

## 主动脉出口血压对左心室血流特性的影响

李仁年<sup>1</sup>, 李志雄<sup>1</sup>, 韩伟<sup>1</sup>, 冯慧敏<sup>1</sup>, 郝英剑<sup>1</sup>, 任嘉乐<sup>1</sup>, 强彦<sup>1,2</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】**采用Mimics对心脏进行三维重构,用3-matic进行模型优化以及模型误差分析,对左心室室壁运动做速度分布假设,基于UDF宏文件对左心室室壁运动编写程序,将血液视为非牛顿流体,采用动网格技术研究不同血压对左心室血流流动的影响。模拟发现当左心室收缩时,压力梯度明显,内部压力减小。当左心室舒张时,内部压力逐渐增高。二尖瓣口处的速率先增大后减小。血压升高,左心室内剪切应力持续增大,极易破坏红细胞结构,产生溶血现象,导致心脏功能紊乱。

**【关键词】**心脏;左心室;血压;动网格;血流特性

**【中图分类号】**R318;Q811.6

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2022)12-1550-08

## Effects of aortic outlet blood pressure on left ventricular blood flow characteristics

LI Rennian<sup>1</sup>, LI Zhixiong<sup>1</sup>, HAN Wei<sup>1</sup>, FENG Huimin<sup>1</sup>, HAO Yingjian<sup>1</sup>, REN Jiale<sup>1</sup>, QIANG Yan<sup>1,2</sup>

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

**Abstract:** Mimics is used for the 3D reconstruction of the heart, and 3-matic for model optimization and model error analysis. A velocity distribution assumption is made for the left ventricular wall motion, and the left ventricular wall motion is programmed based on the UDF macro file. The blood is regarded as a non-Newtonian fluid, and the effects of different blood pressures on left ventricular blood flow characteristics are analyzed with dynamic grid technique. The simulation results show that when the left ventricle contracts, there are obvious pressure gradient and decreasing internal pressure; and that when the left ventricle relaxes, the internal pressure gradually increases. The velocity at the mitral valve orifice increases first and then decreases. With the elevation of blood pressure, the shear stress in the left ventricle continues to increase, which can easily destroy the structure of red blood cells, causing hemolysis and leading to cardiac dysfunctions.

**Keywords:** heart; left ventricle; blood pressure; dynamic grid; blood flow characteristic

### 前言

体循环动脉血压简称为血压,是血液在血管内循环时对血管壁施加的压力,也是血液在血管内循环的驱动力。正常血压是身体内所有器官正常工作的前提,需各种因素共同调节,维持人体的新陈代谢。血压过高或过低均会危害人的身体健康,血压消失时人体已失去生命特征。血压的正常直接关系到人的生命安全<sup>[1-2]</sup>。因此,关于在不同血压影响下

的血流特性研究在现代医学领域中极其重要。Sagawa等<sup>[3]</sup>通过收缩期结束时心室剩余的血液量与当时心室压力的关系,表述了左心室的收缩状态,并绘制了压力容积曲线。Kubicek等<sup>[4]</sup>通过测定心动周期内胸部电阻抗的变化进而判定心脏血流动力状态,这种方法能够有效反映出心脏射血功能的相关指数,对研究心脏内血压的变化有着重大意义。Voss等<sup>[5]</sup>设计了一种用于控制多输入/多输出生理系统的自适应算法,该算法通过计算机注射药物有效控制了心脏的平均动脉压和心输出量,在临床上具有一定的可行性。Doost等<sup>[6]</sup>设计了结合计算流体力学和医学成像工具的CFD(IB-CFD)计算方法,提供可靠的血流动力学参数,广泛应用于心血管功能评估。Khalafvand<sup>[7]</sup>等通过对正常人和心肌梗死患者的核磁共振结果进行切割分析,以此建立了Ansys计算所需的左心室模型,并对此模型进行仿真分析,结果发

**【收稿日期】**2022-07-06

**【基金项目】**国家自然科学基金(51966010)

**【作者简介】**李仁年,博士,教授,研究方向:流体机械及工程, E-mail: lirn@lut.edu.cn

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

现,正常人的血压明显大于心肌梗死患者的血压,并且心肌梗死患者左心室内血流速度也明显小于正常人血流速度。Zheng等<sup>[8]</sup>通过对正常和病变左心室进行仿真分析,对左心室的运动过程进行模拟,发现左心室内存在一个倾斜的漩涡,对涡动力起主导作用,而对于病变的左心室分析,持续的复杂漩涡对血压和血流均产生了巨大影响。

朱玉云等<sup>[9]</sup>建立了血压调节的数学模型,重点研究了由于血压变化引起的动脉血管顺应性变化的生理反馈调节机制,使用这个数学模型,血压的有限振幅波动被抑制了。丁佳慧等<sup>[10]</sup>在血流动力学研究过程中,详细说明了胸阻抗法,其原理是随着心脏的舒张和收缩,电流通过胸部的阻抗随着血管内血液流动的变化而变化,从而通过计算测量得到心脏血压等参数,是一种简单方便、无创的血流动力学监测方法。王翔<sup>[11]</sup>通过对697例高血压患者升主动脉内径进行测量分析,发现长期的高血压改变了主动脉根部的结构,导致血管受到的阻力变大,进而导致主动脉的负荷增加,使得从左心室流出的血液不能很好地运送到各个器官,最终导致了主动脉的扩张。

本研究采用Mimics对心脏进行三维重构,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,采用动网格技术对左心室的血液流动进行数值模拟。基于心脏瓣膜结构及病理,分析不同主动脉瓣出口压力下,左心室内部血液的流动特性。

