文章编号：1673-5196(2012)05-0053-05

# 离心式心脏泵内部流场数值模拟与分析

韩 伟，朱登魁，敏 政，马 薇，高 宏，周 栋

（兰州理工大学 能源与动力工程学院，甘肃 兰州 730050）

**摘要**：利用CFD软件对采用一元理论的方法所设计的无回流区和有回流区2种离心式心脏泵进行数值模拟，考察和分析人工心脏泵叶轮内部流场的分布，揭示叶轮内部流动的特殊规律和流动机理.通过数值模拟得到心脏泵流道内的切应力、速度和压力分布云图，分析2种模型对血栓和溶血的影响.结果表明，有回流区离心式心脏泵模型内部流场要比无回流区离心式心脏泵模型内部流场更符合血液动力学的要求，对血细胞的破坏更小，具有更好的抗血栓和溶血性能.

**关键词**：离心式心脏泵；数值模拟；切应力；流场

**中图分类号**：TH311 **文献标识码**：A

## Numerical simulation and analysis of internal flow field in centrifugal cardio-pump

HAN Wei, ZHU Deng-kui, MIN Zheng, MA Wei, GAO Hong, ZHOU Dong

(College of Energy and Power Engineering, Lanzhou Univ. of Tech., Lanzhou 730050, China)

**Abstract**: Two cardio-pumps with recirculation region and anti-recirculation region, which were designed with one-dimensional theory, were numerically simulated with software CFD, the internal flow field in the impeller of these pumps was analyzed, and the special flow pattern and flow mechanism in the impeller were revealed. The nepho-grams of shear stress distribution, velocity distribution, and pressure distribution in the impeller were obtained with numerical simulation and the influence of the two pump models on thrombus and hemolysis was analyzed and compared between the two pump models. The results showed that: the internal flow of cardio pump with recirculation region met better the requirements of the hemodynamics than the cardio-pump with anti-recirculation region, the destruction of blood cells was less, and the performances of anti-thrombus and anti-hemolysis were better.

**Key words**: centrifugal cardio-pump; numerical simulation; shear stress; flow field

人工心脏泵的历史可以追溯到19世纪初期，Le-Gallois早在1812年就提出用体外灌注以保证体内或体外器官的存活[1]. 1957年，William Kolff和Tetsuo Akutsu在狗身上成功装了一个空气驱动的人工心脏，这也是人类历史上第一次研制出心脏泵[2].

人工心脏泵从其发展的历史来看，经历了模仿自然心脏的容积式泵、非搏动连续流式心脏泵[3]、磁悬浮轴承心脏泵和具有动力叶轮悬浮系统的心脏泵.离心式心脏泵是具有离心式叶轮和磁悬浮轴承[4-5]的人工心脏泵，属于动力叶轮悬浮系统的心脏泵，它与其他类型相比具有结构简洁、体积小，能有效的减少机械磨损，减少心脏泵的溶血和血栓现象的发生等优点，为临床实验带来方便.目前，在国外许多学者直接采用直叶片式叶轮心脏泵；在国内钱坤喜等[6]采用一种基于流线型设计的叶轮式心脏泵，流线型叶轮叶片的径向和轴向设计分别采用等角对数螺旋线和抛物线.

本文研究的无回流区和有回流区2种离心式心脏泵均采用一元理论的设计方法[7]，离心式心脏泵具有普通离心泵一样的离心式叶轮，因此可以将普通离心泵叶轮的设计方法应用于心脏泵的设计，从而研究该心脏泵的内部流动情况.利用商业CFD软件Fluent对离心式心脏泵内部流场进行了定常数

收稿日期：2011-09-15
基金项目：国家自然科学基金(51079066)
作者简介：韩 伟(1977-)，男，安徽砀山人，博士，副教授.

(C)1994-2019 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

值模拟[7-8]，根据模拟结果详细分析 2 种心脏泵的速度场、压力场以及切应力分布，判断 2 种模型对血栓和溶血的影响，从而为人工心脏泵在提高抗血栓和溶血性能方面打下良好的基础.

# 1 离心式心脏泵的水力设计

## 1.1 叶轮水力设计

### 1.1.1 模型泵设计参数

模型泵的流量 $q_V=0.3\ \mathrm{m^3/h}$，扬程 $H=1.36\ \mathrm{m}$，转速 $n=2\ 970\ \mathrm{r/min}$.

