

双驱动器仿肺软体机器人建模与变形分析

张来喜^{1*} 赵杨昊宇¹ 朱盛杰¹ 马凯威² 徐丰羽²

1. 兰州理工大学机械工程学院, 兰州, 730050

2. 南京邮电大学自动化学院, 南京, 210046

摘要: 针对图像引导放射治疗带来的额外辐射剂量问题,以环节动物的肌肉静水结构为启发设计了一种双驱动器仿肺软体机器人,体外模拟人体肺部的呼吸变形。对仿肺软体机器人进行了三维建模和有限元仿真,由仿真结果可知,加装轴向驱动器能增加仿肺软体机器人变形自由度,使其更趋向真实肺部变形。通过共形几何方法分析了仿肺软体机器人的变形特性,并通过实验测试了其变形性能。研究表明:当径向驱动器气压为1 kPa和2 kPa、轴向驱动器气压为7 kPa时,径向驱动器的 z 轴尺寸伸长率分别为10.95%和8.87%,所设计的仿肺软体机器人能够满足模仿肺部变形的要求。最后,通过线性拟合得到了变形程度与充气气压之间的关系式,可应用于仿肺软体机器人的变形控制。

关键词: 仿肺软体机器人; 双驱动器; 共形几何; 变形分析

中图分类号: TP242; TH113

DOI:10.3969/j.issn.1004-132X.2025.10.027

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Modeling and Deformation Analysis of Dual Actuator Lung-like Soft Robots

ZHANG Laixi^{1*} ZHAO Yanghaoyu¹ ZHU Shengjie¹ MA Kaiwei² XU Fengyu²

1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou, 730050

2. College of Automation, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing, 210046

Abstract: To address the problems of extra radiation dose caused by image-guided radiotherapy, a dual-actuator lung-like soft robot inspired by the muscle hydrostatic structure of annelids was designed to simulate the respiratory deformation of human lungs in vitro. The 3D modeling and finite element simulation of the lung-like soft robots were carried out. The simulation results show that the axial actuator may increase the degree of deformability of the lung-like soft robots and makes it more inclined to the real lung deformability. The deformation characteristics of the lung-like soft robots were analyzed by means of conformal geometry. The deformation performance of the robots was tested by experiments. The results show that when the radial actuator pressure is as 1 kPa and 2 kPa and the axial actuator pressure is as 7 kPa, the z -axis elongation of the radial actuator is as 10.95% and 8.87%, respectively. The designed lung-like soft robots may meet the requirements of imitating lung deformation. Finally, the relationship between the deformation extent and the inflation pressure was obtained by linear fitting, which may be applied to the deformation control of the lung-like soft robots.

Key words: lung-like soft robot; dual actuator; conformal geometry; deformation analysis

0 引言

放射治疗是肺部肿瘤的主要治疗方式之一,肺在呼吸作用下产生收缩和扩张变形,其上肿瘤的空间位置和体积随之发生变化,并且有运动速度快、运动幅度大的特点,影响放射治疗的精准度和安全性^[1]。图像引导放射治疗(image-guided radiation therapy, IGRT)是目前临床应用中最新进的放疗技术,也是提高患者治疗精度较为有效的方式^[2]。然而,图像引导所需的频繁CT扫描会施加给患者额外辐射剂量,增加患者发生次生肿

瘤的风险^[3-4]。

仿肺软体机器人可在体外模拟肺部呼吸变形,为放射治疗系统跟踪和补偿肺部肿瘤因呼吸引起的变形和运动提供参考,最大限度地避免患者接受额外辐射剂量,提高肺部肿瘤放射治疗的精准性和安全性。已有研究人员通过3D打印技术制作了软体驱动器,实现体外模拟人体器官运动的功能^[5]。HORVATH等^[6]将机器人和有机组织组合形成模拟器来重现肺部隔膜的运动和功能,通过重现肺、隔膜、胸膜间隙和腹部的机械相互作用来复制肺生理压力和体积。NIOUTSIKOU等^[7]提出了一种肺运动假体以模拟有规律或不规则的呼吸模式,使用同步呼吸跟踪系统(re-

收稿日期:2024-10-16

基金项目:国家自然科学基金(52265013)

spiratory tracking system, RTS)结合射波刀机器人治疗设备,以该运动假体作为对象,研究了放射剂量的呼吸补偿问题。

软体机器人在医疗领域具有越来越广泛的应用,丛明等^[8]设计了一种带有双向弯曲模块和伸长模块、可实现多个自由度独立或复合运动的软体机器人,该软体机器人可以完成抓握等手势康复训练,满足患者不同康复阶段的训练要求。MCCANDLESS等^[9]设计了一种具有综合诊断和介入能力以及视觉传感的软体机器人,其小直径(2.4 mm)特征允许其在肺深处的分支中导航,扩展了现有设备在这方面的可达性,可以提供对肺周围的视觉感知和控制,便于肺癌的诊治。

要实现仿肺软体机器人的精确变形控制,需要建立仿肺软体机器人的变形模型。软体机器人可灵活柔顺地改变自身形状,实现弯曲、膨胀等运动。气动驱动因低成本、低质量、快速响应和易于实现等优点而成为软机器人的主导技术^[10]。与传统的刚性机器人不同,软体机器人具有高度柔顺性和无限自由度,特别是分析软体材料或组织变形特性时,不能直接利用刚体力学的方法进行分析^[11]。范需等^[12]在分析气动网格软体驱动器弯曲变形原理的基础上建立了驱动器单个气囊弯曲角度的数学模型并对其弯曲特性进行了分析,建立了单腔室驱动器和多腔室驱动器的弯曲变形预测模型。TANG等^[13]将有限元法与质量-弹簧模型相结合,建立了一个改进的软组织模型,能够更准确地模拟软组织。刘佳鹏等^[14]设计了一款新颖的多功能软体机械手,软体手指由4个并联的双向弯曲气动软体驱动器组成,软体手腕主要由一个双轴双向弯曲气动软体驱动器构成。目前,软体机器人的研究集中在形状改变上,对生物软组织建模的研究则主要在其与周围组织以及外部器件交互作用上,目的是构建虚拟手术环境,而对于软体膨胀或收缩变形的研究,文献报道较为少见。