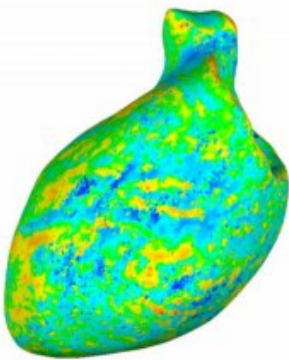
1 左心室动态模型的建立

1.1 左心室静态模型的建立

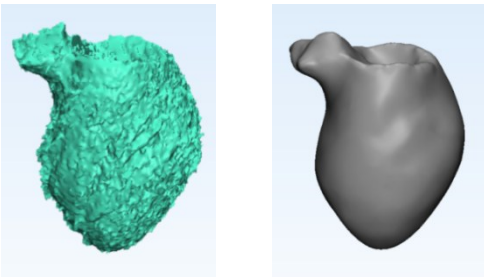
本文主要研究二尖瓣狭窄对左心室血流特性的影响,需对左心室进行三维重构。选取Segment中Cardiovascular(心血管)部分进行CT Heart建模,提取左心室,并在3-matic中进行修剪、包裹、光滑等优化处理。左心室模型如图1所示。

1.2 模型误差分析

本文在研究左心室的血液流动时,其模型是将CT数据通过Mimics软件进行三维重构,该软件重构的模型是由三角面片合并而成,表面极为粗糙,无法直接进行数值计算<sup>[12-13]</sup>。因此需3-matic对左心室模型进行优化处



理,由于原模型是依据CT数据重构而成,较真实地反映了人体左心室的基本结构,而对模型优化处理之后,与原模型存在一定的误差。本文主要运用三维检测工具将两个模型的数据进行比对、检测及分析,得到模型之间的误差。对模型误差分析时,将扫描数据与参考数据进行转化对齐,得到初始匹配数据,再进行最优拟合对齐,使两个模型匹配达到最优状态,此时整体的偏差比较均匀。同时对模型进行3D色谱分析,如图2所示,红色表示三维重构模型凸出到优化模型之外的尺寸,颜色越深表示凸出尺寸越大;蓝色表示三维重构模型凹进到优化模型之内的尺寸,颜色越深表示凹进的尺寸越大。在参考数据上显示两者数据之间的偏差,并以色彩的形式显示。



a: 左心室三维重构模型      b: 左心室优化模型

图1 左心室三维模型

Figure 1 Three-dimensional model of the left ventricle

由图2可知优化模型与原模型的偏差区间在[-4.00, -1.66)的占比为8.71%,偏差区间在[-1.66, 0.88)的占比为79.91%,偏差区间在[0.88, 4.00]的占比为10.08%,不在偏差区间的占比为1.29%。因此在两个模型偏差过程中,发现偏差在[-1.66, 0.88)内占比约为80%,而偏差越大占比越小,超过[-4.00, 4.00]的偏差占比约1.3%。由分析可知,优化后的模型与原模型的偏差相差较小,可以用优化后的模型模拟左心室内部的血液流动。

大于等于最小值	大于最大值	数目	占比
-4.000000000	-3.220000000	1004	2.037006979
-3.220000000	-2.440000000	1182	2.398149651
-2.440000000	-1.660000000	2108	4.276903100
-1.660000000	-0.880000000	5145	10.438646324
-0.880000000	-0.100000000	16701	33.884515501
-0.100000000	0.100000000	5657	11.477438727
0.100000000	0.880000000	11886	24.115403344
0.880000000	1.660000000	3195	6.482308067
1.660000000	2.44	1062	2.154682681
2.440000000	3.22	423	0.858221068
3.220000000	4.00	289	0.586349619
<-4.0	117	0.237380295	
≥4.0	519	1.052994644	

图2 左心室原模型与优化模型的误差分析

Figure 2 Error analysis of the left ventricular protomodel and the optimal model

### 1.3 左心室室壁运动的数学建模

**1.3.1 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>[14]</sup>。在整个心动周期过程中,左心室的形态变化是连续的,根据心脏解剖学所看到的左心室形状及特征,其三维结构模型相似于截断的椭圆柱体,在本次研究中做以下假设:(1)在心脏舒张末期即心动周期开始时,将此刻左心室的形态简化为一个截断的椭圆柱体,其几何数学模型为:

$$\frac{x^2}{b^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{a^2} = 1, z < \frac{2}{3}a \quad (1)$$

其中, $b$ 为舒张末期由超声心动图测出的短轴长度, $a$ 为舒张末期左心室长轴长度。(2)在左心室壁上任取一点A,其速度为 $V(V_z, V_\theta, V_r)$ 。其中 $V_z$ 为纵向速度, $V_\theta$ 为环向速度, $V_r$ 为径向速度<sup>[15]</sup>。在进行左心室动态仿真时,如图3所示,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 $V_z$ 和径向速度 $V_r$ ,在中间段 $[b, c)$ 区间 $V_z = 0, V_\theta = 0$ ,即A点只有径向速度 $V_r$ 。(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,因此在本次研究中假设左心室基底段是固定不动的。

