

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2412497

# 单气腔仿肺软体驱动器建模与变形特性分析\*

张来喜<sup>1</sup>, 文伟韬<sup>1</sup>, 孟文强<sup>1</sup>, 徐丰羽<sup>2</sup>, 马凯威<sup>2</sup>

(1. 兰州理工大学机电工程学院 兰州 730050; 2. 南京邮电大学自动化学院 南京 210046)

**摘要:**放射治疗是肺癌治疗的重要手段,然而肺部肿瘤随呼吸运动产生的空间运动,对精准放疗提出了挑战。针对目前精准放射治疗中图像引导带来的对健康组织的额外辐射剂量问题,本文提出一种利用仿肺软体驱动器体外模拟肺的呼吸变形运动,通过建模预测肺部肿瘤运动的思路,从而减少患者接受额外辐射剂量,实现精准并安全的放射治疗。首先利用CT图像精准完成肺部的外形还原,然后得到的肺部随呼吸的变形运动规律。在此基础上,设计了肺部空腔的形态,并通过变形仿真验证了结构设计的合理性,据此制作了仿肺软体驱动器样机。最后,通过给予离散化的周期性气压来模拟实际的呼吸状态对样机进行了测试。实验结果表明:所设计仿肺软体驱动器可以按预期完成呼吸变形模拟,最大气压为45 kPa,最大轴向位移为5.9 mm,最大径向位移为3.4 mm。仿肺软体驱动器具有良好的呼吸运动变形模拟效果,可以为肺部肿瘤精准安全放射治疗提供借鉴。

**关键词:** 仿肺软体驱动器; 逆向建模; 呼吸运动; 变形控制

**中图分类号:** TH73 TP242.6 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

## Modeling and deformation characteristics analysis of a single air-cavity lung-like soft actuator

Zhang Laixi<sup>1</sup>, Wen Weitao<sup>1</sup>, Meng Wenqiang<sup>1</sup>, Xu Fengyu<sup>2</sup>, Ma Kaiwei<sup>2</sup>

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

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

**Abstract:** Radiation therapy stands as a crucial method in treating lung cancer. However, the spatial movement of lung tumor by the respiratory movement presents challenge to precision radiotherapy. Aiming at the problem of extra radiation doses to healthy tissues caused by image guidance in current precision radiation therapy, this paper proposes an idea to simulate the respiratory deformation of the lungs in vitro by using a lung-like soft actuator. By modeling and predicting the motion of lung tumors, this approach aims to reduce the additional radiation dose to patients, thereby achieving accurate and safe radiation therapy. Firstly, the CT imaging is used to reconstruct the lung's shape accurately, capturing the deformation motion pattern of the lungs during respiration. On this basis, the morphology of the lung cavity is designed and the structural design's feasibility is verified through deformation simulation. A prototype of the lung-mimicking soft actuator is then developed. Finally, the prototype is tested by giving discrete periodic air pressure to simulate the actual respiratory process. The experimental results show that the designed lung-like soft actuator can simulate respiration deformation as expected, with the maximum air pressure of 45 kPa, the maximum axial displacement of 5.9 mm, and the maximum radial displacement of 3.4 mm. The soft actuator exhibits good deformation mimics performance, and can be used as a reference of accurate and safe radiation therapy for lung tumors.

**Keywords:** lung-like soft actuator; reverse modeling; respiratory motion; deformation control

## 0 引言

放射治疗在癌症治疗中扮演着重要角色,它能够有效抑制肿瘤的生长,并提高患者的生存率。对于肺癌患者,尤其是早期肺癌或肺转移瘤患者,放射治疗已被证实局部肿瘤控制和提高总生存率方面具有显著效果<sup>[1]</sup>。然而,患者心脏跳动、呼吸等非自主生理运动会引起肿瘤靶区产生形变和位置变化,导致部分肿瘤脱离放射靶区,周围健康组织也会受到额外辐射剂量,因此精准安全放射治疗成为当前研究的焦点。医疗机器人正在逐步向这个领域探索,包括穿刺式机械臂、远程辅助手术机械臂和柔性按摩等,这些技术可用于体外治疗患者。然而,专注于监测患者体内器官生理运动变形的医疗机器人研究却相对较少,尤其是在肺部肿瘤放疗方面。由于肺部呼吸运动会引起肺部肿瘤大范围运动,图像引导放射治疗是目前较为成熟和常用的精准放射治疗方法<sup>[2]</sup>。然而,基于计算机断层扫描(computed tomography, CT)的图像引导放射治疗会使得患者在术前和术中接受大量的额外辐射剂量,引起健康组织的病变<sup>[3]</sup>,这一问题至今尚未找到较为完善的解决方案。通过在气道植入内部基准标记物能够可靠地预测肿瘤运动,但会给患者带来二次手术风险<sup>[4]</sup>。通过在体外放置呼吸运动的外部替代物来预测肿瘤运动,虽具有广泛可用性和非侵入性,然而其更大的不确定性限制了临床应用<sup>[5]</sup>。仿肺软体驱动器可在体外模拟肺部呼吸运动,为放射治疗术前制定治疗方案,术中跟踪肿瘤运动提供参考,减少患者接受额外辐射剂量,为进行精准且安全的放射治疗提供新的思路。

要实现仿肺软体驱动器在体外模拟肺的呼吸运动,需要建立仿肺软体驱动器关于呼吸的运动模型。软体机器人的建模不同于刚体机器人,研究者利用虚拟弹簧和阻尼来模拟软体的部分运动,但针对它无限自由度的变形,利用刚体机器人的建模方法会出现很大的不准确性。考虑到软体变形特点,需要探索新的建模方式来研究其复杂变形。

软体建模的方法主要有物理建模和几何建模两大类。物理建模是通过构建力学模型来描述软组织在外力作用下应遵循的物理性质(非线性、粘弹性、各向异性),研究软体在外力作用下的位置、形状等参数的变化。Wu等<sup>[6]</sup>提出的粒子-弹簧模型以同心圆粒子划分的方法和快速计算而受到关注。然而,软体变形多会涉及非线性问题,且同心圆粒子的边界条件设定过于复杂,使得这个线性模型有其局限性。Wang等<sup>[7]</sup>将广义弹簧引入改进模型,运用逆动力学方法解决了模型中可能出现的超弹性力点问题,提高了模型的精准性和可靠性。Tang等<sup>[8]</sup>对粒子弹簧建模方法进行了改进,将有限元法

与质量弹簧模型相结合,在忽略了阻尼系数后,估计出了质量弹簧模型的参数,进一步提高了模型的精度。然而,此类模型通常是对真实系统的高度简化,不能准确描述软体变形。因此,基于粒子弹簧的模型具有明显的局限性。

几何建模将图像与运动过程联系起来描述软体组织的动态几何形状,通过顶点或控制点改变模型的参数。Sheng等<sup>[9]</sup>利用CT、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)等手段采集软体变形过程中的图像,建立了肿瘤软组织的模型,提升了组织识别率。将CT图像与深度学习结合也可以建立软体组织的变形模型, Song等<sup>[10]</sup>提出一种使用CT图像诊断新型冠状病毒肺炎(corona virus disease 2019, COVID-19)的深度模糊模型,用以提取图像中的特征以建立病理模型,具有一定的临床价值。

生物组织存在明显的个体差异,很难利用统一的生物力模型来描述所有个体。因此,几何建模有先天的优势,其只关注软体组织的形态。提取高精度的外轮廓是几何重建的基础, Li等<sup>[11]</sup>提出了一种基于几何主动轮廓模型的递归策略,以准确提取体积CT切片中的肺组织,还可以将左右肺分离。Tu等<sup>[12]</sup>提出了一种软组织变形计算与跟踪算法,可以自动采集并匹配超声图像中的特征点和形状模型中的交点,并计算后验分布以实时更新软组织变形。Cheng等<sup>[13]</sup>利用从CT中获取的二维图像转化为三维点云,并将重建的三维点云模型应用于虚拟手术系统中软组织变形的模拟,由于利用了变形中的非线性插值方法,能够很好地拟合模型的不规则形状,提高了仿真精度。