本文采用一元理论的叶轮水力设计方法，用普通离心泵的设计方法进行设计. 根据设计参数通过一元理论水力设计方法确定出主要结构参数：$D_0=11\ \mathrm{mm}$，$D_j=12.5\ \mathrm{mm}$，$b_2=2\ \mathrm{mm}$，$D_2=34\ \mathrm{mm}$，$\beta_2=31.62°$，$Z=6$，$\varphi=100°$.

### 1.1.2 绘制轴面投影图

叶轮各部的尺寸确定之后，根据叶轮的主要参数可绘制出叶轮轴面投影图和轴面截线，如图 1 所示.

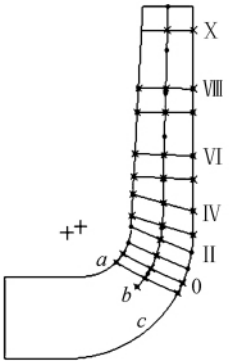



图 1 叶轮轴面投影

Fig. 1 Meridional plane projection of impeller

### 1.1.3 绘制叶片剪裁图

将各截面与两流线的交点的半径对应投影到平面图上，然后用光滑曲线分别连接轮毂处和轮缘处的流线，得到叶片剪裁图(见图 2).

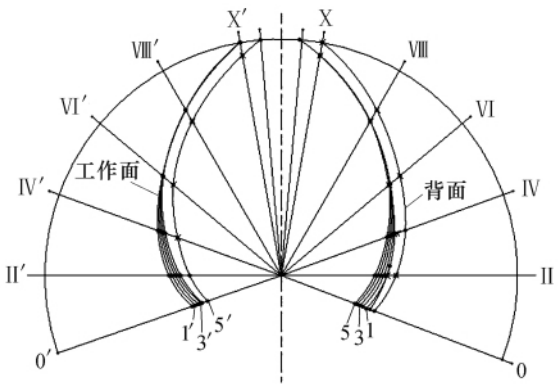



图 2 叶片剪裁图

Fig. 2 Blade clipping diagram

## 1.2 压水室水力设计

选用螺旋形压水室，它的制造比较方便，泵的性能曲线高效区域比较宽. 其主要参数有：基圆直径 $D_3=36\ \mathrm{mm}$，进口宽度 $b_3=3.7\ \mathrm{mm}$，隔舌安放角 $\varphi_0=20°$. 断面Ⅰ～Ⅷ的包角分别为：25°、70°、115°、160°、205°、250°、295°、340°，面积分别为：2.6、7.4、12.1、16.8、21.6、26.3、31.1、35.8 $\mathrm{mm^2}$.

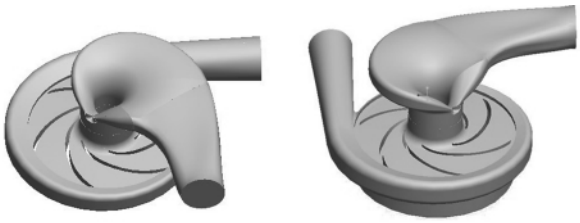
## 1.3 吸水室水力设计

吸水室的要求是：保证叶轮进口有理想的速度场. 如速度分布均匀，大小适合，方向环量符合要求，水力损失最小. 由于结构所限，因此选取的是半螺旋形吸水室. 其中Ⅰ～Ⅷ断面的面积分别为：8、16、24、32、40、48、56、64 $\mathrm{mm^2}$.

# 2 模型的建立与网格划分

## 2.1 离心式心脏泵流道实体模型的建立

利用一元理论设计方法分布对叶轮、压出室、吸入室进行水力设计，然后根据水力设计得到的参数分别建立叶轮、压出室和吸入室的流道实体图，然后将他们装配在一起得到心脏泵的流道实体模型，如图 3 所示.



(a) 无回流区 (b) 有回流区

图 3 三维实体模型

Fig. 3 Three-dimensional solid model

## 2.2 控制方程

1) 连续性方程：

$$\frac{\partial \rho}{\partial t}+\nabla\cdot \rho u=0$$

2) 动量守恒方程：

$$\frac{\partial}{\partial x_j}(u_i u_j)=f_i-\frac{1}{\rho}\frac{\partial p}{\partial x_i}+\mu\frac{\partial^2 u_i}{\partial x_i \partial x_j}$$

3) 能量守恒方程：

$$\frac{\partial(\rho T)}{\partial t}+\mathrm{div}(\rho u T)=\mathrm{div}\left(\frac{k}{c_p}\mathrm{grad}T\right)+S_T$$

## 2.3 数值计算方法

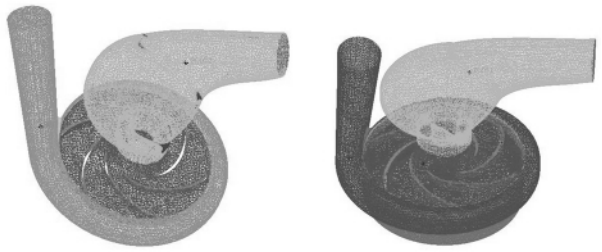
控制方程的离散采用贴体坐标下的有限体积法，数值求解采用 SIMPLEC 算法[9].

