

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2020.12.019

医学生物物理

主动脉内经皮左心室辅助泵出口处流场非定常模拟分析及其影响

王飞¹,程云章¹,郑淇文²,张金丽¹,唐洁¹

1.上海理工大学医疗器械与食品学院,上海 200093; 2.丰凯医疗器械(上海)有限公司,上海 201138

【摘要】目的:分析主动脉内经皮左心室辅助泵出口处的径向血流及其对主动脉内皮细胞造成损伤的可能性。**方法:**运用计算流体力学(CFD)对一款经皮左心室辅助泵在主动脉直径分别为20、30、40 mm 3种情况下进行非定常数值仿真,分析血泵出口处的流场分布。通过研究其速度、压力和剪切应力分布情况来分析血泵径向血流对主动脉血管内皮细胞的影响。**结果:**数据结果显示,血泵出口处的径向血流对3个模型额外增加的正应力分别为24、17、8 mmHg,近壁面剪切应力大于25 Pa的比例分别为19.3%、13.6%、3.0%。**结论:**实验表明,经皮左心室辅助泵的植入会增大主动脉压和近壁面剪切应力,而且主动脉直径越小,其效果越明显,因此对于主动脉直径偏小、患有高血压或动脉病变的患者应谨慎使用。

【关键词】经皮左心室辅助泵;数值模拟;剪切应力;压力;主动脉

【中图分类号】R318;TH312

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)12-1573-06

A simulation analysis on the unsteady flow field at outlet of intra-aortic percutaneous left ventricular assist pump and its influence

WANG Fei¹, CHENG Yunzhang¹, ZHENG Qiwen², ZHANG Jinli¹, TANG Jie¹

1. School of Medical instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

2. ForQaly Medical(Shanghai) Company Limited, Shanghai 201138, China

Abstract: Objective To analyze the radial flow at the outlet of intra-aorta percutaneous left ventricular assist pump and its possibility of damage to aortic endothelial cells. **Methods** Based on computational fluid dynamics (CFD), the numerical imitation of unsteady flow was carried in a percutaneous left ventricular assist pump with different aortic diameters of 20, 30 mm, and 40 mm, and the flow field distribution at the outlet of the pump was analyzed. The effects of radial blood flow on aortic vascular endothelial cells were analyzed by studying the distribution of velocity, pressure and shear stress. **Results** The results showed that the radial blood flow at the outlet of the pump increased the normal stresses of the three models by respectively 24, 17 mmHg, and 8 mmHg, and the proportions of near-wall shear stress greater than 25 Pa are 19.3%, 13.6%, and 3%, respectively. **Conclusions** Experiments showed that the percutaneous left ventricular assist pump can increase the aortic pressure and near-wall shear stress, and the smaller the aortic diameter, the more obvious the effect. Therefore, patients with small diameter of aorta, hypertension or arterial lesions should be cautious to use.

Keywords: Percutaneous left ventricular assist pump; numerical simulation; shear stress; pressure; aorta

前言

心血管疾病是人类死亡的主要原因,2016年死

亡人数超过1 760万,预计到2030年这一数字将增加到2 360万以上^[1]。各种心血管疾病在临床上晚期表现为心力衰竭(心衰),心衰是全球范围内唯一呈现增长趋势的心血管疾病。由于心脏移植供体稀缺的限制和药物治疗功能的局限性^[2],心室辅助装置在治疗心衰的舞台上扮演着越来越重要的角色^[3]。其中经皮左心室辅助装置(Percutaneous Left Ventricular Assist Device, PLVAD)具有体积小、创伤小、并发症少和操作简便等优点,已被广泛应用于心源性休克和高风险经皮冠状动脉介入治疗,部分或者全部代

【收稿日期】2020-06-18

【基金项目】上海工程技术研究中心资助项目(18DZ2250900)

【作者简介】王飞,硕士,主要研究方向为数值模拟、结构设计,E-mail: 1023265067@qq.com

【通信作者】程云章,教授,博士生导师,主要从事流体力学及其临床应用、精准医疗科学与工程、医疗器械大数据应用等方面的研究,E-mail: cyz2008@usst.edu.cn

