

文章编号: 1004-7220(2024)03-0504-06

## 二尖瓣运动的流固耦合仿真

居佳怡<sup>1</sup>, 颜文涛<sup>2</sup>, 魏来<sup>3\*</sup>, 高昊<sup>4</sup>, 王盛章<sup>1,5\*</sup>

(1. 复旦大学 航空航天系, 生物力学研究所, 上海 200433; 2. 上海市医疗器械检验研究院, 上海 201318;  
3. 复旦大学附属中山医院 心脏外科, 上海 200032; 4. 英国格拉斯哥大学 数学与统计系, 格拉斯哥 G12 8QQ;  
5. 珠海复旦创新研究院, 广东 珠海 519031)

**摘要:目的** 建立包含左心和血液的二尖瓣理想模型,用流固耦合仿真研究二尖瓣在血流中的运动特性。**方法** 基于解剖学参数建立二尖瓣、左心和血液模型,流固耦合仿真采用有限元结合浸没边界法,使用有限元软件 LS-DYNA 模拟二尖瓣运动,获取形态学、力学和血液动力学参数,并与结构仿真结果进行对比。**结果** 两种仿真下二尖瓣形态学结果差异较大,流固耦合结果与超声影像吻合。流固耦合仿真和结构仿真的瓣叶应力分布结果一致,最大第一主应力分别为 1.48、1.53 MPa,相对误差为 3.27%。左心流场有较为复杂的涡旋结构,舒张期二尖瓣最大流速为 1.02 m/s,与健康人体生理数据(0.89±0.15) m/s 相吻合。**结论** 二尖瓣流固耦合仿真可以获取更贴近于生理的形态学结果;流固耦合仿真可以提供临床诊断不可或缺的流场参数信息;单研究瓣叶应力分布问题时,结构仿真更高效。

**关键词:** 二尖瓣; 流固耦合仿真; 有限元结合浸没边界法; 结构仿真

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2024.03.019

## Fluid-Structure Interaction Simulation of the Mitral Valve Motion

JU Jiayi<sup>1</sup>, YAN Wentao<sup>2</sup>, WEI Lai<sup>3\*</sup>, GAO Hao<sup>4</sup>, WANG Shengzhang<sup>1,5\*</sup>

(1. Institute of Biomechanics, Department of Aeronautics and Astronautics, Fudan University, Shanghai 200433, China; 2. Shanghai Institute of Medical Device Testing, Shanghai 201318, China; 3. Department of Cardiovascular Surgery, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China; 4. School of Mathematics and Statistics, University of Glasgow, Glasgow G12 8QQ, UK; 5. Zhuhai Fudan Innovation Research Institute, Zhuhai 519031, Guangdong, China)

**Abstract: Objective** To establish an ideal model of the mitral valve, including the left heart and blood, and study the motion characteristics of the mitral valve in blood flow using the fluid-structure interaction (FSI) simulation.

**Methods** Based on anatomical parameters, models of the mitral valve, left heart, and blood were established. The finite-elements combined immersed boundary method was used for FSI to simulate the motion of the mitral valve using the LS-DYNA software. Morphological, mechanical, and hemodynamic parameters were compared with those obtained from structural simulations. **Results** The morphological results of the mitral valve from the two simulations differed significantly, and the FSI results matched the ultrasound images. The stress distributions of the leaflets in the FSI and structural simulations were consistent. The maximum first principal stresses calculated by FSI and structural simulations were 1.48 MPa and 1.53 MPa, respectively, with a relative error of 3.27%. The fluid field in the left heart was complex with vortex structures, and the maximum mitral flow velocity was 1.02 m/s during diastole, consistent with the physiological data of healthy humans (0.89±0.15 m/s).

收稿日期:2023-10-25; 修回日期:2023-12-13

通信作者:王盛章,教授,E-mail:szwang@fudan.edu.cn;魏来,主任医师,E-mail:wei.lai@zs-hospital.sh.cn

\*为共同通信作者

**Conclusions** The morphological results of the mitral valve obtained from the FSI simulation were closer to those in the physiological state. FSI simulations can provide flow patterns that are indispensable for clinical diagnosis. Structural simulations are more efficient for studying leaflet stress distribution.

