

文章编号: 1004-7220(2020)03-0296-08

基于计算流体动力学的新型电磁驱动搏动式 灌注血泵泵头优化分析

赵圣功¹, 葛斌^{1*}, 方旭晨^{2*}, 李刚¹, 徐毅骁¹, 魏凌轩¹

(1.上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2.上海理工大学附属市东医院 重症医学科, 上海 200438)

摘要:目的 应用计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)方法对电磁驱动搏动式灌注血泵流场进行仿真分析,通过改进泵头结构改善血液在血泵的流动状态,提升其抗溶血性能。**方法** 应用 Fluent 17.0 分析泵头结构变化对泵内流场的影响,通过血液流入和流出的4次仿真实验,分析内部液体的流线分布、中轴面上的湍流动能分布、血液流经泵头的压力损失和模型表面受到的切应力。**结果** 在4次实验中,泵头入口与出口管路对称且与对称轴的夹角 $\alpha = 30^\circ$ 时,液体流线无明显紊乱,湍流程度较低;实验1中压力损失最小,为 376.8 Pa;实验1、2中的最大切应力分别为 258.6、302.8 Pa,符合压力损失和溶血程度等血泵生物力学性能要求。选择 $\alpha = 30^\circ$ 模型为该电磁驱动搏动式灌注血泵的泵头结构,并通过3D打印技术进行制作。**结论** 经过对泵头的优化分析,血泵溶血性能得到改善。研究结果可以运用到新型电磁驱动搏动式灌注血泵的设计与实验中。

关键词:搏动式血泵;机械灌注;泵头;计算流体动力学;数值模拟

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.03.006

Optimum Analysis on Pump Head of a Novel Pulse Blood Pump Driven by Electromagnetism Based on Computational Fluid Dynamics

ZHAO Shenggong¹, GE Bin^{1*}, FANG Xuchen^{2*}, LI Gang¹, XU Yixiao¹, WEI Lingxuan¹

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Critical Care Medicine, East City Hospital Affiliated to University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200438, China)

Abstract: Objective The flow field of electromagnetically driven pulsating perfusion blood pump was simulated by computational fluid dynamics (CFD) method, and the flow state of blood in blood pump was improved by modifying the structure of pump head, so as to improve its anti-hemolytic performance. **Methods** The influences of changes in pump head structure on flow field in the pump were analyzed by using Fluent 17.0. Four simulation experiments were carried out to analyze streamline distributions of the internal liquid, the turbulent flow energy distribution on axis of the model, pressure loss of blood flowing through the pump head and shear stress on surface of the model. **Results** In the four experiments, when the angle between the inlet and outlet of the pump head was symmetrical and the angle between the pump head and the symmetrical axis (α) was 30° , there was

收稿日期:2019-02-27; 修回日期:2019-03-29

基金项目:上海市大学生创新计划基金项目(SH2016118)

通信作者:葛斌,副教授, E-mail: gb13992@hotmail.com; 方旭晨,主任医师, E-mail: enjoyv6715@126.com

* 为共同通信作者

no obvious disturbance in the flow line and the turbulence degree was low. In Experiment 1, the pressure loss was 376.8 Pa, with the minimum value. The maximum shear stress in Experiment 2 and 3 was 258.6 Pa and 302.8 Pa, respectively, which met the biomechanical requirements of blood pump such as pressure loss and hemolysis. The model with $\alpha = 30^\circ$ was selected as pump head structure of the pulsating blood pump driven by electromagnetic force, and was fabricated by 3D printing technology. **Conclusions** By optimization of the pump head, the hemolysis performance of the blood pump was improved. The research results can be applied to the design and experiment of a new electromagnetic drive pulse perfusion blood pump.

Key words: pulsating blood pump; mechanical perfusion; pump head; computational fluid dynamics (CFD); numerical simulation

随着生物医学工程技术的快速发展,血泵作为一种部分或者整体代替心脏功能的医疗设备被广泛应用在离体器官灌注等领域^[1]。按照循环系统中血液的输送形式,血泵分为搏动式和非搏动式两大类^[2]。搏动式血泵可以模仿心脏的自然节律跳动,在器官灌注过程中能够保护血管收缩功能,有利于脏器的血液微循环并保护器官^[3]。从最初的滚压式血泵到现在的离心式、轴流式血泵,血泵经历了3个阶段的发展。滚压泵虽然能产生搏动性血流,但是其输出压力较高,容易造成较高的溶血性^[4];离心泵叶轮在高速转动的情况下产生剪切力,也会造成血液破坏^[5];而轴流泵内部流场的非生理性流动会对血细胞产生剪切应力^[6]。随着电磁学技术的发展,电磁驱动技术被越来越多地应用到搏动式血泵的研究中,电磁驱动搏动式血泵可以提供搏动性血流,避免高速旋转叶轮以及其他机械磨损对血细胞的损伤,降低溶血性^[7-8]。