软体组织建模已经开始应用于实际医疗,结肠癌是一类常见的癌症,针对它的预防与检查,常用肠镜进行诊断、治疗<sup>[14]</sup>。研究人员利用软体设计了许多肠镜机器人, Hoeg等<sup>[15]</sup>研制了仿尺蠖机器人内窥镜,机器人利用气囊膨胀实现在肠道中的运动。软体机器人的柔顺性使其在医疗领域有巨大的优势, Park等<sup>[16]</sup>提出了一种扁平气动人工肌肉(flat pneumatic artificial muscle, FPAM)结构与有机心内结构结合的生物机器人混合心脏的方案,用来模拟天然心脏收缩运动。Zhang等<sup>[17]</sup>首次采用阶跃变四阶龙格-库塔法解决了肺有限元变形中各节点的外力与位移之间的关系问题,建立了肺变形模型,实现了在远程手术中真实世界的视觉再现。Diodato等<sup>[18]</sup>成功将搭载内窥镜的气动软体操纵器整合到达芬奇手术机器人系统中,实现了软体机器人与传统刚性机器人的协同操作。

总体来说,目前对于软体组织的建模,大多用来模拟虚拟手术,研究的重点在于建立软体组织在局部外力作用下的变形及力学特性;对于软体机器人的建模则大多强调其在气压作用下的整体弯曲变形。而对于软体材料

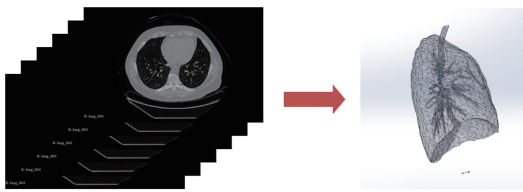
在气压作用下的整体膨胀变形建模,则研究较少。

本文设计了一种仿肺软体驱动器,通过模拟肺部软组织的呼吸运动,为肺部肿瘤放射治疗提供体外参考。首先,利用CT图像进行肺部的逆向建模,并在Abaqus软件中进行仿真分析,探究不同形状和体积的空腔对仿肺软组织变形的影响。然后对仿肺软组织所采用的硅胶材料进行了拉伸实验,制作了仿肺软体驱动器样机。最后,进行了充气变形实验,验证了变形控制方法的有效性和准确性。

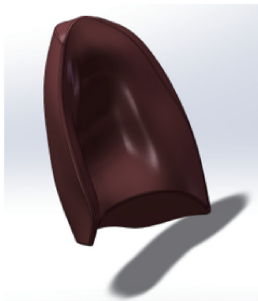
## 1 仿肺软体驱动器建模

### 1.1 仿肺软体驱动器外表逆向建模

医学图像处理在现代医学领域中具有重要的应用,特别是对于肺部CT图像的分割,有助于提取有关解剖结构的信息,为临床诊断和研究提供支持。本文选取右肺作为研究对象,利用3D Slicer软件进行肺部CT图像的特征提取和分割,建立了完整而精准的右肺模型,如图1所示为由CT图像建立的右肺CAD模型。



(a) 由CT图像向CAD建模的过程(未去除支气管)  
(a) Process from CT image to CAD modeling (without removal of the main bronchi)



(b) 光滑处理后的右肺模型  
(b) The smoothed right lung model

图1 由CT图像建立右肺CAD模型

Fig. 1 Modeling right lung from CT images to CAD

首先,在右肺区域选择适当的种子点(seed point),通过3D Slicer中区域生长算法,基于灰度值相似性从种子点开始对右肺结构进行分割。然后,根据图像的灰度值特征,不断扩展分割区域,直到覆盖整个右肺区域。在区域生长的过程中,进行了多次参数调节和细化处理,以确保分割结果的准确性和完整性。最后,调整阈值、生长条件等参数,使用3D Slicer提供的交互式工具对分割结

果进行反复检查和优化,得到一个具有清晰解剖结构的右肺模型,包括形态特征、体积信息等重要参数,如图1(a)所示。

考虑到主气管贯穿左右两肺,将对肺部建模带来重要影响。为了更精确地对每个肺部进行建模,采取了以下步骤:

#### 1) 主气管的分离

针对主气管的跨肺部分布,首先进行了主气管的分割。利用3D Slicer等工具,对主气管进行跨肺部的识别和分离。这一步骤涉及了对肺部CT图像的三维分析和重建,以准确划定主气管的位置和跨度。

#### 2) 剥离区域的处理

剥离主气管可能会在图像中产生一些空隙或漏洞,为了尽可能填补这些空隙,采用了图像重建和填补技术,以减小可能出现的漏洞对建模的影响。

#### 3) 模型重建与优化

在填补空隙的过程中,不断调整参数和算法,确保所填补的区域尽可能真实地反映肺部组织的结构。通过这一步骤,成功地修复了主气管剥离带来的漏洞,尽可能减小了这一过程对整体肺部模型建立的影响。

尽管初步重建的模型在真实度方面表现出色,但其表面的不光滑性可能会对后续分析造成干扰。因此,采用了高斯模糊技术来解决这一问题。高斯模糊是一种图像处理技术,通过对图像进行像素值的平滑处理来减少图像的噪声和细节。该算法在不影响整体形状和结构的情况下,能够使图像表面更加光滑。

这一步骤是多次参数优化和实验的结果,着重考虑在光滑化处理过程中保持肺部结构和表面特征的真实性。在应用高斯模糊时,不断优化参数,尝试找到一个平衡点,使模型的表面尽可能光滑,同时又不影响肺部解剖结构的准确性。这需要反复尝试和优化,以确保处理后的模型能够保留重要的解剖细节和特征。经过多次实验和参数的优化,最终成功地对模型表面进行了光滑化处理。不仅保持了肺部结构的真实性,保证了外形方面对原始CT图像的高度还原,同时使得模型在视觉上更具吸引力和可读性,如图1(b)所示。

### 1.2 仿肺软体驱动器内部空腔设计

肺部的呼吸运动是复杂而精密的,它涉及到肺泡的不断膨胀和收缩,这种运动由于肺泡的分布、大小和整体结构而呈现出多样性。肺部的变形受到肋骨的限制,这种环状的框架包围着肺部,对呼吸运动产生了一定的影响。肋骨的限制导致了肺部在径向上的运动受到约束而较小,而纵向的运动则更为明显,这是由于肺部在呼吸过程中更倾向于沿着纵向支气管方向展开,如图2所示。

考虑到这种生理特点,对驱动器内部空腔进行了优化设计,着重考虑肺部在呼吸运动中的实际变形特点。



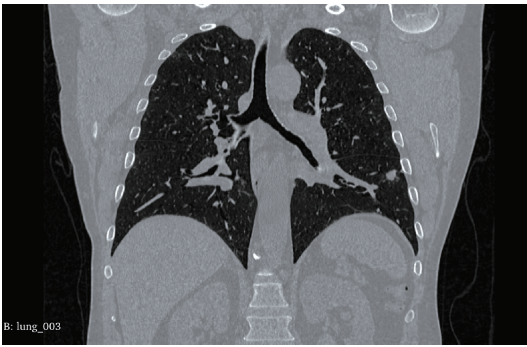


图2 肺部CT图像正向视角  
Fig. 2 Forward view of chest CT

调整了空腔的形状和分布,减小了其在径向上的面积,并适度增加了模型的壁厚,以实现更加接近真实肺部运动的模拟。在设计中,特别关注了空腔的纵向延伸,使其更符合肺部纵向支气管的分布情况,从而更好地模拟呼吸运动中肺的变形。

如果采用均匀壁厚的设计来创建空腔,则可能出现严重的“气球效应”<sup>[19]</sup>,即由于均匀壁厚导致充气时软体向各个方向均匀膨胀。然而,肺部在呼吸过程中的变化并不是均匀的,纵向伸长更为显著,而径向伸长则被抑制。如图3所示为设计的仿肺软体驱动器模型透视图,其内部空腔形状并非规则形状,而是根据变形仿真分析进行了优化。空腔尺寸应尽可能地与驱动器整体尺寸匹配,一体式空腔不宜过大,以避免出现“气球效应”。空腔位置则贴近驱动器的顶部和底部,即空腔的长度应贯穿驱动器,这样轴向的变化会更为显著。