针对图像引导中CT扫描带来的额外辐射剂量问题,本文以环节动物的肌肉静水结构为启发,设计了一种双驱动器仿肺软体气动机器人。该软体气动机器人能体外模拟人体肺部的形貌尺寸以及呼吸运动,可作为仿肺模体验证呼吸带来的IGRT误差,评估由于器官运动和变形引起的剂量学不确定性;在优化放疗算法及参数设置时代替人体承担不必要的辐射剂量,有效地减少患者和医务人员面临的潜在辐射危害,帮助医生优化治疗方案,提高放射治疗的精准性和安全性;还可用作教学工具,帮助医学学生了解呼吸对医学成像的影响和应对策略。

1 双驱动器仿肺软体机器人结构设计

人体在正常情况下,当胸腔扩张时吸气,胸腔容积减小时呼气,肺在膈肌和肋间肌共同作用下实现主动呼吸^[15],呼吸窘迫综合征与呼吸功能衰竭患者通常采用机械通气呼吸模式,这两种呼吸模式下肺变形是相近的,笔者所在课题组已建立了机械通气肺变形模型^[16]。相关研究表明,肺机械通气呼吸模式产生的肺变形与CT图像吻合。

蚯蚓作为一种环节动物,其身体每一节都由横肌与纵肌包裹而形成一种静水结构。这种结构可在内腔体积不变的前提下,通过纵肌放松、横肌收缩实现各体节的轴向伸长和径向收缩;通过纵肌收缩、横肌放松实现各体节的轴向收缩和径向膨胀。蚯蚓通过控制不同节段的收缩和伸长实现蠕动爬行^[17]。受此启发,本文以横肌与纵肌分别对应一种气动驱动器,将两种驱动器组合形成双驱动器仿肺软体机器人,如图1所示。软体机器人内部是波纹管状的轴向驱动器,在每个波纹内部均有扁平状的圆柱形气腔。所有气腔均可以通过中心的圆柱形气路相连接,充气后能够实现伸长变形。外部是模仿右肺形貌尺寸的单腔体驱动器,它在充气后能够实现整体膨胀。通过两种驱动器的耦合变形,仿肺软体机器人可模拟人在呼吸时肺部的变形。

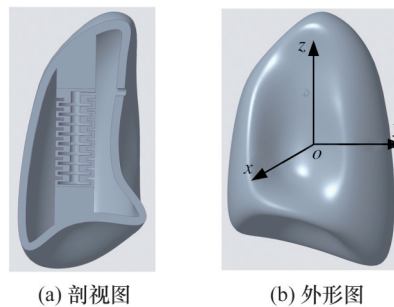
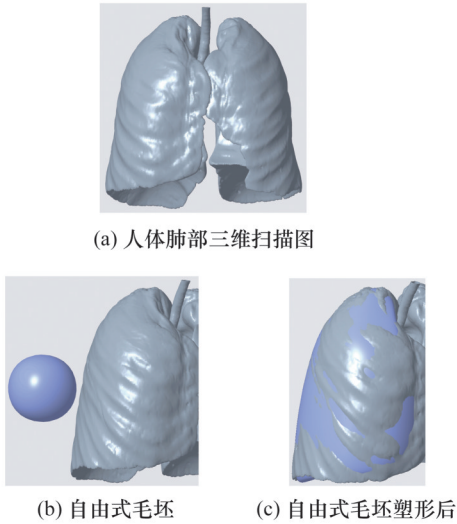


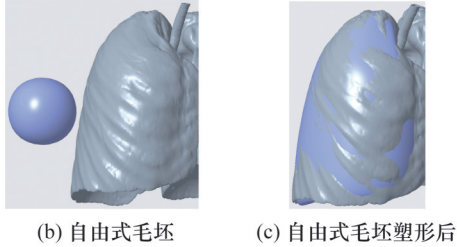
图1 双驱动器仿肺软体机器人的结构

Fig.1 Structure of lung-like soft robot with dual ctuators

以人体右肺为例,建立其三维模型,如图2所示。外部径向驱动器的设计以一个stl格式的人体肺部三维扫描图作为原型,如图2a所示。利用Creo Parametric软件中“自由式”功能对毛坯进行塑形来达到对肺器官形状上的趋近与模仿,以右肺为研究对象,如图2b所示。毛坯塑形后的效果如图2c所示。对于人体肺部大小、形状上的个体差异,基于“自由式”功能的三维建模,毛坯能被塑形成任何人的肺部形状,所以此方法适用于不同个体的个性化肺部三维建模。



(a) 人体肺部三维扫描图



(b) 自由式毛坯 (c) 自由式毛坯塑形后

图2 右肺的三维建模

Fig.2 3D modeling of the right lung

自由式建模完成后,将塑形好的曲面进行实体化,并在内部设计气腔。仿肺软体机器人壁厚为8 mm,在仿右肺机器人左部上表面开有8 mm的通孔,作为气管接入口。根据解剖学中描述人体结构的方位术语,定义前(anterior)后(posterior)、左(left)右(right)以及上(superior)下(inferior)等方位,以准确描述仿肺软体机器人。

在考虑一定程度个体差异的前提下,将文献[18]测量的人体肺部平均尺寸与所设计的仿肺软体机器人进行对比,如表1所示,可知,所设计的仿肺软体机器人在形状和尺寸上符合人体肺部生理结构,其变形可有效模拟真实肺部变形。

表1 人体肺部平均尺寸与仿肺软体机器人尺寸对比

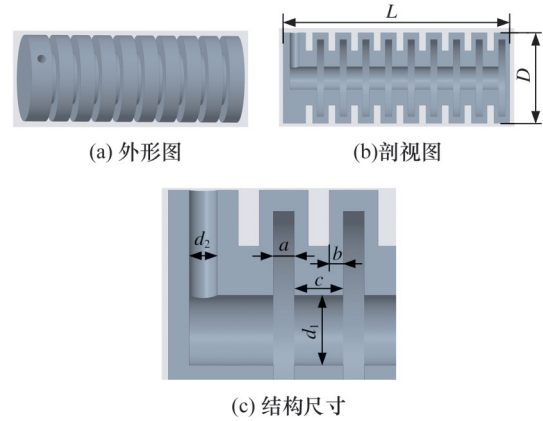
Tab.1 Comparison of the average human lung size with the size of the lung-like soft robot cm

方向	男性平均尺寸	女性平均尺寸	仿肺软体机器人尺寸
x轴(左右)	11.94±0.58	11.03±0.80	12.5
y轴(前后)	15.57±2.27	13.35±0.22	16.5
z轴(上下)	25.94±3.04	23.97±2.16	26.0

