

轴流式血泵水动力特性和生物相容性的数值模拟

胡其会, 张鸣远, 李景银, 杨万英

(西安交通大学能源与动力工程学院, 710049, 西安)

摘要: 为了准确评价自行设计的轴流式血泵的水力性能和生物相容性,将一种黏弹性流体 $k-\epsilon$ 模型应用于该血泵内紊流流动特性的数值模拟,分析了轴流泵的泵壳与转子间狭缝中以及叶轮流道内的静压和切应力的分布规律,并将溶血指标计算方法与此黏弹性紊流模型结合,计算了黏弹性流体为工质时血泵的溶血指标,并与水为工质时的计算结果进行了对比.结果表明:在相同转速和流量条件下,质量分数为 0.06% 的黄原胶溶液为工质时的静压压升高于以水为工质时的相应值,质量分数为 39% 的甘油溶液为工质时静压压升最不明显;甘油溶液的雷诺应力和黏性切应力均高于水和黄原胶溶液的相应值;黏弹性流体为工质时泵的溶血指标比水和甘油溶液的低,且数值处于同一数量级上.该模型能较为准确地预测血泵内黏弹性流体的紊流流动特性,但血泵的结构需进一步优化和改善.

关键词: 黏弹性流体 $k-\epsilon$ 模型;轴流式血泵;数值模拟;溶血指标

中图分类号: TH312 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2011)08-0118-05

Numerical Simulation for Hydrodynamics and Biocompatibility in an Axial Blood Pump

HU Qihui, ZHANG Mingyuan, LI Jingyin, YANG Wanying

(School of Energy and Power Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: To accurately evaluate the hydraulic performance and biocompatibility of an axial blood pump designed and tested, a $k-\epsilon$ model for viscoelastic fluids is employed to predict the turbulent flow characteristics in the pump. The distributions of static pressure and wall shear stress in the clearance gap between the rotor and the pump shell and in the main flow passage are analyzed. A numerical method for estimating hemolysis level in blood pump is used to calculate the hemolysis indexes of viscoelastic fluids and water. The simulation shows that the static pressure for 0.06% (mass fraction) xanthan gum solution is higher than that for water at same flow rate and same rotating speed, and the static pressure of 39% (mass fraction) glycerin solution is the lowest among them all. The Reynolds shear stress and the viscous shear stress for glycerin solution are higher than those for water and xanthan gum solution. The hemolysis index of viscoelastic fluids is lower than those of water and glycerin solution, and the hemolysis indexes of them all are in the same order of magnitude. This turbulence model can predict the turbulent flow characteristics of viscoelastic fluids in the pump accurately, and the structure of the axial blood pump is expected to be further optimized and improved.

Keywords: $k-\epsilon$ model for viscoelastic fluids; axial blood pump; numerical simulation; hemolysis index

目前,多采用牛顿流体紊流模型研究旋转式血液泵内非牛顿流体紊流特性,而针对非牛顿流体,特别是黏弹性流体紊流模型的报道甚少.已有的测量结果表明,黏弹性流体的非牛顿特性对血液泵性能的影响比较显著^[1].

血栓和溶血是影响血液泵生物相容性的重要因素,动静部件之间存在的摩擦、泵内流场存在的滞止区和高剪切应力区均会对血液造成此类破坏^[2-3],因此有必要对血泵的血液破坏程度进行评估.

本文利用商业软件 FLUENT 的 UDF 功能,将一种黏弹性流体 $k-\epsilon$ 模型^[4-5] 应用于自行设计的轴流血泵流动特性数值模拟,对轴流血泵内黏弹性流体紊流的主要特征进行了预测.有关该模型的详细介绍见文献^[6].将一种溶血指标计算方法应用于此黏弹性紊流模型中,计算了黏弹性流体为工质时血泵的溶血指标,并与水为工质时的计算结果进行了对比.

