

[文章编号] 1674-8115(2011)09-1347-05

· 短篇论著 ·

后负荷对 Sarns2000 离心泵溶血情况的影响

韩 露^{1,2}, 王 伟^{1,2}, 俞晓青¹, 丁文祥¹

(上海交通大学医学院附属上海儿童医学中心 1. 心胸外科, 2. 儿科转化医学研究所, 上海 200127)

[摘要] 目的 探讨离心泵后负荷压力对血液破坏的影响。方法 采用计算流体仿真(CFD), 实现 Sarns2000 离心血泵的数值分析。对比分析该泵有后负荷工况和空载状态时泵内液体流速、压力、剪切力的差异。结果 在 1 400 r/min 转速下, 有后负荷时流速降低, 泵的流量降低。泵内压力增大, 溶血破坏增加; 但剪切力大于 150 Pa 的区域小于 0.000 032%, 对溶血的控制较好。结论 后负荷压力会导致 Sarns2000 离心泵内溶血破坏的概率增加, 但不会出现因剪切力导致大量溶血的问题。

[关键词] 计算流体仿真; 离心式血泵; 数值模拟; 溶血**[DOI]** 10.3969/j.issn.1674-8115.2011.09.032**[中图分类号]** TH311**[文献标志码]** B

Effect of afterload pressure on hemolytic blood damage in Sarns2000 centrifugal pump

HAN Lu^{1,2}, WANG Wei^{1,2}, YU Xiao-qing¹, DING Wen-xiang¹

(1. Department of Cardiovascular and Thoracic Surgery, 2. Institute of Pediatric Translational Medicine, Shanghai Children's Medical Center, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200127, China)

[Abstract] Objective To investigate the effect of afterload pressure on hemolytic blood damage in centrifugal pump.**Methods** The differences between velocity, pressure and surface shear force of the internal flow of Sarns2000 centrifugal pump with afterload pressure and those without afterload pressure were obtained by computational fluid dynamics(CFD).**Results** The velocity and flow of pump decreased when the rotational speed was 1 400 r/min with afterload pressure. The hemolytic blood damage increased with the pressure increase in the pump. However, the area whose surface shear force was greater than 150 Pa was less than 0.000032%, which had a good performance of hemolysis. **Conclusion** The afterload pressure would enhance the possibility of hemolysis in Sarns2000 centrifugal pump, while the surface shear force has a good performance of hemolysis.**[Key words]** computational fluid dynamics; centrifugal pump; numerical simulation; hemolysis

离心泵是心肺转流和辅助循环常用的血泵, 若其运行过程中产生的血栓和溶血超出安全范围将会引发多种并发症, 严重者甚至危及患者生命。因此, 血栓和溶血问题是衡量血泵性能的重要指标。

为清晰直观地反映出泵内速度矢量、压力和剪切力分布这些可能影响溶血情况的因素^[1], 本文运用计算流体仿真(computational fluid dynamics, CFD)的研究工具 GAMBIT 软件和 FLUENT 软件, 对 Sarns2000 离心式心室辅助装置内部流场进行数字模拟。

1 材料与方法

1.1 血泵及流道的三维模型构建

Sarns2000 磁动力离心式血泵(Terumo, 日本)(图 1A), 该泵选用丙烯酸树脂作为泵头材料, 互相垂直泵进出口设计, 全封闭磁悬浮血泵, 因此无密封及摩擦产生热量等问题。6 个长叶片和 6 个短叶片交替构成叶轮, 开放式流场。泵壳、叶轮、底座及内部的磁体构成一个整体, 拆卸血泵, 测绘泵体各部分的具体尺寸, 用 AutoCAD 软件绘制零件图及装配图。根据泵的外轮廓

[基金项目] 浦东新区科技发展基金创新资金(PKJ2010-Y30) (Foundation of Development and Innovation of Science and Technology of Pudong New Area, Shanghai, PKJ2010-Y30)。