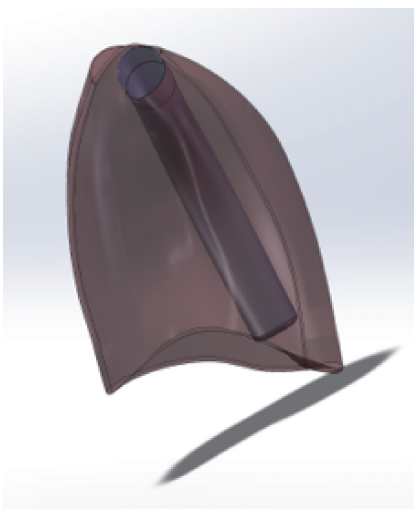


图3 模型透视图  
Fig. 3 Perspective view of the model

考虑到进行试验的便利性,所设计的仿肺软体驱动器尺寸与人体肺尺寸的比例为1:2。期望驱动器在充气

时能够在轴向有更为显著的变化,而径向的变化则相对较小。为了实现这一目标,需要考虑两个因素:空腔的尺寸选择和空腔的位置选择。

### 1.3 仿呼吸变形运动设计

在呼吸运动中,气体在呼吸系统内的流动驱动着肺泡的膨胀和收缩,进而引起整个肺部的形变。肺泡的膨胀和收缩运动随着呼吸的进行呈现出规律的周期性变化,这种运动轨迹可追踪且可预测。成年人在正常呼吸状态下,呼吸过程中的压强范围大约在 $-0.7 \sim 14.7$  kPa之间<sup>[20]</sup>。

为了使驱动器准确地模拟这种周期性的呼吸运动,查阅了Kaggle-prediction (<https://www.kaggle.com/competitions/ventilator-pressure-prediction>)网站上的呼吸数据预置方法,并根据该方法对气压进行了离散化处理。为了简化驱动器设计并使仿真顺利进行,采用了正弦周期来模拟呼吸过程中压强的变化。设定了 $0 \sim 45$  kPa的压强区间范围,以确保驱动器准确模拟人体呼吸过程中的变形。这样的设定能够在一定程度上反映出正常呼吸运动的压强特征,并为驱动器提供了必要的输入参数。

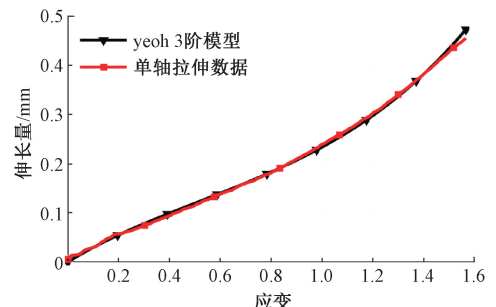
## 2 仿真分析与样机制作

### 2.1 材料属性与模型

通过单轴拉伸实验获取超弹性材料YG-R10的应力-应变曲线,如图4所示。



(a) Instron 5866 万能试验机  
(a) Instron 5866 universal testing machine



(b) 单轴拉伸试验数据与yeoh3阶模型比对  
(b) Comparison of uniaxial tensile test data with yeoh 3rd-order model

图4 单轴拉伸应力应变实验

Fig. 4 Uniaxial stretching stress-strain test



根据 ISO37 的拉伸标准<sup>[21]</sup> 确定了被测试件的尺寸,并设定了应变为 500%。本文涉及的充气变形试验中,应变控制在一倍以内,因此选取试样拉伸结果前 150% 的数据进行分析。

运用 Instron 5866 万能实验机进行试验,如图 4(a) 所示。试样为采用 YG-R10 硅胶制作的 25 mm×12 mm×2 mm 单轴拉伸测试件。利用单轴拉伸实验的数据,拟合了 Yeoh 模型的超弹性本构方程,并与拉伸实验数据进行了对比,如图 4(b) 所示。该模型涉及 Yeoh 模型系数  $C_i (i=1, 2, 3)$ , 其中包含了应变能密度  $W$  和主柯西应力  $\sigma$ , 分别为<sup>[20]</sup>:

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - E)^2 + C_3(I_3 - 3)^3 \quad (1)$$

$$\sigma = \frac{2}{\lambda} \left( \lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left( \frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \quad (2)$$

式中:  $\lambda$  为主伸长率;  $I_1$  和  $I_2$  分别为 Cauchy-Green 第一应变不变量和第二应变不变量。

主应变  $\varepsilon$ 、 $\lambda$ 、 $I_1$ 、 $I_2$  之间的关系为<sup>[22]</sup>:

$$I_1 = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda} \quad (3)$$

$$\lambda = 1 + \varepsilon \quad (4)$$

$$I_2 = 2\lambda + \frac{2}{\lambda^2} \quad (5)$$

根据式(1)~(5)推导出主柯西应力为:

$$\sigma = 2(\lambda - \lambda^{-2}) \sum_{i=1}^3 iC_i(I_i - 3)^{i-1} \quad (6)$$

根据拟合结果, Yeoh 模型的参数为  $C_1 = 5.45 \times 10^{-2}$  MPa,  $C_2 = 1.49 \times 10^{-3}$  MPa,  $C_3 = 5.34 \times 10^{-4}$  MPa。基于超弹性材料的本构方程,利用有限元仿真软件 Abaqus 进行仿真分析。首先,将从 3D Slicer 中对 CT 图像逆向建模得到的 stl 格式模型进行模糊与简化,将 stl 模型导入计算机辅助设计(computer aided design, CAD)软件转化为可编辑状态,再把 CAD 的三维模型导入仿真软件,并对其进行划分,生成实体二次四面体杂交网格。

截面定义为实体(单元类型为 C3D),模拟支气管以不同尺寸的柱状空腔分布。设计中的重点在于确保这些模拟柱状空腔保持足够的壁厚,这有助于在肺部进行呼吸运动时更好地展现出以轴向变形为主的特性。

表 1 为柱状空腔内径分别为 12、16、20 和 24 mm 时的驱动器轴向位移和径向位移的仿真数据。这些位移数据是利用 Abaqus 内置的不一致变形计算得出的,为了获得更精确的对比结果,对结果进行细分应变区域。这些数据有助于深入了解肺部在呼吸运动中的变形特性。

## 2.2 轴向位移和径向位移的有限元仿真分析

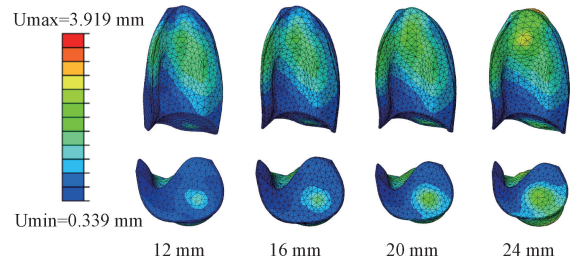
使用仿真软件对位移进行有限元仿真分析,为仿肺软体驱动器的设计提供理论依据。首先,分析不同内径尺寸下的轴向、径向位移,以观察其膨胀能力。仿真设计

表 1 在 10 kPa 下不同内径空腔的驱动器仿真指标分析  
Table 1 Analysis of simulation metrics for actuators with different inner cavity diameters under 10 kPa

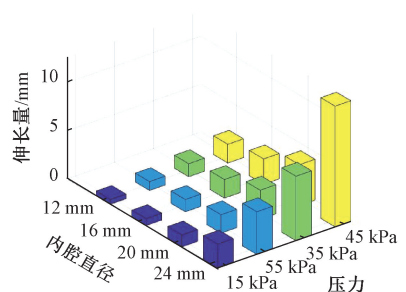
内腔内径 /mm	轴向位移 (y 方向)/mm	径向位移 (x 方向)/mm	径向位移 (z 方向)/mm
12	0.13	0.21	0.17
16	0.26	0.52	0.46
20	0.78	0.72	0.62
24	1.45	1.32	1.17

方案如下:分别进行 12、16、20 和 24 mm 内腔半径的位移有限元仿真,对空腔内部施加静态和动态压强载荷,驱动软体膨胀,将加压前后的长度变化定义为轴向位移,用以表征仿肺软体驱动器轴向的膨胀性能。

如图 5 所示是不同空腔内径尺寸下的仿肺软体驱动器在不同压强下产生的轴向位移的仿真结果。图 5(a) 为在 40 kPa 压强下 12、16、20 和 24 mm 应变云图的仿真结果,  $U_{max}$  和  $U_{min}$  分别为位移的最大值和最小值;图 5(b) 为 40 kPa 压强下 12、16、20 和 24 mm 的轴向位移仿真结果。



(a) 40 kPa 下驱动器轴向应变仿真云图  
(a) Simulated axial strain images of the actuator under 40 kPa



(b) 驱动器轴向位移仿真  
(b) Simulation of axial displacement of the actuator

图 5 仿肺软体驱动器的轴向位移仿真分析

Fig. 5 Simulation analysis of axial displacement of the lung-like soft actuator

图 6 所示为空腔内径为 16 mm 的仿肺软体驱动器径向位移仿真分析,在不同内径尺寸中,35~45 kPa 压强下的轴向位移增量为 15~25 kPa 压强下的轴向位移增量的 135% 以上。随着压强持续增加,径向位移的增长出现急