本文优化分析基于一种新型电磁驱动搏动式灌注血泵^[9],该灌注血泵为机械灌注系统中的核心装置,主要应用于离体器官的保存和养护。以降低血泵工作时内部血液的溶血程度和血液流动的压

力损失为优化目标,通过 Fluent 软件仿真计算分析内部液体的流线分布、中轴面上的湍流动能分布、血液流经泵头的压力损失和模型表面受到的切应力等,比较不同条件下的仿真结果,选取最优方案使用 3D 打印技术制作泵头,并应用到灌注血泵的研究中。

1 材料与方法

1.1 电磁驱动搏动式灌注血泵结构及工作原理

电磁驱动搏动式灌注血泵采用梯度线圈-永磁体结构,通过梯度线圈产生磁场使永磁体实现直线往复运动,永磁体挤压泵腔中的血液产生搏动性血流。电磁驱动搏动式灌注血泵的结构如图 1 所示。泵壳是内表面光滑的医用硬质塑料圆管;圆管内部装有轴向均匀磁化的圆柱形永磁体,材质为钕铁硼,永磁体可以在圆管内部沿轴向运动,同时,永磁体将泵的内部分隔为 A 和 B 两个腔室;泵壳的两端分别连接 1 个泵头,每个泵头的出入口连接入口管路和出口管路;泵壳的外层是驱动线圈。由于成年人心脏每次泵血约 70 mL,该泵的容积应大于 70 mL,泵体长度为 150 mm,泵壳内径

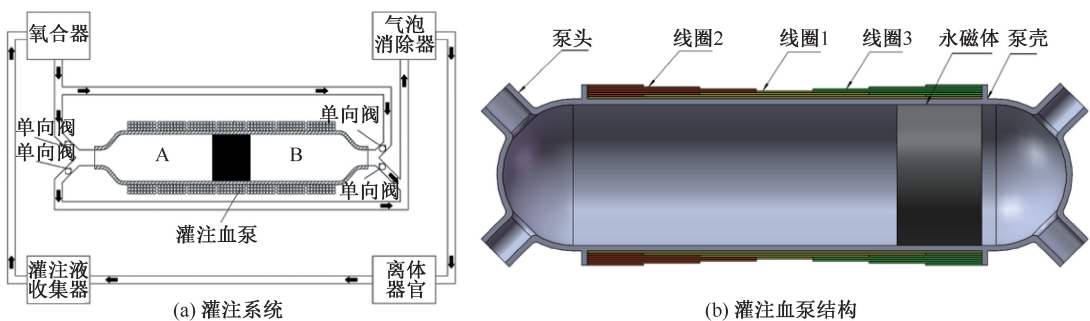


图 1 灌注系统及血泵结构示意图

Fig.1 Structural sketch of perfusion system and blood pump (a) Perfusion system, (b) Perfusion blood pump

为 40 mm。灌注泵具体的工作过程如下:① 初始状态时,血液通过单向阀流入泵内充满灌注泵内部,永磁体位于泵体的最右端;② 驱动线圈 1 和 2 通入直流电,永磁体向左移动,A 腔中的灌注液被挤出,同时 B 腔内被充满;③ 当永磁体到达泵体最左端时,驱动线圈 1、3 通入直流电,永磁体向右移动,此时 B 腔中的灌注液被挤出,同时 A 腔内被充满,重复②和③步骤,永磁体往复运动,灌注泵持续泵血。

1.2 血泵泵头优化目标

离体肝脏和肾脏的保存和养护是机械灌注技术研究的重点^[10]。本文中主要考虑成年人的心脏泵血功能以及肝脏和肾脏的血流量。成年人心率为 75 次/min,每个心动周期为 0.8 s,每搏输出量约 70 mL,心脏泵血量为 5 L/min。肝脏是人体供血最丰富的器官之一,成年人肝脏血流量为 1.5 ~ 2.0 L/min。成年人肾脏血流量约为 1.2 L/min,在体外循环期间维持 50 ~ 70 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa) 灌注压较为合适^[11]。

近年来随着计算流体动力学 (computational fluid dynamics, CFD) 的广泛应用,大大缩短了血泵的研制周期,为开发效率高、溶血值低、体积小的血泵提供了强有力保证。目前,几乎所有血泵在设计之初都要先经过 CFD 设计,再进行全面的测试。在运用 CFD 技术的设计阶段,可以通过数值模拟对血泵的溶血性能进行评估,缩短血泵的设计时间,并降低实验损耗^[12]。本文使用有限元软件仿真分析泵头对血泵系统中血液的影响,并根据仿真结果对泵头结构进行优化。

