窄率不同(有效通气面积缩小10%~50%)的气道简化模型,结果如图6所示。

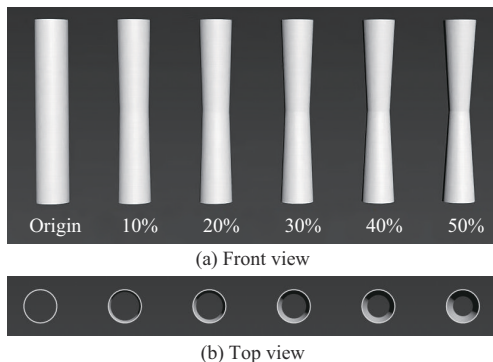


图6 气道狭窄3D模型

Fig. 6 3D model of airway stenosis

呼吸道组织结构十分复杂,管壁从内到外分有三层结构:黏膜层、黏膜下层和外膜。外膜由软骨和结缔组织构成,黏膜下层还有许多气管腺。为了简化计算,假设气管为各向同性的弹性材料,并由同一类型的均匀材料组成。Prakash等^[18]对人体下呼吸气道研究发现,气道组织的拉伸弹性模量和泊松比分别为74 070 Pa和0.45,将该参数作为气道简化模型的物理性能进行仿真计算。

2.3 气道支架植入仿真模拟研究

2.3.1 模型构建方法

将2.1.2中所测气道支架的力学性能数值输入到有限元仿真软件,并导入气道支架3D模型,将其压缩后植入到已设计好的简化人体气管模型中,使用过盈配合将气道支架挤入简化气道模型中,二者相互接触,模拟支架植入气道的过程。

(1) 支架-气管模型切割。

由于支架植入简化人体气管模型的理想模型属于对称模型,若使用有限元仿真软件直接计算,力的矢量性会得出合力为0的结果。因此,将支架与简化气道模型进行对称切割,得到四分之一模型后,进行计算得到的应力结果乘4倍即得到最终的扩张力数据,模型切割过程如图7所示。

(2) 创建分析步。

为模拟气道支架在简化气道中的扩张过程,在

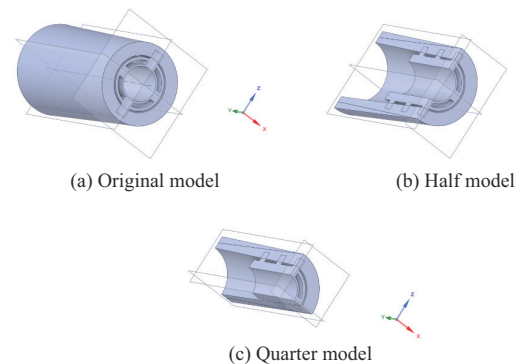


图7 气道支架模型切割过程

Fig. 7 Cutting process of airway stent model

二者模型中插入接触功能,用面选定选择二者可能接触的面。由于支架在气管内扩张是在很短的时间内结束,因此创建好接触面后在仿真软件中分析设置中结束时间输入0.01 s,并加入接触特性,定义为干扰,选择无摩擦,支架接触面选择支架的防滑钉与支架外壁,接触面选择如图8所示。

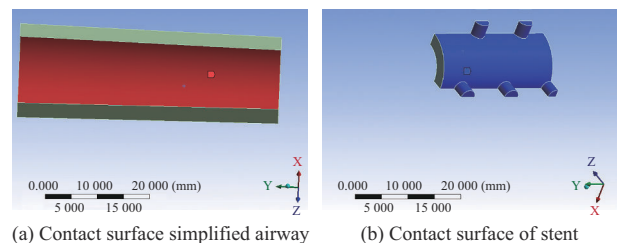


图8 接触面选择

Fig. 8 Selection of contact surfaces

(3) 对模型进行网格划分。

在仿真软件的网格功能模块中可以实现以下功能:设置单元形状、单元类型、网格划分技术和算法。支架和气道简化模型采用节点的线性四面体单元,单元尺寸设置为0.8 mm,整个模型有12 451个节点,16 100个单元。