1 网格划分与边界条件

采用结构化与非结构化网格混合的多块网格划分方法,将整个流场划分为前后直管段、左右两个锥面狭缝区、中间环状狭缝区以及叶片区等,为了研究狭缝内流动以及近壁面的流动情况,对近壁面区域的网格进行了加密.图 1 给出了血液泵模型的网格划分情况,网格总数约为 1.1×10^6 .如图 1 所示,流体自左至右沿 x 轴正向流经泵内叶轮和狭缝区域,设定入口边界为速度入口,出口边界为自由出流边界.

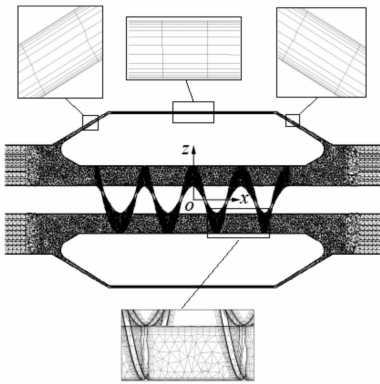


图 1 模型血泵网格划分示意图

2 FLUENT 的求解流程

由于 FLUENT 中现有的紊流模型只能用于牛顿流体数值模拟,本文运用 FLUENT 中的 UDF 来

修改标准 $k-\epsilon$ 紊流模型中的相关项,以模拟轴流血泵内黏弹性流体的紊流流动特性.

采用 FLUENT 中的编译型 UDF,将相应的黏弹性流体特性添加到现有紊流模型中,将不同于标准紊流模型各控制方程的项作为源项,同时对控制方程的紊流扩散系数、流体的物性参数(分子黏度和紊流黏度等)和壁面边界进行修改和定义.需要调用 UDF 中的 INIT 宏定义进行初值设定,调用 ADJUST 宏定义在每一步迭代计算后对数值进行调节和修改,调用 SOURCE 宏定义添加紊动能和紊动能耗散率方程源项,以及调用 PROPERTY 宏定义对分子黏度进行定义,以模拟黏弹性流体的紊流流动特性.图 2 为分离解算器的 FLUENT 求解流程,其中虚线框各项为用户可以设定或修改的部分.

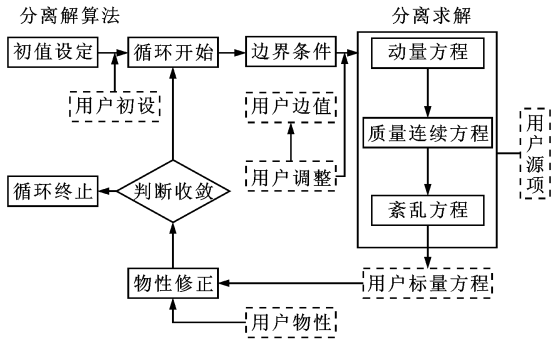


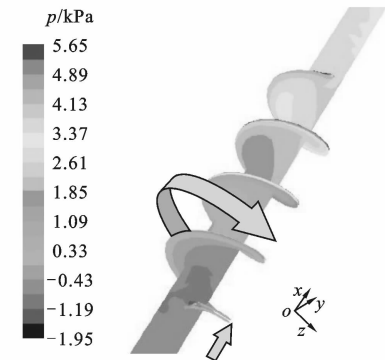
图 2 FLUENT 的求解流程图

3 数值模拟结果分析

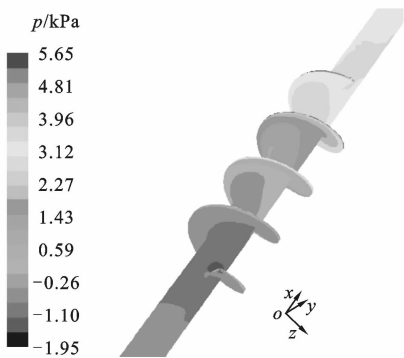
3.1 静压分布

图 3 给出了工质分别为黄原胶溶液、水和甘油溶液,转速为 5 334 r/min,流量为 7.5 L/min 时,泵内叶轮部分的静压分布.由图可看出,叶轮通道内沿径向静压呈增大趋势,沿轴向由入口到出口方向静压也越来越大.最低的负静压位于叶轮第一螺旋的吸力面.流体流经叶轮后,黄原胶溶液的压升比水更为明显,甘油溶液的压升最不明显.

