

## 主动脉瓣狭窄对左心室血流特性的影响

强彦<sup>1,2</sup>, 李志雄<sup>1</sup>, 韩伟<sup>1</sup>, 李仁年<sup>1</sup>, 冯慧敏<sup>1</sup>, 马小宁<sup>1</sup>, 张思聪<sup>1</sup>

1. 兰州理工大学能源与动力工程学院, 甘肃 兰州 730050; 2. 东南大学能源与环境学院, 江苏 南京 210096

**【摘要】**基于CT断层扫描数据,对心脏左心室进行三维重构和模型优化。结合心肌壁面的运动特性,建立左心室几何模型过流边界运动的数学模型。通过水力半径表征主动脉瓣的狭窄程度,采用动网格技术研究主动脉瓣狭窄对左心室血液流动的影响。研究发现不同程度主动脉瓣狭窄时,水力半径与主动脉瓣狭窄程度负相关,出口面积减小,收缩期出口处速度与压力升高,剪切应力增加。舒张期,速度与压力出现先增大后减小的规律。当水力半径较小时,左心室瓣膜处剪切应力较大,收缩初期剪切应力最大为0.81 Pa。通过动态模拟对心脏的仿真研究,为后续心脏的研究提供重要的参考价值。

**【关键词】**左心室;主动脉瓣狭窄;水力半径;血流特性;剪切应力

**【中图分类号】**R318;Q811.6

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2023)03-0384-08

## Effect of aortic stenosis on blood flow characteristics in the left ventricle

QIANG Yan<sup>1,2</sup>, LI Zhixiong<sup>1</sup>, HAN Wei<sup>1</sup>, LI Rennian<sup>1</sup>, FENG Huimin<sup>1</sup>, MA Xiaoning<sup>1</sup>, ZHANG Sicong<sup>1</sup>

1. College of Energy and Power Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China; 2. School of Energy and Environment, Southeast University, Nanjing 210096, China

**Abstract:** The 3D model of the left ventricle is reconstructed and optimized based on CT scan data. In combination with the motion characteristics of myocardium wall, the mathematical models of left ventricular wall motions are established. The degree of aortic stenosis is characterized by hydraulic radius, and the moving grid technique is used to explore the effect of aortic stenosis on left ventricular blood flow. It is found that hydraulic radius is negatively correlated with the degree of aortic stenosis. The decreased outlet area results in higher velocity and pressure at the outlet in systole and increasing shear stress. During diastole, the velocity and pressure increase first and then decrease. With small hydraulic radius, the shear stress at the left ventricular valve is larger, and the maximum shear stress at the initial stage of contraction is 0.81 Pa. The dynamic simulation of the heart provides significant reference for the subsequent research on the heart.

**Keywords:** left ventricle; aortic stenosis; hydraulic radius; blood flow characteristic; shear stress

### 前言

主动脉瓣疾病使人体健康受到极大危害,通常主动脉瓣疾病主要有主动脉瓣狭窄以及关闭不全,二者皆能使左心室的血液流动紊乱,对生命构成威胁<sup>[1-2]</sup>。人体主动脉瓣狭窄时会使左心室长期处于超负荷状态,左心室收缩时需心肌克服主动脉瓣狭窄而产生的阻力,为适应长期的超负荷,左心室会产生向心性肥厚,主要特征为呼吸急促、心绞痛以及晕厥等,严重时导致心排量下降,肺动脉出现严重高压,甚至会引起充血性心力衰竭<sup>[3-5]</sup>。Gnyaneshwar

等<sup>[6]</sup>使用主动脉瓣几何精确模型进行动态有限元分析,在完整心动周期内以压力模式输入,材料为非线性弹性模型,分析主动脉瓣表面应力分布,发现利用复杂的动态有限元模型,能够有效分析主动脉瓣几何结构的复杂相互作用。Marom<sup>[7]</sup>介绍了主动脉瓣流固耦合模型的不同数值计算方法,并分析不同方法的利弊,为主动脉瓣与根部的流固耦合、主动脉瓣狭窄等瓣膜疾病的研究提供适合的模型。Siguenza等<sup>[8]</sup>通过实验和数值计算研究了与心脏瓣膜相关复杂流体的相互作用问题,介绍了基于侵入式边界方法的大涡模拟,预测了非稳态流与主动脉瓣之间的流体相互作用,对主动脉瓣的开启与关闭动力学进行了详细的分析,发现实验与模拟整体上具有良好的一致性。Strangio等<sup>[9]</sup>基于超声心动图产生的旋涡,定量评估了主动脉狭窄患者的心内血流动力学,发现与正常受试者相比,主动脉瓣狭窄患者左心室

**【收稿日期】**2022-11-18

**【基金项目】**国家自然科学基金(51966010)

**【作者简介】**强彦,博士,副教授,研究方向:流体测量与控制,E-mail: qiangyan0206@163.com

腔中旋涡面积、旋涡长度、旋涡深度显著增加。Hirokazu等<sup>[10]</sup>使用四维血流心血管磁共振对主动脉瓣狭窄患者的主动脉瓣血液流速、剪切应力等参数进行监测,观察到了主动脉瓣行主动脉瓣置换术时血流动力学的变化,对患者的手术情况作了有效评估。舒强等<sup>[11]</sup>为研究不同剪切力对动脉内皮功能的影响,利用兔腹主动脉狭窄后血流变化特点,建立在同一血管具有层流的高剪切力区和逆流、涡流和停滞的低剪切力区动物模型。李艺等<sup>[12]</sup>对患者手术前后和正常情况下的主动脉进行三维重构以及动力学仿真分析,数值计算发现高流速、高压强及高剪应力区域与升主动脉扩张区域一致,在理想状态下降主动脉处血流流线较手术前后稳定平整,升主动脉内无明显异常高压及高剪应力区域。张颖等<sup>[13]</sup>考察了严重主动脉瓣狭窄患者的主动脉瓣流量与狭窄程度的相关性,发现严重主动脉瓣狭窄患者的主动脉瓣狭窄程度与主动脉瓣流量呈正相关。张建立等<sup>[14]</sup>探讨血流向量成像技术对主动脉瓣狭窄患者左心室心腔内血流动力学的价值,将左心室心腔划分为基底段、中间段以及心尖段,获取了收缩期峰值流量、负向总流量以及峰值流速,通过血流动力学变化为左心室功能障碍提供研究基础。