(4) 求解分析。

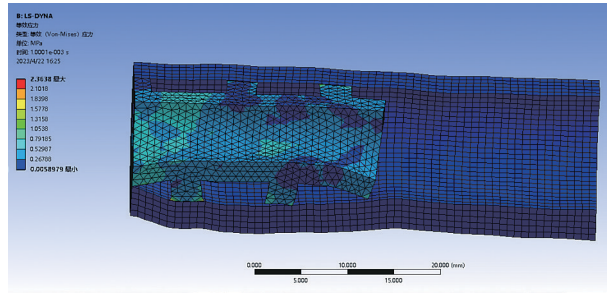
在仿真软件中使用求解功能,并加入接触法线压力结果。计算机将按照前面的分析设定自动完成对支架在气道模型内扩张的应力分析计算。

2.3.2 有限元仿真结果分析

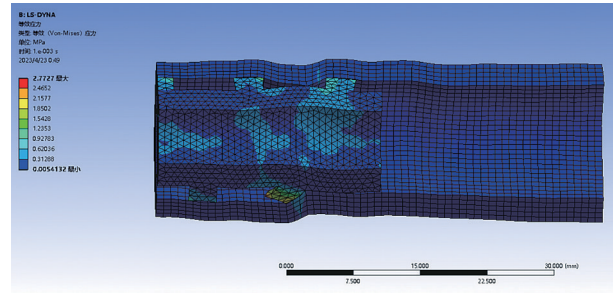
从临床治疗经验分析,气道狭窄的有效通气面积缩小30%以上才需要实施手术。故以30%为例,将不同挤出率(80%~120%)的支架植入人体气管简化模型进行有限元仿真分析,其应力分布如图9所示。从图9可知,狭窄气道对支架产生的挤压效应

主要集中在钉齿及其附近,因为钉齿与气道壁充分接触,而无钉齿的部位如果气道壁不塌陷,就不会

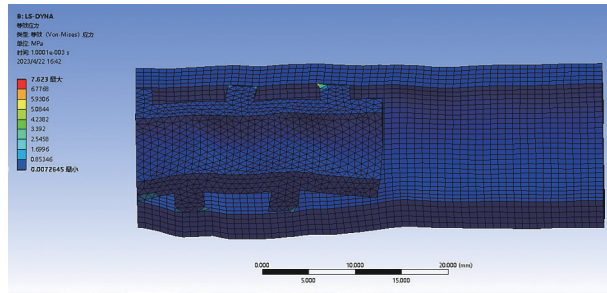
产生直接接触。随着挤出率的提高,支架产生的形变越少,高应力(草绿色的)区域面积减少。这与图



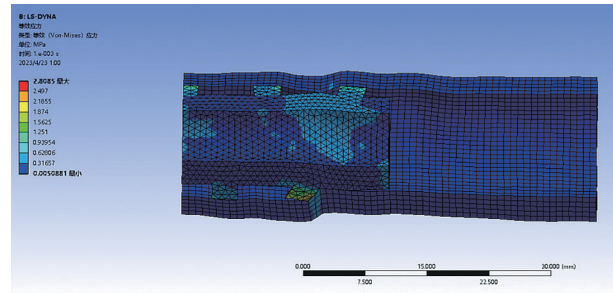
(a1) Extrusion rate of 80%, wall thickness of 0.5 mm



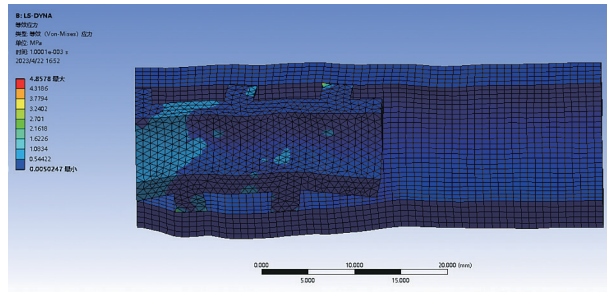
(b1) Extrusion rate of 80%, wall thickness of 1.0 mm