设计轴向驱动器如图3所示,其结构尺寸为:驱动器总长 $L=100$ mm;驱动器截面外径 $D=40$ mm;中央圆柱形气道直径 $d_1=10$ mm;中间扁平气腔宽度 $a=3$ mm;中间扁平气腔侧壁厚 $b=2$ mm;相邻两气腔间隔 $c=7$ mm;进气口直径 $d_2=4$ mm。

2 仿肺气动软体机器人变形有限元仿真

选用一种YG-G15双组分加成型室温硫化硅胶作为气动软体驱动器的制作材料,其邵氏硬度为15HA。根据超弹材料本构模型的相关研究,



(a) 外形图

(b) 剖视图

(c) 结构尺寸

图3 轴向驱动器结构

Fig.3 Structure of axial actuators

硅胶材料小变形范围内力学性能表征主要采用Mooney-Rivlin模型,大变形情况则主要采用Yeoh模型^[19]。肺在膈肌的作用下产生被动膨胀,肺部的变形受到肋骨的限制,导致肺部在径向上的变形较小,而轴向的变形则更为明显^[20]。本文两种不同的软体驱动器有各自不同的充气变形方式,考虑到径向驱动器是小范围内变形,而轴向驱动器需要进行较大的轴向伸长,故在有限元仿真分析中选用Mooney-Rivlin模型分析径向驱动器的变形,选用Yeoh模型分析轴向驱动器的变形。两种本构模型均通过应变能密度函数来描述硅胶材料的宏观力学行为,表达式为^[21]

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (1)$$

其中, I_1, I_2, I_3 为量纲一应变张量不变量,且满足以下关系:

$$\left. \begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \\ I_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式中: $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ 为笛卡儿坐标系中三个变形方向上的主伸长比。

通过单轴拉伸试验测定所用硅胶的材料参数,考虑试验受力条件,推导可得Mooney-Rivlin模型的应变能密度函数为

$$\frac{\sigma}{2(\lambda - \frac{1}{\lambda^2})} = C_{10} + \frac{1}{\lambda} C_{01} \quad (3)$$

Yeoh模型的应变能密度函数为

$$\frac{\sigma}{2(\lambda - \frac{1}{\lambda^2})} = C_{10} - 6C_{20} + 2C_{20}(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda}) \quad (4)$$

式中: σ 为应力; λ 为主伸长比; C_{10}, C_{01}, C_{20} 为材料常数。

C_{10}, C_{01} 和 C_{20} 可通过试验获得,将试验数据代入式(3)和式(4),拟合出的本构模型材料参数如表2所示。

本文采用ABAQUS软件对驱动器充气变形

表2 两种本构模型材料参数

Tab.2 Material parameters of the two superelastic models

本构模型	材料参数	试样1	试样2	试样3	平均值
Mooney-Rivlin	C_{10}	0.2761	0.2585	0.2791	0.2712
	C_{01}	-0.4288	-0.3874	-0.4324	-0.4162
Yeoh	C_{10}	0.0106	0.0124	0.0117	0.0116
	C_{20}	0.0312	0.0341	0.0335	0.0329

进行有限元仿真,将轴向与径向两种驱动器的三维模型在Creo Parametric中组合为装配图,转为stp格式,再导入到ABAQUS软件内作为部件重新装配。在属性界面中材料行为选择超弹性,并根据表2数值分别设置两种不同的应变能密度函数的材料参数。

向两种驱动器的内部气腔施加垂直于内壁且均匀分布的压力以模拟充气,在分析步的设置中引入大位移非线性,并且此处应增大最大增量步数,减小初始增量步以及最大增量步的大小,这将有助于运算结果的收敛。由于两个驱动器在立柱处以圆面直接接触,可视为一体,故在相互作用界面将轴向驱动器与径向驱动器内部两个立柱的接触面设置为绑定状态。考虑到径向驱动器实物将采取从上端悬吊方式静置以及充气,而且其在 z 轴(上下)方向的变形主要从肺部形状的下表面进行测量,故创建边界条件,将径向驱动器上端肺尖部位设置为完全固定。由于六面体网格通常适用于长方体这样具有均匀形状和结构的物体,而四面体网格则在几何形状不规则的情况下更灵活,故在网格界面采用勾选杂交公式的十节点二次四面体单元(C3D10H)对两种软体驱动器进行网格划分,最后创建作业并提交进行有限元分析。

径向驱动器笛卡儿坐标系定义如图4所示。

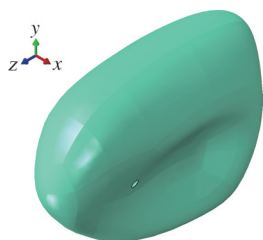


图4 径向驱动器坐标系定义

Fig.4 Coordinate definition of the radial actuator

在ABAQUS内运用查询距离的功能,对以上仿真结果中径向驱动器在笛卡儿坐标系三轴方向上的尺寸变化进行测量。选取一系列特征点作为测量点,如图5所示,测量点的选取基于居中且位于大变形区域的原则。为了确保选取到的节点

在同一小区域内,不至于偏差过大而影响测量结果的准确性,通过固定截面的方法确保每次都选取到同一截面上的两节点,并且保持每次选取的节点编号只在极小范围内移动。此外,ABAQUS内的查询距离功能会显示变形前后的两种距离,每次选取节点后确认变形前即未充气状态下两节点间的初始距离,并确保此距离基本保持一致(偏移量1 mm以内),这能有效提高节点位置选取的一致性。

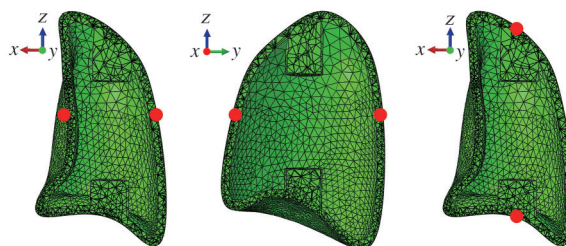


图5 径向驱动器特征点的选取

Fig.5 Feature points selection of the radial actuator

由于驱动器样机在试验状态下是悬挂放置,且重力较小,重力对变形影响很小,因此,为简化仿真,首先在不考虑驱动器自身重力的前提下对径向驱动器在1~9 kPa气压下的变形进行初步仿真分析。在得到的仿真结果中选取初始未充气状态($p=0$)、充气4 kPa以及9 kPa的径向驱动器变形图进行对比,如图6所示。根据以上特征点的选取,仿真结果中径向驱动器在三轴方向上的尺寸变化趋势如图7所示。