1.2.1 降低血液的溶血程度 溶血是指血液中红细胞破裂,血红蛋白逸出。在血泵中红细胞在管路内循环时因受到过多的机械性损伤而损坏;管路的不规则形状引发的湍流也会造成溶血;另外,血液流动时受到的剪切应力也会引起溶血^[13]。

国外很多学者对溶血进行研究并建立相关预测模型,其中 Giersiepen 等^[14]提出的溶血预测模型应用最为广泛。根据 Giersiepen 等^[14]提出的溶血估算的经验公式,红细胞在流动过程中所受剪切应力大小和暴露时间长短与溶血有很大的关系:

$$D = \frac{dHb}{Hb} = 3.62 \times 10^{-7} \cdot \tau^{2.416} \cdot t^{0.785} \quad (1)$$

式中: Hb 为血红蛋白总量; dHb 为溶血导致的游离血红蛋白量; t 为红细胞暴露时间; τ 为红细胞所受的剪切应力。

根据 Giersiepen 等^[14]提出的溶血预测模型, Garon 等^[15]基于双曲线型运输方程提出了一种针对三维数值仿真的快速溶血预估的方法。双曲线型运输方程:

$$(\partial/\partial t + \vec{V} \cdot \nabla) D_1 = \sigma \quad (2)$$

式中: \vec{V} 为速度矢量; D_1 为线性溶血指数; σ 为单位时间溶血破坏率。

$$D_1 = D^{1/0.785} \quad (3)$$

$$\sigma = (3.62 \times 10^{-7})^{1/0.785} \tau^{2.416/0.785} \quad (4)$$

则血泵整体稳定流场中线性平均溶血指数为:

$$\overline{D}_1 = \frac{1}{Q} \int_V \sigma dV \quad (5)$$

式中: Q 为流量。通过指数换算得到血泵溶血值:

$$D = \overline{D}_1^{0.785} \quad (6)$$

将溶血值转化为标准溶血指数:

$$NIH = Hb \times D \times 100 \quad (7)$$

NIH 的最大允许值为 1 mg/L^[16]。

根据 Wernicke 等^[17]的研究,当红细胞受到的切应力大于 150 Pa 时,很少有血细胞发生破坏;而 Arvand 等^[18]研究表明,当红细胞受到的切应力大于 200 Pa 时,红细胞开始受到明显破坏,红细胞膜达到其区域应变极限,膜上的微孔会打开并允许血红蛋白通过进而释放到血浆中。同时,王坤等^[19]研究认为,血泵表面剪切力超过 200 Pa 区域一般不要大于 1%;而 Paul 等^[20]研究认为,血泵表面剪切力最大不应超过 450 Pa。

1.2.2 降低血液流动的压力损失 压力损失可以表示装置能量耗散的大小,以进口处与出口处流体的全压差表示,反映流体经过装置消耗机械能^[21]。对离体器官进行灌注时,降低灌注液流动过程中的压力损失,可以减小灌注液的机械能损失,减轻血细胞的碰撞,还能减小血泵的额定驱动力。血液流经泵头的压力损失等于入口处的压力减去出口处压力:

$$\Delta p = p_{in} - p_{out} \quad (8)$$

式中: Δp 表示血液的压力损失; p_{in} 、 p_{out} 分别为泵进口、出口处血液压力。

1.3 初始泵头流场分析

在前期的体外溶血实验中,使用的改进前的两种泵头模型如图 2 中(a)所示,模型中蓝色端面表示泵的入口,红色表示泵的出口,两种模型中入口和出口管路的内径均为 10 mm,泵头左端接口的直径为 40 mm。两种结构的区别在于:1 号泵头的出口管路和入口管路不对称,2 号泵头是对称结构。将以上模型导入 ICEM 软件进行网格划分和边界设定,网格类型为四面体网格,最小网格尺寸 1 mm,另外对模型表面处的网格进行加密处理,模型的入口设定为 inlet,出口设置为 outlet,泵头左端接口设置为 in_pump,1 号泵头的网格节点数和单元数分别为 137 347 和 701 651,平均网格质量为 0.834 2;2 号泵头的网格节点数和单元数分别为 138 979 和 719 044,平均网格质量为 0.828 9。

本文中电磁驱动搏动式灌注血泵工作介质是血液,假定血液为不可压缩的牛顿流体。利用流体

仿真软件 Fluent 对血泵泵头进行数值模拟,计算域为泵头内表面和内部液体,湍流模型选择标准 $k-\epsilon$ 模型,采用定常三维不可压缩流动 N-S 方程,速度-压力耦合采用 SIMPLEC 算法,进行两次分别模拟血液流入和流出血泵的实验。根据该机械灌注系统的工作原理,血液流入血泵的原因是灌注液收集箱和血泵之间存在压力差;血液流出血泵的原因是泵内永磁体移动挤压血液运动。因此,实验 1 中入口边界设置为压力入口,参考肾脏的合理灌注压,设置压力入口的压力为 7.98 kPa;实验 2 中入口边界设置为速度入口,参考永磁体运动过程中的速度^[9],设置速度入口的速度为 0.5 m/s。两次实验的设置参数如表 1 所示,其中参考血液的密度和黏度设置自定义材料作为实验中的介质,密度为 $1.06 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,黏度为 $3.5 \text{ mPa} \cdot \text{s}$,两次仿真实验均基于 Pressure-Based 求解器进行稳态运算,迭代次数均为 10^3 次。