剧上升,呈现出气球膨胀效应逐步显现的趋势,表明轴向位移随压强等距增加而呈非线性增长趋势。根据文献[20]计算结果,呼吸过程中肺部内腔压强最大不超过 14.7 kPa,根据文献[23]中的计算,20 mm 和 24 mm 内径的空腔在通气时变形过大,与真实情况的肺部变形有较大出入;而 12 mm 内径的空腔则变形太小。通过对不同内腔尺寸仿肺软体的仿真分析得到,空腔内径为 16 mm 仿肺软体驱动器产生的轴向位移最符合实际情况下肺部呼吸的运动幅度,能实现更准确的模仿与预测。因此以下以空腔内径为 16 mm 仿肺软体驱动器为研究对象,研究不同压强下的轴向位移。

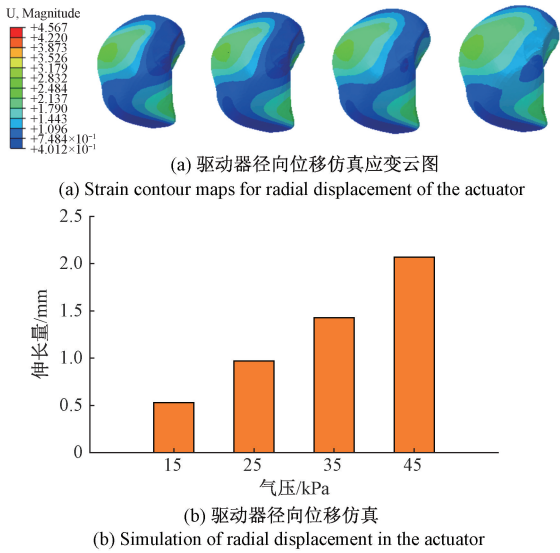


图 6 空腔内径 16 mm 仿肺软体驱动器的径向位移仿真分析  
Fig. 6 Simulation of radial displacement in lung-like soft actuator with cavity of 16 mm internal diameter

### 2.3 仿肺软体驱动器空腔位置选择

空腔的植入位置同样是一个重要影响因素,它直接关系到模型在通气加压时的变形行为,不同的植入位置可能会导致仿肺软体在充气或受到压力时呈现出不同的变形模式。首先将已建好的仿肺软体模型导入 SolidWorks 中,利用质量属性评估插件确认质心位置,如图 7 所示。

此时的模型为均质,将空腔置于质心的位置,这样的设计可以最大程度地避免由距离质心位置不同而导致的表面变形异常,便于接下里对于空腔位置偏移影响的讨论。依这样设定,在加压膨胀时不同方向表面的变形差异的来源就会存在于空腔植入位置对不同方向造成的影响。由于已经将空腔置于质心位置,因此可以将此状态下的结构作为基准状态,来讨论空腔位置的偏移造成的影响。

仿肺软体驱动器正体表面呈不规则轮廓,内部空间至表面距离不一,自质心位置设计的空腔无法偏置过多,

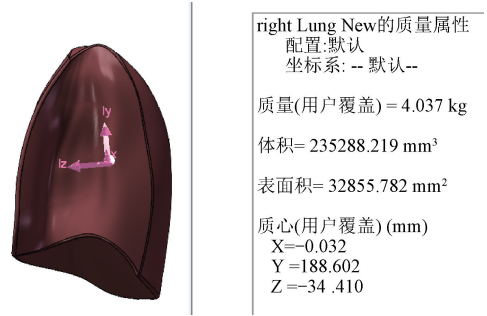


图 7 模型属性  
Fig. 7 Model property

否则会贯穿模型。设置对照组,空腔直径为 16 mm,首先在 z、x 方向上分别向正方向和负方向自初始植入位置起,偏置空腔直径的 10%、20%;当偏置 30%时,空腔与表面的距离已十分接近,在进行实际测试时会破坏模型,故偏置 20% 为最大偏置距离,即分别向 z 轴、x 轴正负方向偏置 1.6 mm、3.2 mm,如图 8 所示。

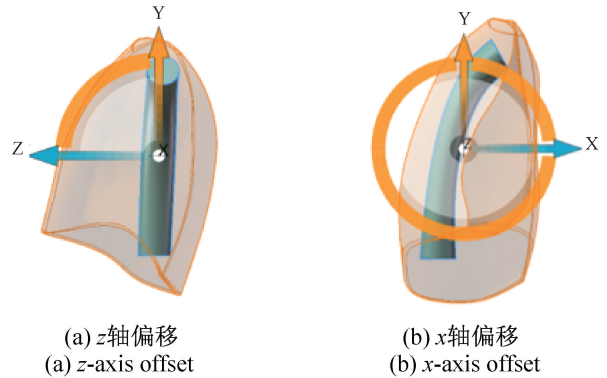


图 8 轴向偏置空腔  
Fig. 8 Axially offset cavity

对设置的 8 组对照进行仿真测试,对照结果如图 9 所示。图中记录了 8 组对照的充气加压伸长量,分别为 z 轴正负偏置 1.6 mm、3.2 mm, x 轴正负偏置 1.6 mm、3.2 mm。当空腔向 z 轴正方向偏置时,可以观察到软体的表面变形情况呈现出一种均匀的趋势。具体而言,随着压力的增大,软体的主要变形位置逐渐向上下两端移动,而不是集中在某一特定区域。这种变形模式既符合对软体变形的预期,也表明在 z 轴正方向的偏置有助于实现更为均匀的变形分布。当偏置量达到 3.2 mm 时,加压后的表面变形情况与实际肺部呼吸变形相吻合,展现出一种较为理想的状态。然而,当空腔向 z 轴负方向偏置时,情况则有所不同。此时,软体表面的变形变得不再统一,整体呈现出一种不均匀的扭曲状态。这种变形模式与在实际情况中观察到的变形相差较大,因此不能很好地反映真实的变形情况。

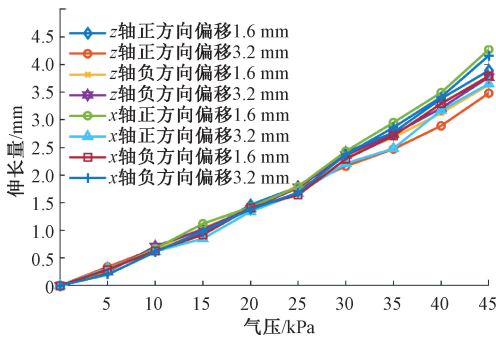


图9 不同轴向偏置的软体驱动器气压与伸长量关系仿真  
Fig. 9 Simulation of relationship between the pressure and elongation of the soft actuator with different axial offsets

另一方面,当空腔向  $x$  轴正方向偏置时,可以看到软体的主要变形位置向右侧延伸,而其他部位的变形则相对不明显。这种变形模式表明,在  $x$  轴正方向的偏置主要影响软体的右侧区域,而对其他部分的影响较小。而当空腔向  $x$  轴负方向偏置时,变形位置则向软体的顶部及底部延伸,这与  $z$  轴正方向偏置时的表现类似。这种变形模式更加符合实际情况,因为它能够实现更为全面的变形覆盖,而不是仅仅局限于某一特定区域。

综合以上分析,可以得出以下结论:在保证仿肺软体驱动器能够正常变形的前提下,可以通过调整空腔的偏置位置来优化其变形特性。具体而言,在轴向位置上,将空腔从质心位置向  $z$  轴正方向偏置 3.2 mm,并向  $x$  轴负方向偏置 3.2 mm,可以实现更为均匀和全面的变形效果。这种优化方案有助于提升仿肺软体的性能表现,使其更接近于真实肺部组织的变形特性。

与空腔轴向位置偏置设置类似,对空腔径向偏置进行讨论,根据仿肺软体尺寸及空腔尺寸,对径向设置 10% 和 20% 偏置,设置梯度压强 0~45 kPa,经仿真分析获得不同径向偏置后的变形与通入气压的关系如图 10 所示。

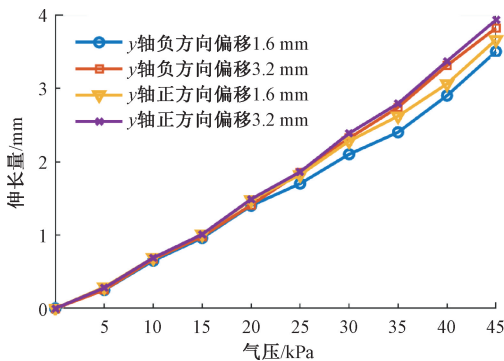


图10 不同径向偏置的软体气压与伸长量仿真关系图  
Fig. 10 Simulation of relationship between the pressure and elongation of the soft actuator with different radial offsets