由图6和图7的仿真结果可知:当气压达到9 kPa时径向驱动器已过于膨胀,相较正常的 z 轴变形量而言, x 轴变形量过大,即仿肺软体机器人的横向尺寸过宽。

为了确定合适的充气气压,本文选取德国吕贝克大学机器人与认知系统研究所公开数据库中的呼吸运动数据作为参照。由该套数据可知:虽然不同的人呼吸曲线可能存在很大差异,但 z 轴变形幅度总是远高于另外两轴^[22]。这是因为膈肌即横膈膜对呼吸具有重要作用。膈肌呈穹隆状,位于胸腔和腹腔之间,是呼吸过程中主要运动的肌肉之一,负责控制呼吸时的肺活量和呼吸频率。胸膜的存在使得肺部能够在呼吸运动中与膈肌紧密配合,故人体肺部呼吸运动时在 x 轴和 y 轴方向的变形均会受肋骨和胸腔的限制,而在 z 轴方向上由于膈肌运动幅度较大,所以此方向上肺部变形量是三轴中最大的(可达约30 mm)。因此,将波纹状的轴向驱动器与仿肺径向驱动器组合,一方面可加长 z 轴方向上的变形,另一方面轴向驱动器的伸长将一定程度上抑制径向驱动器在

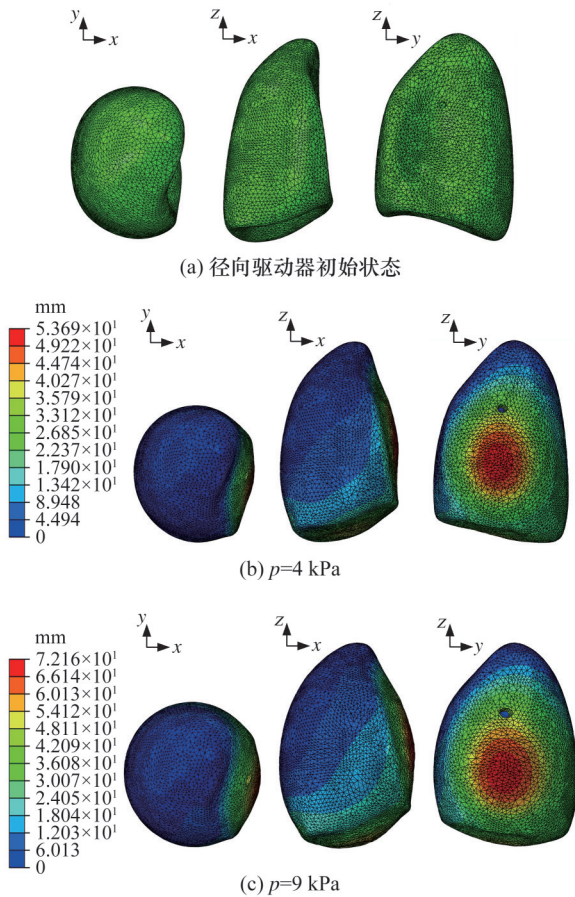


图6 径向驱动器变形对比

Fig.6 Deformation comparison of the radial actuator

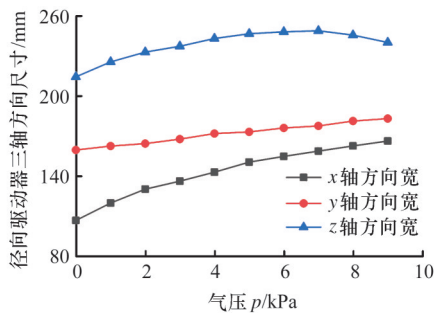


图7 径向驱动器变形趋势

Fig.7 Deformation trend of radial driver

x 轴方向上的变形量。

在ABAQUS内为轴向驱动器设置边界条件,限制轴向驱动器在 x 轴和 y 轴方向上的变形,使其只在 z 轴方向伸长。对驱动器实物的制作则可增加一个可伸缩的套筒限制轴向驱动器的弯折变形。

经过多次仿真得到已组合轴向驱动器后的径向驱动器在不同气压下的变形程度,最终选择将外部径向驱动器气压固定为1 kPa和2 kPa,内部轴向驱动器则以1 kPa为步长从4 kPa充气至7 kPa,两个驱动器气压彼此搭配得出双驱动器仿肺软体机器人变形情况,如图8所示。由于此处 x 轴和 y 轴方向上的尺寸基本维持不变,且数值与

图7并无明显区别,故图中仅描绘径向驱动器在 z 轴方向上的尺寸变化情况。

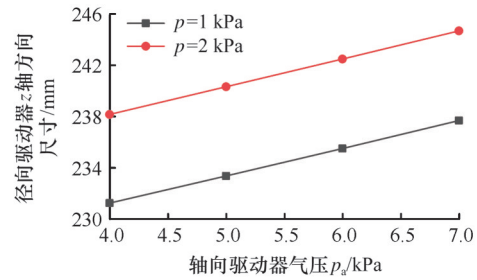


图8 固定径向驱动器气压时轴向驱动器变形

Fig.8 Axial actuator deformation when radial actuator pressure is fixed

由图8可知:径向驱动器在 z 轴方向上的变形呈现出明显的线性趋势,这符合轴向驱动器波纹管的伸长性质。由仿真结果可知,加装轴向驱动器的设计确实对外部仿肺径向驱动器的 z 轴变形有一定加强效果,证明了轴向驱动器对增加整体驱动器变形自由度,趋向真实肺部变形的有效性。

3 基于计算共形几何的仿肺软体机器人曲面变形分析

曲面变形从黎曼几何的角度来看,其本质是曲面不断改变自身度量的一种过程。Ricci流是黎曼几何中一种功能强大的共形映射方法,可以从黎曼度量出发对任意拓扑的曲面进行全局共形参数化,将三维空间的网格嵌入二维平面^[23],从而量化任意拓扑曲面的共形结构,方便对曲面进行分类、检索和匹配。