替心脏泵血功能通过对循环系统的有效支持^[4]。其工作原理是通过辅助血泵的运转,将左心室的血液泵到主动脉内,实现末端器官灌注、减轻心脏负荷、增加冠脉流量。血泵的入口位于左心室,出口位于主动脉内,当驱动系统带动叶轮高速旋转,血液就被从出口高速甩出^[5]。由于叶轮后端需连接驱动线,故一般都是径向出口设计。当径向血流速度过大致使到达主动脉血管壁时速度不为零,就会对血管壁细胞产生力的作用:包括平行作用于细胞表面的切应力和垂直作用于内皮细胞的正应力(即压力)。对于主动脉而言,剪切应力、正应力等这些动力学参数在血流脉动性条件下的复杂表现容易造成血管的局部生理变化,引发动脉病变^[6]。

计算流体力学(CFD)能够采用数值计算方法,通过计算机求解描述质量守恒、动量守恒和能量守恒的数学方程,研究流体定常或非定常流动规律^[7]。在血泵研制过程中利用CFD对血泵内外血液流动情况进行数值仿真,可以极大地减少加工样机及试验的次数,大幅降低研制成本、缩短研制周期,具有极高的指导意义^[8]。

PLVAD的血泵出口位于主动脉内,径向血流撞击到血管壁上产生严重回流,使血管的内皮细胞受到的剪切应力和正应力增大。当作用力过大或是长期作用时,会使主动脉产生病变。本文就CFD对血泵出口处的流场进行数值仿真,分析径向血流对血管壁内皮细胞的作用力,给左心室辅助泵的研发者提供一定的参考。

1 模型与方法

根据张敏宏等^[9]研究发现国人升主动脉(图1)的直径 D_1 、 D_2 平均值分别为 (34 ± 5) mm、 (33 ± 4) mm,而动脉开口至 D_1 、 D_2 的距离平均值为 (54 ± 12) mm。在患者体内植入PLVAD时,导管血泵的流出口位置即直径为 D_1 、 D_2 的区域,为方便计算研究,本文选择3个具有代表性的主动脉直径 D_{min} (20 mm)、 D_{mid} (30 mm)、 D_{max} (40 mm)进行建模和数值仿真。鉴于主动脉血流动力学几何模型可以进行高度简化处理^[10],将所研究的升主动脉假设为长60 mm、恒定直径的圆形直管。并结合丰凯医疗器械(上海)有限公司研发的血泵进行仿真分析,其设计参数为:泵体尺寸14F(1F=0.33 mm),流量 $Q=3.0$ L/min,扬程 $H=60$ mmHg(1 mmHg=0.133 kPa),转速 $n=46\ 000$ r/min。采用UG NX9.0软件建立血泵置入主动脉后的三维几何模型(图2),图中比例尺寸为1:10,该模型包括置入导管、叶轮和模拟主动脉区域,其中血泵置于导管的中心部位,黄

色部分是过渡导管、叶片之后的细圆管为出口导管,图中叶轮与出口导管之间的窗体部分为血泵出口处。接着将模型导入ICEM软件进行网格划分。采用非结构化四面体网格,3个模型的总网格数分别为: D_{min} (5 535 497)、 D_{mid} (5 667 447)、 D_{max} (5 583 894)。

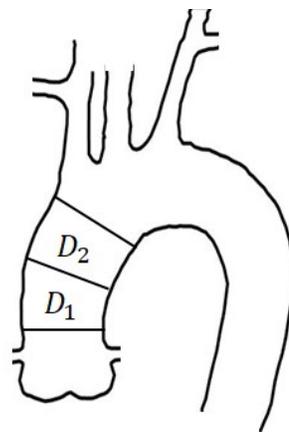


图1 主动脉弓
Fig.1 The aortic arch

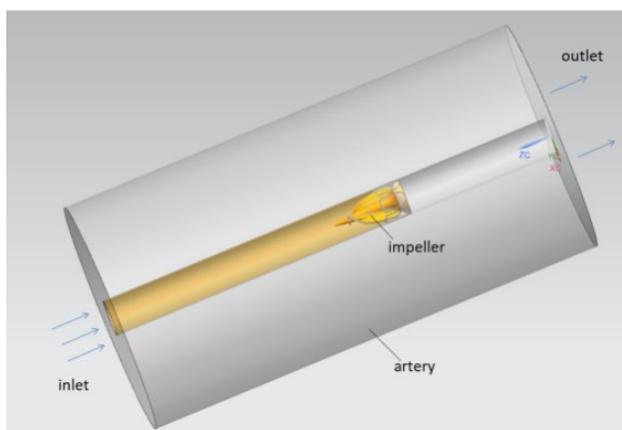


图2 三维模型(D_{min})
Fig.2 3D model(D_{min})