如图 11 所示为不同径向偏置的变形仿真,可以看出:自  $y$  轴正方向到负方向偏置时,软体变形在逐渐增加,表面偏置过程是空腔位置逐渐向模型薄弱处移动的过程。虽然增加了变形效果,但也意味着软体变形由全局变形异化为了局部变形,故偏置应从  $y$  轴正负方向 10% 的范围内寻找。

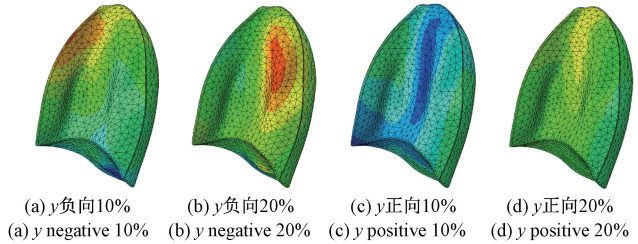


图11 不同径向偏置的变形仿真  
Fig. 11 Simulated deformation of different radial offsets

至此,通过有限元仿真软件对仿肺软体驱动器的最优空腔参数完成选定,包括空腔尺寸、轴向偏置、径向偏置的优化选择。优化完成后的模型在仿真中的表现效果如图 12 所示。

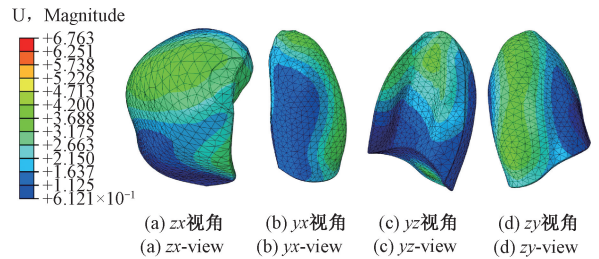


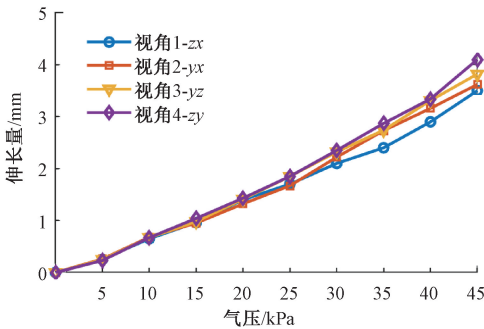
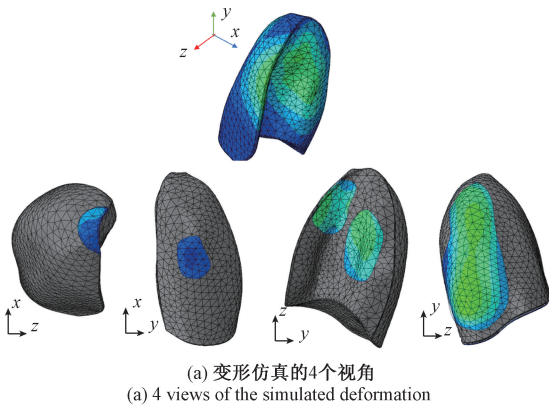
图12 优化后的软体驱动器变形仿真  
Fig. 12 Simulated deformation of the optimized soft actuator

可以看出:空腔向  $y$  轴负向位置偏置时,对模型两侧的影响较为凸出,对局部的影响大于对整体的影响,不符合实际的变形。空腔向  $y$  轴正向位置偏置时,变形从中间扩展到两侧,比较符合变形时整体均匀变化的要求,当向  $y$  轴正向偏置 20% 时,整体变形又开始向顶部集中,局部变形更明显,不符合整体变形的要求。因此为了软体有更好更符合实际的变形效果,将空腔径向偏置设置为向  $y$  轴正方向偏置 1.6 mm。

将 0~45 kPa 压强之间的仿真数据进行变形拟合,由于软体驱动器的非均匀性,选取 4 个变形显著的区域以突显软体驱动器的变化趋势,如图 13 所示。

如图 13 (a) 所示为进行仿真分析的 4 个视角,图 13 (b) 所示为在 0~45 kPa 压强范围内四种视角下的变形统计结果。拟合结果表明,在 0~25 kPa 压强范围内,数据呈现出相对良好的一致性。而在 25~45 kPa 压强范围内,各个区域的变化趋势变得不再一致,随着气压的增加,不一致趋势变得更加显著。





(b) 0~45 kPa下4种视角的变形统计  
(b) Deformation statistics in 4 views under 0 to 45 kPa

图 13 4种视角下变形最明显的区域

Fig. 13 Most prominent deformation areas in 4 views

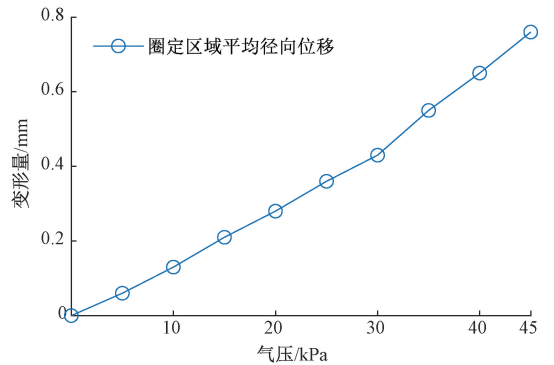
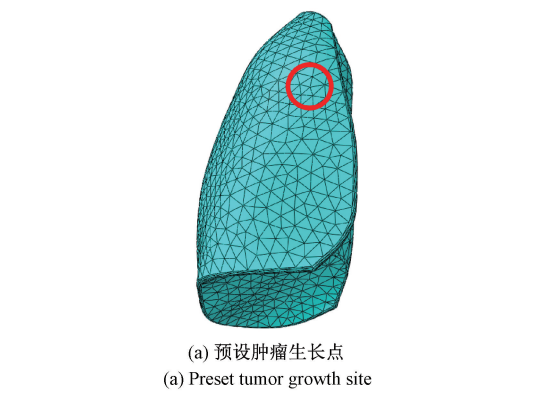
### 2.4 考虑肿瘤的变形仿真

肺部肿瘤可以分布在肺部的不同位置, 主要根据肿瘤的性质和起源来决定, 肺部的良性肿瘤可能位于肺部的不同部位, 恶性肿瘤最常见的是在外周区域, 即靠近胸膜的部分<sup>[24]</sup>。早期肿瘤为血管的聚类, 密度与一般组织无明显区别, 仅在形态上有所划分。

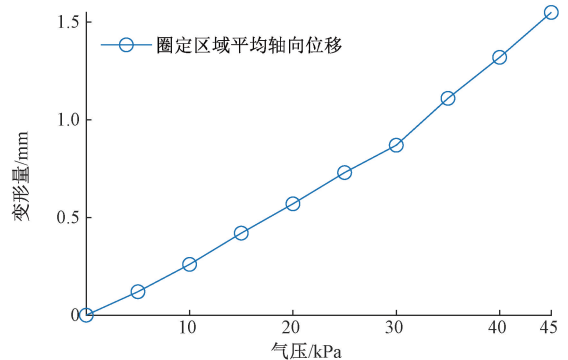
在仿真中选定肺部局部区域作为肿瘤细胞的生长点, 观察其在 0~45 kPa 梯度压强下的变形行为, 如图 14(a) 所示, 圆圈区域为预设肿瘤生长点, 位于右肺表面近胸膜位置。参照变形统计方法, 对圈定区域内的网格结点变形数据进行统计并归一化处理, 圈定区域内平均径向位移如图 14(b) 所示, 最大位移为 0.78 mm, 圈定区域内平均轴向位移如图 14(c) 所示, 最大位移为 1.6 mm。若进行放射治疗, 可根据轴向位移和径向位移跟踪肿瘤运动, 保证预定照射区域能够覆盖病变组织, 实现安全的放射治疗。与图 13 中 4 个视角基本进行比对, 在 0~30 kPa 增长较均匀, 30 kPa 以后表现出软体驱动器的非均匀性, 变形趋势与图 13 基本保持一致, 验证了模型的有效性。