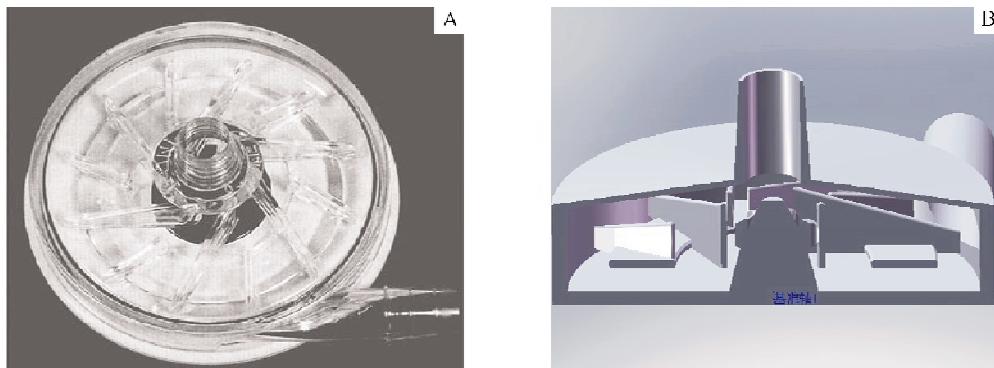
[作者简介] 韩 露(1984—), 女, 助理工程师, 硕士; 电子信箱: hlrain0621@163.com。

[通信作者] 王 伟, 电子信箱: wangweiepb@yahoo.com。

构建实心的配体模型,将之与泵体模型相减得到型腔,即为整个开放式流场的三维模型(图 1B)。

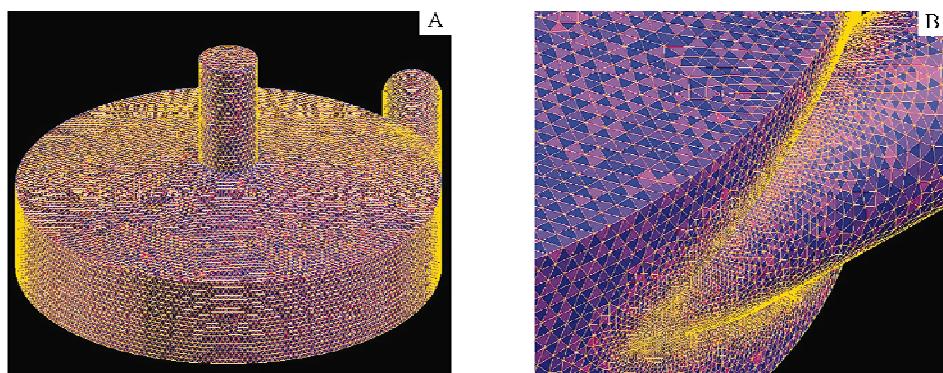
1.2 网格划分

采用 FLUENT 前处理软件 GAMBIT 划分模型网



A. 实物图; B. 三维模型。

图 1 Sarns 离心泵
Fig 1 Sarns centrifugal pump



A. 整体计算网格; B. 网格局部加密。

图 2 计算网格
Fig 2 Grid of channel

1.3 血泵内部流场的计算模型^[2]

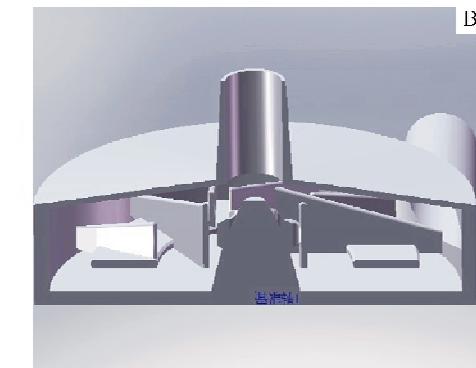
模拟血泵在非搏动转流模式下,稳定转流期的流动情况,故采用定常流来近似模拟流场,将叶轮和中轴等旋转部件设定成旋转固壁,泵壳固壁设定成静止固壁,泵壳和叶轮区域作为整体进行求解计算。通用求解控制方程如式(1):

$$\frac{\partial(\rho u \varphi)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v \varphi)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w \varphi)}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial x} \left[\Gamma_s \frac{\partial \varphi}{\partial x} \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\Gamma_s \frac{\partial \varphi}{\partial y} \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[\Gamma_s \frac{\partial \varphi}{\partial z} \right] + S \quad (1)$$