## 2.4 离心式心脏泵流道实体模型的网格划分

本文采用目前非常流行的 ICEM 软件对离心式心脏泵流道进行网格划分. 将泵流道实体模型导

(C)1994-2019 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

入 ICEM 软件,采用非结构四面体网格对其进行网格划分,最后得到. msh 文件. 无回流区的原型离心式心脏泵选用网格数为 299 070,模型网格划分如图 4a 所示. 有回流区的原型离心式心脏泵选用网格数为 300 643,模型网格划分如图 4b 所示.



(a) 无回流区　　(b) 有回流区

图 4　模型的网格划分

Fig. 4　Model grid partition

### 2.5　边界条件

1) 入口边界条件:入口为压力入口,压力为 1 330 Pa.

2) 出口边界条件:出口为压力出口,压力为 14 630 Pa.

3) 固壁边界条件:需要把离心式心脏泵叶片形成的壁面定义为旋转边界,其转速等于叶轮的转速 2 970 r/min,其他壁面定义为无滑固壁边界.

## 3　计算结果与分析

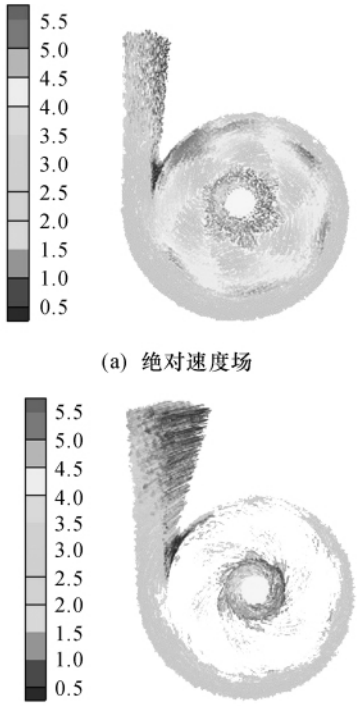
经过数值模拟计算,对心脏泵流道内的速度场、压力场以及切应力分布的数值模拟结果进行分析.

### 3.1　心脏泵流道内速度分布

图 5 和图 6 为心脏泵内部的速度分布情况,由速度分布图可以观察到叶轮内的总的流动趋势良好,无明显的流动分离;叶轮各流道内的流动呈对称分布,这是因为叶轮结构对称的缘故;沿流道叶轮内流体的速度逐渐增加,在叶轮出口处速度最大,进口处速度最低;有回流区心脏泵内部速度流场分布比无回流区心脏泵内部速度流场分布更为均匀,而且无回流区心脏泵叶轮出口部分速度值变化较大.

### 3.2　心脏泵内部压力分布

图 7 和图 8 为心脏泵内部速度分布情况,由压力分布图可知,在流道内压力沿着流道方向逐渐增大,在流动的进口处压力最小,出口处压力最大. 流道内的压力分布非常均匀,这是因为叶轮结构对称的缘故;在压出室内,压力分布比较均匀,但并不完全对称,这是由压出室断面不同即结构的不对称造成的. 在压出室内局部区域出现较大的压力,这种现象与流体机械的理论分析是一致的. 有回流区和无

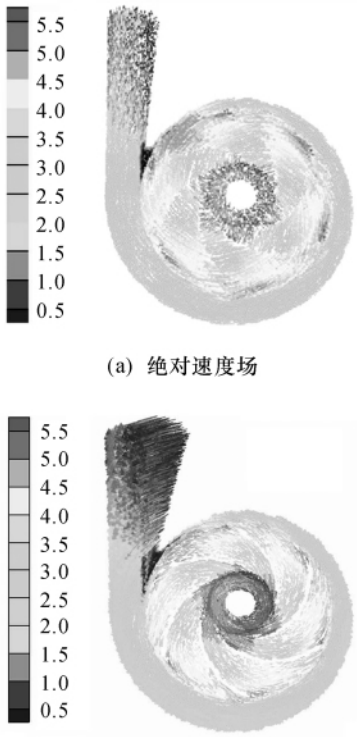



(a) 绝对速度场

(b) 相对速度场

图 5　无回流区心脏泵内部速度场(m/s)