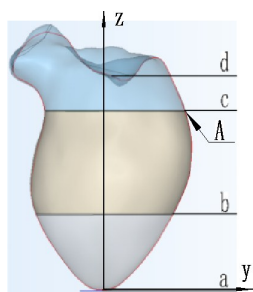


图3 左心室室壁运动仿真区间

Figure 3 Left ventricular wall motion simulation intervals

**1.3.2 室壁运动模型的建立** 由于心脏壁面形状相对复杂,因此采用控制壁面节点运动的方式;通过分析,左心室壁面的运动,收缩舒张的过程,可以预先假设壁面是以正弦函数的规律运动的,由于在一个心动周期内,心室收缩期占0.3 s,心室舒张期占0.5 s,所以假设壁面收缩函数为<sup>[16]</sup>:壁面是收缩时,此时函数是 $0.5\sin((10\pi/3) \times (t + 0.15))$ ;壁面是扩张时,此时函数是 $0.5\sin((2\pi) \times (t - 0.55))$ 。

## 2 左心室动态模型的数值计算

### 2.1 网格划分

根据网格的形状以及存储数据结构,网格主要划分为结构化网格、非结构化网格以及混合网格3

种<sup>[17]</sup>。考虑到左心室计算域的复杂性,以及综合考虑结构化网格、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,网格划分如图4所示。

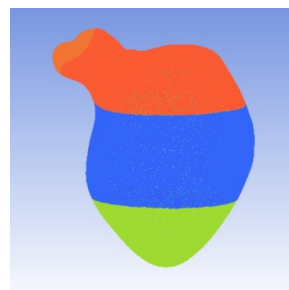


图4 左心室的网格图

Figure 4 Grid diagram 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** 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 $\varepsilon$ 方程中增加一项,反映主流的时均应变率 $E_{ij}$ ,增加数值模拟的准确性<sup>[18]</sup>。因此在对左心室血液流动的数值模拟过程中,本文选取RNG  $\kappa$ - $\varepsilon$ 湍流模型,控制方程如下<sup>[19]</sup>:

$\kappa$ 方程:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho u_i k) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \alpha_k \mu_{\text{eff}} \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + \rho \varepsilon \quad (2)$$

$\varepsilon$ 方程:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho u_i \varepsilon) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \alpha_\varepsilon \mu_{\text{eff}} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + \frac{G_{1\varepsilon}^*}{k} G_k - G_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (3)$$

$\mu_{\text{eff}}$ 为有效粘性系数,其中:

$$\mu_{\text{eff}} = \mu + \mu_t \quad (4)$$

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (5)$$

$$C_\mu = 0.0845, \alpha_k = \alpha_\varepsilon = 1.39$$

$$C_{1\varepsilon}^* = C_{1\varepsilon} - \frac{\eta(1 - \eta/\eta_0)}{1 + \beta\eta^3} \quad (6)$$

$$C_{1\varepsilon} = 1.42, C_{2\varepsilon} = 1.68 \quad (7)$$

$$\eta = (2E_{ij} \cdot E_{ij})^{1/2} \frac{k}{\varepsilon}$$

$$E_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (8)$$

$$\eta_0 = 4.377, \beta = 0.012$$

其中, $\mu$ 为分子粘性系数, $\mu_t$ 为湍流粘性系数, $C_\mu$ 为经验系数, $\alpha_k$ 和 $\alpha_\varepsilon$ 分别是 $k$ 和 $\varepsilon$ 有效普朗特数的倒数。

**2.2.2 瞬态问题的PISO算法** PISO是指压力的隐式算子分割算法,与SIMPLE、SIMPLEC算法的区别在于:SIMPLE与SIMPLEC算法是两步算法,包含一步预测和一步修正,而PISO算法包含一个预测步与两

个修正步,目的是更好地满足动量守恒方程以及连续性方程。PISO算法使用了预测—修正—再修正的3步算法,因此加快了迭代的收敛速度<sup>[20-21]</sup>。

本研究选用基于压力基求解器处理左心室内低速不可压缩的血液流动问题,由于左心室内存在着大量扭曲的网格结构以及左心室内的血液流动属于瞬态问题,故选用PISO分离式求解方法和Green-Gauss Node-Based梯度计算方法。由于血液从二尖瓣流入左心室再到从主动脉瓣流出的过程中会产生一定的漩涡,需选用PRESTO压强插值方式。

**2.2.3 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,在对血液进行研究的过程中表明血液是非牛顿流体<sup>[22]</sup>。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<sup>[24]</sup>。

血液的粘度模型为:

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

(9)

血液非牛顿幂律模型为:

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

(10)

其中,k为幂率因子,单位Pa·s;n为幂率常数;s为幂率参数;T为温度;μ为血液粘度,单位Pa·s;τ为剪切力,单位Pa。且μ<sub>∞</sub>=0.1Pa·s,μ<sub>0</sub>=0.0001Pa·s,n=0.7,T<sub>0</sub>=310K,k=0.01691kg·s<sup>n-2</sup>·m<sup>-1</sup>。

**2.2.4 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,主动脉瓣开启,血液从左心室泵入主动脉。当左心室舒张时,二尖瓣打开,左心房压力增大,血液从左心房泵入左心室,主动脉瓣关闭。因此血液在左心室内从二尖瓣处流入,从主动脉瓣处流出的单向流动。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,入口边界二尖瓣处设为wall,血液由主动脉瓣处流出,边界条件设为pressure-outlet,取100mmHg作为左心室收缩期主动脉瓣出口处的压强,约13000Pa。当左心室舒张时,血液通

过二尖瓣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8mmHg,约1000Pa,出口主动脉瓣处设为wall。