离散欧氏Ricci流的方程^[24]被定义为

$$\frac{d\bar{\gamma}_i}{dt} = (\bar{K}_i - K_i)\bar{\gamma}_i \quad (5)$$

其中, γ_i 为圆盘填充(Circle Packing)环境下顶点处的小圆半径,在不断变化后最终流向所求解的度量 $\bar{\gamma}_i$;边上的小圆交角即权值 φ_{ij} 一直是固定的; K_i, \bar{K}_i 分别为顶点 ν_i 处的原高斯曲率与目标高斯曲率。

不同类曲面共形等价的对象不同,共形参数化的方向也不同,应根据欧拉示性数来决定,一个亏格数目为 g 、边界数目为 h 的曲面 Σ 的欧拉示性数为

$$\chi(\Sigma) = 2 - 2g - h \quad (6)$$

当 $\chi(\Sigma) = 0$ 时, Σ 与两类曲面拓扑等价,分别为圆环面(Torus)和环面(Annulus)。对双作用驱动器在不同气压下变形所得的仿肺径向驱动器的外部曲面 Σ 进行共形参数化,以对其变形程度进行表征,根据仿真结果导出不同气压下径向驱动器的变形三维图。提取三维图表面,创建网格

并将其处理为0亏格、2边界的双连通域。由式(6)可知此时 $\chi(\Sigma)=0$, Σ 与环形面拓扑等价,环形面的内外径就是离散曲面的共形不变量,可用于曲面的形状表征。

对仿肺径向驱动器外表面进行共形参数化并计算其共形模,对1条边界的曲面引入一条新边界,使原曲面转化为拥有2条边界的双连通域。所处理的对象即为双连通域三角网格曲面 M ,所使用的共形模算法步骤如下。

1) 设定每个顶点的目标高斯曲率为0,使用欧氏离散Ricci流算法计算平面度量,将给定初始单边界的网格 $M(V, E, F)$ 以自由边界条件参数化到一个圆盘 $M_{\text{Disk}}(V, E, F)$ 上。

2) 基于嵌入在二维空间 \mathbf{R}^2 中的圆盘 $M_{\text{Disk}}(V, E, F)$,根据圆盘上各顶点的共形因子 e^{2u} 的极值来寻找圆盘上的两个特征点。

3) 计算 $M_{\text{Disk}}(V, E, F)$ 上两特征点间的最短路径,并在 $M(V, E, F)$ 上沿着该条最短路径引入人为边界 $\partial_2 M$ 。

4) 计算两条边界(初始边界 $\partial_1 M$ 与新边界 $\partial_2 M$)间的最短路径 γ 。

5) 沿最短路径 γ 将 M 切开得到带状 \bar{M} 。

6) 将三角网格沿着基本群生成器切割成基本域,并再次使用欧氏离散Ricci流共形参数化。将每个顶点映射到复平面上,以三角网格逐个嵌入的方式将 \bar{M} 铺平到复平面上。期间计算两个圆的交点来确定第三个顶点 v_k 的位置,以使得三角形面保持朝上的方向,从而确保构建的复杂结构具有良好的拓扑性质和几何特性并且在复平面上的布局是正确的。嵌入完成图是处于两条平行线之间的带状区域,两条平行线即为边界 $\partial_1 M$ 和 $\partial_2 M$ 的像。

7) 对 \bar{M} 的平面像进行平移,使其外边界的像与复平面的虚轴对齐,再对平面像进行缩放,使其外边界的长度为 2π 。

8) 使用指数映射 $z \rightarrow e^z$ 将 \bar{M} 的平面像映射到圆环上。

9) 分别测量内外边界圆的半径 r 与 R ,共形模 M_c 的本质就是1维Teichmüller空间中点的坐标,可由下式计算得出:

$$M_c = \frac{\lg(R/r)}{2\pi} \quad (7)$$

将仿真得出的不同气压下径向驱动器的外部变形曲面导出,依次进行计算。以径向驱动器充气1 kPa、轴向驱动器充气4 kPa的外部曲面为例,计算完毕后生成两张图。图9所示是将特征

点间最短路径可视化的三维网格曲面,图中紫色线条勾勒出特征点框选区域,驱动器曲面上深蓝色的线条就是最短路径 $\partial_2 M$,该边界的增加能使曲面成为双连通域。

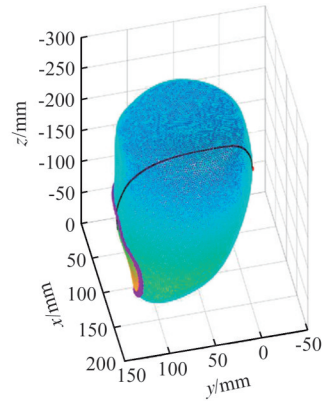
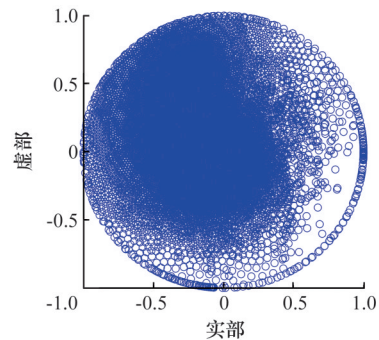


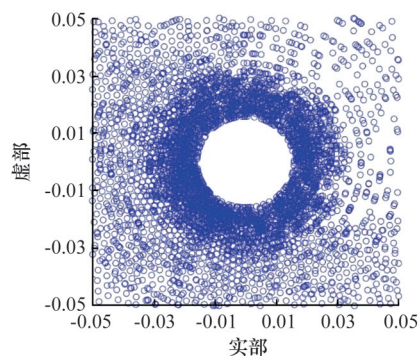
图9 沿最短路径画出的曲面新边界

Fig.9 New boundary of a surface drawn along the shortest path

图10所示为使用指数映射得到的复平面上圆环,此圆环与步骤5)中切开网格形成的双连通曲面共形等价,是计算共形不变量-共形模的重要依据。已知圆环内外径 r 和 R ,代入式(7)计算共形模,即曲面对应的1维Teichmüller空间坐标。将8种气压下双作用驱动器变形所得外部曲面以上述方法计算出共形模,结果如图11所示。从图11中可观察到,随着气压的增大,双驱动器气动