本研究基于CT断层扫描数据,采用Mimics对左心室进行三维重构,用3-matic进行模型优化,基于UDF宏文件对左心室室壁运动编写程序,采用动网格技术实现左心室内部的血液流动,基于心脏瓣膜结构及病理,分析不同程度主动脉瓣狭窄情况下,左心室内部血液的流动特性。

## 1 左心室动态的建立

### 1.1 左心室静态模型的建立

本文主要研究主动脉瓣狭窄对左心室血流特性的影响,需对左心室以及不同程度狭窄的主动脉瓣进行三维重构。选取Segment中Cardiovascular(心血管)部分,进行CT Heart建模。提取左心室,并在3-matic中进行修剪、包裹、光滑等优化处理<sup>[15-16]</sup>。左心室三维模型如图1所示。

### 1.2 左心室室壁运动的数学建模

**1.2.1 速度分布假设** 研究表明,左心室的运动是收缩与舒张、扭转运动以及缩短与拉伸3种运动方式的合成<sup>[17]</sup>。本文基于心脏解剖学左心室形状及特征,将三维结构模型近似为截断的椭圆体,假设如下:(1)在心脏舒张末期,将此刻左心室的形态简化为一个截断的椭圆体。(2)在左心室壁上任取一点A,其速度为 $V(V_y, V_\theta, V_r)$ 。其中 $V_y$ 为纵向速度, $V_\theta$ 为环向速度, $V_r$ 为径向速度。左心室动态仿真如图2所示,

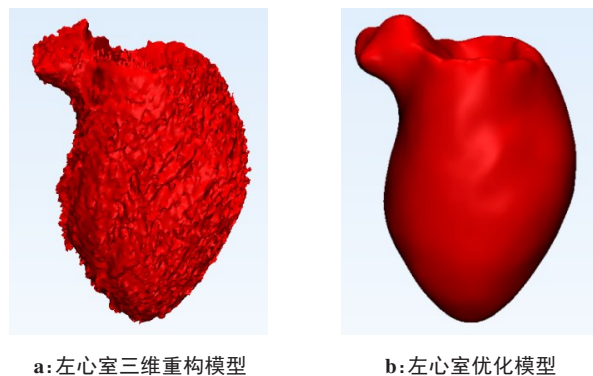


图1 左心室三维模型

Figure 1 3D models of the left ventricle

将左心室分为基底段、中间段以及心尖段。在进行动态仿真时可以假设在心尖段[a, b]区间 $V_\theta = 0$ , A点只有纵向速度 $V_y$ 和径向速度 $V_r$ ,在中间段[b, c]区间 $V_y = 0, V_\theta = 0$ ,即A点只有径向速度 $V_r$ <sup>[18]</sup>。(3)由于左心室靠近流入道和流出道的基底段处的心肌缺乏伸展性及收缩性,因此将左心室基底段假设为固定不动的。

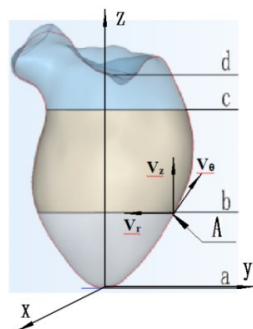


图2 左心室室壁运动仿真区间

Figure 2 Left ventricular wall motion simulation intervals

**1.2.2 室壁运动的建立** 由于心脏壁面变形较为复杂,因此采用控制壁面节点运动的方式。经过分析,左心室壁面收缩扩张的过程,心室收缩期占0.3 s,心室舒张期占0.5 s,可以预先假设壁面是以正弦函数的规律运动的。本文借鉴闫翔宇<sup>[19]</sup>基于心脏动态建模仿真,对左心室室壁各点运动的基本假设,采用正弦函数简化描述左心室的室壁运动。

## 2 左心室动态模型的数值计算

### 2.1 网格划分

本文在对左心室模型进行网格划分时,考虑到左心室计算域的复杂性,以及结构化网格、非结构化网格以及混合网格的优劣,本文选择非结构化网格对左心室的基底段、中间段以及心尖段进行划分<sup>[20]</sup>,

网格划分如图3所示。由于动网格在计算过程中对资源的利用较高,分别划了32.0万、137.6万、324.8万、500.7万网格,计算发现,网格改变对左心室血流特性及运动规律影响较小,故采用324.8万网格进行数值模拟。

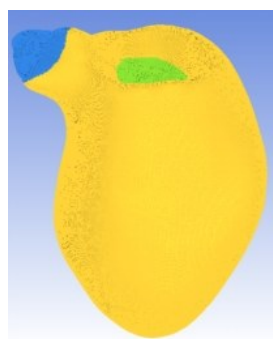


图3 左心室非结构化网格  
Figure 3 Unstructured grid of the left ventricle

## 2.2 左心室动态模型的数值计算方法

**2.2.1 湍流模型** 根据血液的流动特性,血液在左心室的流动属于湍流流动<sup>[21]</sup>。RNG  $\kappa$ - $\varepsilon$ 湍流模型是在标准  $\kappa$ - $\varepsilon$ 模型基础上提出的修正方程,考虑了平均流动中的旋转以及流动过程中的漩涡现象,并在  $\varepsilon$ 方程中增加了一项,反映了主流的时均应变率  $E_{ij}$ ,增加数值模拟的准确性<sup>[22]</sup>。因此在对左心室血液流动的数值模拟过程中,本文选取了RNG  $\kappa$ - $\varepsilon$ 湍流模型。

**2.2.2 血液非牛顿流体模型** 血液的组成成分主要包括血小板、红细胞和白细胞,在对血液进行的过程中表明血液是非牛顿流体。目前血液非牛顿流体的数学模型有很多,典型的主要有 Carreau-Yasuda、Bingham 及 Generalised Power Law Model 模型,根据国内外对血液流动的相关研究可知 Carreau-Yasuda 模型更能体现血液的流动情况<sup>[23]</sup>。因此选该模型作为血液的粘度模型,血液非牛顿流体采用非牛顿幂律模型。血液的粘度模型为:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left[ 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{n-1}{2}} \quad (1)$$