在剪切率高于100/s时,血液流动性表现为牛顿流体特征^[11]。故本文中将血液设定为牛顿流体,其黏度为 3.5×10^{-3} Pa·s,密度为 1.055 g/cm³^[12]。据此假设血管为圆形刚性管,忽略环境重力作用,不考虑能量传递。当前描述流体运动的最完整的流体力学基本方程组是描写粘性流动的三维Navier-Stokes方程组,简称N-S方程组,表述血液在主动脉中的N-S方程如下:

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \tag{1}$$

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} \tag{2}$$

式中, ρ 是流体密度, \mathbf{v} 是速度矢量, p 是压力, $\boldsymbol{\tau}$ 是额外的应力张量。设定血流动力黏度 $\mu=0.003\ 5$ Pa/s,密

度 $\rho=1\ 050\ \text{kg/m}^3$ 。该方程需要结合边界条件来求解。

使用FLUENT软件对模型进行瞬态分析,首先设置边界条件。主动脉内血流环境随心脏收缩和舒张规律变化,因此将主动脉入口边界条件设置为随时间变化的速度入口(图3),一个心脏周期为 $0.8\ \text{s}$ ^[13];血泵入口边界条件设置为 $3.0\ \text{L/min}$ 的流量入口。出口边界条件设置为压力出口($8\ 000\ \text{Pa}$)^[14]。叶轮转速为 $46\ 000\ \text{r/min}$ 。

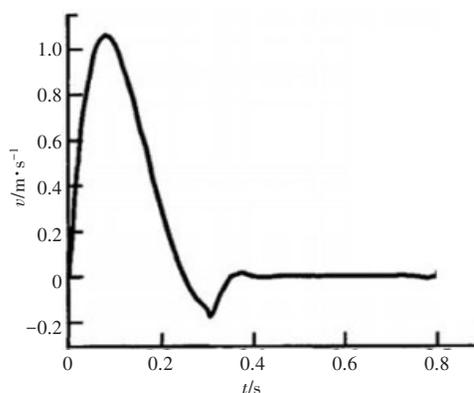


图3 主动脉入口速度
Fig.3 Aortic inlet velocity

控制方程的计算采用有限体积法,湍流模型采用标准 $k-\varepsilon$ 模型,数值求解使用SIMPLE算法。对流项的离散采用二阶迎风格式,耗散项采用中心差分格式,收敛精度为 0.001 ^[15]。仿真计算时间为 $2.4\ \text{s}$ (3个心脏周期),时间步长为 $0.000\ 5\ \text{s}$,每100个时间步长保存一次数据。

2 结果与讨论

图4是 D_{\min} 模型在流速为 $0\ \text{m/s}$ (心脏舒张期)时的截面($y=0$)速度矢量图,云图单位为 m/s ,比例尺寸为 $1:10$,图中上下两部分图像呈对称分布。由图中可看出高速流场集中在血泵出口处(灰色图框区域),有明显径向血流冲击到血管壁,并产生严重回流,且两边流场分布对称。其中对血管壁冲击较为明显的是图中红色框内近 90° 血流冲击。图5是读取3个模型在一个心动周期内出口处的流场变化图,由图可知泵血导管出口处的径向血流量与主动脉入口速度呈反比:在心脏收缩期($0\sim 0.2\ \text{s}$),由于来自主动脉入口的轴向血流的作用,血泵出口处基本没有径向血流冲击到血管壁;但在心脏舒张期(入口速度为 $0\ \text{m/s}$ 时),主动脉入口处没有轴向血流时,血流冲击到血管壁,并产生严重回流。另外观察到主动脉瓣关闭时产生的回流也会使血泵出口处血流方向发生改变,有少量血流冲击到血管壁。但在整个心动周期内,舒张期径向血流对血管壁的冲击最为严重。