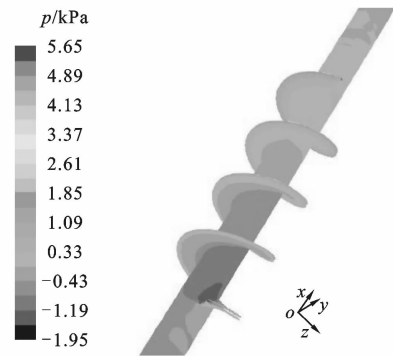
图 4 为 $z=8.04$ mm 截面处,叶轮部分不同工质沿轴向的静压分布比较.由图可看出,3 种工质时的静压均沿 x 轴正向升高,其中在叶轮第一螺旋处形成负静压,吸引流体沿 x 轴正向流动.在相同 x 位置,黄原胶溶液的静压高于水的静压,而黏度与黄原胶溶液相近的甘油溶液的压升最不明显,这说明甘油溶液为工质时泵内黏性耗散最大.黄原胶溶液是一种具有黏弹性的聚合物溶液,此种溶液在紊流中,由压力梯度产生的雷诺应力与分子黏性应力之



(a)黄原胶溶液的静压分布



(b)水的静压分布



(c)甘油溶液的静压分布

图3 泵内叶轮部分的静压分布

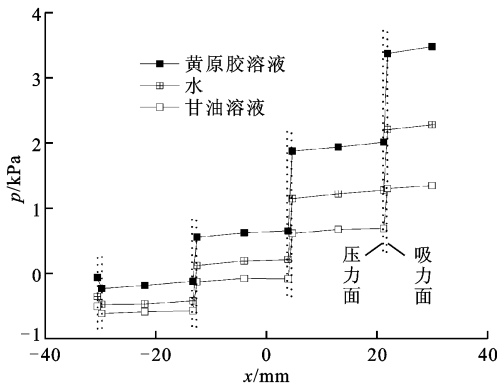


图4 不同工质沿轴向的静压分布

内 xoz 截面上狭缝内的切应力(τ)分布情况,横坐标 z 代表狭缝的宽度.由图5可看出,狭缝内黏性切应力只在近壁面处较大,流体大部分暴露在较高的雷诺切应力下.甘油溶液的雷诺应力和黏性切应力均高于水和黄原胶溶液的相应值.黄原胶溶液的雷诺应力低于水和甘油等牛顿流体的相应值,此结果与前面的分析一致.除了近壁面处,其他地方水与黄原胶溶液的黏性切应力相差不大,这是因为尽管黄原胶溶液的表现黏度高于水的黏度,但是由于黄原胶溶液为工质时的紊流强度降低,使得紊流剪切减小,综合作用的结果,使得二者黏性应力相差不大.

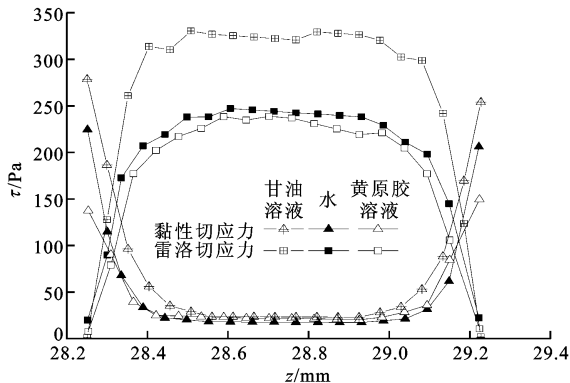


图5 狭缝内的切应力比较

和只占总应力的 $2/3$,另外的 $1/3$ 称为雷诺应力亏损,是由弹性产生的额外应力,此应力负责分子和紊流脉动之间相互作用^[5].由于雷诺应力亏损,导致紊流产生项降低,从而使得紊动速度和涡旋区域减小,流线更为平滑和黏性底层增厚,所以黄原胶溶液作为工质时紊动能耗散率显著下降,泵内的黏性耗散相对较小,故压升最明显.