式中 Γ 为广义扩散系数, φ 为通用变量, 可以代表 u, v, w 等求解变量, S 为广义源项^[3]。

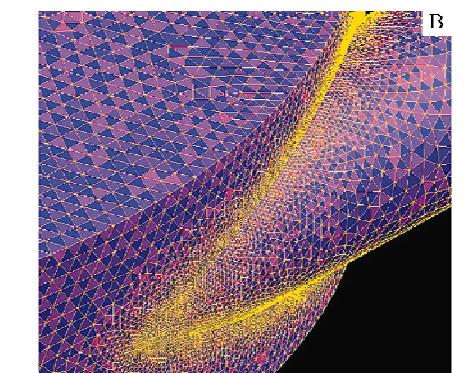
FLUENT 软件模拟 Sarns 血泵在转速为 1 400 r/min 工况下, 收缩压 66 mmHg(1 mmHg = 0.133 kPa) 情况下, 流量为 1.19 L/min; 并与空载状态下自由出流, 流量为 3.64 L/min 的进行对比。选用速度进口的进

格, 由于计算区域的结构不规则且含有很多曲面复杂形状, 故采用更广适应范围的完全非结构的四面体网格单元(TGrid)对泵体进行网格划分^[1], 并用 SIZE FUNCTION 功能对局部网格加密(图 2)。



A. 实物图; B. 三维模型。

图 1 Sarns 离心泵
Fig 1 Sarns centrifugal pump



A. 整体计算网格; B. 网格局部加密。

图 2 计算网格
Fig 2 Grid of channel

口边界条件, 可将进口速度沿进口界面看作均匀分布, 进口截面平均流速 u 根据实验数据中的泵流量值 Q 算出; 出口边界条件为压力出口 66 mmHg, 空载状态选取自由出流边界条件; 对壁面边界条件选择是与流体接触的所有壁面均采用无滑移固壁条件, 在近壁区选用标准壁面函数法; 同时重力和大气压等影响因素考虑在内。

采用有限体积法(finite volume method)对泵进行三维定常计算, 使用隐式分离法离散。采用 SIMPLE 算法的压力-速度耦合方式, 选用隐式分离式求解器(implicit segregated solver), 以欠松弛方式求解迭代过程, 欠松弛因子设置为: 压力 0.3, 体积力 1.0, 密度 1.0, 动量 0.7。工作流体是血液, 忽略血液中的悬浮物质, 假设其为不可压的牛顿流体, 血液的密度为 1 056 kg/m³, 动力黏度为 3.5 mPa/s^[4,5]。

2 结 果

整个流场网格数量为 912 937, 经检查, 模型网格的最差等尺寸斜率为 0.840 456, 最差等角斜率为 0.806 074, 均未超过 0.85, 网格质量较好, 满足高精度计算要求。FLUENT 求解器对残差收敛控制在 10^{-5} , 运算中监控流体的 x 、 y 、 z 残差曲线进行以及连续性参数, 最终计算均收敛。

2.1 速度对比分析

血泵内部的速度矢量分布如图 3 所示, 图中随颜色加深泵内液体流动速度增大, 数值计算的结果显示, 血泵稳定工作状态下泵内部速度场分布较为均匀合理, 湍流现象较少, 出口拐弯处颜色加深, 是特别需要关注的部位, 此处还出现回流、漩涡等复杂流动。网格划分时对此处进行了加密处理, 可以更加精确地反映其内部速度矢量分布(图 4)。在拐弯处附近的流动速度差别较大, 图 4A 所示压力出口的流速低于图 4B 自由出流时, 此处空载时流速明显较大, 随着出口压力的增大, 泵将血液的动能转化为

压力能, 出口处流速降低。

2.2 压力分布

转速 1 400 r/min 下泵体内纵剖面($z=0$)的压力分布见图 5, 颜色越深的部分压力越大, 血流压力经泵旋转后提升的过程, 显示血流从泵入口到泵出口压力增大。通过对比可以看出, 图 5A 的深色面积明显大于图 5B, 指示在相同转速的情况下, 有后负荷的工况比空载时产生更大的泵内压力。