(a) 圆环整体



(b) 圆环中心放大图

图10 共形参数化所得圆环

Fig.10 The ring from conformal parameterization

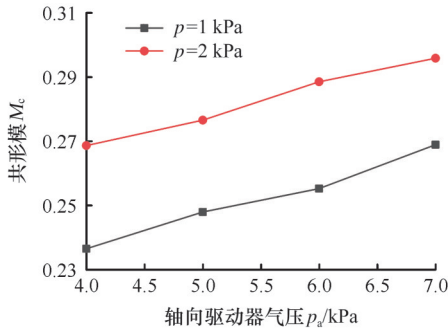


图 11 气压与共形模关系

Fig.11 The relationship between pressure and conformal modulars

机器人外部曲面的共形模增大,且在轴向驱动器相同的气压变化规律下,径向驱动器气压增大,共形模也整体增大。由此可知:共形模与驱动器膨胀程度成正相关,也验证了作为共形不变量的共形模能够实现对曲面不同变形程度的表征。综合考虑共形模数据点的变化趋势以及数据量,将图 11 所示各数据点进行线性拟合,可得出表征气动机器人变形程度的共形模(量纲一)与充气气压 p_a 的拟合关系。

径向驱动器充气 1 kPa 时的拟合关系式为

$$M_c = 0.01046p_a + 0.19464 \quad R^2 = 0.98167$$

径向驱动器充气 2 kPa 时的拟合关系式为

$$M_c = 0.00936p_a + 0.23093 \quad R^2 = 0.98715$$

其中, R^2 为决定系数,是衡量模型对数据方差解释程度的数学方式,值越接近 1 表示拟合程度越好。

通过共形模分析和计算,能给出样条曲面的全局共形参数化,可以更精确地对肺器官上比较复杂的曲面部分进行建模,同时,可构建虚拟增强现实,将放射治疗过程中肺器官及其上肿瘤的呼吸运动图像化,为可视化放射治疗提供新的思路。

4 软体驱动器的制作

采用浇注硅胶进入塑料模具的方式来完成软体驱动器样机的制作,将径向驱动器沿 yz 平面一分为二,再沿 xy 平面拆分为 4 个模块分别进行浇注,之后将各部分成品粘接即可制作出径向驱动器。

模具由 3D 打印方式制作,使用材料为 PLA,所打印出的其中一个径向驱动器模具实物见图 12。可从图中曲线形空腔处浇注硅胶,这样不仅不需要额外的浇料口,同时开放式的模具设计还有助于硅胶固化过程中排出气泡,气泡的排出将减少应力集中,保证硅胶件的变形性能。

轴向驱动器也同样采用从中间剖分开,分别



图 12 径向驱动器左侧上半部分模具

Fig.12 The upper mould of the left actuator

浇注两侧,后将两部分粘接形成驱动器整体的制作方法。基于此方法设计的模具见图 13,包括轴心模具和外部模具,轴心模具用于成形轴向驱动器波纹状气腔以及圆柱形气道,外部模具设计成对称的两部分。轴心模具与两个外部模具分别组合成形轴向驱动器的其中一半。

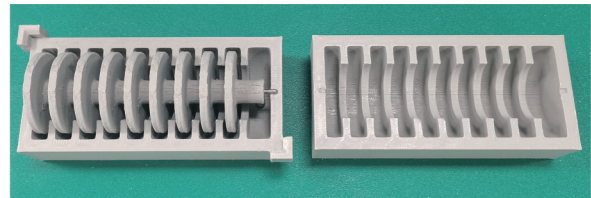
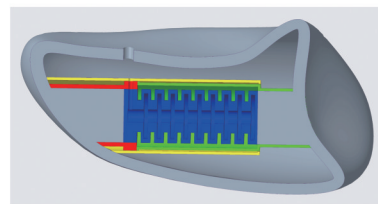


图 13 轴向驱动器模具

Fig.13 axial actuator moulds

将 YG-G15 硅胶的 A、B 两种组分严格按照 1:1 的配比进行混合,使用真空抽泡机进行除泡。为了便于脱模,事先在 PLA 模具内侧接触硅胶的表面上用刷子涂抹了医用凡士林。

根据仿真结果,需要在轴向驱动器的外部加装一个限制 x 轴与 y 轴方向变形的可伸缩刚性导向筒,如图 14 所示。导向筒能够使轴向驱动器严格地沿 z 轴方向进行伸长,减少形状的畸变,提高气压的利用率。



(a) 轴向驱动器套筒装配状态



(b) 套筒实物

图 14 轴向驱动器导向筒

Fig.14 Axial actuator guide cylinder

经过调配硅胶、抽真空、浇注以及粘接各工序后,将轴向驱动器与径向驱动器以及套筒相组合,完成的双驱动器仿肺软体机器人见图15。

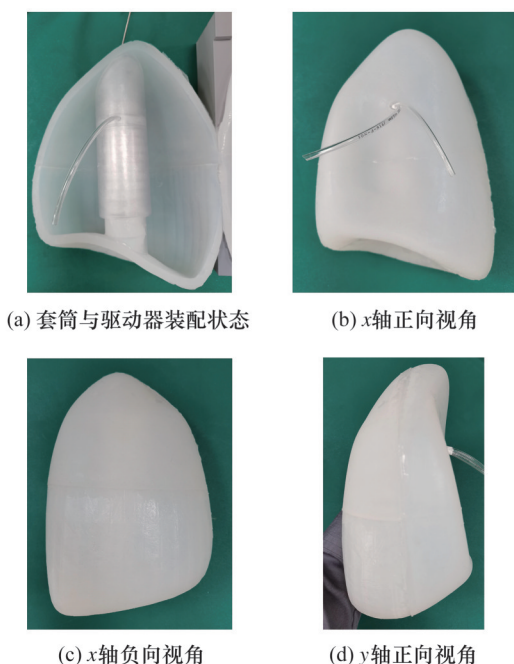


图15 双驱动器仿肺软体机器人样机

Fig.15 Prototype of dual actuators lung-like soft robot

5 仿肺机器人充气试验

为了验证仿真结果,搭建了图16所示的气动试验平台,对双驱动器仿肺软体气动机器人进行充气试验。



- 1. 气泵 2. 过滤减压阀 3. 调压阀 4. 电气压力比例阀
- 5. 控制模块 6. 电源模块 7. 数显气压表
- 8. 上位机 9. 仿肺软体机器人