**Key words:** mitral valve; fluid-structure simulation (FSI); finite-elements combined immersed boundary method; structural simulation

二尖瓣是人体最大的心脏瓣膜,由瓣环、前叶、后叶、腱索和乳头肌构成,结构复杂。二尖瓣位于左心房与左心室之间,开闭由跨瓣压差决定,其功能是能确保血液的单向流动。舒张期左心房压大于左心室压,二尖瓣打开,血液流入心室;收缩期左心室压更大,二尖瓣关闭,防止血液反流至左心房。二尖瓣在人的一生中运动约 30 亿次,且长期处于较大跨瓣压差的环境中,这使二尖瓣的结构易于发生劳损。

二尖瓣任意结构的病变都会导致左心血液动力学发生改变,进而引发心脏功能异常,甚至心衰。最常见的二尖瓣疾病为二尖瓣反流,严重的二尖瓣疾病需要手术治疗,例如二尖瓣置换、缘对缘修复术、人工腱索植入。经估测,中国需干预治疗的二尖瓣反流患者约 750 万人,重度二尖瓣反流患者约 550 万人,而目前的手术治疗率仅 0.5%<sup>[1]</sup>。由于二尖瓣个体化差异较大且结构复杂,手术的难度与风险也相应增加。术前进行生物力学仿真可以为医生提供最优手术方案及数据支撑,减少手术的不确定性。此外,生物力学仿真还可以辅助医疗产品的研发,在投入临床使用前测试其效果。

自 20 世纪起,学者们开始研究二尖瓣的解剖学形态。Lam 等<sup>[2]</sup>对二尖瓣瓣叶和腱索的结构做了详细分类。Van Rijk-Zwicker 等<sup>[3]</sup>用内窥镜观察二尖瓣的运动特征。随着计算机和数值仿真技术的发展,国内外针对二尖瓣的生物力学建模与数值仿真研究逐渐开展。二尖瓣建模分为理想模型和病人特异性模型。在建立二尖瓣理想模型时,多数研究对几何构型与材料进行一定简化,例如将瓣环平面化、将左心管道化、使用线弹性材料<sup>[4-10]</sup>。二尖瓣运动的数值仿真可分为单纯结构仿真和流固耦合仿真,其中结构仿真不考虑血液,计算成本较低,国内研究大多采用该方法<sup>[5-7]</sup>;流固耦合仿真将二尖瓣置于左心血液流场中,考虑二者相互作用,更贴近实际生理情况,但计算时间长且较为耗费计算

资源,国外已有较多学者使用该仿真方法<sup>[9-10]</sup>,而国内仍较少报道。

针对上述建模简化的问题,本文最大化还原解剖学形态,基于人体生理参数建立了二尖瓣和左心理想模型,包括马鞍形瓣环、椭球形左心室等结构。随后,对理想模型进行流固耦合仿真,模拟二尖瓣的运动,并与结构仿真结果作对比,进而研究流固耦合仿真的特点。结果为后续研究病变二尖瓣与相应手术规划打下基础。

## 1 方法

建立二尖瓣、左心与血液的理想模型,使用有限元软件 HyperMesh 2019 (Altair 公司,美国)划分网格后,在软件 LS-PrePost 4.7 (ANSYS 公司,美国)中作前处理,赋予模型材料、单元属性及边界条件等。流固耦合仿真和结构仿真均采用有限元软件 LS-DYNA R11.1.0 (ANSYS 公司,美国)求解。

### 1.1 建模

二尖瓣模型的瓣环和瓣叶由 MATLAB 工具箱<sup>[11]</sup>生成,瓣环为非平面结构,呈马鞍形,工具箱内凹度参数设为 0.5,围成的瓣口面积约 6 cm<sup>2</sup>;瓣叶分为前、后叶,其中前叶占瓣环 2/5,瓣叶高度为 25 mm;后叶占瓣环的 3/5,P2 小叶高度为 15 mm,P1 和 P3 小叶高度均为 8.5 mm。腱索和乳头肌在软件 HyperMesh 中建立,乳头肌简化为 2 个点,位于瓣环下 20 mm 处;腱索均匀分布,连接乳头肌与瓣叶自由缘。两侧乳头肌各射出 10 束,每束腱索在乳头肌与瓣叶自由缘的中点处分叉为 3 股后与瓣叶自由缘相连[见图 1(a)]。