血液非牛顿幂律模型为:

$$\tau = [\mu(s)]s = (k e^{\frac{T_0}{T}} s^{n-1})s \quad (2)$$

式中,  $k$  为幂率因子,单位  $\text{Pa} \cdot \text{s}$ ;  $n$  为幂率常数;  $s$  为幂率参数;  $T$  为温度;  $\mu$  为血液粘度,单位  $\text{Pa} \cdot \text{s}$ ;  $\tau$  为剪切力,单位  $\text{Pa}$ 。且  $\mu_{\infty} = 0.1 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ,  $\mu_0 = 0.0001 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ,  $n = 0.7$ ,  $T_0 = 310 \text{ K}$ ,  $k = 0.01691 \text{ kg} \cdot \text{s}^{n-2} \cdot \text{m}^{-1}$ 。

**2.2.3 左心室的动态模拟边界条件** 心脏在泵血过程中,当左心室收缩时,二尖瓣关闭,随着心室压力增大,主动脉瓣开启,血液泵入主动脉。当左心室舒张

时,二尖瓣打开,血液从左心房泵入左心室,左心室容积变大,主动脉瓣关闭<sup>[24]</sup>。因此血液在左心室的流动属于单向流动,即从二尖瓣处流入,从主动脉瓣处流出。在数值模拟过程中,将二尖瓣与主动脉瓣作为单向阀门,在左心室收缩时,即  $0 \sim 0.3 \text{ s}$  时间段,入口边界二尖瓣处设为 wall,血液由主动脉瓣流出,边界条件设为 pressure-outlet,取  $100 \text{ mmHg}$  作为左心室收缩期主动脉瓣出口处的压强,约  $13000 \text{ Pa}$ 。当左心室舒张时,即  $0.3 \sim 0.8 \text{ s}$  时间段,血液从左心房流入左心室,入口边界二尖瓣处设为 pressure-inlet,取二尖瓣进口处的压强为  $8 \text{ mmHg}$ ,约  $1000 \text{ Pa}$ ,出口主动脉瓣处设为 wall。

## 3 主动脉瓣狭窄对左心室血液流动特性的影响

### 3.1 心动周期

心脏每进行一次收缩和舒张为一个心动周期,收缩期的时间比舒张期的短。当心率增快时,心动周期缩短,其中舒张期缩短更为显著,容易造成心脏疲劳,导致心率失常,易患心力衰竭等疾病。心动周期与心率成反比,即心动周期  $= 60 \text{ s} / \text{心率}$ ,一般正常成年人的心率为  $75 \text{ 次/min}$ <sup>[25]</sup>,因此本文取心动周期为  $0.8 \text{ s}$ ,心动周期如图4所示。

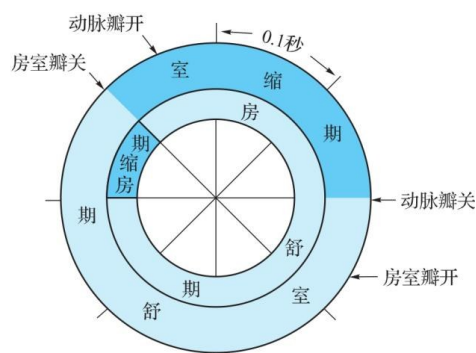


图4 心动周期图  
Figure 4 Cardiac cycle

本文关于主动脉狭窄对左心室内血液流动特性影响的瞬态计算共包含3个心动周期。为分析不同心动周期下血液在左心室内的流场分布,本文在左心室模型内创建中心点、心尖点、进口点和出口点4个定点,监测每个点处的速度与剪切应力随时间的变化。监测点的位置如图5所示。

### 3.2 主动脉瓣狭窄对左心室内流场的影响

本文基于CT断层扫描数据,测量了收缩状态下主动脉瓣开口面积约为  $374.736 \text{ mm}^2$ ,周长约为  $75.76 \text{ mm}$ ,并依次取约  $1/6$ 、 $2/6$ 、 $3/6$ 、 $4/6$ 、 $5/6$ 倍正常开口面积近似模拟不同程度主动脉瓣狭窄,并引入水



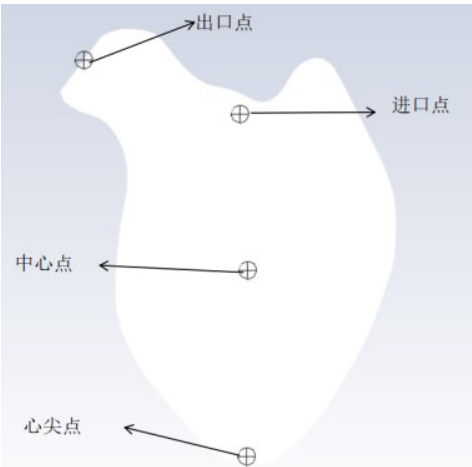


图5 监测点位置  
Figure 5 Monitoring point location

力半径表征主动脉瓣的狭窄程度,即血液流经主动脉瓣的开口面积与血液所湿润的周长之比。利用数值模拟的方法,研究不同程度主动脉瓣狭窄对左心室内部血液流动特性的影响。本文将主动脉瓣狭窄

的简化模拟以接近圆形的形状使开口面积逐渐变小,研究不同程度主动脉瓣开口状态下,左心室内部的流场分布。表1为不同程度主动脉瓣狭窄的开口面积,其中水力半径越小,表示主动脉瓣的狭窄程度越大,其中主动脉瓣狭窄1对应1/6正常开口面积,依次类推。图6为不同程度主动脉瓣狭窄圆形开口的网格,其中蓝色为二尖瓣,橙色为不同程度的开口面积。

表1 不同程度二尖瓣狭窄鱼口状开口面积  
Table 1 Fish mouth-like opening area of mitral stenosis of varying degrees

病变程度	鱼口状开口面积/mm <sup>2</sup>	周长/mm	水力半径/mm
主动脉瓣狭窄1	21.22	17.40	1.22
主动脉瓣狭窄2	44.71	30.85	1.45
主动脉瓣狭窄3	74.76	40.73	1.84
主动脉瓣狭窄4	106.13	45.42	2.34
主动脉瓣狭窄5	164.16	52.26	3.14