图6为心脏舒张期时的近壁面压力分布云图,云图单位为 Pa ,比例尺寸为 $1:10$,图中显示:血管壁的压力在血泵出口处明显偏高。读取近壁面最大压力,分别为 D_{\min} ($11\ 250\ \text{Pa}$)、 D_{mid} ($10\ 250\ \text{Pa}$)、 D_{max} ($9\ 100\ \text{Pa}$),与出口压力边界求差,得到3个模型在舒张期血泵产生的额外血压为: D_{\min} ($3\ 250\ \text{Pa}$)、 D_{mid} ($2\ 250\ \text{Pa}$)、 D_{max} ($1\ 100\ \text{Pa}$),约为 D_{\min} ($24\ \text{mmHg}$)、 D_{mid} ($17\ \text{mmHg}$)、 D_{max} ($8\ \text{mmHg}$)。对比高血压分级^[16](表1),发现血泵的使用会增大主动脉压,针对主动脉血管直径较

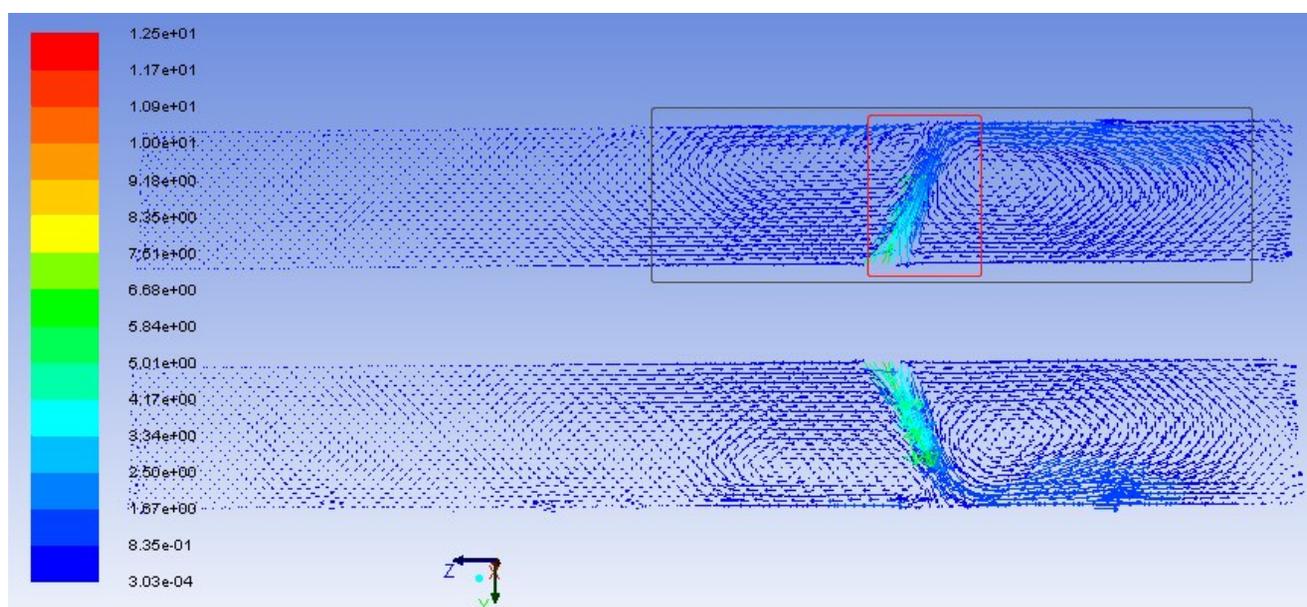


图4 D_{\min} 舒张期速度矢量图
Fig.4 D_{\min} diastolic velocity vector

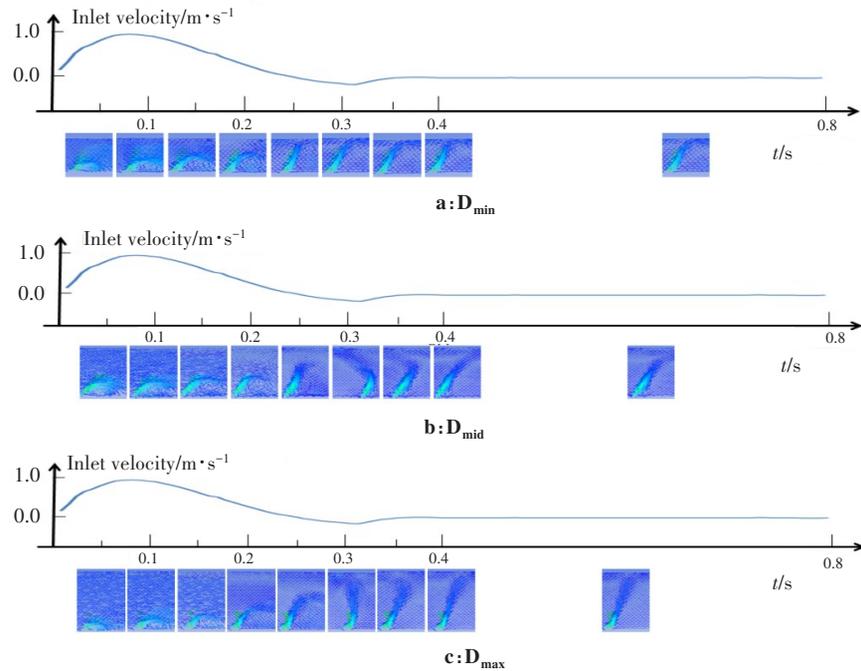


图5 一个心动周期内的流场变化

Fig.5 Flow field changes within a cardiac cycle