表 1 第 1,2 次实验参数

Tab.1 Parameters of Experiment 1 and 2

仿真实验	模拟状态	入口边界	出口边界
1	血液流入血泵	inlet 为压力入口,压力为 8 kPa	in_pump 为压力出口,压力为 0 Pa
2	血液流出血泵	in_pump 为速度入口,速度为 0.5 m/s	outlet 为压力出口,压力为 0 Pa

在实验 1 中,两种泵头模型内血液的流动曲线都发生明显的紊乱,2 号泵头模型中血液的流动速度较小,1、2 号泵头模型中轴面上的最大湍流动能分别为 1.535 、 $1.193 \text{ m}^2/\text{s}^2$,数值较大;在实验 2

中,两种泵头模型内血液的流动曲线分布均匀,两种泵头模型中轴面上的湍流动能分布都集中在出口管路处,且数值过大,故两种结构均不理想(见图 2)。

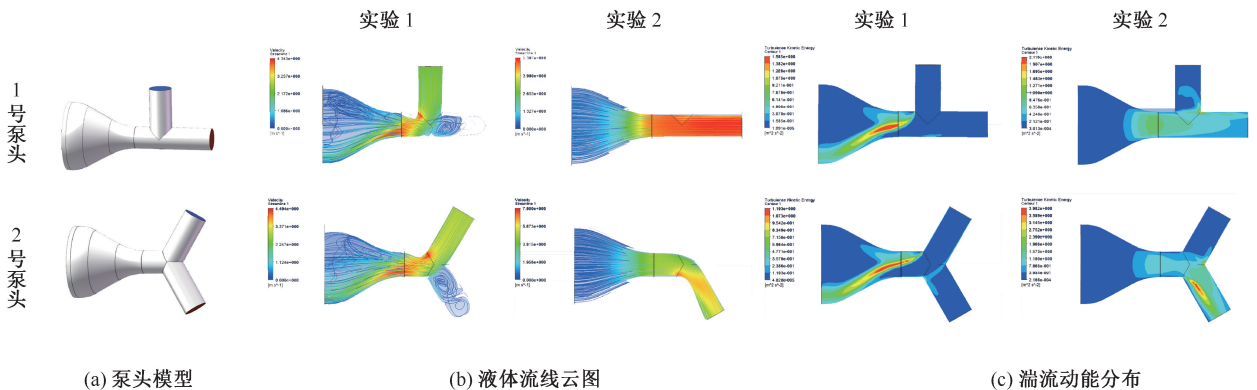


图 2 初始泵头结构及仿真实验结果

Fig.2 Schematic diagram of initial pump head structure and simulation experimental results (a) Pump head model, (b) Liquid streamline nephogram, (c) Turbulent energy distribution nephogram

1.4 泵头优化分析

分析表明,两种泵头结构不合理易造成较高

溶血性。因此,本文主要通过 CFD 方法对灌注泵结构进行仿真分析,优化泵头内部结构和血液出

口与入口之间夹角,得到溶血值较低的泵头结构。结合上文中的仿真结果,对初始的泵头结构进行改进,改进后的泵头模型为流线型,入口和出口管路呈对称分布。由于泵头入口、出口直径和左侧接口直径等均为固定值,而泵头入口或出口管路与对称轴的夹角 α 会影响内部液体的流场分布, $\alpha = 0^\circ \sim 90^\circ$, 本文中选取 $\alpha = 0^\circ、30^\circ、45^\circ、60^\circ$ 和 90° 的模型进行仿真分析,得到仿真结果后,又补

充了 $\alpha = 25^\circ$ 和 35° 的模型进行分析。上述 7 种模型的结构如图 3(a) 所示。利用 ICEM 软件进行网格划分和边界设定,网格类型为四面体网格,对模型表面处的网格进行加密处理,模型入口设置为 inlet,出口设置为 outlet,泵头左端接口设置为 in_pump,不同模型的网格参数如表 2 所示,所有模型的平均网格质量都超过 0.8,满足实验要求。将网格模型导入 Fluent 软件,并按上文中设置的两种