### 2.5 仿肺软体驱动器样机制作

图 15 所示为仿肺软体驱动器制作过程, 首先采用 3D 打印软件对驱动器三维模型进行切片, 再使用熔融沉



(b) 圈定区域平均径向位移  
(b) Average radial displacement in the specified region



(c) 圈定区域平均轴向位移  
(c) Average axial displacement in the specified region

图 14 预设肿瘤区域变形数据

Fig. 14 Preset tumor area deformation data

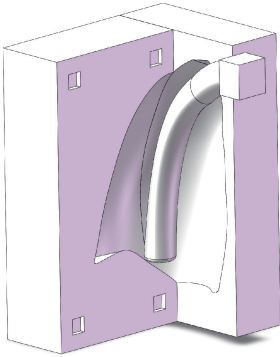
积 3D 打印机制作所需模具, 如图 15(a) 所示。外层模具盒采用非结晶型共聚酯 (polyethylene terephthalate, PETG) 打印, 而支撑内部空腔的柱体则使用聚乳酸 (polylactic acid, PLA) 打印, 图 15(b) 所示为模具剖视图。

最后, 采用 YG-R10 弹性层 (立德诺有限公司) 一次性浇筑的方式制作仿肺软体驱动器, 并使用内径为 16 mm 的弯曲柱体作为空腔。先将类型为 A 和 B 的硅胶按 1:1 比例搅拌均匀, 然后放置于真空罐中除泡, 再将其注入模具中, 静置 6 小时后取出, 如图 15(c) 所示。

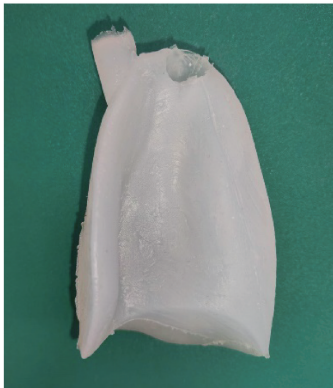
与正向建模的仿肺软体驱动器相比, 逆向建模更加



(a) 模具  
(a) The mold



(b) 模具剖视图  
(b) Sectional view of the mold



(c) 仿肺软体驱动器  
(c) The lung-like soft actuator

图 15 驱动器制作

Fig. 15 Making steps of the actuator

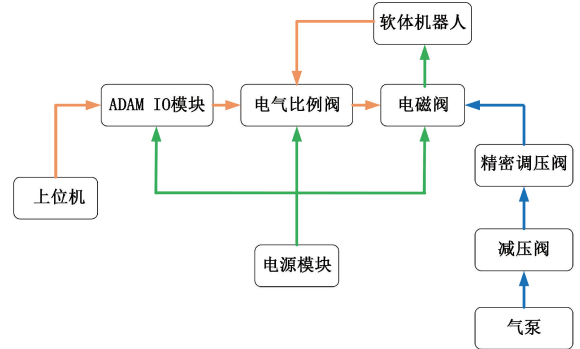
注重细节,更符合真实情况。同时,空腔位置的选择也尽可能贴近支气管在肺部的分布,使得膨胀规律更加贴近真实情况。这种制作方式能够更好地还原呼吸运动中肺部的结构和变形特性。

### 3 实验结果

图 16 所示为所搭建的仿肺软体驱动器变形控制实验平台,控制输出梯度气压对软体驱动器固定时长施压。硬件系统主要包括:上位机、IO 模块、电气比例阀、电磁阀、气压传感器、精密调压阀和气压。

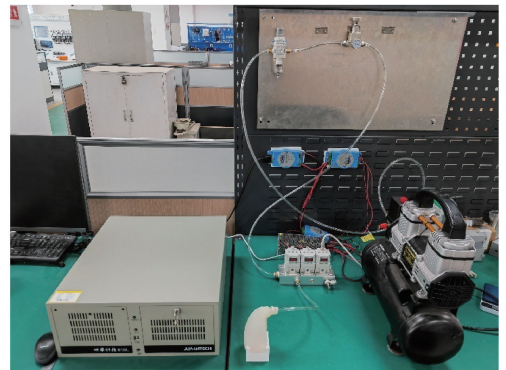
如图 16(a) 所示为实验平台硬件原理图,气压控制

信号由上位研华工控机输出,使用 ADAM-4000 系列转换器转换为 4~20 mA 模拟量信号后接入电气比例阀,控制实时气压,最后末端接入三口两位电磁阀,气泵作为整个系统的动力源,负责提供稳定的气流。它通过减压阀和精密调压阀将气体输送至电磁阀,再由电磁阀控制进入机器人空腔,实验平台实物如图 16(b) 所示。对仿肺软体驱动器的特征区域变形位移进行测量与分析,通过图像采集获得实验数据,每组数据均重复测量 3 次。



(a) 硬件系统原理图

(a) Hardware system schematic diagram



(b) 实验平台  
(b) Test platform

图 16 软体驱动器变形控制系统

Fig. 16 Deformation control system of the soft actuator

#### 3.1 仿肺软体轴向位移

图 17 所示为  $zy$  视角下从 0~45 kPa 压强范围内的轴向位移,图中数据表明,轴向位移随压强等距增大呈非线性增大,且整体增长趋势与仿真分析得到的增长趋势相吻合,表明了轴向位移随着压强的等距增大而呈现出非线性增大的趋势。实验结果与图 5(a) 中所呈现的仿真数据一致,清晰表明了轴向位移的非线性增长,尤其是在高压区域。

进一步地,整体的增长趋势与仿真分析相一致,表明了在不同压力条件下,实验数据与仿真分析所得到的变形趋势相符。因此,所进行的仿真分析不仅有效地捕捉到了轴向位移的非线性增大趋势,而且在描述整体增长趋势时也具有可靠性。

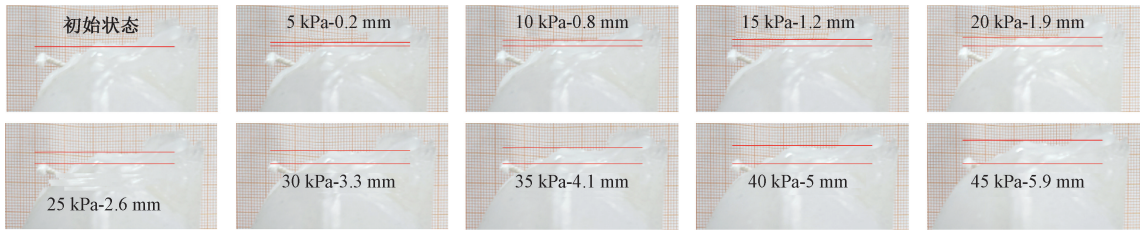
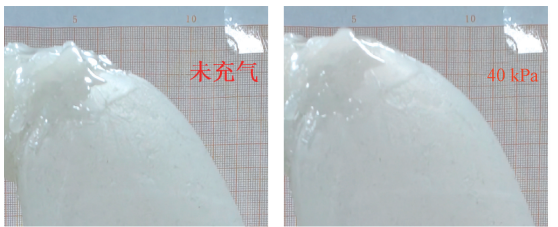


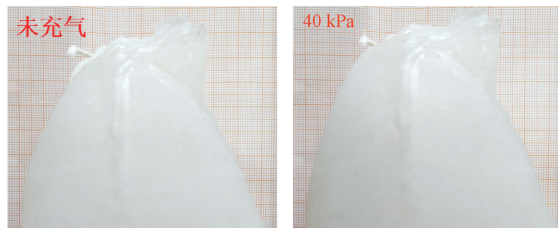
图 17 0~45 kPa 下 zy 视角的变形序列

Fig. 17 Deformation sequence in zy view under 0 to 45 kPa

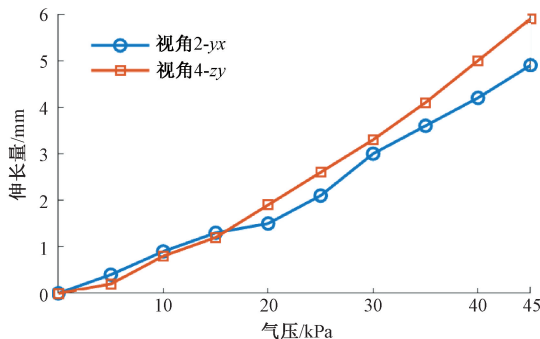
如图 18 所示为  $yx$  和  $zy$  视角下的轴向变化测量图, 通过实验对比了不同视角下的特征区域随压强变化的结果,  $yx$  与  $zy$  视角的充气场景体现了轴向变化的趋势, 如图 18(a)、(b) 所示。实验表明: 在 0~20 kPa 的较低气压范围内, 两视角的变形趋势相对一致, 在 20~45 kPa 的中高压范围内,  $yx$  视角下的实际膨胀速率超过  $zy$  视角下的实际膨胀部分, 整体呈现出向内弯曲的趋势, 且  $yx$  视角下轴向伸长效果更突出, 如图 18(c) 所示。