左心模型在 SolidWorks 中建立,由左心房管道、心室椭球与主动脉管道构成,用于承载血液流动并固定二尖瓣。心室椭球由一长轴为 60 mm,短轴为 31 mm 的 1/4 椭圆沿长轴旋转 360°所得;左心房管道截面与瓣环平面形状一致,主动脉管道截面为直径 26 mm 的圆,两管道夹角为 135°<sup>[12]</sup>,长度均为

15 mm[见图 1(b)]。

血液模型在 HyperMesh 中建立,包含入口层、出口层和主流域,血液模型完整地包覆了二尖瓣和左心模型[见图 1(c)]。

所有几何模型导入 HyperMesh 中组装得到完整的二尖瓣流固耦合仿真模型[见图 1(d)],使用 Automesh 功能自由划分网格。各结构的网格信息如表 1 所示。二尖瓣瓣叶划分为四边形壳单元,单元尺寸为 1 mm,厚度为 0.7 mm;腱索划分为梁单元,单元尺寸为 2.5 mm,横截面积为 0.6 mm<sup>2</sup>;左心模型划分为三角形壳单元,厚度为 8 mm<sup>[13]</sup>,单元尺寸为 2 mm;流域模型划分为六面体实体单元,单元尺寸与瓣叶一样为 1 mm,以确保流固耦合计算的稳定性。

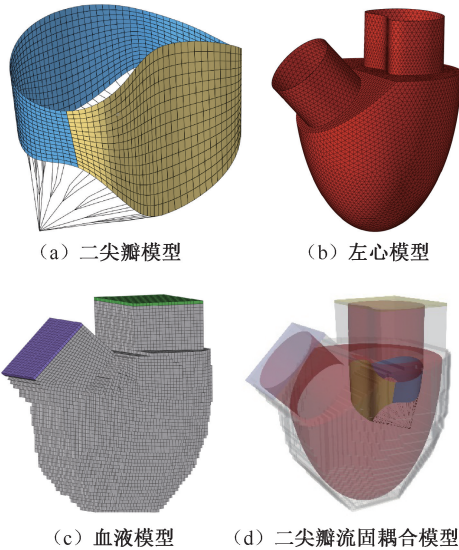


图 1 理想模型

Fig. 1 Ideal model (a) Mitral valve model, (b) Left heart model, (c) Blood model, (d) Mitral valve FSI model

表 1 有限元网格参数

Tab. 1 Parameters of finite element meshes

结构	单元数量	单元类型
瓣叶	1 530	四边形壳单元
腱索	320	梁单元
左心	12 815	三角形壳单元
血液	95 654	六面体实体单元

## 1.2 材料模型

本文材料参数均来源于文献。设置二尖瓣瓣叶为正交各向异性材料<sup>[11]</sup>,定义瓣环切线方向为周向,瓣叶高度方向为径向,垂直于瓣叶方向为法向,前、后叶赋予不同的材料参数(见表 2)。腱索为非

线性材料<sup>[11]</sup>,应力-应变曲线如图 2(a)所示,且无法承载压力。血液为不可压缩的牛顿流体,动力学黏性系数为 3.5 mPa·s。左心为刚体且无刚体位移。所有材料密度均为 1 060 kg/m<sup>3</sup>。

表 2 瓣叶材料参数

Tab. 2 Material parameters of the mitral valve leaflets.

参数	前叶	后叶
$E_a$ /MPa	6.23	2.34
$E_b$ /MPa	2.09	1.89
$E_c$ /MPa	10	10
$G_{ab}$ /MPa	1.37	0.69
$G_{bc}$ /MPa	1.37	0.69
$G_{ca}$ /MPa	1.37	0.69
$\nu$	0.45	0.45

注: $E$ 为弹性模量, $G$ 为剪切模量, $\nu$ 为泊松比;下标 a、b、c 分别表示周向、径向和法向。

## 1.3 边界条件

为了模拟跨瓣压差驱使二尖瓣运动的过程,采用健康人体心脏的左心房、左心室压力曲线作为边界条件<sup>[14]</sup>[见图 2(b)]。对于流固耦合仿真,在入口层施加左心房压力曲线,在出口层施加左心室压力曲线,随着血液与二尖瓣的相互作用,压力在血液中传递至二尖瓣处形成跨瓣压差,二尖瓣受其驱使实现开闭。对于结构仿真,直接在瓣叶上施加跨瓣压差。此外,二尖瓣瓣环、乳头肌和左心模型均设置为固定不动。