Fig. 5　Internal velocity field of centrifugal cardio-pump with anti-recirculation region(m/s)



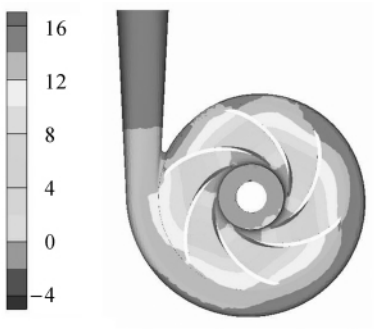

(a) 绝对速度场

(b) 相对速度场

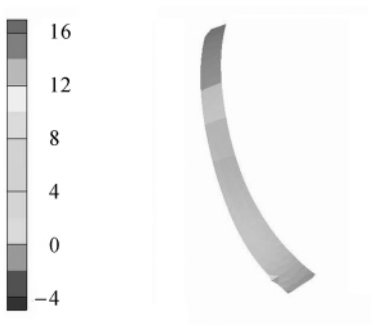
图 6　有回流区心脏泵内部速度场(m/s)

Fig. 6　Internal velocity field of centrifugal cardio-pump with recirculation region(m/s)

(C)1994-2019 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net



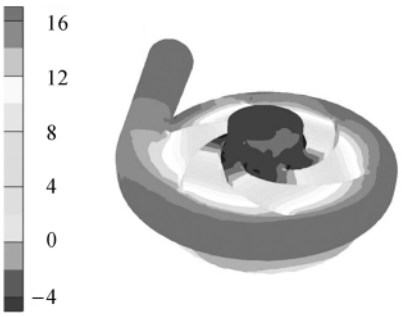

(a) 流道静压



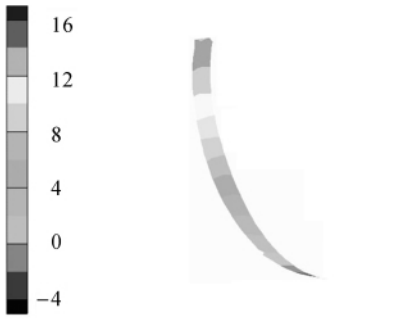

(b) 叶片工作面静压

图 7 无回流区心脏泵内部压力场(kPa)

Fig. 7 Internal pressure field of centrifugal cardio-pump with anti-recirculation region(kPa)




(a) 流道静压




(b) 叶片工作面静压

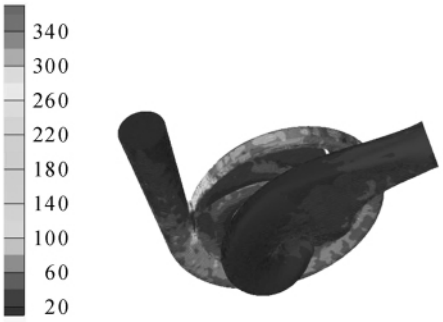
图 8 有回流区心脏泵内部压力场(kPa)

Fig. 8 Internal pressure field of centrifugal cardio-pump with recirculation region(kPa)

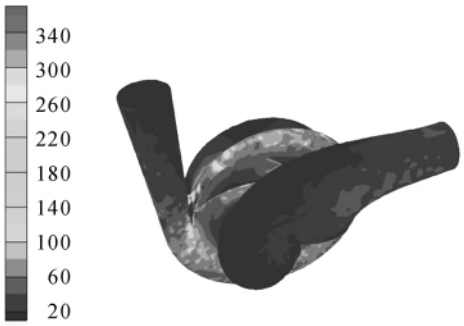
回流区的 2 种心脏泵的压力分布并不完全一致,这是由于 2 种泵结构不同造成的.

### 3.3 心脏泵内部切应力分布

现有的研究表明,切应力是造成溶血的本质原因.切应力有牛顿切应力(层流切应力)和雷诺切应力(湍流切应力)2 种,其中牛顿切应力并不是造成溶血的主要原因,雷诺切应力才是真正的元凶[10-11].因此通过分析切应力的分布,可以研究心脏泵的溶血性能.图 9 为心脏泵内部切应力的分布情况,由图 9 可以看出,2 种叶轮心脏泵切应力较高的区位于压出室内靠近出口的区域和叶轮内部靠近出口的区域.无回流区心脏泵内部的最大切应力为 368 Pa,有回流区心脏泵内部的最大切应力为 325 Pa.