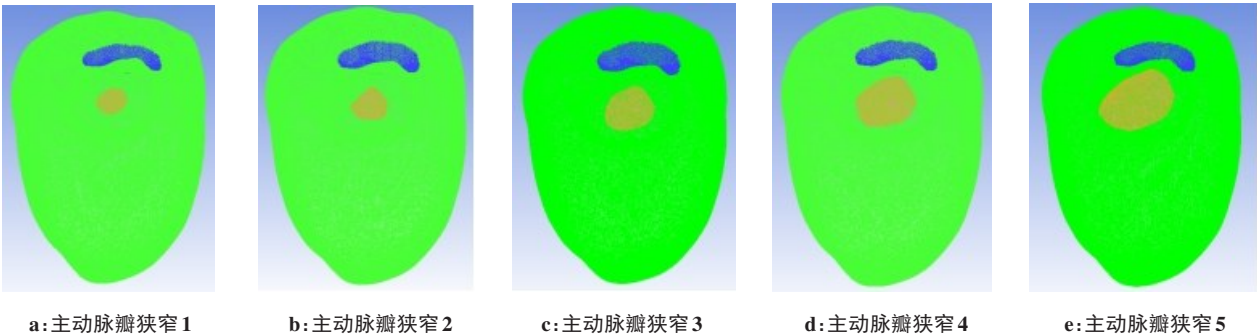


图6 不同程度主动脉瓣狭窄圆形开口网格  
Figure 6 Circular open mesh of aortic stenosis of varying degrees

本节主要研究主动脉瓣狭窄对左心室内部血液流动特性的影响,通过改变主动脉瓣简化模型出口面积的大小来近似模拟主动脉瓣狭窄。在仿真过程中忽略左心房在收缩充盈期对左心室注入的血液,二尖瓣进口处的静脉压保持不变,即8 mmHg,约1 000 Pa。主动脉瓣出口的边界条件仍取主动脉瓣口处的平均压力值,即100 mmHg,约13 000 Pa。由于初始时刻左心室内流场为静止状态,为使流场能够发展充分,在研究主动脉瓣狭窄对左心室内部血液流动的影响时采用第三心动周期的流场进行分析,左心室内部流场图如图7~图10所示。

由不同程度主动脉瓣狭窄下左心室内部流场图可知,在一个完整的心动周期内,由于主动脉瓣圆形出口面积的不同,左心室内部流场发生明显的改变。如图7所示,左心室收缩初期,当出口面积较小时,仅

在出口处出现很小的低压区域,出口面积增大时,出口压力变化明显,并沿着室间隔侧逐渐减小。主动脉瓣狭窄程度较重时,出口处速度流线比较密集,由于受到狭窄时出口阻力的影响,流线在主动脉瓣位置出现一定弯曲,左心室内最大速度主要分布在出口处。随着主动脉瓣开口面积的增大,速度流线的密集度逐渐靠近室间隔侧并变得均匀,靠近出口位置的高速区域随之增大,在右上方室壁处出现较高速区域,此区域随着开口面积的增加逐渐增大,左心室内部低速区域减小,向室间隔侧移动。如图8收缩末期,左心室容积变小,内部血液量减少,出口位置处压力最大,而内部压力减小。当主动脉出口面积最小时,心尖位置出现局部低压,出口处的速度高于左心室内部,并在心尖处存在局部高速区域。随着主动脉瓣开口面积的增大,压力梯度变化明显,从主动

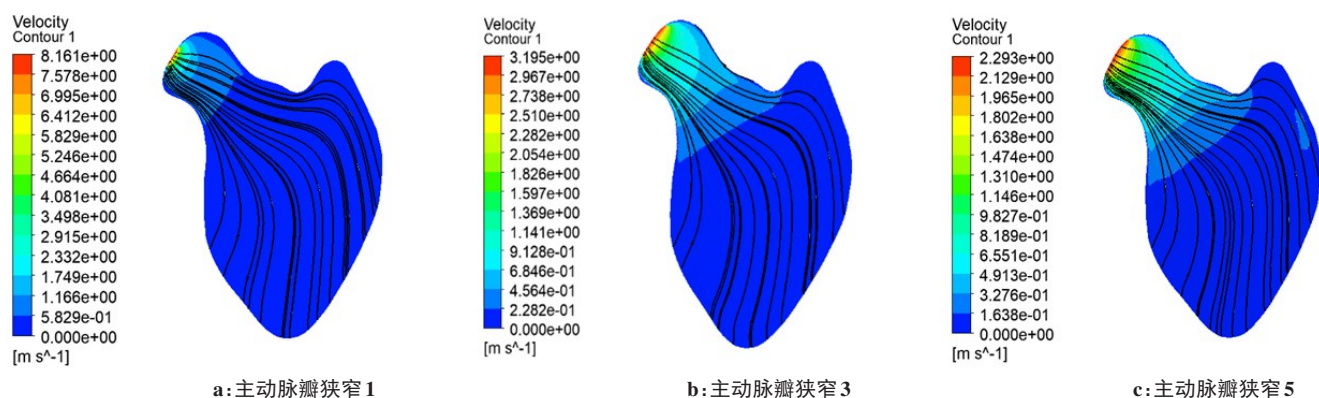


图 7 1/8T时刻不同程度主动脉狭窄下左心室内流场图

Figure 7 Internal flow fields of the left ventricle under different degrees of aortic stenosis at 1/8T