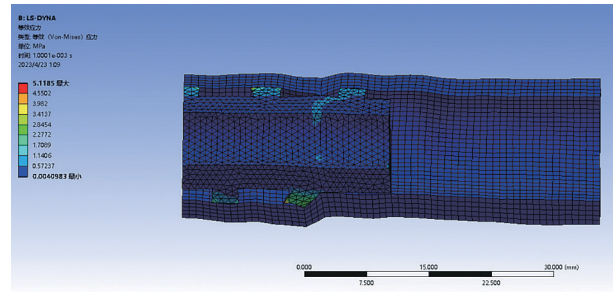
(a2) Extrusion rate of 90%, wall thickness of 0.5 mm



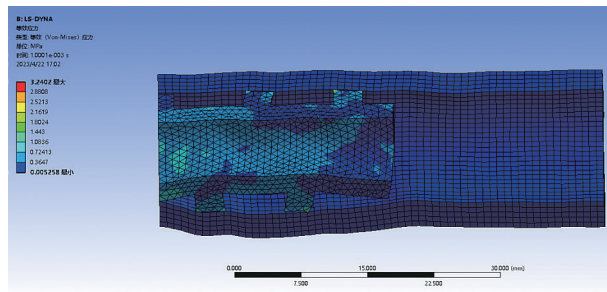
(b2) Extrusion rate of 90%, wall thickness of 1.0 mm



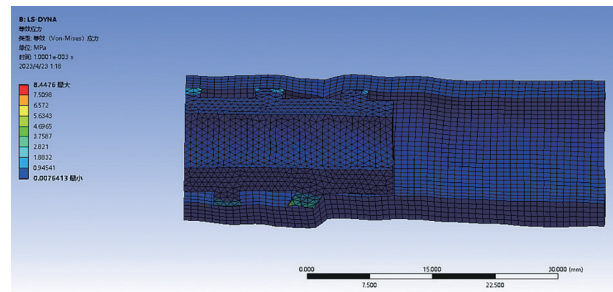
(a3) Extrusion rate of 100%, wall thickness of 0.5 mm



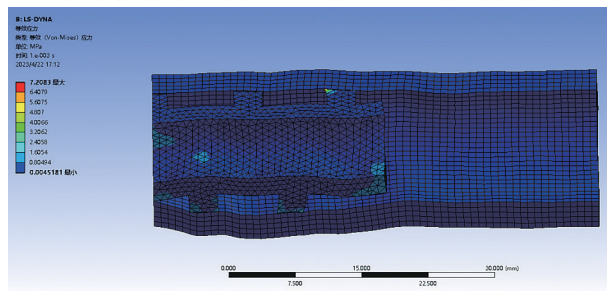
(b3) Extrusion rate of 100%, wall thickness of 1.0 mm



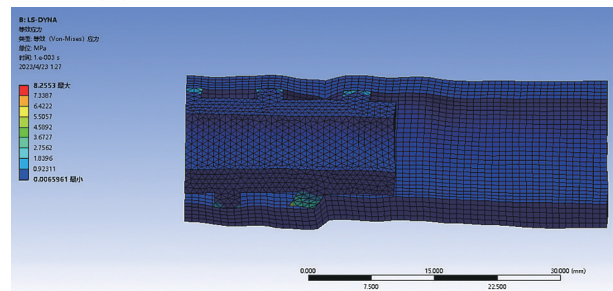
(a4) Extrusion rate of 110%, wall thickness of 0.5 mm



(b4) Extrusion rate of 110%, wall thickness of 1.0 mm



(a5) Extrusion rate of 120%, wall thickness of 0.5 mm



(b5) Extrusion rate of 120%, wall thickness of 1.0 mm

图9 挤出率不同支架的仿真分析应力分布图

Fig. 9 Stress distribution diagram on simulation analysis of stents with different extrusion rate

3、图4所述的挤出率越高,支架的径向支撑力和压缩强度越高的结果相一致。因为挤出率越高,意味着在打印过程中相同时间内的挤出量越大,支架密实度越高(见图5),故其支撑力和压缩强度越高。

按照同样方法对不同挤出率支架植入不同狭窄气道支架简化模型进行有限元仿真分析,其对应的压迫力见表1和表2。

从表1和表2可知,在挤出率不变的情况下,气道狭窄率越大,对支架产生的压迫力越大;在狭窄率相同的情况下,支架的挤出率越高,支架越密实,抵抗气道压迫的能力越强,压迫力越大。对比壁厚0.5 mm和1.0 mm的支架可知,在挤出率和狭窄率相同的情况下,壁厚1.0 mm支架的压迫力相对较大,原因在于壁厚大,抵抗形变能力强,支撑力更大,与之互为作用力与反作用力的压迫力也增大。因此,通过降低支架壁厚、提高变形能力,可降低压迫力,有望减轻支架对气道的刺激。