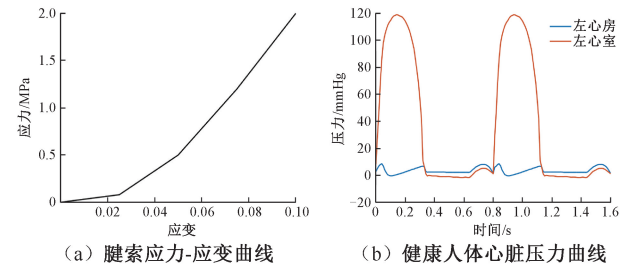


图 2 材料与边界条件的参数曲线(1 mm Hg $\approx$ 0.133 kPa)

Fig. 2 Curves for material and boundary condition setting

(a) Stress-strain curve of the chordae tendineae, (b) Pressure waveforms of healthy human heart

## 1.4 数值计算

流固耦合仿真采用有限元结合浸没边界法,使用 LS-DYNA 双精度显式求解器 mpp\_d\_R11.1.0 求解,计算在 8 核 16 线程的工作站上进行,其处理器为 AMD Ryzen 7 5700 G,NCPU 为 8,内存为 200 MB。

1 个心动周期为 0.8 s,共计算 2 个心动周期。为消除初始不稳定性,选择第 2 个周期数据进行分析。

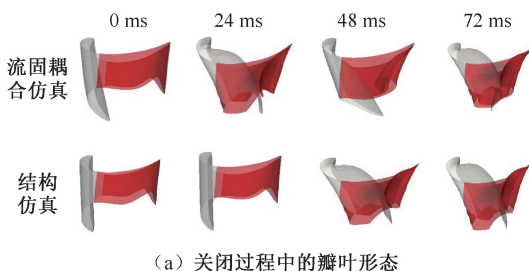
## 2 结果

本文流固耦合仿真计算时长为 38.5 h,结构仿真计算时长为 19 min。后处理使用软件 ParaView 5.10.0 (Kitware 公司,美国)、LS-PrePost 和 MATLAB 完成。本节将对流固耦合仿真和结构仿真的结果,包括二尖瓣形态、二尖瓣应力分布及左心流场。

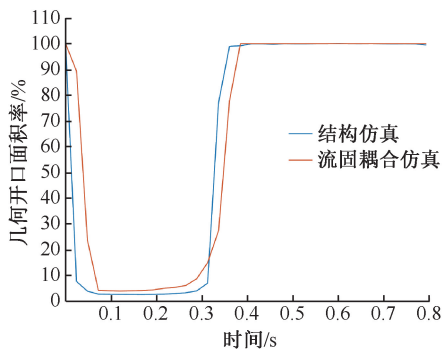
### 2.1 形态学结果

观察二尖瓣关闭的运动过程发现,结构仿真的瓣叶在 24 ms 时已经完全贴合,而流固耦合仿真瓣叶在 72 ms 时才刚刚贴合,关闭速度更慢 [见图 3(a)]。打开的运动过程有相同结论。

沿心室向心房方向投影瓣叶可以得到开口面积和瓣口面积,定义二尖瓣几何开口面积率为开口面积与瓣口面积的比值。两种仿真的几何开口面积率变化趋势基本一致,舒张期二尖瓣稳定打开时为 100%,收缩期降至 0%~10% [见图 3(b)]。



(a) 关闭过程中的瓣叶形态

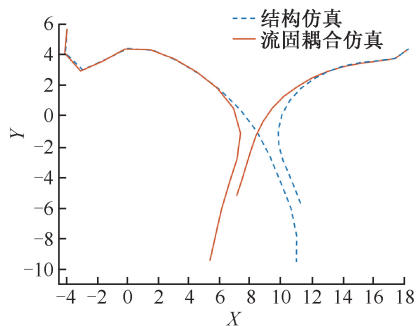


(b) 二尖瓣几何开口面积率变化曲线

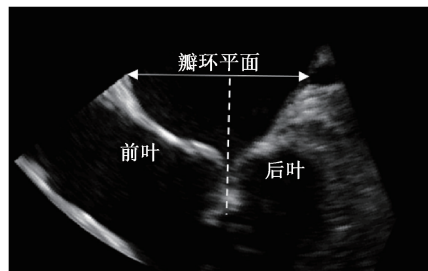
图 3 二尖瓣形态学结果

Fig. 3 Morphological results of the mitral valve (a) Leaflets morphology during the closing phase, (b) Geometric orifice area ratio of the mitral valve.