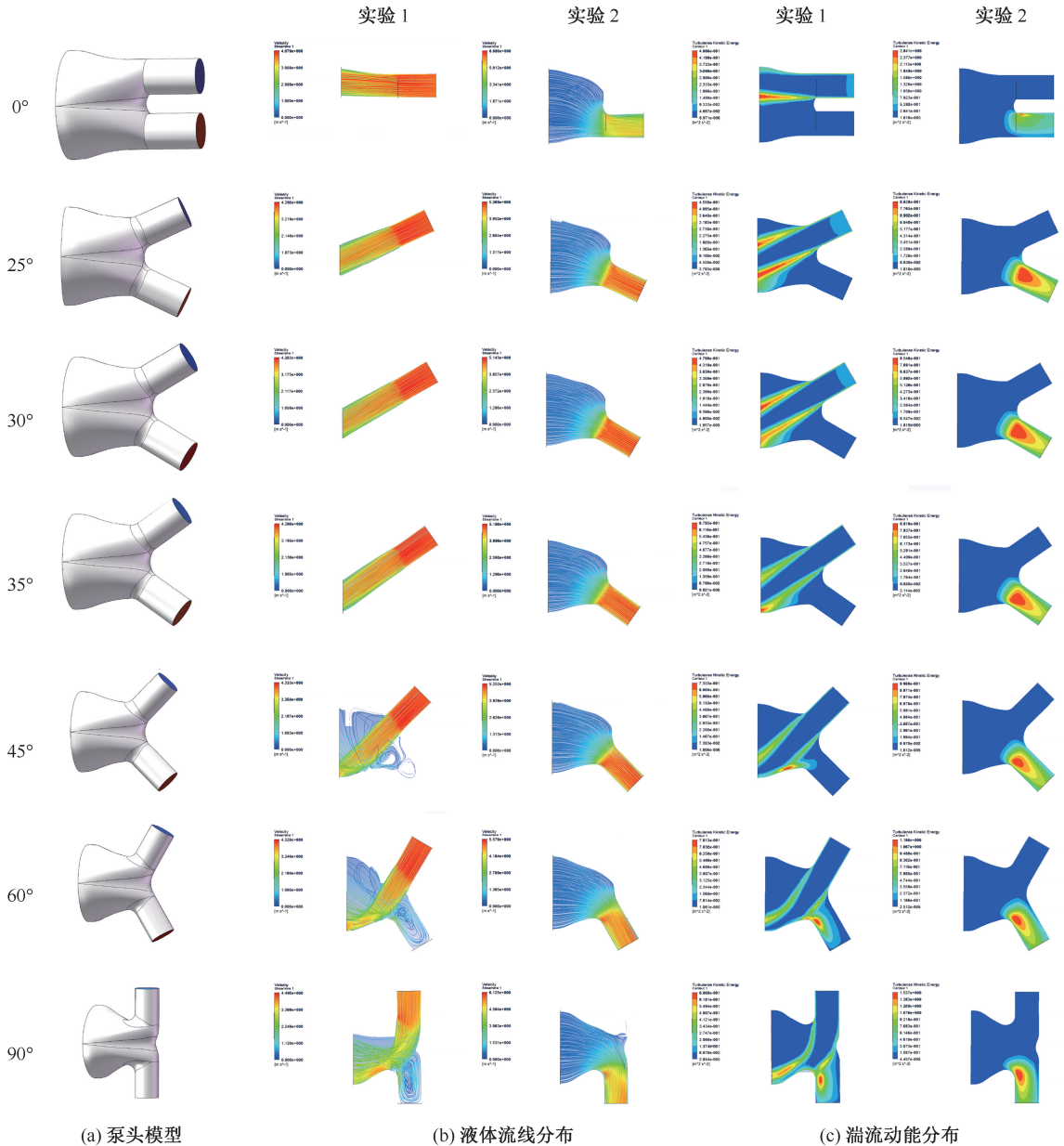


图 3 不同泵头结构及仿真实验结果

Fig.3 Structural schematic and simulation experimental results of pump head with different structures (a) Pump head model, (b) Liquid streamline nephogram, (c) Turbulent energy distribution nephogram

表 2 不同模型的网格参数

Tab.2 Mesh parameters of different models

$\alpha/(\circ)$	网格节点	网格单元	平均网格质量
0	273 187	1 458 912	0.828 9
25	271 223	1 450 057	0.827 8
30	271 073	1 448 406	0.829 1
35	270 152	1 443 717	0.827 9
45	271 236	1 450 507	0.827 3
60	270 183	1 440 129	0.828 1
90	294 808	1 571 889	0.827 3

表 3 第 3、4 次仿真实验参数

Tab.3 Parameters of Experiment 3 and 4

仿真实验	模拟状态	入口边界	出口边界
3	血液流出血泵	in_pump 为速度入口,速度为 0.8 m/s	outlet 为压力出口,压力为 0 Pa
4	血液流出血泵	in_pump 为速度入口,速度为 1 m/s	outlet 为压力出口,压力为 0 Pa