3 不同血压对左心室血液流动特性的影响

本文关于左心室内部血液流动特性的瞬态计算共包含心脏搏动过程中的3个心动周期。为分析左心室在不同周期下收缩和舒张的过程中,血液在左心室内的流场分布,本文以心尖为坐标原点,经左心室长轴创建yz中心特征截面,其中x=0,该平面过心尖点并平分二尖瓣与主动脉瓣,如图5所示。

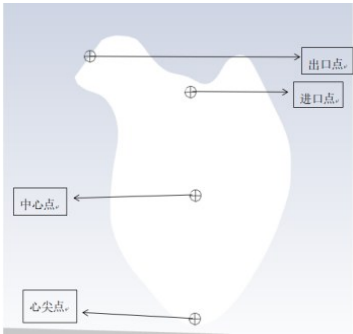


图5 中心截面以及监测点位置  
Figure 5 Central section and monitoring points

高血压是指动脉血压持续过高的疾病,通常会引起头晕、头痛、心悸等症状<sup>[25]</sup>,而低血压是指在体循环过程中动脉压力低于正常血压的状态。表1为正常成年人不同情况下的血压范围。本文研究血压对左心室血流特性的影响,由于不考虑左心房收缩充盈期对心室注血的影响,二尖瓣处的静脉血压保持不变,即8mmHg,约1000Pa。因此通过改变主动脉瓣口处压强的大小来研究血压对左心室血流特性的影响,低血压时取平均主动脉压力为50mmHg,即6500Pa;正常血压取平均主动脉压力为100mmHg,即13000Pa;轻微高血压取平均主动脉压力为120mmHg,即15600Pa;严重高血压取平均主动脉压力为150mmHg,即19500Pa。在第三心动周期中,主动脉瓣口在不同压强下的左心室内流场分析如图6~图11所示。

表1 正常成年人不同血压范围  
Table 1 Different blood pressure ranges in normal adults

不同情况下的血压	低血压	正常血压	轻微高血压	严重高血压
主动脉收缩期压力峰值/mmHg	60	120	140~159	180~209
主动脉舒张期压力峰值/mmHg	40	80	90~99	110~119
平均主动脉压力/mmHg	50	100	115~129	145~154