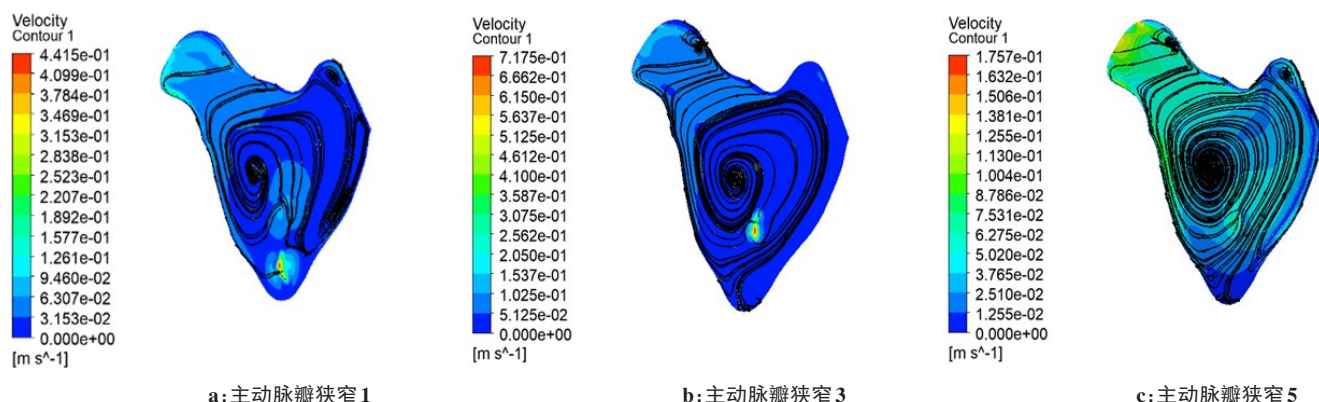


图 8 3/8T时刻不同程度主动脉狭窄下左心室内流场图

Figure 8 Internal flow fields of the left ventricle under different degrees of aortic stenosis at 3/8T

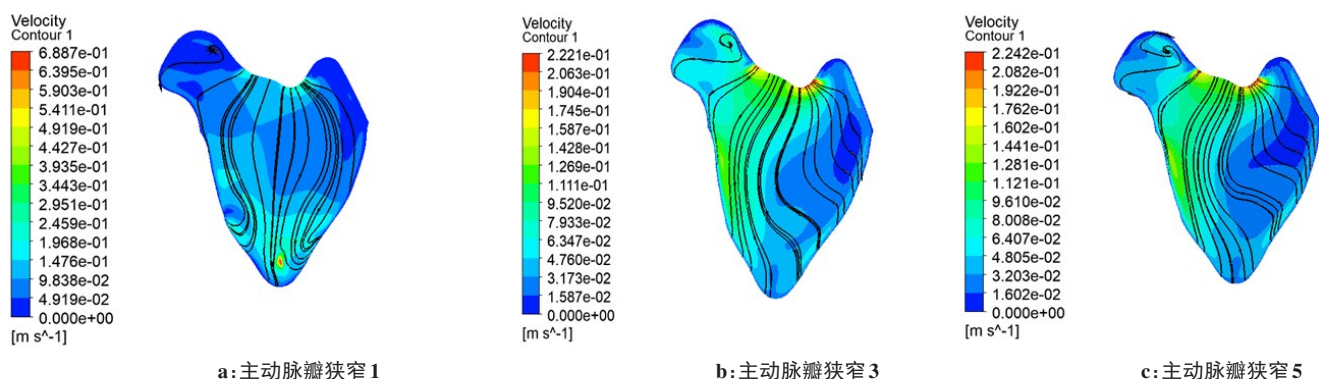


图 9 4/8T时刻不同程度主动脉狭窄下左心室内流场图

Figure 9 Internal flow fields of the left ventricle under different degrees of aortic stenosis at 4/8T

脉瓣出口到心尖处压力依次减小。在主动脉瓣出口附近处的速度逐渐增大,低速区域主要分布于心尖以及室壁位置。收缩末期,左心室内部存有较大的漩涡,并在左心室右上方以及室壁位置出现较小的漩涡。

收缩完成后,主动脉瓣关闭,此时左心室内部血液量最少,心室的容积最小,内部压力最低。由于主动脉瓣在左心室舒张过程中始终处于关闭状态,在

仿真过程中等同于壁面。当出口面积发生变化时,左心室在收缩过程中泵出的血液量不同,留存在心室内的血液量也不相同。左心室舒张初期,二尖瓣处的压力高于其他区域,心尖处压力最小,压力梯度明显,二尖瓣位置处速度最高。当主动脉瓣开口面积最小时,内部速度向两边扩散,心室内部出现大范围低速区域。随着开口面积的增大,靠近室间隔侧的高速区域逐渐变大,右上方室壁处出现低速区并

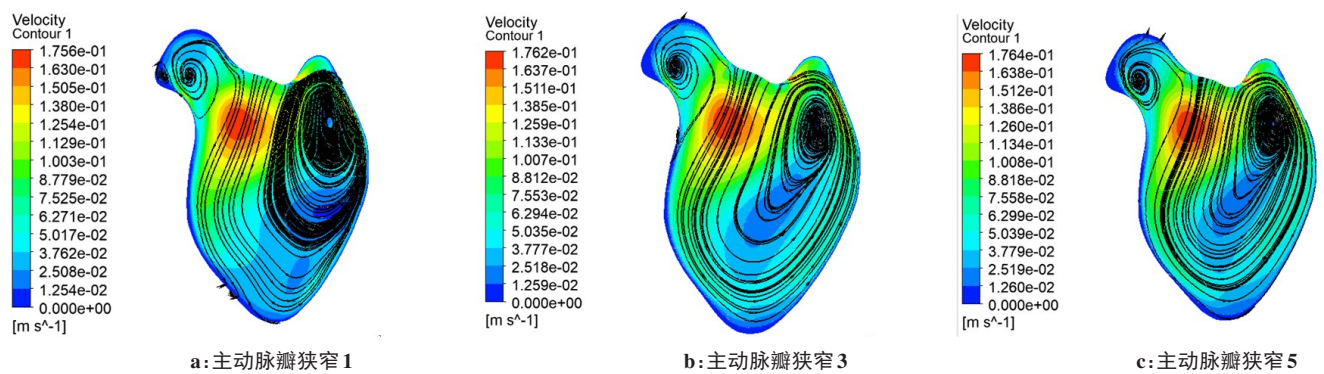


图 10 T时刻不同程度主动脉狭窄下左心室内流场图

Figure 10 Internal flow fields of the left ventricle under different degrees of aortic stenosis at T

随之增大。左心室内速度流线比较均匀,在主动脉瓣处形成少量漩涡。左心室舒张过程中,容积逐渐增大,内部血液量增多,压力升高。左心室基底段出现局部高压区,进口处速度较高,高速区域主要分布于室间隔侧,而主动脉瓣开口程度对心室内部流场的影响较小。当左心室持续舒张时,血液的速度水头进一步转化为压力水头,内部压力持续升高,压力梯度明显。舒张末期,左心室内部流线发生较大改变,出现较大漩涡,主动脉瓣处的漩涡减小,内部