(a) 无回流区




(b) 有回流区

图 9 心脏泵内部切应力分布(Pa)

Fig. 9 Distribution of internal shear stress in centrifugal cardio-pump(Pa)

### 3.4 切应力对红细胞溶血性能的影响

切应力的大小与溶血有关,红细胞的暴露时间也与溶血有一定的关系. Niimi H[12]等通过实验研究,确立了切应力和暴露时间在不同流动系统中的关系,如图 10 所示.显然,存在一个应力临界值,约为 1 000 Pa.超过这个临界值时,即使红细胞的暴露时间极短,血细胞也会发生破坏.切应力为 150 ~1 000 Pa,如果暴露时间延长,红细胞发生破裂.而切应力在 150 Pa 以下,即使暴露的时间无限长,红细胞也不会破坏.用显微镜观察在高黏度介质中的

(C)1994-2019 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

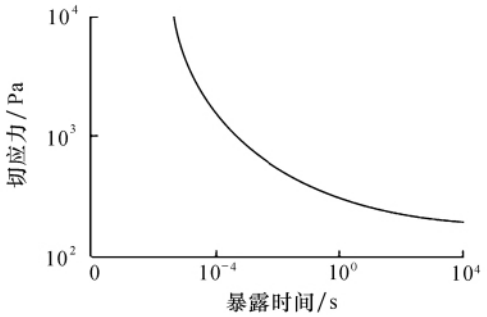



图 10　切应力和红细胞暴露时间的关系

Fig. 10　Relationship between shear stress and red blood cell exposure time

单个红细胞,在大约 100 Pa 的应力水平内,没有发现细胞破裂的任何碎片. 由图 9 心脏泵内部切应力的分布情况可知,有回流区离心式心脏泵模型内部的相对速度场要比无回流区离心式心脏泵模型内部的流场更符合血液动力学的要求,对血细胞的破坏更小.

## 4　结论

对无回流区和有回流区 2 种离心式心脏泵模型进行数值模拟,模拟结果表明:

1) 叶轮内的总的流动趋势良好,无明显的流动分离,叶轮各流道内的流动呈对称分布.

2) 在流道内压力沿着流道方向逐渐增大,在流动的进口处压力最小,出口处压力最大. 流道内的压力分布非常均匀.

3) 从 2 种心脏泵的切应力分布图可以看出,有回流区离心式心脏泵内部的最大切应力要比无回流区离心式心脏泵小,且切应力高于产生溶血的临界切应力(150 Pa)的区域要比无回流区离心式心脏泵的区域小.

4) 有回流区离心式心脏泵模型内部的相对速度场要比无回流区离心式心脏泵模型内部的流场更符合血液动力学的要求,对血细胞的破坏更小.

参考文献:

[1] 姜　华,席　光. 心脏泵的研究进展 [J]. 医疗卫生装备,2006,27(8):34-35.

[2] OLSEN D B. Presidential address: the history of continuous flow blood pumps [J]. 2000,24(6):401-404.

[3] GOLDING L R, JACOBS G, TAKATANI S, *et al*. Chronic nonpulsatile blood flow in an alive awake animal: 34-day's survival [J]. ASAIO Journal,1980:251-255.

[4] 雷永锋,汪希平. 磁悬浮技术在人工心脏泵中的应用研究 [J]. 微特电机,2007(12):4-6.

[5] 关　勇,李红伟,刘淑琴,等. 轴流式磁悬浮人工心脏泵磁悬浮轴承系统设计 [J]. 山东大学学报,2011,41(1):151-155.

[6] 钱坤喜,封志刚,曾　培,等. 血泵叶轮的流线型设计及其对溶血性能的影响 [J]. 生物医学工程学杂志,2003,20(4):605-607.

[7] AMY L T, JUGAL Y K, STEVEN G C, *et al*. Numerical, hydraulic, and hemolytic evaluation of an intravascular axial flow blood pump to mechanically support fontan patients [J]. Annals of Biomedical Engineering,2011,39(1):324-336.

[8] 关醒凡. 现代泵技术手册 [M]. 北京:宇航出版社,1995.

[9] 侯祎华,齐学义,张　静,等. 超高水头混流式长短叶片转轮内部流动数值模拟 [J]. 兰州理工大学学报,2009,35(2):46-50.

[10] 钱坤喜. 叶轮设计的解析方法及其在血泵的应用 [J]. 生物力学,1987,2(2):46-52.

[11] 王广义. 锥形螺旋叶轮血泵流场数值计算与分析 [D]. 秦皇岛:燕山大学,2007.

[12] NIIMI H. 切变流动中红细胞膜上的交变载荷:溶血的潜在原因 [J]. 生物医学工程国外分册,1986,9(4):291-296.

(C)1994-2019 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net