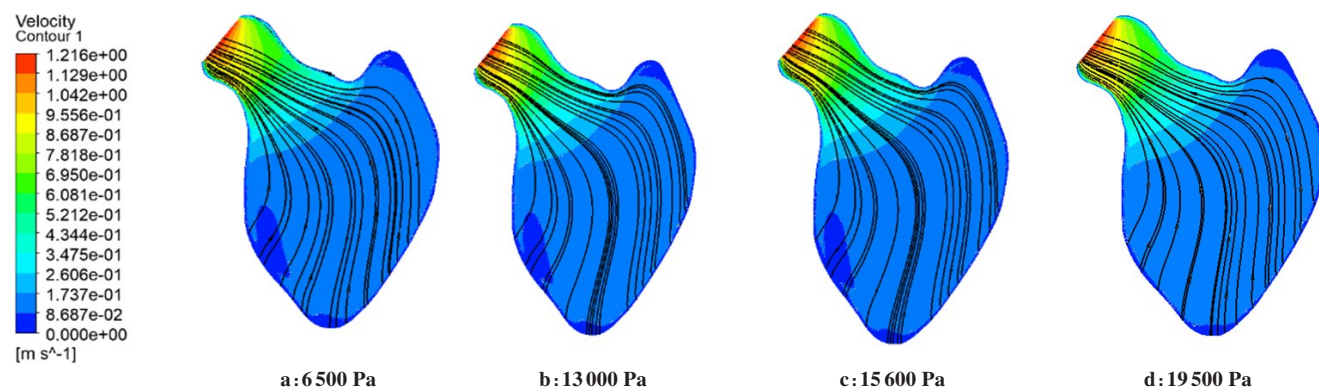


图 6 0.1 s 左心室速度云图

Figure 6 Left ventricular velocity cloud images of 0.1 s

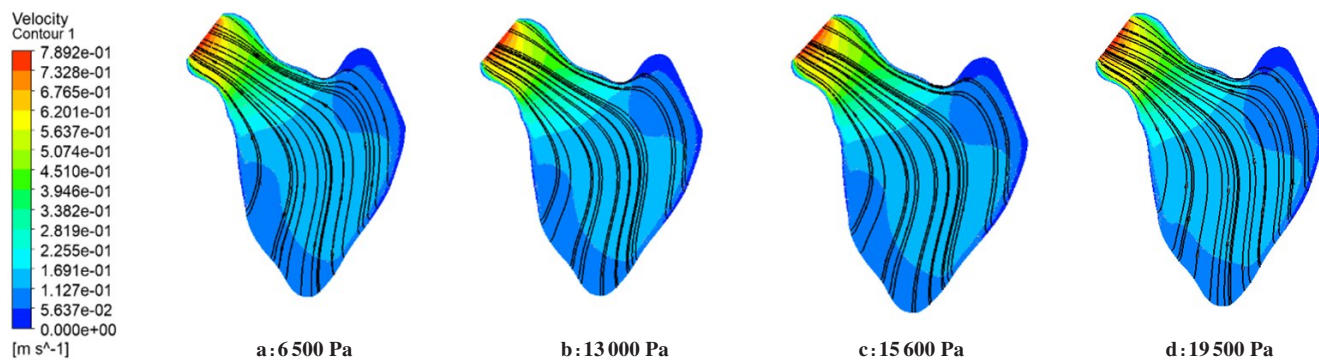


图 7 0.2 s 左心室速度云图

Figure 7 Left ventricular velocity cloud images of 0.2 s

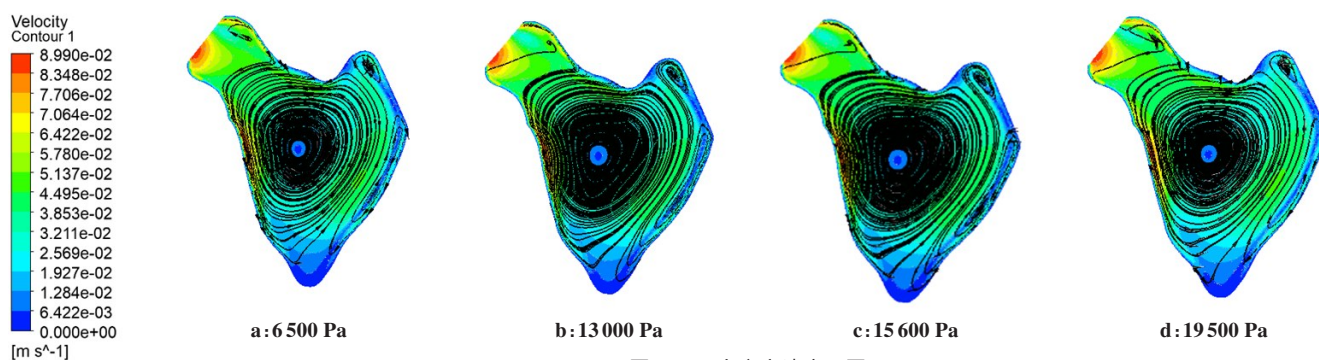


图 8 0.3 s 左心室速度云图

Figure 8 Left ventricular velocity cloud images of 0.3 s

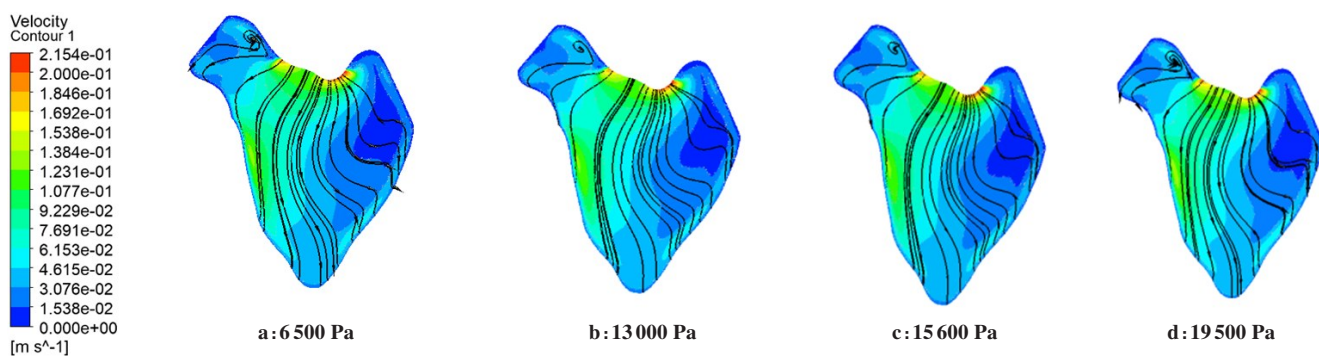


图 9 0.4 s 左心室速度云图

Figure 9 Left ventricular velocity cloud images of 0.4 s

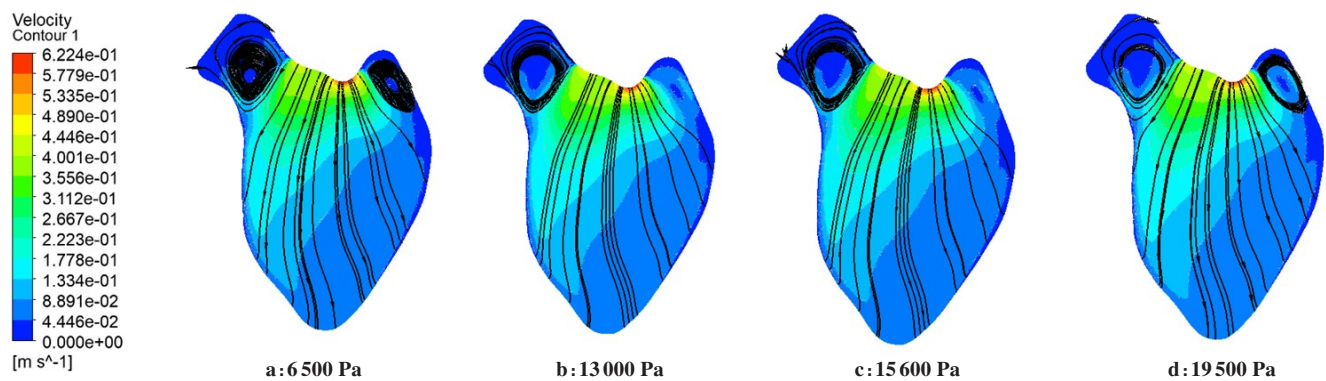


图10 0.6 s左心室速度云图

Figure 10 Left ventricular velocity cloud images of 0.6 s

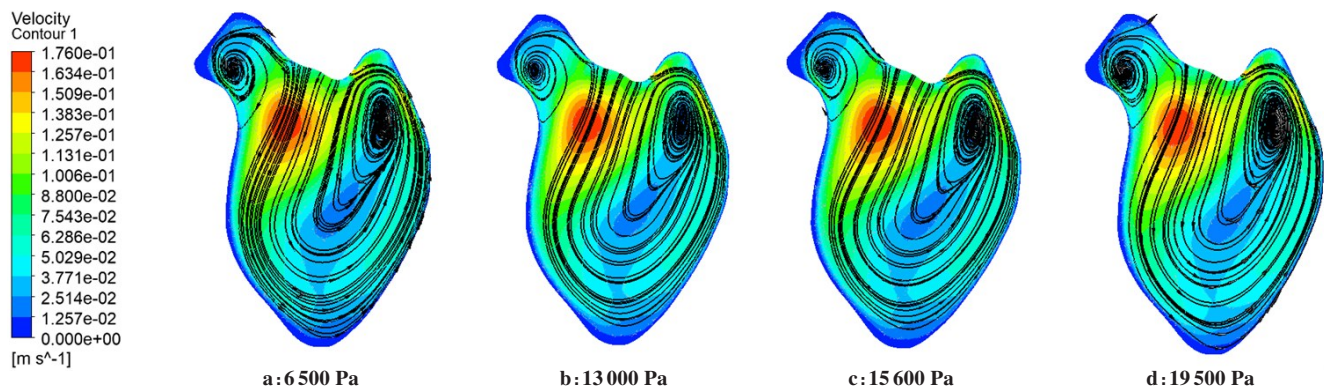


图11 0.8 s左心室速度云图

Figure 11 Left ventricular velocity cloud images of 0.8 s

本文在左心室的模拟过程中,考虑了血液流动过程中重力的影响,取重力加速度为 $9.81\text{m/s}^2$ 。由左心室内流场仿真结果可以看出,收缩初期,压力从左心室内向出口处逐渐减小,在出口处速度流线集中于靠近室间隔一侧,压力较小。