2 结果分析

2.1 流体流线分布

实验 1 中, $\alpha < 45^\circ$ 的 4 种模型内流体的流线分布均匀,无明显紊流, $\alpha = 45^\circ$ 、 60° 和 90° 的 3 种模型内液体的流线发生紊乱;其余实验中,7 种模型内液体的流动曲线均分布均匀,无明显紊乱(见图 3)。

2.2 最大湍流动能

将 7 种模型分别进行 4 次仿真实验后,得到模型中轴面上最大湍流动能结果(见表 4),并将实验 2、3、4 结果制作成折线图(见图 4)。

实验分别对模型进行仿真分析。实验参数按表 1 进行设置,仿真实验结果见图 3(b)、(c)。

由于流体在泵头内速度越大,泵头表面切应力越大,溶血值越高,为了得到溶血值较低流体的最大临界速度,增加两次模拟血液流出血泵的实验,第 2、3、4 次实验均为血液流出血泵,in_pump 为速度入口,速度分别设置为 0.5、0.8、1.0 m/s,实验 3、4 的主要参数设置如表 3 所示,其余参数与实验 2 相同。

表 4 模型中轴面上最大湍流动能

Tab.4 Maximum turbulent flow energy on the axis of the models

$\alpha/(\circ)$	湍流动能/($\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$)			
	实验 1	实验 2	实验 3	实验 4
0	0.466	2.640	6.610	9.987
25	0.454	0.862	1.319	1.643
30	0.479	0.854	1.182	1.443
35	0.679	0.881	1.261	1.480
45	0.733	0.996	1.592	1.938
60	0.781	1.185	2.091	2.639
90	0.686	1.536	3.042	4.043

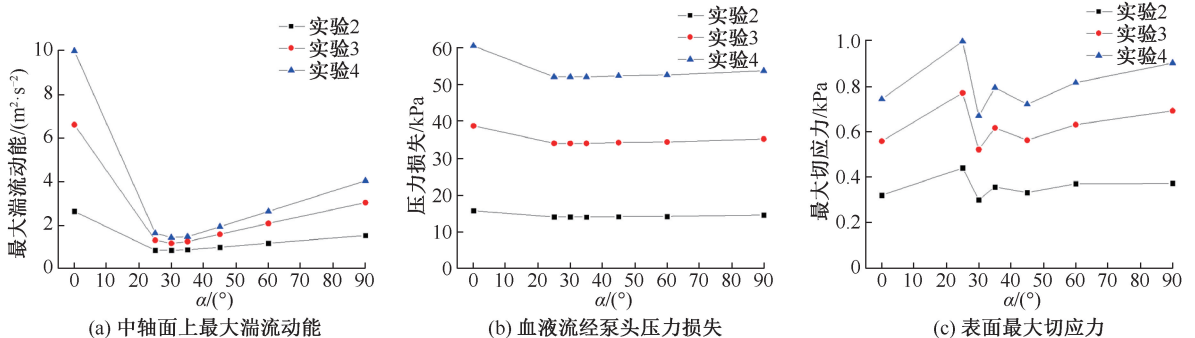


图 4 实验 2、3、4 结果

Fig.4 Results of Experiment 2, 3 and 4 (a) Maximum turbulent flow energy on the axis of the models, (b) Pressure loss of blood flow through pump head, (c) Maximum shear stress on model surface

模拟血液流入血泵时,模型中轴面上的最大湍流动能较小;模拟血液流出血泵时,入口速度越大,液体的湍流动能越大,在实验 2、3、4 中, $\alpha = 25^\circ$ 、 30° 和 35° 的 3 种模型,其中轴面上的最大湍流动能基

本相等,并且小于其他 4 种模型,表明血液流入这 3 种模型时,湍流程度低,对血液溶血产生的影响小。其中, $\alpha = 30^\circ$ 模型是根据湍流动能分析得到的最优结构。

2.3 压力损失

血液流入血泵的压力损失远小于血液流出血泵的压力损失;模拟血液流出血泵时,模型入口的速度越大,液体流经泵头的压力损失越大;实验2、3、4中, $\alpha = 25^\circ$ 、 30° 和 35° 时,液体流经泵头的压力损失基本相等,并且小于其他4种模型。其中, $\alpha = 30^\circ$ 模型是根据压力损失分析得到的最优结构(见表5、图4)。

表5 实验结果

Tab.5 Results of experiments

$\alpha / (^\circ)$	血液流经泵头压力损失/Pa				表面最大切应力/Pa			
	实验1	实验2	实验3	实验4	实验1	实验2	实验3	实验4
0	547.1	1 5798.1	3 8841.5	6 0517.1	238.5	322.7	559.0	743.2
25	492.5	1 4081.7	3 4085.2	5 2117.3	286.8	441.7	770.7	996.7
30	376.8	1 4082.6	3 4069.1	5 2091.8	258.6	302.8	522.7	669.7
35	469.6	1 4072.6	3 4071.3	5 2078.4	307.3	358.8	617.7	793.0
45	634.7	1 4174.8	3 4277.1	5 2372.9	301.8	333.6	563.5	720.3
60	584.5	1 4245.8	3 4438.9	5 2632.1	300.9	372.1	631.8	815.1
90	400.4	1 4627.1	3 5265.1	5 3781.4	321.6	374.1	692.9	901.6