图16 气动试验平台

Fig.16 Pneumatic test platform

将仿肺软体机器人悬吊于角钢搭建的吊架上,在后方固定坐标纸,对三轴方向的变形尺寸进行测量。使用小圆贴纸在径向驱动器实物上标注

所设定的特征点,以特征点为标准,从不同视角观察仿肺软体机器人。使用直尺对齐坐标并平视进行读数,在坐标纸上测量仿肺软体机器人在不同气压下的变形程度。分别在径向驱动器气压为1 kPa与2 kPa时将轴向驱动器的气压从4 kPa增加到7 kPa,将试验测得的z轴方向的尺寸数据以及仿真结果数据以点线图绘制在同一坐标系下进行对比,如图17所示。

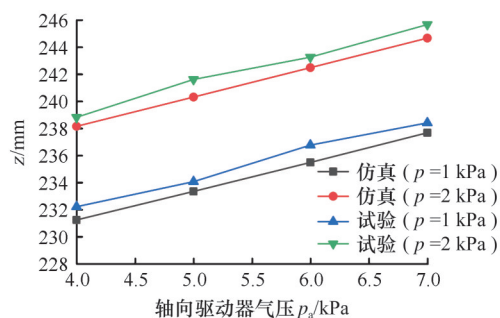


图17 双驱动器仿肺软体机器人z轴方向尺寸变化

Fig.17 Size change in the z-axis direction of the dual-actuator lung-like soft robot

通过试验发现:随着轴向驱动器气压的升高,径向驱动器在x轴和y轴方向上的尺寸并无明显变化。径向驱动器在1 kPa和2 kPa气压时的x轴和y轴尺寸数据及仿真数据如表3所示。

表3 双驱动器仿肺机器人x、y轴方向尺寸变化

Tab.3 Size changes in x and y axes of the dual-actuator lung-like robot

数据来源	气压 p /kPa	x /mm	y /mm
有限元仿真	1	119.9	162.6
	2	130.3	164.7
充气试验	1	121.7	163.8
	2	131.6	166.3

图18所示为仿肺软体机器人在两种气压组合下的变形状态,分别是径向驱动器1 kPa、轴向驱动器4kPa,以及径向驱动器2 kPa、轴向驱动器7 kPa。由图18可知:试验与仿真的结果较为接近,径向驱动器z轴方向的尺寸均随气压升高有明显的增大趋势,有效模仿了人体肺部在横膈膜收缩与舒张的影响下所形成的z轴方向较大位移趋势。表3数据表明:x轴方向尺寸在1 kPa与2 kPa气压下仿真与试验误差分别为1.8 mm、1.3 mm;y轴方向尺寸在1 kPa与2 kPa气压下仿真与试验误差分别为1.2 mm、1.6 mm。试验与仿真数据基本保持一致,但试验数据均略高于仿真数据,原因是试验中竖直悬吊的仿肺软体机器人在重力作用下具有一定的初始变形。

此外,图15也反映了相同变形趋势。经试验



(a) 径向1 kPa、轴向4 kPa (b) 径向2 kPa、轴向7 kPa

图 18 仿肺软体机器人两种变形状态

Fig.18 Two inflatable satus of the lung-like soft robot

数据计算:当轴向驱动器达到最大充气气压 7 kPa 时,径向驱动器 z 轴尺寸伸长率在气压 1 kPa 和 2 kPa 下分别能达到 10.95% 和 8.87%。表明该仿肺软体机器人能够满足模仿肺部变形的要求。

将图 17 所示试验值进行线性拟合,可得仿肺软体机器人在 z 轴方向上变形程度 $z(\text{mm})$ 与充气气压 $p_a(\text{kPa})$ 的拟合关系, z 轴方向充气 1 kPa 时的拟合关系式为

$$z = 2.126p_a + 223.682 \quad R^2 = 0.98771$$

z 轴方向充气 2 kPa 时的拟合关系式为

$$z = 2.221p_a + 230.142 \quad R^2 = 0.98771$$

6 结论

本文根据蚯蚓静水结构的肌肉排布方式,结合真实人体右肺尺寸设计了一种双驱动器仿肺气动软体机器人。

1)通过 ABAQUS 有限元仿真模拟了仿肺软体机器人的变形特性,验证了由轴向驱动器与径向驱动器组合设计的仿肺软体机器人可以很好地模拟人体肺部在膈肌及肋骨共同作用下的呼吸变形机理。

2)针对本文气动软体机器人外表面所对应的 0 亏格、单边界曲面,对软体机器人网格曲面进行共形参数化计算。以离散 Ricci 流为核心,根据双连通域三角网格共形模算法进行计算,得到了气压与共形模之间的关系图,并拟合了二者间的关系式,为更为一般地描述肺部呼吸变形以及可视化放射治疗提供新的借鉴。

3)选用了双组分室温硫化硅胶来制作软体驱动器,分别设计了轴向驱动器与径向驱动器的硅胶浇注模具。应用 3D 打印的方法制作模具,分别浇注驱动器各部分并进行粘接、组合,最后形成完整的双驱动器仿肺软体气动机器人。依据仿真设定的气压进行充气试验,验证了气动机器人的变形性能,并将试验与仿真结果作了对比。结果显

示:气动机器人实物试验与仿真结果具有相同的变形趋势,能够为放射治疗时肺部呼吸变形提供参考。

未来研究考虑提高径向驱动器内部空腔的利用率,并选取肺部表面更多具有代表性的特征点来提高仿肺机器人的建模效率,同时考虑径向驱动器和轴向驱动器变形耦合特性,更为精确地体外复现肺部呼吸变形。

参考文献:

- [1] SAVANOVIĆ M, BOJAN Š, DRAŽAN J, et al. Quantification of Lung Tumor Motion and Optimization of Treatment[J]. Journal of Biomedical Physics & Engineering, 2023, 13(1):65-76.
- [2] ZHANG Yawei, JIANG Zhuoran, ZHANG You. A Review on 4D Cone-beam CT (4D-CBCT) in Radiation Therapy: Technical Advances and Clinical Applications[J]. Medical Physics, 2024, 51(8): 5164-5180.
- [3] DZIERMA Y, MIKULLA K, RICHTER P, et al. Imaging Dose and Secondary Cancer Risk in Image-guided Radiotherapy of Pediatric Patients[J]. Radiation Oncology, 2018, 13:1-14.
- [4] SANTOS A A, de FREITAS SILVA B S, CORREIA F F N, et al. Optimizing Cone-beam Computed Tomography Exposure for an Effective Radiation Dose and Image Quality Balance[J]. Imaging Science in Dentistry, 2024, 54(2):159-169.
- [5] SPARKS S S, OBANDO A G, LI Y, et al. 3D-printed Biomimetic and Bioinspired Soft Actuators[J]. IET Cyber-systems and Robotics, 2024, 6(4): e70001.
- [6] HORVATH M A, HU L, MUELLER T, et al. An Organosynthetic Soft Robotic Respiratory Simulator[J]. APL Bioengineering, 2020, 4(2):026108.
- [7] NIOUTSIKOU E, SEPPENWOOLDE Y, SYMONDS-TAYLER J R N, et al. Dosimetric Investigation of Lung Tumor Motion Compensation with a Robotic Respiratory Tracking System: an Experimental Study[J]. Medical Physics, 2008, 35(4):1232-1240.
- [8] 丛明,毕聪,王明昊,等. 面向手功能康复训练的软体机器人设计[J]. 中国机械工程, 2022, 33(8): 883-889.
CONG Ming, BI Cong, WANG Minghao, et al. Design of Soft Robots for Hand Function Rehabilitation Training [J]. China Mechanical Engineering, 2022, 33(8):883-889.
- [9] MCCANDLESS M, PERRY A, DIFILIPPO N,

- et al. A Soft Robot for Peripheral Lung Cancer Diagnosis and Therapy[J]. *Soft Robotics*, 2022, 9(4): 754-766.
- [10] XAVIER M S, TAWK C D, ZOLFAGHARIAN A, et al. Soft Pneumatic Actuators: a Review of Design, Fabrication, Modeling, Sensing, Control and Applications[J]. *IEEE Access*, 2022, 10: 59442-59485.
- [11] DELLA SANTINA C, DURIEZ C, RUS D. Model-based Control of Soft Robots: a Survey of the State of the Art and Open Challenges[J]. *IEEE Control Systems Magazine*, 2023, 43(3):30-65.
- [12] 范需,戴宁,王宏涛,等. 气动网格软体驱动器弯曲变形预测方法[J]. *中国机械工程*, 2020, 31(9): 1108-1114.
FAN Xu, DAI Ning, WANG Hongtao, et al. Bending Deformation Prediction Method of Soft Actuators with Pneumatic Networks[J]. *China Mechanical Engineering*, 2020, 31(9):1108-1114.
- [13] TANG Y, LIU S, DENG Y, et al. An Improved Method for Soft Tissue Modeling[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2021, 65:102367.
- [14] 刘佳鹏,王江北,赵威,等. 多功能软体机械手的设计与建模[J]. *机械工程学报*, 2022, 58(9):1-9.
LIU Jiapeng, WANG Jiangbei, ZHAO Wei, et al. Design and Modeling of Multifunctional Soft Manipulator[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2022, 58(9):1-9.
- [15] 秦任甲. 肺呼吸的力学原理探析[J]. *华夏医学*, 2022, 35(6):135-139.
QIN Renjia. Research on the Mechanical Principles of Pulmonary Respiration[J]. *Acta Medicinæ Sinica*, 2022, 35(6):135-9.
- [16] 张来喜,朱盛杰,朱艳梅,等. 基于无质量弹簧结构的肺组织动态建模及变形预测方法[J]. *仪器仪表学报*, 2024, 45(10):209-221.
ZHANG Laixi, ZHU Shengjie, ZHU Yanmei, et al. Dynamic Modeling and Deformation Prediction Method of Lung Tissue based on Massless Spring Mechanism[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2024, 45(10):209-221.
- [17] NAKAMURA T, IWANAGA T. Locomotion Strategy for a Peristaltic Crawling Robot in a 2 Dimensional Space [C] // *International Conference on Robotics and Automation*. Pasadena, 2008:238-243.
- [18] YANG S, KIM J, CHOI S J, et al. Determining Average Linear Dimension and Volume of Korean Lungs for Lung Phantom Construction[J]. *Health Physics Society*, 2021, 120(5):487-494.
- [19] 陈家照,黄闽翔,王学仁,等. 几种典型的橡胶材料本构模型及其适用性[J]. *材料导报*, 2015, 29(1):118-120.
CHEN Jiazhao, HUANG Minxiang, WANG Xueren, et al. Typical Constitutive Models of Rubber Materials and Their Ranges of Application[J]. *Materials Reports*, 2015, 29(1):118-120.
- [20] WANG Q, WANG J, LI X, et al. Exploring Respiratory Motion Tracking Through Electrical Impedance Tomography[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2021, 70:4504712.
- [21] 董虎,王保兴,李巍,等. 基于单向气动驱动器的软体手变形机理[J]. *东华大学学报(自然科学版)*, 2020, 46(2):288-296.
DONG Hu, WANG Baoxing, LI Wei, et al. The Deformation Mechanism of Soft Hand Based on One-way Pneumatic Actuator[J]. *Journal of Donghua University (Natural Science)*, 2020, 46(2): 288-296.
- [22] 王义海,潘广鹏,陆艳荣,等. 基于四维CT的呼吸门控技术分析呼吸运动对肺部肿瘤的影响[J]. *新疆医科大学学报*, 2014, 37(5):581-583.
WANG Yihai, PAN Guangpeng, LU Yanrong, et al. Influence of Respiratory Motion Based on 4 Dimensional-CT for Lung Cancer[J]. *Journal of Xinjiang Medical University*, 2014, 37(5):581-583.
- [23] CHOW B, LUO F. Combinatorial Ricci Flows on Surfaces [J]. *Journal of Differential Geometry*, 2003, 63(1):97-129.
- [24] ZENG W, SAMARAS D, GU D, et al. Ricci Flow for 3D Shape Analysis[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2010, 32(4):662-677.

(编辑 袁兴玲)

作者简介:张来喜(通信作者),男,1973年生,教授。研究方向为机械系统动力学、机器人建模与控制。E-mail: laixi_zh@163.com。

本文引用格式:

张来喜,赵杨昊宇,朱盛杰,等. 双驱动器仿肺软体机器人建模与变形分析[J]. *中国机械工程*, 2025, 36(10):2379-2388.

ZHANG Laixi, ZHAO Yanghaoyu, ZHU Shengjie, et al. Modeling and Deformation Analysis of Dual Actuator Lung-like Soft Robots [J]. *China Mechanical Engineering*, 2025, 36(10):2379-2388.