收缩过程中,左心室容积减小,内部压力逐渐减小,主动脉瓣出口处靠近室间隔一侧压力增大,主动脉瓣处的速度逐渐减小。收缩末期,收缩速率减小,血流速度减缓,压力梯度减小。当停止收缩时,主动脉瓣关闭,左心室容积最小,主动脉瓣口处的压力大于内部压力,内部流线漩涡明显。收缩完成后,二尖瓣开启,左心室开始舒张。舒张初期,二尖瓣口处的压力最大,越靠近心尖的位置压力越低,在主动脉出口位置形成漩涡,压力分布不均匀,靠近室间隔的位置压力较高。随着左心室的舒张,内部压力逐渐升高,由于血液注入左心室的速率增加,靠近室间隔一侧的速度增大,在主动脉瓣口处的漩涡增大。左心室进一步舒张时,内部压力逐渐升高,血液的速度水头转化为压力水头,心尖段与中间段压力持续升高,而基底段二尖瓣进口处压力最小,主动脉瓣口处的漩涡进一步扩大。血液量增加使左心室容积变大,舒张速率下降,靠近心尖以及室壁处的压力持续增大。在舒张末期,

二尖瓣进口处压力最小,心室内部靠近室壁位置出现较大漩涡,室间隔一侧速度仍高于其他部位。左心室舒张的过程中,血液只从二尖瓣流入心室,内部血液量持续增大,容积不断扩大,而主动脉瓣处于关闭的状态,在仿真模拟过程中当做壁面处理,因此在主动脉瓣口的血压发生变化时,对左心室的舒张过程影响不大。

为研究不同压力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12~图15所示。

本章主要研究主动脉瓣出口处的不同压力对左心室内部血液流动特性的影响,观察不同监测点处的速度与剪切应力随心动周期的变化过程中可知,在第一心动周期内,由于血液处于静止状态,第一心动周期的速度明显低于第二、三心动周期,而第二与第三心动周期各监测点的速度变化基本一致,则说明第三心动周期,左心室内部流场已发展充分。由图12可知,在出口点处,随着左心室的收缩,监测点处的速度逐渐减小。当左心室舒张时,主动脉关闭,出口处的速度最小,而随着左心室内部血液量的增多,出口监测点处的速度出现增大的趋势,主动脉瓣口处压力的升高对心室的