面位置差异较大,结构仿真的向后叶侧倾斜,而流固耦合仿真的则垂直于瓣环平面 [见图 4(a)]。观察人体超声影像可以发现,瓣叶贴合平面(虚线)与瓣环平面(实线)相互垂直,并不会向后叶侧倾斜,与流固耦合仿真的瓣叶闭合形态更吻合 [见图 4(b)]。



(a) 仿真结果



(b) 人体超声影像

图 4 二尖瓣稳定闭合阶段瓣叶形态

Fig. 4 Leaflets configuration during the stable closed phase

(a) Simulation results, (b) Ultrasound image

### 2.2 力学结果

当二尖瓣稳定闭合时,瓣叶应力分布如图 5(a) 所示。结果显示,两种仿真的应力分布基本一致,瓣叶根部应力最大,瓣叶连接处次之,瓣叶中央区域应力较小并向四周递减。此外,流固耦合仿真和结构仿真的瓣叶最大第一主应力均位于前叶瓣环三角区,分别为 1.48、1.53 MPa,相对误差为 3.27%。进一步提取 1 个心动周期中最大第一主应力的变化曲线发现,二尖瓣稳定闭合状态下两种仿真的结果变化趋势一致且相对误差较小 [见图 5(b)]。

当二尖瓣稳定闭合时,腱索受轴向拉力情况如图 5(c) 所示。结果表明,两种仿真下,与瓣叶连接处连接的腱索受轴向拉力均较大,且最大拉力都出现在与前叶连接的单根腱索上。但是,两种仿真下,与瓣尖连接的腱索受力情况有所不同。结构仿

二尖瓣稳定闭合时,两种仿真的前后叶贴合平

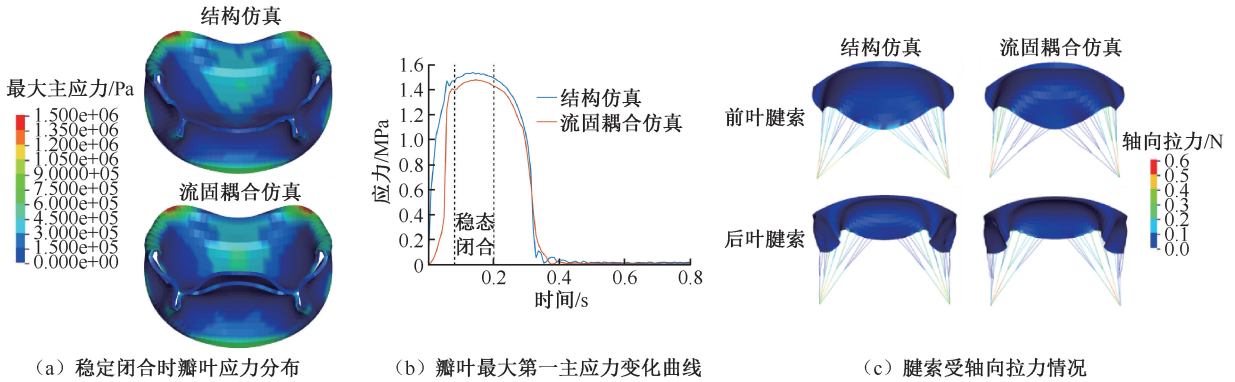


图5 二尖瓣力学结果

**Fig. 5 Mechanical results of the mitral valve** (a) Stress distribution of the leaflets during the stable closed phase, (b) Maximum first principal stress curves of the leaflets, (c) Axial tension of the chordae tendineae

真中,与前叶连接的腱索受力普遍较大;而流固耦合仿真中,和后叶连接的腱索受力更大。

### 2.3 流场结果

比较舒张期与收缩期的二尖瓣最大流速可知,收缩期的最大流速约为舒张期的2倍(见表3)。

表3 二尖瓣最大流速

Tab. 3 Maximum velocity of the mitral valve

参数	收缩期	舒张期
时刻/ms	48	360
最大流速/( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ )	2.08	1.02
二尖瓣状态	即将关闭	刚刚打开