3.2 狭缝内切应力分布

图5给出了工质分别为水、甘油溶液和黄原胶溶液,转速为 $5\,334\text{ r/min}$,流量为 7.5 L/min 时,泵

3.3 血液破坏模拟结果对比

血泵对血液的破坏主要包括溶血和凝血(即血栓).溶血是指红细胞破裂,血红蛋白游离到血浆中.溶血与剪切应力和暴露时间有关.凝血的机理相对复杂,目前尚无统一说法,剪切应力是原因之一,另外也可能与流动滞止等因素有关.由于凝血计算并未见广泛报道,故本文只对溶血程度进行了计算.溶血程度较严重时,会提升血液中血红蛋白的含量,进而使病人的病情恶化.另外,由于血浆中存在大量的游离血红蛋白必须通过人体的肾脏进行过滤,所以

溶血可能引起肾脏功能紊乱或致使人体其他器官衰竭^[7]. 溶血指标(I_{RBC})是评价溶血程度的重要参数, Wurzinger^[8]根据实验结果,给出了溶血指标和凝血指标与切应力之间的经验公式

$$I_{RBC} = 3.62 \times 10^{-5} t^{0.785} \tau^{2.416} \tag{1}$$

文献[9-10]提出一种计算当量切应力的方法

$$\tau = \left[\frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum \tau_{ij}^2 \right]^{1/2} \tag{2}$$

式中: τ_{ii} 、 τ_{jj} 和 τ_{ij} 为切应力分量, i 为 x 、 y 、 z , j 为 x 、 y 、 z ,且 $i \neq j$.

依照文献[11]提出的计算人工器官内血液破坏指标的方法,在泵入口截面上取若干点,在这些点形成的一系列迹线上,从入口截面到出口截面分别沿单条迹线进行迭代求解,然后再求平均,即可得到血泵的溶血指标

$$I_{RBC}^{total} = \sum I_{RBC}^i / N \tag{3}$$

式中: I_{RBC}^{total} 为血泵的溶血指标; I_{RBC}^i 为单条迹线上的溶血指标; N 为入口截面上流体质点的数目.

文献[12]利用上述方法计算了水为工质时血泵的溶血指标. 本文将此溶血指标计算方法应用于此黏弹性紊流模型中,计算了黏弹性流体为工质时血泵的溶血指标,并与水为工质时的计算结果加以比较,计算中的黏度采用有效黏度(为分子黏度和紊流黏度之和).

图 6 给出了按层流黏度分别计算 540 条迹线得到的溶血指标和暴露时间,可看出绝大部分迹线上的溶血指标均在 2.0 以下,比水为工质时的计算结果要小,说明以牛顿流体为工质进行数值模拟高估了血泵的血液破坏程度.

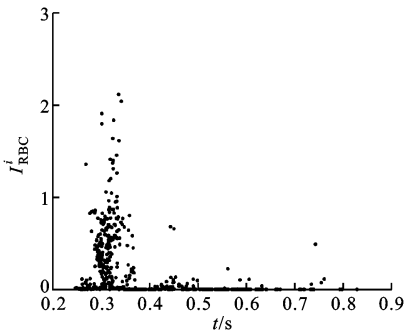


图 6 540 条迹线上的溶血指标和暴露时间

图 7 为不同工质时,以有效黏度计算的泵整体溶血指标对比,可看出黏弹性流体为工质时泵的溶血指标比水为工质时的要低,尽管仍比文献[13]计算的溶血指标 0.4 高一些,但是黏弹性流体的溶血现象并不像牛顿流体那么严重,且数值处于同一

数量级上.

综合图 6 和图 7 可发现,尽管将溶血指标计算方法和黏弹性流体紊流模型相结合后,黏弹性流体的溶血程度比牛顿流体的要低,但是从临床应用的角度来说,本文计算的溶血指标仍偏高,该血泵还不能达到实用的要求. 究其原因:一方面是采用的计算方法有误差,还需要寻找更为准确的溶血指标计算方法;另一方面,血泵的结构还需要进一步优化和改善,这也是我们后续研究工作的方向.