压力增到最大。在基底段靠近室间隔侧出现高速区域,同时左心室内部出现一条较长的低速带。左心室舒张过程中,主动脉瓣狭窄程度并未对内部流场造成较大影响。

为研究连续心动周期过程中主动脉瓣不同狭窄程度对左心室内部血流的影响,本文监测了连续3个心动周期中进口点、中心点、心尖点和出口点处的速度以及剪切应力的变化过程,如图 11 和图 12 所示。

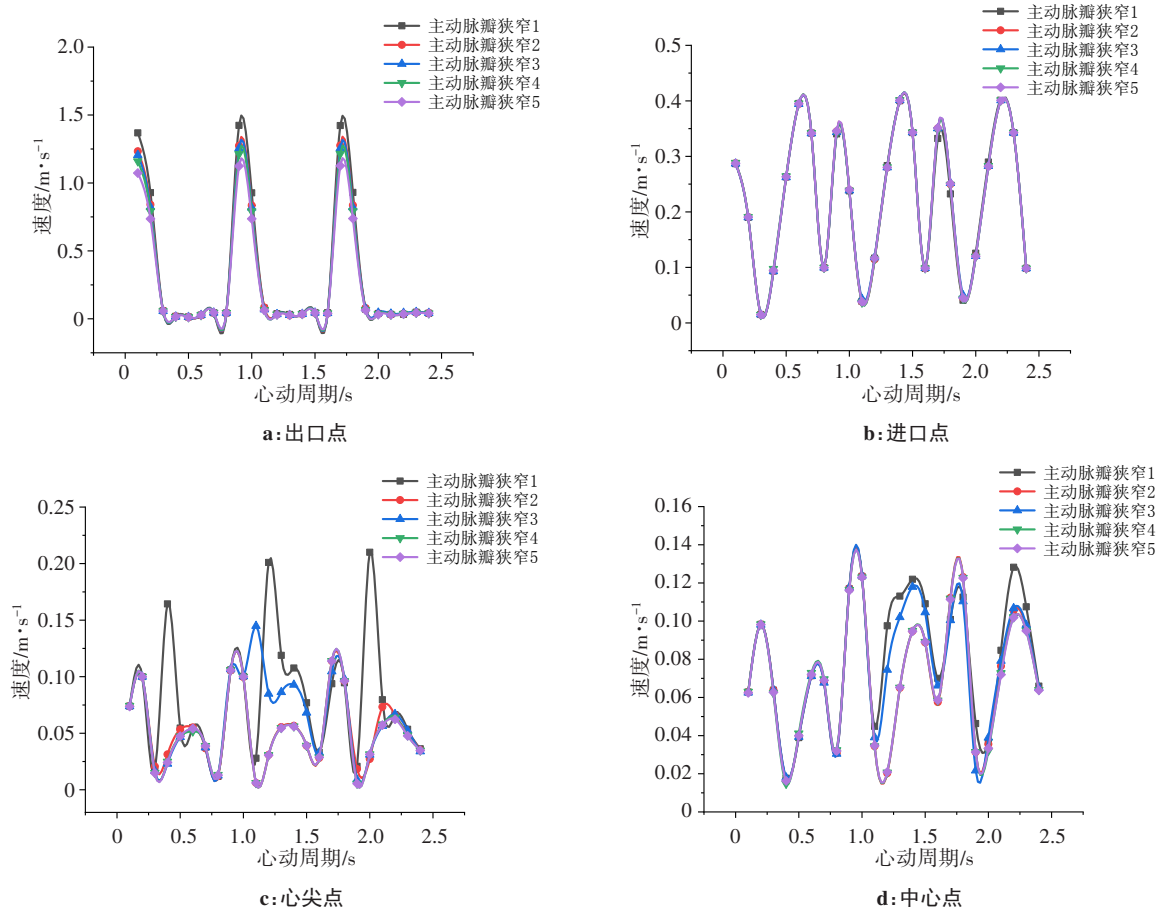


图 11 主动脉瓣狭窄不同监测点速度变化曲线图

Figure 11 Velocity variations at different monitoring points



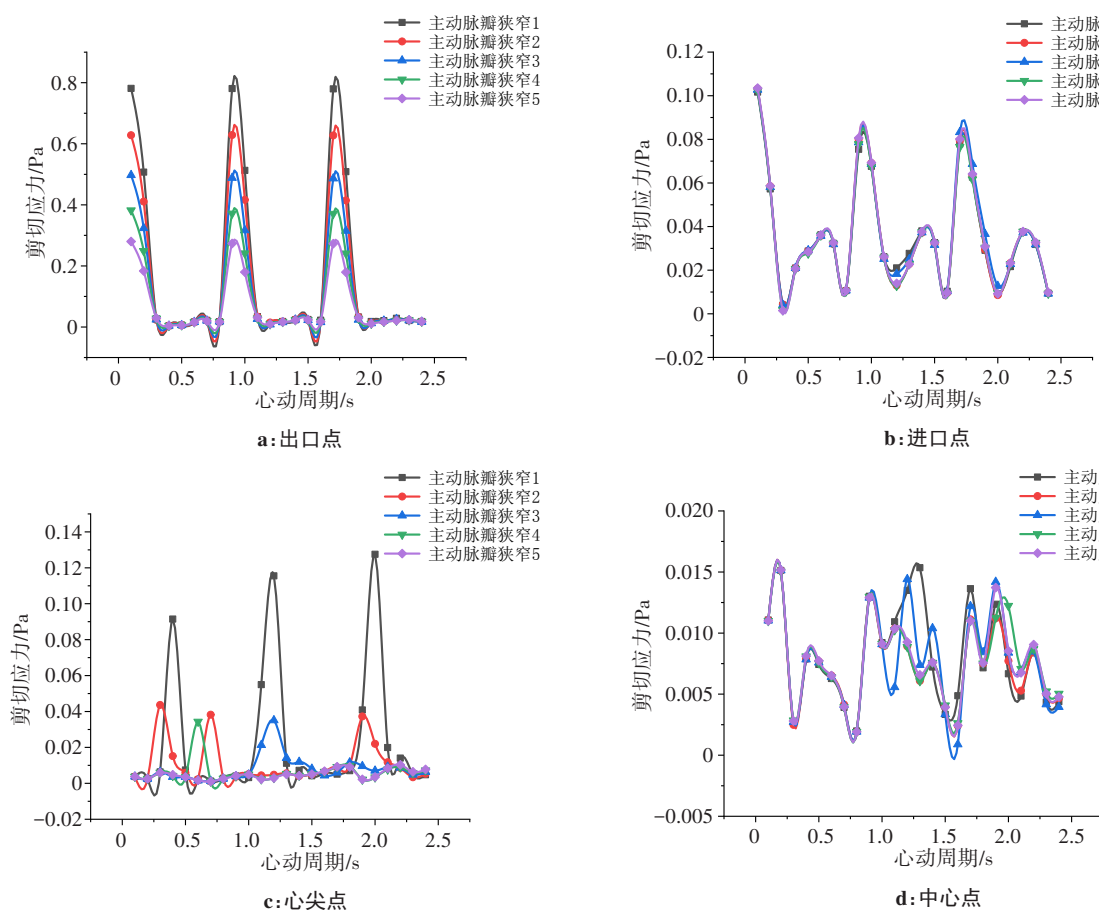


图12 主动脉瓣狭窄不同监测点剪切应力变化曲线图

Figure 12 Shear stress variations at different monitoring points

本节主要研究不同程度主动脉瓣狭窄对左心室内血液流动特性的影响,对比不同监测点处的速度与剪切应力变化曲线图。发现由于初始流场静止,在第一心动周期内各点的变化曲线明显不同于其他周期,不同程度主动脉狭窄对进口点的速度影响较小,而出口处剪切应力存在较大区别。如图11a所示,出口处速度最大,随着左心室的收缩,速度非线性减小,主动脉瓣狭窄的水力半径与速度负相关,当水力半径为1.22 mm时,出口速度为1.45 m/s,当水力半径为3.14 mm时,出口速度为1.25 m/s。舒张期,主动脉瓣关闭,二尖瓣开启,血液由左心房流入左心室,此时左心室容积变大,内部血液积多,不同水力半径出口处速度最小,并在舒张期内基本保持不变。由图12a明显看出,主动脉瓣狭窄对出口处剪切应力的影响较大。左心室收缩时,出口处剪切应力非线性减小,水力半径与剪切应力呈负相关。当水力半径为1.22 mm时,剪切应力为0.81 Pa,当水力半径为3.14 mm时,剪切应力为0.27 Pa。舒张期,主动脉瓣狭窄水力半径对剪切应力的影响较小,出口处剪切应力接近于0。如图11b所示,进口处血液流速明显小于出口流速,当左心室收缩时,进口速度逐渐减小,舒张期整体呈现先增大