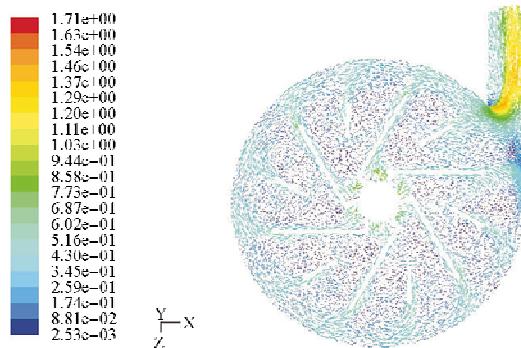
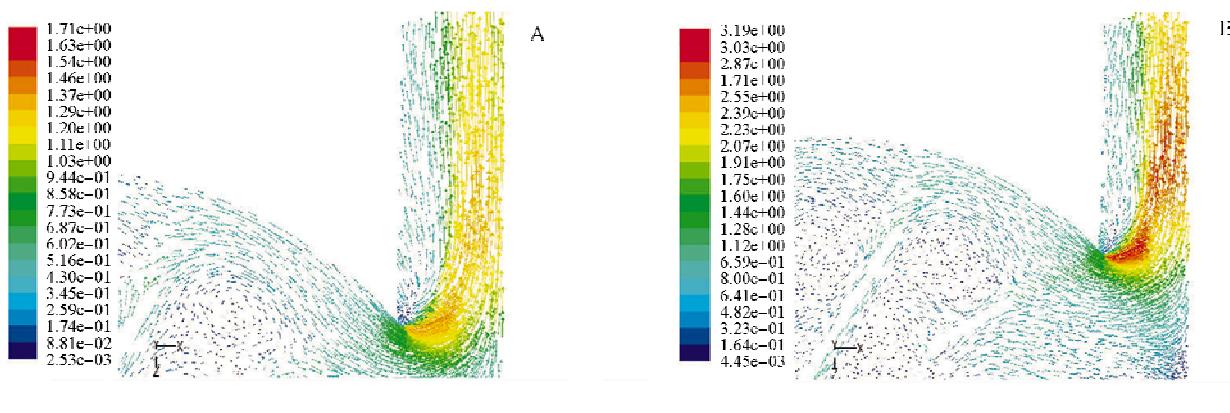


图 3 泵内部速度矢量分布

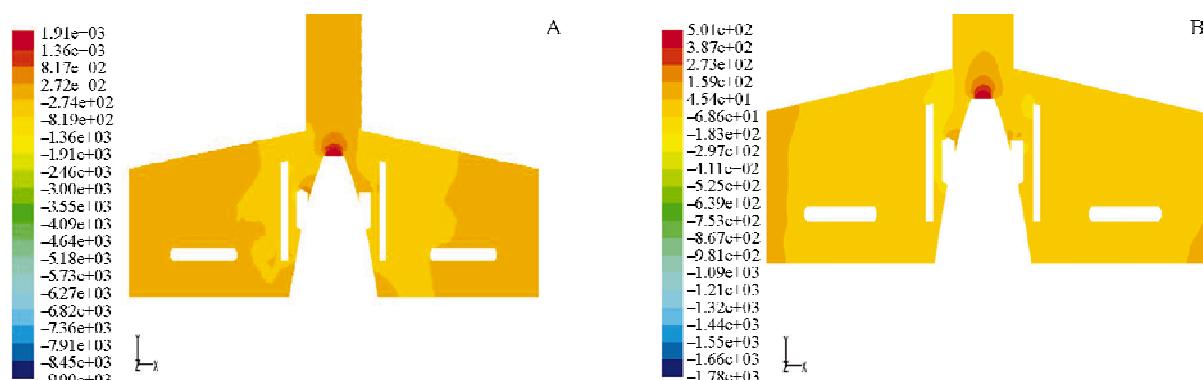
Fig 3 Relative velocity vector in pump



A. 66mmHg 出口压力; B. 自由出流。

图 4 出口处速度矢量分布($y=10$)

Fig 4 Relative velocity vector on outlet



A. 66mmHg 出口压力; B. 自由出流。

图 5 泵体纵剖面静压云图($z=0$)

Fig 5 Static pressure contour on longitudinal profile ($z=0$)

2.3 剪切力分析

泵的剪切力主要分布于泵壳表面、叶轮表面和出口处,图6显示各表面的剪切力分布,图中红色代表进口,绿色代表动壁面即叶轮表面,紫色为出口,蓝色为静壁面即泵壳表面。从图中可以看出整体上叶轮的剪切力较大,泵壳次之,其余区域的剪切力都较小。由图整体上看泵壳上的剪切力较小而叶轮的剪切力较大。进一步关注叶轮表面剪切力分布图7,图中由蓝到红代表剪切力逐渐增加,可以看出叶轮高剪切力区域均出现在叶轮圆环外延处,且随流量增大而变大,即高剪切力区域越大,溶血增多。对所有接触面剪切力区间分布数据进行分析可