收缩期时,当二尖瓣关闭后,血液在左心室中进一步扩散,产生两个较大的涡旋结构,且流速较大。血流与二尖瓣接触后向心尖侧回落,瓣叶附近形成较多小涡[见图6(a)]。舒张期时,二尖瓣逐渐打开,一股流速较大的流体从心房流入心室中,并在左心室近后叶侧及主动脉近前叶侧各产生一个涡旋。相较收缩期,舒张期时左心室中流速较小,涡也较小[见图6(b)]。

### 3 讨论

本文基于解剖学参数建立了理想的左心-二尖瓣模型,包括具有马鞍形瓣环的二尖瓣模型、具有椭圆形心室的左心模型。流固耦合仿真以生理压力曲线作为边界条件模拟二尖瓣与血液的相互作用,获取二尖瓣的运动特征、血液动力学参数等,并与结构仿真结果进行对比。

两种仿真获取的二尖瓣形态差异较大,这是由

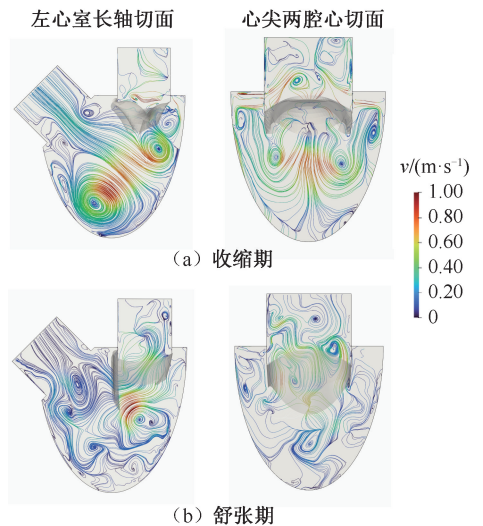


图6 左心流线图

**Fig. 6 Streamline in the left heart** (a) Systole phase, (b) Diastole phase

于加载方式不同导致。对于结构仿真而言,跨瓣压差直接均匀垂直施加在瓣叶上,瓣叶响应是瞬时的,并且不会有压力损失。二尖瓣前叶面积大于后叶面积,故前叶受到的压力合力更大,瓣叶贴合面向后叶侧倾斜。对于流固耦合仿真而言,压力通过流体传递至二尖瓣,在二尖瓣两侧形成压差驱使其开闭,压力传递过程需要时间,并且会存在少量损失。因此,瓣叶响应速度更慢,且跨瓣压差略小于结构仿真。此外,二尖瓣周围血液近垂直于瓣环流动,二尖瓣与之相互作用,受力不再均匀垂直于瓣叶表面,而是与血液流动方向一致,故贴合平面垂直于瓣环平面。对比超声影像发现,人体二尖瓣的瓣叶贴

合平面垂直于瓣环平面,故流固耦合仿真获取的二尖瓣形态更贴近于生理实际,这是由于上述压力加载方式和流固耦合过程更接近生理实际所导致。

二尖瓣稳定闭合时,两种仿真方法的瓣叶应力分布结果接近,最大主应力均位于前叶瓣环三角区处,且相对误差较小。考虑到流固耦合仿真计算时间长成本高,仅研究瓣叶应力分布问题时,采用结构仿真方法更高效<sup>[15]</sup>。两种仿真下腱索受轴向拉力情况有所不同,这是由瓣叶自由缘形态学差异连带导致。综合形态学结果推断,流固耦合仿真得到的腱索伸长量及其受力更接近生理实际情况。

流固耦合仿真结果显示,二尖瓣舒张期的最大流速为 1.02 m/s,在健康人体生理数据 ( $0.89 \pm 0.15$ ) m/s 范围内<sup>[16]</sup>。本文舒张期二尖瓣附近的涡旋结构与文献[9]相近,相比用直管简化左心<sup>[8]</sup>,椭圆形左心室的涡旋结构多且更为复杂。由于椭圆形左心室更贴近人体真实形状,故可以得到更接近实际的流场细节。临床诊断二尖瓣疾病需要血液动力学参数,如最大流速、跨瓣压差,流固耦合生物力学仿真可以提供这些不可或缺的参数,帮助医生进行更准确的诊疗。