小的患者,血泵的植入存在导致高血压的风险;而对本身患有高血压的患者可能会加重其高血压病情。比如,若患者主动脉直径接近 20 mm,血压正常(85 mmHg),在心脏舒张期,即主动脉入口为 0 m/s 时,对该患者植入血泵后,其血压可能增加到 109 mmHg,对应表中的 1 级高血压;若患者主动脉直径接近 20 mm,且患有 1 级高血压(95 mmHg),在

植入血泵后,其血压可能增加到 119 mmHg,对应表中的 3 级高血压^[17]。反之,若患者有低血压症状,血泵的植入增加其主动脉血压,可促进冠状动脉的灌注,有利于心脏功能的恢复,这也正是心室辅助能实现的功能之一。当然,本实验中的血压取值为血管近壁面的最大值,也就是说,其平均值可能远小于文中给出的数值。

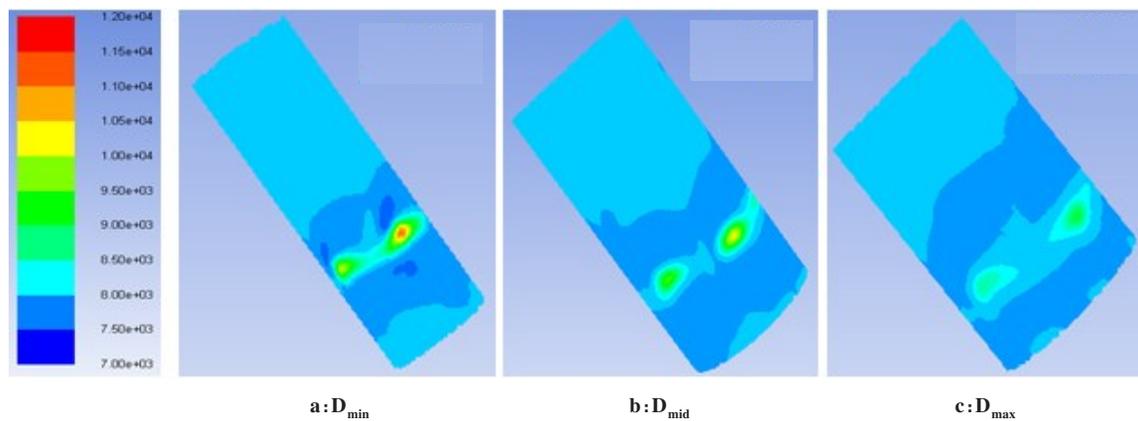


图6 近壁面压力分布云图

Fig.6 Near wall pressure distribution cloud map

图7是3个模型在心脏收缩期时的近壁面剪切应力等值线分布图,云图单位为Pa,比例尺寸为1:10。由图中可以看出在血泵出口处的主动脉剪力值比两端的大。读取剪力最大值分别为: D_{min} (75 Pa)、 D_{mid} (64 Pa)、 D_{max} (40 Pa)。对比正常生理条件下,血管壁的剪力大小范围(静脉0~0.5 Pa,动脉0.6~3.0 Pa,狭窄血管为3~25 Pa),发