后减小的规律,在连续3个心动周期中,不同程度主动脉狭窄对进口处速度影响较小。由图12b可知,左心室射血时进口点处剪切应力较小并非线性减小,最大剪切应力为0.09 Pa,充血时剪切应力呈现先增大后减小的非线性变化规律,最大剪切应力为0.035 Pa,不同程度主动脉瓣狭窄对进口处剪切应力的影响较小。如图11c和图12c所示,收缩期心尖点处的速度随胸腔内血液量的减少而非线性减小,舒张期血液快速射入左心室内,心尖处速度逐渐增大。当内部血液积多,监测点没入血液内部,速度逐渐减小。主动脉瓣狭窄程度较大时,心尖点处速度增大,使其剪切应力升高,当水力半径为1.22 mm时,最大速度为0.22 m/s,当水力半径为3.14 mm时,最大速度为0.14 m/s。水力半径与剪切应力负相关,当水力半径较小时,心尖处剪切应力明显上升,舒张初期剪切应力最大为0.125 Pa。如图11d和图12d所示,左心室收缩时,内部血液量逐渐减少,中心点处速度变化紊乱,整体呈现非线性减小,舒张过程具有先增大后减小的趋势。随着主动脉瓣狭窄程度的加深,中心监测点处的速度逐渐变大,存在的剪切应力较小,不同程度主动脉瓣狭窄对中心点处的剪切应力影响不大。

## 4 结 论

本文采用Mimics建模和动网格技术研究人体主动脉瓣狭窄情况下左心室内血液流动特性,主要研究左心室模型优化与分析、左心室室壁运动建模、主动脉瓣狭窄对左心室血流特性的影响。研究发现左心室泵血时,出口速度最大,随着左心室的收缩,速度非线性减小,舒张期整体呈现先增大后减小的变化规律,进口处血流速度明显小于出口流速。主动脉瓣狭窄的水力半径与速度负相关,出口处,水力半径为1.22 mm时,速度为1.45 m/s;水力半径为3.14 mm时,速度为1.25 m/s。主动脉瓣狭窄对出口处剪切应力的影响较大。左心室收缩时,出口处剪切应力非线性减小,水力半径与剪切应力呈负相关。当水力半径为1.22 mm时,剪切应力为0.81 Pa;当水力半径为3.14 mm时,剪切应力为0.27 Pa。舒张期,主动脉瓣狭窄水力半径对剪切应力的影响较小,出口处剪切应力接近于0。水力半径对心脏内其他点处剪切应力影响较小。