(a)  $yx$  视角  
(a)  $yx$  view



(b)  $zy$  视角  
(b)  $zy$  view

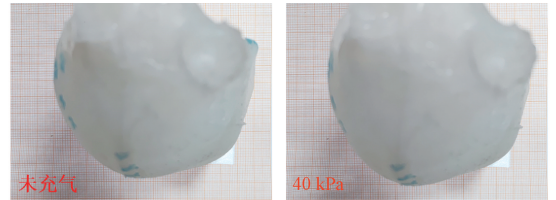


(c)  $yx$ 和 $zy$ 轴向变形统计  
(c) Statistical analysis of axial deformation in  $yx$  and  $zy$  views

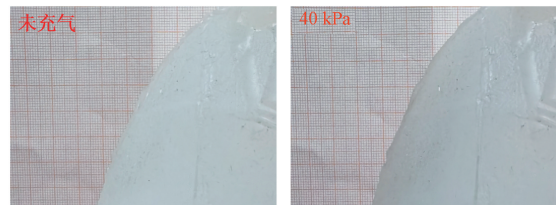
图 18  $yx$  和  $zy$  视角下的轴向变化  
Fig. 18 Axial changes in  $yx$  and  $zy$  views

### 3.2 仿肺软体径向位移

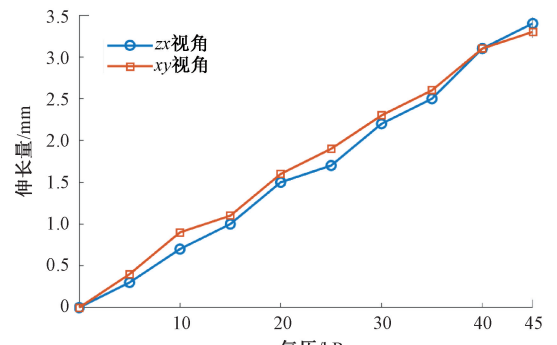
如图 19 所示为在  $zx$  和  $xy$  视角下的径向位移曲线, 图 19(a) 为  $zx$  视角径向位移, 图 19(b) 为  $xy$  视角径向位移。与轴向位移相比, 径向位移的增长速率相对较低, 这与设计的预期效果相符, 表明所选择的空腔位置起到了关键作用。径向位移随着压强的等距增大呈现出非线性增大的趋势, 这进一步验证了模型在不同压力条件下的非线性响应, 如图 19(c) 所示。在膨胀过程中, 径向位移呈现出由周边向中心扩散的趋势, 具体而言, 周边部位的膨胀速率高于中心部位, 导致整体呈现出向内弯曲的趋势。



(a)  $zx$  视角  
(a)  $zx$  view



(b)  $xy$  视角  
(b)  $xy$  view



(c)  $zx$ 和 $xy$ 视角径向变形统计  
(c) Statistical analysis of radial deformation in  $zx$  and  $xy$  views

图 19  $zx$  和  $xy$  视角下的径向变化  
Fig. 19 Radial changes in  $zx$  and  $xy$  views



### 3.3 仿肺软体驱动器变形效果

对仿真和实验数据进行插值拟合分析,如图20所示。图20(a)为仿真数据拟合,可见仿真数据呈现出较好的一致性,其拟合结果的 $R^2$ 值高达0.99,显示了模型对仿真数据的优越拟合程度。图20(b)为实验数据拟合,相较之下,实验数据的分布稍显波动,拟合结果的 $R^2$ 值约在0.97水平附近。这表明实验数据在实际操作方面可能存在更多的变异性,但总体上仍然展现出良好的拟合效果。

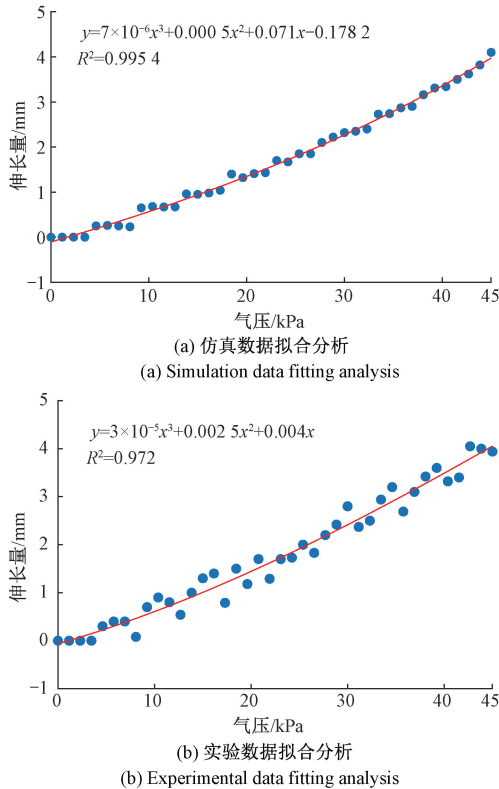


图20 数据拟合分析

Fig. 20 Data fitting analysis

### 3.4 分析与讨论

为了更全面地评估仿真和实验数据之间的一致性,对数据进行了误差比较。在实际的制作过程中,模型的不规则使连接处漏气是充气实验失败的重要因素。为此使用了多种策略,包括制作新的充气连接管,增大硅胶成型范围等。这使得最后的模型与理论设计有一些差异,主要体现在模型表面上,可流动的硅胶在失去了模具的限制后,自由地依据补充硅胶时的姿态流动到了模型表面的不同位置。如图13(a)所示 $yz$ 视角两个区域的中间部分是硅胶容易聚集的区域,因此在实际的充气过程中这部分增加的厚度会带来一定的误差。通过比对,发现这部分误差的范围在10%内,对整体的变形影响不大。

在观测到的实际充气数据中,修正前的 $zy$ 视角变形

程度显著大于其他3个视角,即轴向位移显著偏离仿真数据。当气压达到45 kPa时,偏离程度超过仿真数据的50%。经分析,观测到的轴向位移实际包含了模型顶部和底部两方面的膨胀,在实际观测的过程中,将这一部分一并计算到了模型顶部的膨胀数据中,忽略了观测数据是顶部和底部膨胀叠加的结果。

总体而言,在0~45 kPa的压强范围内,实验数据的整体偏离程度维持在10%以内。这些误差比较的结果进一步证明,通过合理设计的空腔形态和位置,能够在实验中取得与仿真相当好的效果。

在本研究中,运用了一个简化的单一空腔模型来模拟复杂的肺部呼吸过程。这一模型的核心价值在于它能够捕捉到肺部在呼吸时产生的关键物理变化,特别是体积和形状的变动。尽管必须承认,这个模型无法复制真实肺部所拥有的全部复杂结构和生物功能,如肺泡的细微结构、血液供应以及气体交换等,但这正是为了研究目的而做出的合理简化。研究焦点在于探索肺部表面的变形规律,这是一个对于理解呼吸机制和肺部疾病诊断具有重要意义领域。为了实现这一目标,忽略了肺部的内部构造,这不仅使得模型构建过程更为简便,也能够更直接地观察到和测量表面的变形情况。这种简化使得能够聚焦于所关心的关键变量,而不被其他不相关或次要的细节所干扰。

当然,这一模型也存在一定的局限性。它无法完全模拟真实肺部在生物、化学和生理层面上的复杂性。然而,这并不影响它在当前研究中的应用价值。事实上,正是通过这一简化模型,得以从一个全新的角度审视肺部呼吸的过程,并获得了一些有价值的借鉴。在未来的工作中,将继续探索如何改进这一模型,以更全面地模拟肺部呼吸。计划引入更多的生物学和生理学参数,使模型更加贴近真实情况。通过不断的努力和创新,能够更深入地理解肺部呼吸的机制,并为相关疾病的诊断和治疗提供更有力的支持。