现血泵出口处的血管壁细胞受损概率很大^[18]。但读取近壁面剪力直方图(图8),发现直径为 20 mm 的剪力值大于 25 Pa 的比例约为 19.3%,直径为 30 mm 的剪力值大于 25 Pa 的比例约为 13.6%,直径为 40 mm 的剪力值大于 25 Pa 的比例约为 3.0%。另外此剪力分布是在主动脉入口速度为 0 m/s 的情况下,心动周期中是 0.4~0.8 s;

表1 标准高血压分级
Tab.1 Standard classification of hypertension

类别	收缩压/mmHg	舒张压/mmHg
正常血压	<120	<80
正常高值	120~139	80-90
高血压	>140	>90
1级高血压(轻度)	140-159	90-99
2级高血压(中度)	160-179	100-109
3级高血压(重度)	>180	>110

由上文给出的入口速度随时间变化的规律(图3)可知, 在0~0.4 s间血流对血管壁的冲击力更小, 相应的剪力也会更小, 故在整个心动周期作用在血管内皮细胞上的内皮细胞有很小一部分会大于25 Pa, 平均切应力小于25 Pa。并且针对主动脉直径大小不一样的血管内皮细胞, 其剪切应力也是不一样的: 主动脉直径越小, 其对应的剪切应力也越小。

3 结论

从上文中一个心脏周期内的流场分布图(图5)