图5所示为 $\alpha = 30^\circ$ 模型在实验2、3、4中表面受到的切应力分布。图5中红色区域表示切应力超过450 Pa,血细胞通过该区域时会发生严重溶血。实验2中,模型表面没有严重溶血区域;实验3中,模型的出口管路底部出现较小面积的严重溶血区域;实验4中,模型的出口管路为严重溶血区域。因此,为了减小血液的溶血程度,该灌注泵在工作时,泵头左侧接口处的血液流动速度应小于0.8 m/s。

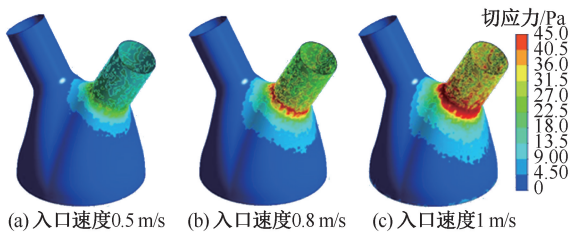


图5 $\alpha = 30^\circ$ 模型表面切应力分布

Fig.5 Shear stress distributions on surface of moddle with $\alpha = 30^\circ$ (a) Entrance velocity 0.5 m/s, (b) Entrance velocity 0.8 m/s, (c) Entrance velocity 1.0 m/s

2.5 总结

本文对7种模型进行4次仿真实验,分析内部液体的流线分布、中轴面上的湍流动能分布、血液流经泵头的压力损失和模型表面受到的切应力。

2.4 最大切应力

血液流入血泵时受到的切应力小于流出时的切应力;模拟血液流出血泵时,入口速度越大,血液受到的切应力越大;实验2中,7种模型表面受到的切应力分布基本相同,都集中在泵头的出口管道底部;所有实验的最大切应力均超过200 Pa,而 $\alpha = 30^\circ$ 时,模型表面受到的最大切应力最小,溶血程度最低。 $\alpha = 30^\circ$ 模型是根据切应力分析得到的最优结构(见表5、图4)。

结果表明, $\alpha = 30^\circ$ 泵头结构的压力损失较小,同时溶血程度较低。因此,选择 $\alpha = 30^\circ$ 模型为该电磁驱动搏动式灌注泵的泵头结构,最终通过3D打印技术制作泵头模型(见图6)。

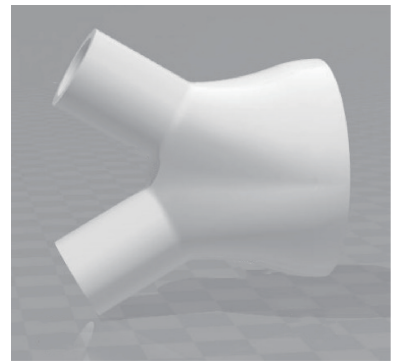


图6 电磁驱动搏动式灌注泵的泵头3D打印模型

Fig.6 Pump head 3D printing model of pulsating blood pump driven by electromagnetic force

3 讨论与结论

研究表明,标准溶血指数(normalized index of haematolysis, NIH)在0.04~0.20 mg/dL之间的血泵具有临床应用的可能性^[22]。通过体外溶血实验^[9]对溶血性对 $\alpha = 30^\circ$ 模型进行验证,测量血浆中

游离血红蛋白含量(FHb)和红细胞压积(Hct),计算泵头体外实验标准溶血指数,实验得到的标准NIH=(0.049 15±0.003 75) mg/dL,满足血液相容性要求,相比较已有的 I-CP95 型离心泵 [NIH=(0.112 5±0.015 7) mg/dL] 以及 II-AP97 型轴流泵 [NIH=(0.093 1±0.013 7) mg/dL]^[23] 而言,该血泵在溶血性能方面有较大的改善。

本文利用 CFD 方法对自主研发的新型电磁驱动搏动式灌注血泵泵头进行数值模拟研究,从降低该血泵工作时内部血液的溶血程度和压力损失两方面考虑,对 9 种泵头模型进行模拟血液流入和流出的 4 次仿真实验,并分析内部液体的流线分布、中轴面上的湍流动能分布、血液流经泵头的压力损失和模型表面受到的切应力。模拟结果表明:① $\alpha=60^\circ、90^\circ$ 时,两种模型实验 1 中液体的流线发生紊乱;② $\alpha=25^\circ、30^\circ、35^\circ$ 时,3 种模型中轴面上的最大湍流动能基本相等,并且小于其他 4 种模型,表面血液流入这 3 种模型时,湍流程度低,对血液溶血产生的影响小;③ $\alpha=25^\circ、30^\circ、35^\circ$ 时,液体流经泵头的压力损失基本相等,并且小于其他 4 种模型;④ $\alpha=30^\circ$ 时,模型表面受到的最大切应力最小,溶血程度最低。因此,本文优化分析得到的 $\alpha=30^\circ$ 泵头结构符合压力损失和溶血程度等血泵生物力学性能要求,体外溶血实验结果也表明它能够改善灌注泵的溶血性能。