表1 壁厚0.5 mm支架的挤出率和狭窄率对压迫力的影响

Tab. 1 Effect of extrusion rate and stenosis rate on compression force for stents with 0.5 mm wall thickness

Extrusion rate/%	Different stenosis rates/%				
	10	20	30	40	50
80	22.40	28.44	37.28	41.72	50.24
90	23.96	28.76	38.36	42.92	50.44
100	24.40	29.72	38.52	43.40	50.88
110	24.72	30.20	38.92	44.52	51.12
120	24.96	30.52	39.92	44.84	51.36

表2 壁厚1.0 mm支架的挤出率和狭窄率对压迫力的影响

Tab. 2 Effect of extrusion rate and stenosis rate on compression force for stents with 1.0 mm wall thickness

Extrusion rate/%	Different stenosis rates/%				
	10	20	30	40	50
80	25.96	35.12	45.96	52.52	57.04
90	27.12	36.2	49.20	53.76	57.68
100	27.92	36.72	50.08	54.40	58.04
110	28.12	37.36	51.32	55.24	59.04
120	28.52	37.80	51.40	55.44	59.36

2.4 支架可压缩率

四种不同支架的可压缩率测试结果见表3。

从表3的结果可知,打印挤出率越高,材料硬度越高,壁厚越大,支架可压缩率越低;反之,降低打印挤出率,选择低硬度材料,减小壁厚可提高支架的可压缩性。仿真分析结果与实际测试结果对应关系良好,在后续的支架研发中可采用有限元进行

仿真模拟分析,在满足支撑力下降低支架壁厚,尽量提高可压缩率,可减轻支架对气道的压迫力,从而满足临床应用需求。

表3 打印挤出率和壁厚对支架可压缩率的影响

Tab. 3 Effect of printing extrusion rate and wall thickness on the compressibility of the stents

Extrusion rate/%	Material grade /wall thickness			
	85A/0.5 mm	85A/1.0 mm	40D/0.5 mm	40D/1.0 mm
80	36.4	30.5	29.2	20.5
90	34.2	28.3	26.6	18.2
100	30.8	25.3	23.1	15.3
110	26.3	22.1	20.5	13.5
120	20.6	18.9	17.8	11.3

3 结论

(1)随着支架径向压缩率的增大,支架的压缩弹性模量呈现下降趋势,压缩强度和径向支撑力呈上升趋势;随着打印挤出率或支架壁厚增加,压缩弹性模量、压缩强度和径向支撑力均呈上升趋势,支架的可压缩性降低。

(2)使用计算机软件开展三维建模,设计具有外层、中层、内层结构的气道支架,构建狭窄率不同的气道简化模型,用于模拟支架植入狭窄气道并进行应力分析是可行的。

(3)有限元仿真分析能显示应力集中位置、展示支架形变状态。仿真结果与支架的力学性能、可压缩率之间具有对应关系,可为气道支架的产品设计和临床应用提供理论参考。

参考文献

- [1] FARZANEGAN R, FEIZABADI M, GHORBANI F, et al. An overview of tracheal stenosis research trends and hot topics[J]. Archives of Iranian Medicine, 2017, 20(9):598–607.
- [2] 熊震, 阳光辉, 郑小春, 等. 支气管镜下联合介入治疗75例良性中央气道狭窄效果分析[J]. 中华肺部疾病杂志(电子版), 2023, 16(5):645–649.
- [3] XIONG Zhen, YANG Guanghui, ZHENG Xiaochun, et al. Effect analysis of 75 cases of begin central airway stenosis treated by bronchoscopy combined with interventional therapy. Chinese Journal of Lung Disease (Electronic Edition), 2023, 16(5):645–649.
- [4] NAKKA K, NAGARAJAN S D, SUNDARAVADIVEL B, et al. An overview of the design, development and applications of biodegradable stents[J]. Drug Delivery Letters, 2020, 10(1):2–13.
- [5] 滕人聪, 李涛, 李玉红, 等. 2015—2021年全国65岁及以上老年肺结核患者登记情况分析[J]. 中国防痨杂志, 2023, 45(4):367–371.
- [6] TENG Rencong, LI Tao, LI Yuhong, et al. Analysis of registration records of elderly pulmonary tuberculosis patients aged 65 and above in China, 2015–2021[J]. Chinese Journal of Antituberculosis, 2023, 45(4):367–371.