见,所有接触面内剪切力大于150 Pa 的区域小于0.000 032%。

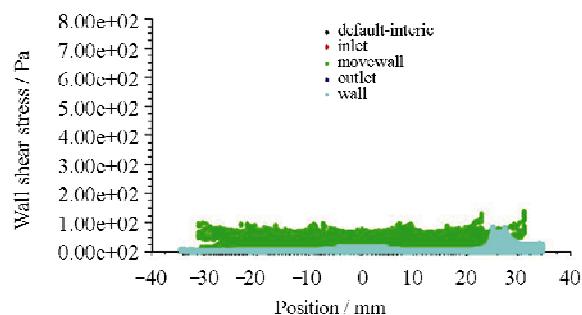
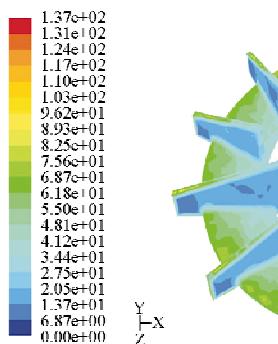


图6 各表面的剪切力分布

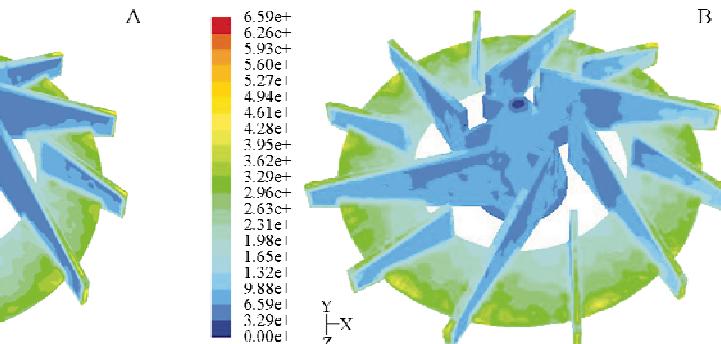
Fig 6 Distribution of the surface shear force



A. 66 mmHg 出口压力;

图7 叶轮表面剪切力分布图($z=0$)

Fig 7 Distribution of the surface shear force on impeller



3 讨论

速度矢量分布图显示,血泵稳定工作状态下泵内部速度场分布较为均匀合理,湍流现象较少,1 400 r/min 转速下速度矢量分布合理,空载时泵的流量较高,后负荷会降低泵的出口流量。出口处的复杂流动也降低了血泵的输出功率,漩涡和回流会使红细胞停留在血泵中的时间延长,红细胞破损的概率也随之增大,导致溶血增多。压力云图显示,压力出口转化了更多的压力能,以提供后负荷压力,克服外周阻力。

血液内的红细胞受到机械运动和湍流运动的作用会产生溶血破坏,致使血红蛋白游离到血浆中。在血泵中,由流体或固壁作用力造成的血液损伤由两方面因素共同决定:红细胞的受力负荷值和暴露时间^[6,7]。根据 Giersiepen 等的研究显示,表征溶血程度的 IH 值与暴露时间 τ 和切应力 t 的关系如方程(2)所示:

$$IH(\%) = 3.62 \times 10^{-5} \times \tau^{2.416} \times t^{0.785} \quad (2)$$

本研究显示:切应力值 ≤ 150 Pa 环境下,红细胞

即使暴露的无限长时间也不会因为切应力被破坏;当切应力在 150 ~ 1 000 Pa 范围时红细胞开始受到破坏,此时由切应力大小和暴露时间共同决定是否溶血,切应力作用时间超过 1 s 将引起红细胞破坏;当切应力值在临界值 1 000 Pa 以上时,红细胞即使暴露的极短时间也会破坏。当血泵转速在 1 400 r/min 时,红细胞在泵内停留时间不超过 1 s,所有接触面内剪切力大于 150 Pa 的区域小于 0.000 032%,没有出现大于 1 000 Pa 的区域,对溶血的控制较好,不会出现因剪切力导致大量溶血的问题,为该泵的临床应用提供了数据支持。

定常流计算能够反映血泵在非搏动转流模式下,稳定转流期间的流动情况,但此仿真不适用于血泵刚启动和出现血压波动时。由于 CFD 计算的简化,将会引起一定的误差,尤其是溶血多发的湍流运动区中高剪切应力区域和不规则的流动区域可能产生的误差较大。