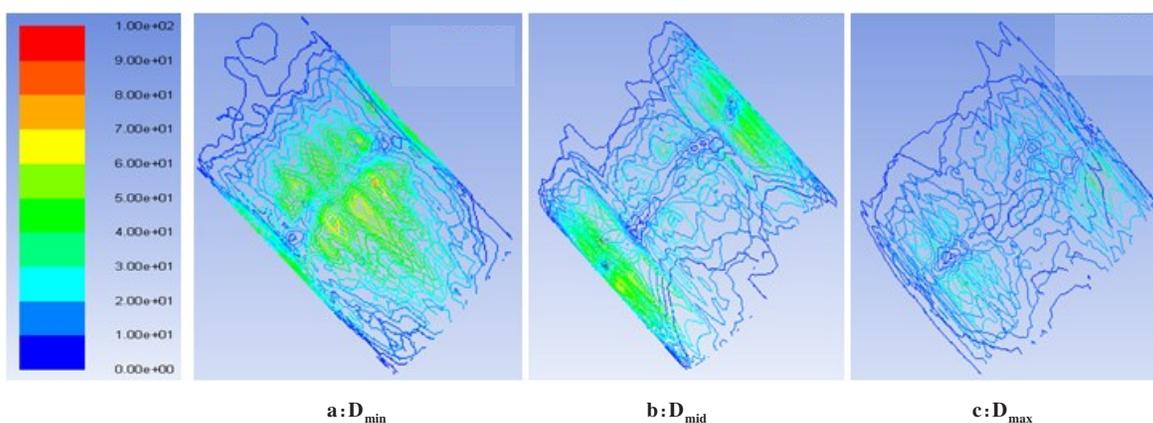


图7 近壁面剪切应力等值线图

Fig.7 Isogram of near-wall shear stress

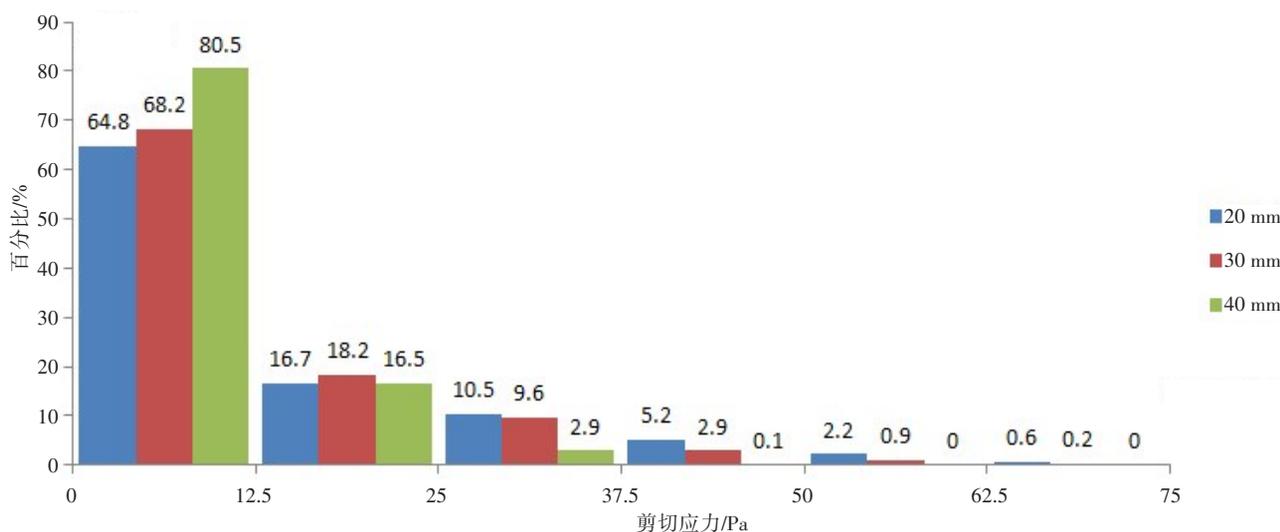


图8 近壁面剪切应力分布直方图

Fig.8 Histogram of near-wall shear stress distribution

可以看出, 径向血流撞击到血管壁上的流量大小与主动脉入口处的速度大小有关, 即当入口有速度时, 其自然血流的轴向速度会改变血泵出口径向血流方向, 使其在到达血管壁时径向速度减为0 m/s; 观察3个模型的径向血流量, 或是撞击后的回流量, 发现主动脉直径越小的模型, 径向血流撞击到血管壁的量

越大, 产生的回流越严重, 这表明辅助泵的植入应考虑患者的主动脉直径大小, 直径越小, 出口处血管壁细胞损伤的风险就越大; 同理, 对比3个模型的近壁面压力和剪切应力大小, 主动脉直径越小其相关血流动力学参数越大, 可能造成的损伤越严重。另外血泵的植入会额外增加血管压力和剪切应力, 当其

数值过大,或作用时间过长时,可能会使主动脉血管壁破损,引发动脉病变^[19]。因此对于主动脉直径偏小、患有高血压或动脉病变的患者应谨慎使用。

本文从CFD仿真的角度分析了经皮介入型导管泵在主动脉内出口处的流场及其影响,给相关研究者提供一定的参考价值。但研究中仍然存在着不足之处,首先本文中为简化计算对主动脉模型进行了简化处理,但真实的血管壁是有弹性,且变直径的。后期深化研究应结合临床主动脉的数据建模与流固耦合分析技术,加入血管弹性特性以及建立变直径血管模型^[20],对血泵出口处流场进行更加贴近实际情况的仿真分析。另外后期研究中应与临床应用结果进行对比分析。

【参考文献】

[1] BENJAMIN E J, MUNTNER P, ALONSO A, et al. Heart disease and stroke statistics-2019 update: a report from the American heart association[J]. *Circulation*, 2019, 139(10): e56-e528.

[2] 苗连海,王峰.心力衰竭诊治进展[J].*现代仪器与医疗*, 2018, 24(2): 14-16.
MIAO L H, WANG F. Progress in the diagnosis and treatment of heart failure[J]. *Modern Instruments & Medical Treatment*, 2008, 24(2): 14-16.

[3] 胡盛寿.心力衰竭外科治疗现状与进展[J].*中国循环杂志*, 2016, 31(3): 209-214.
HU S S. Current status and progress of surgical treatment of heart failure[J]. *Chinese Circulation Journal*, 2016, 31(3): 209-214.

[4] HU F B, CUI L Q. Percutaneous left ventricular assist device vs. intra-aortic balloon pump in patients with severe left ventricular dysfunction undergoing cardiovascular intervention: a meta-analysis[J]. *Chronic Dis Transl Med*, 2018, 4(4): 260-267.

[5] DESAI S R, HWANG N C. Advances in left ventricular assist devices and mechanical circulatory support[J]. *J Cardiothorac Vasc Anesth*, 2018, 32(3): 1193-1213.

[6] 段晓杰,左瑞雪,汪剑鸣,等.基于计算流体力学的主动脉内血流仿真[J].*计算机仿真*, 2019, 36(9): 236-240.
DUAN X J, ZUO R X, WANG J M, et al. Simulation of hemodynamic environment based on computational fluid dynamics[J]. *Computer Simulation*, 2019, 36(9): 236-240.