参考文献:

[1] 蔡明, 张大伟. 机械灌注技术在移植器官保存中的研究进展 [J]. 实用器官移植电子杂志, 2017, 5(3): 207-211.

[2] 黄榕喻, 党维国, 陈琛, 等. 完全磁悬浮心室辅助装置的体外模拟循环系统实验研究 [J]. 医用生物力学, 2017, 32(2): 174-180.

HUANG ZY, DANG WG, CHEN C, et al. In vitro simulation experimental study of a fully magnetically levitated ventricular assist device based on mock circulatory system [J]. J Med Biomech, 2017, 32(2): 174-180.

[3] JI B, UNDAR A. An evaluation of the benefits of pulsatile versus nonpulsatile perfusion during cardiopulmonary bypass procedures in pediatric and adult cardiac patients [J]. ASAIO J, 2006, 52(4): 357-361.

[4] 周玉姣, 于坤. 体外循环红细胞损伤的原因、表现及危害 [J]. 中国体外循环杂志, 2015, 13(1): 61-64.

[5] NONAKA K, LINNEWEBER J, ICHIKAWA S, et al.

Development of the Baylor Gyro permanently implantable centrifugal blood pump as a biventricular assist device [J]. Artif Organs, 2015, 25(9): 675-682.

[6] FRASER KH, TASKIN ME, ZHANG T, et al. Comparison of shear stress, residence time and lagrangian estimates of hemolysis in different ventricular assist devices [C]// Proceedings of 26th Southern Biomedical Engineering Conference. College Park; Springer Berlin Heidelberg, 2010.

[7] 谭江浩, 葛斌, 方旭晨, 等. 磁耦合驱动搏动式血泵的可行性研究 [J]. 医用生物力学, 2015, 30(5): 458-462.

TAN JH, GE B, FANG XC, et al. Feasibility study on magnetic coupling-driven pulsate blood pump [J]. J Med Biomech, 2015, 30(5): 458-462.

[8] 刘京京, 葛斌, 陆通, 等. 短期辅助用直流电磁驱动搏动式血泵设计与测试 [J]. 中国生物医学工程学报, 2018, 37(1): 49-56.

[9] 张磊, 方旭晨, 葛斌. 新型电磁搏动式血泵的实验研究 [J]. 医用生物力学, 2019, 34(2): 173-178.

ZHANG L, FANG CX, GE B. Experimental study on a novel electromagnetic pulsatile blood pump [J]. J Med Biomech, 2019, 34(2): 173-178.

[10] 贾俊君, 李建辉, 周燕飞, 等. 器官移植机械灌注产品研究进展 [J]. 中华移植杂志: 电子版, 2016, 10(2): 88-91.

[11] 陈涛, 李军, 徐利军, 等. 成人心脏手术围体外循环期肾损害因素分析 [J]. 临床外科杂志, 2017, 25(5): 375-377.

[12] 张岩, 胡盛寿. 计算流体力学在心脏血泵溶血设计中的应用 [J]. 国际移植与血液净化杂志, 2008, 6(3): 30-33.

[13] FRASER KH, TASKIN ME, GRIFFITH BP, et al. The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices [J]. Med Eng Phys, 2011, 33(3): 263-280.

[14] GIERSIEPEN M, WURZINGER LJ, OPITZ R, et al. Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses in vitro comparison of 25 aortic valves [J]. Artif Organs, 1990, 14(13): 300-306.

[15] GARON A, FARINAS MI. Fast three-dimensional numerical hemolysis approximation [J]. Artif Organs, 2004, 28(11): 1016-1025.

[16] 王芳群, 曾培, 茹伟民, 等. 应用 CFD 研究叶轮设计对人工心脏泵内流场的影响 [J]. 中国生物医学工程学报, 2005, 24(5): 578-582.

[17] WERNICKE JT, MEIER D, MIZUGUCHI K, et al. A fluid dynamic analysis using flow visualization of the Baylor/NASA implantable axial flow blood pump for design improvement [J]. Artif Organs, 2010, 19(2): 161-177.

[18] ARVAND A, HORMES M, REUL H. A validated computational fluid dynamics model to estimate hemolysis in a rotary blood pump [J]. Artif Organs, 2005, 29(7): 531-540.