通过血泵空载状态和有出口压力工作状态的数据计算结果对比发现,由于后负荷的压力作用,血泵流量明显降低,不再符合空载时的压力 - 流量曲线

规律, 此时为达到低流量、高扬程的转流要求, 需要提高血泵转速, 泵内压力增大, 溶血破坏增加。另外, 还需要较为密集的转速覆盖范围和压力覆盖范围数据才能保证所得的数据可以为临床应用提供支持, 并为血泵的改进提供参考。

[参考文献]

- [1] Legendre D, Antunes P, Bock E, et al. Computational fluid dynamics investigation of a centrifugal blood pump [J]. *Artif Organs*, 2008, 32(4): 342–348.
- [2] 韩占忠, 王敬, 兰小平. FLUENT 流体工程仿真计算实例与应用 [M]. 北京: 北京理工大学出版社, 2004: 1–26.
- [3] 王福军. 计算流体动力学分析 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2004: 2004: 20–133.
- [4] Zhang Y, Xue S, Gui XM, et al. Design optimization of an axial blood pump with computational fluid dynamics [J]. *ASAIO*, 2008, 54(2): 150–155.
- [5] Fill B, Gartner M, Johnson G, et al. Computational fluid flow and mass transfer of a functionally integrated pediatric pump-oxygenator configuration [J]. *ASAIO*, 2008, 54(2): 214–219.
- [6] Husain SA, Gonzolo W, Fricker FJ, et al. Ventricular assist device implantation in the pediatric population: does pump size selection and associated hemodynamics impact outcomes [J]. *ASAIO*, 2008, 54(5): 474–478.
- [7] 云忠, 谭建平. 基于血液剪切损伤机理的高速螺旋血泵仿真分析 [J]. 中山大学学报: 自然科学版, 2008, 47(1): 47–50.

[收稿日期] 2011-04-29

[本文编辑] 张哲康

(上接第 1327 页)

- [8] Yang C, Tang D, Haber I, et al. *In vivo* MRI-Based 3D FSI RV/LV Models for Human Right Ventricle and Patch Design for Potential Computer-Aided Surgery Optimization [J]. *Comput Struct*, 2007, 85(11–14): 988–997.
- [9] Moaveni S. 有限元分析—ANSYS 理论与应用 [M]. 王崧, 刘丽娟, 董春敏, 译. 北京: 电子工业出版社, 2008.
- [10] Hashim S, Richens D. Finite element method in cardiac surgery [J]. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, 2006, 5(1): 5–8.
- [11] Richens D, Field M, Hashim S, et al. A finite element model of blunt traumatic aortic rupture [J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2004, 25(6): 1039–1047.
- [12] Gnyaneshwark R, Kumar RK, Balakrishnan KR. Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model [J]. *Ann Thorac Surg*, 2002, 73(4): 1122–1129.
- [13] Vignon-Clementel IE, Figueroa CA, Jansen KE, et al. Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries [J]. *Comput Methods Appl Mech Engng*, 2006, 195: 3776–3796.
- [14] Sun Q, Wan D, Liu J, et al. Patient-specific computational fluid dynamic simulation of a bilateral bidirectional Glenn connection [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2008, 46(11): 1153–1159.
- [15] Plasencia J, Babiker H, Richardson R, et al. Virtual surgical modification for planning tetralogy of Fallot repair [C]// Bouman CA, Pollak I, Wolfe PJ. *Computational Imaging VIII*. San Jose, SPIE, 2010.
- [16] Tang T, Chiu IS, Chen HC, et al. Comparison of pulmonary arterial flow phenomena in spiral and lecompte models by computational fluid dynamics [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2001, 122(3): 529–534.
- [17] de Zélicourt DA, Pekkan K, Parks J, et al. Flow study of an extracardiac connection with persistent left superior vena cava [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2006, 131(4): 785–791.
- [18] Soerensen DD, Pekkan K, de Zélicourt D, et al. Introduction of a new optimized total cavopulmonary connection [J]. *Ann Thorac Surg*, 2007, 83(6): 2182–2190.
- [19] Rossignac J, Pekkan K, Whited B, et al. Surgem: Interactive patient-specific anatomy-editor for hemodynamic analysis and surgery planning [R]. Atlanta: Georgia Institute of Technology, 2007.
- [20] Chern MJ, Wu MT, Wang HL. Numerical investigation of regurgitation phenomena in pulmonary arteries of tetralogy of Fallot patients after repair [J]. *J Biomech*, 2008, 41(14): 3002–3009.

[收稿日期] 2011-04-25

[本文编辑] 刘晓华