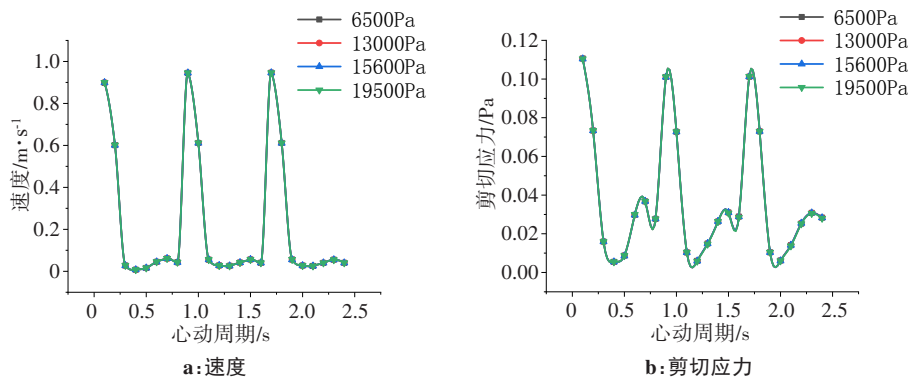


图 12 出口点变化曲线图

Figure 12 Variations of velocity and shear stress at exit point

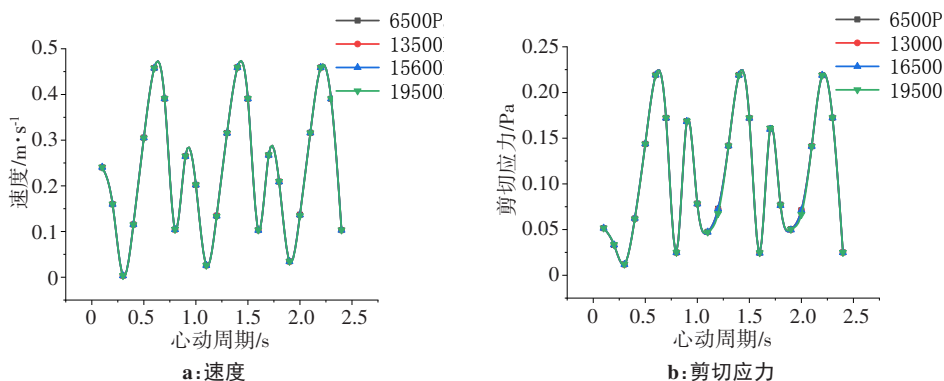


图 13 进口点变化曲线图

Figure 13 Variations of velocity and shear stress at inlet point

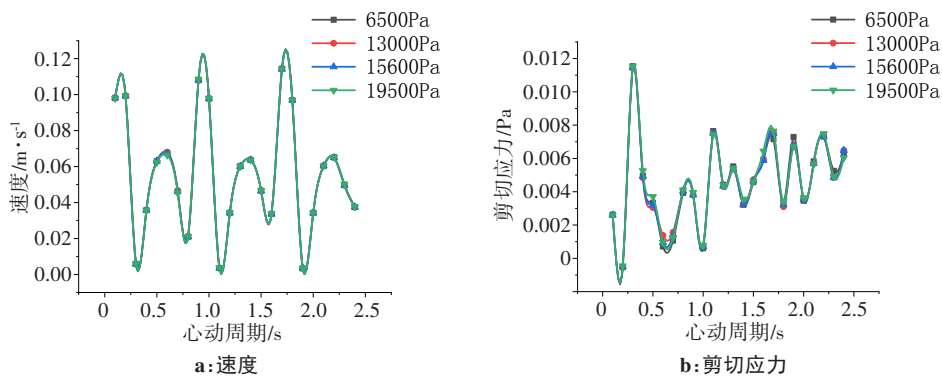


图 14 心尖点变化曲线图

Figure 14 Variations of velocity and shear stress at apical point

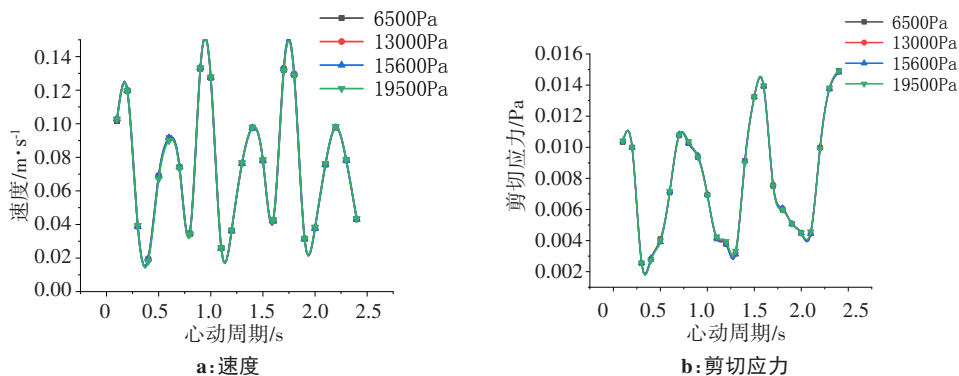


图 15 中心点变化曲线图

Figure 15 Variations of velocity and shear stress at center point

舒张基本没有影响。由图13可知,心脏收缩时,出口处瓣膜承受的剪切应力逐渐减小,当心脏收缩到最小时刻,剪切应力最小。左心室舒张时,心腔内部血液积多,出口处剪切应力逐渐增大。如图14所示,当心脏收缩时,容积减小,内部血液量减少,进口处存有的速度逐渐减小。当心脏舒张时,速度出现先增大后减小的规律。随着主动脉瓣出口处压力的升高,速度呈增大趋势。由图15可知,左心室泵血时,进口处存在的剪切应力减小。舒张期,进口处剪切应力出现先增大后减小的规律。而主动脉瓣处血压升高,使收缩期出现的剪切应力较高,而舒张期变化较小。由心尖点与中心点速度变化曲线可知,当左心室收缩时,内部血液量减少,速度逐渐减小。当左心室舒张时,二尖瓣开启,主动脉瓣关闭,血液由左心房流入左心室,血液量增加,速度呈现增大后减小的规律。在心尖处,剪切应力较小,变化复杂。

通过分析不同监测点处速度与剪切应力变化曲线,发现左心室收缩期,血液量减少,速度与剪切应力呈减小趋势。舒张期,血液经二尖瓣射入左心室,内部血液量逐渐增多,速度与剪切应力呈先增大后减小的规律。压力越高,心室内剪切应力与速度呈升高趋势。

## 4 结 论

本文主要采用Mimics建模以及动网格技术研究人体二尖瓣狭窄情况下左心室内血液流动特性,主要研究内容包括:(1)研究发现优化后的左心室模型与三维重构模型的偏差在[-1.66, 0.88]之内的占比约为80%,二者偏差较小;(2)左心室内流场充分发展后,收缩期,心腔内压力减小,速度逐渐减小。舒张期,内部压力逐渐增高,血流结构近似生理血流模式,二尖瓣口处的速率先增大后减小,局部出现高应力区;(3)血压较低,心脏供给机体的血液速度减小,使人经常产生乏力、头晕等症状。长期高血压,使心脏内部剪切应力持续增大,极易破坏红细胞结构,产生溶血现象,导致心脏功能紊乱。