本研究的局限性如下:① 未考虑瓣环和乳头肌的运动,左心也简化为刚体无运动和变形;② 简化了二尖瓣的材料模型,未采用超弹性生物材料;③ 收缩期时,流固耦合仿真的血液从主动脉反向流动至左心室中,与生理流向相反,该过程仅用于传递压力至二尖瓣,后续研究可以采用动边界方法或者建立主动收缩的心室模型来模拟血流搏出过程。

## 4 结论

本文建立了一个含有左心和血液的二尖瓣理想模型,用流固耦合仿真模拟了2个心动周期中二尖瓣的运动,并与结构仿真结果进行比较。相比结构仿真,流固耦合仿真考虑了血液与二尖瓣间的相互作用,故可以得到更贴近于生理的二尖瓣动力学过程。此外,流固耦合仿真还可以获取流场信息,这对进一步研究病态二尖瓣及其手术规划不可或缺。但流固耦合仿真计算成本较高,当单纯研究瓣叶应力分布问题时,结构仿真更高效。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:居佳怡负责建模仿真、数据处

理和论文撰写;高昊负责建模和仿真方法指导;颜文涛、魏来、王盛章负责论文写作指导及修改。

## 参考文献:

- [1] 潘文志,周达新,葛均波. 中国二尖瓣反流患者人群数量的估测[J]. 中国胸心血管外科临床杂志, 2021, 28(5): 495-498.
- [2] LAM JHC, RANGANATHAN N, WIGLE ED, et al. Morphology of the human mitral valve: I. Chordae tendineae: A new classification[J]. Circulation, 1970, 41(3): 449-458.
- [3] VAN RIJK-ZWIKKER GL, DELEMARRE BJ, HUYSMANS HA. Mitral valve anatomy and morphology: Relevance to mitral valve replacement and valve reconstruction[J]. J Cardiac Surg, 1994, 9(Suppl): 255-261.
- [4] SHEN X, WANG T, CAO X, et al. The geometric model of the human mitral valve[J]. PLoS One, 2017, 12(8): e0183362.
- [5] 赵晓佳,宋晓,黄晓阳,等. 基于亚区结构的人体二尖瓣的建模与仿真[J]. 厦门大学学报(自然科学版), 2015, 54(2): 276-280.
- [6] 钟琪,曾文华,黄晓阳,等. 人体二尖瓣建模及生物力学分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(1): 53-59.
- [7] ZHONG Q, ZENG WH, HUANG XY, et al. Numerical modeling and biomechanical analysis of the human mitral valve[J]. J Med Biomech, 2014, 29(1): 53-59.
- [8] 陈晟达. 二尖瓣腱索的形态结构和力学特征分析及计算仿真研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2020.
- [9] MA X, GAO H, GRIFFITH BE, et al. Image-based fluid-structure interaction model of the human mitral valve[J]. Comput Fluids, 2013(71): 417-425.
- [10] LAU KD, DIAZ V, SCAMBLER P, et al. Mitral valve dynamics in structural and fluid-structure interaction models[J]. Med Eng Phys, 2010, 32(9): 1057-1064.
- [11] GAO H, FENG L, QI N, et al. A coupled mitral valve-left ventricle model with fluid-structure interaction[J]. Med Eng Phys, 2017(47): 128-136.
- [12] DE OLIVEIRA DC, ESPINO DM, DEORSOLA L, et al. A toolbox for generating scalable mitral valve morphometric models[J]. Comput Biol Med, 2021(135): 104628.
- [13] VERONESI F, CORSI C, SUGENG L, et al. A study of functional anatomy of aortic-mitral valve coupling using 3D matrix transesophageal echocardiography[J]. Circ Cardiovasc Imag, 2009, 2(1): 24-31.
- [14] GÖKTEPE S, KUHL E. Electromechanics of the heart: A unified approach to the strongly coupled excitation-contraction problem[J]. Comput Mech, 2010, 45(2): 227-243.
- [15] HALL JE, HALL ME. Guyton and Hall textbook of medical physiology e-Book[M]. USA: Elsevier Health Sciences, 2020.
- [16] LAU KD. Numerical simulation of mitral valve function[D]. London: University College London (University of London), 2012.
- [17] THOMAS L, FOSTER E, SCHILLER NB. Peak mitral inflow velocity predicts mitral regurgitation severity[J]. J Am Coll Cardiol, 1998, 31(1): 174-179.