## 4 结论

本文以右肺为研究对象,利用3D Slicer软件进行了肺部CT图像的特征提取和分割,提出了一种基于逆向建模的仿肺软体驱动器。为精确模拟再现肺在呼吸运动作用下的变形,通过仿真分析优化设计了仿肺软体驱动器的空腔形状及尺寸,确定了仿肺软体驱动器的空腔内径为16 mm。在此基础上,采用一次性浇筑的方式制作了仿肺软体驱动器,并开展了实验研究。从0~45 kPa压强范围内,分别测量了轴向位移和径向位移,实验结果表明,设计的仿肺软体驱动器可精确模拟呼吸作用下肺部轮廓的变形规律,为精准放疗提供参考依据。

下一步将继续研究不同仿肺软体的内腔形态、安放位置、尺寸以及不同基底材料如 Ecoflex 00 系列的硅胶对于增强仿肺软体膨胀特性拟真程度的效果,以达到实际应用标准。

## 参考文献

- [ 1 ] DAS A, GIULIANI M, BEZJAK A. Radiotherapy for lung metastases: Conventional to stereotactic body radiation therapy[J]. *Seminars in Radiation Oncology*, 2023, 33(2): 172-180.
- [ 2 ] LANE S A, SLATER J M, YANG G Y. Image-guided proton therapy: A comprehensive review[J]. *Cancers*, 2023, 15(9): 15092555.
- [ 3 ] SANTOS A A, MEZAIKO E, 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: 20230251.
- [ 4 ] WILLMANN J, SIDIQI B, WANG CH Y, et al. Four-dimensional computed tomography-based correlation of respiratory motion of lung tumors with implanted fiducials and an external surrogate[J]. *Advances in Radiation Oncology*, 2022, 7(3): 100885.
- [ 5 ] BATISTA V, GOBER M, MOURA F, et al. Surface guided radiation therapy: An international survey on current clinical practice[J]. *Technical Innovations and Patient Support in Radiation Oncology*, 2022, 22: 1-8.
- [ 6 ] WU J, SONG AI G, LI J Q. A quick physics-based deformation model and real-time force reflection algorithm[C]. *International Conference on Information Acquisition*, 2004: 327-330.
- [ 7 ] WANG Y ZH, XU K, XIONG Y SH, et al. 2D shape deformation based on rigid square matching [J]. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 2008, 19(3-4): 411-420.
- [ 8 ] TANG Y SH, LIU SH, DENG Y R, et al. An improved method for soft tissue modeling[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2021, 65: 102367.
- [ 9 ] SHENG J, LI T T, ZHANG H H, et al. CT and MR imaging features of soft tissue rhabdoid tumor: Compared with rhabdomyosarcoma in children [J]. *Frontiers in Pediatrics*, 2023, 11: 1199444.
- [ 10 ] SONG L P, LIU X Y, CHEN SH Q, et al. A deep fuzzy model for diagnosis of COVID-19 from CT images[J]. *Applied Soft Computing*, 2022, 122: 108883-108893.
- [ 11 ] LI X P, WANG X, DAI Y X, et al. Supervised recursive segmentation of volumetric CT images for 3D reconstruction of lung and vessel tree [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2015, 122(3): 316-329.
- [ 12 ] TU P X, QIN CH X, GUO Y, et al. Ultrasound image guided and mixed reality-based surgical system with real-time soft tissue deformation computing for robotic cervical pedicle screw placement [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2022, 69(8): 2593-2603.
- [ 13 ] CHENG Q Q, SUN P Y, YANG CH SH, et al. A morphing-based 3D point cloud reconstruction framework for medical image processing[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2020, 193: 105495.
- [ 14 ] LI ZH, CHIU P W Y. Robotic endoscopy[J]. *Visceral Medicine*, 2018, 34(1): 45-51.
- [ 15 ] HOEG H D, SLATKIN A B, BURDICK J W, et al. Biomechanical modeling of the small intestine as required for the design and operation of a robotic endoscope[C]. *2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2000: 1599-1606.
- [ 16 ] PARK C, FAN Y L, HAGER G, et al. An organo-synthetic dynamic heart model with enhanced biomimicry guided by cardiac diffusion tensor imaging[J]. *Science Robotics*, 2020, 5(38): aay9106.
- [ 17 ] ZHANG X R, ZHANG W ZH, SUN W, et al. A new soft tissue deformation model based on Runge-Kutta: application in lung [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2022, 148: 105811.
- [ 18 ] DIODATO A, BRANCADORO M, DE ROSSI G, et al. Soft robotic manipulator for improving dexterity in minimally invasive surgery [J]. *Surgical Innovation*, 2018, 25(1): 69-76.
- [ 19 ] DONG X, LEI Y, WANG T H, et al. Automatic multiorgan segmentation in thorax CT images using U-net-GAN[J]. *Medical Physics*, 2019, 46(5): 2157-2168.
- [ 20 ] YEOH H O. Some forms of the strain energy function for rubber[J]. *Rubber Chemistry and Technology*, 2012, 66(5): 754-771.
- [ 21 ] ISO 37: 2024. Rubber, vulcanized or thermoplastic-determination of tensile stress-strain properties [S]. Switzerland: International organization for standardization, 2014-05.
- [ 22 ] RACKL M. Curve fitting for Ogden, Yeoh and Polynomial models [C]. *ScilabTEC, 7th International Scilab Users Conference*, 2015, 1(1): 1-11.
- [ 23 ] 陈开, 姚毅, 张东升. 肺部肿瘤运动的数值模拟[J].

医用生物力学, 2013, 28(1): 25-30.

CHEN K, YAO Y, ZHANG D SH. Numerical simulation on lung tumor motion [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2013, 28(1): 25-30.

- [24] TRAVIS W D. Lung cancer pathology: Current concepts[J]. Clinics in Chest Medicine, 2020, 41(1): 67-86.

## 作者简介



**张来喜** (通信作者), 1996 年于南京化工学院获得学士学位, 2002 年于中国科学院研究生院获得硕士学位, 2013 年于东南大学获得博士学位, 现为兰州理工大学副教授, 主要研究方向为机械系统动力学和机器人技术。

E-mail: laixi\_zh@163.com

**Zhang Laixi** (Corresponding author) received his B. Sc. degree in 1996 from Nanjing Institute of Chemical Technology, received his M. Sc. degree in 2002 from Graduate University of the Chinese Academy of Sciences, and received his Ph. D. degree in 2013 from Southeast University. Now he is an associate professor in Lanzhou University of Technology. His main research interests include dynamics of mechanical systems, robotics.



**文伟韬**, 2020 年于南方科技大学获得学士学位, 现为兰州理工大学硕士研究生, 主要研究方向为软体机器人、机器人建模与控制。

E-mail: wenwt01@163.com

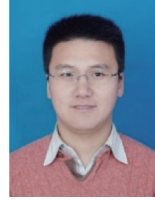
**Wen Weitao** received his B. Sc. degree in 2020 from Southern University of Science and Technology. He is currently a M. Sc. candidate at Lanzhou University of Technology. His main research interests include soft robotics, robot modelling and control.



**孟文强**, 2022 年于兰州理工大学获得学士学位, 现为兰州理工大学硕士研究生, 主要研究方向为软体机器人、机器人建模与控制。

E-mail: mwq1659650580@163.com

**Meng Wenqiang** received his B. Sc. degree in 2022 from Lanzhou University of Technology. He is currently a M. Sc. candidate at Lanzhou University of Technology. His main research interests include soft robotics, robot modelling and control.



**徐丰羽**, 2002 年于长春工业大学获得学士学位, 2005 年于合肥工业大学获得硕士学位, 2009 年于东南大学机械获得博士学位, 现为南京邮电大学教授, 主要研究方向为机器人及自动化, 具身智能装备控制技术。

E-mail: xufengyu598@163.com

**Xu Fengyu** received his B. Sc. degree in 2002 from Changchun University of Technology, received his M. Sc. degree in 2005 from Hefei University of Technology, and received his Ph. D. degree in 2009 from Southeast University. Now he is a professor in Nanjing University of Posts and Telecommunications. His main research interests include robotics and automation and embodied intelligent equipment control technology.



**马凯威**, 2013 年于安阳工学院获得学士学位, 2016 年于厦门理工学院获得硕士学位, 2020 年于东南大学获得博士学位, 现为南京邮电大学讲师, 主要研究方向为软体机器人、机器人建模与控制。

E-mail: makaiwei@njupt.edu.cn

**Ma Kaiwei** received his B. Sc. degree in 2013 from Anyang Institute of Technology, received his M. Sc. degree in 2016 from Xiamen University of Technology, and received his Ph. D. degree in 2020 from Southeast University. Now he is a lecture in Nanjing University of Posts and Telecommunications. His main research interests include soft robotics, robot modelling and control.