## 【参考文献】

- [1] 孟美娟,叶红,蔡婷,等. 无创血流动力学监测临床应用的研究进展[J]. 现代生物医学进展, 2016, 16(14): 2789-2792.  
Meng MJ, Ye H, Cai T, et al. The research progress of noninvasive hemodynamic monitoring of the clinical application [J]. Modern Biomedical Progress, 2016, 16(14): 2789-2792.
- [2] Baillargeon B, Rebelo N, Fox DD, et al. The living heart project: a robust and integrative simulator for human heart function[J]. Eur J Mech A-Solid, 2014, 48: 38-47.
- [3] Sagawa K. The ventricular pressure-volume diagram revisited[J]. Circ Res, 1978, 43(5): 677-687.
- [4] Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, et al. Development and evaluation of an impedance cardiac output system [J]. Aerosp Med, 1967, 37(12): 1208-1212.
- [5] Voss GI, Katona PG, Chizeck HJ. Adaptive multivariable drug delivery: control of arterial pressure and cardiac output in

- anesthetized dogs[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1987, 34(8): 617.
- [6] Doost SN, Ghista D, Su B, et al. Heart blood flow simulation: a perspective review[J]. Biomed Eng Online, 2016, 15(1): 1-28.
- [7] Khalafvand SS, Ng EY, Zhong L, et al. Fluid-dynamics modelling of the human left ventricle with dynamic mesh for normal and myocardial infarction: preliminary study[J]. Comput Biol Med, 2012, 42(8): 863-870.
- [8] Zheng X, Seo JH, Vedula V, et al. Computational modeling and analysis of intracardiac flows in simple models of the left ventricle[J]. Eur J Mech A-Solid, 2012, 35: 31-39.
- [9] 朱玉云,史小平. 动脉血压调节系统的数学模型及其仿真研究[J]. 生物医学工程与临床, 2004, 8(2): 65-68.  
Zhu YY, Shi XP. Study on the mathematical model and simulation of arterial blood pressure regulation system[J]. Biomedical Engineering and Clinical Medicine, 2004, 8(2): 65-68.
- [10] 丁佳慧,王中林,彭明清. 血流动力学监测的研究进展与临床应用[J]. 重庆医学, 2016, 45(14): 1989-1992.  
Ding JH, Wang ZL, Peng MQ. Research progress and clinical application of hemodynamic monitoring[J]. Chongqing Medicine, 2016, 45(14): 1989-1992.
- [11] 王翔. 基于冠状动脉CTA评价主动脉根部影像形态学改变与年龄、性别和血压的相关性研究[D]. 济南: 山东第一医科大学, 2019.  
Wang X. Evaluation of the correlation between morphological changes of aortic root image and age, sex and blood pressure based on coronary artery CTA[D]. Jinan: Shandong First Medical University, 2019.
- [12] 新龙,胡迎春. 基于Mimics的人体髋关节三维重建到UG的生物力学分析[J]. 桂林理工大学学报, 2014, 34(1): 168-174.  
Jin L, Hu YC. Biomechanical analysis from 3D reconstruction of human hip joint based on Mimics to UG[J]. Journal of Guilin University of Technology, 2014, 34(1): 168-174.
- [13] Dan T, Quan Y, Bing SS, et al. The steps about the three dimensional modeling of bioprosthetic heart valves based on CT images[C]// Proceedings of the 2016 4th International Conference on Electrical & Electronics Engineering and Computer Science (ICEECS 2016). 2016.
- [14] 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 left ventricular myocardium by two-dimensional strain method [J]. Clinical Focus, 2012, 27(4): 284-288.
- [15] 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.
- [16] 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 XY. Heart dynamic modeling and simulation and simulation device research[D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2011.
- [17] 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.
- [18] 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: 56.  
Zhang ZS, Cui GX, Xu CX. Turbulence theory and simulation[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2005: 56.
- [19] Yakhot V, Orszag SA. Renormalization group analysis of turbulence. I. basic theory[J]. J Sci Comput, 1986, 1(1): 3-51.
- [20] Seif MS, Asnaghi A, Jahanbakhsh E. Implementation of PISO algorithm for simulating unsteady cavitating flows[J]. Ocean Eng, 2010, 37(14-15): 1321-1336.
- [21] Bernsdorf J, Wang D. Non-Newtonian blood flow simulation in cerebral aneurysms[J]. Comput Math Appl, 2009, 58(5): 1024-1029.
- [22] 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.
- [23] 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 thrombosis in vessels[J]. Journal of Chemical Engineering of Chinese Universities, 2015, 29(4): 992-996.
- [24] Mittal R, Seo JH, Vedula V, et al. Computational modeling of cardiac hemodynamics: current status and future outlook[J]. Comput Phys, 2016, 305(C): 1065-1082.
- [25] 侯建辉. 基于改进Apriori算法的名老中医治疗高血压病案挖掘研究[D]. 济南: 山东中医药大学, 2016.  
Hou JH. Mining of the case of famous old Chinese medicine in treating hypertension based on improved Apriori algorithm [D]. Jinan: Shandong University of Traditional Chinese Medicine, 2016.

(编辑:陈丽霞)