- [5] COSANO P A, MUÑOZ C L, COSANO P F, et al. Endoscopic treatment of central airway stenosis: five years' experience[J]. *Archivos de Bronconeumología (English Edition)*, 2005, 41(6):322–327.
- [6] 王德宠, 李金泉, 何元兵. 良性中央型气道狭窄介入治疗的现状与研究进展[J]. *江苏医药*, 2024, 50(1):94–97.
WANG Dechong, LI Jinquan, HE Yuanbing. The current status and research progress of interventional treatment for benign central airway stenosis[J]. *Jiangsu Medical Journal*, 2024, 50 (1):94–97.
- [7] OZGUL M A, CETINKAYA E, SEYHAN E C, et al. Airway stents: A retrospective evaluation of indications, results and complications in our 10-year experience[J]. *Tuberk Toraks*, 2019, 67(4):272–284.
- [8] XIONG X, XU L, FAN L, et al. Long-term follow-up of self-expandable metallic stents in benign tracheobronchial stenosis: a retrospective study[J]. *BMC Pulmonary Medicine*, 2019, 19(1): 1–10.
- [9] FILATOVA A Y, ROMASOV I V, POTEKHINA A V, et al. The incidence and possible predictors of coronary restenosis[J]. *Kardiologiia*, 2020, 60(2):10–16.
- [10] AHN C B, SON K H, YU Y S, et al. Development of a flexible 3D printed scaffold with a cell-adhesive surface for artificial trachea [J]. *Biomedical Materials*, 2019, 14(5). DOI:10.1088/1748–605X/ab2a6c.
- [11] 李荣荣. TPU载药气道支架的3D打印构建及药物释放调控研究[D]. 广州: 广州医科大学, 2021.
LI Rongrong. 3D printing construction and drug release regulation of TPU airway stents loaded drugs[D]. Guangzhou: Guangzhou Medical University, 2021.
- [12] SCHWEIGER T, GILDEA T R, PROSCH H, et al. Patient-specific, 3-dimensionally engineered silicone Y-stents in tracheo-bronchomalacia: clinical experience with a novel type of airway stent[J]. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2018, 156(5):2 019–2 021.
- [13] LIU J, YAO X, WANG Z, et al. A novel wavy non-uniform ligament chiral stent with J-shaped stress – strain behavior to mimic the native trachea[J]. *Bio-Design and Manufacturing*, 2021, 4(4): 851–866.
- [14] MALVÈ M, PÉREZ D P, MENA A, et al. Numerical modeling of a human stented trachea under different stent designs[J]. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 2011, 38(7): 855–862.
- [15] 孙亿民, 朱明, 江晨, 等. 镍钛合金网状气道支架置入术的计算机数值模拟分析[J]. *生物医学工程研究*, 2017, 36(2):101–105.
SUN Yimin, ZHU Ming, JIANG Chen, et al. Numerical simulation on the implantation of nitinol alloy airway stent[J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2017, 36(2):101–105.
- [16] 李荣荣, 潘均安, 阳范文, 等. 个性化多层结构气道支架设计与3D打印[J]. *工程塑料应用*, 2021, 49(2):55–60.
LI Rongrong, PAN Junan, YANG Fanwen, et al. Design and 3D printing of personalized multi-layer airway stent[J]. *Engineering Plastics Application*, 2021, 49(2):55–60.
- [17] HABIB R H, CHALKER R B, SUKI B, et al. Airway geometry and wall mechanical properties estimated from subglottal input impedance in humans[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1994, 77 (1):441–451.
- [18] PRAKASH U B, HYATT R E. Static mechanical properties of bronchi in normal excised human lungs[J]. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, environmental and exercise physiology*, 1978, 45(1):45–50.