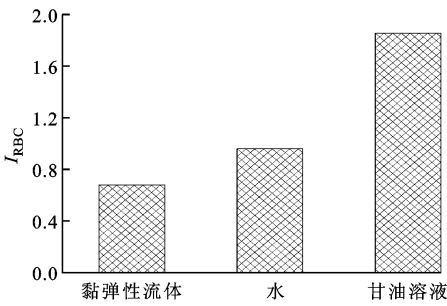


图 7 不同工质时的血泵溶血指标

4 结 论

本文采用一种黏弹性流体 $k-\epsilon$ 模型预测了轴流式血液泵内的主要紊流流动特征. 在相同转速和流量下,流体经过泵内叶轮后,黄原胶溶液的静压压升高于以水为工质时的相应值,甘油溶液为工质时静压升高最不明显. 甘油溶液的雷诺应力和黏性切应力均高于水和黄原胶溶液的相应值. 除了近壁面处,其他地方水与黄原胶溶液的黏性切应力相差不大. 黏弹性流体为工质时泵的溶血指标比水为工质时的要低,说明黏弹性流体的溶血现象并不像牛顿流体那么严重. 尽管如此,发现溶血指标的计算结果仍偏高,后续研究需要对泵的结构进行改善,还需要寻找更为准确的溶血指标计算方法.

参考文献:

[1] 朱宪然. 一种轴流式血泵的设计及其非牛顿流体流动特性研究[D]. 西安: 西安交通大学, 2007.

[2] FRAZIER O H, TIMOTHY J M, JARVIK R K, et al. Research and development of an implantable, axial-flow left ventricular assist device: the jarvik 2000 heart [J]. Ann Thorac Surg, 2001,71:S125-S132.

[3] GEORGE P N, DEBORAH M, SUELLEN L, et al. Development and clinical application of the MicroMed DeBakey VAD [J]. Current Opinion in Cardiology, 2000,15(3):166-171.

- [4] PINHO F T. A GNF framework for turbulent flow models of drag reducing fluids and proposal for a $k-\epsilon$ type closure [J]. Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics, 2003, 114(2/3): 149-184.
- [5] CRUZ D O A, PINHO F T. Turbulent pipe flow predictions with a low Reynolds number $k-\epsilon$ model for drag reducing fluids [J]. Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics, 2003, 114(2/3): 109-148.
- [6] 胡其会, 张鸣远, 杨万英. 轴流式血泵黏弹性流体水动力特性数值模拟[J]. 西安交通大学学报, 2010, 44(11): 28-32.
HU Qihui, ZHANG Mingyuan, YANG Wanying. Numerical simulation on viscoelastic fluids hydrodynamics in an axial blood pump[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2010, 44(11): 28-32.
- [7] OLSEN D B. The history of continuous-flow blood pumps[J]. Artificial Organs, 2000, 24(6): 401-404.
- [8] WURZINGER L J, OPITZ R. Mechanical blood trauma: an overview [J]. Angiologie, 1986, 38: 81-97.
- [9] BLUDSZUWEIT C. Model for a general mechanical blood damage prediction [J]. Artificial Organs, 1995, 19(7): 583-589.
- [10] BLUDSZUWEIT C. Three-dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump [J]. Artificial Organs, 1995, 19(7): 590-596.
- [11] GOUBERGRITS L, AFFELD K. Numerical estimation of blood damage in artificial organs [J]. Artificial Organs, 2004, 28(5): 499-507.
- [12] 朱宪然, 张鸣远, 刘昊南, 等. 轴流式血泵内部流场和生物相容性的数值分析[J]. 西安交通大学学报, 2006, 40(11): 1290-1294.
ZHU Xianran, ZHANG Mingyuan, LIU Haonan, et al. Numerical investigation on flow field and biocompatibility of an axial blood pump[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2006, 40(11): 1290-1294.
- [13] YANO T, SEKINE K, MITOH S, et al. An estimation method of hemolysis within an axial flow blood pump by computational fluid dynamics analysis [J]. Artificial Organs, 2003, 27(10): 920-925.

(编辑 杜秀杰 荆树蓉)