[7] 柳光茂,周建业,孙寒松,等.轴流血泵入口管道流场的数值模拟与实验研究[J].*北京生物医学工程*, 2018, 37(3): 228-235.
LIU G M, ZHOU J Y, SUN H S, et al. Numerical simulation and experimental study on the flow field in the inflow cannula of an axial blood pump[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2018, 37(3): 228-235.

[8] 李卫东,姚奇,杜建军,等.基于CFD的液悬浮人工心脏泵叶轮入口优化分析[J].*北京生物医学工程*, 2017, 36(1): 21-28.
LI W D, YAO Q, DU J J, et al. Optimization analysis for impeller inlet

of artificial heart pump with hydraulic suspension based on CFD[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2017, 36(1): 21-28.

[9] 张敏宏,郭伟,刘小平,等.国人升主动脉及主动脉弓的CT解剖研究[J].*中华普通外科杂志*, 2009, 24(1): 42-44.
ZHANG M H, GUO W, LIU X P, et al. CT topography of ascending aorta and aortic arch in adult Chinese[J]. *Chinese Journal of General Surgery*, 2009, 24(1): 42-44.

[10] HUO Y, GUO X, KASSAB G S. The flow field along the entire length of mouse aorta and primary branches[J]. *Ann Biomed Eng*, 2008, 36(5): 685-699.

[11] NADIV Y, VACHBROIT R, GEFEN A, et al. Evaluation of fatigue of respiratory and lower limb muscles during prolonged aerobic exercise[J]. *J Appl Biomech*, 2012, 28(2): 139-147.

[12] FRASER K H, TASKIN M E, GRIFFITH B P, et al. The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices[J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33(3): 263-280.

[13] XUAN Y, CHANG Y, GU K, et al. Hemodynamic simulation study of a novel intra-aorta left ventricular assist device[J]. *Am Soc Artif Intern Organs J*, 2012, 58(5): 462.

[14] PEDLEY T J. The fluid mechanics of large blood vessels[M]. Cambridge: Cambridge University Press, 1980.

[15] 韩伟,韩冰雪,王汉义,等.基于CFD螺旋离心式血泵与离心式血泵内部流场的数值分析[J].*兰州理工大学学报*, 2014, 40(5): 56-59.
HAN W, HAN B X, WANG H Y, et al. Numerical analysis of internal flow field in screw centrifugal blood pump and centrifugal blood pump based on CFD[J]. *Journal of Lanzhou University of Technology*, 2014, 40(5): 56-59.

[16] CHOBANIAN A V, BAKRIS G L, BLACK H R, et al. The seventh report of the joint national committee on prevention detection evaluation and treatment of high blood pressure: the JNC 7 report[M]. *JAMA: Essential Practice Guidelines in Primary Care*, 2003: 31-32.

[17] 李勇.对2017美国高血压指南与我国高血压防治策略的思考[J].*心脑血管病防治*, 2018, 18(1): 1-3.
LI Y. Reflections on the 2017 hypertension guidelines in the United States and the prevention and treatment strategies of hypertension in China[J]. *Prevention and Treatment of Cardio-Cerebral-Vascular Disease*, 2018, 18(1): 1-3.

[18] 曹雪飞.剪切力对血管内皮功能影响及机制研究进展[J].*中华实用诊断与治疗杂志*, 2016, 30(10): 956-958.
CAO X F. Influence of shear stress on vascular endothelial function and its mechanism[J]. *Journal of Chinese Practical Diagnosis and Therapy*, 2016, 30(10): 956-958.

[19] 张建江,易著文.血管内皮细胞损伤及修复的研究进展[J].*临床心身疾病杂志*, 2007, 13(2): 183-185.
ZHANG J J, YI Z W. Advances in vascular endothelial cell injury and repair[J]. *Journal of Clinical Psychosomatic Diseases*, 2007, 13(2): 183-185.

[20] KARANTONIS D M, LOVELL N H, AYRE P J, et al. Identification and classification of physiologically significant pumping states in an implantable rotary blood pump[J]. *Artif Organs*, 2006, 30(9): 671-679.

(编辑:陈丽霞)