## 【参考文献】

- [1] 师瑞,周晓莉. 钙化性主动脉瓣疾病的研究进展[J]. 心血管病学进展, 2018, 39(5): 742-746.  
Shi R, Zhou XL. Research progress in calcified aortic valve disease[J]. Advances in Cardiovascular Diseases, 2018, 39(5): 742-746.
- [2] 申泽雪,李树仁. 主动脉瓣疾病的影像学评价[J]. 临床心血管病杂志, 2020, 36(7): 668-672.  
Shen ZX, Li SR. Imaging evaluation of aortic valve disease[J]. Journal of Clinical Cardiology, 2020, 36(7): 668-672.
- [3] 王楠,韩庆奇,徐洪涛,等. 模拟主动脉瓣狭窄血流动力学研究进展[J]. 中国医学影像技术, 2023, 39(1): 122-125.  
Wang N, Han QQ, Xu HT, et al. Advances in hemodynamics of simulated aortic stenosis[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2023, 39(1): 122-125.
- [4] 冷俊杰,吴士礼. 经导管主动脉瓣置换术治疗老年重度主动脉瓣狭窄研究进展[J]. 齐齐哈尔医学院学报, 2022, 43(20): 1963-1968.  
Leng JJ, Wu SL. Research progress of transcatheter aortic valve replacement for patients with severe aortic stenosis[J]. Journal of Qiqihar Medical College, 2022, 43(20): 1963-1968.
- [5] 韩康宁,马晓腾,杜保,等. 中国人群主动脉瓣狭窄的特点[J]. 心肺血管病杂志, 2021, 40(9): 990-991.  
Han KN, Ma XT, Du Y, et al. Characteristics of aortic stenosis in Chinese population[J]. Journal of Cardiovascular and Pulmonary Diseases, 2021, 40(9): 990-991.
- [6] Gnyaneshwar R, Kumar RK, Balakrishnan KR. Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model[J]. Ann Thorac Surg, 2002, 73(4): 1122-1129.
- [7] Marom G. Numerical methods for fluid-structure interaction models of aortic valves[J]. Arch Comput Method E, 2015, 22(4): 595-620.
- [8] Siguenza J, Pott D, Mendez S, et al. Fluid-structure interaction of a pulsatile flow with an aortic valve model: a combined experimental and numerical study[J]. Commun Numer Meth En, 2018, 34(4): e2945.1-e2945.19.
- [9] Strangio A, Sabatino J, Leo I, et al. Assessment of intracardiac flow dynamics for the evaluation of patients with aortic stenosis[J]. Eur Heart J, 2021, 42(1): 27-30.
- [10] Hirokazu K, Kiwamu K, Toshiyuki N, et al. Blood flow dynamics with four-dimensional flow cardiovascular magnetic resonance in patients with aortic stenosis before and after transcatheter aortic valve replacement[J]. J Cardiovasc Magn R, 2021, 23(1): 23-81.
- [11] 舒强,金鑫,凌光烈. 兔腹主动脉手术狭窄后的血液动力学分析[J]. 中国生物医学工程学报, 2002, 2(2): 190-192.  
Shu Q, Jin X, Ling GL. Hemodynamic analysis of rabbit abdominal aorta after surgical stenosis[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2002, 2(2): 190-192.
- [12] 李艺,陶凉,周宏,等. 计算流体力学在主动脉根部重建手术中的应用[J]. 中国胸心血管外科临床杂志, 2021, 28(12): 1482-1487.  
Li Y, Tao L, Zhou H, et al. Application of computational fluid dynamics in aortic root reconstruction[J]. Chinese Journal of Thoracic Cardiovascular Surgery, 2021, 28(12): 1482-1487.
- [13] 张颖,王博静,王敏,等. 严重主动脉瓣狭窄患者主动脉瓣流量、狭窄程度与全身耗氧量的相关性研究[J]. 河北医药, 2022, 44(5): 708-711.  
Zhang Y, Wang BJ, Wang M, et al. Study on the correlation between aortic valve flow, stenosis degree and systemic oxygen consumption in patients with severe aortic stenosis[J]. Hebei Medical Journal, 2022, 44(5): 708-711.
- [14] 张建立,王新楼,洪云飞. 血流向量成像技术定量观察主动脉瓣狭窄患者左心室心腔内血流动力学的价值[J]. 心脏杂志, 2022, 34(1): 59-62.  
Zhang JL, Wang XL, Hong YF. Quantitative observation of left ventricular intracardiac hemodynamics in patients with aortic stenosis by flow vector imaging[J]. Heart Journal, 2022, 34(1): 59-62.
- [15] 王娇,刘洋,张晓玲,等. Mimics软件在医学图像三维重建中的应用[J]. 医疗卫生装备, 2015, 36(2): 115-118.  
Wang J, Liu Y, Zhang XL, et al. Application of Mimics software in 3D reconstruction of medical image[J]. Medical and Health Equipment, 2015, 36(2): 115-118.
- [16] Li XL. Reconstructing a bone finite element model of human thoracolumbar spine based on CT images by using Mimics software[J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2009, 13(39): 7619-7622.
- [17] 章晨,孙寅光. 二维应变方法对左心室心肌机械运动特性的观察[J]. 临床荟萃, 2012, 27(4): 284-288.  
Zhang C, Sun YG. Study on the mechanical characteristics of leftventricular myocardium by two-dimensional strain method[J]. Clinical Focus, 2012, 27(4): 284-288.
- [18] 徐宏亮. 左心室室壁运动的仿真研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2003.  
Xu HL. Simulation study of left ventricular wall motion[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2003.
- [19] 闫翔宇. 心脏动态建模仿真与模拟装置研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2011.  
Yan YY. Research on cardiac dynamic modeling, simulation and simulation device[D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2011.
- [20] 高歌,闫文辉,吴俊宏,等. 计算流体力学典型算法与算例[M]. 北京: 机械工业出版社, 2015.  
Gao G, Yan WH, Wu JH, et al. Typical algorithms and examples of computational fluid dynamics[M]. Beijing: China Machine Press, 2015.
- [21] 余亚杰,王妍,许松林. 血管中血液和血栓两相流动的CFD模拟[J]. 高校化学工程学报, 2015, 29(4): 992-996.  
Yu YJ, Wang Y, Xu SL. CFD simulation of two-phase flow of blood and thrombus in a vessel[J]. Journal of Chemical Engineering of Chinese Universities, 2015, 29(4): 992-996.
- [22] 张兆顺,崔桂香,许春晓. 湍流理论与模拟[M]. 北京: 清华大学出版社, 2005.  
Zhang ZS, Cui GX, Xu CX. Turbulence theory and simulation[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2005.
- [23] Tian FB, Zhu LD, Fok PW, et al. Simulation of a pulsatile non-Newtonian flow past a stenosed 2D artery with atherosclerosis[J]. Comput Biol Med, 2013, 43(9): 1098-1113.
- [24] 刘毅,邓丽,曹勇. 计算流体力学在主动脉瓣狭窄中的应用及研究进展[J]. 中国医学工程, 2022, 30(11): 52-56.  
Liu Y, Deng L, Cao Y. Application and research progress of computational fluid dynamics in aortic stenosis[J]. China Medical Engineering, 2022, 30(11): 52-56.
- [25] 杨桂染,周晓隆. 生理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2016.  
Yang GR, Zhou XL. Physiology[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2016.

(编辑:陈丽霞)